

Araştırma Makaleleri

Olgu Sunumları

Klinik Vakalar

**Bilimsel
Gelişmelerin İzinde**

Değerli Akademisyenler ve Araştırmacılar,

Bilimin, sürekli bir keşif ve paylaşım yolculuğu olduğuna inanan bir kurum olarak, MIA Science Dergisi'nin lansmanında sizlere seslenmekten büyük bir onur duyuyorum. Miacademy'nin kuruluşundan bu yana, diş hekimliği ve implantoloji alanlarında önemli adımlar attık. Bugün, bu yolculuğun bir sonraki aşamasını temsil eden MIA Science Dergisi ile karşınızdayız; araştırmalarınızı, deneyimlerinizi ve yenilikçi fikirlerinizi global bir platformda paylaşmak için.

MIA Science, ulusal ve uluslararası düzeyde saygı gören bilim insanları, araştırmacılar ve klinik uzmanlar tarafından hazırlanan makalelerle, diş hekimliği biliminin tüm boyutlarını kucaklamayı hedefliyor. Araştırma makalelerinden derlemelere, olgu sunumlarından klinik vakalara kadar geniş bir yelpazede içerik sunarak, akademik bilginin zenginliğini ve derinliğini sergilemeyi amaçlıyoruz.

Bu dergi, sadece bilimsel bilginin bir araya getirildiği bir platformdan daha fazlasını temsil etmektedir. MIA Science, farklı perspektifleri, yenilikçi yaklaşımları ve interdisipliner çalışmaları

teşvik ederek, diş hekimliği biliminin sınırlarını genişletmeyi hedeflemektedir. Her bir sayımızda, alanımızda öncü çalışmaları ve düşünceleri keşfetme fırsatı bulacaksınız.

Önemle belirtmek isterim ki, bu dergi, siz değerli araştırmacıların katkıları ve iş birlikleri sayesinde hayat bulacak. Her bir makaleniz, diş hekimliği bilimine yeni bir bakış açısı getirecek ve küresel bilgi birikimimize katkıda bulunacak. MIA Science, bilgi ve deneyimlerinizi paylaşmanız için güvenilir ve yenilikçi bir ortam sunmayı taahhüt ediyor.

Son olarak, bu derginin, bilgiye olan tutkunuzu daha da alevlendireceğini ve alanımızda yeni tartışmalar yaratacağını umuyorum. Birlikte, diş hekimliği biliminin yeni ufuklarını keşfedeceğiz ve mesleğimizin geleceğini şekillendireceğiz.

Katkılarınızı ve desteğinizi sabırsızlıkla bekliyorum. MIA Science'da buluşmak üzere, hepinize sağlık, başarı ve ilham dolu günler dilerim.

Saygılarımla,



Prof. Dr. Onur Geçkili
MIA Bilimsel Komite Başkanı

Araştırma Makaleleri 06

Is Clinical Experience Important for Obtaining the Primary Stability of Dental Implants with Aggressive Threads? An Ex Vivo Study **7**

Remediation of Machining Medium Effect on Biocompatibility of Titanium-Based Dental Implants by Chemical Mechanical Nano-Structuring **14**

Investigation of the Wetting Properties of Thalassemia Patients' Blood Samples on Grade 5 Titanium Implant Surfaces: A Pilot Study **27**

Effect of Different Surface Treatments on Retention of Cement-Retained, Implant- Supported Crowns **43**

Evaluation of The Fracture Resistance and Failure Types of Different CAD-CAM Ceramic Crowns Supported by Angled Titanium Abutments **54**

Farklı Yiv Yapısına Sahip Dental İmplantlarda Marjinal Kemik Kaybının Değerlendirilmesi: Pilot Çalışma **63**

Ti-Base ve Simante Abutmentlara Sahip Tek Kuronlarda Marjinal Kemik Kaybı Karşılaştırması: Retrospektif Pilot Çalışma **69**

Chemical Mechanical Surface Nano-Structuring (CMNS) Implementation on Titanium Based Implants to Enhance Corrosion Resistance and Control Biocompatibility **76**

Kuron-İmplant Oranının ve Karşıt Dentisyonun Marjinal Kemik Kaybı Üzerine Etkisi: 2 Yıllık Retrospektif Çalışma **87**

Bükülebilir Dayanağa Sahip Tek Parça Kortikobazal Dental İmplantların Marjinal Kemik Kaybı ve Sağ Kalım Açısından Retrospektif Olarak Değerlendirilmesi **94**

Ti-Base Abutmentlara Bağlanan Protezlerde İmplantların Marjinal Kemik Kaybı Açısından Retrospektif Olarak Değerlendirilmesi **100**

İmplant Üstü Overdenture Protezlerde Farklı Ataşman Tiplerinin Marjinal Kemik Kaybı Üzerine Etkisi: Retrospektif Çalışma **106**

Farklı Yüzey İşlemi Uygulanan Titanyum Abutmentların Yüzey İslanabilirliği Yönünden In Vitro İncelenmesi **113**

Hemen yükleme protokolü ile yerleştirilen implant destekli hareketli protezlerdeki implantların marjinal kemik kaybı ile primer stabiliteilerinin ilişkisi: 1 yıllık prospektif klinik çalışma **118**

Dynamic and Static Load Performance of Dental Biomaterial Systems with Conical Implant-Abutment Connections **125**

Self-protective Oxide Nano-Coatings for Enhanced Surface Biocompatibility of Titanium **136**

Development of 3-D Chemical Mechanical Polishing Process for Nanostructuring of Bioimplant Surfaces **143**

Dental İmplantların Hastaların Hayat Kalitesi Üzerindeki Etkisi **150**

Derleme 156

Unilateral hareketli bölümlü protezler: Mevcut duruma bakış **157**

Olgu Sunumları 164

Periodontal Kemik Kaybı Olan Vakaların Monoblok Bükülebilir İmplantlar Kullanılarak 72 Saat İçerisinde Kalıcı Protetik Yapılarla Yüklenmesi **165**

Alt Anterior Dişli Çenede Quattrofix Opsiyonu: Olgu Sunumu **171**

İmplant Destekli Protezlerde Üst Yapı Seçeneklerinin Klinik Başarıya Etkisi - Vaka Sunumu **177**

Şiddetli Periodontal Yıkım Görülen Hastada All-On-4 İmplant Tedavisi ve İmmediat Yükleme Protokolü **183**

İki Parçalı İmplant Sistemleri ile Tedavisi Zor Olguların Monoblok Bükülebilir İmplantlar ile Sağaltımı **188**

Klinik Vakalar 194

Full Ağız Restorasyonları **195**

All On Four İmplant Hastalarında Protetik Değerlendirmede Kilit Faktörler **196**

Başarısız İmplant Tedavisinin Revizyonu amacıyla Bilateral Sinüs Lifting, Otojen Kemik Greftlemesi ve İmplant Uygulaması **198**

Dijital Yöntemle Vida Tutuculu Kuron **200**

İleri Düzey Periodontal Yıkım Bulunan Hastanın All-On-4 Konsepti ile Sabit Protezlerin Uygulanması **202**

Konjenital Premolar Eksikliğinde,İmplant Yerleşimi ile Aynı Anda Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu: Olgu Sunumu **204**

Otojen Kemik Uygulamaları - 1 **206**

Otojen Kemik Uygulamaları - 2 **206**

Otojen Kemik Uygulamaları - 3 **207**

Otojen Kemik Uygulamaları - 4 **208**

PRF Uygulamaları **209**

Hibrit Protez Uygulamaları **210**

Sinüs Lifting Uygulamaları - 1 **212**

Sinüs Lifting Uygulamaları - 2 **212**

Sinüs Lifting Uygulamaları - 3 **213**

Sinüs Lifting Uygulamaları - 4 **213**

Tam Dişsizliğin Dental İmplant Tedavisi ve Sinüs Lifting ile Sabit Protetik Rehabilitasyonu **214**

Tüm Yönleriyle İmmediat İmplantasyon ve İmmediat Yükleme **216**

MIAcademy

Mia Science Dijital Kütüphane

Editör

Prof. Dr. Onur Geçkili

Yayın Kurulu

Prof. Dr. Mustafa Ramazanoğlu

Doç.Dr. Uğur Mercan

Dt. Mustafa Bekerecioğlu

Yazı İşleri

Dt. Ulviye Çapkat

Grafik Tasarım

Gökhan Yıldırım

Basım Yeri

Çağdaş Form Matbaa

Litros Yolu 2.Matbaacılar Sitesi

2NC 24 Topkapı / İstanbul

Tel: 0 (212) 544 95 55

E-Mail: info@cagdasform.com

www.cagdasform.com.tr

Abdi İpekçi Cad. No: 58
Bayrampaşa

İstanbul / Türkiye

+90 212 438 00 58

+90 544 720 47 37

info@miacademy.com.tr

www.miacademy.com.tr



Is Clinical Experience Important for Obtaining the Primary Stability of Dental Implants with Aggressive Threads? An Ex Vivo Study

Background: The aim of this study was to investigate the clinicians' experience on maintaining the primary stability of implants with aggressive threads belonging to a novel dental implant system.

Material and Methods: Three hundred implants with aggressive threads were inserted in fresh bovine ribs mimicking Type IV bone by five clinicians which were classified according to their previous experience of total number of implant insertion. An independent examiner measured the primary stability of all implants after insertion by using resonance frequency analysis (RFA), electronic percussive testing (EPT) and removal torque methods.

Results: No significant differences were detected between the stability values measured by the clinicians ($p > 0.05$) except the Periotest values (PTVs) of the non-experienced clinician. PTVs of the non-experienced clinician were significantly higher than the PTVs of the expert and good clinicians ($p < 0.05$). Significantly higher stability values were detected in the secondary insertion of the non-experienced clinician as compared to her initial insertion values ($p < 0.05$). No significant differences were detected between the first and second measurements of the other clinicians ($p > 0.05$).

Conclusions: Within the limitations of this ex-vivo study, it may be concluded that experience does not play an important role in maintaining the stability of implants with aggressive threads.

Key words: Implantology, experimental design, osseointegration.

Journal section: Oral Surgery
Publication Types: Research

doi:10.4317/medoral.22733
http://dx.doi.org/doi:10.4317/medoral.22733

Is clinical experience important for obtaining the primary stability of dental implants with aggressive threads? An *ex vivo* study

Onur Geckili¹, Hakan Bilhan², Esma Geckili³, Ece Barca-Dayan⁴, Cagatay Dayan⁵, Canan Bural¹

¹ PhD, DDS, Professor, Department of Prosthodontics, Istanbul University, Faculty of Dentistry, Istanbul, Turkey
² PhD, DDS, Department of Periodontology, Faculty of Health, School of Dentistry, Universitat Witten/Herdecke, Witten, Nordrhein-Westfalen, Germany
³ PhD, DDS, Istanbul Bilgi University, Department of Dentistry Services, Oral and Dental Health, Istanbul, Turkey
⁴ DDS, PhD Student, Department of Periodontology, Istanbul University, Faculty of Dentistry, Istanbul, Turkey
⁵ PhD, DDS, Program of Dental Technicians, Istanbul University Cerrahpasa, Istanbul, Turkey

Correspondence:
Department of Prosthodontics
University of Istanbul
Faculty of Dentistry, 2nd Floor
34093 - Capa, Istanbul, Turkey
geckili@istanbul.edu.tr

Received: 27/08/2018
Accepted: 07/01/2019

Geckili O, Bilhan H, Geckili E, Barca-Dayan E, Dayan C, Bural C. Is clinical experience important for obtaining the primary stability of dental implants with aggressive threads? An *ex vivo* study. Med Oral Patol Oral Cir Bucal. 2019 Mar 1;24 (2):e254-9.
http://www.medicinaoral.com/medoralfree01/v24i2/medoralv24i2p254.pdf

Article Number: 22733 <http://www.medicinaoral.com/>
© Medicina Oral S. L. C.I.F. B 96689336 - pISSN 1698-4447 - eISSN: 1698-6946
eMail: medicina@medicinaoral.com
Indexed in:
Science Citation Index Expanded
Journal Citation Reports
Index Medicus, MEDLINE, PubMed
Scopus, Embase and Emcare
Indice Médico Español

Abstract

Background: The aim of this study was to investigate the clinicians' experience on maintaining the primary stability of implants with aggressive threads belonging to a novel dental implant system.

Material and Methods: Three hundred implants with aggressive threads were inserted in fresh bovine ribs mimicking Type IV bone by five clinicians which were classified according to their previous experience of total number of implant insertion. An independent examiner measured the primary stability of all implants after insertion by using resonance frequency analysis (RFA), electronic percussive testing (EPT) and removal torque methods.

Results: No significant differences were detected between the stability values measured by the clinicians ($p > 0.05$) except the Periotest values (PTVs) of the non-experienced clinician. PTVs of the non-experienced clinician were significantly higher than the PTVs of the expert and good clinicians ($p < 0.05$). Significantly higher stability values were detected in the secondary insertion of the non-experienced clinician as compared to her initial insertion values ($p < 0.05$). No significant differences were detected between the first and second measurements of the other clinicians ($p > 0.05$).

Conclusions: Within the limitations of this *ex-vivo* study, it may be concluded that experience does not play an important role in maintaining the stability of implants with aggressive threads.

Key words: Implantology, experimental design, osseointegration.

Introduction

Treatment of any kind of edentulism with dental implants have emerged to be a predictable option in dentistry. For achieving a successful implant treatment, dental implants should integrate to the surrounding bone which has been termed as osseointegration (1). To accomplish osseointegration, it has been well documented in the literature that implants should be adequately stable in the bone both after the surgery and during the healing period (2-5). Implant stability has been recently defined by Trisi and colleagues (6) as "the value of relative micromotion between the implant and the surrounding bone." Avoiding this micromotion and maintaining the stability immediately after surgery which is so-called as initial or primary stability depends on several factors such as the quality and quantity of the surrounding bone, the surgical technique used and the implant design (7-9).

Measuring the stability after the surgery (secondary stability) is very important to decide the time of loading of an implant. Additionally, unusual changes in the stability of an implant during the healing period or after osseointegration ought to alert the clinicians to take some precautions such as unloading the implant, avoiding a possible occlusal trauma or infection control (4,10).

Several methods have been proposed to measure implant stability. Of these, only resonance frequency analyses (RFA) and electronic percussive testing (EPT) are regarded as clinically applicable both to measure the primary stability and to monitor the changes in the stability during the healing period (11,12). Insertion torque method is also a safe one but can only be used to evaluate the primary stability of an implant (12). Reverse torque method (RT) is not clinically applicable because it may negatively affect the stability and loosen the implant; but gives valuable numerical information in experimental tests (13,14).

It has been shown that the clinical performance of health technologies improves over time, as the clinicians become more familiar with the presented technology which is also termed as the learning curve (15,16). The skill and experience of the clinicians is of high importance in providing a successful implant treatment. It was shown that clinician's inexperience makes the treatment complex and only experienced clinicians should achieve harder protocols like immediate loading (15). In a previous retrospective research performed by the present authors it was shown that due to the improvement of the skill of the surgeon, implants that had been installed 5 years ago or earlier had a higher failure rate than those that were inserted more recently (17). However, Jemt *et al.* (18) couldn't find any differences in failure rates of inexperienced surgeons placing as compared with experienced surgeons in a more recent research covering larger number of patients.

The factors that may influence the primary stability of dental implants have been investigated in many clinical and *in vitro* studies (4,5,9,10). Implant design, surgical technique modifications and host bone quality and density have been reported to positively affect the primary stability of an implant (9). However there's little information about the clinician's experience on providing the primary stability. Therefore the present *ex-vivo* study was conducted to investigate this effect on a novel dental implant system.

Material and Methods

Fresh bovine bone ribs belonging to the same animal were found from a butcher's shop and carefully chosen for the experimental procedures. The bovine bone ribs were similar to type IV quality bone (19,20) according to the Lekholm and Zarb classification (21).

A total of 300 implants were inserted into the selected bovine bone ribs with a safe distance to each other by 5 different clinicians categorized based upon their clinical expertise on dental implant insertion as follows:

1. Expert: Clinician having an experience of more than 2000 implants
2. Qualified: Clinician having an experience of 1000-2000 implants
3. Good: Clinician having an experience of 500-1000 implants
4. Novice: Clinician having an experience of 100-500 implants
5. Inexperienced: Clinician that had never placed any implant

The implants were all 4.1 mm wide and 11.5 mm long and belonged to the same manufacturer (Mode Rapid Implants; Mode Medikal, Istanbul, Turkey). Since the implant system was new in the market, the implant system was introduced (the sequence of drills and implant insertion) by a short briefing prior to the experimental procedures to all involved clinicians.

First 4 clinicians prepared the implant beds following the standard drilling protocol recommended by the manufacturer and inserted the implants with their own experience. The 5th clinician performed the implant bed preparation and implant insertion under the supervision of a qualified company representative.

30 implants were inserted into the ribs by each clinician. After 24 hours, another 30 were inserted by each clinician in order to measure the learning effect on providing implant stability.

-Measurements

After the insertion of all 300 implants, an independent examiner blinded to the study protocol and calibrated before the study made all the stability measurements using the RFA, EPT and RT methods.

RFA was measured using the magnetic Osstell™ ISQ (OM2; Osstell™ ISQ, Integration Diagnostics, Save-

dalen, Sweden). A magnetic peg pre-calibrated for Mode implants was inserted using a plastic screwdriver provided by the manufacturer (Smartpeg type 60, Integration Diagnostics, Savedalen, Sweden) and hand tightened. Osstell probe was held 1 mm away from the Smartpeg at a 90-degree angle both in the buccal and mesial directions for each implant (Fig. 1) and the RFA value was registered as implant stability quotient (ISQ) on the digital screen of the instrument. The mean of the buccal and mesial ISQs were calculated and recorded as one ISQ value for each implant.



Fig. 1. Measurement of the implant stability by using RFA method.

EPT was measured using the wireless Periostest M (PT2; Medizintechnik Gulden, Modautal, Germany). 2 mm healing abutments (Healing abutment Mode, Mode-medikal) were screwed to all of the implants and the hand-piece of the device was seized perpendicular to the healing abutments in the buccal directions (Fig. 2) and after percussion the microcomputer recorded the Periostest values (PTVs).



Fig. 2. Measurement of the implant stability by using EPT method.

After completing the RFA and EPT measurements, implants were loosened using a pre-calibrated digital torque gauge (Cedar DID-04, Sugisaki Meter Co.,Ltd, Japan) and one reverse torque value (RTV) was recorded for each implant (Fig. 3).



Fig. 3. Measurement of the implant stability by using RT method.

-Statistical analyses

Statistical analysis was performed using Statistical Package for Social Sciences (SPSS) for Windows software (IBM Corp. Released 2013. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 22.0. Armonk, NY). The relevance of the parameters to the normal distribution was analyzed by using Shapiro Wilks test. One-way analysis of variance (ANOVA) was used to find significant differences between the clinicians' stability values and the post hoc Tukey's honestly significant difference (HSD) test and Tamhane's T2 test were used to identify the source of the difference. The change of values between the first and second insertions was measured using Paired sample t test. Correlations between the stability values measured by the three instruments were assessed using the Pearson correlation test. The level of significance was set at 95% ($p < 0.05$)

Results

The means of the PTVs, ISQs and RTVs are presented in Table 1, no significant differences were observed between the ISQs and RTVs of the clinicians ($P > .05$); but the PTVs of the inexperienced clinician were significantly higher (lower stability) than the expert and qualified clinicians ($P = .008$ and $P = .001$ respectively). No other significance was observed between the PTVs of other clinicians ($P > .05$).

PTVs, ISQs and RTVs of initial and secondary insertion of the first 4 clinicians didn't differ significantly ($P > .05$). However, significantly higher ISQs and RTVs ($P = .001$) and lower PTVs ($P = .019$) were detected in the secondary insertion of the inexperienced clinician as compared to her initial insertion values (Table 2).

Table 1. PTVs, ISQs and RTVs of the clinicians.

Methods	Examiners				
	Expert	Qualified	Good	Non-experienced	Novice
ISQ	61.01±15.17	62.11±8.65	62.55±13.99	57.09±18.67	58.04±15.04
PTV	-2.36±6.04	-3.28±4	-0.94±6.12	1.26±6.84	-0.66±6.21
RTV	30.15±22.94	25.04±21.99	33.91±28.46	26.43±24.94	26.91±25.69

* Standard deviation.

Table 2. Comparison of the PTVs, ISQs and RTVs of initial and secondary insertion of the clinicians.

	Examiners	Initial Insertion	Secondary Insertion	p
		Mean±SD	Mean±SD	
ISQ	Expert	60.53±15.04	61.48±15.55	0.757
	Qualified	64.02±8.67	63.2±8.33	0.689
	Good	62.4±14.26	62.7±13.95	0.865
	Non-experienced	50.68±21.04	63.5±13.47	0.001 ^a
PTV	Expert	60.38±11.58	59.7±17.29	0.782
	Qualified	-1.52±6.24	-3.2±5.81	0.211
	Good	-3.62±3.9	-2.93±4.14	0.203
	Non-experienced	-1.85±6.44	-0.04±5.75	0.204
RT	Expert	2.85±7.51	-0.34±5.79	0.019 ^a
	Qualified	-1.09±5.05	-0.23±7.26	0.407
	Good	29.12±3.87	31.18±4.54	0.499
	Non-experienced	24.08±3.80	25.99±4.27	0.652
RTV	Expert	33.91±5.15	33.9±5.33	0.997
	Qualified	18.96±3.14	33.9±5.33	0.001 ^a
	Good	24.37±4.24	29.45±5.13	0.280
	Non-experienced	24.37±4.24	29.45±5.13	0.280

Paired sample t test

^a $p < 0.05$.

When all the implants were considered, Pearson correlation values showed significant positive correlations between the ISQs and RTVs (73.8%, $P < .05$) and significant negative correlations between PTVs and ISQs (83.3%, $P < .05$) and between PTVs and RTVs (59.6%, $P < .05$).

Discussion

It is well known that primary stability is a prerequisite for obtaining successful osseointegration. Especially when the immediate or early loading protocol is intended and the implants are inserted in cancellous bone in regions such as the posterior maxilla, it is better to use implant designs with more aggressive threads in order to achieve higher stability levels. These implants have an ability to change direction during insertion that al-

lows the clinicians to change position of the implant in order to correct the position or maintain higher stability and therefore are generally recommended for experienced users (22). The main goal of the present study was to analyze the effect of clinical experience in providing the stability of implants having the above mentioned design features. Additionally the implants used belonged to a novel dental implant system and none of the clinicians involved in this study had any experience in this new system. Therefore it was possible to measure only the effect of previous experience in implant surgery not the experience of a specific implant system.

Primary stability of an implant may be measured using several methods but the most commonly used methods are insertion torque, RFA and EPT. Since a separate investigator measured the stability of all implants in the

present study, it was not possible to measure the insertion torque values of the implants inserted by different clinicians. Therefore RT was preferred instead together with RFA and EPT to measure implant stability which works identical with insertion torque but not clinically applicable (13,14). Pearson correlation values showed significant correlations between the methods used in the present study which is in accordance with previous studies (20).

Only one study exists in the dental literature dealing with the effect of clinical experience on providing dental implant stability. In this *ex-vivo* study similar to ours, Romanos *et al.* (23) categorized the clinicians into 3 as master, good and non-experienced and stability measurements were performed by means of EPT and RFA. In order to obtain more detailed results of experience effect on implant stability, the clinicians were divided into 5 as expert, qualified, good, novice and inexperienced in the present study. Romanos *et al.* (23) found that the inexperienced clinicians inserted parallel implants with higher ISQs and lower PTVs (higher stability) than the other clinicians. This finding is just the opposite of the findings of the present study in which the PTVs of the inexperienced clinician were higher (lower stability) than the expert and qualified clinicians. This may be due to the different implant designs used in the two studies. Implant designs with more aggressive threads which were used in the present study and generally recommended for experienced users (22) may be the reason of lower stability values of the inexperienced clinician.

In the present study, a novel dental implant system was used, with which the clinicians involved in the present study had never worked before. All the clinicians have made 2 insertions in 24 hour intervals in order to measure the effect of their experience on learning to provide better implant stability. However only the inexperienced clinician who had never inserted a single implant before the present study presented higher stability values in her second insertion. Other clinicians showed similar stability values in their first and second insertions.

Our results showed that even a novice clinician having an experience of 100-500 implants may provide implant stability as high as an expert clinician having an experience of more than 2000 implants when an aggressive threaded implant is used.

Conclusions

Within the limitations of this study, it may be concluded that the implant geometry is more important than the experience of the clinician in order to achieve good primary stability in cancellous bone. Primary stability can be achieved even if the clinician has a minor experience in implant surgery.

References

1. Branemark PI. Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent.* 1983;50:399-410.
2. Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 1998;11:491-501.
3. Nedir R, Bischof M, Szmukler-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15:520-528.
4. Geckili O, Bilhan H, Bilgin T. A 24-week prospective study comparing the stability of titanium dioxide grit-blasted dental implants with and without fluoride treatment. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2009;24:684-688.
5. Toyoshima T, Tanaka H, Ayukawa Y, Howashi M, Masuzaki T, Kiyosue T, et al. Primary Stability of a Hybrid Implant Compared with Tapered and Cylindrical Implants in an Ex Vivo Model. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17:950-6.
6. Trisi P, Berardini M, Falco A, Podaliri Vulpiani M. Validation of value of actual micromotion as a direct measure of implant micromobility after healing (secondary implant stability). An in vivo histologic and biomechanical study. *Clin Oral Implants Res.* 2016; 27:1423-1430.
7. Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 1998;11:408-420.
8. Ostman PO, Hellman M, Wendelhag I, Sennerby L. Resonance frequency analysis measurements of implants at placement surgery. *Int J Prosthodont.* 2006;19:77-83.
9. Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bozdog E, Sünbüloğlu E, Kutay O. Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone. *J Oral Rehabil.* 2010;37:900-907.
10. Friberg B, Sennerby L, Linden B, Gröndahl K, Lekholm U. Stability measurements of one-stage Branemark implants during healing in mandibles. A clinical resonance frequency analysis study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1999; 28:266-272.
11. Dario LJ, Cucchiari PJ, Deluzio AJ. Electronic monitoring of dental implant osseointegration. *J Am Dent Assoc.* 2002; 133:483-490.
12. Park JC, Lee JW, Kim SM, Lee JH. Implant Stability - Measuring Devices and Randomized Clinical Trial for ISQ Value Change Pattern Measured from Two Different Directions by Magnetic RFA. In: Turkyilmaz I, editor. *Implant Dentistry - A Rapidly Evolving Practice.* Croatia: InTech, 2011:111-128.
13. Sul YT, Johansson CB, Jeong Y, Wennerberg A, Albrektsson T. Resonance frequency and removal torque analysis of implants with turned and anodized surface oxides. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13:252-259.
14. Brouwers JE, Lobbezoo F, Visscher CM, Wismeijer D, Naeije M. Reliability and validity of the instrumental assessment of implant stability in dry human mandibles. *J Oral Rehabil.* 2009;36:279-283.
15. Ramsay CR, Wallace SA, Garthwaite PH, Monk AF, Russell IT, Grant AM. Assessing the learning curve effect in health technologies. Lessons from the nonclinical literature. *Int J Technol Assess Health Care.* 2002;18:1-10.
16. Franceschetti G, Trombelli L, Minenna L, Franceschetti G, Farina R. Learning Curve of a Minimally Invasive Technique for Transcrestal Sinus Floor Elevation: A Split-Group Analysis in a Prospective Case Series With Multiple Clinicians. *Implant Dent.* 2015;24:517-26.
17. Geckili O, Bilhan H, Geckili E, Cilingir A, Mumcu E, Bural C. Evaluation of possible prognostic factors for the success, survival, and failure of dental implants. *Implant Dent.* 2014;23:44-50.
18. Jemt T, Olsson M, Renouard F, Stenport V, Friberg B. Early Implant Failures Related to Individual Surgeons: An Analysis Covering 11,074 Operations Performed during 28 Years. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18:861-872.
19. Geckili O, Bilhan H, Cilingir A, Mumcu E, Bural C. A comparative in vitro evaluation of two different magnetic devices detecting the stability of osseo-integrated implants. *J Periodontol Res.* 2012;47:508-513.

20. Geckili O, Bilhan H, Cilingir A, Bilmenoglu C, Ates G, Urgan AC, et al. Comparative ex vivo evaluation of two electronic percussive testing devices measuring the stability of dental implants. *J Periodontol.* 2014;85:1786-1791.
21. Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, eds. *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry.* Chicago: Quintessence publishing, 1985:199-209.
22. Irinakis T, Wiebe C. Clinical evaluation of the NobelActive implant system: a case series of 107 consecutively placed implants and a review of the implant features. *J Oral Implantol.* 2009;35:283-8.
23. Romanos GE, Basha-Hijazi A, Gupta B, Ren YF, Malmstrom H. Role of clinician's experience and implant design on implant stability. An ex vivo study in artificial soft bones. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16:166-71.

Acknowledgements

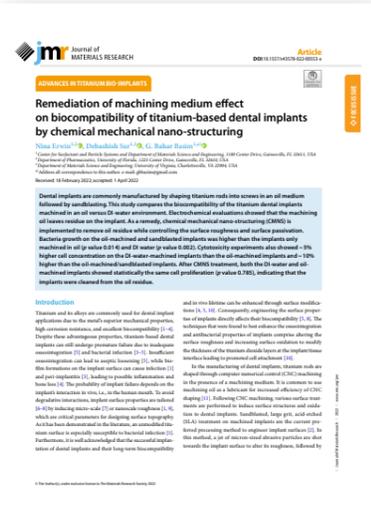
The authors would like to thank the owners and employees of Mode Medical who served the implants and the surgical sets without any problem to the clinicians that worked in this project.

Funding

This research was performed without any funding from third parties.

Conflict of Interests

None of the authors have any competing interests in the manuscript.



Remediation of Machining Medium Effect on Biocompatibility of Titanium-Based Dental Implants by Chemical Mechanical Nano-Structuring

Dental implants are commonly manufactured by shaping titanium rods into screws in an oil medium followed by sandblasting. This study compares the biocompatibility of the titanium dental implants machined in an oil versus DI-water environment. Electrochemical evaluations showed that the machining oil leaves residue on the implant. As a remedy, chemical mechanical nano-structuring (CMNS) is implemented to remove oil residue while controlling the surface roughness and surface passivation. Bacteria growth on the oil-machined and sandblasted implants was higher than the implants only machined in oil (p value 0.014) and DI water (p value 0.002). Cytotoxicity experiments also showed ~ 5% higher cell concentration on the DI-water-machined implants than the oil-machined implants and ~ 10% higher than the oil-machined/sandblasted implants. After CMNS treatment, both the DI-water and oil-machined implants showed statistically the same cell proliferation (p value 0.785), indicating that the implants were cleaned from the oil residue.

ADVANCES IN TITANIUM BIO-IMPLANTS

Remediation of machining medium effect on biocompatibility of titanium-based dental implants by chemical mechanical nano-structuring

Nina Erwin^{1,2}, Debashish Sur^{1,3}, G. Bahar Basim^{1,a}

¹Center for Surfactant and Particle Systems and Department of Materials Science and Engineering, 1180 Center Drive, Gainesville, FL 32611, USA
²Department of Pharmaceutics, University of Florida, 1225 Center Drive, Gainesville, FL 32610, USA
³Department of Materials Science and Engineering, University of Virginia, Charlottesville, VA 22904, USA
 a) Address all correspondence to this author. e-mail: gbbasim@gmail.com

Received: 18 February 2022; accepted: 1 April 2022

Dental implants are commonly manufactured by shaping titanium rods into screws in an oil medium followed by sandblasting. This study compares the biocompatibility of the titanium dental implants machined in an oil versus DI-water environment. Electrochemical evaluations showed that the machining oil leaves residue on the implant. As a remedy, chemical mechanical nano-structuring (CMNS) is implemented to remove oil residue while controlling the surface roughness and surface passivation. Bacteria growth on the oil-machined and sandblasted implants was higher than the implants only machined in oil (p value 0.014) and DI water (p value 0.002). Cytotoxicity experiments also showed ~ 5% higher cell concentration on the DI-water-machined implants than the oil-machined implants and ~ 10% higher than the oil-machined/sandblasted implants. After CMNS treatment, both the DI-water and oil-machined implants showed statistically the same cell proliferation (p value 0.785), indicating that the implants were cleaned from the oil residue.

Introduction

Titanium and its alloys are commonly used for dental implant applications due to the metal's superior mechanical properties, high corrosion resistance, and excellent biocompatibility [1–4]. Despite these advantageous properties, titanium-based dental implants can still undergo premature failure due to inadequate osseointegration [5] and bacterial infection [3–5]. Insufficient osseointegration can lead to aseptic loosening [5], while bio-film formations on the implant surface can cause infection [1] and peri-implantitis [3], leading to possible inflammation and bone loss [4]. The probability of implant failure depends on the implant's interaction in vivo, i.e., in the human mouth. To avoid degradative interactions, implant surface properties are tailored [6–8] by inducing micro-scale [7] or nanoscale roughness [1, 9], which are critical parameters for designing surface topography. As it has been demonstrated in the literature, an unmodified titanium surface is especially susceptible to bacterial infection [1]. Furthermore, it is well acknowledged that the successful implantation of dental implants and their long-term biocompatibility

and in vivo lifetime can be enhanced through surface modifications [4, 5, 10]. Consequently, engineering the surface properties of implants directly affects their biocompatibility [5, 8]. The techniques that were found to best enhance the osseointegration and antibacterial properties of implants comprise altering the surface roughness and increasing surface oxidation to modify the thickness of the titanium dioxide layers at the implant/tissue interface leading to promoted cell attachment [10].

In the manufacturing of dental implants, titanium rods are shaped through computer numerical control (CNC) machining in the presence of a machining medium. It is common to use machining oil as a lubricant for increased efficiency of CNC shaping [11]. Following CNC machining, various surface treatments are performed to induce surface structures and oxidation to dental implants. Sandblasted, large grit, acid-etched (SLA) treatment on machined implants are the current preferred processing method to engineer implant surfaces [2]. In this method, a jet of micron-sized abrasive particles are shot towards the implant surface to alter its roughness, followed by



an acid treatment to detach remnant blasting abrasives. While it has been demonstrated that the SLA technique can enhance cell adhesion and osseointegration [2, 12, 13], the method also has some disadvantages. Preliminarily, the acid etching can lead to surface corrosion and the abrasive particles often create irregular surface indents and variable local topography leading to poorly controlled surface roughness. Furthermore, the abrasive particles blasted onto the implant surface can be left attached to the titanium implant causing inflammation at the implant/tissue interface leading to delamination [11]. In terms of surface topography control, implants processed with the SLA method have a micro-scale roughness [6], with an average of 1–2 μm , and cannot scale down to create nanoscale roughness [14]. Lastly, it has been demonstrated in our previous evaluations through detailed surface wettability and electrochemical evaluations that the SLA treatment is unable to remove lubricating oil remaining on titanium implant surfaces [11]. It was observed that the oil remaining on the implant surface resulted in a more hydrophobic response, demonstrated through contact angle measurements which measured higher than compared to DIW-machined implants [11]. Furthermore, the oil left on the surface acted as a sealant leading to significantly higher linear polarization resistance (LPR) values under open-circuit potential (OCP), a relatively larger passivation region, and smaller current densities of oil-machined implants in comparison to the DIW-machined implants, when electrochemical evaluations were conducted in a simulated body fluid environment (SBF) [11].

This paper revisits the electrochemical evaluations through potentiostatic measurements and electrochemical impedance spectroscopy (EIS) at zero voltage in SBF to represent the condition of titanium implants in the mouth. The implant samples CNC shaped in machining oil with and without SLA treatment are compared to DIW-machined samples, verifying the presence of oil residue by a low current density on potentiostatic passivation curves on the oil-machined samples even after the SLA surface treatment. Although surface passivation is needed to prevent in vivo corrosion [15], the fact that the machining oil is left on the surface is concerning for the long-term biocompatibility of the implants. The residual oil can alter the implants surface properties and interfere with the tissue viability, affecting the implant's overall biocompatibility. Thus, DIW-based CNC machining has recently been introduced by Mode Medikal Company, replacing machining oil with DIW medium as a new method to increase the biocompatibility of the implants.

To accomplish surface quality control on dental implants by effective removal of residual machining oil and address the shortcomings of the SLA technique, a new method, chemical mechanical nano-structuring (CMNS) has been introduced by our group [2, 11, 13]. CMNS synergistically combines surface chemical modifications and nanoscale abrasive-based

mechanical structuring through implant polishing. The CMNS technique can form controlled surface nanostructures on the material surface with topographical alterations that can be made down to 1–10 nm, while simultaneously creating a self-protective surface oxide film and helping remove surface oil residue [13]. The nanoscale control of surface structures leads to enhanced control of cell-implant interactions at the cellular and protein level, promoting or demoting cell attachments and osseointegration [16]. While advantageous properties have been demonstrated, CMNS is still in experimental stage for implants and requires more testing before being implemented in order to create a more comprehensive understanding of its effect on the biocompatibility of implants.

The main focus of this paper is to evaluate the antimicrobial and cytotoxicity performances of the oil- and DIW-machined titanium-based dental implants by comparing four different types of implant samples: (i) only CNC machined, (ii) conventional SLA-treated post-machining, (iii) CMNS treated with only mechanical polishing, and (iv) CMNS treated with the combined chemical and mechanical actions. It was observed that the CMNS technique is not only helpful in removing residual oil on the implant surface when CNC machining was performed in the presence of machining oil, but it is also able to control the surface roughness of the dental implants machined with DIW, which demonstrated higher roughness due to lack of lubricant during the CNC machining process.

Results and discussion

Effect of machining medium on dental implant performance

Initial experimental evaluations focused on the performances of baseline (or only machined) and BCP-SLA-treated implants following manufacturing in DIW or oil mediums. The current industrial standard is machining dental implants in an oil medium followed by a BCP-SLA treatment. Hence, electrochemical evaluations were conducted on these four types of implants through potentiostatic measurements in SBF to understand their stability in the mouth. Furthermore, oil- and DIW-machined baseline implants were compared to BCP-SLA-treated oil-machined implants for antimicrobial and cytotoxicity performances. These implants were fully sterilized by using gamma-rays to remove bacteria and spores from implant surfaces and are representative of the commercial standards.

Electrochemical evaluations

Figure 1 illustrates the potentiostatic passivation curves of dental implants only machined in oil and DIW medium and implants BCP-SLA treated after machining in these two different mediums plotted by Origin 8.5 Pro software. We have demonstrated

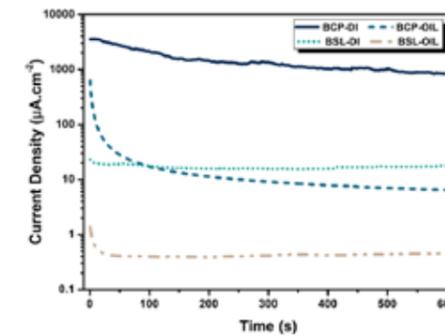


Figure 1: Potentiostatic measurements on dental implant in SBF at zero-voltage condition representing the in vivo implant performance.

in earlier work that there is oil residue left on dental implants machined in an oil medium, which can act as a sealant leading to a larger passivation region in a simulated body fluid (SBF) environment [11]. The data in Fig. 1 were collected at zero voltage in simulated body fluid (SBF) to represent the condition of the titanium implant in the mouth after implantation to evaluate the corrosion resistance of the implants. It can be seen that the oil-machined implants tend to passivate with zero current density and the BCP-SLA-treated sample post-oil machining takes a longer time to passivate. The proper passivation of the implant is critical to stop Ti^{4+} ion dissolution [17] and enhance surface biocompatibility [18].

The observed passivation trends of the dental implant samples were further confirmed through electrochemical impedance spectroscopy (EIS) measurements at 0 V saturated calomel electrode (SCE), where the polarization resistance of the oil-machined implants is consistently higher than the same with DIW. EIS technique probes the impedance characteristics of a cell by a small amplitude alternating current (AC) signal over a wide range of frequencies to generate an impedance spectrum. It can be seen in Fig. 2 that except the BCP-SLA implants machined in DIW [Fig. 2(a)], all the other treatment types showed oxide film formation in their EIS spectra and were fit by using a two constant phase element (CPE) series model circuit [19] as shown in the embedded circuit model in Fig. 2(b) BCP-SLA-treated implant, which was DIW machined, showed active corrosion product and some oxide film formation for which an inductor representing the adsorbed metal cation species [20, 21] and CPE for the oxide film is used in the equivalent circuit to fit the spectra. The passivation behavior is consistent with the DC potentiostatic shown in Fig. 1 and linear polarization as observed in our previous work [11]. Table 1 summarizes the passivation currents at 600 s, and the polarization resistance values ($\text{AC } R_p$) measured at 0 V for the dental implants. The

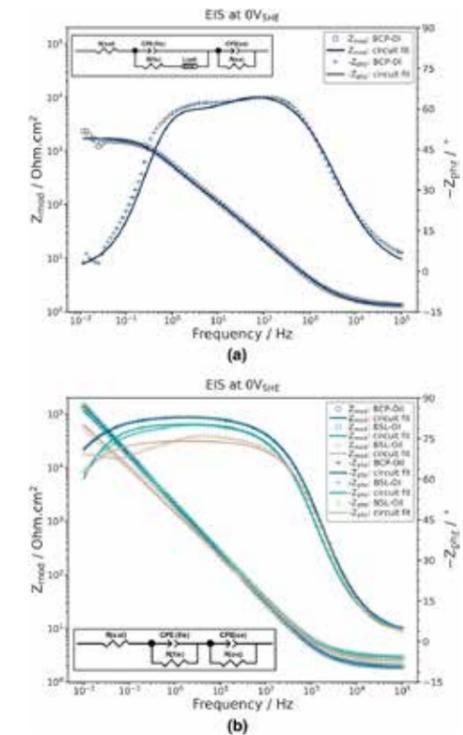


Figure 2: Electrochemical impedance spectroscopy (EIS) graphs at 0 V SCE with the corresponding model circuits for (a) dental implant with BCP-SLA treatment post-DIW machining and, (b) baseline dental implants (as is) after DIW and oil machining and the dental implant with BCP-SLA treatment post-oil machining.

TABLE 1: Passivation current at 600 s and the polarization resistance ($\text{AC } R_p$) at 0V for the dental implants SLA-BCP-treated post-machining in DIW and oil medium ($n=2$).

Treatment	Current at $t=600$ s ($\mu\text{A cm}^{-2}$)	Polarization resistance $\text{AC } R_p$ ($\text{k}\Omega \text{ cm}^2$)
BSL_DIW machined	20	328.320
BSL_Oil machined	0.4	268.70
BCP-SLA_DIW machined	1500*	0.13*
BCP-SLA_Oil machined	10	722.85

*The BCP-SLA_DIW-machined sample shows statistically different results.

SLA-BCP-treated implants machined in oil medium show better passivation while the BCP-SLA treatment post-DIW-machining resulted in a sample that is the most prone to corrosion (passivation current of $1500 \mu\text{A cm}^{-2}$ and $\text{AC } R_p$ $0.13 \text{ k}\Omega \text{ cm}^2$). Other

than the BCP-SLA DIW-treated sample, all the other samples passivated consistently with the potentiostatic measurements outlined in Fig. 1.

The passivation of the implant in vivo is critical to prevent in situ corrosion, yet the oil residue is undesired to assure long-term biocompatibility [15, 17, 18], and hence, passivation should be achieved by completely removing the oil residue. In the case of the implants machined in DIW medium, the baseline sample tends to passivate effectively with zero current density under no-voltage condition, yet the implant BCP-SLA-treated post-DIW machining corrodes with high current density. This observation could be attributed to the removal of the self-passivating titanium oxide layer on the DIW-based machined titanium surface through the etch step of the SLA treatment. By revisiting the electrochemical evaluation of the implants as a function of the machining medium, it is revalidated that oil-based machining can lead to residual surface oil. The data also demonstrate the need to better passivate the implants' surfaces if DIW-based machining is preferred as the machining medium.

Biocompatibility evaluations through antimicrobial and cytotoxicity experiments

Baseline implant samples machined in oil and DIW medium were also compared to the process of record oil machined, and BCP-SLA-treated implants for antimicrobial and cytotoxicity performances. These implants were fully sterilized by using gamma-rays to remove bacteria and spores from implant surfaces, and they were fully representative of the commercial standard in terms of sanitization. Figure 3(a) illustrates the results from the bacteria growth tests of the three types of implants, where the average absorbance of the bacteria solution, which is proportional to the number of viable bacteria, was normalized to the baseline DIW implants to describe bacterial growth. It can be seen that the number of bacteria grown on the oil-machined baseline implants was slightly higher on average as compared to the DIW-machined baseline implants. However, the difference in the absorbance values was not statistically significant (p value = 0.466). Contrastingly, a statistically significant difference in bacteria growth can be observed on the oil machined, BCP-SLA-treated implants, which has an average 15% higher absorbance value compared to the implants just machined in oil (p value = 0.014), and 20% higher absorbance value as compared to the implants just machined in DIW (p value = 0.002). This can be attributed to the increasing surface area of the implants with the BCP-SLA treatment-induced micro-scale roughness.

Figure 3(b) illustrates the cytotoxicity testing results after the 1st and 8th day on the implant samples exposed to the same treatments as above. It can be seen that there are no statistically significant differences in the cell proliferation among the

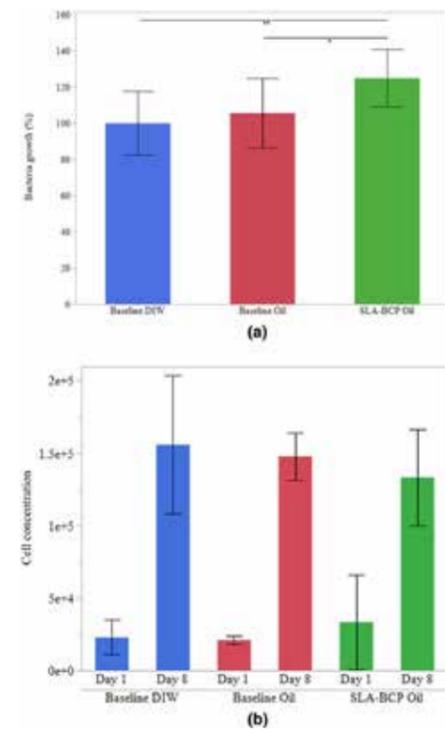


Figure 3: (a) Bacterial analysis of oil and DIW-machined baseline implants and oil-machined, BCP-SLA-treated implants that were fully gamma-ray sterilized ($n=12$; 3 implants measured 4 times each) and (b) Cytotoxicity analysis of DIW- and oil-machined baseline implants and oil-machined BCP-SLA-treated implants that were fully gamma-ray sterilized, over an 8-day period ($n=3$).

oil and DIW-machined baseline implants as well as the oil-machined and BCP-SLA-treated implants for Day 1 of testing. On Day 8 of testing, the cells had a longer time to sufficiently adhere to the implant surface and were, thus, more adhered to the implant surface for all conditions. In addition, after 8 days, the average cell concentration of the DIW-machined implants was about 5% higher as compared to the oil-machined baseline implants (p value = 0.728), and about 10% higher as compared to the BCP-SLA-treated implants after oil machining (p value = 0.569), indicating a trend of better cell adherence on the DIW-machined implants although the differences were not statistically significant.

The bacteria growth and cell viability tests were conducted to analyze the effect of machining medium on implant biocompatibility and verified that residual oil on the implant surface can lead to compromised in vivo performance. It was observed that

the oil-machined implants' bacterial growth was higher than the DIW-machined implants indicating that the residual oil on the oil-machined implants can promote bacterial growth. The bacterial testing also found that the BCP-SLA-treated implants (which are also oil machined) have grown more bacteria as compared to both DIW and oil-machined baseline implants. Since these groups of implants all underwent identical machining and sterilization processes, it can be determined that the BCP-SLA treatment is the main factor that leads to the increase in bacterial growth on the implant. Thus, it can be concluded that the BCP-SLA treatment results in more bacteria growth due to increased surface roughness (~2 times higher Ra) as compared to the just machined implants as determined in earlier study [11], adversely affecting the biocompatibility by promoting microbial growth.

In addition to the bacterial growth data, the cytotoxicity testing also supported the adverse effect of the residual oil on the implant surface. The results from the 1st day of testing did not show any significant differences in cell proliferation between machining and processing methods, likely because the cells had not yet significantly grown or robustly adhered to the implant surface. Observing the cell proliferation data over time showed that all implants supported an average increase in cell proliferation throughout the 1-week period, proving that none of the implants were significantly cytotoxic. However, the tests conducted on the 8th day were more representative of the long-term effect of the implant surface treatment on cell proliferation showing a trend of the oil-machined implants leading to relatively lower cell proliferation as compared to the DIW-machined implants. This shows that the residual oil left on the implant surface can be toxic to cells, reducing cell proliferation. Additionally, the BCP-SLA-treated implants demonstrated lower cell proliferation on average as compared to both the oil- and DIW-machined baseline implants on day 8 evaluations. The tendency to have lower cell proliferation may be attributed to the larger total surface area of the BCP-SLA-treated implant, exposing the cells to more residual toxic machining oil. In summary, it was observed that machining in oil medium contaminates the surface of the implant, resulting in compromised biocompatibility even after BCP-SLA treatment. The oil machining demoted cell proliferation, which in turn can lead to decreased osseointegration.

Ultimately, the preliminary analyses through potentiostatic evaluations showed that (i) oil usage as a machining medium can lead to residual oil left on the implants, (ii) oil-machined implants promoted more bacteria growth and resulted in reduced cell attachment as compared to the DIW-machined implants, (iii) residual machining oil makes the implants less biocompatible. The results also suggest that the BCP-SLA treatment is not sufficient in removing the residual oil post-oil machining or enabling surface passivation to prevent corrosion post-DIW machining. In addition, the BCP-SLA treatment was

not helpful in increasing the biocompatibility of the implants based on the observations of increased bacteria growth and decreased cell proliferation. These results clearly indicate the need for an alternative surface preparation technique to enhance biocompatibility of the titanium-based dental implants. Hence, the CMNS method is investigated in the next section of this study.

Effect of CMNS treatment on dental implant biocompatibility

CMNS is a newly introduced technique to promote the surface biocompatibility of dental implants. CMNS has been shown to promote surface passivation by better-quality oxide layer formation through chemical action while also inducing nanoscale surface roughness through mechanical action [13]. In this part of the study, biocompatibility of the dental implants machined in oil and DIW medium is compared to CMNS treatment by only using slurry (only mechanical action) and by using the slurry in the presence of H_2O_2 as an oxidizer (both chemical and mechanical actions).

Biocompatibility evaluations of CMNS-treated implants through antimicrobial testing

Figure 4 summarizes bacteria growth on the dental implants machined in oil and DIW medium as is (baseline), CMNS treated with only slurry, as well as CMNS treated in the presence of both the slurry and the oxidizer, normalized to baseline DIW implants. Although the absorbance values, and thus the bacteria growth, for all types of selected treatments were statistically the same regardless of the machining medium, the CMNS-treated implants had the most comparable bacterial growth on

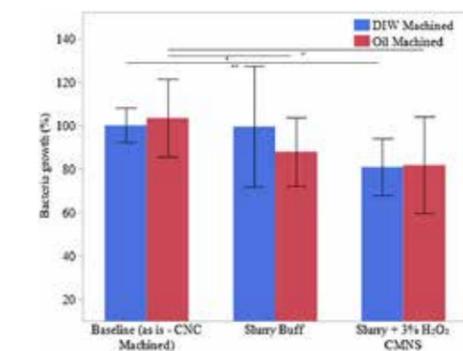


Figure 4: Relative absorbance values, representative of bacteria concentrations, of only machined (baseline), CMNS treated only with slurry, and CMNS treated with slurry and oxidizer implants, normalized to baseline DIW implants ($n=12$; 3 implants measured 4 times each).

oil and DIW-machined samples, with only a 1.01% difference between absorbance values (p value = 0.91). It can also be seen that both the oil- and DIW-machined CMNS-treated implants have a tendency of lower absorbance values as compared to the other implants. This result suggests that the complete CMNS treatment helps remove the oil residue on the oil-machined implants, and hence, the bacterial growth response of both oil- and DIW-machined implants are observed to be statistically the same. Furthermore, the fact that the growth of bacteria is lower for CMNS-treated implants than all other types of surface treatments is an indication that CMNS is a promising method to enhance the biocompatibility of the dental implants by controlling the bacteria growth response.

Bacterial growth on dental implants is modulated not only by the nature of the surface chemistry but also by the surface topography of the samples. Recently, increasing attention has been given to the effect of nanosurface roughness on implant biocompatibility. Specifically, since cellular events and interactions take place at the nanoscale, it is believed that surface roughness should also be more predominant at the nanoscale [6, 10]. Studies have further reported that incorporating nanostructures to implant surfaces can reduce bacteria density and infections as compared to surfaces with conventional, micron-structured features [4, 10]. Furthermore, nanosized surface structures can increase cell adhesion and protein adsorption due to changes in surface energy [4, 10]. Thus, nanoscale surface modifications for dental implants, including CMNS, should be considered in efforts to increase implant biocompatibility. In order to understand the effect of surface roughness on bacteria growth, the surface roughness of dental implants was measured (at the 3rd thread to maintain consistency). Table 2 summarizes the surface roughness measurements of the implant samples and illustrates that the oil-machined baseline implants have about a 18% lower root-mean-square (RMS) roughness as compared to the DIW-machined baseline implants (p value = 0.0424). The higher surface roughness of the DIW-medium-machined implants is likely due to milder lubrication of the implants during

TABLE 2: Surface roughness values of the implants; as-is machined (baseline), BCP-SLA treated, CMNS treated only with slurry, and CMNS treated with slurry and oxidizer ($n=3$).

Implant surface treatment	Implant surface roughness_RMS (μm)	
	DIW machined	Oil machined
Baseline (as is—CNC machined)	1.626 ± 0.068*	1.333 ± 0.160
Slurry buff (no oxidizer)	0.812 ± 0.088	0.934 ± 0.101
Slurry + 3 wt% H ₂ O ₂ CMNS	1.069 ± 0.103	0.951 ± 0.101

*The DIW-machined baseline sample shows statistically higher roughness value as compared to the oil-machined baseline implant sample.

the machining operation with DIW as compared to the oil medium. The presence of machining oil makes the manufacturing process occur with less friction, decreasing the amount of wear and defects that form on the implant surface. As a result, the amount of inhomogeneities, and thus, the surface roughness, is lower for the oil-machined baseline implants than the DIW-machined baseline implants. This trend is also observed after the SLA-BCP treatment and the CMNS treatment with slurry and the oxidizer. Based on this observation, it can be concluded that the relatively higher bacteria count on the oil-machined implants can be mostly attributed to the presence of residual oil on the surface rather than the surface roughness. Although the increase in roughness is a modulator for bacteria attachment, the fact that the oil-machined samples have relatively lower roughness yet still promote more bacterial growth, points to residual oil as a more predominant factor in bacterial growth.

In addition, it should be noted that the roughness values measured through the optical profilometer are in the micron scale post-machining (1.6 and 1.3 μm with DIW and oil, respectively) and when the CMNS treatment is implemented with only slurry buff, the pure mechanical action reduced surface roughness to ~0.9 μm . Yet the CMNS treatment in the presence of the oxidizer induces both mechanical and the chemical action, effectively reducing the roughness for both DIW and oil-machined implants down to ~1 μm range. The presence of the oxidizer during the CMNS method has been shown to promote the formation of a better-quality surface oxide layer [13], helping that implants have improved corrosion resistance [17, 18] and lower ion release rates [5, 17], decreasing adverse tissue reactions [8]. Titanium is known to form a thin native oxide layer through passivation when exposed to air [4–6, 17]. However, the native layer is too thin, with a nanometer range thickness [8, 13, 17], amorphous [1, 6], and non-uniform to meet clinical application demands [3, 4]. Thus, CMNS with the use of an oxidizer can seal the surface against corrosion while removing any machining marks and oil residue [11].

Ultimately, through bacterial tests, it was determined that pure mechanical polishing by the slurry buff treatment was not sufficient in making the implant surface more biocompatible, as the absorbance values for the DIW- and oil-machined baseline implants were similar, proving that the bacteria grew and adhered in a similar concentration despite the surface treatment. Contrastingly, the CMNS treatment with both mechanical and chemical polishing was found to be sufficient in removing the oil residue from the implants surface as well as altering the surface topography of the implants to decrease bacteria growth. The oil residue was found to no longer be a factor in the bacteria growth, based on the similar cell concentration values observed on DIW- and oil-machined implants post-CMNS treatment.

Additionally, the bacteria concentrations on the CMNS-treated implants were lower than the other treatment methods.

Biocompatibility evaluations of CMNS-treated implants through cytotoxicity testing

Cytotoxicity testing was performed on CMNS-treated samples with and without the presence of the oxidizer against baseline-machined implants. BCP-SLA-treated implants were not included in the evaluation as the DIW-machined and BCP-SLA-treated implants were previously observed to be prone to corrosion and the oil-machined and BCP-SLA-treated implants showed higher bacterial growth due to residual surface oil. It has been shown in the literature through *in vivo* evaluations that the SLA implants (with 1.19 μm Ra roughness) placed in rabbit tibia had good bone-to-implant contact with a mean value of 29% in total length of the implant as a reference [12]. In a similar research work, it was again demonstrated *in vivo* that bone-to-implant contact of just machined implant was 33.58% ± 8.63% as compared to SLA-treated sample with 58.47% ± 12.89 value [22] illustrating the effect of surface roughness on tissue growth.

Figure 5 illustrates the cytotoxicity results on the investigated implants. It can be seen that the baseline DIW-machined samples had more cell proliferation as compared to the oil-machined samples. This observation is similar to that from the gamma-ray-based fully sterilized samples discussed in Fig. 1 and confirms that the lab-based sterilization of the samples was effective. The cell proliferation was again limited on day 1 due to insufficient time. Yet representative results were obtained on day 8 with the oil-machined baseline implants tending to support ~73% less cell proliferation as compared to the DIW-machined implants (p value = 0.0156), proving the toxicity of the residual oil on implant surfaces on cells growth. In the case

of the CMNS treatment without the oxidizer, cell proliferation on both DIW- and oil-machined implants was low, which can be attributed the insufficient removal of the residual oil and the absence of a protective oxide layer on the implant surface. Finally, the full CMNS-treated implants demonstrated similar cell proliferation for both the DIW- and oil-machined implants with statistically no difference in average cell concentration (p value = 0.785), indicating that the full CMNS treatment was successful in cleaning the surface of the implants from oil residue. While the DIW-machined implants did not show a significant change in cell proliferation post-CMNS treatment as compared to the DIW-machined baseline implants (p value = 0.225), the cell proliferation significantly increased for the oil-machined and CMNS-treated implants over the oil-machined baseline implants (p value = 0.0393). This increase in cell proliferation for the oil-machined implants after treatment shows again that the CMNS treatment with the oxidizer can remove the residual oil and increase the biocompatibility of the implants.

Summary and conclusions

This paper focused on analyzing the effect of machining medium on the biocompatibility of titanium-based dental implants by quantifying bacteria growth and cell adherence as a function of DIW- versus oil-based machining. It was observed through *in-vitro* testing that the oil residue resulted in higher bacteria growth, while demoting cell attachment. Furthermore, the conventional BCP-SLA surface treatment was found to result in residual oil post-oil-based machining and elevated surface corrosion post-DIW-based machining. Consequently, the CMNS method was evaluated as an alternative surface treatment method and was determined to be effective in not only removing the residual oil after oil-based machining but also providing the ability to control surface topography on the nanoscale to limit bacterial growth and promote cell attachment. The CMNS method also has the synergistic capability to enable surface passivation and is, hence, a strong alternative to the BCP-SLA treatment method. While the BCP-SLA-treated implants were found to have increased bacteria and decreased cell proliferation, the high biocompatibility of dental implants post-CMNS was demonstrated through increased cell attachment and controlled bacterial growth. Thus, CMNS is a recommended surface treatment technique that should be applied to dental implants to increase their biocompatibility.

Materials and methods

Materials

Titanium-based dental implants were provided by Mode Medikal Company after CNC machining in either DIW or oil medium (Rhenus FS 750) [23]. The SLA-treated samples

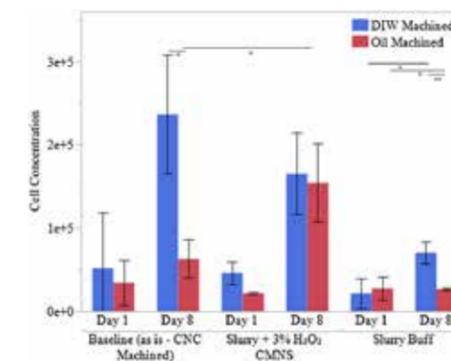


Figure 5: Cell concentrations, representative of cell proliferation, on as-is machined (baseline), CMNS treated only with slurry, and CMNS treated with slurry and oxidizer implants; ($n=3$).

underwent sand blasting by using biphasic calcium phosphate (BCP) particles and etching and were also provided by Mode Medikal for biocompatibility testing. BCP particles are more biocompatible and promote the biocompatibility of the SLA-treated samples and implants treated with this process will be referred to as BCP-SLA samples from now on. A set of only machined (baseline) and BCP-SLA-treated samples that underwent the standard gamma-ray sterilization and final boxing were also provided to be compared to all the other samples in the study as the fully sterilized implants.

In order to perform CMNS, 0.2 μm mean size colloidal silica particles were prepared into a stable suspension by repetitive ammonia addition for pH adjustment to pH 10, and ultrasonication to disperse the particles to prepare a stable polishing slurry. In addition, hydrogen peroxide (Fisher Scientific, 29–32% purity) was added to the polishing slurry as an oxidizer at 3 wt% concentration to provide chemical action in the CMNS process.

The biocompatibility of the implant samples was evaluated by bacteria growth testing as well as cell viability evaluations. For antimicrobial evaluations, *Streptococcus sanguinis* bacterium (ATCC[®] 10556[™]) was used, which is the bacterial species most commonly found in the human mouth, specifically in dental plaque [24]. The bacteria were grown with fresh Brain Heart Infusion (BHI) broth for the experimental evaluations comparing the bacterial resistances of the dental implants post-surface treatment. Cytotoxicity analyses were performed by seeding 5×10^4 NIH/3T3 fibroblast cells (ATCC[®] CRL-1658[™]) isolated from mouse NIH/Swiss embryo in fresh Dulbecco's Modified Eagle Medium (DMEM, Gibco, USA) containing 10% fetal bovine serum (FBS, Gibco, USA) and 1% penicillin-streptomycin (Corning, Arizona, USA). Subcultures were maintained in an incubator with a 5% CO_2 supply at 37 °C. All experiments were performed during the logarithmic phase of cell proliferation. Fibroblasts were utilized because they play a critical role in wound healing and encouraging gum attachment to implants, which is necessary for preventing implant failure [9].

Methods

Surface preparation of titanium dental implants

The BCP-SLA-treated samples were provided by Mode Medikal as the current industry standard. The CMNS process was performed on oil- and DIW-machined baseline implants by using three-dimensional (3D) lab-scale set-up as illustrated in Fig. 6, which is representative of the full-scale set-up incorporating a robotic arm against a rotation pad material surface [25]. Polishing was performed by clipping the implants onto the base of a spinning rod, set at 20 revolutions per minute. The implants were then pressed against a rotating electric toothbrush head and inserted into the prepared silica slurry for 5 min. The CMNS slurry was prepared to induce either pure mechanical action

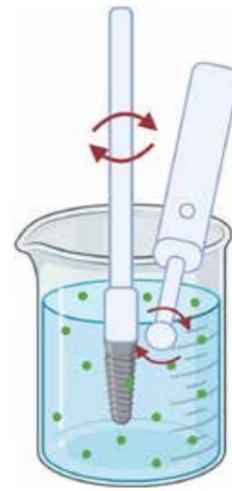


Figure 6: Lab-scale 3D chemical mechanical nano-structuring (CMNS) set-up.

without chemical additive or by adding 3 wt% H_2O_2 as an oxidizer to promote the chemical action. CMNS treatment in the presence of the oxidizer has been shown to result in a more protective oxide layer formation impacting the biocompatibility of the implants [13]. Consequently, comparison of biocompatibility with and without strong chemical action for effective cleaning of the implant surfaces was possible. Both slurries were prepared at pH 10 by using ammonia, for silica abrasive stability. Following the CMNS process, the implant samples were ultrasonicated in high pH DIW for five minutes to remove any residual particles from the implants surface. Additionally, all DIW-machined implants were polished and cleaned before the oil-machined implants were polished to minimize potential oil contamination. Surface roughness measurements were performed by using a Zygo NewView 5000 3D surface profiler at the third thread of the implants to maintain consistency as implemented in the earlier work [11]. Following the 3D CMNS treatment, implants of all treatments were prepared for antimicrobial and cytotoxicity testing through sterilization in a steam autoclave at 121 °C for 30 min.

Electrochemical evaluations

A three-electrode electrochemical cell attached to a Gamry Reference 3000 potentiostat was used to study the electrochemical response of the deposited metallic films exposed to simulated body fluid (SBF). The reference electrode was a saturated calomel electrode (SCE) + 240 mV vs. standard hydrogen electrode (SHE) Pt wire as a counter electrode, and

the treated implant was connected as the working electrode. The exposed area of a conical type of dental implant was constrained by masking with a PTFE tape to expose only the top five ridges consistently, as in the previous work [11]. The exposure area was calculated assuming a frustum of the cone. The potentiostatic measurements were collected and plotted by Origin 8.5 Pro Software. Initial experimental evaluations focused on the performances of the implants manufactured by machining in DIW and oil mediums as a baseline, followed by the samples that were exposed to BCP-SLA treatment [11]. Hence, the electrochemical evaluations were conducted on these four types of implants through potentiostatic DC polarization measurements and AC electrochemical impedance spectroscopy (PEIS) in SBF [26] and at body temperature 36.6 ± 0.1 °C to understand their stability in the mouth. PEIS tests were performed using a 20 mV AC amplitude and recorded every 15 points per frequency decade and plotted by Python Matplotlib library, IDE Spyder 5.0 software. All measurements were performed a minimum of two times on different implants with the same treatments. Furthermore, oil and deionized water (DIW)-machined baseline implants were compared to the process of record BCP-SLA-treated oil-machined implants for antimicrobial and cytotoxicity performances. These implants were thoroughly sterilized using gamma-rays to remove bacteria and spores from implant surfaces and were representative of the commercial standards.

Antimicrobial testing

Three implant samples of each selected condition, including the two types of CNC machining (DIW and oil medium) and four types of surface treatment (baseline machined, BCP-SLA treated, CMNS treated without oxidizer, and CMNS treated in the presence of oxidizer) were used for the antimicrobial evaluations. Figure 7 schematically demonstrates the procedure used to insert the implants into the 24-well cell culture plate by drilling 1/16th inch holes at the bottom center of the wells and screwing the top five ridges of the implant samples inside the well. This preparation method was conducted to imitate actual implant implementation in the oral cavity as well as to be able to expose the same surface region of each implant consistently throughout testing. The method also helps with the accuracy of the resulting data as the base of the implants (which were held by the polisher set-up and, thus, not surface treated), as well as the hollow interior part of the implants, were not exposed to the culture solution, minimizing contact of media to the untreated surfaces. Once the implants were inserted through the bottom of the wells, the exterior surface of the plate, specifically around the circumference of each hole and near the base of the implants, were sealed by using orthodontic wax to prevent leakage.

In order to conduct the microbial evaluations, *Streptococcus sanguinis* bacteria grown to an optical density of 0.3 at 600 nm were seeded with fresh Brain Heart Infusion (BHI) broth into each well. After 48 h in a 37 °C, 5% CO_2 incubator,

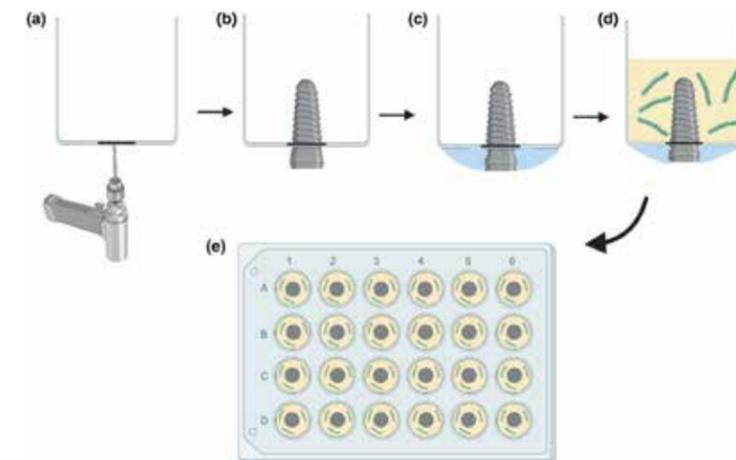


Figure 7: Procedure of antimicrobial testing: (a) 1/16th inch holes were drilled inside each well, (b) dental implants were screwed until the top 5 ridges are left inside the well plate, (c) the exterior surface of the plate near the base of the implants were sealed by using orthodontic wax, (d) *Streptococcus sanguinis* bacteria were seeded with fresh Brain Heart Infusion (BHI) broth into each well resulting in (e) the final well plate set-up to then undergo staining, decoloring, and absorbance reading.

the supernatant was removed, and each well was washed with phosphate-buffered saline (PBS) to ensure that only the biofilm that was robustly attached to the implant and well remained for the analyses. A 1% crystal violet dye in DIW solution was then added to each well, and the plate was incubated for an additional 30 min to allow the dye to enter the bacterial cell wall to stain the bacteria. The remaining dye was then removed, and the wells were again washed with PBS to remove any excess dye. A decoloring solution of 90% ethanol was then added into each well, and the plate was incubated for an additional 30 min so that the dye could solubilize and be removed from the biofilm. The crystal violet dye-infused decoloring solution from each well was then transferred in triplicate to a 96-well plate, and the absorbance values of the solutions were read in a Cytation Multi-Mode Reader at 590 nm to obtain statistically significant data. The antimicrobial data from each implant were measured in triplicates and averaged to be graphed by using error bars to represent the standard deviation. The data for each implant were then normalized to the absorbance of the baseline DIW implants. The statistical significances of the obtained results were analyzed by using one-way analysis of variance (ANOVA) test through JMP software (JMP Pro 16.1.0). Statistical significance was defined within 95% confidence interval by grouping the results in three groups of (i) p values greater than 0.05 were marked as not statistically significant chance, (ii) groups with a p value between 0.05 and 0.01 were marked as statistically significant chance (*) and, (iii) p values less than 0.01 were assigned as high statistical significance chance (**) representing the 99% confidence interval.

Cytotoxicity testing

One of the three implant samples from each treatment group was randomly selected and used for the cytotoxicity testing. The selected eight implants were each laid into a well of a 24-well cell culture plate and 5×10^4 NIH/3T3 fibroblast cells were seeded in each well with fresh DMEM-containing 10% FBS and 1% penicillin-streptomycin [Fig. 8]. An additional 24-well cell culture plate was utilized to culture cells with various known concentrations to create a calibration curve. Known concentrations of 0 , 2.5×10^4 , 5×10^4 , 1×10^5 , 2×10^5 , 4×10^5 , and 8×10^5 fibroblasts were seeded with fresh DMEM into empty wells as the control. Once seeded, both plates were incubated at 37 °C and 5% CO₂ for 3 h to allow the cells to robustly attach to the implants and wells. A PrestoBlue Cell Viability Reagent was then added to each well, and the plates were incubated for another 30 min so that the dye could be modified from a blue, nonfluorescent compound to a red, highly fluorescent compound by the reducing environment of the viable cells. The dyed solution

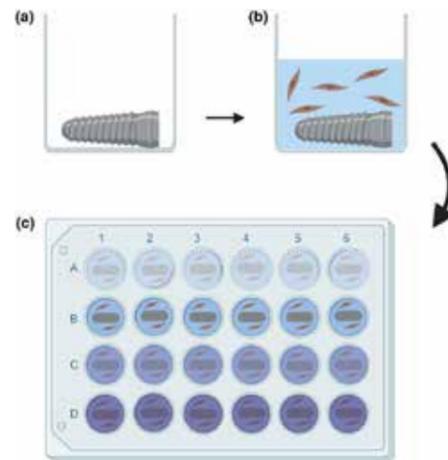


Figure 8: Procedure of cytotoxicity testing: (a) dental implants were placed inside the well plate, (b) 3T3 fibroblast cells were seeded with fresh Dulbecco's Modified Eagle Medium (DMEM) into each well, and (c) the final well plate set-up to then undergo absorbance reading.

from each well was then transferred in triplicate to a 96-well plate, and the absorbance values of the solutions were read in a Cytation Multi-Mode Reader at 570 nm. The absorbance data from the wells without implants were graphed with the known seeded cell concentration in a calibration curve in order to find the equation of best fit. Using the equation, the absorbance values measured from the wells with implants could be correlated to an exact cell concentration. After the data were collected, the wells containing the implants received fresh DMEM and were incubated for an additional 7 days, allowing the 3T3 fibroblasts to continue to grow and attach. After 8 days, a new calibration curve was created, and the cytotoxicity procedure was repeated. The data were analyzed by using the same methodology as in the antimicrobial testing.

Acknowledgments

The authors would like to acknowledge the MODE Medikal for providing the dental implants, Versum Materials for providing the polishing slurry, and the research funding and facilities provided by the NSF I/UCRC Center for Particle and Surfactant Systems (NSF Grant No 1362060) and discussions with Prof. Brij Moudgil. Also, we thank Jacqueline Cicalese with Dr. G. Bahar Basim's research group for surface roughness measurements. Images were created with BioRender.com.

Author contributions

NE has conducted the CMNS experiments, bacteria and cytotoxicity tests, and analyses. DS has conducted the electrochemical evaluations and data analyses. GBB initiated the research work and constructed the experimental analyses structure with organization of the manuscript and the foundation of the research work. The authors discussed the results and contributed to the writing of the manuscript.

Data availability

The datasets generated during and/or analyzed during the current study are available from the corresponding author on reasonable request. In addition, the datasets generated during and/or analyzed during the current study are available in the [JMR Data Files] repository in the following link: <https://1drv.ms/u/s!AmMSRf5PldcHhUpQ0Zhd0UhwOOmL?e=5o3oYR>.

Declarations

Conflict of interest The author(s) declare(s) that there is no conflict of interest.

References

- M.Y. Chin, A. Sandham, J. de Vries, H.C. van der Mei, H.J. Busscher, Biofilm formation on surface characterized micro-implants for skeletal anchorage in orthodontics. *Biomaterials* **28**(11), 2032–2040 (2007). <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2006.12.014>
- H. Kim, S.H. Choi, J.J. Ryu, S.Y. Koh, J.H. Park, I.S. Lee, The biocompatibility of SLA-treated titanium implants. *Biomed. Mater.* **3**(2), 025011 (2008). <https://doi.org/10.1088/1748-6041/3/2/025011>
- J. Li, Y. Zhao, Biocompatibility and antibacterial performance of titanium by surface treatment. *J. Coat. Technol. Res.* **9**, 223–228 (2012). <https://doi.org/10.1007/s11998-009-9221-1>
- E. Unosson, Antibacterial strategies for titanium biomaterials. Digital comprehensive summaries of Uppsala Dissertations from the Faculty of Science and Technology, 1250. ISSN 1651-6214, 2015
- L. Damiati, M.G. Eales, A.H. Nobbs, B. Su, P.M. Tsimbouri, M. Salmeron-Sanchez, M.J. Dalby, Impact of surface topography and coating on osteogenesis and bacterial attachment on titanium implants. *J. Tissue Eng.* (2018). <https://doi.org/10.1177/2041731418790694>
- F. Variola, J. Yi, L. Richert, J. Wuest, F. Rosei, A. Nanci, Tailoring the surface properties of Ti6Al4V by controlled chemical oxidation. *Biomaterials* **29**(10), 1285–1298 (2008). <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.11.040>
- C. Yifan, F. Guoping, M. Carmen, Micro- and nanotopography sensitive bacterial attachment mechanisms: a review. *Front. Microbiol.* (2019). <https://doi.org/10.3389/fmicb.2019.00191>
- C. Sittig, M. Textor, N.D. Spencer, M. Wieland, P.H. Vallotton, Surface characterization of implant materials c.p. Ti, Ti-6Al-7Nb and Ti-6Al-4V with different pretreatments. *J. Mater. Sci. Mater. Med.* **10**(1), 35–46 (1999). <https://doi.org/10.1023/a:1008840026907>
- V. Pivodova, J. Frankova, J. Ulrichova, Osteoblast and gingival fibroblast markers in dental implant studies. *Biomed. Pap. Med. Fac. Univ. Palacky Olomouc Czechoslov.* **155**(2), 109–116 (2011). <https://doi.org/10.5507/bp.2011.021>
- G. Bhardwaj, T.J. Webster, Reduced bacterial growth and increased osteoblast proliferation on titanium with a nano-phase TiO₂ surface treatment. *Int. J. Nanomed.* **12**, 363–369 (2017). <https://doi.org/10.2147/IJN.S116105>
- K. Beers, D. Sur, G.B. Basim, Chemical mechanical surface nano-structuring (CMNS) implementation on titanium based implants to enhance corrosion resistance and control biocompatibility. *MRS Adv.* **5**(43), 2209–2219 (2020). <https://doi.org/10.1557/adv.2020.325>
- H. Kim, S.H. Choi, J.J. Ryu, S.Y. Koh, J.H. Park, I.S. Lee, The biocompatibility of SLA-treated titanium implants. *Biomed. Mater. (Bristol, England)* (2008). <https://doi.org/10.1088/1748-6041/3/2/025011>
- Z. Ozdemir, A. Ozdemir, G.B. Basim, Application of chemical mechanical polishing process on titanium-based implants. *Mater. Sci. Eng. C* **68**, 383–396 (2016). <https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.06.002>
- M.B. Rosa, T. Albrektsson, C.E. Francischone, H.O. Schwartz Filho, A. Wennerberg, The influence of surface treatment on the implant roughness pattern. *J. Appl. Oral Sci.* **20**(5), 550–555 (2012). <https://doi.org/10.1590/s1678-77572012000500010>
- D.C. Rodrigues, P. Valderrama, T.G. Wilson, K. Palmer, A. Thomas, S. Sridhar, A. Adapalli, M. Burbano, C. Wadhvani, Titanium corrosion mechanisms in the oral environment: a retrieval study. *Materials (Basel, Switzerland)* **6**(11), 5258–5274 (2013). <https://doi.org/10.3390/ma6115258>
- R. Smeets, B. Stadlinger, F. Schwarz, B. Beck-Broichsitter, O. Jung, C. Precht, F. Kloss, A. Gröbe, M. Heiland, T. Ebker, Impact of dental implant surface modifications on osseointegration. *Biomed. Res. Int.* (2016). <https://doi.org/10.1155/2016/6285620>
- R. Delgado-Ruiz, G. Romanos, Potential causes of titanium particle and ion release in implant dentistry: a systematic review. *Int. J. Mol. Sci.* **19**(11), 3585 (2018). <https://doi.org/10.3390/ijms19113585>
- A.T. Sidambe, Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants—a review. *Materials (Basel, Switzerland)* **7**(12), 8168–8188 (2014). <https://doi.org/10.3390/ma7128168>

19. P. Jakupi, D. Zagidulin, J.J. Noël, D.W. Shoesmith, The impedance properties of the oxide film on the Ni–Cr–Mo alloy-22 in neutral concentrated sodium chloride solution. *Electrochim. Acta* **56**(17), 6251–6259 (2011). <https://doi.org/10.1016/j.electacta.2010.07.064>

20. D. Klotz, Negative capacitance or inductive loop?—a general assessment of a common low frequency impedance feature. *Electrochim. Commun.* **98**, 58–62 (2019). <https://doi.org/10.1016/j.electcom.2018.11.017>

21. J. Bessone, C. Mayer, K. Jüttner, W.J. Lorenz, AC-impedance measurements on aluminium barrier type oxide films. *Electrochim. Acta* **28**(2), 171–175 (1983). [https://doi.org/10.1016/0013-4686\(83\)85105-6](https://doi.org/10.1016/0013-4686(83)85105-6)

22. M.H. Kim, K. Park, K.H. Choi, S.H. Kim, S.E. Kim, C.M. Jeong, J.B. Huh, Cell adhesion and in vivo osseointegration of sandblasted/acid etched/anodized dental implants. *Int. J. Mol. Sci.* **16**(5), 10324–10336 (2015). <https://doi.org/10.3390/ijms160510324>

23. F.S. Rhenus 750, Rhenus Lub GmbH Co KG, Mönchengladbach, Ger. **2006**(1907), 1–13 (2015)

24. A. Martini, B.S. Moricz, A.K. Ripperger, P.M. Tran, M.E. Sharp, A.N. Forsythe, S.W. Kulhankova, W. Salgado-Pabon, B.D. Jones, Association of novel *Streptococcus sanguinis* virulence factors with pathogenesis in a native valve infective endocarditis model. *Front. Microbiol.* **11**, (2020). <https://doi.org/10.3389/fmicb.2020.00010>

25. G.B. Basim, O. Bebek, The method of processing multidimensional objects using chemical and mechanical polishing method and configuration of robotic arm employed in realizing this method. PCT Patent Office Application No: PCT/TR2014/000530, Application Date 31 Dec 2014

26. T. Kokubo, H. Takadama, How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity? *Biomaterials* **27**(15), 2907–2915 (2006). <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2006.01.017>

Investigation of the Wetting Properties of Thalassemia Patients' Blood Samples on Grade 5 Titanium Implant Surfaces: A Pilot Study

Abstract: Background and Objectives: Beta-thalassemia (BT) has a high prevalence in Mediterranean, Southeast Asian, and African countries. Studies stated that thalassemia is an endemic disease that causes significant health problems in Cyprus. This study aimed to measure the contact angle between the implant and blood samples from BT major patients and healthy individuals to compare the contact angles and wettability of Grade 5 titanium implant surfaces. Materials and Methods: Grade 5 titanium discs that were 10 mm in diameter were used since they mimic the surface of dental implants. Following receiving informed consent, blood samples were taken from the patients' index fingers in each group with lancet needles and a photo of the contact angle between the blood samples and the titanium surface was taken; the collected blood was transferred to a titanium disc with a medical pipette. ImageJ software with a specific contact angle plugin was used for the contact angle measurements. Results: Theta-mean, theta-circular, and theta-ellipse values were compared between all groups, and no significant difference was found ($p > 0.05$). Conclusions: In this study, it was hypothesized that the patients' rheological property of decreased deformability would affect the wettability of implant surfaces in vitro; however, no such finding was reached in this study. Since in-depth studies associated with dental implant success in BTM patients are absent in the literature and Cyprus is one of the Mediterranean countries with a high prevalence of BTM, this study was conducted to enrich the literature. While some systemic diseases may affect the contact angle between the implant surface and blood, it can be concluded that this condition was not present for BTM patients in our study. Last but not least, we emphasize that this experiment was done on a single surface type and the results can be totally different when using other surface types.

Keywords: prosthesis; biomimetics; thalassemia; dental implants; wettability; osseointegration





Article

Investigation of the Wetting Properties of Thalassemia Patients' Blood Samples on Grade 5 Titanium Implant Surfaces: A Pilot Study

Ali Temelci ^{1,*}, Hasan Güney Yılmaz ², Gürkan Ünsal ³, Lokman Onur Uyanik ¹, Dilek Yazman ⁴, Aysa Ayali ⁵ and Giuseppe Minervini ^{6,*}

¹ Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, Near East University, Nicosia 99138, Cyprus

² Department of Periodontology, Faculty of Dentistry, Near East University, Nicosia 99138, Cyprus

³ Department of Dentomaxillofacial Radiology, Faculty of Dentistry, Near East University, Nicosia 99138, Cyprus

⁴ Center of Thalassemia, Dr. Burhan Nalbantoğlu State Hospital, Nicosia 99010, Cyprus

⁵ Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Faculty of Dentistry, European University of Lefke, Nicosia 99728, Cyprus

⁶ Multidisciplinary Department of Medical-Surgical and Dental Specialties, University of Campania Luigi Vanvitelli, 81100 Caserta, Italy

* Correspondence: ali.temelci@neu.edu.tr (A.T.); giuseppe.minervini@unicampania.it (G.M.)

Abstract: Background and Objectives: Beta-thalassemia (BT) has a high prevalence in Mediterranean, Southeast Asian, and African countries. Studies stated that thalassemia is an endemic disease that causes significant health problems in Cyprus. This study aimed to measure the contact angle between the implant and blood samples from BT major patients and healthy individuals to compare the contact angles and wettability of Grade 5 titanium implant surfaces. Materials and Methods: Grade 5 titanium discs that were 10 mm in diameter were used since they mimic the surface of dental implants. Following receiving informed consent, blood samples were taken from the patients' index fingers in each group with lancet needles and a photo of the contact angle between the blood samples and the titanium surface was taken; the collected blood was transferred to a titanium disc with a medical pipette. ImageJ software with a specific contact angle plugin was used for the contact angle measurements. Results: Theta-mean, theta-circular, and theta-ellipse values were compared between all groups, and no significant difference was found ($p > 0.05$). Conclusions: In this study, it was hypothesized that the patients' rheological property of decreased deformability would affect the wettability of implant surfaces in vitro; however, no such finding was reached in this study. Since in-depth studies associated with dental implant success in BTM patients are absent in the literature and Cyprus is one of the Mediterranean countries with a high prevalence of BTM, this study was conducted to enrich the literature. While some systemic diseases may affect the contact angle between the implant surface and blood, it can be concluded that this condition was not present for BTM patients in our study. Last but not least, we emphasize that this experiment was done on a single surface type and the results can be totally different when using other surface types.

Keywords: prosthesis; biomimetics; thalassemia; dental implants; wettability; osseointegration

1. Introduction

Thalassemia is a cause of hypochromic microcytic anemia, which arises due to the damaged synthesis of the hemoglobin's globin chain. β -thalassemia (BT), which is considered one of the most frequent hereditary disorders, refers to a reduced β -globin chain of hemoglobin due to a mutation of the β -globin gene [1,2]. BT syndromes result in anemia, reduced hemoglobin in red blood cells (RBC), decreased RBC production, and increased platelet levels. Most thalassemia is inherited as recessive traits and three classifications

of BT are present: BT major (Cooley's Anemia), BT intermedia, and BT minor. While the hematological and clinical symptoms are more dangerous in BT major (BTM), insignificant findings that may not even require treatment are generally associated with BT minor [3,4].

As dental implants are placed inside the jaws, numerous biological and chemical interactions are initiated between the periodontal tissues and the implant surface. The first contact of the implant surface within the bone is with the blood, which carries chemokines, cytokines, and growth factors that stimulate new bone formation in the osteotomy area [5–7]. Unless the blood sufficiently wets the surface of the implant, this can lead to poor healing or delays in healing; hence, the contact with blood directly affects the osseointegration, and wettability is one of the non-clinical criteria for the survival of the implant in the mouth [5,8,9].

Due to its biological and mechanical characteristics, pure titanium and its alloys are often employed in biomedical applications. Surface alterations are required to promote osseointegration at bone–implant interfaces, even if titanium's mechanical characteristics allow for acceptable responses to dynamic stresses. There are numerous different ways to modify a surface, such as sandblasting, acid etching, or coating. There is currently no agreement on the ideal surface characteristic values for a successful dental implant despite the fact that numerous studies conducted assessments of surface characteristics of dental implants using comparable procedures but with various measurement parameters. Surface roughness, among many other surface properties, is one of the most crucial elements for dental implants. Because of this, the experiment in this investigation used an implant disc type that was approved by accredited laboratories [10,11]. In addition to surface characteristics, the bulk physical parameters of an implant material also affect biocompatibility. Ti and Ti alloys are particularly common biological implant materials in biomedical engineering and industry due to their bulk physical characteristics and strength-to-weight ratio approaching those of natural bone. The titanium surface's physical characteristics can be changed to improve surface biocompatibility. To create regulated nano/microscale roughness on the titanium implant surfaces, the chemical mechanical polishing (CMP) approach was presented as a new alternative [11]. Current biomaterials research emphasizes the role that nanoscale roughness plays in enhancing biocompatibility on metallic implant surfaces. By using this innovative technique on implants, the out-diffusion of titanium and other metallic impurities from prostheses in contact with bodily fluids and tissue is to be considerably reduced, while at the same time, the surface's mechanical, chemical, and biological properties are improved. On Ti and Ti alloy samples, the CMP process permits the creation of a thicker and denser self-protective native oxide while also inducing a regulated surface roughness [11–19].

In order to increase the wettability of implant surfaces, surface modifications have been made with many different methods. However, the surface wettability may not only depend on the surface properties but may also vary depending on the properties of the liquid that wets the surface [6]. Based on the studies conducted to date, which concentrated on the evaluation of the wettability of implant surfaces, there was no study that investigated the role of blood properties in BT patients in the wetting of implant surfaces. Many different surface modifications, such as sandblasting, acid etching, calcium phosphate coating, and combinations of these, were created and tried on the implant surfaces to ensure faster and more effective osseointegration to increase cell retention, surface tension, and wettability on the implant surface. After becoming aware of the role of a certain microroughness for improved cellular contact and osseointegration of dental titanium implants, the likewise important role of surface energy and wettability was increasingly strengthened [9].

BT has a high prevalence in the Mediterranean, Southeast Asian, and African countries, and due to migrations, Northern European countries had a sharp increase in recent years. BTM patients generally require a medical intervention between 24 months and 6 years, as RBC transfusions are essential for their survival. Most of the patients without a prenatal diagnosis in developed countries get their initial diagnosis during that time, and both iron chelation therapy and a transfusion program are set [20]. Patients who cannot get blood

Biomimetics 2023, 8, 25

2 of 15



Citation: Temelci, A.; Yılmaz, H.G.; Ünsal, G.; Uyanik, L.O.; Yazman, D.; Ayali, A.; Minervini, G. Investigation of the Wetting Properties of Thalassemia Patients' Blood Samples on Grade 5 Titanium Implant Surfaces: A Pilot Study. *Biomimetics* **2023**, *8*, 25. <https://doi.org/10.3390/biomimetics8010025>

Academic Editor: Giuseppe Carbone

Received: 28 November 2022

Revised: 20 December 2022

Accepted: 4 January 2023

Published: 7 January 2023



Copyright: © 2023 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

transfusions suffer from bone deformities, abnormal growth, and chronic anemia [21,22]. BT patients can develop iron overload that may damage their hearts and lungs. The most common causes of mortality and morbidity in BTM patients are damaged pulmonary and cardiac functions [23].

As a result of the ineffective process of erythropoiesis, erythroid marrows are expanded and hypertrophic in BTM patients. Hence, maxillary protrusion, malocclusion, anterior open bite, and bossing of the zygomatic and frontal bones are seen. Moreover, studies showed that BTM patients are at high risk for periodontal diseases and tooth caries, which can lead to early and multiple teeth loss [24–26]. In order to provide masticatory functions, dental implant treatments can be used since titanium and titanium alloy implants have near-perfect biocompatibility, which can be modified even in challenging cases [7,27–29].

The osseointegration process in dental implants includes the formation of blood clots for wound healing and the immigration of granulocytes and monocytes to the wound to clean the area and produce growth factors for angiogenesis, which then follows stimulation of fibroblasts for producing extracellular matrix, ending up as bone regeneration [30,31]. BT patients suffer from late wound healing, which is mainly attributed to low hemoglobin that reduces tissue oxygenation, decreased deformability, and increased aggregability of erythrocytes attributed to high platelet levels that negatively affect perfusion [30–34]. Hence, due to these rheological differences between a healthy individual and a BTM patient, we hypothesized that a dental implant treatment will be less successful, which is reflected in the measurement of wetting of the implant surfaces. In order to test our hypothesis, this pilot study aimed to measure the contact angle between the implant and blood samples from BTM patients, BT carriers, and healthy individuals to evaluate and compare the contact angles and wettability of Grade 5 titanium implant surfaces to guide future clinical studies.

2. Materials and Methods

2.1. Ethical Considerations

The study protocol was approved by the Scientific Research Ethics Committee (Project number NEU/2021/89-1319, meeting number: 2021/89) on 25 March 2021 and by the Turkish Republic of Northern Cyprus Ministry of Health Scientific Research Ethics Committee (file number: 2021/46-21) on 11 October 2021. The study was performed in accordance with the tenets of the 1964 Helsinki Declaration and its later amendments. An informed consent form was obtained from each participant.

2.2. Patient Selection and Study Materials

This study was conducted with 42 BTM patients, 42 beta-thalassemia carriers, and 42 healthy individuals in the Dr. Burhan Nalbantoğlu Center of Thalassemia.

For the experimental setting, a schematic with multiple compartments was set. The setup consisted of the following:

- High-resolution camera with a macro lens - Nikon D750, Nikon 105 mm Macro Lens (Nikon, Tokyo, Japan)
- Camera tripod for the stabilization of the camera
- Fixed medical pipette to drop the blood sample on the titanium surface
- Base to fix the Grade 5 titanium discs
- An illuminating system
- Titanium implant discs (see Section 2.3).

2.3. Features of the Titanium Implant Discs

The report (report number: 72602115-6020402-1580) is the result of the study carried out by the Istanbul Technical University Manufacturing Technology Application and Research Center to determine whether our samples had a “Resorbable Blast Media (RBM) Surface, Resorbable Blast Texturing Surface (RBT) and Soluble Blast Media (SBM) Surface” and to determine the surface roughness values. An optical profilometer was used (AXIO

CSM 700, Zeiss, MN, USA) to evaluate the surfaces of the titanium implant discs, and the report was as follows: “In the technical examinations and analyzes, it was determined that it was sanded with structures in the form of tricalcium phosphate and hydroxyapatite, therefore it had RBM, RBT and SBM surfaces. The surface roughness analysis results made with a profilometer device and a 12.5 μm tip on the same samples were 1.687 μm , 1.677 μm and 1.727 μm for 3 different samples, respectively. found in microns.”

The summary of the implant disc’s features was as follows:

- Grade 5 titanium discs (Mode Implant) with 10 mm diameter were used for all patients’ blood samples for the contact angle measurements;
- Type: Grade 5 (Ti6Al4V);
- Surface Features: resorbable blast media surface, resorbable blast texturing surface, and soluble blast media surface;
- Brand: Mode Implant;
- Diameter: 10 mm;
- Surface roughness: 1.697 μm ;
- Surface sanding materials: tricalcium phosphate and hydroxyapatite. Biphasic calcium phosphate micro-blast with 65% HA content was used to sand the implant surface homogeneously at 1.4–1.8 μm with ROBOT technology.

High- and low-magnification scanning electron microscope images of the titanium implant surfaces are shown in Figure 1 with multiple magnification rates.

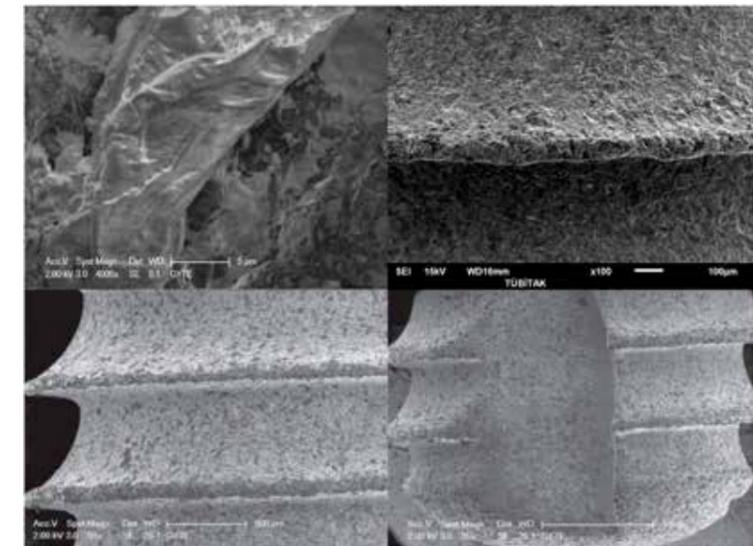


Figure 1. Scanning electron microscope images of the Grade V implant discs that were used in the present study. The magnifications of the images are 4000 \times (upper left), 100 \times (upper right), 50 \times (lower left), and 35 \times (lower right).

2.4. Blood Sampling

Following giving informed consent, the donor’s index finger was pierced with a lancing device with push button ejection to collect a blood sample. As the blood that emerges following the piercing process contains more tissue fluid and less hemoglobin, it was wiped with a sterile gauze cloth. Then, light pressure was applied to the donor’s index finger and a medical pipette was used to collect the proper sample, which was transferred to the implant disc surface immediately.

In order to eliminate any bias, as the patients with BTM would have similar blood features and wettability properties to healthy individuals following their blood transfusions, the samples were collected a day before their transfusion process.

2.5. Imaging of Blood Samples

In order to take a photo of the contact angle between the blood samples and the titanium surface, the collected blood (0.05 mL) was transferred to the titanium disc with a medical pipette, and photos were taken 5 s after the procedure (Figure 2). No anticoagulants were used since the transfer time was short. A single disc was used for each patient, and the photos were transferred to a computer with an SD card to measure the contact angles.



Figure 2. Following the transfer of the collected blood with a medical pipette on the titanium disc, photos were taken without modifying the settings for all samples.

2.6. Isotonic and Hypotonic Water

As only a single type of implant disc could be obtained for this study, in order to compare the blood samples with a reference, the same experiment was performed with distilled and isotonic water.

2.7. Contact Angle Measurements

Contact angle measurement, also known as the θ (theta) degree, is a quantitative measure of the wetting of a solid by a liquid. The angle created by a liquid at the intersection of a liquid, gas, and solid at a three-phase boundary is known as the contact angle [35]. ImageJ software v1.53t (NIH, Bethesda, MD, USA) with a specific contact angle plugin (Contact Angle plugin for ImageJ) was used for the contact angle measurements. This plugin, which was based on another plugin called “Pointpicker” written by Marco Brugnara, calculates the contact angle between a drop and a flat surface with an approximation [2atan (2 h/L)] and an ellipse approximation. This plugin requires a manual baseline determination by choosing the 2 initial points, as shown in Figure 3.

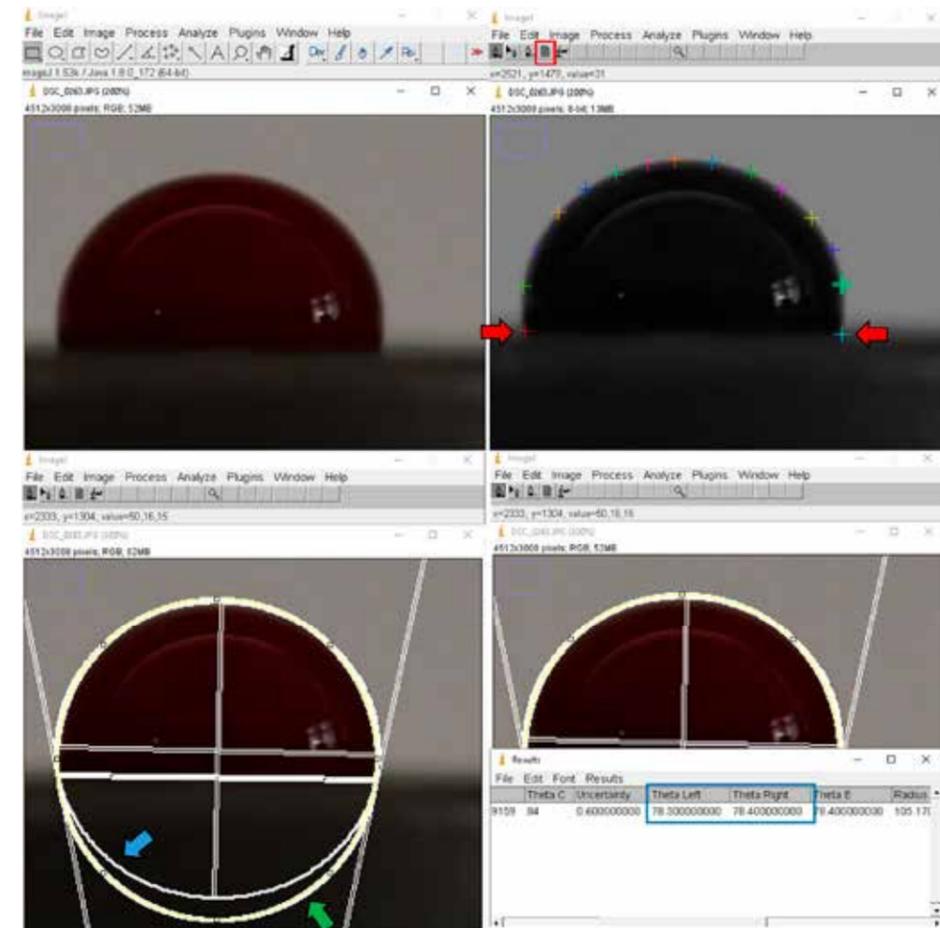


Figure 3. Contact angle measurement with ImageJ’s Contact Angle plugin. Following the manual selection of the first 2 points (red arrows) to determine the baseline, the periphery of the blood sample was marked to calculate the contact angle between the surface and blood. It is important to point out that an ellipse best-fit analysis poses itself between the circle best fit (green arrow) and an absolute best-fit function. Sometimes the drop is not perfectly symmetric or there is a slight effect due to gravity. In this case, an almost-circle (blue arrow) analysis can provide useful results.

The guide of the plug-in suggests the use of high-resolution and well-defined pictures, as the best-fit analysis automatically detects the profile of the droplet; thus, a high-resolution camera with a macro lens (Nikon D750, Nikon 105 mm Macro Lens) was used in our study. It was also stated in the guide that “It is important to point out that an ellipse best-fit analysis poses itself between the circle best fit and an absolute best-bit function. Sometimes can happen that the drop is not perfectly symmetric, or that there is a slight effect of the gravity. In this case an almost-circle analysis can provide useful results.” <https://imagej.nih.gov/ij/plugins/contact-angle.html> (accessed on 12 March 2022).

Four different preferences are present for the contact angle measurement: manual point selection, circle best-fit measurement, ellipse best-fit measurement, and application of both circle best-fit and ellipse best-fit measurements. As the most reliable way of determining the region of interest is manual point selection, we determined the profile of the droplet manually by placing more points along the droplet's edge.

To avoid any user-related errors, all measurements were repeated 5 times for both the left and right sides, and the arithmetic means in degrees were calculated. Then, the arithmetic means of the right and left contact angles were used for the statistical analysis since those two angles may demonstrate minor differences. As the software can fail when a non-straight triphase line is provided, all measurements were repeated in cases with an uncertainty value higher than 1.

2.8. Statistical Analysis

Contact angle data were analyzed with SPSS software v22.0. The Kolmogorov-Smirnov test was used to test the conformity of the data to the normal distribution, and for the continuous variables, the median, minimum, maximum values, and mean ± standard deviation are given. Levene's test was used to evaluate the homogeneity of the variances between the groups, Dunnett's T3 test was used for statistically significant measurements as a post hoc test, and the Welch ANOVA test was used to compare the heterogeneous measurements of the variance between the groups. Measurements that did not comply with the groups' normal distribution were compared with the Kruskal–Wallis test. The Mann–Whitney U test was used as the post hoc test of the statistically significant measurements. A Bonferroni correction was used to interpret the results. A Friedman test was used for the variables that did not have a normal distribution among the group. A Bonferroni correction was used to interpret the *p*-values, and cases with *p* < 0.05 were considered significant.

3. Results

3.1. Patient Demographic Data

A total of 126 patients were enrolled in the present study (Table 1). The mean ages were 35.85 (min 21, max 66) for the healthy group, 37.3 (min 22, max 64) for the carrier group, and 39.7 (min 20, max 55) for the BTM group. Twenty-two females and 20 males were enrolled in the healthy and BTM group, while 23 females and 19 males were enrolled in the carrier group.

Table 1. Demographic data of the patients.

Demographic Data of the Participants	Mean Age (Year)	Min Age (Year)	Max Age (Year)	Number of Female Participants	Number of Male Participants
Healthy participants	35.85	21	66	22	20
BT carriers	37.3	22	64	23	19
BTM patients	39.7	20	55	22	20

3.2. Blood Sample Features of the Participants

Blood sample features of the BTM patients and others are noted in Table 2. Mean values of RBC (million cells/mcL), HGB (gr/dL), and PLT (Thousand Platelets/mcL) values were 3.76, 9.91, and 525 for the BTM male patients and 3.79, 10.09, and 470 for the BTM female patients, respectively. The mean values of RBC, HGB, and PLT were 5.52, 15.3, and 324 for healthy males and BT carrier males and 4.83, 13.5, and 317 for healthy females and BT carrier females, respectively.

Table 2. Mean values with minimum and maximum values for RBC, HGB, and PLT values of the participants.

	RBC (Million Cells/mcL)	HGB (gr/dL)	PLT (Thousand Platelets/mcL)
Healthy male and BT carrier male	5.52 (min 4.72/max 6.06)	15.3 (min 13.45/max 16.41)	324 (min 174/max 445)
BTM male	3.76 (min 3.19/max 4.34)	9.91 (min 9.00/max 11.40)	525 (min 190/max 917)
Healthy female and BT carrier female	4.83 (min 4.23/max 5.26)	13.53 (min 12.1/max 14.83)	317 (min 162/max 434)
BTM female	3.79 (min 3.15/max 4.29)	10.09 (min 8.70/max 11.30)	470 (min 211/max 754)

The statistical analysis results of the blood sample features between the groups are given in Table 3. There was a significant difference in all parameters between BTM patients and non-BTM patients (*p* < 0.05) and there were significant differences in RBC and HGB between the non-BTM females and non-BTM males. No significant difference was found in all parameters between BTM males and BTM females, and no significant difference was found in PLT between non-BTM males and non-BTM females.

Table 3. Comparison of the statistical analysis results of the blood sample features between the groups (* Mann–Whitney U test, ** Student's *t*-test).

Parameters	Comparison Groups	<i>p</i> -Value
RBC	BTM male vs. non-BTM male	0.000 *
	BTM female vs. non-BTM female	0.000 *
	BTM male vs. BTM female	0.751 **
	Non-BTM male vs. non-BTM female	0.000 *
HGB	BTM male vs. non-BTM male	0.000 *
	BTM female vs. non-BTM female	0.000 *
	BTM male vs. BTM female	0.416 **
	Non-BTM male vs. non-BTM female	0.000 *
PLT	BTM male vs. non-BTM male	0.002 *
	BTM female vs. non-BTM female	0.010 *
	BTM male vs. BTM female	0.338 **
	Non-BTM male vs. non-BTM female	0.319 *

3.3. Angular Measurements

All contact angle measurements were recorded in this study as theta-mean, theta-circular, and theta-ellipse. The mean contact angles (theta-mean) values were 89.98 (min 69.15, max 125.45) for the BTM group, 87.59 (min 68.4, max 117.1) for the healthy group, and 85.79 (min 67.95, max 105.1) for the carrier group. The mean theta-circular values were 93.85 (min 75.7, max 127.4) for the BTM group, 89.89 (min 70.1, max 111.4) for the healthy group, and 88.02 (min 76.9, max 110.5) for the carrier group. The mean theta-ellipse values were 89.98 (min 69.2, max 125.4) for the BTM group, 87.6 (min 68.4, max 117.1) for the healthy group, and 85.77 (min 67.9, max 105.1) for the carrier group (Table 4).

Table 4. Angular measurements, standard deviation, and uncertainty results.

	Theta-Circular (Degree)	Theta-Ellipse (Degree)	Theta-Mean (Degree)
Healthy participants	89.89	87.6	87.59
BT carriers	88.02	85.77	85.79
BTM patients	93.95	89.98	89.98
Distilled water	103.8	102	103.03
Isotonic water	102.7	101.3	102.14

The mean theta-mean values for the distilled water and isotonic water were 103.03 and 102.14, respectively.

3.4. Uncertainty Results

Uncertainties in the blood droplet shape adversely affected the contact angle studies. An uncertainty value of around 1 μm in the baseline location or height of a droplet can lead to uncertainties as large as 10° in the contact angle measurements. In order to eliminate any falsely measured contact angles, we repeated the contact angle measurement for cases that had an uncertainty value higher than 1. The mean uncertainty values were 0.52 for the BTM group (min 0.2, max 1), 0.61 for the healthy group (min 0.2, max 1), and 0.65 for the carrier group (min 0.3, max 1).

3.5. Statistical Analysis of the Contact Angles

The theta-mean, theta-circular, and theta-ellipse values were compared between all groups, and no significant difference was found between the groups, which suggested that blood samples of all groups had similar wettability properties in this in vitro study ($p > 0.05$) (Table 5).

Table 5. Statistical analysis of theta-mean, theta-circular, and theta-ellipse values.

	Theta-Mean (Degree)	Theta-Circular (Degree)	Theta-Ellipse (Degree)
Kruskal–Wallis H	1.227	2.926	1.226
Degrees of freedom	2	2	2
<i>p</i> -value	0.541	0.232	0.542

4. Discussion

Dental implants are highly successful in patients without systemic diseases and with good oral hygiene; however, further studies should be conducted to see their performances in compromised patients with systemic diseases [9,22,36,37]. This study was the first to evaluate the effects of BTM on Grade 5 titanium dental implant discs. The measurements were done with non-clotted blood drops to examine the real-time first interaction between the disc and the blood, where we avoided collapsing the blood sample's peak. As no substrate was added to the blood samples, our findings are more significant than the ones with an addition [8].

The significant differences between the non-BTM females and non-BTM males in terms of the RBC and HGB parameters were expected, as the reference values of each of these two groups were different in healthy individuals; as the PLT reference values were the same in both females and males, it was also expected not to have a significant difference between the non-BTM females and non-BTM males [1,2]. The statistically significant differences in RBC, HGB, and PLT values between BTM patients and non-BTM participants allowed us to conduct this experiment with a dioristic approach. Although the RBC and HGB values were significantly different in healthy individuals, these values were not significantly different between BTM males and BTM females; hence, according to the results of this study, it can be concluded that having BTM was more influential on the blood features than gender. This study hypothesized that blood samples of BTM patients would have significantly different contact angles than those of healthy patients due to these rheological differences between a healthy individual and a BTM patient; however, our study found no significant differences between the BTM, carrier, and healthy groups.

PubMed Database was searched for any implant procedure for a patient with Thalassemia with the following query box “((Thalassemia) AND (implant)) AND (jaw)” and three studies were found [3,38,39]. Misch et al. reported the first dental implant case report of a BT patient in 1998 who had characteristic BTM clinical and radiographic findings, such as generalized osteolytic lesions at the alveolar bone, a coarse and decreased trabecular pattern, and thinning of the cortical plates. Instead of conventional titanium implants, they

used hydroxyapatite-coated implants. Even though the patient's bone quality was rated as a type IV bone, uneventful healing was achieved and no peri-implantitis was present during the regular 3-month recalls. Due to the maxillary bone marrow hyperplasia, an increased bone volume was seen in their case. In order to address these given clinical features, they modified the implant biomaterial, surgical approach, and prosthetic design. They concluded that the surgical technique, implant biomaterial, and prosthetic rehabilitation were modified in this case to address these conditions [3]. Pektaş et al. reported the first case report of a segmental maxillary osteotomy with implant application in BTM patients, and they described the complications seen during that procedure. Primary stability problems and overbleeding were underlined, and they suggested further studies to assess the implant survival rate in BTM patients [38]. Ören et al. reported a 39-year-old BTM patient who was referred to them with severe facial deformities and periodontal problems. They extracted all the patient's teeth and applied custom-made sub-periosteal implants. They reported no uneventful complications at the 3-year follow-up [39].

This study was carried out to achieve a significant breakthrough in the literature as a pilot study, as there are no comprehensive studies related to dental implant success in BTM patients, and Cyprus is one of the Mediterranean countries with a high prevalence of BTM [40–42]. Modell's report in 1979 [41] and Kolnagou's article in 2009 [42] concluded that thalassemia is an endemic disease that causes a significant health problem in Cyprus. Modell reported that 15% of the Turkish Cypriot population are thalassemia carriers, and Kolnagou reported that one in six people is a heterozygote thalassemia carrier. More importantly, 1 in 1000 people is a homozygote thalassemia major patient in Cyprus. Thanks to the legislation mentioned by Modell et al., severe economic, psychological, and social problems were alleviated. Were it not for the thalassemia policies, most patients would die before reaching 7 years old due to the absence of blood transfusions. Nowadays, patients dependent on blood transfusions are getting treatment in major cities in Cyprus [40–42]. As discussed by Tillmann et al., in heterozygotes, decreased deformability/flexibility is a well-established property of beta-thalassemia patients, primarily due to microcytosis. At the same time, in homozygotes, it was attributed to severe cell shape alterations and inclusion bodies in the splenectomized patients. Their study also found that the deformability of erythrocytes in frequently transfused patients showed a substantial decrease, while heterozygotes' erythrocytes showed only a moderate decrease in deformability. One might assume that BTM patients' blood features would have similar wettability properties to healthy patients if they have frequent blood transfusions; hence, the blood samples from those patients were collected shortly before their transfusion procedure [43].

Although cytotoxic effects of vanadium were shown by Dalal et al. and Zwolak et al., Zhang and Chen compared the strength of Grade 4 (pure titanium) and Grade 5 (titanium, vanadium, and aluminum alloy) implants and reported that the strengths of those implants were 550 MPa and 930 MPa, respectively [44–46]. It was decided to use Grade 5 implant surface discs in this study, as Willis et al. stated that stronger dental implants that are shorter and/or narrower can also be placed without an increased implant fracture risk in patients with narrow alveolar ridges or a need for vertical alveolar bone grafting [47,48].

The resorbable blast media (RBM) surface treatment is intended to create a rougher implant surface without leaving behind any implanted blast debris, which makes it superior in terms of residual particles. As higher roughness for the surface increases the osseointegration rate, this parameter is essential to increase the bone-to-implant contact and the tissue growth at the peri-implant structures without any uneventful post-operative conditions. RBM is primarily responsible for roughened implant surfaces and boosts retention power. The topography of RBM influences the attachment and the growth of the new bone cells in a more stable and faster way. Calcium phosphate is the substance utilized in the RBM procedure. Since calcium phosphate is a biocompatible material that has high resorption rates, no strong acid application is needed to remove the residuals of the material. Even if the residuals of calcium phosphate may not be removed, as these residuals are entirely biocompatible, they can promote earlier bone in-growth and provide

greater implant stability during the first critical weeks after dental implant placement. The RBM method, which consists of hydroxyapatite (HA) blasting and soft etching of the surface of the dental implants, is a widely utilized substitute for the bioincompatible alumina blasting techniques. Additionally, the other benefit of this surface type is soft chemical therapy. These benefits guarantee a high level of surface cleanliness without any possibility of alumina contamination or surface damage [49–51].

The soluble blast media (SBM) surface is manufactured with a similar approach to the RBM technique; however, in SBM surfaces following the HA crystals application to roughen the disc surface, the surface is cleaned with a 20% acidic solution. SBM surfaces are etched less by the acids (compared with the 40% nitric acid etching), which is beneficial for osseointegration, and have rougher surfaces than RBM surfaces owing to the etching procedures [16,49,51–53].

In a study that was conducted by Mekayarajananonth et al., it was found that distilled water had a lower contact angle (and a better wettability) on Grade 5 implant surfaces with a calcite hydroxyapatite plasma spray coating than Grade 1 implant surfaces [52]. On the other hand, when the test was conducted with glycerol instead of distilled water, they reported that there was no significant difference in contact angle; hence, it can be concluded that the liquid that was tested on the surfaces was also as important as the surface characteristics. They also stated that multiple factors affected the contact angle, such as the surface preparation method, structural features of different implant materials (such as Grade 1 and Grade 5 implants), surface roughness, and microbial contamination. As proof of the importance of the preparation method, they also reported that while the Ti6Al4V calcite hydroxyapatite plasma spray coating surface had the best wettability, the Ti6Al4V MP-1[®] hydroxyapatite plasma spray coating surface had a worse wettability (according to their contact angles) [54].

Effects of biomaterial relations on surface hydrophilicity were reviewed by Spijker et al. According to their study, the activation of the adhesion and activation of thrombocytes will eventually lead to the formation of a blood clot between the implant and the surrounding tissue [55]. Furthermore, according to Gittens et al., the impact of implant surface wettability extends beyond its involvement at the protein and cellular levels, as demonstrated in vivo and in the clinic [6].

A positive relationship between high surface roughness and surface hydrophilicity was also discovered by the studies of Bagambisa et al. [56], Buser et al. [57], and Bowers et al. [58]. Increased bone-to-implant interactions were seen for clinically relevant, super-hydrophilic modified blasted and acid-etched surfaces compared with machined surfaces and hydrophobic blasted and acid-etched controls in vivo implantations. It is conceivable that faster, more reliable osseointegration might increase implant coverage for patients with compromised health, improve the long-term health of the implant site, and even increase the lifespan of the implant, which is challenging to assess in vitro, in vivo, or even in the clinic.

Scarano et al. [59] conducted a study with fresh non-heparinized blood or with other anticoagulant medication and a type of platelet concentrate as the wetting fluid for an evaluation that mimicked clinical reality. They stated that, as most of the studies that are present in the literature did not use blood as a wetting liquid, their studies could not demonstrate the role of the cells and proteins in the blood that can influence the viscosity of the fluid. As a result of their study, a statistically significant difference in wettability was found between the two types of surface and lower contact angle values on the sandblasted and double-acid-etched surface. In light of the results obtained, it is possible to affirm that the wettability and the interaction of autologous platelet liquid and blood assessed with a static method, despite the different cellular composition, look similar on rough surfaces; therefore, the static contact angle values seem to be influenced more by the surface characteristics than by the rheological properties of the wetting fluid. Our results were also in accordance with the findings of the studies that were mentioned above, as no statistically significant difference was found between the contact angle measurements of the groups.

There was a statistically significant difference in RBC, HGB, and PLT values between the BTM patients' and non-BTM patients' blood samples; however, no statistically significant difference was found regarding their contact angles on Grade 5 implant discs that were blasted with biphasic calcium phosphate micro-blast with 65% HA content.

This study had an unpredictable major limitation. In the initial phase of our study, we requested different implant discs from different companies in order to also compare the implant technologies with each other. However, following the start of the study, the SARS-CoV-2 lockdown occurred to control its spread, where most countries enforced significant constraints that adversely affected the logistics and transportation sectors. Although we reached an agreement with some of the companies, they apologetically informed us that it will be impossible to provide the discs because of the prohibitions. As a consequence, we were only able to receive implant discs from a single company; thus, we could not perform our study with various discs.

In the wake of the results reported by Koca et al., this study was designed to see whether the differences between hyperlipidemic and healthy individuals were applicable to BTM patients and healthy individuals. Their study stated that, regardless of the surface, increased cholesterol levels cause decreased surface energy and wettability on the implant surfaces [13]. Fortunately, no statistically significant difference was found between the BTM patients, BT carriers, and healthy patients' wettability features for theta-circular, theta-ellipse, and theta-mean values. As there was no statistically significant difference between all three contact angle measurements between the groups, this paper does not discuss whether one of these contact angle measurement methods is more significant. In order to improve the results and clinical appliances of this in vitro study, further prospective studies should be conducted to assess the implant success and osseointegration rates in BTM patients with different implant surfaces.

5. Conclusions

BT patients suffer from late wound healing, which is mainly attributed to low hemoglobin reducing tissue oxygenation, decreasing deformability, and increasing agreeability of erythrocytes attributed to high platelet levels that negatively affect perfusion. In order to detect whether this condition will affect the early phase of implant treatments, a contact angle measurement comparison was performed between BTM patients and healthy individuals; however, none of the measurements showed any significant difference between the groups, which suggested that blood samples of all groups had similar wettability properties in this in vitro study ($p > 0.05$). Hence, it is fair to state that while some systemic diseases may affect the contact angle between the implant surface and blood, it can be concluded that this condition was not present for the BTM patients in our in vitro study model. Prospective clinical studies must be performed to understand whether this result is practicable, and the same methodology should be applied to all compromised patients with systemic diseases. Last but not least, we emphasize that this experiment was done on a single surface type and the results can be totally different when using other surface types.

Author Contributions: A.T., G.Ü. and A.A. designed the work and acquired the data. A.T., G.Ü., H.G.Y., D.Y. and L.O.U. were responsible for the data analysis. A.T., G.Ü. and D.Y. drafted the work. H.G.Y., L.O.U., G.M. and A.A. contributed to the critical revision of the article. All authors approved the article during an online meeting. The statistical analysis was done by G.Ü. and edited/revised by G.M. No funding was received, but A.T. and H.G.Y. acquired the implant discs. All authors agreed both to be personally accountable for the author's contributions and to ensure that questions related to the accuracy or integrity of any part of the work, even ones in which the author was not personally involved, are appropriately investigated, resolved, and the resolution documented in the literature. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: The study protocol was approved by the Scientific Research Ethics Committee (project number NEU/2021/89-1319) and the TRNC Ministry of Health Scientific Research Ethics Committee (2021/46-21). The study was performed in accordance with the tenets of the 1964 Helsinki Declaration and its later amendments. An informed consent form was obtained from each participant.

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in the study. Written informed consent was obtained from the patient(s) to publish this paper.

Data Availability Statement: The data sets used and/or analyzed during the current study are available from the corresponding author upon reasonable request.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflict of interest.

References

1. Origa, R. *Beta-Thalassemia*, in *GeneReviews*(R); Adam, M.P., Everman, D.B., Mirzaa, G.M., Pagon, R.A., Wallace, S.E., Eds.; University of Washington: Seattle, WA, USA, 1993.
2. Needs, T.; Gonzalez-Mosquera, L.F.; Lynch, D.T. *Beta Thalassemia*, in *StatPearls*; StatPearls Publishing: Treasure Island, FL, USA, 2021.
3. Misch, C.M.; Jolly, R.L.; Williams, D.R.; Chorazy, C.J. Maxillary implant surgery on a patient with thalassemia: A case report. *Oral Surg. Oral Med. Oral Pathol. Oral Radiol. Endod.* **1998**, *86*, 401–405. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
4. Chamchoi, A.; Srihirun, S.; Paiboonsukwong, K.; Sriwantana, T.; Kongkaew, P.; Fucharoen, S.; Pattanapanyasat, K.; Sibmooh, N. Hemoglobin-bound platelets correlate with the increased platelet activity in hemoglobin E/ β -thalassemia. *Int. J. Lab. Hematol.* **2020**, *42*, 518–525. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
5. Morelli, F.; Lang, N.P.; Bengazi, F.; Baffone, D.; Vila Morales, C.D.; Botticelli, D. Influence of bone marrow on osseointegration in long bones: An experimental study in sheep. *Clin. Oral Implant. Res.* **2015**, *26*, 300–306. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
6. Gittens, R.A.; Scheideler, L.; Rupp, F.; Hyzy, S.L.; Geis-Gerstorfer, J.; Schwartz, Z.; Boyan, B.D. A review on the wettability of dental implant surfaces II: Biological and clinical aspects. *Acta Biomater.* **2014**, *10*, 2907–2918. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
7. Minervini, G.; Fiorillo, L.; Russo, D.; Lanza, A.; D'Amico, C.; Cervino, G.; Meto, A.; Di Fracenco, F. Prosthodontic Treatment in Patients with Temporomandibular Disorders and Orofacial Pain and/or Bruxism: A Review of the Literature. *Prosthesis* **2022**, *4*, 253–262. [\[CrossRef\]](#)
8. Rupp, F.; Gittens, R.A.; Scheideler, L.; Marmur, A.; Boyan, B.D.; Schwartz, Z.; Geis-Gerstorfer, J. A review on the wettability of dental implant surfaces I: Theoretical and experimental aspects. *Acta Biomater.* **2014**, *10*, 2894–2906. [\[CrossRef\]](#)
9. Koca, R.B.; Güven, O.; Çelik, M.S.; Firatlı, E. Wetting properties of blood lipid fractions on different titanium surfaces. *Int. J. Implant Dent.* **2020**, *6*, 16. [\[CrossRef\]](#)
10. Ozdemir, Z.; Orcun, O.; Bebek, O.; Bahar Basim, G. Development of 3-D Chemical Mechanical Polishing Process for Nanostructuring of Bioimplant Surfaces. *ECS Trans.* **2014**, *61*, 21–26. [\[CrossRef\]](#)
11. Ozdemir, Z.; Ozdemir, A.; Basim, G.B. Application of chemical mechanical polishing process on titanium based implants. *Mater. Sci. Eng. C Mater. Biol. Appl.* **2016**, *68*, 383–396. [\[CrossRef\]](#)
12. Blue, D.S.; Griggs, J.A.; Woody, R.D.; Miller, B.H. Effects of bur abrasive particle size and abutment composition on preparation of ceramic implant abutments. *J. Prosthet. Dent.* **2003**, *90*, 247–254. [\[CrossRef\]](#)
13. Ivanoff, C.J.; Hallgren, C.; Widmark, G.; Sennerby, L.; Wennerberg, A. Histologic evaluation of the bone integration of TiO₂ blasted and turned titanium microimplants in humans. *Clin. Oral Implant. Res.* **2001**, *12*, 128–134. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
14. Khang, W.; Feldman, S.; Hawley, C.E.; Gunsolley, J. A multi-center study comparing dual acid-etched and machined-surfaced implants in various bone qualities. *J. Periodontol.* **2001**, *72*, 1384–1390. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
15. Le Guehennec, L.; Soueidan, A.; Layrolle, P.; Amourig, Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent. Mater.* **2007**, *23*, 844–854. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
16. Novaes, A.B., Jr.; Souza, S.L.S.; de Oliveira, P.T.; Souza, A.M.M. Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **2002**, *17*, 377–383.
17. Piattelli, A.; Manzon, L.; Scarano, A.; Paolantonio, M.; Piattelli, M. Histologic and histomorphometric analysis of the bone response to machined and sandblasted titanium implants: An experimental study in rabbits. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **1998**, *13*, 805–810.
18. Shalabi, M.; Gortemaker, A.; Hof, M.V.; Jansen, J.; Creugers, N. Implant Surface Roughness and Bone Healing: A Systematic Review. *J. Dent. Res.* **2006**, *85*, 496–500. [\[CrossRef\]](#)
19. Wennerberg, A.; Albrektsson, T. Effects of titanium surface topography on bone integration: A systematic review. *Clin. Oral Implant. Res.* **2009**, *20* (Suppl. 4), 172–184. [\[CrossRef\]](#)
20. Origa, R. *Beta-Thalassemia*. *Genet. Med.* **2017**, *19*, 609–619. [\[CrossRef\]](#)
21. Shah, F.T.; Sayani, F.; Trompeter, S.; Draser, E.; Piga, A. Challenges of blood transfusions in beta-thalassemia. *Blood Rev.* **2019**, *37*, 100588. [\[CrossRef\]](#)
22. Fagundes, N.C.F.; Minervini, G.; Alonso, B.F.; Nucci, L.; Grassia, V.; d'Apuzzo, F.; Puigdollers, A.; Perillo, L.; Flores-Mir, C. Patient-reported outcomes while managing obstructive sleep apnea with oral appliances: A scoping review. *J. Evid. Based Dent. Pr.* **2022**, *In Press*.
23. Walker, M.; Wood, J.; Taher, A. Cardiac Complications in Thalassemia Major. In *Guidelines for the Management of Transfusion Dependent Thalassemia*; Cappellini, M.D., Cohen, A., Porter, J., Eds.; Thalassemia International Federation: Strovolos, Cyprus, 2014.
24. Hattab, F.N. Periodontal condition and orofacial changes in patients with thalassemia major: A clinical and radiographic overview. *J. Clin. Pediatr. Dent.* **2012**, *36*, 301–307.
25. Hattab, F.N.; Hazza'a, A.M.; Yassin, O.M.; Al-Rimawi, H.S. Caries risk in patients with thalassemia major. *Int. Dent. J.* **2001**, *51*, 35–38. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
26. Leonardi, R.; Verzi, P.; Caltabiano, M. Epidemiological survey of the prevalence of dental caries in young thalassemia major patients. *Stomatol. Mediterr. SM* **1990**, *10*, 133–136. [\[PubMed\]](#)
27. Cervino, G.; Montanari, M.; Santonocito, D.; Nicita, F.; Baldari, R.; de Angelis, C.; Storni, G.; Fiorillo, L. Comparison of Two Low-Profile Prosthetic Retention System Interfaces: Preliminary Data of an In Vitro Study. *Prosthesis* **2019**, *1*, 54–60. [\[CrossRef\]](#)
28. Ferrillo, M.; Nucci, L.; Giudice, A.; Calafiore, D.; Marotta, N.; Minervini, G.; d'Apuzzo, F.; Ammendolia, A.; Perillo, L.; de Sire, A. Efficacy of conservative approaches on pain relief in patients with temporomandibular joint disorders: A systematic review with network meta-analysis. *CRANIO* **2022**, *23*, 1–17. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
29. Spagnuolo, G.; Desiderio, C.; Rivieccio, V.; Amato, M.; Rossetti, D.V.; D'Antò, V.; Schweikl, H.; Lupi, A.; Rengo, S.; Nocca, G. In vitro cellular detoxification of triethylene glycol dimethacrylate by adduct formation with N-acetylcysteine. *Dent. Mater.* **2013**, *29*, e153–e160. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
30. Avishai, E.; Yeghiazaryan, K.; Golubnitschaja, O. Impaired wound healing: Facts and hypotheses for multi-professional considerations in predictive, preventive and personalised medicine. *EPMA J.* **2017**, *8*, 23–33. [\[CrossRef\]](#)
31. Krifka, S.; Hiller, K.-A.; Bolay, C.; Petzel, C.; Spagnuolo, G.; Reichl, F.-X.; Schmalz, G.; Schweikl, H. Function of MAPK and downstream transcription factors in monomer-induced apoptosis. *Biomaterials* **2012**, *33*, 740–750. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
32. Nienhuis, A.W.; Nathan, D.G. Pathophysiology and Clinical Manifestations of the beta-Thalassemias. *Cold Spring Harb. Perspect. Med.* **2012**, *2*, a011726. [\[CrossRef\]](#)
33. Mozos, I. Mechanisms Linking Red Blood Cell Disorders and Cardiovascular Diseases. *BioMed Res. Int.* **2015**, *2015*, 682054. [\[CrossRef\]](#)
34. Rodrigues, M.; Kosaric, N.; Bonham, C.A.; Gurtner, G.C. Wound Healing: A Cellular Perspective. *Physiol. Rev.* **2019**, *99*, 665–706. [\[CrossRef\]](#)
35. Hung, Y.-L.; Chang, Y.-Y.; Wang, M.-J.; Lin, S.-Y. A simple method for measuring the superhydrophobic contact angle with high accuracy. *Rev. Sci. Instruments* **2010**, *81*, 65105. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
36. Minervini, G.; Romano, A.; Petruzzi, M.; Maio, C.; Serpico, R.; Lucchese, A.; Candotto, V.; Di Stasio, D. Telescopic overdenture on natural teeth: Prosthetic rehabilitation on (OFD) syndromic patient and a review on available literature. *J. Biol. Regul. Homeost. Agents* **2018**, *32* (Suppl. 1), 131–134. Available online: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29460531> (accessed on 5 November 2022).
37. di Stasio, D.; Lauritano, D.; Gritti, P.; Migliozi, R.; Maio, C.; Minervini, G.; Petruzzi, M.; Serpico, R.; Candotto, V.; Lucchese, A. Psychiatric disorders in oral lichen planus: A preliminary case control study. *J. Biol. Regul. Homeost. Agents* **2018**, *32* (Suppl. 1), 97–100. Available online: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/29460524> (accessed on 5 November 2022).
38. Pektas, Z.O.; Cubuk, S.; Kircelli, B.; Uckan, S. Management of Maxillary Deformity with Segmental Osteotomy followed by Implant Insertion in beta-Thalassemia Major Patient. *J. Contemp. Dent. Pract.* **2015**, *16*, 704–707. [\[CrossRef\]](#)
39. Oren, D.; Dror, A.A.; Bramnik, T.; Sela, E.; Granot, I.; Srouji, S. The power of three-dimensional printing technology in functional restoration of rare maxillo-mandibular deformity due to genetic disorder: A case report. *J. Med. Case Rep.* **2021**, *15*, 197. [\[CrossRef\]](#)
40. Bozkurt, G. Results From The North Cyprus Thalassemia Prevention Program. *Hemoglobin* **2007**, *31*, 257–264. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
41. Modell, B. *The Clinical Approaches to Thalassemia*; Grune & Stratton: New York, NY, USA, 1984; p. 453.
42. Kolnagou, A.; Kontoghiorghes, G.J. Advances in the Prevention and Treatment are Changing Thalassemia from a Fatal to a Chronic Disease. Experience from a Cyprus Model and its Use as a Paradigm for Future Applications. *Hemoglobin* **2009**, *33*, 287–295. [\[CrossRef\]](#)
43. Tillmann, W.; Schroter, W. Rheological properties of erythrocytes in heterozygous and homozygous beta thalassaemia. *Br. J. Haematol.* **1979**, *43*, 401–411. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
44. Dalal, A.; Pawar, V.; McAllister, K.; Weaver, C.; Hallab, N.J. Orthopedic implant cobalt-alloy particles produce greater toxicity and inflammatory cytokines than titanium alloy and zirconium alloy-based particles in vitro, in human osteoblasts, fibroblasts, and macrophages. *J. Biomed. Mater. Res. Part A* **2012**, *100*, 2147–2158. [\[CrossRef\]](#)
45. Zwolak, I. Vanadium carcinogenic, immunotoxic and neurotoxic effects: A review of in vitro studies. *Toxicol. Mech. Methods* **2014**, *24*, 1–12. [\[CrossRef\]](#)
46. Zhang, L.-C.; Chen, L.-Y. A Review on Biomedical Titanium Alloys: Recent Progress and Prospect. *Adv. Eng. Mater.* **2019**, *21*, 1801215. [\[CrossRef\]](#)
47. Willis, J.; Li, S.; Crean, S.J.; Barrak, F.N. Is titanium alloy Ti-6Al-4 V cytotoxic to gingival fibroblasts-A systematic review. *Clin. Exp. Dent. Res.* **2021**, *7*, 1037–1044. [\[CrossRef\]](#)

48. d'Apuzzo, F.; Nucci, L.; Strangio, B.M.; Inchingolo, A.D.; Dipalma, G.; Minervini, G.; Perillo, L.; Grassia, V. Dento-Skeletal Class III Treatment with Mixed Anchored Palatal Expander: A Systematic Review. *Appl. Sci.* **2022**, *12*, 4646. [\[CrossRef\]](#)
49. Gonshor, A.; Goveia, G.; Sotirakis, E. A prospective, multicenter, 4-year study of the ACE Surgical resorbable blast media implant. *J. Oral Implantol.* **2003**, *29*, 174–180. [\[CrossRef\]](#)
50. Koh, M.; Park, J.B.; Jang, Y.J.; Ko, Y. The effect of pretreating resorbable blast media titanium discs with an ultrasonic scaler or toothbrush on the bacterial removal efficiency of brushing. *J. Periodontal Implant Sci.* **2013**, *43*, 301–307. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
51. Piattelli, M.; Scarano, A.; Paolantonio, M.; Iezzi, G.; Petrone, G.; Piattelli, A. Bone Response to Machined and Resorbable Blast Material Titanium Implants: An Experimental Study in Rabbits. *J. Oral Implant.* **2002**, *28*, 2–8. [\[CrossRef\]](#)
52. Fiorillo, L.; De Stefano, R.; Cervino, G.; Crimi, S.; Bianchi, A.; Campagna, P.; Herford, A.S.; Laino, L.; Cicciù, M. Oral and Psychological Alterations in Haemophilic Patients. *Biomedicine* **2019**, *7*, 33. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
53. Cicciù, M.; Fiorillo, L.; D'Amico, C.; Gambino, D.; Amantia, E.M.; Laino, L.; Crimi, S.; Campagna, P.; Bianchi, A.; Herford, A.S.; et al. 3D Digital Impression Systems Compared with Traditional Techniques in Dentistry: A Recent Data Systematic Review. *Materials* **2020**, *13*, 1982. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
54. Mekayarajananonth, T.; Winkler, S. Contact Angle Measurement on Dental Implant Biomaterials. *J. Oral Implant.* **1999**, *25*, 230–236. [\[CrossRef\]](#)
55. Spijker, H.T. On the influence of flow conditions and wettability on blood material interactions. *Biomaterials* **2003**, *24*, 4717–4727. [\[CrossRef\]](#)
56. Bagambisa, F.B.; Joos, U. Preliminary studies on the phenomenological behaviour of osteoblasts cultured on hydroxyapatite ceramics. *Biomaterials* **1990**, *11*, 50–56. [\[CrossRef\]](#)
57. Buser, D.; Schenk, R.K.; Steinemann, S.; Fiorellini, J.P.; Fox, C.H.; Stich, H. Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants. A histomorphometric study in miniature pigs. *J. Biomed. Mater. Res.* **1991**, *25*, 889–902. [\[CrossRef\]](#)
58. Bowers, K.T.; Keller, J.C.; Randolph, B.A.; Wick, D.G.; Michaels, C.M. Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast responses in vitro. *Int. J. Oral Maxillofac. Implant.* **1992**, *7*, 302–310.
59. Scarano, A.; Tari Rexhep, S.; Leo, L.; Lorusso, F. Wettability of implant surfaces: Blood vs autologous platelet liquid (APL). *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.* **2022**, *126*, 104773. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.



Effect of Different Surface Treatments on Retention of Cement-Retained, Implant-Supported Crowns

Purpose: To evaluate the effect of different treatments applied to titanium implant abutment surfaces on the retention of implant-supported crowns retained using resin cement.

Materials and Methods: A total of 72 titanium implant abutments were divided into six groups (n = 12 each) based on the selected surface treatment: (1) untreated; (2) sandblasted; (3) hydrogen peroxide-etched; (4) atmospheric plasma; (5) chemical mechanical polishing; and (6) titanium dioxide nanocoating. After the surface treatments, scanning electron microscopy analyses and roughness measurements of the abutment surfaces were performed. Then, 72 metal copings were fabricated and cemented onto the abutments with dual-curing resin cement. After the thermocycling process, crown retention was measured by using a universal testing machine. The experimental results were statistically evaluated with one-way analysis of variance, Tukey honest significant difference, and Tamhane T2 tests.

Results: The highest surface roughness values were obtained in the sandblasted group (1.44 μm), which also showed in the highest retention values (828.5 N), followed by the hydrogen peroxide etching group (490.7 N), the atmospheric plasma group (466.5 N), the chemical mechanical polishing group (410.8 N), and the control group (382.6 N).

Conclusion: Sandblasting, hydrogen peroxide, etching, and atmospheric plasma treatments significantly increased crown retention, and all alternative treatments, with the exception of TiO₂ nanocoating, worked better than the control samples. Int J Prosthodont 2023;36:49-58. doi: 10.11607/ijp.6602

Keywords: prosthesis; biomimetics; thalassemia; dental implants; wettability; osseointegration



Effect of Different Surface Treatments on Retention of Cement-Retained, Implant-Supported Crowns

Esra Bilgi Ozyetim, DDS, PhD

Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Yeni Yüzyıl University, Istanbul, Turkey.

Zeynep Ozdemir, PhD

Gül Bahar Basım, DDS, PhD

Department of Mechanical Engineering, Faculty of Engineering, Özyeğin University, Istanbul, Turkey.

Gülşen Bayraktar, DDS, PhD

Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Istanbul University, Istanbul, Turkey.

FUNDAMENTAL RESEARCH

Purpose: To evaluate the effect of different treatments applied to titanium implant abutment surfaces on the retention of implant-supported crowns retained using resin cement. **Materials and Methods:** A total of 72 titanium implant abutments were divided into six groups (n = 12 each) based on the selected surface treatment: (1) untreated; (2) sandblasted; (3) hydrogen peroxide-etched; (4) atmospheric plasma; (5) chemical mechanical polishing; and (6) titanium dioxide nanocoating. After the surface treatments, scanning electron microscopy analyses and roughness measurements of the abutment surfaces were performed. Then, 72 metal copings were fabricated and cemented onto the abutments with dual-curing resin cement. After the thermocycling process, crown retention was measured by using a universal testing machine. The experimental results were statistically evaluated with one-way analysis of variance, Tukey honest significant difference, and Tamhane T2 tests. **Results:** The highest surface roughness values were obtained in the sandblasted group (1.44 µm), which also showed in the highest retention values (828.5 N), followed by the hydrogen peroxide etching group (490.7 N), the atmospheric plasma group (466.5 N), the chemical mechanical polishing group (410.8 N), and the control group (382.6 N). **Conclusion:** Sandblasting, hydrogen peroxide, etching, and atmospheric plasma treatments significantly increased crown retention, and all alternative treatments, with the exception of TiO₂ nanocoating, worked better than the control samples. *Int J Prosthodont* 2023;36:49–58. doi: 10.11607/ijp.6602

Titanium has been used successfully as a dental implant material as it is biocompatible, resistant to corrosion due to the formation of a stable oxide layer, and has excellent mechanical properties.¹ Titanium dioxide (TiO₂), which forms on the titanium surface during surface treatment, is a continuous, nonporous, and adhesive oxide film layer that is protective and resistant to corrosion.² Titanium surface treatments aim to eliminate the weak layers of bare titanium that negatively affect bond strength and to form an adhesive layer that promotes bonding.³ There are various surface treatments that are used to enhance surface adhesion behavior, such as:



Correspondence to:

Dr Esra Bilgi Ozyetim
Department of Prosthodontics,
Faculty of Dentistry, Yeni Yüzyıl
University
Sutluce Mahallesi, Binektaş Sokak,
No:10 Beyoğlu / Istanbul
Phone: 00902122557272
Fax: 00902556079
Email: esrabilgiozyetim@hotmail.com

Submitted July 3, 2019;
accepted April 28, 2020.
©2023 by Quintessence
Publishing Co Inc.

Volume 36, Number 1, 2023 49

© 2023 BY QUINTESSENCE PUBLISHING CO, INC. PRINTING OF THIS DOCUMENT IS RESTRICTED TO PERSONAL USE ONLY. NO PART MAY BE REPRODUCED OR TRANSMITTED IN ANY FORM WITHOUT WRITTEN PERMISSION FROM THE PUBLISHER.

Fundamental Research



Fig 1 Implant analog with abutment seated in an acrylic resin block.

the changing of properties of the pad material, down force, slurry particle sizes, and concentration in the CMP slurries.¹¹ In addition, H₂O₂ as the oxidizer during the CMP method forms a continuous Ti-O layer on the titanium implant surface.¹²

- TiO₂ nanocoating: Beyond mechanical surface treatment methods, chemical coating methods are a good alternative for increasing surface roughness to enhance the adhesion behavior of implant materials. It has been reported that a thin oxide film layer formed on titanium surfaces by TiO₂ nanocoating with the sol-gel method¹³ can be used to increase the adhesion between dental ceramics and metal substructures.¹⁴

In the present study, sandblasting, H₂O₂ etching, atmospheric plasma, CMP, and TiO₂ nanocoating treatments were applied on dental implant abutment surfaces, and the effects of these treatments on the crown retention and the surface roughness and morphology of the treated abutments were evaluated. The null hypothesis was that no difference would exist in the retention of cement-retained, implant-supported crowns following different surface treatments.

MATERIALS AND METHODS

A total of 72 titanium implant abutments (Mode Medikal, 5-mm height) and 72 titanium implant analogs (Mode Medikal) were used. The implant analogs were embedded vertically into autopolymerized acrylic resin blocks (Meliodent) using a dental surveyor (Fig 1). The 72 abutments were divided into 6 groups, with 12 samples in each group, according to surface treatment technique:

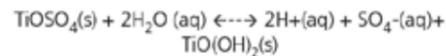
1. Control group: No surface treatment applied other than original machining to shape the titanium.
 2. Sandblasted group: Abutment surfaces were sandblasted with 110-µm aluminum oxide (Al₂O₃) particles (Mega Strahlkorund) at 2.5-bar pressure from a 10-mm distance for 10 seconds. After sandblasting, the samples were steam cleaned for 5 seconds and air dried for 10 seconds.
 3. H₂O₂-etched group: A high-pH, oxidizer-based etching process was implemented by using 35 wt% H₂O₂. The etching process was applied by dipping into the high-concentration H₂O₂ solution (Sigma-Aldrich). The abutment samples were then dipped into the beakers containing 15 mL of concentrated H₂O₂ for 30 minutes at room temperature. H₂O₂-based etching is more suitable than acid-based etching because its long postoperation cleaning process decreases the risk of chemical residue; nevertheless, a postcleaning procedure by ultrasonic treatment in deionized water (DIW) was applied to the abutment samples after the etching steps.
- Sandblasting: The most common, inexpensive, and easiest method.⁴
 - Hydrogen peroxide etching: It has been demonstrated in the literature that high hydrogen peroxide (H₂O₂) concentrations increase the corrosion rate of titanium-based samples.⁵ Increased corrosion rates result in increased surface roughness, and it is known that surface roughness directly affects the attachment behavior of the surface. In addition, it has been reported that applying reactive oxygen to the titanium surface during H₂O₂ etching induces the release of titanium ions from the surface of the implant and induces Ti-O formation,^{6–8} which increases surface hydrophilicity.⁹ This is illustrated by the following chemical reaction:
$$\text{Ti} + \text{OOH}^{\cdot} + 3\text{OH}^{\cdot} \rightleftharpoons \text{Ti}(\text{OH})_2\text{O}_2 + \text{H}_2\text{O} + 4\text{e}^{-}$$
 - Atmospheric plasma: It has been found that, with atmospheric plasma treatment, an oxide layer is formed on the titanium surface. The surface therefore becomes hydrophilic, and adhesion properties may be affected.¹⁰
 - Chemical-mechanical polishing (CMP): CMP is a newly introduced technique for the surface structuring of bioimplants. It has been demonstrated that CMP treatment enables control of surface roughness from the nano- to the microlevel through

50 The International Journal of Prosthodontics

© 2023 BY QUINTESSENCE PUBLISHING CO, INC. PRINTING OF THIS DOCUMENT IS RESTRICTED TO PERSONAL USE ONLY. NO PART MAY BE REPRODUCED OR TRANSMITTED IN ANY FORM WITHOUT WRITTEN PERMISSION FROM THE PUBLISHER.

Ozyetim et al

4. Atmospheric plasma group: The abutment surfaces received a plasma treatment with an atmospheric plasma torch (Plasmatreat), applied for 5 seconds and at 2-bar pressure, with an average jet power of 1 kVA and a processing speed of 5 mm/second at a distance of 5 mm from the abutment surface.
5. CMP group: CMP slurries were prepared by diluting commercial SiO₂ slurry (BASF) in a 5% weight final concentration. To provide stability, the suspensions were ultrasonicated at a pH of 9. H₂O₂ (Sigma Aldrich, 34.5% to 36.5% purity) was used as an oxidizer during the CMP experiments to create an oxide layer on top of the titanium implant. Abutment samples were polished in the CMP slurries in the presence of 3 wt% oxidizer for an additional 10 minutes. All samples were cleaned in an ultrasonic bath with acetone, then ethanol, and then pH-adjusted water for 5 minutes to ensure a clean surface.
6. TiO₂ nanocoating group: TiO₂ nanocoating was applied to increase attachment of the additional nonmetallic coating layer on the titanium to enable increased interactions between the metallic titanium and ceramic TiO₂ layer through the titanium ions. TiO₂ nanofilm was deposited using a sol-gel technique.^{15,16} TiOSO₄ was used as a precursor, and 0.5-M Ti source was dissolved in 0.5M H₂O (DIW) and 20-M ethanol, mixed well under continuous stirring, and pH-adjusted with HNO₃ (0.1 M) at pH = 1.23. The Ti source underwent a thorough hydrolysis reaction as provided in the following equation¹:



The TiO₂-containing transparent solution was obtained as a product of the hydrolysis reaction. The abutment samples were dipped into the solution with a dip coater tool (PTL-MMB01, MTI) to deposit the TiO₂ nanofilm.¹⁷ The abutments to be coated with the TiO₂ sol-gel were lowered into the coating solution and then withdrawn at a specific pull speed (140 mm/minute) and distance (100 mm). The samples were dried in air at 200°C for 1 hour by using the furnace integrated in the dip coating tool. All chemicals used in the experiment were obtained from Sigma-Aldrich.

After the surface treatments, one sample from the control and from each of the five different experimental groups were randomly chosen, and their abutment surfaces were examined under scanning electron microscopy (SEM; EVO LS 10, Zeiss) with ×1,000 magnification. Surface roughness measurements of the samples were conducted with a profilometer (SJ-400, Mitutoyo). Roughness values (Ra) were measured from



Fig 2 Implant analog with abutment and coping in an acrylic resin block.

three different sites that were randomly selected on all abutment surfaces, and the mean roughness values were calculated.

After the surface treatments, abutments were attached to the implant analogs and torqued according to the directions provided by the manufacturer. Next, the abutment screw access holes were filled with cotton pellets and temporary filling material (Cavit, 3M ESPE). Abutment surfaces were scanned with a 3D scanner (Shining 3D), and the data were computerized. Crowns were designed with the Exocad Dental CAD program. A total of 72 copings were fabricated with a 2.2-mm internal diameter loop on the occlusal surface for attachment to the universal testing machine (Fig 2). To provide standardization of the fabrication of the metal copings, laser sintering technology (ProX 300, 3D Systems) and a cobalt-chromium alloy (ST2725G, SINT-TECH) were used.

A dual-curing resin cement (Panavia F 2.0, Kuraray) was used. The cement was mixed according to the manufacturer's instructions. A thin layer was placed in the metal copings, and the metal copings were placed on the abutments with finger pressure. After 10 seconds, excess cement was removed, and the samples were weighted for 10 minutes under 5-kg force. After cementation, samples were stored at 37°C in distilled water for 24 hours and thermocycled between 5°C and 55°C with 30-second dwell times for 5,000 cycles.

Retention values of the samples were measured at 0.5 mm/minute crosshead speed with a universal testing

Fundamental Research

Table 1 One-way ANOVA Results for Mean Retention Values

	Sum of squares	df	Mean square	F	P
Between groups	1886650.842	5	377330.168	143.291	.000*
Within groups	173798.961	66	2633.318		
Total	2060449.803	71			

Table 2 One-way ANOVA Results for Mean Roughness Values

	Sum of squares	df	Mean square	F	P
Between groups	4.956	5	0.991	9.425	.000*
Within groups	6.941	66	0.105		
Total	11.897	71			

*Significant value (P < .05).

Table 3 Minimum, Maximum, and Mean ± SD Values for Surface Roughness (µm)

Groups	No. of specimens	Minimum	Maximum	Mean ± SD
Control	12	0.27	2.09	0.81 ± 0.5
Sandblasted	12	1.12	1.62	1.44 ± 0.2
H ₂ O ₂ etching	12	0.31	1.2	0.76 ± 0.3
Atmospheric plasma	12	0.28	0.94	0.61 ± 0.2
CMP	12	0.31	1.34	0.88 ± 0.4
Sol-gel nanocoating with TiO ₂	12	0.42	1.38	0.92 ± 0.3

machine (MIN-100, Esetron Smart Robotechnologies). Roughness and retention values of the samples were analyzed using one-way analysis of variance (ANOVA), Tukey honest significant difference test, and Tamhane T2 test. Significance was evaluated at the P < .05 level.

After the tensile test, the abutment surfaces were examined under a stereomicroscope (SZ61, Olympus Optical) at ×20 magnification, and images were analyzed with a software program. The failure mode was scored as either adhesive (no cement residue on the abutment surface) or cohesive (cement residue on both the abutment surface and crown inner surface).

RESULTS

The one-way ANOVA results provided in Tables 1 and 2 show that the surface treatments significantly affected the roughness and the retention values (P < .05).

Roughness Values

The control group showed an average roughness value of 0.8 ± 0.5 µm. The control group was the only group with high SD rates because of the machine processing. Machining techniques generally produce a surface with

defects that contain grooves, ridges, and traces of the tool used for manufacturing. These random surface characteristics directly affect the surface roughness and result in higher deviation compared to controlled surface treatment methods.

Mean surface roughness values were found to be highest in the sandblasted group (1.4 ± 0.2 µm) and lowest in the atmospheric plasma group (0.6 ± 0.2 µm) (Table 3 and Fig 3). The surface roughness of the sandblasted group was found to be significantly higher than all other groups (P < .05). For the other groups, no statistically significant difference was observed in terms of roughness values (P > .05; Table 4).

SEM

There were distinctive irregularities and deep macrocavities on the abutment surface in the sandblasted group compared to the other groups. There were no differences in terms of surface morphology between the control group and the other groups (Fig 4).

Retention Values

The mean retention values were found to be highest in the sandblasted group (828.5 ± 57.0 N) and

lowest in the TiO₂ nanocoating group (333.7 ± 45.3 N) (Table 5 and Fig 5).

The mean retention value calculated for the sandblasted group was significantly higher than the control group, as well as the other experimental groups (Fig 6; *P* < .05). Conversely, the mean retention value of the TiO₂ nanocoating group was significantly lower compared to all other groups except for the control group (*P* < .05). Statistical analyses showed that there was a significant difference between (1) the atmospheric plasma and the control groups; (2) the H₂O₂ and CMP groups; and (3) the H₂O₂ and the control groups (*P* < .05). Among the other groups, no statistically significant difference was observed in terms of the mean retention values (*P* > .05) (Table 6).

Failure Modes

All of the samples in the sandblasted group showed cohesive failure (*P* < .05; Fig 7a). The control, H₂O₂ etching, atmospheric plasma, CMP, and TiO₂ nanocoating groups showed predominantly adhesive failure (*P* > .05; Table 7 and Fig 7b).

DISCUSSION

The present study evaluated the effect of different treatments applied to the surface of titanium abutments on the retention between the abutment and the crown. The study concluded that the retention values increased with all surface treatments except for the TiO₂ nanocoating group, which is the only group that resulted in a different surface film because of the chemical coating process.

The phosphate ester group in Panavia F 2.0 resin cement (Kuraray) is supposed to bond directly to the metal oxides on the surface of the implant.¹⁸ In their studies, Fonseca et al,¹⁹ Di Francescantonio et al,²⁰ and Ozcan and Valandro²¹ reported that Panavia F 2.0 had the highest bond strength to a titanium surface when compared to other resin cements.

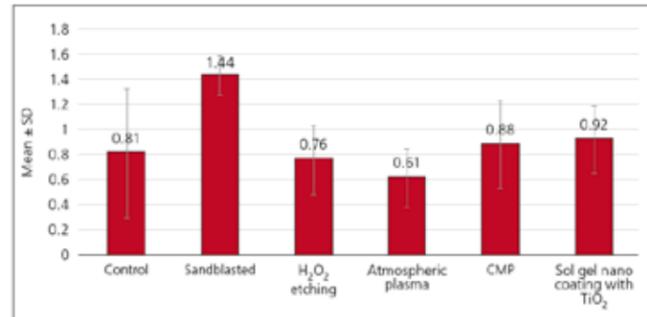


Fig 3 Mean ± SD surface roughness values.

Table 4 Post hoc Evaluation of Surface Roughness Values According to Tamhane T2 Test

	Surface roughness	
		<i>P</i>
Control	Sandblasted	.022*
	H ₂ O ₂ etching	1.000
	Atmospheric plasma	.982
	CMP	1.000
	Sol-gel nanocoating with TiO ₂	1.000
Sandblasted	H ₂ O ₂ etching	.000*
	Atmospheric plasma	.000*
	CMP	.002*
	Sol-gel nanocoating with TiO ₂	.000*
	Atmospheric plasma	.936
H ₂ O ₂ etching	CMP	.999
	Sol-gel nanocoating with TiO ₂	.934
	CMP	.455
Atmospheric plasma	Sol-gel nanocoating with TiO ₂	.095
	Sol-gel nanocoating with TiO ₂	1.000

*Significant value (*P* < .05).

Therefore, in the present study, Panavia F 2.0 resin cement was selected for all test groups.

The surface area of an alloy can be increased by obtaining a microretentive topography on the alloy surface through sandblasting, and a stronger bond is therefore achieved between the alloy and the cement.²² In the present study, sandblasting resulted in significant increases in the surface roughness and retention values compared to the other groups (*P* < .05). These results are in agreement with the literature,²³⁻²⁵ indicating that increased surface roughness provides more pronounced mechanical bonding between the abutment and the cement and is thus effective in increasing retention.

It is known that an H₂O₂ etching treatment increases the bond strength by forming oxidation on the titanium surface.²⁶ Nagassa et al²⁷ and Daw et al²⁸ applied H₂O₂ solutions at 30% concentrations to titanium disc surfaces

Fundamental Research

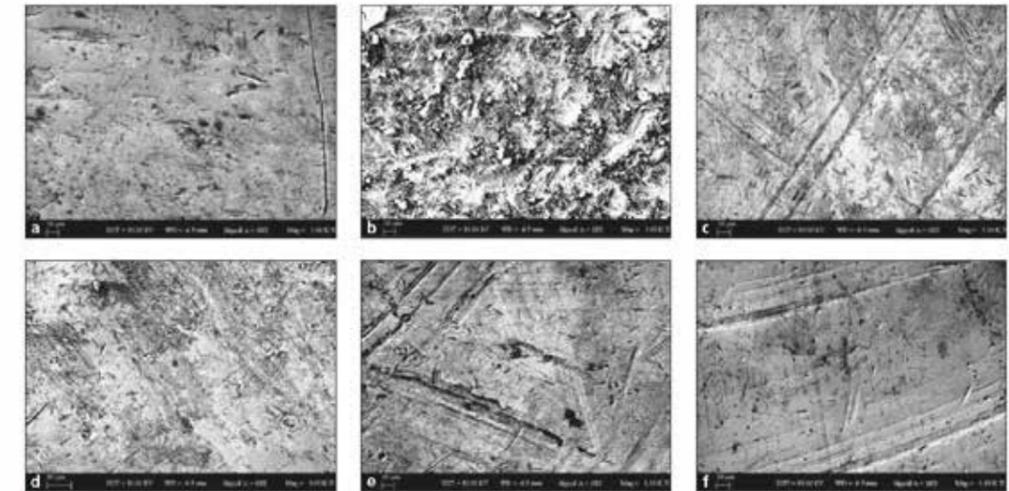


Fig 4 Scanning electron microscopy images (x1,000 magnification). (a) Control. (b) Sandblasted. (c) H₂O₂ etching. (d) Atmospheric plasma. (e) CMP. (f) Sol-gel nanocoating with TiO₂.

Table 5 Minimum, Maximum, and Mean ± SD Retention Values (N) for each Group

Groups	No. of specimens	Minimum	Maximum	Mean ± SD
Control	12	307.9	488.9	382.6 ± 48.4
Sandblasted	12	740.2	895.6	828.5 ± 57.0
H ₂ O ₂ etching	12	412.3	572.8	490.7 ± 48.2
Atmospheric plasma	12	382.3	540.5	466.5 ± 54.3
CMP	12	340.9	493.4	410.8 ± 53.7
Sol-gel nanocoating with TiO ₂	12	247.9	386.1	333.7 ± 45.3

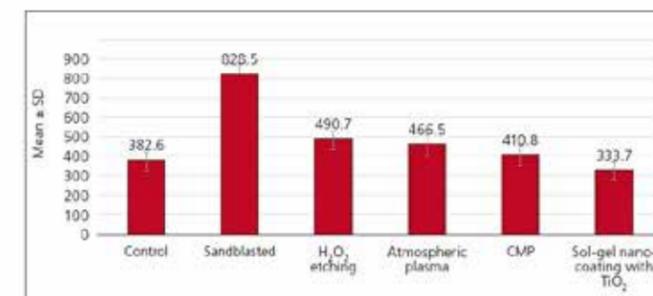


Fig 5 Mean ± SD retention values.

for different periods of time and reported that the surface roughness values increased as the time increased. Elsaka and Swain²⁹ applied 10% and 30% H₂O₂ to titanium surfaces for different periods of time and stated that, for these concentrations, the roughness values showed no significant difference from those of the control group; however, the bond strength at each

concentration increased compared to the control group, with 30% H₂O₂ etching increasing the bond strength more than the 10% H₂O₂ concentration. In addition, Yoshida et al³⁰ reported that 34.5% H₂O₂ etching on titanium surfaces for different periods increased the bond strength. In the present study, 35% H₂O₂ etching was applied on the abutment surfaces for 30 minutes, and the H₂O₂ etching group showed the highest retention value after the sandblasted group.

Duske et al³¹ reported that atmospheric plasma treatment is an efficient surface modification method that can change physicochemical properties, including hydrophobicity, and can develop the surface

properties of the material; thus, it can be used for surface modifications of implant abutments. Seker et al³² reported that atmospheric plasma treatment applied on a titanium disc surface increased roughness values significantly when compared to a control group; although the bond strength also increased, it was not significant. El-Helbawy et al³³ found that the surface roughness values of a group in which oxygen plasma treatment was applied to titanium abutment surfaces were similar to the control group. The authors also reported that oxygen plasma treatment significantly increased the retention between the abutment and crown compared to the control group. According to the present study, atmospheric plasma treatment significantly increased the retention value between the abutment and the crown compared to the control group ($P < .05$).

In the present study, there was no significant difference between the surface roughness values of the atmospheric plasma, H₂O₂ etching, and control groups ($P > .05$). However, the retention values of the atmospheric plasma and H₂O₂ etching groups were significantly higher than the control group ($P < .05$). Despite the low surface roughness, the present authors believe that the cement used provides a strong chemical bond when coupled with the surface treatments implemented on bare titanium and has an effect on increasing the retention value.

Similar to the present results, Kamijo et al²⁶ stated that when the titanium surface is immersed in H₂O₂, oxidation occurs on the surface, increasing the bond strength to the resin. Foest et al²⁴ indicated that plasma alters the surface energy and chemistry as a result of formation of high-concentration reactive species (O₂). They also reported that the surface-cleaning property of the plasma provided chemical bonding of the cement to the titanium surface.

Fig 6 Correlation between retention and roughness.

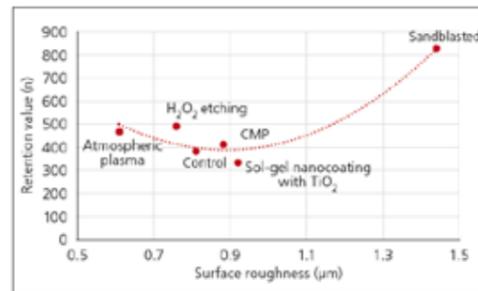


Table 6 Post hoc Evaluation of Retention Values (N) According to Tukey Honest Significant Difference Test

		P
Control	Sandblasted	.000*
	H ₂ O ₂ etching	.000*
	Atmospheric plasma	.002*
	CMP	.759
	Sol-gel nanocoating with TiO ₂	.194
Sandblasted	H ₂ O ₂ etching	.000*
	Atmospheric plasma	.000*
	CMP	.000*
	Sol-gel nanocoating with TiO ₂	.000*
H ₂ O ₂ etching	Atmospheric plasma	.856
	CMP	.004*
	Sol-gel nanocoating with TiO ₂	.000*
Atmospheric plasma	CMP	.097
	Sol-gel nanocoating with TiO ₂	.000*
CMP	Sol-gel nanocoating with TiO ₂	.006*

*Significant value ($P < .05$).

CMP treatment is used to increase the corrosion resistance and biocompatibility³⁵ of dental implant material.² It has been reported that during CMP treatment, when the top film surface of the titanium is exposed to chemicals in the polishing slurry (containing submicron particles and corrosives), a chemically altered top oxide film with a protective nature is formed.^{35,36} Studies on CMP have generally focused on evaluating the effect of CMP on dental implant osseointegration. In the literature, no study has been found that evaluates the effect of CMP on retention between the abutment and the crown.

In the present study, CMP on the abutment surface was found to increase the retention value between the abutment and the crown, but this was not significant when compared to the control group ($P > .05$). However, since CMP treatment produces chemical and mechanical actions simultaneously, this dual effect can be further tuned to obtain the desired surface characteristic, including more pronounced roughness. It is also possible to

Ozyetim et al

Fundamental Research



Fig 7 (a) Cohesive and (b) adhesive failure between abutment and cement.

Table 7 Failure Modes in Each Group

Failure mode		Control	Sandblasted	H ₂ O ₂ etching	Atmospheric plasma	CMP	Sol-gel nanocoating with TiO ₂	Total
Adhesive	No.	7	0	7	9	7	7	37
	%	58.3	0	58.3	75	58.3	58.3	51.4
Cohesive	No.	5	12	5	3	5	5	35
	%	41.7	100	41.7	25	41.7	41.7	48.6

obtain a range of roughness values by using different abrasive particles and/or pad materials.² In other words, CMP is a combination of the mechanical action that is similar to the sandblasting process and the chemical action that is similar to the H₂O₂ etching. Therefore, the nature of CMP treatment allows for tuning abilities that go beyond the simple approach used for the experiment in this study. In addition, higher roughness and retention values can be obtained by more aggressive abrasive particles/pad materials, as well as by increasing the concentration of H₂O₂ as an oxidizer. Further studies should therefore be conducted.

TiO₂ nanocoating with sol-gel can be used to form thin metal oxides on titanium surfaces.¹³ It is reported that oxide coatings can be used to increase adhesion between dental ceramics and metal infrastructures.¹⁴ Advincula et al³⁷ and Krzak-Roś et al³⁸ reported that TiO₂ nanocoating with sol-gel on a titanium surface increased the surface roughness. Bienias et al¹⁴ reported that SiO₂ and SiO₂-TiO₂ coatings using the sol-gel method are simple and effective treatments that can be applied in the clinic to increase the bond strength between titanium and porcelain. In the present study, the TiO₂ sol-gel

nanocoating resulted in the lowest retention value, although the surface roughness value was higher than the control group ($P > .05$).

There are studies in the literature indicating that, after various surface treatments and despite high surface roughness values, bond strength was low.³⁹⁻⁴¹ Lim et al³⁹ and Darvell et al⁴⁰ reported that surface roughness may increase the stress between the metal and cement, cause voids between the metal and cement, and prevent complete wetting.

The adhesion of cement to the surface depends on micromechanical adhesion and physicochemical bonding.⁴² It has also been reported that the roughness of the titanium surface provides mechanical bonding with resin cement and is an important factor that affects the bond strength.⁴³ However, based on the data obtained from the present study, the authors believe that the increase in the retention values between the abutment surface and the crown is not only due to the roughness values and micromechanical bonding, but also due to chemical bonding, which also plays an important role.

The present authors also believe that new studies in which cements of different properties (eg, temporary

Ozyetim et al

cement, implant cement) and different superstructure materials (eg, precious metals, nonprecious metals, zirconium) are used together with sandblasting, H₂O₂ etching, atmospheric plasma, CMP, and TiO₂ sol-gel nanocoating surface treatments applied on abutments to evaluate surface roughness and retention values will contribute to the literature. Further studies are needed to evaluate the effect on retention of different treatments applied to inner crown surfaces.

CONCLUSIONS

Within the limitations of this study, the sandblasted group showed the highest surface roughness and retention value. The H₂O₂ etching group showed the highest retention value after the sandblasted group. The atmospheric plasma treatment provided a significantly higher retention value than the control group. In the CMP, TiO₂ nanocoating, and control groups, no significant difference was observed in the mean retention values, but the TiO₂ nanocoating group showed the lowest retention value. According to the results of this study, the authors believe that atmospheric and H₂O₂ etching treatments are effective methods to increase the retention of implant-supported fixed prostheses.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors thank MODE Medikal for the donation of implant analogs and abutments and Plasmatreat, MEA Region Office, Turkey, for technical support. The authors report no conflicts of interest.

REFERENCES

- Steinemann SG. Titanium—the material of choice? *Periodontol* 2000;1998;17:7–21.
- Ozdemir Z, Ozdemir A, Basim GB. Application of chemical mechanical polishing process on titanium based implants. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2016;68:383–396.
- Baburaj EG, Starikov D, Evans J, Shafeev GA, Bensaoula A. Enhancement of adhesive joint strength by laser surface modification. *Int J Adhes Adhes* 2007;27:268–276.
- Kunt GE, Ceylan G, Yilmaz N. Effect of surface treatments on implant crown retention. *J Dent Sci* 2010;5:131–135.
- Ramó J, Saaninen K, Sillanpää M. Uniform corrosion of titanium in alkaline hydrogen peroxide conditions: Influence of transition metals and inhibitors calcium and silicate. *Mater Corros* 2002;53:898–901.
- Tengvall P, Lundström I, Sjöqvist L, Elwing H, Bjursten LM. Titanium-hydrogen peroxide interaction: Model studies of the influence of the inflammatory response on titanium implants. *Biomaterials* 1989;10:166–175.
- Tengvall P, Elwing H, Sjöqvist L, Lundström I, Bjursten LM. Interaction between hydrogen peroxide and titanium: A possible role in the biocompatibility of titanium. *Biomaterials* 1989;10:118–120.
- Tengvall P, Elwing H, Lundström I. Titanium gel made from metallic titanium and hydrogen peroxide. *J Colloid Interface Sci* 1989;130:405–413.
- Pan J, Thierry D, Leygraf C. Electrochemical and XPS studies of titanium for biomaterial applications with respect to the effect of hydrogen peroxide. *J Biomed Mater Res* 1994;28:113–122.
- Vogelsang A, Ohl A, Steffen H, Foest R, Schröder K, Weltmann KD. Locally resolved analysis of polymer surface functionalization by an atmospheric pressure argon microplasma jet with air entrainment. *Plasma Process Polym* 2010;7:16–24.
- Basim GB, Brown SC, Vakarelski IU, Moudgil BM. Strategies for optimal chemical mechanical polishing (CMP) slurry design. *J Dispers Sci Technol* 2003;24:499–515.
- Chathapuram VS, Du T, Sundaram KB, Desai V. Role of oxidizer in the chemical mechanical planarization of the Ti/TiN barrier layer. *Microelectron Eng* 2003;65:478–488.
- He J, Ichinose I, Fujikawa S, Kuritake T, Nakao A. A general, efficient method of incorporation of metal ions into ultrathin TiO₂ films. *Chem Mater* 2002;14:3493–3500.
- Bienias J, Surowska B, Stoch A, Matraszek H, Waiczak M. The influence of SiO₂ and SiO₂-TiO₂ intermediate coatings on bond strength of titanium and Ti6Al4V alloy to dental porcelain. *Dent Mater* 2009;25:1128–1135.
- Djaoued Y, Badulescu S, Ashrit PV, Bersani D, Lottici PP, Robichaud J. Study of anatase to rutile phase transition in nanocrystalline titania films. *J Sol-Gel Sci Technol* 2002;24:255–264.
- Velten D, Behl V, Aubertin F, Veleske B, Fossart W, Breime J. Preparation of TiO₂ layers on cp-Ti and Ti6Al4V by thermal and anodic oxidation and by sol-gel coating techniques and their characterization. *J Biomed Mater Res* 2002;59:18–28.
- Kajitvichyanukul P, Ananpattarechai J, Pongpoom S. Sol-gel preparation and properties study of TiO₂ thin film for photocatalytic reduction of chromium(VI) in photocatalysis process. *Sci Technol Adv Mater* 2005;6:352–358.
- Kern M, Thompson VP. Durability of resin bonds to pure titanium. *J Prosthodont* 1995;4:16–22.
- Fonseca RG, de Almeida JG, Haneda IG, Adabo GL. Effect of metal primers on bond strength of resin cements to base metals. *J Prosthet Dent* 2009;101:262–268.
- Di Francescantonio M, Oliveira MT, Daroz LG, Henriques GE, Giannini M. Adhesive bonding of resin cements to cast titanium with adhesive primers. *Braz Dent J* 2012;23:218–222.
- Ozcan M, Valandro LF. Bond strength of two resin cements to titanium after different surface conditioning methods. *Gen Dent* 2012;60:e6–e12.
- Kim JT, Cho SA. The effects of laser etching on shear bond strength at the titanium ceramic interface. *J Prosthet Dent* 2009;101:101–106.
- Kurt M, Kılınk T, Ural C, Kılınk Ş, Danışman Ş, Sevaş S. The effect of different surface treatments on cement-retained implant-supported restorations. *J Oral Implantol* 2013;39:44–51.
- Kim Y, Yamashita J, Shotwell JL, Chong KH, Wang HL. The comparison of provisional luting agents and abutment surface roughness on the retention of provisional implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2006;95:450–455.
- Sahu N, Lakshmi N, Azhagarasan NS, Agnihotri Y, Rajen M, Hariharan R. Comparison of the effect of implant abutment surface modifications on retention of implant-supported restoration with a polymer based cement. *J Clin Diagnostic Res* 2014;8:239–242.
- Kamijo K, Yoshida T, Mizoguchi T, Nagasawa S, Ito M. Evolution of H₂O₂ surface treatment for the adhesion between resin cements and titanium. *J Jpn Soc Dent Mater Devices* 2002;21:121–124.
- Nagassa ME, Daw AE, Rowe WG, Carley A, Thomas DW, Moseley R. Optimisation of the hydrogen peroxide pre-treatment of titanium: Surface characterisation and protein adsorption. *Clin Oral Implants Res* 2008;19:1317–1326.
- Daw AE, Kazi HA, Colombo JS, et al. Differential cellular and microbial responses to nano-micron-scale titanium surface roughness induced by hydrogen peroxide treatment. *J Biomater Appl* 2013;28:144–160.
- Elisaka SE, Swain MV. Effect of surface treatments on the adhesion of self-adhesive resin cements to titanium. *J Adhes Dent* 2013;15:65–71.
- Yoshida T, Terashima N, Niino T, et al. Bond strength of resin cements to H₂O₂-treated titanium plates. *Dent Mater* 2005;21:1087–1097.
- Duske K, Koban I, Kindel E, et al. Atmospheric plasma enhances wettability and cell spreading on dental implant metals. *J Clin Periodontol* 2012;39:400–407.
- Seker E, Kılıncarslan MA, Deniz ST, Mumcu E, Ozkan P. Effect of atmospheric plasma versus conventional surface treatments on the adhesion capability between self-adhesive resin cement and titanium surface. *J Adv Prosthodont* 2015;7:249–256.
- Krzak-Roś J, Filipiak J, Pezowicz C, Baszczyk A, Miller M, Kowalski M, Bedziński R. The effect of substrate roughness on the surface structure of TiO₂, SiO₂, and doped thin films prepared by the sol-gel method. *Acta Bioeng Biomech* 2009;11:21–29.
- Lim BS, Heo SM, Lee YK, Kim CW. Shear bond strength between titanium alloys and composite resin: Sandblasting versus fluoride-gel treatment. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2003;64:38–43.
- Darvell BW, Samman N, Luk WK, Clark RK, Tideman H. Contamination of titanium castings by aluminium oxide blasting. *J Dent* 1995;23:319–322.
- Elisaka SE. Effect of surface pretreatments on the bonding strength and durability of self-adhesive resin cements to machined titanium. *J Prosthet Dent* 2013;109:113–120.
- Asmussen E, Peutzfeldt A. Surface energy characteristics of adhesive monomers. *Dent Mater* 1998;14:21–28.
- Fonseca RG, Haneda IG, Almeida-Júnior AA, de Oliveira Abi-Rached F, Adabo GL. Efficacy of air-abrasion technique and additional surface treatment at titanium/resin cement interface. *J Adhes Dent* 2012;14:453–459.

Fundamental Research

- El-Helbawy NG, El-Hatery AA, Ahmed MH. Comparison of oxygen plasma treatment and sandblasting of titanium implant-abutment surface on bond strength and surface topography. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016;31:555–562.
- Foest R, Kindel E, Ohl A, Stieber M, Weltmann K-D. Non-thermal atmospheric pressure discharges for surface modification. *Plasma Phys Control Fusion* 2005;47:8525.
- Kaufman FB, Thompson DB, Brodie RE, et al. Chemical-mechanical polishing for fabricating patterned W metal features as chip interconnects. *J Electrochem Soc* 1991;138:3460–3465.
- Sittig C, Textor M, Spencer ND, Wieland M, Vallotton PH. Surface characterization of implant materials c.p. Ti, Ti-6Al-7Nb and Ti-6Al-4V with different pretreatments. *J Mater Sci Mater Med* 1999;10:35–45.
- Advincula MC, Petersen D, Raheemulla F, Advincula R, Lemons JE. Surface analysis and biocorrosion properties of nanostructured surface sol-gel coatings on Ti6Al4V titanium alloy implants. *J Biomed Mater Res Part B Appl Biomater* 2007;80:107–120.
- Krzak-Roś J, Filipiak J, Pezowicz C, Baszczyk A, Miller M, Kowalski M, Bedziński R. The effect of substrate roughness on the surface structure of TiO₂, SiO₂, and doped thin films prepared by the sol-gel method. *Acta Bioeng Biomech* 2009;11:21–29.
- Lim BS, Heo SM, Lee YK, Kim CW. Shear bond strength between titanium alloys and composite resin: Sandblasting versus fluoride-gel treatment. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2003;64:38–43.
- Darvell BW, Samman N, Luk WK, Clark RK, Tideman H. Contamination of titanium castings by aluminium oxide blasting. *J Dent* 1995;23:319–322.
- Elisaka SE. Effect of surface pretreatments on the bonding strength and durability of self-adhesive resin cements to machined titanium. *J Prosthet Dent* 2013;109:113–120.
- Asmussen E, Peutzfeldt A. Surface energy characteristics of adhesive monomers. *Dent Mater* 1998;14:21–28.
- Fonseca RG, Haneda IG, Almeida-Júnior AA, de Oliveira Abi-Rached F, Adabo GL. Efficacy of air-abrasion technique and additional surface treatment at titanium/resin cement interface. *J Adhes Dent* 2012;14:453–459.

Literature Abstract

Effect of Locally Applied Simvastatin on Clinical Attachment Level and Alveolar Bone in Periodontal Maintenance Patients: A Randomized Clinical Trial

The purpose of this double-blinded, randomized, controlled trial was to determine if local application of simvastatin (SIM) combined with minimally invasive papilla reflection and root planing (PR/RP) was effective in improving clinical attachment level (CAL), reducing probing depth (PD), and increasing interproximal bone height (IBH) in persistent 6- to 9-mm periodontal pockets in patients receiving periodontal maintenance therapy (PMT). A total of 50 patients with Stage III, Grade B periodontitis presenting with a 6- to 9-mm interproximal PD with a history of bleeding on probing (BOP) were included in the study. Experimental (PR/RP + SIM/methylcellulose [MCL]; n = 27) and control (PR/RP + MCL; n = 23) therapies were randomly assigned. Root surfaces were accessed via reflection of the interproximal papillae, followed by RP assisted with endoscope evaluation, acid etching, and SIM/MCL or MCL application. CAL, PD, BOP, presence of plaque, and IBH (using standardized vertical bitewing radiographs) were evaluated at baseline and 12 months. Measurements were compared by group and time using chi-square, Wilcoxon rank-sum, and t tests. Both PR/RP + SIM/MCL and PR/RP + MCL, respectively, resulted in improvements in clinical outcomes (CAL: -1.9 ± 0.3 mm, $P < .0001$; and -1.0 ± 0.3 mm, $P < .003$; PD: -2.3 mm ± 0.3 , $P < .0001$; and -1.3 mm ± 0.3 , $P < .0001$; BOP: -58.7% and -41.7% , $P < .05$) and stable IBH (-0.2 ± 0.12 , -0.4 ± 0.2 , $P = .22$) from baseline to 12 months posttreatment. PR/RP + SIM/MCL showed more improvement in CAL ($P = .03$), PD ($P = 0.007$), and BOP ($P = .047$). The addition of SIM/MCL to PR/RP improved CAL, PD, and BOP compared to PR/RP alone in periodontal maintenance patients.

Killeen AC, Krell LE, Bertels M, et al. *J Periodontol* 2022;93(11):1682–1690. References: 21. Reprints: A. Killeen, akilleen@unmc.edu —Steven Sadovsky, USA

Literature Abstract

Prospective Clinical Multicenter Study Evaluating the 5-Year Performance of Zirconia Implants in Single-Tooth Gaps

In recent years, ceramic implants made of zirconia have secured a niche position next to established titanium implants, due partly to new scientific findings and positive clinical experience with the handling of ceramic implants. The aim of this study was to assess the clinical and radiographic data for monotype ceramic implants that had remained in place for 60 months under masticatory loading. In 2011, this prospective clinical study included patients with a single-tooth gap in the maxilla and mandible. Monotype ceramic implants (Straumann) were used according to a standard protocol. Provisional prostheses were placed after 3 months, followed by final prostheses 3 months later. Patients were invited for a 60-month follow-up. Implant survival was analyzed from lifetime data. Success rates and crestal bone levels were evaluated from implant placement to 6, 12, 36, and 60 months after surgery. From the initial 44 patients recruited, 36 were available for analysis at the 60-month follow-up. With one implant lost before the 6-month follow-up, the survival rate after 60 months was 97.7%, and the mean survival time was 58.7 months. Sixty months after implant placement, the success rate was 97.2% (95% CI: 84.6% to > 99.9%). Mean bone loss after 60 months was 0.99 (± 0.59) mm. After 60 months, monotype ceramic implants made of zirconia achieved success and survival rates comparable to those reported for titanium implants in select patient populations. Ceramic implants can be used as an alternative to titanium implants at the request of patients and if specifically indicated; for example, due to titanium intolerance.

Gahlert M, Kniha H, Laval S, Gellrich NC, Bormann KH. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2022;37:804–811. References: 20. Reprints: M. Gahlert, mg@oralchirurgie-tl.de —Steven Sadovsky, USA



Evaluation of The Fracture Resistance and Failure Types of Different CAD-CAM Ceramic Crowns Supported by Angled Titanium Abutments

Purpose: To evaluate the fatigue resistance of computer-aided design and computeraided manufacturing (CAD-CAM) single-ceramic crowns which were applied on angled implant abutments after thermomechanical aging.

Materials and Methods: Titanium abutments (N = 72, MODE Medical Dental Implant, Turkey) with three different angles (0°, 15°, and 25°) were restored using different materials (monolithic zirconia [Zir], lithium silicate ceramic reinforced by zirconia [VS], and hybrid ceramic [VE]). Crowns in the maxillary first premolar form were cemented to abutments using resin cement (Panavia 2.0 Introkit). Dynamic loading and thermomechanical aging were applied to the specimens (120,000 cycles, 49 N, 5-55°C). Fracture resistance values were measured in the universal test machine and fracture types were determined. Two-way ANOVA and Tukey test were used for statistical analysis (Jamovi version 2.3.5).

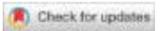
Results: Both the abutment angle and the type of material had a significant effect on fracture resistance (F = 3.295, p < 0.05). The highest fracture resistance was obtained in Group 0°-Zir, and the lowest fracture resistance was obtained in Group 15°-VE. Fracture resistance showed significant differences between Group 0° and Group 15° for the Zir and VE materials, and between Group 0° and Group 25° for VS (p < 0.05); no statistical significance was determined between the other groups (p>0.05). When failure types were evaluated, they were seen to be full or partial crown fractures, and abutment deformation was found in some samples.

Conclusions: Monolithic crowns may be preferred on angled abutments. The fracture resistance of CAD-CAM materials decreases as the angle of abutments increases. Monolithic zirconia has higher fracture resistance than other materials.

Keywords angled abutments, CAD-CAM blocks, chewing simulator, fracture resistance, zirconia

Received: 28 February 2022 | Accepted: 14 August 2022

DOI: 10.1111/jopr.13596



ORIGINAL ARTICLE

Evaluation of the fracture resistance and failure types of different CAD-CAM ceramic crowns supported by angled titanium abutments

Merve Yüksel BDS, MSD, PhD | Ayşegül Göze Saygin BDS, MSD, PhD | Giray Bolayir BDS, MSD, PhD

Department of Prosthodontics, Sivas Cumhuriyet University, Sivas, Turkey

Correspondence
Merve Yüksel and Ayşegül Göze Saygin, Department of Prosthodontics, Sivas Cumhuriyet University, Sivas, Turkey.
Email: merveyuksel.my00@gmail.com; aysegulgoze@hotmail.com

Funding information
Sivas Cumhuriyet University Scientific Research Projects, Grant/Award Number: DİŞ-258

Abstract

Purpose: To evaluate the fatigue resistance of computer-aided design and computer-aided manufacturing (CAD-CAM) single-ceramic crowns which were applied on angled implant abutments after thermomechanical aging.

Materials and Methods: Titanium abutments (N = 72, MODE Medical Dental Implant, Turkey) with three different angles (0°, 15°, and 25°) were restored using different materials (monolithic zirconia [Zir], lithium silicate ceramic reinforced by zirconia [VS], and hybrid ceramic [VE]). Crowns in the maxillary first premolar form were cemented to abutments using resin cement (Panavia 2.0 Introkit). Dynamic loading and thermomechanical aging were applied to the specimens (120,000 cycles, 49 N, 5-55°C). Fracture resistance values were measured in the universal test machine and fracture types were determined. Two-way ANOVA and Tukey test were used for statistical analysis (Jamovi version 2.3.5).

Results: Both the abutment angle and the type of material had a significant effect on fracture resistance (F = 3.295, p < 0.05). The highest fracture resistance was obtained in Group 0°-Zir, and the lowest fracture resistance was obtained in Group 15°-VE. Fracture resistance showed significant differences between Group 0° and Group 15° for the Zir and VE materials, and between Group 0° and Group 25° for VS (p < 0.05); no statistical significance was determined between the other groups (p>0.05). When failure types were evaluated, they were seen to be full or partial crown fractures, and abutment deformation was found in some samples.

Conclusions: Monolithic crowns may be preferred on angled abutments. The fracture resistance of CAD-CAM materials decreases as the angle of abutments increases. Monolithic zirconia has higher fracture resistance than other materials.

KEYWORDS

angled abutments, CAD-CAM blocks, chewing simulator, fracture resistance, zirconia

Treatment with implant-supported crowns is used to replace missing teeth without grinding down healthy adjacent teeth.¹ Clinically, anatomical structures and resorption occurring on alveolar bone due to tooth loss may cause some limitations. The premaxilla loses 25% of its width in the first year after tooth extraction and 40-60% in the first 3 years.² Furthermore, it may cause difficulties in implant placement depending on the anatomy following a fracture which may occur in the compact bone in the vestibule following tooth extraction.² Abutments with different angles have been devel-

oped for implant-supported rehabilitations to be able to obtain optimum mechanical, aesthetic, and biological results in the maxillary and mandibular anterior zone.³

The anterior maxilla may require the use of angled abutments during implant restoration due to its morphology. The clinical success of angled abutments is generally satisfactory.⁴ However, in ceramic-metal systems, which are used as a superstructure restoration, the unnatural look of a metal infrastructure causes aesthetic problems.⁵ Implant-supported single-tooth restorations are directly visually

compared to adjacent natural teeth, especially in patients with a gummy smile and high lip line. As optimum implant positioning and superstructure design are necessary to imitate the natural look of a tooth and to obtain optimum aesthetics, titanium abutments can be restored with ceramics.

Computer-aided design (CAD) and computer-aided manufacturing (CAM) technology has recently started to be used in the standardized manufacturing of monolithic crowns.⁶ Zirconia is used as a strong alternative to metal restorations due to its superior aesthetic characteristics, and mechanical characteristics, such as high fracture resistance and flexural strength.⁷ An in vitro study by Beuer et al showed that anatomically contoured zirconia has higher fracture resistance than traditionally veneered zirconia crowns.⁸

Zirconia-reinforced lithium silicate ceramics, such as Vita Suprinity (VS), have been introduced for dental applications. According to the manufacturer, this new glass ceramic material combines the beneficial physical properties of zirconia (ZrO_2) and the aesthetic characteristics of traditional glass ceramic.⁹

Vita Enamic (VE), which is a hybrid ceramic formed by combining ceramic and composite, has advantages, such as a low level of fragility, perfect machinability features, and lateral stability.¹⁰ It has high resistance due to smaller silicate crystal particles and homogeneous structure. Furthermore, the dense glass matrix in its content renders it aesthetically pleasing.¹¹ These materials, which are used monolithically, can be used reliably in posterior restorations and in patients with high occlusal loads, and in conditions where interocclusal distance is not sufficient, due to its high bending strength.¹²

Abutment angulation is a mechanical variable that can affect the internal and external structure of bone tissues.¹³ It has been reported that as the angle of the abutment material increases, the micro tension increases significantly. In this case, the preferred superstructure material becomes essential.¹⁴ However, there is inadequate information about angled abutment on the fracture resistance of monolithic restorations.

The purpose of this study was to examine fracture resistance and fracture types of monolithic full ceramic blocks restored on implant abutments at different angles, through evaluation of dynamic loading in a chewing simulator, and thermocycling aging in vitro. The null hypothesis of the study was that the fracture resistance of different restoration materials would not be affected by the angle of an implant abutment.

MATERIALS AND METHODS

A total of 72 titanium implant abutments (Grade 4), each with 3.5 mm diameter and 1 mm gingival height (MODE Medical Dental Implant, Turkey), were divided into three groups based on their angles: Group 0°: 0 degrees, Group 15°: 15 degrees, and Group 25°: 25 degrees.

Implant analogs of 4 mm diameter and 14 mm length were embedded in an auto-polymerized acrylic resin block (Integra, Bg-Dental, Turkey). The abutments were attached to the resin-embedded analogs with a torque wrench (10 N). The specimens embedded vertically into the resin 1 mm apical to the abutment-analog junction were torqued with a force of 25 N/cm in line with the manufacturer's recommendation. The same tightening torque was repeated 10 min later to prevent preloading loss.¹⁵

A sample was taken from each group and embedded in the upper right premolar position in a phantom jaw using condensation-type silicone (Zeta Plus, Zhermack, Italy). The samples, in which the screw sockets were filled with wax, were scanned using a lab CAD system (dwos 7 series Dental Wings, Straumann Group Band, Basel, Switzerland), which can perform a three-axis precision scan by applying a scanning spray (Whitepeaks CALIDIA, Germany), and the data were recorded. Three-dimensional data of the abutment scanned in a computer were obtained, and a maxillary premolar crown was designed onto it (Fig 1). The characteristics of the monolithic full crowns, which were applied to the abutments, are shown in Table 1.

The crowns were digitally designed with a 70 μ m cement space and were manufactured with a CAD-CAM device (Yenamak D30, Istanbul, Turkey) for production. Sintering of monolithic zirconia samples, crystallization of precrystallized zirconium-reinforced lithium silicate samples, and then mechanical polishing were completed following the instructions of the manufacturers (Table 1).

The passive adaptation of all the crowns that were manufactured on the abutments without any rotational movement and the existence of any marginal opening or fracture were checked by stereomicroscope (Zeiss, Germany).

All the abutments were air abraded for 10 s at a 15 mm distance under 2 bar pressure with 110 μ m Al_2O_3 . The abutments were cleaned with ethanol (96%) for 10 min in an ultrasonic bath (Euronda Ultrasonic Energy, Vicenza, Italy).¹⁶ The surface was applied with oil-free air after the application for 30 s of silane (UltraDent Products GmbH, Cologne, Germany) and alloy primer (Alloy primer Panavia 2.0 Introkite, Kuraray Noritake Dental Inc., Japan). Screw access openings were restored with Teflon tape and flowable composite resin (Filtek Ultimate; 3M ESPE, St. Paul, MN, USA).

The internal surface of the manufactured crowns was roughened using 9.5% hydrofluoric acid (UltraDent Products GmbH) for 30 s.¹⁷ Panavia 2.0 Introkite (Kuraray Noritake Dental Inc.) was used for cementation, and the crowns were cemented with finger pressure.¹⁸ The excess cement was cleaned, and a calibrated polymerizing machine with LED light (Elipar™ S 10, 3M ESPE™, St. Paul, MN, USA) was applied for 30 s on each of the labial and palatal surfaces of the crowns, and polymerization was completed.

All the samples were kept in distilled water at 37°C for 3 days before thermomechanical aging.¹⁹ Mechanical loading and thermal cycling (5-55°C) were applied to all the samples in a chewing simulator with 49 N force, at 120,000

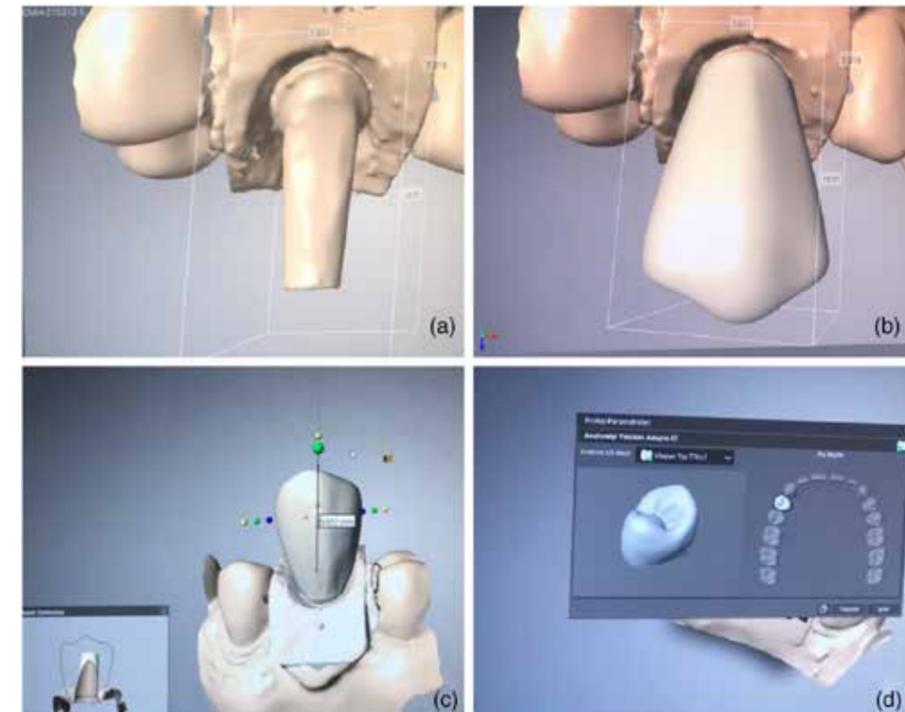


FIGURE 1 Digital design of the models.

TABLE 1 CAD-CAM materials used in this study

Material and code	Manufacturer	Composition	Sintering and crystallization process				
			Heating rate	Sintering	Cooling rate (°C/min)	Sintering heat	
Zirconia (Zir)	AmannGirrBach Koblach, Austria	Zirconium oxide (ZrO ₂)	10°C	120 min	10	1550°C	
Vita Suprinity (VS)	Vita, Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany	Zirconia-reinforced lithium silicate Presintered lithium disilicate and phosphate (LSP) glass-ceramic and 10 wt% of zirconia particles with an average crystal size of 0.5 μ m	T1 (°C) 400°	S (dk) 8 min	T (°C/min) 55°C	T2 (°C) 845	H (min) 8
Vita Enamic (VE)	Vita, Zahnfabrik, Bad Säckingen, Germany	Resin-infiltrated ceramic hybrid	After scratching, VE samples were polished under water cooling by smoothing the notches on the edge with a porcelain bur and ready for surface conditioning.				

Abbreviations: H, holding time; S, time at the initial temperature; T, temperature rate increase; T1, initial chamber temperature; T2, crystallization temperature.

cycles (250,000 chewing cycles in a chewing simulator correspond to approximately 1 year of clinical use), 1.6 Hz, and 0.3 mm horizontal axis. The buccal tubercles of the lower right first premolar teeth with similar premolar weight and

morphological appearance and with no decay or fracture of the material integrity, which were extracted within the last 3 months for periodontal, orthodontic, or prosthetic reasons at the antagonist ends, were placed in a manner to touch the

TABLE 2 Comparison of fracture strengths (N) of CAD-CAM materials restored on abutments with different angles

Materials	Groups			p	F
	Group 0° (Mean ± SD)	Group 15° (Mean ± SD)	Group 25° (Mean ± SD)		
Monolithic Zirconia	2013.62 ± 572.86 ^{A,a,b}	1094.64 ± 111.21 ^{A,a}	1062.41 ± 198.53 ^{A,B,b}	0.003*	F = 20.152
Vita Enamic	619.60 ± 195.80 ^{A,B,a}	380.48 ± 94.92 ^{B,a}	498.24 ± 74.87 ^{A,C}	0.028*	p < 0.001*
Vita Suprinity	1496.76 ± 684.36 ^{B,a}	946.81 ± 246.00 ^{A,B}	660.12 ± 145.55 ^{B,C,a}	0.021*	
p	0.001*	0.001*	0.001*		
Interaction Groups*Materials	F = 33.136 p < 0.001*				F = 3.295 p = 0.019*

Note: Tukey test was used. The same capital letters indicate a difference in columns, and the lower case letters indicate a difference in rows. mean ± SD (standard deviation).

*Statistical significance, p < 0.05.

central fossa of the manufactured crown. All the samples were photographed using a digital camera during artificial aging for the examination of any failure that may occur in the aging process. Video recordings of these tests were made with an integrated video camera that allows replay of the test.¹⁵ Following dynamic loading, the samples were checked by stereomicroscope (Zeiss Stemi DV4, Germany) with x1.5 magnification to examine any fractures, cracking, or mobility on the superstructure.

A fracture strength test was applied to the samples remaining intact following the dynamic loading and thermal aging processes. Using a Universal Tester (Lloyd LRX, Lloyd Instruments Ltd., Hampshire, UK), compression force was applied at the same determined points of the samples using the stainless steel end of 3 mm at 0.5 mm/min head speed. A compression-type force was applied to the samples, which were placed in the tester until the first fracture or failure. The fractured samples were examined under a stereomicroscope (Zeiss Stemi D4), and scoring was performed as follows: *Score 1*, Only crown fracture; *Score 2*, Partial crown fracture; *Score 3*, Crown fracture, presence of restoration on the abutment as a thin layer; *Score 4*, Screw fracture accompanying crown fracture; *Score 5*, Abutment deformation accompanying crown fracture; and *Score 6*, Screw deformation accompanying crown fracture.^{16,20}

STATISTICAL ANALYSIS

The effect size was calculated using G Power 3.0.10 program (University Kiel, Germany), based on the average fracture resistance as reported by Donmez et al, and Cohen's d of 3.154 was accepted as sufficient for significance.²¹ It was calculated that at least 27 samples were required, three for each study group, with a 0.05 type I error and 99% power. The two-way ANOVA test was applied to evaluate the interaction between the type of material and the abutment angle groups on the fracture resistance. The Tukey test was applied to evaluate the differences associated with the significant interactions of "type of material" and "the groups with different

abutment angles." In all statistical analyses, the significance level (p-value) was set at 0.05.

RESULTS

No complications, such as screw loosening, or screw or crown fracture, were observed in any of the samples. The survival rate following the aging procedures applied to the samples was 100%. The mean fracture resistance values and standard deviations (SDs) of the groups are listed in Table 2. The highest mean fracture resistance value was 2013.62 ± 572.86 N for Group 0°-Zir, followed by Group 0°-VS and Group 25°-Zir, respectively. The lowest resistance value (380.48 ± 94.92 N) was observed in Group 15°-VE. For Group 0°, the fracture resistance obtained using VE was significantly lower than with monolithic zirconia (p < 0.05) and VS (p < 0.05). The fracture resistance in the VE group was significantly lower than the fracture resistance caused by monolithic zirconia (p = 0.014).

The results of the two-way ANOVA analysis revealed that fracture resistance was significantly different among the groups (F = 3.295, p = 0.019*). The post-hoc analysis showed significant differences between the material pairs (p < 0.05). The type of material was determined to significantly impact the differences in the fracture resistance according to the different abutment angles used in the study (Figs 2 and 3). Statistical analysis showed that the effect of implant angle on fracture resistance was statistically significant (p < 0.05). There was a significant joint interaction between these two independent variables on fracture resistance (p = 0.019, p < 0.05). The type of material and the degree of abutment angle were determined to each be significantly associated with fracture resistance (p < 0.05).

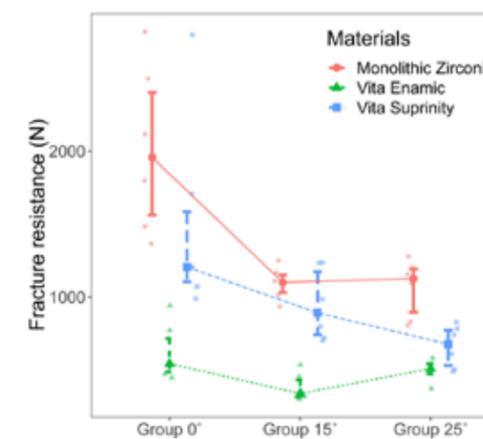
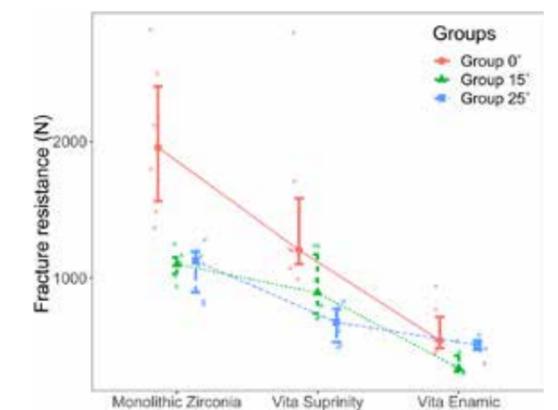
FRACTURE ANALYSIS

The distribution of the fracture types of the samples is shown in Table 3. The crown was completely fractured and

TABLE 3 Abutment angles of fracture types and their distribution according to restoration materials

Score	Group 0°			Group 15°			Group 25°		
	Zir	VE	VS	Zir	VE	VS	Zir	VE	VS
Score 1	50% (4)	12.5% (1)	75% (6)	25% (1)	–	37.5% (3)	37.5% (3)	50% (4)	–
Score 2	12.5% (1)	87.5% (7)	–	75% (1)	100% (8)	–	50% (4)	50% (4)	62.5% (5)
Score 3	–	–	12.5% (1)	–	–	50% (4)	–	–	37.5% (3)
Score 4	–	–	–	–	–	–	–	–	–
Score 5	37.5% (3)	–	12.5% (1)	–	–	12.5% (1)	12.5% (1)	–	–
Score 6	–	–	–	–	–	–	–	–	–

Abbreviations: VE, vita enamic; VS, vita suprinity; Zir, zirconia.

**FIGURE 2** Representation of fracture resistance according to the type of materials for each group based on the abutment angles.**FIGURE 3** Representation of fracture resistance according to the groups based on the abutment angles for each material.

separated from the abutment (Score 1) in 22 samples, and a partial crown fracture was observed in 24 samples (Score 2) according to the data obtained without considering material differences.

Only crown fracture (Score 1) (Fig 4a) and partial crown fracture (Score 2) (Fig 4b,c) were observed in most of the samples of Zir material. Abutment deformation with crown fracture was observed in Zir samples of Group 0° (Score 5, Fig 4c). The palatal cusp remained cemented to the abutment in most of the samples in which partial crown fracture was observed.

The restoration material remained on the abutment as a thin layer following fracture in the samples of VS material (Score 3) (Fig 4d), and this form of fracture was not observed in any of the samples of Zir and VE materials.

Only crown fracture (Score 1) and partial crown fracture (Score 2) were observed in the VE material. Crown fracture only was observed in five samples, and the partial crown fracture was observed in the other samples. Screw fracture or screw deformation was not seen in any of the samples (Score 6).

Deformation of the abutment was observed to be accompanied by a crown fracture in four samples of Group 0° (Score 5) (Fig 4e). Deformation on abutment was observed in one sample each in Group 15° and Group 25° (Fig 4f). In the samples of Group 0° in which only crown fracture was observed (Score 1), abutment deformation with crown fracture was observed in three of the 18 samples (Score 5) (Fig 4e) and abutment deformation was observed in one sample in the 15° and 25° groups (Fig 4f).

DISCUSSION

A nonideal implant position in the anterior maxilla with resorbed alveolar bone may require the use of an angled abutment to meet aesthetic criteria.^{2,3} Sailer et al determined that the most appropriate treatment for implants that are not placed in the appropriate position is to use an angled abutment.²² In implant-supported rehabilitation, the restoration material and aesthetics should be well evaluated as well as implant abutments during prosthetic treatment planning.²⁰

Recent advances in CAD-CAM technology have shown promising results to be able to meet optical and

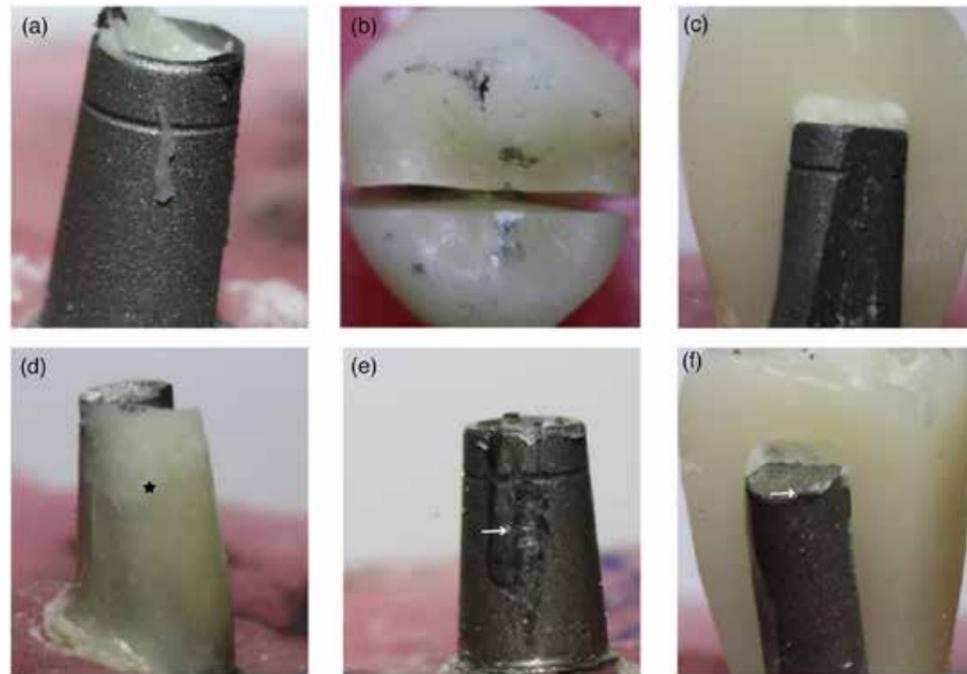


FIGURE 4 (a) Group 0°-only crown fracture of Zir group (Score 1). (b) Group 25°-Partial fracture in the crown of VE group (Score 2). (c) The buccal cusp remaining as cemented on the abutment after fracture is mostly palatal cusp (Score 3). (d) The crown has fractured; however, a restoration material is present as a thin layer on the abutment (Score 4) (*). (e,f) Images of the samples in which abutment deformation is formed as accompanied by crown fracture (Score 5) (†).

biomechanical expectations in implant-supported restorations. It has been noted that all-ceramic crowns used in the anterior region have comparable survival rates to those of ceramic-metal systems.²²⁻²⁴ In addition, porcelain fracture is among the several common failure modes impacting full ceramic crowns. Porcelain has high pressure and low tensile force like many fragile materials.²⁵ Therefore, copings should be designed in a manner to minimize the tensile force of veneer porcelain for crowns.²⁶ Thus, modern monolithic blocks were preferred in the current study.

The forces upon which the restoration is based can be transmitted to other parts of the implant restoration, creating greater stress distribution around the cervical region of the abutment and the abutment-implant connection. As the angle of the abutment increased, the micro tension increased significantly. In this case, the preferred superstructure material becomes critical.¹³

In this study, the highest fracture resistance was obtained with zirconia crowns supported by straight abutments. In a similar study, Ellakwa et al researched the effect of titanium abutments at different angles on the fracture resistance of zirconium oxide crowns.²⁶ It was reported that fracture resistance decreased significantly when angled abutments were used. As the abutment angulation increases, more stress is

generated in the superstructure and failure will be through the crown material. It was concluded that preangled abutments can produce different stress distributions compared to straight abutments.

There are known to be clear differences between the fracture resistance of materials with different compositions. In a study conducted by de Kok et al, the mechanical stress of implant-supported posterior crowns was measured.²⁷ Implant-supported monolithic ceramic crowns showed higher fracture resistance than composite resin crowns in that study. Due to the anatomic contour zirconia properties, the risk of failure can be expected to be limited.

Furtado de Mendonca et al stated that as monolithic crowns have a high fracture and flexural strength, they can be used in the posterior region.²⁴ Similar to this study, monolithic zirconia showed higher fracture resistance than hybrid materials. The mechanical properties of composite resins are adversely affected when they absorb fluids in the oral cavity.²⁸ As a result of this, monolithic ceramic restorations performed better than composites.

Cement selection is extremely important for both full ceramic crowns and abutments. Adhesive resin cement is recommended to increase fracture resistance in silica and polymer infiltrate ceramics in implant-supported

restorations.²⁹ When using resin cement, including acidic phosphate monomer (10-MDP) increases the bond strength of the cationic surface of zirconia.³⁰ Therefore, a resin including 10-MDP for cementation purposes, was preferred in the present study.

The mechanical performance of dental ceramics changes when they are exposed to different temperatures and forces. Although different procedures have been applied in studies in the literature, it has been observed that when the number of cycles exceeds 1×10^6 , the fracture resistance significantly decreases.¹⁴ The 120,000 revs. applied in this study correspond to a duration of 6 months,⁸ and no complications, such as a fracture or screw loosening, were observed after thermomechanical loading. However, it has been stated that the dynamic loading process (fatigue) decreased fracture resistance regardless of the number of revolutions.¹⁴

Steatite antagonists are used to provide standardization in chewing simulators. Shortall et al stated that steatite samples were more solid than enamel, and, therefore, there is no alternative simulation material available to replace enamel.³¹ In contrast, Kunzelmann et al stated that an enamel tissue polished for standardization, from which residue is cleaned, may provide more realistic abrasion data.³² In the current study, the natural tooth was used as a counter antagonist to obtain the most realistic simulation.

Fracture pattern and fracture line are as important as achieving the desired fracture resistance values for restorations on implants. Fracture resistance results and fracture patterns should be evaluated together. In this study, most fractures extending from mesial to distal or mesial to oral cavity were observed in the groups other than in the VS group. In other words, fracture patterns are also important besides the fracture resistance of the restorations. No screw or abutment fracture or any deformation in the implant-abutment connection zone was observed. Thus, it is not surprising that the thermal cycle and dynamic loading procedure did not cause a catastrophic effect.

Considering the survival rates of implant abutments and restorations, the thermomechanical aging process can be accepted as a limitation of this study. Therefore, longer aging protocols can be recommended. Based on the data obtained from the present study, it can be said that using monolithic ceramics as implant superstructures may be promising. Ceramic blocks may be used with angled abutments in the anterior region within the borders of the smile line where the outlet profile causes aesthetic problems. However, the material choice should be decided by evaluating the habits of the patient and the presence of bruxism, and the optical characteristics of the materials. Therefore, there is a need for further clinical studies.

CONCLUSIONS

Within the limitations of the current study, it can be concluded that the fracture resistance of monolithic crowns, which include zirconium, is higher than that of hybrid mate-

rials. As the abutment angle increases, the fracture resistance of the restoration decreases. The superstructure material is especially important when using an angled abutment.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors would like to thank Dr. Ziyet Çınar for the statistical analysis and the MODE Implant company for their support. This study was supported by Sivas Cumhuriyet University Scientific Research Projects with DİŞ-258 project number.

CONFLICT OF INTEREST

The authors declare that there is no potential conflict of interest.

ORCID

Merve Yüksel BDS, MSD, PhD <https://orcid.org/0000-0002-6847-1824>

Aysegül Göze Saygin BDS, MSD, PhD <https://orcid.org/0000-0003-2826-5011>

Giray Bolayir BDS, MSD, PhD <https://orcid.org/0000-0003-3257-276X>

REFERENCES

- Jokstad A, Braegger U, Brunski JB, Carr AB, Naert I, Wennerberg A. Quality of dental implants. *Int Dent J*. 2003;53:409-43.
- Belser UC, Bernard J-P, Buser D. Implant-supported restorations in the anterior region: prosthetic considerations. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. 1996;8:875-83.
- Camargos GDV, do Prado CJ, das Neves FD, Sartori IA. Clinical outcomes of single dental implants with external connections: results after 2 to 13 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2012;27:935-44.
- Wu D, Tian K, Chen J, Jin H, Huang W, Liu Y. A further finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *Comput Math Methods Med*. 2015;2015:560641-45.
- Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hämmerle CH. The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *Int J Periodontics Restor Dent*. 2008;28:357-65.
- Zhang Y, Lee JJ-W, Srikanth R, Lawn BR. Edge chipping and flexural resistance of monolithic ceramics. *Dent Mater*. 2013;29:1201-08.
- Schwarz S, Schröder C, Hassel A, Bömcke W, Rammelsberg P. Survival and chipping of zirconia-based and metal-ceramic implant-supported single crowns. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012;14:e119-25.
- Beuer F, Stimmelmayer M, Gueth J-F, Edelhoff D, Naumann M. In vitro performance of full-contour zirconia single crowns. *Dent Mater*. 2012;28:449-56.
- Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*. 2016;32:908-14.
- Weyhrauch M, Igiel C, Scheller H, Weibrich G, Lehmann KM. Fracture strength of monolithic all-ceramic crowns on titanium implant abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31:304-9.
- Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosth Dent*. 2015;113:534-40.
- Hamza TA, Sherif RM. Fracture resistance of monolithic glass-ceramics versus bilayered zirconia-based restorations. *J Prosthodont*. 2019;28:e259-64.
- Chun H-J, Shin H-S, Han C-H, Lee SH. Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading

conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2006;21(2):195–202.

14. Coray R, Zeltner M, Özcan M. Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: a systematic review and a meta-analysis. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2016;62:333–46.

15. Elsayed A, Wille S, Al-Akhali M, Kern M. Effect of fatigue loading on the fracture strength and failure mode of lithium disilicate and zirconia implant abutments. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29:20–7.

16. Atsü SS, Aksan E, Bulut AC. Fracture resistance of titanium, zirconia, and ceramic-reinforced polyetheretherketone implant abutments supporting CAD/CAM monolithic lithium disilicate ceramic crowns after aging. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2019;34:622–30.

17. Ramakrishnaiah R, Alkheraif AA, Divakar DD, Matinlinna JP, Vallittu PK. The effect of hydrofluoric acid etching duration on the surface micromorphology, roughness, and wettability of dental ceramics. *Int J Mol Sci.* 2016;17:1–17.

18. Goracci C, Cury AH, Cantoro A, Papacchini F, Tay FR, Ferrari M. Microtensile bond strength and interfacial properties of self-etching and self-adhesive resin cements used to lute composite onlays under different seating forces. *J Adhes Dent.* 2006;8:327–35.

19. Mehl C, Harder S, Steiner M, Vollrath O, Kern M. Influence of cement film thickness on the retention of implant-retained crowns. *J Prosthodont.* 2013;22:618–25.

20. Martínez-Rus F, Ferreiroa A, Bartolomé JF, Özcan M, Pradies G. Fracture resistance of crowns cemented on titanium and zirconia implant abutments: a comparison of monolithic versus manually veneered all-ceramic systems. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2012;27:1148–455.

21. Donmez MB, Diken Turksayar AA, Olcay EO, Sahmali SM. Fracture resistance of single-unit implant-supported crowns: effects of prosthetic design and restorative material. *J Prosthodont.* 2021;31:348–55.

22. Sailer I, Zembic A, Jung RE, Hämmerle CH, Mattioli A. Single-tooth implant reconstructions: esthetics factors influencing the decision between titanium and zirconia abutments in anterior regions. *Eur J Esthet Dent.* 2007;2:296–310.

23. Pjetursson BE, Sailer I, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part I: single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:73–85.

24. Furtado de Mendonca A, Shahmoradi M, de Gouvêa CVD, De Souza GM, Ellakwa A. Microstructural and mechanical characterization of CAD/CAM materials for monolithic dental restorations. *J Prosthodont.* 2019;28:e587–94.

25. DeHoff PH, Barrett AA, Lee RB, Anusavice KJ. Thermal compatibility of dental ceramic systems using cylindrical and spherical geometries. *Dent Mater.* 2008;24:744–52.

26. Ellakwa A, Raj T, Deeb S, Ronaghi G, Martin FE, Klineberg I. Influence of implant abutment angulations on the fracture resistance of overlaying CAM-milled zirconia single crowns. *Aust Dent J.* 2011;56:132–40.

27. de Kok P, Kleverlaan CJ, de Jager N, Kuijs R, Feilzer AJ. Mechanical performance of implant-supported posterior crowns. *J Prosthet Dent.* 2015;114:59–66.

28. Martin N, Jedynekiewicz NM, Fisher AC. Hygroscopic expansion and solubility of composite restoratives. *Dent Mater.* 2003;19:77–86.

29. Rohr N, Brunner S, Martin S, Fischer J. Influence of cement type and ceramic primer on retention of polymer-infiltrated ceramic crowns to a one-piece zirconia implant. *J Prosthet Dent.* 2018;119:138–45.

30. Özcan M, Cura C, Valandro LF. Early bond strength of two resin cements to Y-TZP ceramic using MPS or MPS/4-META silanes. *Odontology.* 2011;99:62–7.

31. Shortall AC, Hu XQ, Marquis PM. Potential counter sample materials for in vitro simulation wear testing. *Dent Mater.* 2002;18:246–54.

32. Kunzelmann KH, Jelen B, Mehl A, Hickel R. Wear evaluation of MZ100 compared to ceramic CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent.* 2001;4:171–84.

How to cite this article: Yüksel M, Saygin AG, Bolayir G. Evaluation of the fracture resistance and failure types of different CAD-CAM ceramic crowns supported by angled titanium abutments. *J Prosthodont.* 2022;1–8. <https://doi.org/10.1111/jopr.13596>



Farklı Yüzey İşlemi Uygulanan Titanyum Abutmentlerin Yüzey Islanabilirliği Yönünden İn Vitro İncelenmesi

Titanyum dental implant abutment yüzeylerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, yüzey ıslanabilirliğine etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmaktadır. Uygulanan yüzey işlemlerine göre 60 adet abutment beş gruba ayrıldı: Grup 1: Kontrol grubu; Grup 2: Kumlama işlemi uygulanan grup; Grup 3: Hidrojen peroksit uygulanan grup; Grup 4: Kimyasal mekanik cilalama işlemi uygulanan grup; Grup 5: Sol-jel yöntemiyle titanyum dioksit nana kaplama işlemi uygulanan grup. Yüzey işlemleri uygulamalarından sonra abutment yüzeylerinin ışık mikroskobu ile analizi ve temas açısı ölçüm cihazı ile temas açısı ölçümleri yapıldı. Verilerin istatistiksel değerlendirilmesinde tek yönlü varyans analizi testi kullanıldı. En yüksek yüzey temas açısı değerleri ortalamaları kumlama işlemi uygulanan grupta belirlendi. Kumlama işlemi uygulanan grubu sırası ile hidrojen peroksit işlemi uygulanan grup, kontrol grubu, kimyasal mekanik cilalama işlemi uygulanan grup ve sol-jel yöntemiyle titanyum dioksit nana kaplama işlemi uygulanan grup izledi.

Anahtar kelimeler Titanyum, kimyasal mekanik cilalama, sol-jel yöntemiyle titanyum dioksit nana kaplama, temas açısı, ıslanabilirlik.



Copyright © İstanbul 2022

TÜRK
DİŞHEKİMLİĞİ DERGİSİ
THE TURKISH JOURNAL OF DENTISTRY

TDD; Temmuz 2022, 95: 04-08

Araştırma / Research

Esra Bilgi Özyetim¹
Zeynep Özdemir²
Gül Bahar Basım³
Gülşen Bayraktar⁴Farklı yüzey işlemi uygulanan
titanyum abutmentlerin
yüzey ıslanabilirliği yönünden
in vitro incelenmesi

Effect of different surface treatments on surface wettability of titanium abutments

ÖZET

Titanyum dental implant abutment yüzeylerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinin, yüzey ıslanabilirliğine etkisinin değerlendirilmesi amaçlanmaktadır. Uygulanan yüzey işlemlerine göre 60 adet abutment beş gruba ayrıldı: Grup 1: Kontrol grubu; Grup 2: Kumlama işlemi uygulanan grup; Grup 3: Hidrojen peroksit uygulanan grup; Grup 4: Kimyasal mekanik cilalama işlemi uygulanan grup; Grup 5: Sol-jel yöntemiyle titanyum dioksit nano kaplama işlemi uygulanan grup. Yüzey işlemleri uygulamalarından sonra abutment yüzeylerinin ışık mikroskobu ile analizi ve temas açısı ölçüm cihazı ile temas açısı ölçümleri yapıldı. Verilerin istatistiksel değerlendirilmesinde tek yönlü varyans analizi testi kullanıldı. En yüksek yüzey temas açısı değerleri ortalamaları kumlama işlemi uygulanan grupta belirlendi. Kumlama işlemi uygulanan grubu sırası ile hidrojen peroksit işlemi uygulanan grup, kontrol grubu, kimyasal mekanik cilalama işlemi uygulanan grup ve sol-jel yöntemiyle titanyum dioksit nano kaplama işlemi uygulanan grup izledi.

Anahtar kelimeler

Titanyum, kimyasal mekanik cilalama, sol-jel yöntemiyle titanyum dioksit nano kaplama, temas açısı, ıslanabilirlik.

ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the effect of different surface treatments applied to the titanium dental implant abutment surfaces on surface wettability. 60 abutments were divided into five groups (n:12) based on the selected surface treatments; Group 1: Untreated; Group 2: Sandblasted; Group 3: Hydrogen peroxide; Group 4: Chemical mechanical polishing and; Group 5: Sol-gel nano coating with titanium dioxide. After following the surface treatments, light microscope analyses and the contact angle measurements of abutment surface were performed. Data were statistically evaluated with one-way analysis of variance test. Significance was evaluated in p<0.05 level. The highest surface contact angle values were obtained with the sandblasted group followed by the hydrogen peroxide group, the control group, the chemical mechanical polishing group, sol-gel nano coating with titanium dioxide group.

Key words

Titanium, chemical mechanical polishing, sol-gel nano coating with titanium dioxide, contact angle, wettability.

1- Dr. Öğr. Üyesi, İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD, 2- Dr. Özyeğin Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makina Mühendisliği Bölümü, 3- Doç. Dr., Florida Üniversitesi, Partikül ve Yüzey Aktif Madde Sistemleri NSF Merkezi, 4- Prof. Dr., İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD

Giriş

Tam dişsizlik, kısmi dişsizlik ve tek diş eksikliklerinde uygulanan implant destekli protezlerin başarı oranı yüksek, sonuçları öngörülebilir bir tedavi şekli olduğu bildirilmektedir (28). Implant destekli protezler, implanta bağlanma mekanizmalarına göre vida tutuculu ya da siman tutuculu olmak üzere iki gruba ayrılmaktadırlar (21).

Implant destekli, sabit protezlerde, protezin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden biri de retansiyondur (19). Siman tutuculu sabit protezlerde abutment preparasyonu, yüzey alanı ve yüksekliği, koniklik açısı, siman tipi ve yüzey pürüzlülüğü gibi birçok faktörün retansiyonu etkilediği belirtilmektedir (15, 26, 34).

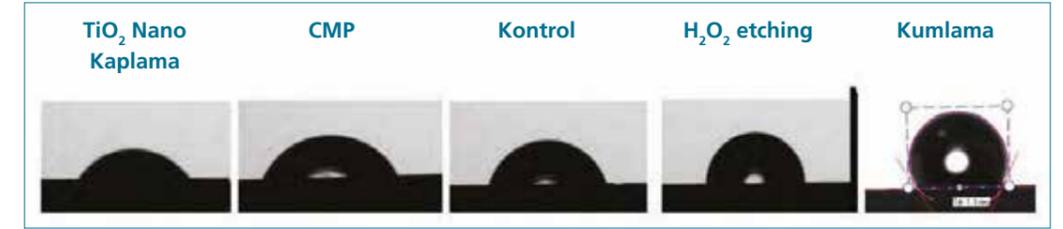
Titanyum ve alaşımları düşük yoğunluk, yüksek korozyon direnci, biyouyumluluk ve üstün mekanik özellikleri nedeniyle protetik uygulamalarda ve implantolojide sıklıkla kullanılmaktadır (18). Titanyum alaşımı ile siman arasındaki bağlanma dayanımını, materyallerin yüzeyleri arasındaki temasın yakınlığı önemli ölçüde etkiler. Alaşım ile siman arasındaki temas optimal olduğunda, siman alaşım yüzeyindeki düzensizliklere daha fazla akma yeteneğine sahiptir. Bu nedenle simanın özellikleri ve alaşım yüzeyinin mikro topografyası protezin tutuculuğunda önemli rol oynamaktadır (9).

Yüzey temas açısı; bağlanma özelliklerini, özellikle bağlanma dayanımını kontrol etmek için en belirleyici ve etkili parametrelerden biri olarak kabul edilmektedir. Temas açısı ne kadar küçükse, yüzey bağlanma dayanımı o kadar yüksek olmaktadır. Ayrıca, daha küçük bir temas açısı ile, bağlayıcı ajan yüzey dışbükey kısımlarına kolayca nüfuz etmekte ve bağın güçlenmesine neden olmaktadır (34).

Titanyum yüzeyine uygulanan işlemler ile oluşturulan titanyum dioksit (TiO₂) devamlı, gözeneksiz ve adeziv koruyucu oksit film tabakasıdır (24). Titanyum yüzey işlemleri ile bağlanmayı artıran stabil adeziv tabakanın oluşumu amaçlanmaktadır (2). Adeziv tabakanın oluşumunu sağlamak amacıyla çeşitli yüzey işlemleri uygulanmaktadır.

Kumlama işlemi, en yaygın, en ucuz ve en kolay uygulanan bir yöntemdir (16).

Farklı yüzey işlemi uygulanan titanyum abutmentlerin yüzey ıslanabilirliği yönünden in vitro incelenmesi



Resim 1: Kontrol ve deney gruplarının temas açısı ölçümleri.

Hidrojen peroksit (H₂O₂) ile muamele işleminde; yüzeye reaktif oksijen uygulanmasının, implant yüzeyinden titanyum iyon salınımını ve titanyum peroksit jel oluşumunu indüklediği (30, 31), yüzey hidrofiliğini artırdığı bildirilmektedir (25).

Kimyasal mekanik cilalama (CMP) işlemi dental implant materyalinin biyouyumluluğunu ve korozyon direncini artırmak amacıyla kullanılan yeni bir yöntemdir (3).

Sol-jel yöntemi ile titanyum dioksit nano kaplama işleminin, titanyum yüzeyinde ince metal oksit tabakasının oluşturulmasında kullanılabileceği belirtilmektedir (11). Bu oksit tabakanın dental seramikler ile metal altyapılar arasındaki adezyonu artırma amacıyla kullanılabildiği bildirilmektedir (4).

Çalışmada dental implant abutment yüzeylerine kumlama, H₂O₂, CMP, sol-jel yöntemiyle TiO₂ nano kaplama işlemleri uygulanarak abutmentlerin yüzey ıslanabilirliklerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmada dişeti yüksekliği 2 mm olan 60 adet titanyum direkt abutment (Mode Implant / Mode Medikal San. ve Tic. Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) ve titanyum implant analog (Mode Implant / Mode Medikal San. ve Tic. Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) kullanılmıştır. Implant analogları otopolimerizan akrilik rezin blokların (Meliodent, Hanau, Almanya) içine paralelometre yardımı ile yer düzlemine dik olacak şekilde gömülmüştür. Abutmentler her grupta

12 örnek olacak şekilde 5 gruba ayrılmıştır.

Kontrol Grubu: Abutment yüzeylerine hiçbir yüzey işlemi uygulanmamıştır.

Deney Grupları:

1- Kumlama İşlemi Uygulanan

Grup: Abutment yüzeyleri 110 µm partikül büyüklüğünde alüminyum oksit (Al₂O₃) (Mega Strahlkorund, Seeweg, Almanya, Lot: 095503) ile 2.5 atmosfer basınç altında 10 mm mesafeden 10 saniye (sn) süre kumlanmıştır. Kumlama işleminden sonra örnekler 5 sn süre buhar uygulanmış ve 10 sn süre hava ile kurutulmuştur.

2- H₂O₂ İşlemi Uygulanan Grup:

Alkali tip oksitleyici olan %35 ağırlıklı H₂O₂ (Sigma Aldrich, Steinheim, Almanya, Lot: SZBB2900V) kullanılmıştır. Abutment örnekleri 15 ml H₂O₂ içeren beherlere oda sıcaklığında 30 dakika boyunca daldırılmıştır. H₂O₂ uygulanmasından sonra ultrasonik banyoda deiyonize su kullanılarak temizleme işlemi uygulanmıştır.

3- CMP İşlemi Uygulanan Grup:

CMP sıvısı silisyum dioksit (SiO₂) sıvısından (BASF company, USA) %5 konsantrasyonda dilüe edilerek hazırlanmıştır. Stabilitenin sağlanması amacıyla süspansiyonlar tamamen stabilize olana kadar ultrasonik işleme tabi tutulmuştur. Abutment yüzeylerine %3 ağırlıklı, oksitleyici (H₂O₂) (Sigma Aldrich, Steinheim, Almanya) 10 dk süre ile uygulanmıştır. CMP sıvısı içerisinde

de bulunan nanoboyutlu aşındırıcılar ve kullanılan polimerik fırça yardımıyla mekanik cilalama işlemi gerçekleştirilmiştir. İşlemden sonra her örnek ultrasonik banyoda aseton, etanol ve pH ayarlı suda 5 dakika süre ile bekletilmiştir.

4- Sol-Jel Yöntemiyle TiO₂ Nano

Kaplama İşlemi Uygulanan

Grup: TiO₂ nano film, literatür (7,32) baz alınarak sol-jel yöntemi ile çökeltilmiştir. Prekürsör olarak TiOSO₄ kullanılmış, 0.5M Ti kaynağı 0.5M H₂O (DIW) ve 20M etanol içinde çözünmüş ve sürekli karıştırılmıştır. pH=1.23 olacak şekilde HNO₃ (0.1M) kullanılarak pH ayarlanmıştır. Titanyum "TiOSO₄(s) + 2H₂O (aq) → 2H⁺(aq) + SO₄²⁻(aq) + Ti(OH)₂(s)" hidroliz reaksiyonuna girmiştir. Hidroliz reaksiyonu sonucunda TiO₂ şeffaf (transparan) solüsyonu elde edilmiş ve abutment yüzeyleri Dip Coater cihazında (PTL-MMB01) bulunan solüsyona daldırılarak abutment yüzeyinde TiO₂ nano film depozisyonu sağlanmıştır. TiO₂ ile kaplanacak olan abutmentler, kaplama solüsyonuna daldırılmış ve belirli bir hız (140 mm/dk) ve uzaklık (100 mm) aralığında geri çekilmiştir. Örnekler Dip Coater cihazı ile birleşik bir fırın kullanılarak 200°C'de 1 saat süreyle kurutulmuştur.

Yüzey işlemlerinden sonra kontrol ve deney grubundan örnekler seçilmiş ve seçilen örneklerin abutment yüzeyleri optik mikroskop (KH-7700 HIROX Dijital Mikroskop Sistemi) altında

Özyetim ve Ark.

TABLO 1

Kontrol ve deney gruplarının temas açısı değerleri.

Yüzey İşlemi	Yüzey İşlemi Etkisi	Temas Açısı
Kontrol	-	63.17±6.78
Kumlama	Mekanik	109.57±6.73
H ₂ O ₂ Etching	Kimyasal	88.6±9.4
CMP	Mekanik & Kimyasal	56.64±5.99
TiO ₂ Nano Kaplama	Kimyasal	34.27±9.43

incelenerek, abutment yüzeylerinin makro yapıları değerlendirilmiştir.

İslanabilirlik özellikleri temas açısı ölçüm cihazı (KSV ATTENSION Theta Lite) kullanılarak "sessile drop" yöntemi ile kontrol grubu ve yüzey işlemi uygulanmış abutment yüzeylerinin temas açısı ölçümleri yapılmıştır. Her bir abutment yüzeyinden beş damla ölçümü yapılmıştır. Damla görüntüleri bir kamera tarafından kaydedilmiş ve temas açısı (θ) görüntülemenin ardından bilgisayar ortamında temas açısı verileri hesaplanmıştır.

Çalışmada elde edilen bulgular değerlendirilirken, istatistiksel analizler için IBM SPSS Statistics 22 (IBM SPSS, Türkiye) programı kullanılmıştır. Çalışma verilerinin parametrelerinin normal dağılıma uygunluğu Shapiro Wilks testi ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metotların yanı sıra niceliksel verilerin karşılaştırılmasında tek yönlü varyans analizi (One-way ANOVA) testi kullanıldı. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirildi.

BULGULAR

Titanyum abutment örnek yüzeylerine uygulanan farklı yüzey işlemlerinden sonra, örneklerin temas açısı ölçümü, temas açısı ölçüm cihazı ile " θ " biriminde ölçülmüştür (Resim 1). Beş farklı gruba ait temas açısı değerleri Tablo 1'de gösterilmiştir.

Temas açısı değerleri ortalama ve standart sapmaları sırasıyla kontrol grubu

için 63.17±6.78, kumlama grubu için 109.57±6.73 H₂O₂ grubu için 88.6±9.4, CMP grubu için 56.64±5.99 ve sol-jel yöntemiyle TiO₂ nano kaplama grubu için 34.27±9.43 olarak saptanmıştır.

En yüksek ortalama temas açısı değerleri kumlama grubunda izlenirken bunu sırasıyla H₂O₂, kontrol, CMP grupları izlemiştir. En düşük temas açısı değerleri ise sol-jel yöntemiyle TiO₂ nano kaplama grubunda gözlenmiştir.

Kumlama işlemi uygulanan grupta, aşındırıcı partiküllere bağlı olarak diğer gruplara göre abutment yüzeyinde belirgin düzensizlikler ve derin makro boşluklar görülmüştür. Kontrol grubunda abutment yüzeyinde gözlenen makro çiziklerin sol-jel yöntemiyle TiO₂ nano kaplama, CMP, H₂O₂ işlemi uygulanan gruplarda azaldığı gözlenmiştir (Resim 2).

TARTIŞMA

İmplant destekli sabit protezlerin retansiyonu, implantın titanyum protetik üst yapısı ile siman arasında güçlü bağlantı gerektirir. Bu bağlantı, titanyumun yüzey özelliklerine ve kullanılan simanın özelliklerine, kompozisyonuna ve adezyon kabiliyetine bağlıdır (9).

İmplant destekli sabit protezlerde retansiyon kaybı en sık görülen teknik komplikasyonlardan biridir (5). Simanın yüzeye adezyonu hem mikro-mekanik kilitleme, hem de fizikokimyasal bağlanmaya bağlıdır (27).

Titanyum ile siman arasındaki bağlanma dayanımını artırmak için; kumla-

ma, metal primer uygulama, silanizasyon, H₂O₂ uygulama, TiN kaplama ve asidik-alkali işlemleri içeren bazı yüzey işlemleri önerilmiştir (8–10). Bu yüzey işlemleri genellikle materyallerin islanabilirlik özelliklerini değiştirerek materyalin adezyon ve yüzey pürüzlülüğünün gelişmesine ve mikro-mekanik kilitlemeye olanak sağladığı bildirilmektedir (10, 27).

Kumlama işlemi ile alایش yüzeyinden yağsı materyaller ve oksitler uzaklaştırılarak rezin simanlar ile arasındaki tutuculuk değerleri artırılır (33). Al₂O₃ partikülleri ile kumlama işlemi uygulamasıyla alایش yüzeyinde mikroröretatif topografya elde edilir ve alایشın yüzey alanı artar. Alایشın yüzey enerjisi aktive olur ve islanabilirliği artar. Böylece alایش ile siman arasında daha güçlü bir bağlantı sağlanır (14). Literatürde kumlama işleminin yüzey pürüzlülüğünü ve abutment ile kuron arasındaki tutuculuğu artırdığını bildiren çok sayıda çalışma (1, 8, 27) olmasına rağmen uygulanan yüzey işleminin metal ile siman arasındaki stresi arttırabildiği, metal ile siman arasında boşluklara neden olabildiği ve islanabilirlik özelliklerini olumsuz etkileyebileceğini bildiren çalışmalarda (6, 17) mevcuttur. Bu çalışmada abutment yüzeyine kumlama işlemi uygulanan grupta elde edilen temas açısı değerleri diğer gruplardan yüksek saptanmıştır. H₂O₂ işleminin titanyum yüzeyinde oksidasyon oluşturarak siman ile bağlanma dayanımını arttırdığı bildirilmektedir (12). Yoshida ve ark. (34) 2005 yılında yayınladıkları çalışmada; titanyum yüzeylerine H₂O₂ işlemi uygulamışlardır. Çalışmada kullanılan örnekler 3 gruba ayrılmış; a) Yüzey işlemi uygulanmayan grup, b) % 34,5 konsantrasyonda H₂O₂ işlemi uygulanan grup, c) % 34,5 konsantrasyonda H₂O₂ işlemi + halojen ışın uygulanan gruptur. Titanyum yüzeylerine yaklaşık 1 ml H₂O₂ uygulanmış ve uygulama süreleri 40 sn, 100 sn, 160 sn, 220 sn olarak seçilmiştir. H₂O₂ işlemi uygulanan grupta; H₂O₂ uygulama sü-

Farklı yüzey işlemi uygulanan titanyum abutmentlerin yüzey islanabilirliği yönünden in vitro incelenmesi

resi arttıkça islanabilirlik değerlerinin arttığı da bildirilmiştir. Bu çalışmada da abutment yüzeyine H₂O₂ işlemi uygulanan grupta elde edilen temas açısı değerleri 88.6±9.4'dır. Elde edilen değer kumlama işlemi uygulanan gruptan sonra elde edilen en yüksek temas açısı değeridir. Literatürde, titanyum yüzeyine H₂O₂ uygulamasının yüzey islanabilirliğini arttırdığını bildiren çalışmalar (25,34) mevcuttur ancak bu çalışmada H₂O₂ işleminin yüzey islanabilirliğini azalttığı saptanmıştır. Çalışmada H₂O₂'in 30 dk gibi uzun bir süre kullanılmış olması islanabilirlik özelliklerini olumsuz etkilemiş olabileceği düşünülmektedir.

CMP, dental implant materyalinin biyouyumluluğunu ve korozyon direncini arttırmak amacıyla kullanılan bir yöntemdir (13). CMP işleminde titanyum üst yüzeyi, içerisinde submikron boyutta partiküller ve aşındırıcılar bulunan cilalama bulamacındaki kimyasallara maruz bırakılarak koruyucu oksit tabaka içeren kimyasal olarak değiştirilmiş üst film tabakası oluşturulmaktadır (13, 29). Özdemir ve ark. (23, 24) 2016 ve 2017 yılında yayınladıkları çalışmalarda; titanyum disk yüzeyleri ve dental implant yüzeylerine CMP işlemi uygulamışlar ve en düşük temas açısı değerlerinin CMP ile birlikte oksitleyici işlem uygulanan grupta saptandığını bildirmişlerdir. Temas açısının bağlanma dayanımını etkileyen en önemli faktörlerden biri olduğu ve temas açısı küçüldükçe bağlanma dayanımının da arttığı bildirilmektedir (20). Bu nedenlerle çalışmamızda; 2016 ve 2017 yıllarında

yayınlanan bu literatür bulguları (23, 24) dikkate alınarak abutment yüzeylerine % 3 ağırlıklı oksitleyici ile beraber CMP işlemi uygulanmıştır.

CMP işlemi ile ilgili yapılan çalışmalar yoğun olarak CMP işleminin dental implant osseointegrasyonuna etkisini değerlendirmeye yöneliktir. CMP işleminin abutment yüzey islanabilirliğini değerlendiren çalışmalara literatürde rastlanmamıştır. Bu çalışmada abutment yüzeyine CMP işlemi uygulamasının, abutment yüzey islanabilirliğini kontrol grubuna göre arttırdığı saptanmıştır.

Sol-jel yöntemiyle TiO₂ nano kaplama işleminin, titanyum yüzeyinde ince metal oksitlerin oluşturulmasında kullanılabilirliği belirtilmektedir (11). Oksit kaplamaların dental seramikler ile metal altyapılar arasındaki adezyonu arttırma amacıyla kullanılabilirdiği de bildirilmektedir (4). Bienias ve ark. (4) sol-jel yöntemiyle üretilen silisyum dioksit ve silisyum dioksit-titanyum ile porselen arasındaki bağlanma dayanımını arttırmak amacıyla klinikte uygulanabilecek basit ve etkili işlemler olduğunu bildirmişlerdir. Sol-jel yöntemi ile TiO₂ nano kaplama işleminin, titanyum abutment yüzeyine uygulandığı ve yüzey temas açısının, abutment ile kuron arasındaki tutuculuğa etkisinin değerlendirildiği çalışmalara literatürde rastlanmamıştır. Çalışmamızda en düşük temas açısı değerleri sol-jel yöntemi ile TiO₂ nano kaplama işlemi uygulanan grupta elde edilmiştir ve abutment yüzey hidrofilikliğinin kontrol grubuna göre arttırdığı saptan-

mıştır. Çalışmanın sonuçları doğrultusunda literatürde ilk defa bu çalışmada uygulanan sol-jel yöntemiyle titanyum dioksit nano kaplama işleminin abutment ile kuron arasındaki tutuculuk değerlerini arttırmada etkili bir yöntem olabileceği düşünülmektedir.

Düşük temas açısı değerleri yüzey islanabilirlik özelliklerinin iyi olduğunu; 90°'nin üzerindeki temas açısı değerleri islanabilirlik özelliğinin zayıf olduğunu, 0° temas açısı ise tam islanmayı ifade etmektedir. 90°'nin altındaki temas açısı değerlerinin hidrofilik özellik, 90°'nin üzerindeki temas açısı değerlerinin ise hidrofobik özellik gösterdiği bildirilmektedir (22).

Temas açısı değerleri, bağlanma dayanımını etkileyen faktörlerden biridir. Çalışmada düşük yüzey temas açısı değerlerine sahip CMP ve sol-jel yöntemiyle TiO₂ nano kaplama işlemlerinin titanyum yüzeyi ile siman arasındaki bağlanma dayanımını arttırmada etkili olabileceğini düşünmekteyiz ve yüzey işlemleri ile yüzey pürüzlülüğü ve bağlanma dayanımını değerlendirildiği ve karşılaştırıldığı yeni çalışmalar yapılmasını önermekteyiz.

SONUÇLAR

Çalışmanın sınırlamaları dahilinde;

Abutment yüzeylerine kumlama işlemi uygulanan grup en yüksek yüzey temas açısı değerleri oluşturan grup olarak belirlenmiştir.

Kumlama işlemi ve H₂O₂ işlemi uygulamasının yüzey temas açısı değerini



Resim 1: Kontrol ve deney gruplarının temas açısı ölçümleri.

Özyetim ve Ark.

kontrol grubuna göre artırdığı saptanmıştır.

Sol-jel yöntemi ile TiO₂ nano kaplama işlemi çalışmada en düşük yüzey temas açısı değerleri oluşturan işlem olarak belirlenmiştir.

CMP işlemi uygulamasının, sol-jel

yöntemi ile TiO₂ nano kaplama işlemi uygulamasından sonra en düşük temas açısı değerleri oluşturan işlem olarak saptanmıştır.

Kimyasal etkili yüzey işlemi uygulamalarının; yüzey ıslanabilirliğini mekanik etkili yüzey işlemlerine göre daha çok artırdığı belirlenmiştir.

Implant destekli sabit protezlerde gerekli ve yeterli tutuculuk değerlerinin sağlanmasında; çalışmada en düşük temas açısı değerlerine sahip CMP ve sol-jel yöntemi ile TiO₂ nano kaplama işlemlerinin uygulanabileceği düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- Ates SM, Korkmaz FM, Çağlar IS, Duymus ZY, Turgut S, Bağış EA: The effect of ultrafast fiber laser application on the bond strength of resin cement to titanium. *Lasers Med Sci* 2017, 32:1121-1129.
- Baburaj EG, Starikov D, Evans J, Shafeev GA, Bensaoula A: Enhancement of adhesive joint strength by laser surface modification. *Int J Adhes Adhes* 2007, 27:268-276.
- Basim GB, Özdemir Z: Chemical mechanical polishing implementation on dental implants. 2015 *International Conference on Planarization/CMP Technology*. 2016
- Bieniaf J, Surowska B, Stoch A, Matraszek H, Walczak M: The influence of SiO₂ and SiO₂-TiO₂ intermediate coatings on bond strength of titanium and Ti6Al4V alloy to dental porcelain. *Dent Mater* 2009, 25:1128-1135.
- Chaar MS, ATT W, Strub JR: Prosthetic outcome of cement-retained implant-supported fixed dental restorations: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2011, 38:697-711.
- Darvell BW, Samman N, Luk WK, Clark RK, Tide-man H: Contamination of titanium castings by aluminum oxide blasting. *J Dent* 1995, 23:319-322.
- Djaoued Y, Badulescu S, Ashrit P V, Bersani D, Lotici PP, Robichaud J: Study of anatase to rutile phase transition in nanocrystalline titania films. *J Sol-Gel Sci Technol* 2002, 24:255-264.
- Elsaka SE: Effect of surface pretreatments on the bonding strength and durability of self-adhesive resin cements to machined titanium. *J Prosthet Dent* 2013, 109:113-120.
- Fawzy AS, El-Askary FS: Effect acidic and alkaline heat treatments on the bond strength of different luting cements to commercially pure titanium. *J Dent* 2009; 37:255-263.
- Fonseca RG, de Almeida JGDSP, Haneda IG, Adabo GL: Effect of metal primers on bond strength of resin cements to base metals. *J Prosthet Dent* 2009, 101:262-8.
- He J, Ichinose I, Fujikawa S, Kunitake T, Nakao A: A General, efficient method of incorporation of metal ions into ultra thin TiO₂ films. *Chem Mater* 2002, 14:3493-3500.
- Kamijo K, Yoshida T, Mizoguchi T, Nagasawa S, Ito M: Evolution of H₂O₂ surface treatment for the adhesion between resin cements and titanium. *J Jpn Soc Dent Mater Devices* 2002, 21:121-124.
- Kaufman FB: Chemical-mechanical polishing for fabricating patterned W metal features as chip interconnects. *J Electrochem Soc* 1991, 138:3460.
- Kim JT, Cho SA: The effects of laser etching on shear bond strength at the titanium ceramic interface. *J Prosthet Dent* 2009, 101:101-106.
- Kim Y, Yamashita J, Shotwell JL, Chong KH, Wang HL: The comparison of provisional luting agents and abutment surface roughness on the retention of provisional implant-supported crowns. *J Prosthet Dent* 2006, 95:450-455.
- Kunt GE, Ceylan G, Yılmaz N: Effect of surface treatments on implant crown retention. *J Dent Sci* 2010, 5:131-135.
- Lim B-S, Heo S-M, Lee Y-K, Kim C-W: Shear bond strength between titanium alloys and composite resin: sandblasting versus fluoride-gel treatment. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* 2003, 64:38-43.
- McCracken M: Dental implant materials: commercially pure titanium and titanium alloys. *J Prosthodont* 1999, 8:40-3.
- Michalakakis KX, Hirayama H, Garejis PD: Cement-retained versus screw-retained implant restorations: a critical review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2003, 18:719-728.
- Miller S, Zernik J: Sandblasting of bands to increase bond strength. *J Clin Orth* 1996, 30:217-22.
- Newsome P, Reaney D, Owen S: Screw-versus cement-retained crowns. *Irish Dent* 2011, 22-25.
- O'Brien WJ: *Dental materials and their selection*. 3rd ed. Chicago: Quintessence Publishing Co. 2002.
- Özdemir Z, Basim GB: Effect of chemical mechanical polishing on surface nature of titanium implants FT-IR and wettability data of titanium implants surface after chemical mechanical polishing implementation. *Data Br* 2017, 10:20-25.
- Özdemir Z, Özdemir A, Basim GB: Application of chemical mechanical polishing process on titanium based implants. *Mater Sci Eng C* 2016, 68:383-396.
- Pan J, Thierry D, Leygraf C: Electrochemical and XPS studies of titanium for biomaterial applications with respect to the effect of hydrogen peroxide. *J Biomed Mater Res* 1994, 28:113-122.
- Sahu N, Lakshmi N, Achagarasan NS, Agnihotri Y, Rajan M, Hariharan R: Comparison of the effect of implant abutment surface modifications on retention of implant-supported restoration with a polymer based cement. *J Clin Diagnostic Res* 2014, 8:239-242.
- Seher E, Kılıncarslan MA, Deniz ST, Mumcu E, Ozkan P: Effect of atmospheric plasma versus conventional surface treatments on the adhesion capability between self-adhesive resin cement and titanium surface. *J Adv Prosthodont* 2015, 7:249-256.
- Shadid R, Sadaqa N: A comparison between screw- and cement-retained implant prostheses. A literature review. *J Oral Implantol* 2012, 38:298-307.
- Sittig C, Textor M, Spencer ND, Wieland M, Vallotton PH: Surface characterization of implant materials c.p. Ti, Ti-6Al-7Nb and Ti-6Al-4V with different pretreatments. *J Mater Sci Mater Med* 1999, 10:35-46.
- Tengvall P, Lundström I, Sjöqvist L, Elwing H, Bjursten LM: Titanium-hydrogen peroxide interaction: model studies of the influence of the inflammatory response on titanium implants. *Biomaterials* 1989, 10:166-175.
- Tengvall P, Elwing H, Sjöqvist L, Lundström I, Bjursten LM: Interaction between hydrogen peroxide and titanium: a possible role in the biocompatibility of titanium. *Biomaterials* 1989, 10:118-120.
- Velten D, Biehl V, Aubertin F, Valeske B, Possart W, Breme J: Preparation of TiO₂ layers on cp-Ti and Ti6Al4V by thermal and anodic oxidation and by sol-gel coating techniques and their characterization. *J Biomed Mater Res* 2002, 59:18-28.
- Wolfart M, Lehmann F, Wolfart S, Kern M: Durability of the resin bond strength to zirconia ceramic after using different surface conditioning methods. *Dent Mater* 2007, 23:45-50.
- Yoshida T, Terashima N, Nitro T, Nagasawa S, Ito M, Yagasaki H, Oshida Y, Agarwal P: Bond strength of resin cements to H2O₂-treated titanium plates. *Dent Mater* 2005, 21:1087-1097.

YAZIŞMA ADRESİ

Dr. Öğr. Üyesi Esra Bilgi Özyetim
İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi ABD
Sütlüce Mahallesi, Binektaş Sokak No:10 Beyoğlu / İstanbul
Tel: 0543 658 67 35 • e-posta: esrabilgiozyetim@hotmail.com

Ti-Base ve simante abutmentlara sahip tek kuronlarda marjinal kemik kaybı karşılaştırması: Retrospektif pilot çalışma

ÖZET Bu çalışmada amaç, Ti-base abutmentlara sahip tek kuronlarda marjinal kemik kaybı karşılaştırmasıdır. Çalışmada en düşük temas açısı değerlerine sahip CMP ve sol-jel yöntemi ile TiO₂ nano kaplama işlemi uygulamasının, sol-jel yöntemi ile TiO₂ nano kaplama işlemi uygulamasından sonra en düşük temas açısı değerleri oluşturan işlem olarak saptanmıştır.

ABSTRACT The aim of this study was to compare the marginal bone loss in single crowns with Ti-base and cemented abutments: A retrospective pilot study. In this study, the aim was to compare the marginal bone loss in single crowns with Ti-base and cemented abutments. The study was conducted in a retrospective manner. The results showed that the use of CMP and sol-gel methods for TiO₂ nano coating resulted in lower contact angle values compared to the control group. The use of CMP and sol-gel methods for TiO₂ nano coating resulted in lower contact angle values compared to the control group.

Ti-Base ve Simante Abutmentlara Sahip Tek Kuronlarda Marjinal Kemik Kaybı Karşılaştırması: Retrospektif Pilot Çalışma

Bu retrospektif pilot çalışmada Ti-base abutmentlar ve simante abutmentların kullanıldığı implant destekli tek kuronların 2 yıllık takip süresinde marjinal kemik kayıplarının karşılaştırılması amaçlanmıştır. Çalışmada, simante veya Ti-base abutmentlar kullanılarak implant üstü tek kuronlar ile rehabilite edilmiş 18 hastaya uygulanmış 20 implanta ait veriler incelenmiştir. Implantların yüklemeye ve 2 yıllık takip röntgenlerdeki marjinal kemik kayıpları bir görüntü işleme programı (Image J, US National Institutes of Health, ABD) kullanılarak belirlenmiştir. Marjinal kemik seviyeleri implant boyunu ile krestal kemiğin implanta ilk temas ettiği nokta arasındaki mesafeler ölçülerek belirlenmiştir. Gruplar 2 yıllık takip süresi sonrasında marjinal kemik kaybı açısından değerlendirildiğinde; Ti-base grubunda ortalama 0,027 ± 0,145 mm kemik kaybı görülürken, simante grubunda ortalama 0,314 ± 0,421 mm kayıp görülmüştür ancak bu fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur (p<0,05). Çalışmamızın sınırları dahilinde, Ti-base grubunda simante grubundan daha az marjinal kemik kaybı gözlemlendiğinden Ti-base abutmentların simante abutmentlara göre daha güvenilir olduğu kanısına varılmıştır.

Anahtar kelimeler Marjinal Kemik Kaybı, Ti-base Abutment, Implant, Tek Kuron.



Copyright © İstanbul 2023

TÜRK
DİŞHEKİMLİĞİ DERGİSİ
THE TURKISH JOURNAL OF DENTISTRY

TDD; Nisan 2023, 96: 16-21

Araştırma / Research

Fatma Defne Burduruoğlu¹
Ulviye Çapkat²
Esra Bilgi Özyetim³
Çağatay Dayan⁴

Ti-Base ve simante abutmentlere sahip tek kuronlarda marjinal kemik kaybı karşılaştırması: Retrospektif pilot çalışma

Comparison of marginal bone loss in single crowns with ti-base and cemented abutments: A retrospective pilot study

ÖZET

Bu retrospektif pilot çalışmada Ti-base abutmentler ve simante abutmentlerin kullanıldığı implant destekli tek kuronların 2 yıllık takip süresinde marjinal kemik kayıplarının karşılaştırılması amaçlanmıştır. Çalışmada, simante veya Ti-base abutmentler kullanılarak implant üstü tek kuronlar ile rehabilite edilmiş 18 hastaya uygulanmış 20 implanta ait veriler incelenmiştir. Implantların yükleme ve 2 yıllık takip röntgenlerdeki marjinal kemik kayıpları bir görüntü işleme programı (Image J, US National Institutes of Health, ABD) kullanılarak belirlenmiştir. Marjinal kemik seviyeleri implant boynu ile krestal kemiğin implanta ilk temas ettiği nokta arasındaki mesafeler ölçülerek belirlenmiştir. Gruplar 2 yıllık takip süresi sonrasında marjinal kemik kaybı açısından değerlendirildiğinde; Ti-base grubunda ortalama $0,027 \pm 0,145$ mm kemik kaybı görülürken, simante grubunda ortalama $0,314 \pm 0,421$ mm kayıp görülmüştür ancak bu fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur ($p < 0,05$). Çalışmamızın sınırları dahilinde, Ti-base grubunda simante grubundan daha az marjinal kemik kaybı gözlemlendiğinden Ti-base abutmentlerin simante abutmentlere göre daha güvenilir olduğu kanısına varılmıştır.

Anahtar kelimeler

Marjinal Kemik Kaybı, Ti-base Abutment, İmplant, Tek Kuron.

ABSTRACT

The aim of this retrospective pilot study was to compare the marginal bone loss of implant-supported single crowns using

Ti-base abutments and cemented abutments over a two-year follow-up period. In the study, data of 20 implants applied to 18 patients who were rehabilitated with single crowns on implants using cemented or Ti-base abutments were analyzed. The marginal bone loss of the implants on loading and two-year follow-up X-rays was determined using an image processing program (Image J, US National Institutes of Health, USA). Marginal bone levels were determined by measuring the distances between the implant neck and the point where the crestal bone first contacts the implant. When the groups were evaluated in terms of marginal bone loss after a two-year follow-up period, an average of 0.027 ± 0.145 mm bone loss was observed in the Ti-base group, while an average of 0.314 ± 0.421 mm loss was observed in the cemented group, but this difference was found to be statistically insignificant ($p < 0.05$). Within the limits of our study, since less marginal bone loss was observed in the Ti-base group than the cemented group, it was concluded that Ti-base abutments are more reliable than cemented abutments.

Key words

Marginal Bone Loss, Ti-base Abutment, Implant, Single Crown.

GİRİŞ

Parsiyel dişsiz hastaların dental implantlar ile rehabilitasyonu uzun yıllardır yüksek başarı oranları ile uygulanan bir yöntemdir (1, 2). İmplant üstü kuronlar siman tutuculu veya vida tutuculu olarak tasarlanabilmektedir (3, 4). Hangi tutucu tipinin kullanılacağına diş hekimi klinik tecrübesini kullanarak karar vermektedir (5). Her iki tutucu tipinin de avantajları ve dezavantajları bulunmaktadır. Son yıllarda birçok araştırmacı ve klinisyen vida tutuculu protezlerin biyolojik açıdan daha üstün olduğunu ileri sürmektedir. Siman tutuculu protezlerde peri-implant bölgede siman artıklarının kaldığı sıklıkla görülmektedir ve bu durum biyolojik komplikasyonlara yol açabilmektedir (6, 7). Peri-implant dokunun rahatsızlıkları peri-implant mukozit, peri-implantitis ve kemik kaybı olarak sıralanabilir (6). Artık simanın oluşturduğu biyolojik riskler hekimlerin vida tutuculu protezleri tercih etme nedenlerindedir. Özellikle abutment-kuron bağlantısının çok subgingival kaldığı durumlarda artık simanı temizlemek neredeyse imkansız olmaktadır (8). Ayrıca gerekli görüldüğü zamanlarda protezin kolaylıkla çıkarılabilmesi vida tutuculu protezlerin avantajlarından (3). Bunun yanında vida tutuculu protez yapılabilmesi için implantların vida deliklerine göre uygun konumlara yerleştirilebilmesi gereklidir. Aksi takdirde yapılan restorasyonların estetik olmaması veya vida deliği etrafında porselenin kırılma direncinin düşük olması olasıdır (9).

Siman tutuculu protezlerin vida tutuculara kıyasla avantajları ise estetiğin daha kolay sağlanabilmesi ve yapım tekniğinin daha kolay olmasıdır (10, 11). Diğer bir avantajı ise protezin çoklu implantlarda pasif oturmasının sağlanma kolaylığıdır (12). Pasif oturmanın edilemediği bir vida tutuculu protezde abutment vidalarının sıklıkla implantlar üzerine uygulanacak germe kuvveti teknik ve biyolojik komplikasyonlara neden olabilir (13). Teknik komplikasyonlar vida gevşemesi, vida kırıkları veya porselen kırıkları olabilirken, biyolojik komplikasyonlara örnek olarak mukozit, peri-implantitis ve kemik kaybı görülebilir (14, 15). Siman tutuculu protezler bu avantajlar nedeniyle günümüzde birçok klinisyen tarafından tercih edilmeye devam etmektedir (5).

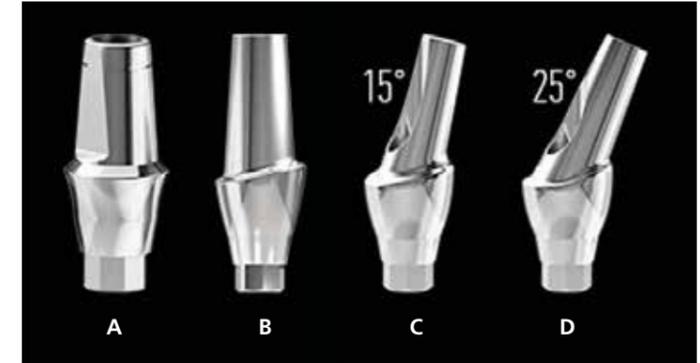
Diş hekimliğinde bilgisayar destekli tasarım ve üretim (CAD/CAM) teknolojisinin ilerlemesi, kliniklerde ve laboratuvarlarda standart uygulamalar olarak kullanımının artmasıyla daha hızlı, estetik ve uyumlu protezlerin yapımı mümkün olmuştur (16). Bu sayede bir hibrit retansiyon özelliğine sahip Ti-base abutmentlerin ve CAD/CAM ile üretilen tam seramik kuronların veya kişisel dayanakların kullanımı yaygınlaşmıştır (17, 18). Ti-base abutmentlere kuronlar simante edilerek birleştirilirler. Ancak abutment-kuron sistemi simantasyondan sonra bütün olarak ağızdan çıkarılabilir ve siman artıkları temizlenerek tekrar ağızda vida sıkılarak sabitlenebilmektedir. Bu sayede Ti-base hibrit sistemler hem vidalı restorasyonların hem de simante restorasyonların avantajlarına sahiptir (19).

Simante restorasyonlarda literatürde dezavantaj olarak gösterilen artık simanın marjinal kemik kaybı üzerine etkisi birçok yazar tarafından rapor edilmiştir (6, 20, 21). Ancak hibrit retansiyon özelliğine sahip Ti-base abutmentlerin marjinal kemik kaybına etkisini araştıran çalışmalar sınırlıdır. Bu retrospektif pilot çalışmada Ti-base abutmentler ve simante abutmentlerin kullanıldığı implant destekli tek kuronların iki yıllık takip süresinde marjinal kemik kayıplarının karşılaştırılması amaçlanmıştır.

GEREÇ VE YÖNTEM

Retrospektif pilot çalışma olarak tasarlanan bu çalışmanın verileri özel bir ağız ve diş sağlığı hastanesinde elde edilmiştir. İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Fen, Sosyal ve Girişimsel Olmayan Sağlık Bilimleri Araştırmaları Etik Kurulu tarafından 2022/05-860 sayılı karar ile onaylanan çalışmanın tasarımında Dünya Tıp Birliği Helsinki Deklarasyonu Prensipleri'ne uyulmuştur.

Çalışmaya 01.01.2018 ile 01.06.2019 tarihleri arasında klinikte implant tedavisi görmüş, simante veya Ti-base



Resim 1: Vakalarda kullanılan simante abutment çeşitleri (a) Direct Abutment (b) Esthetic Abutment (c) Esthetic Abutment 15° (d) Esthetic Abutment 25°.

abutmentler kullanılarak implant üstü tek kuronlar ile rehabilite edilmiş 18 kadın ve erkek hastaya uygulanan 20 implanta ait veriler dahil edilmiştir. Dahil edilme kriterleri olarak hastaların düzenli kontrollerinin yapıyor olması ve pre-op, post-op, yükleme ve yıllık rutin takip röntgen kayıtlarının mevcut olması belirlendi. Simante veya Ti-base abutmentler kullanılarak implant üstü köprüler ile rehabilite edilmiş, düzenli takibi yapılamayan, röntgen kayıtları eksik olan ve immediyat implantasyon veya yükleme yapılmış vakalar çalışma dışı bırakıldı.

Çalışmaya dahil edilen hastaların tamamının implant cerrahisi aynı cerrah tarafından diş çekimlerinden en az 6 hafta sonra gerçekleştirilmiş ve tek bir implant markasının agresif veya pasif yivli implantları uygulanmıştır (Mode Rapid Implant, Mode Level Implant / Mode Medikal San. Ve Tic. Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye). İmplant cerrahisi tamamlandıktan üç ay sonra protez aşamasına geçilmiş ve protetik tedaviler 2 ayrı protez uzmanı tarafından yapılmıştır. Yerleştirilen implantların üst yapıları aynı laboratuvar markasının simante abutmentleri (Direct, Esthetic, Esthetic 15°/25° Abutmentler, Mode Implant / Mode Medikal San. Ve Tic. Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) kullanılarak siman tutuculu veya Ti-base abutmentleri (Ti-base Engaged Abutmentler, Mode Implant / Mode Me-

dikal San. Ve Tic. Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) kullanılarak vida tutuculu tek kuronlar olarak uygulanmıştır (Resim 1 ve 2).

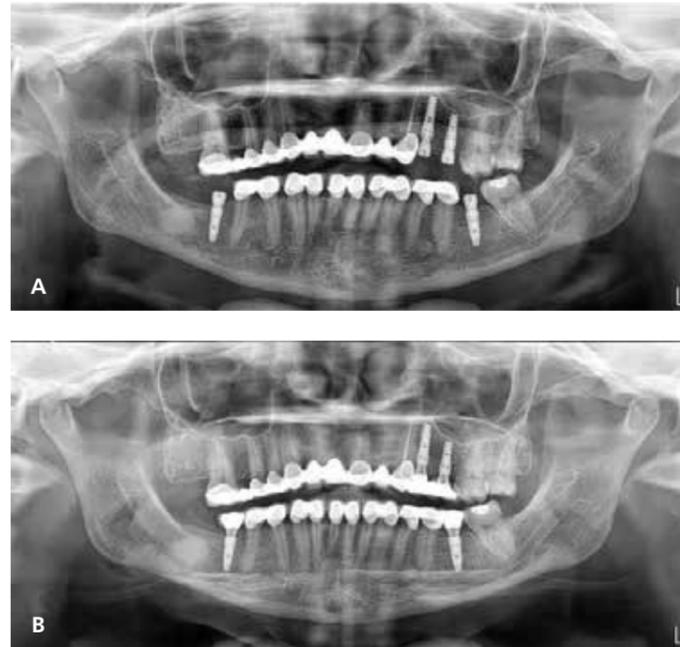
Implantların yüklendiği seansta hastalardan alınan yükleme ve 2 yıl sonraki takip röntgenleri hastanedeki panoramik röntgen cihazlarından (Point 500 HD, Pointnix, Kore ve Hyperion X5 2D Pan, Myray, İtalya) dijital olarak elde edilmiştir (Resim 3). Bu röntgenlerdeki marjinal kemik kayıpları ise dijital görüntü işleme



Resim 2: Vakalarda kullanılan Ti-base Engaged Abutment.

1- Dr., Model Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği. 2- Dt., Model Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği. 3- Dr. Öğr. Üyesi, İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD. 4- Doç. Dr. İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu.

Burduroglu ve Ark.



Resim 3: (a) Yükleme seansında alınan panoramik röntgen (b) iki yıllık takip röntgeni.

programı (Image J, US National Institutes of Health, ABD) kullanılarak belirlenmiştir. Programın kalibrasyonu %400 büyütülen görüntülerdeki implantların piksel uzunluklarının, implantların bilinen gerçek boylarına oranlanması ile yapılmıştır. Marjinal kemik seviyeleri ise implant boynu ile krestal kemiğin implanta ilk temas ettiği nokta arasındaki mesafeler ölçülerek belirlenmiştir (Resim 4).

Öncelikle bir hekim tarafından yükleme röntgenlerindeki çalışmaya dahil edilen her implantın mezial ve distalindeki marjinal seviyeleri ölçülmüş, bu ölçümlerin aritmetik ortalaması

alınarak ortalama yükleme kemik seviyesi olarak kaydedilmiştir. Ardından takip röntgenlerindeki mezial ve distal marjinal kemik seviyeleri ölçülmüş, aritmetik ortalamaları ortalama takip kemik seviyesi olarak kaydedilmiştir. İki yıllık takip süresindeki marjinal kemik kayıpları ise ortalama takip kemik seviyesinden ortalama yükleme kemik seviyesi çıkarılarak hesaplanmış ve kaydedilmiştir. Tüm bu ölçümler ve hesaplamalar bağımsız bir başka hekim tarafından da yapılarak ölçümler ve hesapların doğruluğu teyit edilmiştir. Ti-base abutmentlar kullanılan implantların ölçümleri Grup 1; Simante abutmentlar kullanılan implantların

ölçümleri ise Grup 2 olarak kaydedilmiş ve istatistiksel analizler bu gruplar üzerinde yapılmıştır.

İstatistiksel analizler IBM SPSS Statistics 20.0 bilgisayar programı kullanılarak yapılmıştır (IBM Corp. Released 2011. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 20.0. Armonk, NY: IBM Corp., ABD). Çalışmamızın verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodlar (ortalama, standart sapma, frekans) kullanılmıştır. Verilerin normal dağılıma uygunluğunun ve varyansların homojenliğinin kontrolü Kolmogorov-Smirnov ve Shapiro-Wilk testi ile yapılmıştır. Verilerin normal dağılıma uygun olmadığı görülmüştür ($p < 0,05$). Ti-base ve Simante gruplarının marjinal kemik kayıplarının karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Ti-base ve Simante gruplarının grup içi yükleme günü ve kontrol zamanı arasındaki kemik kaybı farkları Wilcoxon işaretli sıralar testi ile analiz edilmiştir. Tüm analizlerde istatistiksel anlamlılık düzeyi 0,05 olarak kabul edilmiştir.

BULGULAR

Çalışmaya dahil edilen hiçbir implant takip süresi boyunca kaybedilmediğinden çalışmanın sağkalım oranı %100 olarak değerlendirilmiştir.

Gruplar 2 yıllık takip süresi sonrasında marjinal kemik kaybı açısından değerlendirildiğinde; Ti-base grubunda ortalama $0,027 \pm 0,145$ mm kemik kaybı görülürken, Simante grubunda ortalama $0,314 \pm 0,421$ mm kayıp gö-

TABLO 1

İki yıllık takip sonrası ortalama marjinal kemik kayıpları ve marjinal kemik kayıplarının gruplar arası farkı.

	Grup	N	Ortalama	Standart Sapma	Standart Hata
Marjinal Kemik Kaybı	Ti-base	10	,0265	,14461	,04573
	Simante	10	,314	,42128	,13322
P*			,069		

*Mann Whitney U testi ($p < 0,05$)

Ti-Base ve simante abutmentlara sahip tek kuronlarda marjinal kemik kaybı karşılaştırması: Retrospektif pilot çalışma

rülmüştür (Tablo 1, Resim 5). Ti-base grubundaki marjinal kemik kaybının Simante grubundan daha az olduğu rapor edilmiştir.

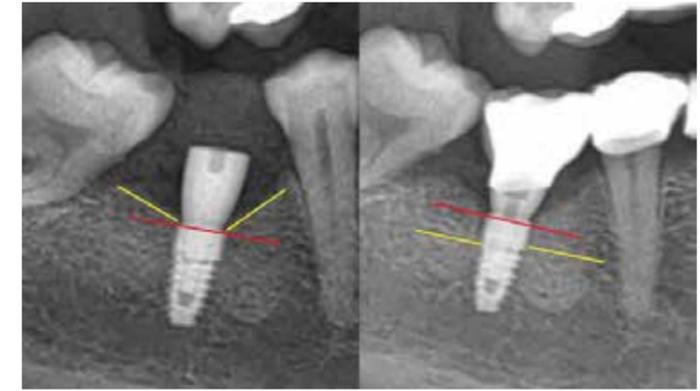
Buna karşılık marjinal kemik kaybı ile gruplar arasındaki ilişkiye bakıldığında Ti-base ve Simante gruplarının arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur (Tablo 1) ($p < 0,05$).

Yükleme ve 2 yıllık takip süresi arasındaki marjinal kemik kayıpları gruplar içerisinde de değerlendirilmiştir (Tablo 2). Ti-base grubunda yükleme ve takip arasındaki fark istatistiksel olarak anlamsız bulunurken ($p = 0,414$); Simante grubundaki fark istatistiksel olarak anlamlı olarak bulunmuştur ($p = 0,028$). Bu sonuçlara göre simante kuron kullanılan implantlarda, Ti-base kullanılan kuronlara oranla zamanla marjinal kemik kaybının artmış olduğu değerlendirilmiştir.

TARTIŞMA

Bu çalışmada tek kuronlarda Ti-base abutment ve simante abutmentların etrafında oluşan marjinal kemik kaybı miktarları araştırılmıştır. Çalışmaya dahil edilen hastaların hepsinin pre-op, post-op, yükleme ve yıllık rutin takip röntgen kayıtlarının mevcut olmasına dikkat edildi. İmmedyat implantasyon veya yükleme yapılmış vakalar kemik kaybına neden olabilecek etkenleri azaltmak açısından çalışma dışı bırakıldı. Çalışmada kullanılan iki abutment tipinde kemik kayıpları karşılaştırıldığında Ti-base abutmentların simante abutmentlardan daha az kayıba neden olduğu bulunmuştur (Tablo 1).

Peri-implant kemik kaybının değerlendirilmesi implant başarısının öngörülmesinde önemli bir kriterdir (19, 22). Yüklemeden sonraki ilk yılın sonunda ortalama kemik kaybının 1.5 ile 2.0 mm arasında olması (23) ve bunu takip eden yıllarda her yıl için 0.2 mm kemik kaybı normal sınırlar içinde kabul edilmektedir (24, 25). Bu bil-



Resim 4: Marjinal kemik kaybının belirlenmesi. Kırmızı çizgiler implant boynunu gösterirken; sarı çizgiler mezial ve distalde krestal kemiğin implant yüzeyine ilk temas ettiği bölgeleri göstermektedir.

TABLO 2

Ti-base ve simante grup içi değerlendirmeleri.

	Ortalama	N	Standart Sapma	Standart Hata
TY	,0250	10	,07906	,02500
TT	,0515	10	,10863	,03435
P*	0,414			
SY	,0200	10	,06325	,02000
ST	,3340	10	,41869	,13240
P*	0,028			

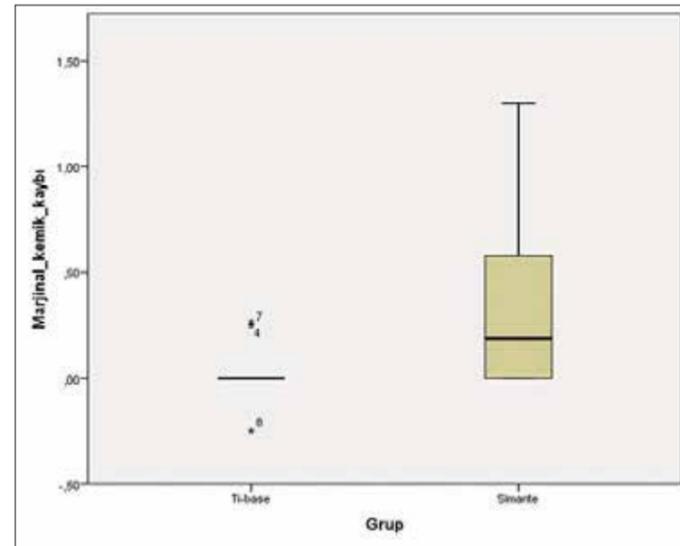
* Wilcoxon Signed Ranks Test ($p < 0,05$). TY (Ti-base Yükleme), TT (Ti-base Takip), SY (Simante Yükleme), ST (Simante Takip).

giler ışığında hem simante grup hem de Ti-base grubunda 2 yıllık takip sonunda normal sınırları aşan bir kemik kaybı görülmemiştir.

Çalışmada simante ve Ti-base grupları arasında istatistiksel olarak fark bulunmasa da simante grubundaki kemik kaybı bir miktar daha fazla bulunmuştur. Bunun muhtemel sebebinin peri-implant dokulara taşan ve temizlenemeyen siman artığı olduğu düşünülmektedir. İmplant-abutment arayüzü diş eti sınırının ne kadar altındaysa, artık simanın temizlenmesi de o kadar zor olmaktadır. Siman artığının peri-implant dokularda rahatsızlığa neden olduğunu gösteren birçok çalışma mevcuttur (6, 8, 20). Shi ve ark.

yapmış oldukları 4 yıllık retrospektif çalışmada siman ve vida tutuculu protezlerde kemik kaybı ve peri-implant doku durumunu incelemişlerdir. Her iki grupta da yüksek başarı oranları bulunmuşlardır. Ancak simante grupta peri-implant mukozitisinin (%42,1) vidalı gruptakinden (%32,2) daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir. Bunun dışında diğer parametrelerde (sondamada kanama, modifiye plak indeksi ve marjinal kemik kaybı) istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmamıştır. Yazarlar simante grupta fark bulunmamasını kullanılan implantın doku-seviyesi bağlantıya sahip bir implant olmasına bağlamışlardır. Bu sonuç diş eti sınırına yakın veya üzerinde abutment-implant bağlantısının

Burduroğlu ve Ark.



Resim 5: Marjinal kemik kaybının Kutu-Grafik Gösterimi.

artık siman dezavantajını elimine ettiğini gösterebilir. Çalışmamızda doku seviyesinde değil, kemik seviyesinde implantlar kullanılmıştır, dolayısıyla daha derin implant-abutment arayüzleri bulunmaktadır.

Simante restorasyonlarda abutment basamağı ve kuron birleşimi lokalizasyonunun, siman artığı riskini ve bunun sonucunda peri-implant rahatsızlıkların görülmesini etkilediği düşünülmektedir (26-28). Bilimsel çalışmalar marjinlerin subgingival olmasının artık simanı temizlemeyi zorlaştırdığını hatta bazen imkansızlaştırdığını göstermektedir (28-30). Marjin ne kadar derindeyse temizleme sonrası siman artığı kalma olasılığı da o kadar artmaktadır (31). Caudry ve ark. 2009 yılında yaptıkları çalışmada abutment basamağı lokalizasyonunun hem estetiği sağlamada hem de siman artığını temizlemede çok önemli olduğunu vurgulamışlardır (26). Blatz ve ark.'nın yapmış olduğu bir çalışmada marjinal bitiş çizgisinin 0.5 mm subgingival derinlikte olması gerektiğini, estetik bölgede ise 1-1.5 mm derinde olabileceğini rapor etmişlerdir (27). Ancak Agar ve ark. 1.5 mm derinlik-

te oldukça fazla artık siman kaldığını bulmuşlardır (29). Linkevicius ve ark. ise artık simanın ancak diş seviyesinde marjinde veya supragingival marjinde tamamen temizlenebileceğini savunmaktadır (28). Bu durumda en güvenli seçeneğin göz ile görünür marjinlere sahip kişisel abutment kullanımını olduğunu söylemektedirler. Çalışmamızda simante grubundaki farkın kemik seviyesinde implant ve prefabrike standart abutment kullanımından dolayı görece fazla olabileceği düşünülmektedir.

Artık siman açısından vidalı restorasyonların daha avantajlı olduğu birçok çalışmada gösterilmiş olmasına rağmen bunun aksini rapor eden çalışmalar da bulunmaktadır. Nissan ve ark. simante ve vidalı restorasyonların 15 yıla kadar uzun dönem takibini yapmışlardır (1). Bilateral posterior dişsizliğe sahip 38 hastayı çalışmaya dahil etmişler, her hastaya her iki tipte de restorasyon uygulamışlardır. Toplamda 221 internal-hex implant uygulanmıştır. Takip randevularında seramik kırığı, abutment vida gevşemesi, metal alt yapı kırılması, gingival indeks ve marjinal kemik kaybı incelenmiştir.

Hem klinik hem de biyolojik olarak simante grubun vidalı gruptan daha üstün olduğunu rapor etmişlerdir. Vidalı grupta seramik kırığı, vida gevşemesi, gingival indeks istatistiksel olarak anlamlı derecede fazla bulunmuştur. Marjinal kemik kaybı açısından incelendiğinde ise istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmuş ($P < 0.001$), vidalı restorasyonlarda 1.4 ± 0.6 mm iken simante restorasyonlarda 0.69 ± 0.5 mm bulunmuştur. Yazarlar vidalı restorasyonların uzun dönemde daha fazla komplikasyona neden olduğunu rapor etmişlerdir.

Diş hekimliğinde dijital dönüşümün yaygınlaşmasıyla geleneksel üretim yöntemlerine göre daha hızlı implant üstü kuronlar yapılabilir. CAD/CAM yazılım kütüphanelerinde geometrileri kayıtlı olan Ti-base abutmentlar implant firmaları tarafından üretilen parçalar olduğundan dökülebilir kişisel abutmentlara göre çok daha iyi implant-abutment birleşim uyumuna sahiptir (32). Ti-base abutmentların kullanımıyla simante ve vidalı abutmentların kombine avantajlarından faydalanılan hibrit bir retansiyon sağlanmaktadır (33). Simantasyonu yapılan kuron veya kişisel dayanak oklüzalde bulunan vida eşirimi sayesinde ağızdan sökülerek artık simanın tamamen temizlenmesi ve simantasyon hattının cilalanmasına olanak sağlamaktadır (19). Bu durum peri-implant hastalık gelişiminin önlenmesinde büyük bir avantaj olarak görülmektedir.

Çalışmamız retrospektif bir pilot çalışma olup, bazı limitasyonları bulunmaktadır. Denek sayısının az olması ve iki boyutlu röntgen görüntülerinden faydalanılarak sadece marjinal kemik kaybı ölçülmesi bu limitasyonlar dahilindedir. Çalışmada yer alan tüm panoramik röntgenlerin tecrübeli bir oral diagnoz ve radyoloji uzmanı tarafından alınmasına rağmen standardizasyonun sağlanabilmesi için görüntülemeler esnasında pozisyonlandırma

Ti-Base ve simante abutmentlara sahip tek kuronlarda marjinal kemik kaybı karşılaştırması: Retrospektif pilot çalışma

aparatu kullanılmaması da limitasyonlardan biridir. Ti-base abutmentlar ve simante abutmentların uzun dönem takiplerinde marjinal kemik kaybının yanında modifiye plak indeksi, sondalamada kanama, cep derinliği, kuron materyali, karşıt ark durumu ve kuron-implant boyu oranlarının da dahil edilmesiyle, üç boyutlu tomog-

rafi görüntüleri de incelenerek daha kapsamlı çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

SONUÇ

Çalışmamızın limitasyonları dahilinde; Ti-base abutmentlar kullanılarak yapılan vida tutuculu kuronlarda simante abutmentlar kullanılarak yapılan si-

mante kuronlardan daha az marjinal kemik kaybı gözlemlendiğinden Ti-base abutmentların simante abutmentlara göre daha güvenilir olduğu kanısına varılmakla beraber çalışmamızın bulgularını desteklemek için daha geniş hasta gruplarıyla yapılacak takip süreleri daha uzun araştırmalara ihtiyaç duyulmaktadır.

KAYNAKLAR

- Nissan J, Narobai D, Gross O, Ghelfan O, Chausu G. Long-term outcome of cemented versus screw-retained implant-supported partial restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(5):1102-7.
- Lekholm U, Gunne J, Henry P, Higuchi K, Linden U, Bergström C, et al. Survival of the Brånemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(5):639-45.
- Vigolo P, Mutinelli S, Givani A, Stellini E. Cemented versus screw-retained implant-supported single-tooth crowns: a 10-year randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol.* 2012;5(4):355-64.
- Albrektsson T, Dahl E, Enbom L, Engvall S, Engquist B, Eriksson AR, et al. Osseointegrated oral implants. A Swedish multicenter study of 8139 consecutively inserted Nobelpharma implants. *J Periodontol.* 1988;59(5):287-96.
- Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(1):66-75.
- Quaranta A, Lim ZW, Tang J, Perrotti V, Leichter J. The Impact of Residual Subgingival Cement on Biological Complications Around Dental Implants: A Systematic Review. *Implant Dent.* 2017;26(3):465-74.
- Wadhvani C, Piñeyro A. Technique for controlling the cement for an implant crown. *J Prosthet Dent.* 2009;102(1):57-8.
- Staubli N, Walter C, Schmidt JC, Weiger R, Zitzmann NU. Excess cement and the risk of peri-implant disease - a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2017;28(10):1278-90.
- Walton JN, MacEntee MI. Problems with prostheses on implants: a retrospective study. *J Prosthet Dent.* 1994;71(3):283-8.
- Resnik R. Misch's contemporary implant dentistry 4ed: Elsevier Health Sciences; 2020.
- Gaichet DL, Caputo AA, Choi H, Sorensen JA. Passivity of fit and marginal opening in screw- or cement-retained implant fixed partial denture designs. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(2):239-46.
- Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY. Cemented versus screw-retained implant prostheses: which is better? *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(1):137-41.
- Rutkunas V, Larsson C, Vult von Steyern P, Mangano F, Gedrimiene A. Clinical and laboratory passive fit assessment of implant-supported zirconia restorations fabricated using conventional and digital workflow. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2020;22(2):237-45.
- Lee H, So JS, Hochstedler JL, Ercoli C. The accuracy of implant impressions: a systematic review. *J Prosthet Dent.* 2008;100(4):285-91.
- Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2003;90(2):121-32.
- Abduo J. Fit of CAD/CAM implant frameworks: a comprehensive review. *J Oral Implantol.* 2014;40(6):758-66.
- Zahoui A, Bergamo ET, Mariun MM, Silva KP, Coelho PG, Bonfante EA. Cementation Protocol for Bonding Zirconia Crowns to Titanium Base CAD/CAM Abutments. *Int J Prosthodont.* 2020;33(5):527-35.
- Kurbad A, Kurbad S. CAD/CAM-based implant abutments. *Int J Comput Dent.* 2013;16(2):125-41.
- Pamato S, Honório HM, da Costa JA, Traebert JL, Bonfante EA, Pereira JR. The influence of titanium base abutments on peri-implant soft tissue inflammatory parameters and marginal bone loss: A randomized clinical trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2020;22(4):542-8.
- Weber HP, Kim DM, Ng MW, Hwang JW, Fiorellini JP. Peri-implant soft-tissue health surrounding cement- and screw-retained implant restorations: a multi-center, 3-year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(4):375-9.
- Shi JY, Jie N, Zhuang LF, Zhang XM, Fan LF, Lai HC. Peri-implant conditions and marginal bone loss around cemented and screw-retained single implant crowns in posterior regions: A retrospective cohort study with up to 4 years follow-up. *PLoS One.* 2018;13(2):e0191717.
- Galindo-Moreno P, León-Cano A, Ortega-Oller I, Monje A, F OV, Catena A. Marginal bone loss as success criterion in implant dentistry: beyond 2 mm. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(4):e28-e34.
- Hermann JS, Cochran DL, Nummikoski PV, Busser D. Crestal bone changes around titanium implants. A radiographic evaluation of unloaded non-submerged and submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol.* 1997;68(11):1117-30.
- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11-25.
- Klein M, Tarnow D, Lehrfeld L. Marginal Bone Changes on Ultraclean, Micro-Threaded Platform-Switched Implants Following Restoration: 1- to 4-Year Data. *Compend Contin Educ Dent.* 2020;41(4):e7-e18.
- Caudry S, Chvartszaid D, Kemp N. A simple cementation method to prevent material extrusion into the perimplant tissues. *J Prosthet Dent.* 2009;102(2):130-1.
- Blatz MB, Bergler M, Holst S, Block MS. Zirconia abutments for single-tooth implants—rationale and clinical guidelines. *J Oral Maxillofac Surg.* 2009;67(11 Suppl):74-81.
- Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Linkeviciene L, Maslova N, Puriene A. The influence of the cementation margin position on the amount of undetected cement. A prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24(1):71-6.
- Agar JR, Cameron SM, Hughbanks JC, Parker MH. Cement removal from restorations luted to titanium abutments with simulated subgingival margins. *J Prosthet Dent.* 1997;78(1):43-7.
- Linkevicius T, Vindasiute E, Puisys A, Peculiene V. The influence of margin location on the amount of undetected cement excess after delivery of cement-retained implant restorations. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(12):1379-84.
- Vindasiute E, Puisys A, Maslova N, Linkeviciene L, Peculiene V, Linkevicius T. Clinical Factors Influencing Removal of the Cement Excess in Implant-Supported Restorations. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2015;17(4):771-8.
- Cardoso KB, Bergamo ETP, Cruz VM, Ramalho IS, Lino LFO, Bonfante EA. Three-dimensional misfit between Ti-Base abutments and implants evaluated by replica technique. *J Appl Oral Sci.* 2020;28:e20200343.
- Guncu MB, Aktas G, Guncu GN, Anil D, Turkyilmaz I, Antonoff LR. Clinical, Technical, and Radiologic Outcomes of 182 Implant-Supported Zirconia Single Crowns Using Titanium-Base Abutments: A Retrospective Study. *Int J Prosthodont.* 2022;35(4):553-9.

YAZIŞMA ADRESİ

Dr. Hatice Defne Burduroğlu

Model Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği, Fulya Mah. Büyükdere Caddesi No:74/A D:47 Şişli / İstanbul
Tel: 0532 673 55 14 • E-mail: defne.burduroglu@gmail.com



Chemical Mechanical Surface Nano-Structuring (CMNS) Implementation on Titanium Based Implants to Enhance Corrosion Resistance and Control Biocompatibility

Kimberly Beers, Debashish Sur, G. Bahar Basim

Department of Materials Science and Engineering, University of Florida, Gainesville, FL 32611

ABSTRACT

Titanium is the metal of choice for many implantable devices including dental prostheses, orthopaedic devices and cardiac pacemakers. Titanium and its alloys are favoured for hard tissue replacement because of their high strength to density ratio providing excellent mechanical properties and biocompatible surface characteristics promoting in-vivo passivation due to spontaneous formation of a native protective oxide layer in the presence of an oxidizer. This study focuses on the development of a three-dimensional chemical, mechanical, surface nano-structuring (CMNS) process to induce smoothness or controlled nano-roughness on the bio-implant surfaces, particularly for applications in dental implants. CMNS is an extension of the chemical mechanical polishing (CMP) process. CMP is utilized in microelectronics manufacturing for planarizing the wafer surfaces to enable photolithography and multilayer metallization. In biomaterials applications, the same approach can be utilized to induce controlled surface nanostructure on three-dimensional implantable objects to promote or demote cell attachment. As a synergistic method of nano-structuring on the implant surfaces, CMNS also makes the titanium surface more adaptable for the bio-compatible coatings as well as the cell and tissue growth as demonstrated by the electrochemical and surface wettability evaluations on implants prepared by DI-water machining versus oil based machining.



Chemical Mechanical Surface Nano-Structuring (CMNS) Implementation on Titanium Based Implants to Enhance Corrosion Resistance and Control Biocompatibility

Titanium is the metal of choice for many implantable devices including dental prostheses, orthopaedic devices and cardiac pacemakers. Titanium and its alloys are favoured for hard tissue replacement because of their high strength to density ratio providing excellent mechanical properties and biocompatible surface characteristics promoting in-vivo passivation due to spontaneous formation of a native protective oxide layer in the presence of an oxidizer. This study focuses on the development of a three-dimensional chemical, mechanical, surface nano-structuring (CMNS) process to induce smoothness or controlled nano-roughness on the bio-implant surfaces, particularly for applications in dental implants. CMNS is an extension of the chemical mechanical polishing (CMP) process. CMP is utilized in microelectronics manufacturing for planarizing the wafer surfaces to enable photolithography and multilayer metallization. In biomaterials applications, the same approach can be utilized to induce controlled surface nanostructure on three-dimensional implantable objects to promote or demote cell attachment. As a synergistic method of nano-structuring on the implant surfaces, CMNS also makes the titanium surface more adaptable for the bio-compatible coatings as well as the cell and tissue growth as demonstrated by the electrochemical and surface wettability evaluations on implants prepared by DI-water machining versus oil based machining.



Chemical Mechanical Surface Nano-Structuring (CMNS) Implementation on Titanium Based Implants to Enhance Corrosion Resistance and Control Biocompatibility

Kimberly Beers, Debashish Sur, G. Bahar Basim

Department of Materials Science and Engineering, University of Florida, Gainesville, FL 32611

ABSTRACT

Titanium is the metal of choice for many implantable devices including dental prostheses, orthopaedic devices and cardiac pacemakers. Titanium and its alloys are favoured for hard tissue replacement because of their high strength to density ratio providing excellent mechanical properties and biocompatible surface characteristics promoting in-vivo passivation due to spontaneous formation of a native protective oxide layer in the presence of an oxidizer. This study focuses on the development of a three-dimensional chemical, mechanical, surface nano-structuring (CMNS) process to induce smoothness or controlled nano-roughness on the bio-implant surfaces, particularly for applications in dental implants. CMNS is an extension of the chemical mechanical polishing (CMP) process. CMP is utilized in microelectronics manufacturing for planarizing the wafer surfaces to enable photolithography and multilayer metallization. In biomaterials applications, the same approach can be utilized to induce controlled surface nanostructure on three-dimensional implantable objects to promote or demote cell attachment. As a synergistic method of nano-structuring on the implant surfaces, CMNS also makes the titanium surface more adaptable for the bio-compatible coatings as well as the cell and tissue growth as demonstrated by the electrochemical and surface wettability evaluations on implants prepared by DI-water machining versus oil based machining.



INTRODUCTION

Nano-scale modification of macro-scale three-dimensional implantable devices is gaining more attention as the cell attachment/detachment mechanisms at the bio-interfaces are profoundly affected by the nanoscale interfacial interactions [1]. It has been shown that the chemical mechanical polishing (CMP) approach that is primarily utilized in microelectronics manufacturing can be extended to induce controlled surface nanostructure on three-dimensional implants to promote or demote cell attachment [2]. By tuning the polishing slurry particle size, solids loading and the chemical composition, both the chemical nature and the surface topography can be modified to make the surface very smooth or rough at nanoscale. This new technique helps produce implant surfaces that are cleaned from potentially contaminated surface layers by removing a nano-scale top layer while simultaneously creating a protective oxide film on the surface to limit any further contamination to minimize risk of infection [3]. The ability of modifying the surface nanostructure is essential to determine the fibroblast and osteoblast cell attachment/detachment mechanisms on the implant surfaces. The control of cell viability helps tune the functionality of the implants, whether the biocompatibility depends on promoting cell attachment, such as in the dental or prosthetic implants, or limited attachment is preferred to maintain the functionality of a device such as for the cardiac valves. There is evidence that surface roughness is an essential part of cell attachment. Rabinovich et al. used atomic force microscopy (AFM) to demonstrate the effects of radius of asperities on the nanoscale to control adhesion on Ti thin film surfaces [4].

Implants are machined by computer numerical control (CNC) method typically in the presence of oil as a lubricant. The use of oil in machining process helps controlling the local heating on implant and makes it easier to shape the titanium rods into the dental implants. Yet, the effects of oil processing on the implant surface properties and biocompatibility are not studied in the past. There are additional surface treatments applied on the machined implants such as sand blasting, etching and various coatings [2]. The current process of record is the sandblasted, large grit, acid-etched implant surface (SLA) technique. The SLA surface enhancement for dental implants is a method that was introduced in 1997 [5]. This treatment creates a micro-scale textured surface with the goal of increased osseointegration by increasing surface roughness. In conventional SLA treatment, hard particles such as zirconia or alumina are used for sandblasting and if they remain on the surface they tend to result in inflammation [2]. In most recent applications, biphasic calcium phosphate (BCP) particles are used for blasting the implant surface as they are biocompatible and hydroxyapatite-like particles and can promote osseointegration. The BCP treatment is followed by an acid etch of 50% sulfuric acid at high temperatures for 1 minute [6]. Osseointegration of the implant occurs with the increased surface roughness allowing for osteoblast cells to adhere to the implant surface [7]. However, BCP particle-based SLA treatments can be prone to delamination at the implant/particle coating interface, since the acid treatment may not clean the surface of the implant from any remaining sand-blasted particles and metallic residue. This can be a potential cause of titanium particle dislocation during implant placement in addition to Ti^{+4} ion release from the surface of the dental implants as a result of the removal of the native surface oxide layer by acid treatment. Both problems may lead to potential periimplantitis and significantly shorten the implant life and discomfort to the patient. In this paper, we investigate the effect of oil versus de-ionized (DI)-water based machining on dental implants as a baseline and compare the BCP and CMP treatments after oil and DI-water machining for surface quality and electrochemical passivation behaviour to investigate the effects of conventional oil based implant machining on post treatment quality and its implications [8].

EXPERIMENT

Materials: DI-water and oil-based CNC lathe machined; and BCP treated titanium dental implants were provided by MODE Medikal. Rhenus FS 750 was used as the oil lubricant [9] during CNC lathe machining. Quartron SH-3 ultra-high purity commercial colloidal silica slurry, a commercial slurry tuned toward titanium removal in microelectronics manufacturing with a particle size of approximately $0.1\mu m$ was provided by Versum Materials. Hydrogen peroxide was added to this consumer slurry at 3wt% concentration to enhance the chemical mechanical polishing. CMNS treatment was performed by using only DI-water and DI water with 3wt% H_2O_2 to investigate the effect of oxidizer and slurry on the surface topography and wettability and optimizing the treatment conditions. In addition, a $0.2\mu m$ colloidal silica slurry was prepared in the lab by only pH adjustment to pH 9 and ultrasonication to be used as a buff to clean the implant surface post CMNS treatment with the commercial slurry that is tuned for the titanium polishing.

Methods: A simplified version of the robotic integration [10,11] in-lab three-dimensional CMP set up, shown in Figure 1, was prepared using an electric brush as the polishing pad, a rpm controlled rotating implant holder and a beaker containing the desired slurry as per the planned treatment. The implant was attached to the holder by screwing into place and the toothbrush was affixed next to the dental implant to polish the implant surface at a constant pressure. Four different CMP treatments were tested for CMP optimization, DI-water, DI-water with 3wt % H_2O_2 , commercial slurry, and commercial slurry with 3wt % H_2O_2 . Further surface cleaning was performed with a $0.2\mu m$ buff slurry. All CMP experiments were performed for 5 minutes and implants were rinsed in DI-water, ultrasonicated in ethanol for 1 minute, and air dried. Material removal rates were calculated based on weight measurements before and after CMP treatments over the length of 5 minutes to determine the rate of material removal in $\mu g/min$. Implants were weighed using a Denver Instruments Summit Series SI-224 high precision balance with 0.01 mg accuracy.

Surface roughness measurements were performed by using a Zygo NewView 5000 3D surface profiler. Minimum two measurements were taken in the trough of the implant on two different implant samples prepared by same surface treatment and the results were averaged. Post measurement, analyses were conducted by using Zygo MetroPro Micro7k application software.

To determine the surface wettability, which correlates to the surface biocompatibility, static contact angles were measured by using the sessile drop method by a Ramé-Hart goniometer with DROPimage Advanced Software. Measurements were taken at the third trough from the bottom of the implant, described in Figure 2, over a 10 second period for consistency. There were 4 measurements taken on each implant to gain representative data from the implant surface.

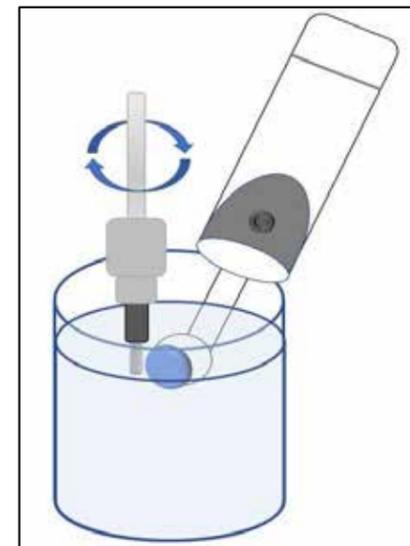


Figure 1: Schematic of the in-lab three-dimensional CMP laboratory set-up comprised of a rotating sample holder with controllable rpm, a power-controlled brush for polishing, and a beaker containing post-treatment slurry.

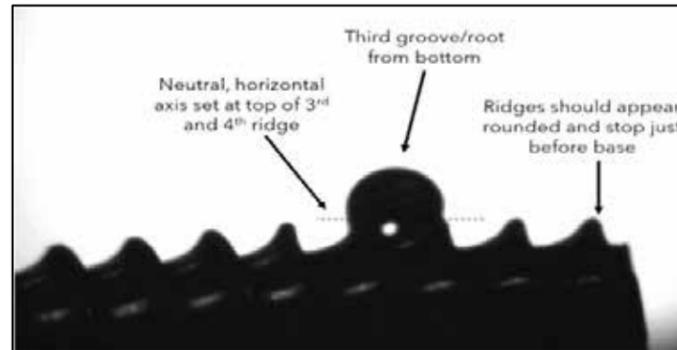


Figure 2: DROPI image describing the location of the droplet, the third trough/groove from the bottom of the sample, where contact angles were measured.

Electrochemical potentiodynamic based tests were conducted on dental implants exposed to freshly prepared simulated body fluid (SBF) solution [12] at 36.6 ± 0.1 °C. To maintain a near constant exposure area of the implant, only the last three troughs including the lower base were kept open while all the remaining implant surface was thoroughly masked by using PTFE tape as can be seen in Figure 3. The exposure was calculated by assuming it to be the total curved surface area of a frustum of a cone plus the apical flat base area of the implants. Electrical connection was made through the hollow inside of the implant by using the metallic tail of an alligator clip. Saturated calomel electrode (SCE) connected with a Luggin capillary, and a 26-gauge thick platinum wire (99.90% pure) were used as the reference and the counter electrodes, respectively.

Measurements were performed and analysed by using the Gamry Reference 3000 Potentiostat and its dedicated Gamry Echem analyst software. After a 1-h open circuit potential (E_{oc}) stabilization, potentiostatic transients at $0 \pm 100\mu V$ were collected for 10 mins for each specimen. Followed by a 10 mins delay, potentiodynamic polarization curves were also recorded from -1V up to +2V from E_{oc} , with a scan rate of 10mV/min. Following the electrochemical testing, samples were rinsed in running DI water and flushed with dry hot air until completely dry. For testing Ti coupons, a Gamry Flat specimen holder was used with a fixed exposure area (circle with diameter=1 cm). Each test measurement was triplicated to ensure statistical data reproducibility.

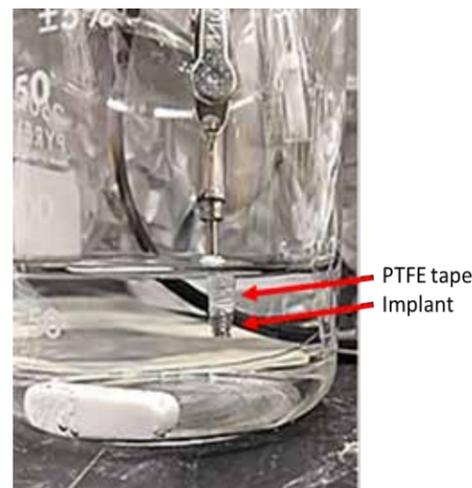


Figure 3: Electrochemical cell experimental set-up for testing dental implants. Electrical connection is made by the metallic tail of an alligator clip. PTFE tape masks the top of the implant while the bottom three troughs remain exposed.

RESULTS AND DISCUSSIONS

The dental implant samples machined with oil and DI-water were initially polished with only DI water, DI water and 3wt% oxidizer, commercial slurry, and commercial slurry with 3wt% oxidizer. Figure 4a illustrates the material removal rates calculated after CMNS treatment with the commercial slurry as compared to the DI water used as the polishing media. It can be seen in that DI-water CMNS treatments resulted in negligible removal rates even in the presence of the oxidizer in the environment. Furthermore, there was an increase in the implant weight after the treatment with the commercial polishing slurry. This can be attributed to abrasive silica particles remaining on the surface of the implant after polishing treatment with the slurry that is tuned to control the titanium removal in the absence of the chemical component provided by the oxidizer. To further optimize the CMNS implementation on the surfaces of the dental implants, a 0.2 μm silica-based buff slurry was prepared (adjusted to pH 9 and stabilized by ultrasonication) and used on all the implants treated with the commercial slurry. Figure 4b shows that the implementation of a buff procedure was able to clean implant surfaces from the residual particles effectively and in the absence and presence of the 3wt % addition of H₂O₂ on the

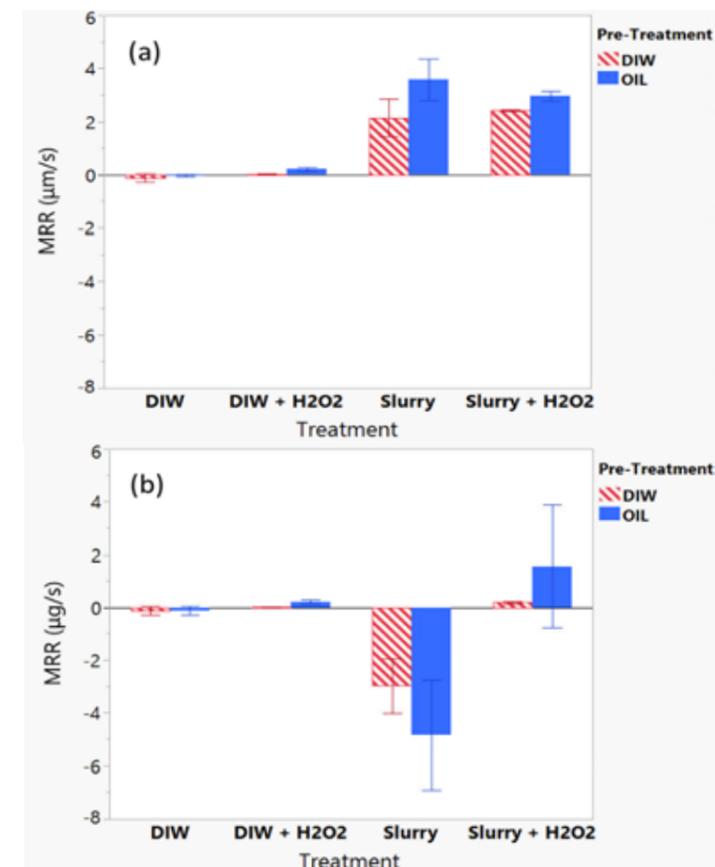


Figure 4 Material removal rates for slurry treatments using (a) commercial slurry and (b) commercial slurry then 0.2 μm buff slurry. Two replicates were used. Legend refers to the pre-treatment used; DI-water (DIW) or oil lubricant (OIL).

titanium dental implants and help identify the absolute material removal on the samples treated with the slurry in the presence of the oxidizer.

In order to understand the biocompatibility of the oil versus DI-water based machining on the dental implants, surface roughness and wettability analyses were conducted as detailed in the experimental section. The baseline CNC machined implants, which were either prepared with DI-water or with machining oil, were measured for the surface roughness values as summarized in Figure 5.a. It can be seen that post machining, both the DI-water and oil processed samples measured an average surface roughness value of approximately 0.5 μm . Implants prepared through BCP particle treatment measured to have a higher average surface roughness for both DI-water and oil machined surfaces as expected. Performing CMNS with DI-water, DI-water with H_2O_2 , or commercial slurry alone increased the surface roughness values by about 20%. The addition of 3wt % H_2O_2 to the commercial slurry provided significant increase in averaged surface roughness for the DI-water machined implants, which is statistically the same as the BCP treatment. However, the oil machined implants did not show a significant change in roughness, which can be attributed to the fact that the oil on the surface inhibits the surface from getting effectively structured because of the lubrication between the titanium and the abrasive particles. In addition to the surface topography, surface wettability is also an indirect measure of the biocompatibility. The implant surfaces are shown to attach more cells when the surface roughness is increased [13], and the surface hydrophobicity is enhanced. Therefore, an increase in the contact angle is considered to be favourable for the dental implants. Figure 5.b summarizes the contact angle measurements collected on the implant samples with various treatments. It can be seen that there were consistently high values for all the oil machined implants which were above 100 degrees indicating hydrophobicity. For baseline CNC machined and BCP treated implants in DI-water and oil, no significant difference is noted for the recorded contact angle values. However, DI-water machined implants treated with the commercial slurry in the absence and presence of H_2O_2 proved to be more hydrophilic post CMNS treatment. It is believed that the machining oil is left on the implant surface regardless of the post treatment and since the oil is hydrophobic in nature the implant surface remains hydrophobic after the treatment. Since the DI-water machined implants turn hydrophilic post CMNS implementation (with the commercial slurry both with and without H_2O_2), show a decrease in contact angle, and the oil machined ones do not, it is believed that the machining oil is left on the surface which can compromise the surface biocompatibility of the implant surface.

Electrochemical polarization tests were performed on baseline machined and BCP treated implants and three-dimensional CMNS implemented Ti coupons (to control the removal rates) treated with the four different slurry preparation as outlined in the previous experimental results. Initially the CMNS treated Ti coupons were tested for the corrosion performance to investigate the effect of CMP treatment on corrosion prevention on titanium. Figures 6.a and 6.b illustrate the DC polarization curves for each of the specified sample treatments. In addition, their preliminary corrosion parameters including the corrosion potential (E_{oc}) and DC Linear Polarization Resistance (LPR) are reported in Table I. The LPR values, which correspond to the ability of the test surface to resist anodic polarization (corrosion), were calculated by taking the slope of the polarization curves in the range of $\pm 10\text{mV}$ vs E_{corr} [14].

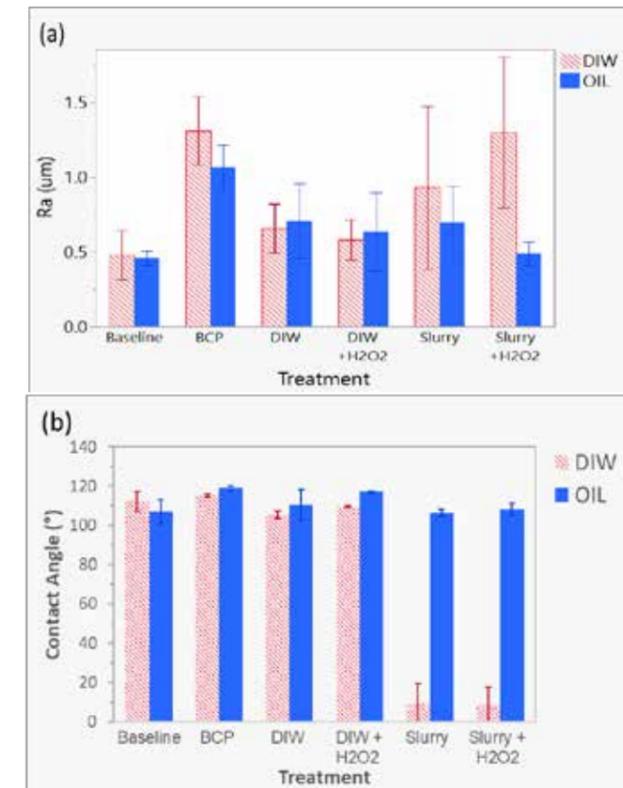


Figure 5: (a) Average surface roughness and (b) contact angle measurements for DI-water vs. oil machined dental implants with various surface treatments. Legend refers to the pre-treatment used; DI-water (DIW) or oil lubricant (OIL).

For implants, it can be inferred that the use of oil for CNC machining tends to result in oil remaining on the metal surface as suggested from the previous contact angle measurements. The oil left on the surface acts as a sealant for the metal from the oral fluid exposure (simulated body fluid in this case). This can be observed from the significantly higher LPR values of oil machined implants in comparison to the DIW machined implants. Furthermore, oil machined implants show a relatively larger passivation region as well as smaller current densities in their polarization curves (Fig. 5a). This behaviour has proven to be beneficial towards successful osseointegration, unless a potential bacterial attack leads to the loss of this surface passivation [15]. In the case of the BCP-SLA treatment, it has been shown that it helps enhancing the corrosion performance [16,17] as compared to baseline machining with oil which is consistent with a significant increase in E_{oc} values for oil machined implants. For DIW machined implants, both the LPR as well as the E_{oc} are lower after SLA treatment, suggesting a galvanic reaction is occurring with the additional porous cathodic BCP layer leading to a reduced passivity to protect the metal from the corrosive SBF solution. However, the source of oxygen as well as the mechanisms for enhanced Ti passivation in the case of oil machining, and further testing under simulated saliva environment will be necessary to understand the machining medium effect on in-vivo corrosion behaviour.

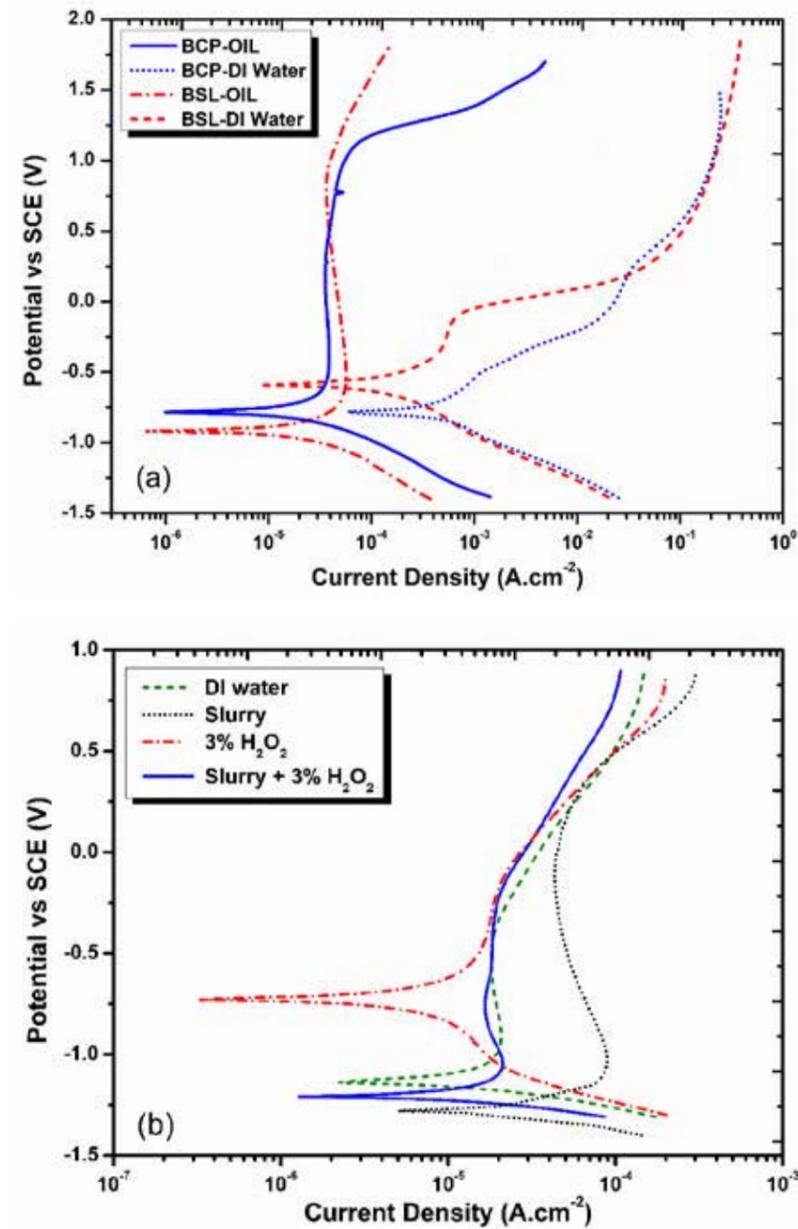


Figure 6: Electrochemical analysis of (a) DI-Water vs. oil machined baseline (BSL) dental implants and SLA treatments (BCP). (b) Ti plates after 3D CMNS treatment using four different polishing conditions, all in SBF solution at 36.6 °C.

Table I: Corrosion parameters acquired from electrochemical tests on both Ti implants and coupons under different treatment conditions.

Concentration of Oxidizer	Ti implants		CMP Polishing Environment	Ti coupons	
	E _{oc} vs SCE (V)	LPR (Ω.cm ⁻²)		E _{oc} vs SCE (V)	LPR (Ω.cm ⁻²)
Baseline – DIW	-0.696 ± 0.104	528.79 ± 31.8	DIW	-1.138 ± 0.024	12600 ± 1224.5
Baseline – Oil	-0.898 ± 0.019	3260.65 ± 151.4	3% H ₂ O ₂	-0.729 ± 0.015	33220 ± 1310.9
BCP – DIW	-0.766 ± 0.015	116.02 ± 29.9	Slurry	-1.298 ± 0.035	2223.8 ± 156.2
BCP – Oil	-0.761 ± 0.022	3327.2 ± 276.2	Slurry + 3% H ₂ O ₂	-1.238 ± 0.03	4697.5 ± 421.6

For 3-Dimensional CMNS treated Ti coupons, the presence of oxidizer (3wt% H₂O₂) is critical to surface passivation region and E_{oc} as can be observed from the polarization curves. The exposure areas can be measured accurately and was the one major reason needed to start with reliable electrochemical measurements on these coupons. Polishing of the coupons in the slurry medium allows removal of the simultaneously formed oxide and an opportunity of a new passive protective layer formation due to concurrent chemical and mechanical actions. The simultaneous chemical and mechanical actions in CMNS can be controlled through the added oxidizer concentration as can be seen in Figure 6.b. The LPR values reported in Table I suggest that a combination of a very dilute slurry with H₂O₂ will deliver highly uniform and protective titanium oxide passive layer. This could either be an additional benefit to that of oil machining or could be useful in enhancing the DIW machined implants as the hydrocarbons of the essential oils could have an adverse effect in reduced bioactivity or bone-implant integration [18]. Further understanding of the effect of slurry design, process parameters, bacterial corrosion, and cell attachment mechanisms will be crucial towards designing an optimum process of record towards enhanced osseointegration and corrosion resistance of dental implants.

SUMMARY

CMNS implementation was performed by using a 3D CMNS method on titanium dental implants machined by using DI-water and oil. Surface nature of the treated implants were investigated by surface roughness, contact angles, and corrosion resistance evaluations after CMNS optimization. Micro-roughness is observed for SLA implants treated with BCP particles that is known to promote osteoblast cell adhesion. CMNS treated implants by using the commercial slurry in the presence of H₂O₂ prove to help with the increase in surface roughness as compared to the baseline CNC machining in DI-water. Surface wettability increases for DI-water machined implants with CMNS treatment when commercial slurry with and without 3wt % H₂O₂ is used. The detailed electrochemical analyses of the implants in SBF solution at 36.6 °C show that oil CNC machined implants have superior corrosion resistance over DIW machined with the downside of leaving the oil residue on the implants. CMNS treatment can be implemented towards designing corrosion resistant and enhanced bioactive implant surfaces towards eliminating Ti⁴⁺ ion dissolution and periimplantitis. Further studies are ongoing to understand the cell attachment and biocompatibility on the surface after CMNS treatments.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to acknowledge the MODE Medikal for providing the dental implants, Versum Materials for providing the polishing slurry, and the research funding and facilities provided by the NSF I/UCRC Center for Particle and Surfactant Systems. Also, we thank Jacqueline Cicalese with Dr. G. Bahar Basim's research group for contact angle measurements and Julian Long with Dr. Hitomi Greenslet's research group for their contributions to the optical profilometry data collection, respectively.

References

1] R. Staruch, M. Griffin, and P. Butler, "Nanoscale Surface Modifications of Orthopaedic Implants: State of the Art and Perspectives," Open Orthop. J., 2017, doi: 10.2174/1874325001610010920.
[2] Z. Ozdemir, A. Ozdemir, and G. B. Basim, "Application of chemical mechanical polishing process on titanium based implants," Mater. Sci. Eng. C, 2016, doi: 10.1016/j.msec.2016.06.002.
[3] Z. Ozdemir and G. B. Basim, "Effect of chemical mechanical polishing on surface nature of titanium implants FT-IR and wettability data of titanium implants surface after chemical mechanical polishing implementation," Data Br., 2017, doi: 10.1016/j.dib.2016.11.065.
[4] Y. I. Rabinovich, J. J. Adler, A. Ata, R. K. Singh, and B. M. Moudgil, "Adhesion between Nanoscale Rough Surfaces," J. Colloid Interface Sci., 2000, doi: 10.1006/jcis.2000.7168.
[5] G. L. Stafford, L. Chambrone, J. A. Shibli, C. E. Mercúrio, B. Cardoso, and P. M. Preshaw, "Review found little difference between sandblasted and acid-etched (SLA) dental implants and modified surface (SLActive) implants," Evidence-Based Dentistry. 2014, doi: 10.1038/sj.ebd.6401047.
[6] S. Lüers, C. Seitz, M. Laub, and H. P. Jennissen, "Contact angle measurement on dental implants," Biomed. Tech., vol. 59, no. January 2014, pp. S91-S94, 2014, doi: 10.1515/bmt-2014-4042.
[7] D. L. Cochran, R. K. Schenk, A. Lussi, F. L. Higginbottom, and D. Buser, "Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: A histometric study in the canine mandible," J. Biomed. Mater. Res., 1998, doi: 10.1002/(SICI)1097-4636(199804)40:1<1::AID-JBM1>3.0.CO;2-Q.
[8] R. Delgado-Ruiz and G. Romanos, "Potential causes of titanium particle and ion release in implant dentistry: A systematic review," International Journal of Molecular Sciences. 2018, doi: 10.3390/ijms19113585.
[9] "Rhenus FS 750," Rhenus Lub GmbH Co KG, Mönchengladbach, Ger., vol. 2006, no. 1907, pp. 1-13, 2015.
[10] Basim, G.B., Bebek, O., "The Method of Processing Multidimensional Objects Using Chemical And Mechanical Polishing Method and Configuration of Robotic Arm Employed in Realizing This Method" PCT Patent Office Application No: PCT/TR2014/000530, Application Date 31.12.2014.
[11] Basim, G.B., Ozdemir, Z., "Chemical mechanical polishing implementation on dental implants," IEEE Xplore, 2015 International Conference on Planarization/CMP Technology (ICPT), Chandler, AZ, 2015, pp. 1-4.
[12] T. Kokubo and H. Takadama, "How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity?," Biomaterials, 2006, doi: 10.1016/j.biomaterials.2006.01.017.
[13] Zareidoost, Amir et al. "The relationship of surface roughness and cell response of chemical surface modification of titanium." Journal of Material Science. Materials in Medicine. vol. 23,6 2012, pp. 1479-88. doi:10.1007/s10856-012-4611-9
[14] M. Sowa and W. Simka, "Electrochemical impedance and polarization corrosion studies of tantalum surface modified by DC Plasma electrolytic oxidation," Materials (Basel), 2018, doi: 10.3390/ma11040545.
[15] D. C. Rodrigues et al., "Titanium corrosion mechanisms in the oral environment: A retrieval study," Materials (Basel), 2013, doi: 10.3390/ma6115258.
[16] A. Al Otaibi, E. S. M. Sherif, M. Q. Al-Rifa'iy, S. Zinelis, and Y. S. Al Jabbari, "Corrosion resistance of coupled sandblasted, large-grit, acid-etched (SLA) and anodized Ti implant surfaces in synthetic saliva," Clin. Exp. Dent. Res., 2019, doi: 10.1002/cre2.198.
[17] D. A. Siddiqui, L. Guida, S. Sridhar, P. Valderrama, T. G. Wilson, and D. C. Rodrigues, "Evaluation of oral microbial corrosion on the surface degradation of dental implant materials," J. Periodontol., 2019, doi: 10.1002/JPER.18-0110.
[18] R. Hayashi et al., "Hydrocarbon deposition attenuates osteoblast activity on titanium," J. Dent. Res., 2014, doi: 10.1177/0022034514536578.



Kuron-İmplant Oranının ve Karşıt Dentisyonun Marjinal Kemik Kaybı Üzerine Etkisi: 2 Yıllık Retrospektif Çalışma

Bu çalışmanın amacı implant üstü tek kuranlarda kuron-implant boyu oranının ve karşıt dentisyon durumunun marjinal kemik kaybına etkisini araştırmaktır. Şubat 2016-Aralık 2019 tarihleri arasında tek diş için yerleştirilmiş 133 implantın değerlendirildiği çalışmada marjinal kemik kayıpları panoramik röntgenler aracılığıyla ölçülmüştür. Yapılan değerlendirmede kuron/implant (K/İ) boyu oranları hesaplanmış, bu oranın 1'den büyük veya küçük olmasına göre veriler iki gruba ayrılmıştır. İmplantların karşıtındaki dişlerin durumu kaydedilmiş ve doğal diş, diş üstü kuron veya implant üstü kuron olmak üzere yine marjinal kemik kaybı üzerine etkileri iki grup için araştırılmıştır. İstatistiksel analizler sonucu K/İ oranının marjinal kemik kaybı üzerine etkisi olmadığı sonucuna varılmıştır (p=0,560). Karşıt ark dentisyonu ile kemik kayıpları arasındaki ilişkiler ise Grup 1 (p=0,977) ve Grup 2 (p=0,699) de istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur.

Anahtar kelimeler Tek kuron, simante, Kuron İmplant oranı, sabit protez.

miascience



Copyright © İstanbul 2022

TÜRK
DİŞHEKİMLİĞİ DERGİSİ
THE TURKISH JOURNAL OF DENTISTRY

TDD; Temmuz 2022, 95: 16-21

Araştırma / Research

Hatice Defne Burduroğlu¹
Ulviye Çapkat²
Esra Bilgi Özyetim³
Süleyman Çağatay Dayan⁴

Kuron-implant oranının ve karşıt dentisyonun marjinal kemik kaybı üzerine etkisi: 2 yıllık retrospektif çalışma

The effect of crown-implant ratio and opposing dentition on marginal bone loss: A 2-year retrospective study

ÖZET

Bu çalışmanın amacı implant üstü tek kuronlarda kuron-implant boyu oranının ve karşıt dentisyonunun marjinal kemik kaybına etkisini araştırmaktır. Şubat 2016-Aralık 2019 tarihleri arasında tek diş için yerleştirilmiş 133 implantın değerlendirildiği çalışmada marjinal kemik kaybını panoramik röntgenler aracılığıyla ölçülmüştür. Yapılan değerlendirmede kuron/implant (K/I) boyu oranları hesaplanmış, bu oranın 1'den büyük veya küçük olmasına göre veriler iki gruba ayrılmıştır. İmplantların karşıtındaki dişlerin durumu kaydedilmiş ve doğal diş, diş üstü kuron veya implant üstü kuron olmak üzere yine marjinal kemik kaybı üzerine etkileri iki grup için araştırılmıştır. İstatistiksel analizler sonucu K/I oranının marjinal kemik kaybı üzerine etkisi olmadığı sonucuna varılmıştır (p=0,560). Karşıt ark dentisyonu ile kemik kayıplar arasındaki ilişkiler ise Grup 1 (p=0,977) ve Grup 2 (p=0,699) de istatistiksel olarak anlamsız bulunmuştur.

Anahtar kelimeler

Tek kuron, simante, Kuron İmplant oranı, sabit protez.

ABSTRACT

The aim of this study is to investigate the effect of crown-implant (C/I) ratio and opposing arch status on marginal bone loss in single implant supported crowns. In the study, 133 implants placed between February 2016 and December 2019 were evaluated for marginal bone loss which is measured by panoramic x-rays. In the evaluation, the C/I ratios were calculated, and the data were divided into two groups according to whether this ratio was greater or less than 1. The condition of the teeth opposite the implants was recorded as natural teeth, tooth supported crowns or implant supported crowns. Their effects on marginal bone loss were also investigated. As a result of statistical analysis, it was concluded that the C/I ratio had no effect on marginal bone loss (p=0.560). The relationships between the opposing arch dentition and bone loss were statistically insignificant in Group 1 (p=0.977) and Group 2 (p=0.699).

Key words

Single crown, cemented, Crown Implant ratio, fixed prosthesis.

Giriş

Dental implantlar uzun yıllardır tam ve kısmi dişsizliğin tedavisinde başarı ile kullanılmaktadır (24). Yapılan implant tedavisinin başarısı, uzun dönemde peri-implant kemik seviyesinin korunması ile ölçülmektedir (13). Marjinal kemik seviyesi birçok faktörden etkilenmektedir (20). Bunlardan implant çapı ve boyu, protez üzerine gelen aşırı yükler, implant tasarımı, implant-dayanak birleşimi bazılarıdır (9, 16). Peri-implant kemik kaybının birçok yazar tarafından yüklem yapıldıktan sonra ilk yıl 1,5 mm veya daha az, takip edilen yıllarda ise yıllık 0,2 mm kadar olması implant başarısı olarak kabul edilmiştir (1, 12). İmplant etrafındaki kemik kaybının radyolojik olarak takip edilmesi bilimsel bir yöntemdir ve uzun dönem başarıyı değerlendirmede kullanılır (3, 8, 25).

Artmış kuron boyu yüksekliği dişin üzerinde lateral kuvvetlerin oluşmasına neden olur. Uzun kuronlar bir kaldıraç kolu gibi davranır ve aşırı oklüzal yüklenme riskini artırır (19). Dişin uzun aksında olan kuvvetler implanta zarar vermese de uzun kuron boyu olan protezlerde marjinal kemiğe zararlı olabilecek lateral kuvvetlerin etki ettiği bilinmektedir (5, 29). Diş üstü bir sabit protezin karşılayabileceği yükler hakkında yıllardır kabul görmüş bilgiler kuron boyunun kök boyuna oranının idealde 1:2, kabul edilebilir oranın ise 1:1 olduğunu göstermişlerdir (2, 21). İmplant üstü sabit protezlerde de aynı bilginin geçerli olup olmadığı araştırılmaktadır. In-vivo çalışmalar kuron ve implant oranının kemikte stresi artırdığını gösterse de klinik çalışmalar farklı sonuçlar gösterebilmektedir (9, 11). Özellikle kısa implantların kullanıldığı klinik çalışmalarda kuron-implant boyu oranının etkisi hakkında literatürde fikir birliğine varılamamıştır (4, 5, 14). Bu çelişkili sonuçlardan dolayı klinisyenler anatomik yapıların izin verdiği, mümkün olan en uzun implantı kullanmaya çalışmaktadır (22).

İmplantların aşırı yüklenmesinin kemik kaybı riskini artırdığı bilinmektedir. Karşıt arktaki yapının da oklüzal yükleri etkileyeceğini, dolayısıyla kemik kaybı miktarını etkileyebileceğini düşünen araştırmalar bulunmaktadır (10, 27). Bazı çalışmalar karşıt arka implant bulunan durumlarda kemik kaybının, diş bulunan durumlardan

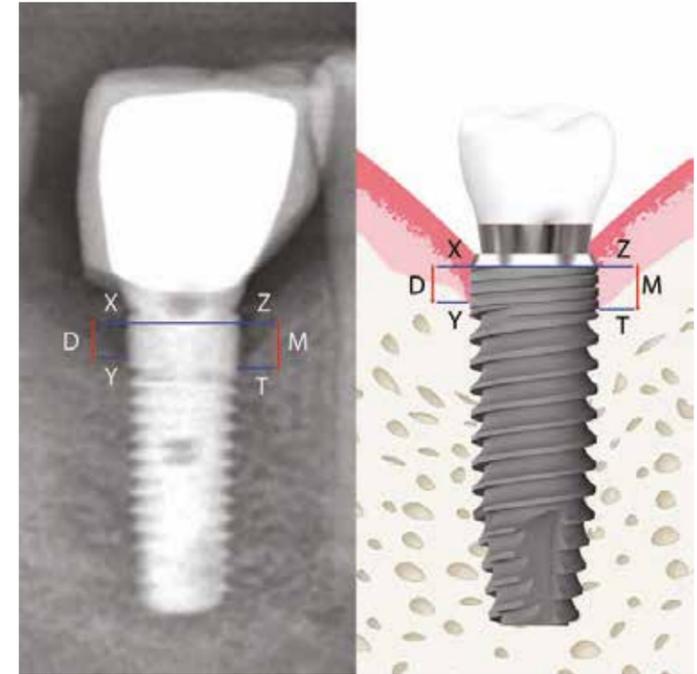
daha fazla olduğunu göstermiştir (26). Bununla beraber karşıt arktaki dişlerin kemik kaybına etkisi olmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur (6). Bu konu ile ilgili literatürde yeterli bilgi olmadığı için daha fazla araştırmaya gerek duyulmaktadır.

Bu çalışmanın amacı, implant üstü tek kuronlarda marjinal kemik kaybının panoramik röntgenler aracılığıyla değerlendirilmesidir. Değerlendirmede kuron-implant boyu oranının ve karşıt ark diş durumunun iki yıllık takip süresinde marjinal kemik kaybı üzerine etkisi araştırılmıştır.

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu retrospektif çalışmada veriler, özel bir ağız ve diş sağlığı hastanesine (Özel Alpi Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi, Pendik, İstanbul) Şubat 2016-Aralık 2019 tarihleri arasında tek diş eksikliği şikâyeti ile başvurmuş hastaların kayıtlarından derlenmiştir. Hastaların Mayıs 2021'e kadar düzenli olarak takip edildiği bu çalışma, İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 2022/05-860 sayılı karar ile onaylanmış, Dünya Tıp Birliği Helsinki Deklarasyonu Prensipleri'ne uyulmuştur.

Çalışmaya dahil olma kriterleri; 30-55 yaş aralığındaki kadın ve erkek hastaların çenelerin posterior bölgelerinde bir implant ve simante metal destekli tek porselen kuronlar ile rehabilite edilmiş olması, operasyon öncesi-sonrası, yüklem sonrası ve iki yıllık takip röntgenlerinin mevcut olması, genel sağlık durumunun implant cerrahisine uygun olması olarak belirlendi. Röntgen kayıtları eksik olan veya implant üstü köprüler ile rehabilite edilen, kontrol edilmeyen sistemik hastalıklara (diabetes mellitus, hipertansiyon gibi) sahip, günde 10 adetten fazla sigara içen, aktif periodontal hastalıklara veya brüksizm gibi parafonksiyonel alışkanlıklara sahip ve immediyat implantasyon veya yüklem yapılan hastalar çalışmadan hariç tutuldu.



Resim 1: Marjinal kemik kaybı seviyelerinin radyografik ve şematik gösterimi.



Resim 2: Yüklem ve iki yıllık takip radyografilerindeki kemik seviyeleri.

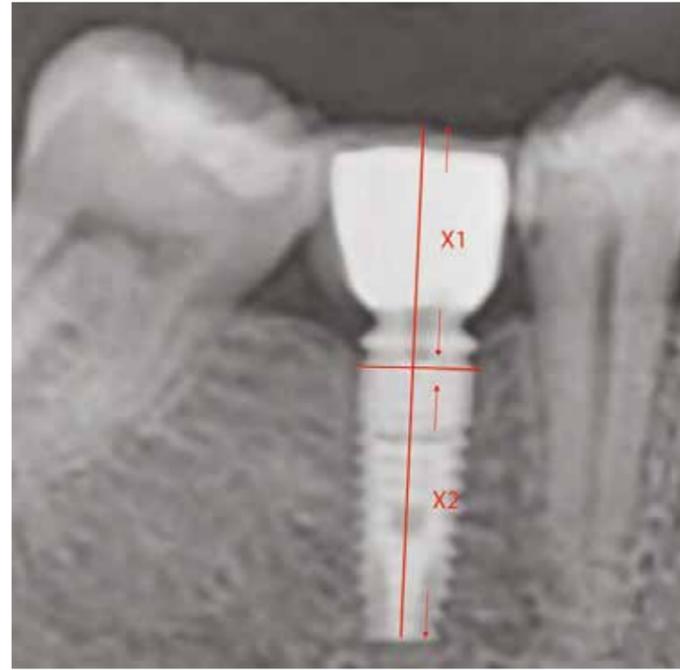
Çalışmaya dahil edilen tüm hastaların implant operasyonları aynı cerrah; protez tedavileri ise farklı iki protez uzmanı tarafından gerçekleştirilmiştir. İmplant operasyonları, diş çekimlerinden en az altı hafta sonra gerçekleştirilmiştir. Üç aylık iyileşme periyodu sonrasında implant üstleri açılarak protez işlemlerine başlanmış ve tedaviler çift aşamalı olarak tamamlanmıştır.

Çalışmada kullanılan 133 implant,

aynı markanın implantları arasından seçildi. (Mode Implant, Mode Medikal, Türkiye) Bifazik kalsiyum fosfat (BCP) ile yüzey pürüzlendirmesi yapılan ve Titanyum Grade 4 (ASTM F 67) malzemesinden üretilen, internal konikal oktagon bağlantıya sahip Rapid, Bone, Level ve Tissue model implantların çapları 4,1; 4,7 ve 5,3 olarak; implant boyları 8; 10; 11,5 ve 13 mm olarak belirlendi. 133 implantın 80 adeti erkek, 53 adeti kadın hastalara uygula-

1- Dr., Özel Model Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği, 2- Dt., Özel Model Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği, 3- Dr. Öğr. Üyesi, İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD. 4- Doç. Dr. İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu

Burduroglu ve Ark.



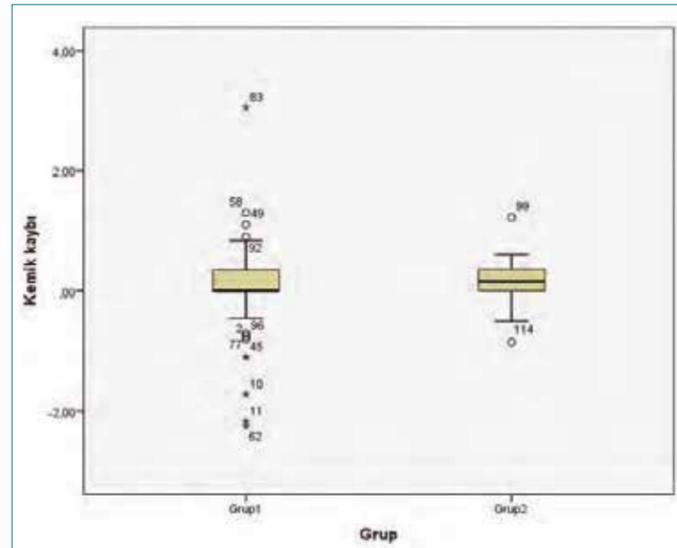
Resim 3: Anatomik kuron (X1) implant (X2) boyu oranı.

nırken; 71 adeti mandibular posteriorda, 62 adeti maksiller posteriorda konumlandırıldı.

Aynı laboratuvar ile çalışarak hazırlanan tek kuronlar ise Mode Implant'ın

(Mode Medikal, Türkiye) direct, düz estetik, 15 ve 25 derece açılı estetik abutmentları kullanılarak yapıldı.

Panoramik röntgen cihazları (Point 500 HD, Pointnix, Kore ve Hyperion



Resim 4: Kemik kayıplarının gruplar içinde dağılımını gösteren Box-Plot grafiği.

X5 2D Pan, Myray, Italya) ile alınan dijital panoramik radyografilerde marjinal kemik kayıplarını belirlemek için görüntü işleme programı olan Image J (US National Institutes of Health, ABD) kullanıldı.

Hastaların yükleme ve ikinci yıl takip röntgenleri esas alınarak hazırlanan çalışmada kalibrasyon, bilinen gerçek implant boylarının görüntülerde ölçülen implant boylarına oranlanmasıyla yapıldı. İmplantlara komşu krestal kemiğin tepe noktaları referans olarak alınmıştır, tüm ölçümler görüntüler %400 büyütülerek yapılmıştır. Marjinal kemik seviyesi, implant boynu ve kemik ile implant yüzeyinin temas ettiği ilk nokta arasındaki farklar ölçülerek belirlendi (Resim 1).

Öncelikle yükleme sonrası alınan radyografilerdeki mezial ve distal kemik seviyeleri ölçüldü ve ortalamaları not edildi. Ardından iki yıllık takip radyografilerindeki mezial ve distal kemik seviyeleri ölçülerek ortalamaları not edildi (Resim 2). Yükleme ve takip ortalamaları arasındaki farklar marjinal kemik kaybı olarak kaydedildi.

Radyografilerdeki anatomik kuron boyları ve implant boyları ölçülerek tabloya işlendi ve bu veriler birbirleri ile oranlanarak kuron/implant boyu oranları (K/I) belirlendi (Resim 3). Belirlenen K/I oranları kullanılarak veriler iki gruba ayrıldı. Grup 1, K/I oranı 0-1 arasındaki implantlardan; Grup 2, K/I oranı 1'den büyük olan implantlardan oluşmaktadır.

İstatistiksel analizler IBM SPSS Statistics 20.0 bilgisayar programı kullanılarak yapılmıştır (IBM Corp. Released 2011. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 20.0. Armonk, NY: IBM Corp., ABD). Çalışmanın verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodlar (Ortalama, Standart sapma, Frekans) yapılmıştır. Verilerin normal dağılıma uygunluğunun ve varyansların homojenliğinin kontro-

Kuron-implant oranının ve karşıt dentisyonun marjinal kemik kaybı üzerine etkisi: 2 yıllık retrospektif çalışma

lü Kolmogorov-Smirnov ve Levene testi ile yapılmıştır. Verilerin normal dağılıma uygun olduğu görülmüştür. Grup 1 ve Grup 2'nin marjinal kemik kayıplarının karşılaştırılmasında bağımsız t testi kullanılmıştır. Grup 1 ve Grup 2'nin grup içi yükleme günü ve kontrol zamanı arasındaki kemik kaybı farkları bağımlı t testi ile analiz edilmiştir. Grup 1 ve Grup 2'nin mutlak marjinal kemik kayıplarının cinsiyet ve karşıt ark ile korelasyonu Pearson testi ile analiz edilmiştir. Tüm analizlerde istatistik anlamlılık düzeyi 0,05 olarak kabul edilmiştir.

BULGULAR

Bu klinik çalışmada takip süresi boyunca hiçbir implant kaybedilmedi, böylelikle implant sağkalım oranı %100 olarak rapor edildi. Çalışmadaki 133 hastanın cinsiyet, karşıt ark durumu ve implant lokalizasyon verileri Tablo 1'de gösterilmiştir.

Marjinal kemik kaybı ile gruplar arasındaki ilişkiye bakıldığında; Grup 1'de ortalama $0,107 \pm 0,618$ kemik kaybı görülürken, Grup 2'de ortalama $0,157 \pm 0,353$ kayıp görülmüştür (Resim 4). K/I oranının marjinal kemik kaybı üzerinde istatistiksel olarak anlamlı bir etkisi bulunamamıştır ($p=0,560$) (Tablo 2). Marjinal kemik kayıpları gruplar içerisinde değerlendirildiğinde ise K/I oranı 1'den küçük olarak ölçülen Grup 1'de yükleme zamanı ile iki yıllık takip süresi arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamazken ($p=0,092$); K/I oranı 1'den büyük olarak ölçülen Grup 2'de yükleme zamanı ile iki yıllık takip süresi arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur ($p=0,011$) (Tablo 3). Bu tablodan yola çıkılarak K/I oranının 1'den büyük olduğu tespit edilen implantlarda zamanla marjinal kemik kaybının artmış olduğu tespit edilmiştir.

Gruplardaki marjinal kemik kayıplarının cinsiyet ve karşıt dentisyon ile ilişkisi olup olmadığına bakılmıştır (Tablo 4). Cinsiyet farkının Grup 1 ($p=0,425$)

TABLO 1

İmplantların cinsiyet, karşıt ark ve lokalizasyonuna göre dağılımları.			
	n	%	Açısı
Cinsiyet	Kadın	53	39,85
	Erkek	80	60,15
Karşıt Ark Durumu	Doğal Diş	66	49,62
	Diş Destekli Porselen Kuron	20	15,04
	İmplant Destekli Porselen Kuron	47	35,34
İmplant Lokalizasyonu	Maksillar Posterior	62	46,62
	Mandibular Posterior	71	53,38

TABLO 2

Kemik kayıplarının gruplar arası farkı.				
Grup	N	Ort.	SS.	Std. Error Ort.
Grup1	97	,1070	,61808	,06276
Grup2	36	,1572	,35287	,05881
P*		0,560		

*Bağımsız t testi ($p<0,05$).

TABLO 3

Kemik kayıplarının grup içi farkları.				
	Ort.	N	SS.	Std. Error Ort.
Grup1yort	,3869	97	,68903	,06996
Grup1tort	,4939	97	,60725	,06166
P*	0,092			
Grup2yort	,1906	36	,41079	,06846
Grup2tort	,3478	36	,39439	,06573
P*	0,011			

*Bağımlı t testi ($p<0,05$).

TABLO 4

Korelasyon.			
		Cinsiyet	Karşıtark durumu
Gp1 kemik kaybı	Pearson Correlation	,082	,003
	Sig. (2-tailed)	,425	,977
	N	97	97
Gp2 kemik kaybı	Pearson Correlation	-,082	-,067
	Sig. (2-tailed)	,632	,699
	N	36	36

Copyright © İstanbul 2022
TÜRK DİŞHEKİMLİĞİ DERGİSİ
THE TURKISH JOURNAL OF DENTISTRY
TDD, Temmuz 2022, 95: 22-26
Araştırma / Research
Sabri Şencan¹
Esra Bilgi Özyetim²
Süleyman Çağatay Dayan³
Onur Geçkil⁴

Retrospective evaluation of marginal bone loss and survival rates of single piece dental implants with bendable abutments

ÖZET
Bu çalışmanın amacı, bükülebilir dayanağa sahip tek parça kortikobazal dental implantların marjinal kemik kaybı ve sağ kalım açısından retrospektif olarak değerlendirilmesidir. Bu retrospektif çalışmada, bir yıl önce toplam 100 adet tek parça kortikobazal implant yerleştirilmiş 20 hastaya ait veriler kullanılmıştır. Hastaların implant yerleşiminden hemen sonra ve tam 1 yıl sonra çekilmiş panoramik radyografileri karşılaştırılarak değerlendirilmiştir. Radyografik bulgulara implantların ortalama kemik kaybı 0,22 mm olarak saptanmış, kemik kayıpları ile implant çapı, boyu ve uygulanan çene ile istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmamıştır (p>0,05). Tek parça implantların 1 yıl sonundaki sağ kalım oranı %100 olarak saptanmıştır. Tüm bu bulguların ışığında tek parça kortikobazal implantların 1 yıllık sağ kalım oranları ve düşük kemik kayıpları göz önüne alındığında klinikte başarı ile kullanılabilirliği söylenebilir.

Anahtar kelimeler
Tek parça dental implant, marjinal kemik kaybı, sağ kalım, bükülebilir dayanak.

ABSTRACT
The purpose of the present study was to evaluate the survival rates and marginal bone levels of corticobasal one-piece implants that were inserted to 20 patients were used. The panoramic radiographs of the included patients that were taken at loading time and 1 year after were compared and evaluated. The mean bone loss of implants was 0.22 mm; no correlations were detected between bone loss and implant diameter, length and inserted jaws (p>0.05). The survival rate of one-piece implants were %100 after 1 year. In the light of the present results and taking into the consideration of low marginal bone loss and high survival rates, it can be concluded that one-piece corticobasal single piece implants can be successfully used in the clinic.

Key words
One-piece dental implant, marginal bone loss, survival, bendable abutment.

1- Dr. Özlem Kökçü, 2- Dr. Öğr. Üyesi, İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD. 3- Doç. Dr., İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu, 4- Prof. Dr., İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD.

Bükülebilir Dayanağa Sahip Tek Parça Kortikobazal Dental İmplantların Marjinal Kemik Kaybı ve Sağ Kalım Açısından Retrospektif Olarak Değerlendirilmesi

Bu çalışmanın amacı, bükülebilir dayanağa sahip tek parça kortikobazal dental implantların sağ kalımları ve marjinal kemik kayıplarının değerlendirilmesidir. Bu retrospektif çalışmada, bir yıl önce toplam 100 adet tek parça kortikobazal implant yerleştirilmiş 20 hastaya ait veriler kullanılmıştır. Hastaların implant yerleşiminden hemen sonra ve tam 1 yıl sonra çekilmiş panoramik radyografileri karşılaştırılarak değerlendirilmiştir. Radyografik bulgulara implantların ortalama kemik kaybı 0,22 mm olarak saptanmış, kemik kayıpları ile implant çapı, boyu ve uygulanan çene ile istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmamıştır (p>0,05). Tek parça implantların 1 yıl sonundaki sağ kalım oranı %100 olarak saptanmıştır. Tüm bu bulguların ışığında tek parça kortikobazal implantların 1 yıllık sağ kalım oranları ve düşük kemik kayıpları göz önüne alındığında klinikte başarı ile kullanılabilirliği söylenebilir.

Anahtar kelimeler Tek parça dental implant, marjinal kemik kaybı, sağ kalım, bükülebilir dayanak.

Copyright © İstanbul 2022

TÜRK
DİŞHEKİMLİĞİ DERGİSİ
THE TURKISH JOURNAL OF DENTISTRY

TDD; Temmuz 2022, 95: 22-26

Araştırma / Research

Sabri Şencan¹
Esra Bilgi Özyetim²
Süleyman Çağatay Dayan³
Onur Geçkil⁴

Retrospective evaluation of marginal bone loss and survival rates of single piece dental implants with bendable abutments

ÖZET

Bu çalışmanın amacı, bükülebilir dayanağa sahip tek parça kortikobazal dental implantların sağ kalımları ve marjinal kemik kayıplarının değerlendirilmesidir. Bu retrospektif çalışmada, bir yıl önce toplam 100 adet tek parça kortikobazal implant yerleştirilmiş 20 hastaya ait veriler kullanılmıştır. Hastaların implant yerleşiminden hemen sonra ve tam 1 yıl sonra çekilmiş panoramik radyografileri karşılaştırılarak değerlendirilmiştir. Radyografik bulgulara implantların ortalama kemik kaybı 0,22 mm olarak saptanmış, kemik kayıpları ile implant çapı, boyu ve uygulanan çene ile istatistiksel olarak anlamlı bir korelasyon bulunmamıştır (p>0,05). Tek parça implantların 1 yıl sonundaki sağ kalım oranı %100 olarak saptanmıştır. Tüm bu bulguların ışığında tek parça kortikobazal implantların 1 yıllık sağ kalım oranları ve düşük kemik kayıpları göz önüne alındığında klinikte başarı ile kullanılabilirliği söylenebilir.

Anahtar kelimeler

Tek parça dental implant, marjinal kemik kaybı, sağ kalım, bükülebilir dayanak.

ABSTRACT

The purpose of the present study was to evaluate the survival rates and marginal bone levels of corticobasal one-piece implants. In this retrospective trial, the 1 year data belonging to 100 one-piece corticobasal implants that were inserted to 20 patients were used. The panoramic radiographs of the included patients that were taken at loading time and 1 year after were compared and evaluated. The mean bone loss of implants was 0.22 mm; no correlations were detected between bone loss and implant diameter, length and inserted jaws (p>0.05). The survival rate of one-piece implants were %100 after 1 year. In the light of the present results and taking into the consideration of low marginal bone loss and high survival rates, it can be concluded that one-piece corticobasal single piece implants can be successfully used in the clinic.

Key words

One-piece dental implant, marginal bone loss, survival, bendable abutment.

1- Dr., Özel Klinik, 2- Dr. Öğr. Üyesi, İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD. 3- Doç. Dr., İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu, 4- Prof. Dr., İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD.

Bükülebilir dayanağa sahip tek parça kortikobazal dental implantların marjinal kemik kaybı ve sağ kalım açısından retrospektif olarak değerlendirilmesi

Retrospective evaluation of marginal bone loss and survival rates of single piece dental implants with bendable abutments

GİRİŞ

Diş eksikliklerinin implant yerleştirilerek tedavisi günümüzde hemen hemen tüm diş hekimleri tarafından yapılmakta ve çok yüksek başarı ve sağ kalım oranı sayesinde giderek yaygınlaşmaktadır (18, 23). Özellikle tam dişsizlikte klasik tam protezler yerine hastaya ilk önerilmesi gereken tedavinin alt iki implant ile desteklenmiş tam protez olması gerektiği, yapılan birçok kontrollü klinik bilimsel çalışmanın ışığında 2002 yılında Kanada'nın Montreal kentinde yapılan bir bilimsel toplantı sonucunda da McGill uzlaşısı olarak ortaya konmuştur (8). Dental implantların yaygınlaşmasıyla beraber hastalarda beklentiler yıllar boyunca daha da artmıştır. Uzun dişsiz boşlukların ve sonu serbest biten dişsiz alanların dental implantlarla tedavisi artık diş hekimliğinde bir rutin haline gelmiştir.

Geleneksel dental implantlar, ortalama olarak 3.75 mm çapında silindirik veya konik yapıya, 8-16 mm arasında değişen uzunluklara sahip olup; implant gövdesi, dayanak ve dayanak vidası komponentlerini içermektedirler (24). Dental implantların yerleşimi için ideal olarak dikey yönde en az 13-15 mm, yatay yönde de en az 5-7 mm kemik hacmi gerekmektedir (10, 24). Fakat her vaka bu implantların yerleşimi için uygun olmamaktadır. Bu tür durumlarda yapay kemik uygulaması, üst çenede sinüs kaldırma, alt çenede sinir lateralizasyonu gibi ileri cerrahi işlemler gerekmektedir (5). Bu teknikler her ne kadar başarılı olsa da hem tedavi süresini uzatmakta hem de hastalara yansyan maliyeti arttırmaktadır (5, 10, 24). Tam dişsizlikte alt çenede iki mental foramen arasına, üst çenede ise iki maksiller sinüs arasına ikisi aksiyal diğer ikisi de 30°-45° açılara sahip açılı implantlar üzerine hemen de yüklenebilen vidalı sabit protezler (All on four sistemi) bu zor tekniklere alternatif olarak ortaya çıkmıştır. Ayrıca, tek diş eksikliği hariç çok süngerimsi kemik yapısına sahip olmayan tüm vakalara uygulanabilen sadece kortikal kemikten destek alan tek parça kortikobazal implantlar yine ileri cerrahi tekniklere uygun bir alternatif sayılabilir (14, 24).



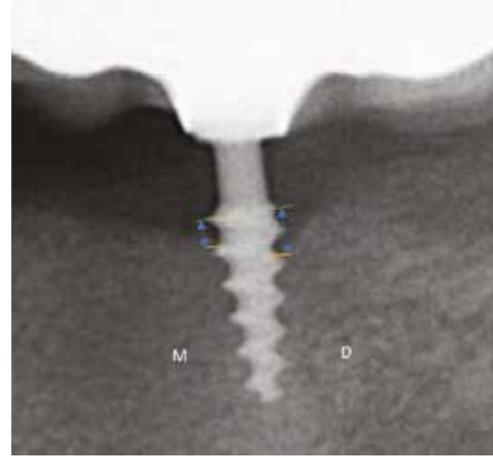
Bükülebilir dayanağa sahip tek parça kortikobazal dental implantların marjinal kemik kaybı ve sağ kalım açısından retrospektif olarak değerlendirilmesi

All on four sistemi ile ilgili yapılmış birçok klinik çalışma mevcuttur (9, 13, 14). Ayrıca bu sistemin yaşam kalitesi, hasta memnuniyeti, sağ kalım ve kemik kaybına etkilerini için sistematik derlemeler de mevcut olup, bu derlemelerde sistemin güvenilir olduğu ortaya konulmuştur (6, 21).

Kortikobazal tek parça implantlar, özel bir dizayna sahip sadece kemiğin bazal kortikal kısmından destek sağlayan implantlardır (11, 20). Tek parça implantlar, ilk olarak 1972 yılında kullanılmış ve günümüze kadar gelmiştir (3). Tek parça implantların kullanımındaki en büyük sorun, cerrahi bir kitinin olmaması olarak bildirilmekteydi (3, 22). Bu implantlar, son yıllarda birtakım modifikasyonlarla geliştirilerek cerrahi kit ile beraber klinisyenlerin kullanımına sunulmuştur. Kortikobazal tek parça implantlar alt ve üst çene kemiklerinin bazal kortikal kısımlarını retansiyon için kullanmak üzere özel olarak dizayn edilmiştir (10). Bu implantların ortopedik cerrahi felsefesine dayandığı için dental implantlar sınıfında değil, ortopedik implantlar sınıfında olması gerektiği bazı araştırmacılar tarafından bildirilmiştir (10, 22). Kortikobazal implantların diğer implantlardan farkı, uzun ve cilalı bir boyun bölgesine sahip olmaları ve bu boyun bölgesiyle beraber dayanak kısmının 15-25 derece bükülebilmesidir (10, 20). Tek parça oldukları için hemen yüklemeye müsait oldukları ve vida gevşemesi ve kırılması gibi ileride oluşabilecek protetik komplikasyonlardan arınmış oldukları bildirilmiştir (20). Son dönemde sıklıkla kullanılmaya başlanan bu özel dizaynı implantlar hakkında yapılmış çok az sayıda çalışma mevcuttur. Bu yüzden de bu retrospektif klinik çalışma, tek parça kortikobazal implantların 1 yıllık sağ kalım ve marjinal kemik kaybını ölçmek için dizayn edilmiştir.

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Fen, Sosyal ve Girişimsel Ol-



Resim 1:
Dijital görüntüler üzerinde kemik kaybı ölçümleri.

mayan Sağlık Bilimleri Araştırmaları Etik Kurulu tarafından 2022/05-860 sayılı karar ile onaylanmış, Dünya Tıp Birliği Helsinki Deklarasyonu Prensipleri'ne uyulmuştur. Çalışmaya Ocak 2020-Ocak 2021 tarihleri arasında kliniğimizde rehabilite edilmiş 20 adet hasta ve 100 adet tek parça Mode Provo implantlar (Mode Provo Implant; Mode Medikal, İstanbul, Türkiye) dahil edilmiştir. Kullanılan tek parça Provo implantlar, Bifazik Kalsiyum Fosfat ile 1,4-1,8 micron aralığında homojen olarak pürüzlendirilmiş gövde bölümüne, bükülebilir cilalı bir boyuna ve cilalı dayanağa sahiptirler. Implantların 40 adeti üst çeneye, 60 adedi de alt çeneye uygulanmıştır. Implantların tümü deneyimli bir ağız diş çene cerrahisi uzmanı tarafından yerleştirilmiş, üst yapıları da simante metal destekli seramik sabit restorasyonlar ile hemen yüklemeye uygun olarak deneyimli bir protetik diş tedavisi uzmanı tarafından yapılmıştır. Yüklemeden hemen sonra hastalardan panoramik radyografiler CCD sensörlü orthopantomograph (PAX-I, Vatech, Kore) cihazı ile dijital olarak elde edilmiştir. Tüm hastalar yüklemekten tam 1 yıl sonra rutin kontrole çağırılarak yine aynı cihazla dijital panoramik filmler çekilmiştir. Provo implantların tam gözlenemediği ve süperpoze olan bölümler mevcut ise ölçümler tekrarlanmıştır. Hastaların daha önceden çekilmiş olan yüklemeye

sonrası ve 1 yıl sonraki röntgenleri karşılaştırılarak kemik kayıpları ölçülmüştür. Hastaların panoramik radyografileri, deneyimli bir oral diagnostik ve radyoloji uzmanı tarafından standart radyografi cihazı ve ışınlama değişkenleri kullanılarak elde edilmiştir. Ölçümlerin net olabilmesi için görüntüler 20 kat büyütülmüş ve vektörel ölçümler yapılmıştır. Bu işlemler için Image J (US National Institutes of Health, ABD) yazılım programından yararlanılmıştır. Ölçümlerde referans olarak her implant için önceden bilinen implant çapı referans değer olarak alınmıştır. Dijital görüntüler üzerinde implant çevresinden krestal kemik seviyesine kadar olan mesafe belirlenmiş ve kontrol görüntüsünden olan mesafe bu mesafeden çıkarılmıştır (Resim 1). Önceden bilinen implant çapı ile görüntülerden ölçülen çap oranlanmış aynı orantı ölçülen kemik kaybına uygulanarak marjinal kemik kayıpları ölçülmüştür. Bu ölçümler daha önce kalibre edilmiş bir araştırmacı tarafından 2 kez yapılmış ve her implant için bu 2 ölçümün ortalaması alınarak asıl değer elde edilmeye çalışılmıştır. Her implant için biri mezial diğeri distal olmak üzere kemik kayıpları ölçülmüş; bu iki değer aritmetik ortalaması tek bir kemik kaybı değeri olarak kaydedilmiştir.

İstatistiksel analizler IBM SPSS Statistics 20.0 bilgisayar programı kullanı-

Şencan ve Ark.

TABLO 1

İmplant boyunun kemik kaybına etkisi.

İmplant Boyu	N	Ort.	SS	95% Güven aralığı	
				Alt sınır	Üst sınır
8 mm	30	,1606	,64637	-,0808	,4020
10 mm	27	,1777	,29160	,0624	,2931
12 mm	23	,2213	,48566	,0113	,4313
15 mm	20	,3657	,59444	,0875	,6439
Total	100	,2202	,52038	,1169	,3235
P*		0,551			

* Tek yönlü varyans analizi (p<0,05)

TABLO 2

İmplant çapının kemik kaybına etkisi.

İmplant Çapı	N	Ort.	SS	95% Güven aralığı	
				Alt sınır	Üst sınır
3 mm	31	,1812	,63798	-,0528	,4152
3,5 mm	24	,2104	,48429	,0059	,4149
4 mm	25	,2477	,47427	,0520	,4435
4,5 mm	20	,2580	,44180	,0512	,4648
Total	100	,2202	,52038	,1169	,3235
P*		0,950			

* Tek yönlü varyans analizi (p<0,05)

TABLO 3

Kemik kaybı korelasyonları.

Kemik kaybı	Pearson Korelasyon	Boy	Lokalizasyon	Çap
		Sig. (2-tailed)	,133	-,011
N		186	,913	,560
		100	100	100

arak yapılmıştır (IBM Corp. Released 2011. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 20.0. Armonk, NY: IBM Corp., ABD). Çalışmamızın verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodlar (Ortalama, Standart sapma, frekans) yapılmıştır. Verilerin normal dağılıma uygunluğunun ve varyansların homojenliğinin kontrolü Kolmogorov-Smirnov ve Levene testi ile yapılmıştır. Verilerin normal dağılıma uygun olduğu görülmüştür. Farklı implant boylarının ve implant çaplarının marjinal kemik kaybı ilişkileri tek

yönlü varyans analizi (ANOVA) kullanılarak test edilmiştir. Maksilla ve mandibular arasındaki kemik kaybı karşılaştırması için bağımsız t testi kullanılmıştır. İmplant boyu, çapı ve lokalizasyonu ile marjinal kemik kayıplarının arasındaki korelasyon Pearson testi ile analiz edilmiştir. Tüm analizlerde istatistik anlamlılık düzeyi 0,05 olarak kabul edilmiştir.

BULGULAR

Çalışma, retrospektif olarak taranan 20 hastaya ait 100 adet implantın rad-

yografik verileri üzerinde yapılmıştır. Hastaların 10'u (%50) kadın, 10'u (%50) erkektir. Yaşları 41 ile 64 arasında değişmekte olup, ortalama yaş 53,62±6,85, medyan yaş 53,5'tir. 100 implantın 40 adeti üst çeneye, 60 adedi de alt çeneye uygulanmıştır. Tüm implantlar hemen yüklenmiştir. Bir yıl sonunda hiçbir implant kaybı yaşanmamıştır. Sağ kalım oranı %100'dür. Kullanılan implant çapları ve boyları Tablo 1 ve Tablo 2'de gösterilmiştir.

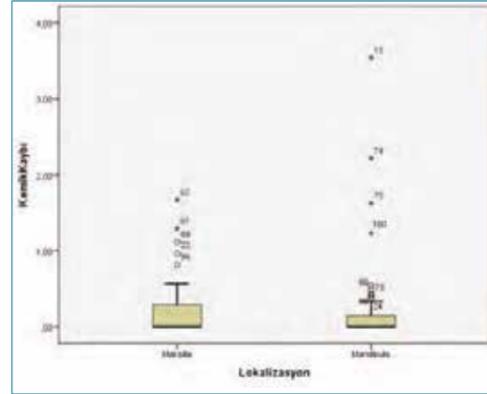
Implantlarda ortalama marjinal kemik

Bükülebilir dayanağa sahip tek parça kortikobazal dental implantların marjinal kemik kaybı ve sağ kalım açısından retrospektif olarak değerlendirilmesi

kaybı $0,22 \pm 0,52$ mm olarak bulunmuştur. İmplant boyu, implant çapı ve implant bölgesi ile kemik kayıpları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark ve korelasyon tespit edilmemiştir ($p > 0,05$; Tablo 1-3; Resim 2).

TARTIŞMA

İmplantın fonksiyona girdiği yüklemenden bir yıl sonraki kemik kayıp miktarı implant başarısı için büyük önem taşımaktadır (16). İdeal koşullarda, implantlarda minimum kemik kaybı gözlenmelidir (4). İmplant başarı kriterlerinde 2008 yılında Pisa konferansında Misch ve ark.'nın yayınladığı başarı kriterleri en sıklıkla kullanılan metotlardan birisidir (15). Bu kriterlerdeki fark ise ilk yıl kemik kaybının cerrahi sonrası 2 mm'den az olmasıdır (15). Çalışmamızda, standardizasyonu sağlamak amacıyla üst yapıları simante metal destekli restorasyonlardan yapılmış ve hemen yüklenen implantların radyografik verileri kullanılmıştır. Sonuçta, tek parça Mode Provo implantlarda bir yıl sonraki marjinal kemik kaybı ortalama 0,22; sağ kalım oranı ise %100 bulunmuştur. Bu da her iki başarı kriterini de sağlamaktadır (4,15). Başlangıçta görülen kemik kayıplarında oklüzal kuvvetler, kantilever uzunluğu ve özellikle de parafonksiyonel alışkanlıklar değerlendirilmeli ve azaltılmaya çalışılmalıdır (2). Genellikle, eğer implant yüksekliğinin 1/2'sinden fazla krestal kemik kaybı olursa implantın kaybedilme riski vardır (1, 7, 19). Çalışmamızda hiçbir implantta 1 mm'den fazla bir kayıp yaşanmamıştır. Bu konuda yapılmış literatürde az sayıda çalışma ve birkaç vaka raporu mevcuttur. Palka ve Lazarov'un çalışmasında sağ kalım oranı bir yıl sonun-



Resim 2: İmplant lokalizasyonu ile kemik kaybının ilişkisi.

da %99,3 olarak bulunmuştur (20). Bu sonuç, çalışmamızın sonuçlarıyla uyumludur. Lazarov'un yaptığı 4 yıllık bir diğer klinik çalışmada da bu oran %97 olarak bulunmuştur (11). Yapılan bu iki çalışmada kullanılan implantlar tamamen cilalı yüzeye sahiptir. Oysa ki çalışmamızda kullanılan Provo implantlar sadece boyun ve dayanak bölgesinde cilalı gövde bölümünde ise 1,4~1,8 micron aralığında Bifazik Kalsiyum Fosfat Micro-Blast ile pürüzlendirilmiştir. Bu yeni dizayn ile daha uzun dönem prospektif klinik çalışmaya ihtiyaç vardır.

Çalışmamızda kullanılan implantlar 3, 3,5, 4 ve 4,5 mm'dir. İmplant çapıyla kemik kayıpları arasında bir ilişki bulunamamıştır. Bu sonuç daha önce yapılmış çalışmaları destekler niteliktedir (12). Benzer şekilde implant boyları ile de kemik kaybı arasında ilişki bulunamamıştır. Bu sonuç ta benzer çalışmalarla uyumludur (17).

Alt çeneye yerleştirilen implantlarda genelde üst çeneye nazaran daha az kemik kaybı olduğu bildirilmiştir

(19). Alt çene kemiğinin daha yoğun bir yapıya sahip olması, süngerimsi özelliği daha çok olan üst çeneye göre osseointegrasyon yeniden şekillenme safhasında daha az kemik yıkımı yaratmakta ve bu yüzden genelde alt çenedeki implantlarda daha az kemik kaybı oluşmaktadır (17, 19). Çalışmamızda alt ve üst çeneye yerleştirilen Provo implantlardaki kemik kayıpları arasında fark gözlemlenmemiştir. Bunun sebebinin sadece bazal kemikten destek alan Provo tek parça implantların özel yapısından kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir.

SONUÇ

Bu retrospektif çalışmanın sonucu olarak bükülebilir yapıya sahip kortikobazal Provo implantlarının bir yıllık kemik kaybı ve sağ kalım verileri göz önüne alındığında klinikte uygun vakalarda başarılı sonuçlar verebileceği söylenebilir. Fakat, bu implantların başarısını tam olarak değerlendirmek için daha uzun süreli ve daha fazla implantı değerlendirecek prospektif klinik çalışmalara ihtiyaç vardır.

Şencan ve Ark.

KAYNAKLAR

1. Abu-Serriah M.M., Mc. Gowan D.A., Moss K.F., Bagg J.: Extraoral Craniofacial Endosseous Implants and Radiotherapy. Int J Oral Maxillofacial Surgery, 2003, 32, 585-592.
2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg. 1981 Dec;10(6):387-416
3. Ahmad O, Thamer B. Basal screw implantology without sinus lifting. Pak Oral Dent J. 2014;34:414-6.
4. Albrektsson T, Zorb G, Worthington P, Eriksson RA. The long term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants 1986,1:11-25.
5. Anuradha M, Babaji HV, Hiremath NV, Usha VA, Kumar A, Nandkeoliar T, Verma S. Assessment of basal implants in compromised ridges. J Family Med Prim Care. 2020, 9:2067-70
6. Doornewaard R, Sakani S, Mathtys C, Glibert M, Bronkhorst E, Vandeweghe S, Vervaeke S, De Bruyn H. Four-implant-supported overdenture treatment in the maxilla. Part I: A randomized controlled split mouth trial assessing the effect of microthreads and abutment connection type on 4years peri-implant health. Clin Implant Dent Relat Res. 2021 Oct;23(5):671-679.
7. Engquist B, Östrand P, Dahlgren S, Engquist E, Feldmann H, Gröndahl K. Marginal bone reaction to oral implants: a prospective comparative study of Astra Tech and Branemark System implants. Clin Oral Impl Res. 13, 2002; 30-37.
8. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chahade A, Duncan WJ, Gizani S ve ark. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Int J Oral Maxillofac Implants 2002, 17: 601-2.
9. Galindo DF, Butura CC. Immediately loaded mandibular fixed implant prostheses using the all on-four protocol: a report of 183 consecutively treated patients with 1 year of function in definitive prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 2012 7:628-33.
10. Gupta AD, Verma A, Dubey T, Thakur S. Basal osseointegrated implants: Classification and review. Int J Contemp Med Res. 2017,4:2329-35.
11. Lazarov A. Immediate Functional Loading: Results for the Concept of the Strategic Implant®. Ann Maxillofac Surg 2019, 9:78-88.
12. Ma M, Qi M, Zhang D, Liu H. The Clinical Performance of Narrow Diameter Implants Versus Regular Diameter Implants: A Meta-Analysis. J Oral Implantol. 2019, 45:503-8.
13. Malo P, Nobre M, Lopes A. All on-4 Immediate-Function Concept for Completely Edentulous Maxillae: A clinical report on the medium (3 years) and long term (5 years) outcomes. Clin Implant Dent Relat Res 2012; 14 : 139-50.
14. Maló P, Rangert B, Nobre M. All-on-Four Immediate-Function Concept with Brånemark System Implants for Completely Edentulous Mandibles: A Retrospective Clinical Study, Clin Implant Dent R 2003, 5:2-9.
15. Misch CE, Perel ML, Wang HL, ve ark. Implant success, survival, and failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. Implant Dent. 2008;17:5-15.
16. Misch CE: Early crestal bone loss etiology and its effect on treatment planning for implants, Post Grad Dent 2(3): 3-17,1995
17. Monje A, Suarez F, Galindo-Moreno P, Garcia-Nogales A, Fu JH, Wang HL. A systematic review on marginal bone loss around short dental implants (<10 mm) for implant-supported fixed prostheses. Clin Oral Implants Res 2014, 25:1119-24.
18. Naert I, Alsaadi G, Quirynen M. Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. Int J Prosthodont 2004, 17: 401-10.
19. Negri M, Galli C, Smerieri A, Macaluso GM, Manfredi E, Ghiacci G, Toffoli A, Bonanini M, Lumetti S. The effect of age, gender, and insertion site on marginal bone loss around endosseous implants: results from a 3-year trial with premium implant system. Biomed Res Int. 2014;2014:369051. doi: 10.1155/2014/369051.
20. Paülka ÖR, Lazarov A. Immediately Loaded Bicortical Implants Inserted in Fresh Extraction and Healed Sites in Patients with and Without a History of Periodontal Disease. Ann Maxillofac Surg 2019,9:371-8.
21. Soto-Penalzo D, Zaragoza-Alonso R, Penarrocha-Diago M, Penarrocha-Diago M. The all-on-four treatment concept: Systematic review. J Clin Exp Dent. 2017 Mar 1;9(3):e474-e488.
22. Tha TP, Ganapathy D, Jain AR. Basal implants - A review. Drug Invention Today. 2018, 10:3430-3.
23. van Kampen FM, van der Bilt A, Cune MS, Fontijn-Tekamp FA, Bosman F. Masticatory function with implant-supported overdentures. J Dent Res, 83: 708-711.
24. Yadav RS, Sangur R, Mahajan T, Rajanikant A. V, Singh N, Singh R. An Alternative to Conventional Dental Implants: Basal Implants. Rama Univ J Dent Sci, 2015;2:22-28.

YAZIŞMA ADRESİ

Dr. Öğr. Üyesi Esra Bilgi Özyetim
İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi ABD
Sütlüce Mahallesi, Binectaşı Sokak No:10 Beyoğlu / İstanbul
Tel: 0543 658 67 35 • e-posta: esrabilgiyozetim@hotmail.com

Copyright © İstanbul 2022
 TMMOB DİŞHEKİMLİĞİ DERGİSİ
 2022, Temmuz 2022, 95: 10-14
 Araştırma / Research
 A. Selhan Kaya¹
 İbrahim Güllü¹
 Esra Bilgi Özyetim²
 Süleyman Çaçatay Dayan³
 Onur Geçkilil⁴
 Retrospective evaluation of marginal bone loss of dental implants with prostheses bonded to ti-base abutments.

ÖZET
 Çalışmada Ti-base abutmentlara bağlanan protezlerde implantların marjinal kemik kaybı açısından retrospektif olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca bu değerlendirmede; kuron boyu/implant boyu, implantın bulunduğu çene, yiv yapısına göre implantların kemik kaybı miktarına etkileri incelenmiştir. Çalışmaya 41 hasta ve 125 adet Mode Rapid ve Mode Level implant dahil edilmiştir. Hastaların çekilmiş olan yüklenme sonrası ve 1. yıl kontrol röntgenleri karşılaştırılarak marjinal kemik kayıpları ve kuron boyu/implant boyu ölçülmüştür. Ti-base abutmentlara bağlanan agresif yivli implantlarda 1 yıl sonunda saptanan marjinal kemik kaybı miktarı 0,0118 mm iken, regular yivli implantlarda 0,0456 mm olarak belirlenmiştir. Çalışmada Ti-base abutmentlara bağlanan implant destekli sabit restorasyonlar değerlendirildiğinde, 1 yıl sonra saptanan marjinal kemik kaybı incelenen tüm parametrelerde her iki başarı kriterini sağlamaktadır.

Anahtar kelimeler
 İmplant, Ti-base abutment, sabit protez, marjinal kemik kaybı, sağ kalim.

ABSTRACT
 The aim of this study was to evaluate the marginal bone loss of implant with Ti-base abutments. In addition to this evaluation, the effects of crown/implant length, implant localization, active and regular threads on the amount of bone loss were investigated. In this retrospective trial, the data belonging to 125 Mode Rapid and Mode Level implants that were inserted to 41 patients 1 year ago were used. Marginal bone loss and crown/implant length were measured on the post-loading and 1st year control x-rays of the patients. The marginal bone loss values were obtained as 0.0118 mm in active threaded implants and 0.0456 mm in regular threaded implants. In the study, marginal bone loss measured of fixed prosthesis bonded to Ti-base abutments provides the success criterion in all parameters examined.

Key words
 Implant, Ti-base abutment, fixed prosthesis, marginal bone loss, survival.

Ti-Base Abutmentlara Bağlanan Protezlerde İmplantların Marjinal Kemik Kaybı Açısından Retrospektif Olarak Değerlendirilmesi

Çalışmada Ti-base abutmentlara bağlanan implant destekli sabit restorasyonlarda implant etrafındaki marjinal kemik kayıplarının digital panoramik röntgenler ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca bu değerlendirmede; kuron boyu/implant boyu, implantın bulunduğu çene, yiv yapısına göre implantların kemik kaybı miktarına etkileri incelenmiştir. Çalışmaya 41 hasta ve 125 adet Mode Rapid ve Mode Level implant dahil edilmiştir. Hastaların çekilmiş olan yüklenme sonrası ve 1. yıl kontrol röntgenleri karşılaştırılarak marjinal kemik kayıpları ve kuron boyu/implant boyu ölçülmüştür. Ti-base abutmentlara bağlanan agresif yivli implantlarda 1 yıl sonunda saptanan marjinal kemik kaybı miktarı 0,0118 mm iken, regular yivli implantlarda 0,0456 mm olarak belirlenmiştir. Çalışmada Ti-base abutmentlara bağlanan implant destekli sabit restorasyonlar değerlendirildiğinde, 1 yıl sonra saptanan marjinal kemik kaybı incelenen tüm parametrelerde her iki başarı kriterini sağlamaktadır.

Anahtar kelimeler İmplant, Ti-base abutment, sabit protez, marjinal kemik kaybı, sağ kalim.

Copyright © İstanbul 2022

TÜRK
 DİŞHEKİMLİĞİ DERGİSİ
 THE TURKISH JOURNAL OF DENTISTRY

TDD; Temmuz 2022, 95: 10-14

Araştırma / Research

A. Selhan Kaya¹
 İbrahim Güllü¹
 Esra Bilgi Özyetim²
 Süleyman Çaçatay Dayan³
 Onur Geçkilil⁴

Ti-base abutmentlara bağlanan protezlerde implantların marjinal kemik kaybı açısından retrospektif olarak değerlendirilmesi

Retrospective evaluation of marginal bone loss of dental implants with prostheses bonded to ti-base abutments.

ÖZET

Çalışmada Ti-base abutmentlara bağlanan implant destekli sabit restorasyonlarda implant etrafındaki marjinal kemik kayıplarının digital panoramik röntgenler ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca bu değerlendirmede; kuron boyu/implant boyu, implantın bulunduğu çene, yiv yapısına göre implantların kemik kaybı miktarına etkileri incelenmiştir. Çalışmaya 41 hasta ve 125 adet Mode Rapid ve Mode Level implant dahil edilmiştir. Hastaların çekilmiş olan yüklenme sonrası ve 1. yıl kontrol röntgenleri karşılaştırılarak marjinal kemik kayıpları ve kuron boyu/implant boyu ölçülmüştür. Ti-base abutmentlara bağlanan agresif yivli implantlarda 1 yıl sonunda saptanan marjinal kemik kaybı miktarı 0,0118 mm iken, regular yivli implantlarda 0,0456 mm olarak belirlenmiştir. Çalışmada Ti-base abutmentlara bağlanan implant destekli sabit restorasyonlar değerlendirildiğinde, 1 yıl sonra saptanan marjinal kemik kaybı incelenen tüm parametrelerde her iki başarı kriterini sağlamaktadır.

Anahtar kelimeler

İmplant, Ti-base abutment, sabit protez, marjinal kemik kaybı, sağ kalim.

ABSTRACT

The aim of this study was to evaluate the marginal bone loss of implant with Ti-base abutments. The effects of crown/implant size, implant localization, active and regular threads on the amount of bone loss were investigated. In this retrospective trial, the data belonging to 125 Mode Rapid and Mode Level implants that were inserted to 41 patients 1 year ago were used. Marginal bone loss and crown/implant length were measured on the post-loading and 1st year control x-rays of the patients. The marginal bone loss values were obtained as 0.0118 mm in active threaded implants and 0.0456 mm in regular threaded implants. In the study, marginal bone loss measured of fixed prosthesis bonded to Ti-base abutments provides the success criterion in all parameters examined.

Key words

Implant, Ti-base abutment, fixed prosthesis, marginal bone loss, survival.

Diş eksiklerinin dental implantlar ile rehabilitasyonu günümüzde rutin bir uygulama hâline gelmiştir (26). İmplant destekli sabit restorasyonlar vida tutuculu ya da siman tutuculu olabilmektedir (31). İmplant açılanmasının uygun olmadığı olgularda siman tutuculu restorasyonlar ile daha estetik sonuçlar elde edilmektedir (17). Ancak temizlenemeyen siman artıkları peri-implantitis gibi komplikasyonlara sebep olabilmektedir (14, 30).

Günümüzde implant destekli sabit restorasyonlarda kullanılan kişisel abutmentlar 2 farklı şekilde üretilmektedir. Titanyum, altın, lityum disilikat, zirkonya gibi tek parça materyallerden üretilen abutmentlar ve zirkonya, seramik ya da PEEK gibi materyallerden üretilen kopinglein titanyum taban üzerine simante edildiği iki parçalı abutmentlardır (16).

Zirkonya ve titanyum materyallerinin sertlik derecelerinin farklı olması nedeniyle; zirkonya abutmentlar yerleştiği titanyum implant platformuna zarar verebilmektedir. Zirkonya abutmentun boyun bölgesinde kırık, titanyum implantın iç kısmında aşınma görülebilmektedir (5). Bu mekanik komplikasyonun giderek yaygınlaşması sebebiyle üretici firmalar implant-dayanak bağlantısının titanyum parça ile sağlandığı ve bu titanyum parça üzerine zirkonya kopingin yerleştirildiği ve "hibrit abutment" olarak isimlendirilen yeni bir abutment sistemi geliştirmişlerdir (5).

Hibrit abutmentların implant içine yerleşen internal kısmı titanyum materyalinden üretilmektedir. Protez bağlantı bölgesi ise tercih edilen materyale bağlı olarak üretilmekte ve implant içine yerleşen titanyum parçaya oturmaktadır. İki parça birbirlerine bağlanmakta ve tek parça gibi hareket etmektedir (16). Literatürde hibrit abutmentların maksimum yük taşım kapasitesinin ve kırılma direncinin tek parça abutmentlardan daha yüksek olduğunu gösteren çalışmalar mevcuttur. Bu sebeplerle üretici firmalar mevcut implant boyutlarına uygun olarak "Ti-base" olarak bilinen abutmentları üretmeye başlamışlardır (16).

İmplant destekli sabit restorasyonlarda yüksek başarı oranları bildi-

1- Dr., Özel Klinik, 2- Dr. Öğr. Üyesi, İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD, 3- Doç. Dr., İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu, 4- Prof. Dr., İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD



Ti-base abutmentlara bağlanan protezlerde implantların marjinal kemik kaybı açısından retrospektif olarak değerlendirilmesi

rilmesine rağmen uzun dönemde protetik ve biyolojik komplikasyonlar görülebilmektedir (18). İmplant destekli sabit restorasyonların başarısı ve sağ kalımı implant etrafındaki marjinal kemik kayıplarından etkilenebilir. Biyolojik genişlik miktarı, peri-implantitis oluşumu, implant-dayanak bağlantısı, protetik faktörler implant etrafındaki marjinal kemik kaybını etkileyen faktörlerden bazılarıdır (6, 7, 10, 32). Literatürde sabit restorasyonlarda implant çevresindeki kemik kaybını değerlendiren çalışmalarda; travmatik cerrahi uygulamaların, aşırı yüklemenin veya erken yüklemenin, implantın şeklinin, implantın lokalizasyonunun, implant iç çeperi ile dış çeperi arasında mikro açıklığın, enfeksiyonun, mikrobiyal kontaminasyonun, implant ve protetik komponentin mikro hareketinin, implant boyunu geometrisinin ve tekrarlanan vida torkunun marjinal kemik kaybına sebep olabilecek faktörler olduğu bildirilmiştir (2, 11, 13, 29).

Çalışmada Ti-base abutmentlara bağlanan implant destekli sabit restorasyonlarda implant etrafındaki marjinal kemik kayıplarının digital panoramik röntgenler ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Ayrıca bu değerlendirmede; kuron boyu/implant boyu, implantın bulunduğu çene, farklı özellikte yiv yapısına sahip implantların kemik kaybı miktarına etkileri incelenmiştir.

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Fen, Sosyal ve Girişimsel Olmayan Sağlık Bilimleri Araştırmaları Etik Kurulu tarafından 2022/05-860 no.lu karar ile onaylanmış, Dünya Tıp Birliği Helsinki Deklarasyonu Prensipleri'ne uyulmuştur. Çalışmaya 01.01.2020 ile 01.06.2021 tarihleri arasında kliniğimizde implant cerrahisi yapılmış ve Ti-base abutment kullanılarak implant destekli sabit protezleri yapılmış 41 hasta ve 125 adet implant dahil edilmiştir. Uygulanan implantların 68'i agresif yivli implant (Mode Rapid implant, Mode Implant/Mode Medikal

San. ve Tic. Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) ve 57'si regular yivli implanttır (Mode Level implant, Mode Implant/Mode Medikal San. ve Tic. Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye). 65 adet implant üst çeneye, 60 adet implant ise alt çeneye yerleştirilmiştir. İmplantların yüklenmesini takiben hastalardan alınan panoramik radyografiler CCD sensörlü orthopantomograph (PAX-I, Vatech, Kore) cihazı ile dijital olarak elde edilmiştir. Çalışmaya dahil edilen hastaların 1 yıl sonraki kontrol radyografileri aynı cihazla çekilmiştir. Hastaların panoramik radyografileri, deneyimli bir oral diagnostik ve radyoloji uzmanı tarafından standart radyografi cihazı ve ışınlama değişkenleri kullanılarak elde edilmiştir. Hastaların çekilmiş olan yüklenme sonrası ve birinci yıl kontrol röntgenleri karşılaştırılarak marjinal kemik kayıpları ve kuron boyu/implant boyu ölçülmüştür. Ölçümlerin net olabilmesi için görüntüler 20 kat büyütülmüş ve vektörel ölçümler yapılmıştır. Bu işlemler için Image J (US National Institutes of Health, ABD) yazılım programından yararlanılmıştır. Ölçümlerde referans olarak her implant için önceden bilinen implant çapı referans değeri olarak alınmıştır. Yüklenme sonrası ve kontrolde çekilen dijital görüntüler üzerinde implant çevresinden krestal kemik seviyesine kadar olan mesafe ölçülmüş ve kontrolde çekilen röntgende ölçülen mesafe yüklenme sonrası çekilen röntgeninden elde edilen mesafeden çıkarılmıştır (Resim 1). Önceden bilinen implant çapı ile görüntülerden ölçülen çap oranlanmıştır aynı orantı ölçülen kemik kaybına uygulanarak marjinal kemik kayıpları ölçülmüştür. Bu ölçümler aynı araştırmacı tarafından 2 kez yapılmış ve her implant için bu 2 ölçümün ortalaması alınarak asıl değer elde edilmiştir. Her implant için biri mesial diğeri distal olmak üzere kemik kayıpları ölçülmüş; bu iki değer aritmetik ortalaması tek bir kemik kaybı değeri olarak kaydedilmiştir. Çalışmadan elde edilen veriler implantların bulunduğu çene, farklı yiv yapıları ve kuron boyu/implant boyu oranları ara-



Resim 1: Dijital görüntü üzerinde kemik kaybı ölçümü.

sındaki ilişki açısından karşılaştırılmıştır ve literatürde belirtilen Albrektsson ve ark. (1) ve Misch ve ark. (20)'nin implantlar için başarı kriterlerine göre değerlendirilmiştir.

İstatistiksel analizler IBM SPSS Statistics 20.0 bilgisayar programı kullanılarak yapılmıştır (IBM Corp. Released 2011. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 20.0. Armonk, NY: IBM Corp., ABD). Çalışma verilerinin parametrelerinin normal dağılıma uygunluğu Kolmogorov-Smirnov ve Levene testi ile değerlendirilmiş ve parametrelerin normal dağılıma uygun olduğu saptanmıştır. Çalışma verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodların yanı sıra verilerin karşılaştırılmasında bağımsız t testi kullanılmıştır. Farklılığa neden olan grubun tespitinde ise Pearson testi kullanılmıştır. Anlamlılık $p < 0.05$ düzeyinde değerlendirilmiştir.

BULGULAR

Çalışma, retrospektif olarak taranan 41 hastaya ait 125 adet implantın radyografik verileri üzerinde yapılmıştır. Çalışmaya katılan hastaların %61'i kadın, %39'u erkektir. Bir yıl sonunda hiçbir implant kaybı yaşanmamıştır. Sağ kalım oranı %100'dür.

İmplantların 65 adedi üst çeneye, 60 adedi alt çeneye uygulanmıştır. Bir yıl sonunda üst çeneye uygulanan implantlarda ortalama 0,017 mm, alt çene-

Kaya & Ark.

TABLO 1

İmplantın bulunduğu çenenin kemik kaybına etkisi.

	Lokalizasyon	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
Kemik kaybı	Üst çene	65	,0170	,36154	,04484
	Alt çene	60	,0383	,21401	,02763
p*			0,68		

*Bağımsız t testi ($p < 0,05$)

TABLO 2

Farklı yiv yapılarının kemik kaybına etkisi.

	İmplant	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
Kemik kaybı	Rapid (Agresif yivli)	68	,0118	,35544	,04310
	Level (Regular yivli)	57	,0456	,21472	,02844
p*			0,51		

*Bağımsız t testi ($p < 0,05$)

TABLO 3

Kuron boyu/implant boyu oranının kemik kaybına etkisi.

	Kuron boyu / İmplant boyu	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
Kemik kaybı	1'den büyük	66	,0389	,22740	,02799
	1'den küçük	59	,0142	,36439	,04744
p*		0,65			

*Bağımsız t testi ($p < 0,05$)

TABLO 4

Kemik kaybı korelasyonları.

		Lokalizasyon	İmplant	Kuron boyu / İmplant boyu
Kemik kaybı	Pearson Correlation	,036	,056	-,042
	Sig. (2-tailed)	,692	,531	,645
	N	125	125	125

*Pearson testi ($p < 0,05$)

neye uygulanan implantlarda ortalama 0,0383 mm kemik kaybı saptanmıştır (Tablo 1).

Ti-base abutmentlara bağlanan agresif yivli implantlarda 1 yıl sonunda saptanan marjinal kemik kaybı miktarı 0,0118 mm iken, regular yivli implantlarda 0,0456 mm olarak belirlenmiştir (Tablo 2).

Çalışmada Ti-base abutmentlara bağlanan sabit protezlerin kuron boyları ile uygulanan agresif ya da regular yivli implantların boyları karşılaştırıldığında; 66 adet implantın kuron boyu/implant boyu oranı 1'den büyük iken, 59 adet implantın kuron boyu/implant boyu 1'den küçük saptanmıştır. Bir yıl sonunda kuron boyu/implant boyu 1'den büyük olan implantlarda ortalama 0,0389 mm, kuron boyu/implant boyu 1'den küçük olan implantlarda ortalama 0,0142 mm kemik kaybı belirlenmiştir (Tablo 3).

Marjinal kemik kaybı miktarı ile implantın bulunduğu bölge, kuron boyu/implant boyu oranı, implantın yiv yapısı arasında anlamlı bir ilişki saptanmamıştır ($p > 0,05$) (Tablo 4).

Marjinal kemik kaybı miktarı ile implantın bulunduğu bölge, kuron boyu/implant boyu oranı, implantın yiv yapısı arasında anlamlı bir ilişki saptanmamıştır ($p > 0,05$) (Tablo 4).

Ti-base abutmentlara bağlanan protezlerde implantların marjinal kemik kaybı açısından retrospektif olarak değerlendirilmesi

TARTIŞMA

Implant tedavisinin başarı kriterlerinden biri de marjinal kemik seviyesinin uzun dönemde aynı seviyede idame ettirilmesidir. Implant etrafındaki alveolar kemik kalite ve kantitesini değerlendirmek implant tedavisinin başarısını belirlemede yol göstericidir (25). Implantın, yüklemekten 1 yıl sonraki gözlenen marjinal kemik kaybı miktarı implantın başarısının değerlendirilmesinde büyük önem taşımaktadır (19). Albrektsson ve ark. (1) 1986 yılında implantların başarılı kabul edilmeleri için yüklendikten 1 yıl sonra kemik kayıp miktarının 1,5 mm'den az olması gerektiğini ve sonraki her yılda ise kemik kaybı miktarının 0,2 mm ile sınırlı kalması gerektiğini bildirmişlerdir. 2008 yılında Misch ve ark. (20) implantların kemik kaybı miktarının, implant cerrahisini takiben ilk yılda 2 mm'den az olması gerektiğini belirtmişlerdir.

Çalışmada Ti-base abutmentlara bağlanan implant destekli sabit restorasyonlarda digital panoramik röntgenler ile marjinal kemik kayıpları değerlendirilmiştir. Bu değerlendirmede; kuron boyu/implant boyu oranının, farklı yiv yapısına sahip implantların ve implantların bulunduğu çenenin marjinal kemik kaybı miktarına etkileri incelenmiştir. Çalışmada Ti-base abutmentlara bağlanan implant destekli sabit restorasyonlar değerlendirildiğinde, 1 yıl sonra saptanan marjinal kemik kaybı incelenen tüm parametrelerde her iki başarı kriterini sağlamaktadır.

Implantın geometrik şeklinin implantın yerleştirme torqu değerlerinde önemli rol oynadığı bildirilmektedir. Özellikle immediet yüklemeye planlandığında, daha yüksek stabilite seviyelerine izin veren tasarıma sahip implant-

ların kullanımı tercih edilmektedir. Implant üreticileri Tip 4 kemikte daha iyi stabilite elde etmek için daha agresif yivlere sahip implant üretmişlerdir (3). Bu çalışmada Ti-base abutmentla bağlanan agresif yivli implantlarda 1 yıl sonunda saptanan marjinal kemik kaybı miktarı regular yivli implantlardan daha düşük saptanmıştır.

Kumar ve ark. (15). Tamizi ve ark. (28) çalışmalarında alt çeneye ve üst çeneye yerleştirilen implantlar etrafındaki marjinal kemik kaybı miktarının benzer olduğunu; Negri ve ark. (22). Penarrocha ve ark. (24) ise üst çenede saptanan kemik kaybı miktarının alt çeneye oranla daha fazla olduğunu bildirmişlerdir. Üst çenede daha fazla kemik kaybı görülmesinin sebebi olarak ise üst çenede kemik kalitesinin alt çeneden daha kötü olması ve genellikle tip III veya tip IV olarak sınıflandırılmasına dayandırılmıştır (4). Literatürdeki çalışmalara (15, 28) benzer olarak bu çalışmada alt çenede meydana gelen kemik kaybı miktarı ile ve üst çenede meydana gelen kemik kaybı miktarı arasında anlamlı ilişki saptanmamıştır. Çalışmadan elde edilen sonuçlar Negri ve ark. (22), Penarrocha ve ark. (24)'nın çalışma sonuçları ile uyumlu bulunmamıştır.

Kuron yüksekliğinin artması kuron boyu/implant boyu oranının değişmesine sebep olmaktadır ve bu oranın artması implantların üzerine gelen mekanik yükün artmasına sebep olmaktadır (23). Moraes ve ark. (21) kuron boyu/implant boyu oranının stres dağılımı üzerindeki etkilerini değerlendirdikleri çalışmada kuron boyu artışının oblik kuvvetler altında kemik ile implant ara yüzünde stres artışına neden olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmada kuron boyu/implant boyu oran-

ları arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık saptanmamıştır. Kuron boyu/implant boyu oranı 1'den az olan implantların etrafında meydana gelen marjinal kemik kaybı ortalama 0,0142 mm; kuron boyu/implant boyu oranı 1 mm'den büyük olan implantların etrafında gözlenen kemik kaybı 0,0389 mm olarak saptanmıştır. Her iki sonuçta belirtilen başarı kriterlerini karşılamaktadır.

Implantların başarısını değerlendirilmesinde kullanılan bir diğer kriter ise peri-implantitistir (1). Uzun dönemde gözlenen implant çevresi kemik kaybında aşırı oklüzal yükler, periodontal hastalık hikayesi, yetersiz ağız hijyeni düşünülmektedir (9, 27). Fakat kısa dönemde gözlenen peri-implanter hastalıkların siman tutuculu protezlerin simantasyonu aşamasında taşan simanın tam olarak uzaklaştırılmadığı durumlarda meydana geldiği bildirilmektedir (8, 12). Ti-base abutmentlar üstün mekanik özelliklerine ilaveten, simantasyon işleminin ağız dışında yapılması sebebiyle siman artığı problemini ortadan kaldırmaktadır.

SONUÇLAR

Çalışmanın sınırlamaları dahilinde; Ti-base abutmentlara bağlanan implant destekli sabit restorasyonlar değerlendirildiğinde, bir yıl sonra saptanan marjinal kemik kaybı incelenen tüm parametrelerde Albrektsson ve ark. (1) ve Misch ve ark. (20)'nın başarı kriterini sağlamaktadır. Ti-base abutmentların bağlandığı implantların 1 yıllık kemik kaybı ve sağ kalım verileri göz önüne alındığında, klinikte uygun endikasyonda Ti-base kullanımının başarılı sonuçlar verebileceği düşünülmektedir. Ancak bu konu ile ilgili daha uzun takip süreli çalışmaların yapılmasına ihtiyaç vardır.

Kaya & Ark.

KAYNAKLAR

- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11-25.
- Becher W, Goldstein M, Becker BE, Sennerby L. Minimally invasive flapless implant surgery: A prospective multicenter study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(1): 21-7.
- Bilhan H, Bilmenoglu C, Urgan AC, Ates G, Bural C, Cilingir A, Gekili O. Comparison of the Primary Stability of Two Implant Designs in Two Different Bone Types: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(5):1036-40.
- Branemark P-I. Tissueintegrated prostheses. *Oseointegration Clin Dent.* 1985;11-76.
- Brodbeck U. The Zireal post: A new ceramic implant abutment. *J Esthet Restor Dent.* 2003;15(1):10-23.
- Broggini N, McManus LM, Hermann JS, et al. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res.* 2006;85(5): 473-8.
- Fu JH, Hsu YT, Wang HL. Identifying occlusal overload and how to deal with it to avoid marginal bone loss around implants. *Eur J Oral Implantol.* 2012;5:91-103.
- Gapski R, Neugeboren N, Pomeranz AZ RM. Endosseous Implant Failure Influenced by Crown Cementation: A Clinical Case Report. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2008;23:943-6.
- Heitz-Mayfield LJA, Lang NP. Comparative biology of chronic and aggressive periodontitis vs. peri-implantitis. *Periodontol* 2000. 2010;53:167-81.
- Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Cochran DL. Crestal Bone Changes Around Titanium Implants. A Histometric Evaluation of Unloaded Non-Submerged and Submerged Implants in the Canine Mandible. *J Periodontol.* 2000;71(9):1412-24.
- Hermann JS, Schoofield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the Size of the Microgap on Crestal Bone Changes Around Titanium Implants. A Histometric Evaluation of Unloaded Non-Submerged Implants in the Canine Mandible. *J Periodontol.* 2001;72(10):1372-83.
- Karoussis IK, Salvi GE, Heitz-Mayfield LJA, Bragger U, Hämmerle CHF, Lang NP. Long-term implant prognosis in patients with and without a history of chronic periodontitis: A 10-year prospective cohort study of the ITI® Dental Implant System. *Clin Oral Implants Res.* 2003;14:329-39.
- Kim Y, Oh TJ, Misch CE, Wang HL. Occlusal considerations in implant therapy: Clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(1):26-35.
- Korsch M, Obst U, Walther W. Cement-associated peri-implantitis: A retrospective clinical observational study of fixed implant-supported restorations using a methacrylate cement. *Clin Oral Implants Res.* 2014;25(7):797-802.
- Kumar A, RA, Jaffin and CB. The effect of smoking on achieving osseointegration of surface-modified implants: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(6):816-9.
- Kurbad A, Kurbad S. CAD/CAM-based implant abutments. *Int J Comput Dent.* 2013;16(2):125-41.
- Lemos CA, de Souza Batista VE, Almeida DA, Santiago Júnior JF, Verri FR PE. Evaluation of cement-retained versus screwretained implant-supported restorations for marginal bone loss: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2016;115(4):419-427.
- Mangano C, Iaculli F, Piattelli A, Mangano F. Fixed restorations supported by Morse-taper connection implants: A retrospective clinical study with 10-20 years of follow-up. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(10):1229-36.
- Misch CE. Early crestal bone loss etiology and its effect on treatment planning for implants. *Post Gr Dent.* 1995;3-17.
- Misch CE, Perel ML, Wang HL, et al. Implant success, survival, and failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. *Implant Dent.* 2008;17(1):5-15.
- de Moraes SLD, Verri FR, Junior JFS, de Faria DAA, de Mello CC, Pellizzer EP. A 3-D finite element study of the influence of crown-implant ratio on stress distribution. *Braz Dent J.* 2013;24(6):635-41.
- Negri M, Galli C, Smerieri A, et al. The effect of age, gender, and insertion site on marginal bone loss around endosseous implants: Results from a 3-year trial with premium implant system. *Bio-med Res Int.* 2014;2014:369051.
- Nissan J, Gheljan O, Gross O, Priel I, Gross M, Chaushu G. The effect of crown/implant ratio and crown height space on stress distribution in unsplinted implant supporting restorations. *J Oral Maxillofac Surg.* 2011;69(7):1934-39.
- Peñarrocha, M. et al. Radiologic study of marginal bone loss around 108 dental implants and its relationship to smoking, implant location, and morphology. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(6).
- Random K, Ericsson I, Nilner K, Petersson A, Glantz PO. Immediate functional loading of Brånemark dental implants: An 18-month clinical follow-up study. *Clin Oral Implants Res.* 1999;10(1):8-15.
- Silva GC, Cornacchia TM, de Magalhães CS, Bueno AC MA. Biomechanical evaluation of screw- and cement-retained implantsupported prostheses: a nonlinear finite element analysis. *J Prosthet Dent.* 2014;112(6):1479-1488.
- Squier RS, Agar JR, Duncan JP TT. Retentiveness of Dental Cements Used with Metallic Implant Components. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2001;16:793-8.
- Tamizi, M. et al. Comparison of bone healing around nonsubmerged and submerged implants in Maestro system of Biohorizon technology. *Shahid Beheshti Uni Dent Sch J.* 2005;23(1):18-27.
- Weng D, Nagata MJH, Bell M, Bosco AF, De Melo LGN, Richter EJ. Influence of microgap location and configuration on the perimplant bone morphology in submerged implants. An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(11):1141-7.
- Wilson Jr. TG. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: A prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol.* 2009;80(9):1388-92.
- Wittneben JG, Millen C, Bragger U. Clinical performance of screw- versus cement-retained fixed implant-supported reconstructions— A systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implant.* 2014;29(1):84-98.
- Zitzmann NU, Berglundh T. Definition and prevalence of peri-implant diseases. In: *Journal of Clinical Periodontology.* ; 2008;35(8):286-91.

YAZIŞMA ADRESİ

Dr. Öğr. Üyesi Esra Bilgi Özyetim
İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi ABD
Sütlüce Mahallesi, Binektaş Sokak No:10 Beyoğlu / İstanbul
Tel: 0543 658 67 35 • e-posta: esrabilgiocyetim@hotmail.com



Implant Üstü Overdenture Protezlerde Farklı Ataşman Tiplerinin Marjinal Kemik Kaybı Üzerine Etkisi: Retrospektif Çalışma

Bu çalışmanın amacı implant üstü overdenture protezlerde kullanılan Ball ve Locator ataşmanlarının marjinal kemik kaybı üzerine etkisini araştırmaktır. Çalışmaya Bali veya Locator ataşmanlı iki implant destekli overdenturelar dahil edildi. İki grupta (n=12) toplam 24 implantın dokuz yıllık takip röntgenleri incelendi. Yükleme sonrası ve dokuz yıllık takip röntgenleri arasındaki kemik kayıpları bir görüntü işleme programı aracılığıyla hesaplandı. Gruplar arasında fark Mann-Whitney U testi ile incelendi, istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı (p=0,226). Marjinal kemik kayıplarının grup içi değerlendirmesinde yükleme ve takip zamanı arasındaki farklara Wilcoxon Signed Ranks testi ile bakıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (Bali p=0,182; Locator p=0,327). Bununla birlikte Bali ataşman kullanılan implantlardaki marjinal kemik kaybı ortalamasının (0,237+0,831) Locator ortalamasından (0,093+0,558) fazla olduğu görüldü.

Anahtar kelimeler Locator, ball, implant, protez.

TÜRK
DİŞHEKİMLİĞİ DERGİSİ
THE TURKISH JOURNAL OF DENTISTRY

Copyright © İstanbul 2022

TÜRK
DİŞHEKİMLİĞİ DERGİSİ
THE TURKISH JOURNAL OF DENTISTRY

TDD; Temmuz 2022, 95: 28-33

Araştırma / Research

Ulviye Çapkat¹
Hatice Defne Burduroğlu²
Esra Bilgi Özyetim³
Süleyman Çağatay Dayan⁴

Implant üstü overdenture protezlerde farklı ataşman tiplerinin marjinal kemik kaybı üzerine etkisi: Retrospektif çalışma

The effect of different attachment types on marginal bone loss in implant overdenture prosthesis: A retrospective study

ÖZET

Bu çalışmanın amacı implant üstü overdenture protezlerde kullanılan Ball ve Locator ataşmanlarının marjinal kemik kaybı üzerine etkisini araştırmaktır. Çalışmaya Ball veya Locator ataşmanlı iki implant destekli overdenturelar dahil edildi. İki grupta (n=12) toplam 24 implantın dokuz yıllık takip röntgenleri incelendi. Yükleme sonrası ve dokuz yıllık takip röntgenleri arasındaki kemik kayıpları bir görüntü işleme programı aracılığıyla hesaplandı. Gruplar arasında fark Mann-Whitney U testi ile incelendi, istatistiksel olarak anlamlı fark bulunmadı (p=0,226). Marjinal kemik kayıplarının grup içi değerlendirilmesinde yükleme ve takip zamanı arasındaki farklara Wilcoxon Signed Ranks testi ile bakıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı (Bali p=0,182; Locator p=0,327). Bununla birlikte Ball ataşman kullanılan implantlardaki marjinal kemik kaybı ortalamasının (0,237±0,831) Locator ortalamasından (0,093±0,558) fazla olduğu görüldü.

Anahtar kelimeler

Locator, ball, implant, protez.

ABSTRACT

The aim of this study is to investigate the effect of Ball and Locator attachments used in implant supported overdenture prostheses on marginal bone loss. Two implant supported overdentures with Ball or Locator attachments were included in the study. Nine-year follow-up x-rays of a total of 24 implants in two groups (n=12) were analyzed. Bone losses between post-loading and nine-year follow-up x-rays were calculated using an image processing program. The difference between the groups was evaluated with the Mann-Whitney U test, no statistically significant difference was found (p=0.226). In the within-group evaluation of marginal bone loss, the differences between loading and follow-up time were evaluated with the Wilcoxon Signed Ranks test and no statistically significant difference was found (Ball p=0.182; Locator p=0.327). However, the mean marginal bone loss in the implants with Ball attachment (0.237±0.831) was higher than the implants with Locator attachment (0.093±0.558).

Key words

Locator, ball, implant, prosthesis.

Giriş

Dişsizlik toplumsal bir sağlık problemidir ve artan yaşam süreleri nedeniyle popülasyonda tam dişsiz hastaların görülme oranı artmaktadır (31). Tam protez kullanan hastaların yaşadıkları problemler arasında tutuculuk ve stabilite eksikliğine, buna bağlı olarak çigneme etkinliğinin azalmasına oldukça sık rastlanmaktadır (45). Özellikle mandibulada tutuculuğun ve stabilitenin sağlanması oldukça zordur ve bu durum hastaların psikolojilerini olumsuz etkilemektedir (46). Günümüzde mandibulada tam dişsizlik olgularında iki implant üzeri overdenture protezler temel tedavi prensibi olarak kabul görmüştür (17).

Implant üstü overdenture protezler 40 yılı aşkın bir süredir kullanılmaktadır (49). Implant üstü sabit protezler ile karşılaştırıldığında overdenture protezler daha ekonomik bir alternatiftir. Ayrıca oral hijyenin sağlanması daha kolaydır ve kayıp destek dokuları akrilik protez yerine koyabildiği için yüz estetiğinin geri kazanılması sağlanmış olur (10).

Osseointegre implantların başarı oranının %97 olduğu literatürde rapor edilmiştir (5). Implant başarısının değerlendirilmesinde marjinal kemik kaybı en önemli kriterdir (29, 36). Kemik kaybı miktarının yüklemeyi takip eden yılda 1,5 mm ve bunu takip eden her yıl için 0,2 mm olması fizyolojik olarak kabul edilebilir (2, 25). Marjinal kemik kaybı miktarının radyografiden ölçülmesi en sık kullanılan yöntemdir (24, 30, 41, 49). Bu nedenle implant tedavisi gören hastaların düzenli takip röntgenlerinin alınması tedavi başarısını belirlemede esastır (41).

Marjinal kemik kaybının nedeni biyomekanik veya mikrobiyal olabilir (20). Implant üzerine gelen aşırı yükler biyomekanik nedenlere bir örnektir. Overdenture protezin bağlı olduğu ataşmanların reziliensi ve geometrisi implant üzerine gelen yüklerde farklılıklar yaratabilir. Ataşman farkının kemik kaybına bir etkisinin olmadığını gösteren çalışmalar mevcut olsa da bu konuda daha fazla klinik çalışmaya gerek duyulmaktadır (3, 21).

1- Dt., Özel Model Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği; 2- Dr., Özel Model Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği; 3- Dr. Öğr., İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD; 4- Doç. Dr., İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu



Bu çalışmanın amacı implant üstü overdenture protezlerde kullanılan iki farklı ataşman (Ball ve Locator) tipinin marjinal kemik kaybı üzerine etkisini araştırmaktır.

GEREÇ VE YÖNTEM

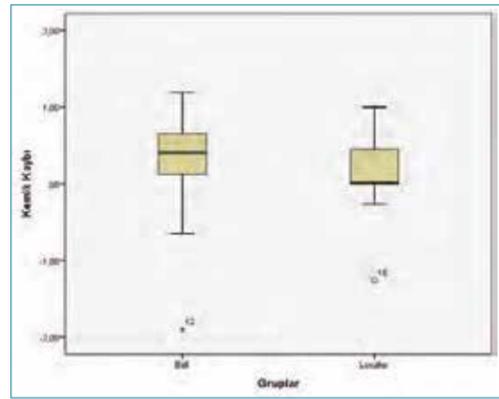
Istanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Girişimsel Olmayan Araştırmalar Etik Kurulu tarafından 2022/05-860 sayılı karar ile onaylanan bu çalışma retrospektif bir çalışma olarak tasarlanmıştır ve Dünya Tıp Birliği Helsinki Deklarasyonu Prensipleri'ne uygundur. Eylül 2012 ve Mart 2013 tarihleri arasında, özel bir ağız ve diş sağlığı hastanesinde (Özel Alpi Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi, Pendik, İstanbul) implant destekli hareketli protezler ile tedavi edilmiş hastaların kayıtları veri olarak kullanılmıştır.

Çalışmaya dahil edilme kriterleri olarak vakaların 2012-2013 yılları arasında interforaminal bölgede iki implant uygulanmış, ball veya locator ataşmanlarıyla desteklenen implant üstü tam protezler ile tedavi edilmiş olması; röntgen kayıtlarının mevcut olması (operasyon öncesi-sonrası, yükleme sonrası, 8 yıllık düzenli takip) belirlenmiştir. Diyabet hastaları, belirlenen röntgenlerin eksik olduğu vakalar, ikiden fazla sayıda implant ile desteklenmiş vakalar, farklı ataşman tipleri uygulanmış vakalar ve günde 10 adetten fazla sigara tüketen vakalar çalışmadan hariç tutulmuştur.

Bu dönemler arasında tedavi gören, aynı implant markası uygulanmış (Mode implant, Mode Medikal, Türki-



Resim 1: Radyografilerde ölçülen kemik kaybı mesafeleri.



Resim 2: İmplant lokalizasyonu ile kemik kaybının ilişkisi.

ye) ve çalışmaya dahil edilme kriterlerine uygun olan 51 hastadan 24 tanesine ulaşılmış, 9 yıllık takip amacıyla tekrar kliniğe çağrılmış ve kontrol radyografileri alınmıştır. Kontrol randevularına gelen 16 hastaya uygulanmış 32 implantın 30 tanesinin markanın pasif yivlere sahip Level Implant modeli, 2 tanesinin markanın agresif yivlere sa-

hip Rapid Implant modeli olduğu belirlenmiştir. Bu implantların 12 tanesinde Locator abutment, 20 tanesinde Ball abutment kullanılmıştır. İmplantlarda standardizasyonu sağlamak amacıyla Rapid implant kullanılmış vaka çalışma dışı bırakılmıştır. Eşit sayılara sahip Ball ve Locator abutmentlerle desteklenmiş implantlardan oluşan

TABLO 1

Kullanılan implantların çap-boy verileri.

İmplant Çapı	n	%	İmplant Boyu	n	%
3,3	6	25	10	7	29,2
3,7	14	58,3	11,5	12	50
4,1	3	12,5	13	3	12,5
4,7	1	4,2	16	2	8,3

2 grup oluşturmak amacıyla Ball abutment kullanılan 3 vaka daha çalışma dışı bırakılmıştır.

Çalışmaya dahil edilen tüm vakalarda interforaminal bölgeye aynı cerrah tarafından 2 implant uygulanmıştır. Tedaviler osseointegrasyonun tamamlanması açısından çift aşamalı olarak gerçekleştirilmiştir. Kullanılan implantların çapları 3,3; 3,7; 4,1 ve 4,7 arasında değişirken, implant boyları 10; 11,5; 13 ve 16 arasında değişmektedir. İmplantların çap ve boy dağılımları Tablo 1'de gösterilmiştir.

Üç aylık iyileşme periyodu sonrasında hastaların hareketli protezleri aynı protez uzmanı tarafından yapılmıştır. İmplant-protez bağlantıları ağız içerisinde gerçekleştirilmiştir.

Marjinal kemik kayıplarını değerlendirmek için röntgen cihazları (Point 500 HD, Pointnix, Kore ve Hyperion X5 2D Pan, Myray, İtalya) ile yükleme sonrasında ve 9 yıllık kontrol seansında alınan dijital panoramik radyografiler çalışma için esas alındı. Bu dijital görüntülerde ölçümleri yapabilmek amacıyla Image J (US National Institutes of Health, ABD) görüntü işleme programı kullanıldı. Programda kalibrasyon gerçek boyu bilinen implantların radyografilerde ölçülen implant boyuna oranlanması ile yapıldı. Referans olarak implantın boyun bölgesine komşu krestal kemiğin tepe noktaları alınırken, tüm ölçümler görüntüler %400 büyütülerek yapıldı. Marjinal kemik kaybı hesaplanırken mezial-distal bölgelerdeki implantın boyun seviyesi ile kemiğin implant yüzeyine değdiği ilk nokta arasındaki mesafeler ölçüldü (Resim 1). Yükleme ve takip radyografilerindeki implantların mezial ve distal kemik seviyeleri ölçülerek kaydedildi. Bu ölçümlerden elde edilen mezial-distal seviyelerin ortalamaları hesaplandı. Ortalamaların takip ve yükleme zamanı arasındaki farkları marjinal kemik kaybı olarak not edildi.

İstatistiksel analizler IBM SPSS Statistics 20.0 bilgisayar programı kullanılarak yapılmıştır (IBM Corp. Released 2011. IBM SPSS Statistics for Windows, Version 20.0. Armonk, NY: IBM Corp., ABD). Çalışmamızın verileri değerlendirilirken tanımlayıcı istatistiksel metodlar (Ortalama, standart sapma, frekans) yapılmıştır. Verilerin normal dağılıma uygunluğunun ve varyansların homojenliğinin kontrolü Kolmogorov-Smirnov ve Levene testi ile yapılmıştır. Verilerin normal dağılıma uygun olmadığı görülmüştür. Normal dağılıma uymayan verilere örneklem sayısı göz önüne alınarak parametrik olmayan istatistiksel analizler uygulanmıştır. Ball ve Locator gruplarının marjinal kemik kayıplarının karşılaştırılmasında Mann Whitney U testi kullanılmıştır. Ball ve Locator gruplarının grup içi yükleme günü ve kontrol zamanı arasındaki kemik kaybı farkları Wilcoxon işaretli sıralar testi ile analiz edilmiştir. Tüm analizlerde istatistik anlamlılık düzeyi 0,05 olarak kabul edilmiştir.

BULGULAR

Marjinal kemik kaybı ile gruplar arası ilişki incelendiğinde; Ball grubunda ortalama $0,237 \pm 0,831$ kemik kaybı gözlenirken, Locator grubunda ortalama $0,093 \pm 0,558$ kemik kaybı gözlenmiştir (Resim 2). 9 yıllık takip süresi sonunda Ball veya Locator ataşman kullanımının marjinal kemik kaybı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir farkı bulunamamıştır ($p=0,226$) (Tablo 2).

Marjinal kemik kayıpları grup içerisinde değerlendirilmiş, Ball ataşmanı ($p=0,182$) ve Locator ataşmanı ($p=0,327$) kullanılan gruplarda yükleme ve takip süreleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunamamıştır (Tablo 3).

TARTIŞMA

Tutuculuk ve stabilitenin problem olduğu tam protez hastalarında implant destekli overdenture protezler çiğ-

neme etkinliği ve konforu iyileştirerek yaşam kalitesini yükseltmektedir. Overdenture protezlerin literatürde rapor edilmiş başarı oranı (%94,5-98,8) yüksektir (11). İmplantların başarısı ise zaman içerisinde oluşan marjinal kemik kaybının miktarı ile ölçülebilmektedir (27). Rutin radyografiler ile marjinal kemik kaybının takip edilmesi en yaygın kullanılan yöntemlerden birisidir (6, 42).

Tüm limitasyonlarına rağmen dental radyografiler kemik kaybının miktarını ve geometrisini değerlendirmek için kullanılmaktadır (19). Bu amaçla paralel teknikle çekilmiş periapikal röntgenleri kullanan araştırmalar mevcuttur (9, 22, 37). Radyografik kemik yüksekliğini ölçmede hangi yöntemin daha uygun olduğunu araştıran çalışmalar panoramik röntgenlerin periapikal röntgenler kadar doğru sonuç verdiğini göstermiştir (26, 33, 35). Kullman ve ark. 21 hasta ile periapikal ve panoramik röntgenler üzerinden yaptıkları değerlendirmede, panoramik görüntülerin kemik-yiv temasını göstermede periapikal görüntüler kadar güvenilir olduğunu göstermişlerdir (26). Panoramik röntgenler implant tedavisinde hızlı, tekniği kolay ve düşük dozlu radyasyona sahip diagnostik bir yardımcıdır (48). Ancak dikey ve yatay yönde magnifikasyona bağlı görüntü bozulmaları olabilmektedir (43). Dijital panoramik görüntülerde bu magnifikasyon bozulması boyutları bilinen bir referans objesi sayesinde düzeltilebilmektedir (39, 47, 48). Bu çalışmada da kullanılan bir görüntü işleme programı ile, boyu ve çapı bilinen implantlar sayesinde her görüntü için kalibrasyon ve doğru mesafe ölçümleri yapılabilmektedir (39). Araştırmalar panoramik radyografilerin kemik bağlantı noktasından implant yivlerine kadar olan mesafenin ölçülmesinde kabul edilir hassasiyet gösterdiğini rapor etmiştir (3, 44). Mevcut çalışmada bu bilgiler ışığında dijital panoramik radyografilerden

Implant üstü overdenture protezlerde farklı ataşman tiplerinin marjinal kemik kaybı üzerine etkisi: Retrospektif çalışma

TABLO 2

Locator ve Ball gruplar arası fark.

	Gruplar	N	Ort.	SS.	Std. Error Ort.
Kemik kaybı	Ball	12	,2371	,83113	,23993
	Locator	12	,0929	,55834	,16118
P*			0,226		

* Mann Whitney U testi (p<0,05).

TABLO 3

Ball ve Locater grup içi fark.

	Ort.	N	SS:	Std. Error Ort.
BYort	,8083	12	,90254	,26054
BTort	1,0454	12	,86484	,24966
P*	0,182			
LYort	,5675	12	,73947	,21347
LTort	,6604	12	,52797	,15241
P*	0,327			

* Wilcoxon Signed Ranks Test (p<0,05). BY (Ball yükleme), BT (Ball takip), LY (Locater yükleme), LT (Locater takip).

ölçüm yapılmıştır. Başlangıç zamanı olarak protetik yükleme zamanı esas alınmış, ortalama dokuz yıllık takip röntgenleri üzerinden marjinal kemik kayıpları değerlendirilmiştir.

Marjinal kemik kaybının etiyojisi biyomekanik veya mikrobiyolojik olabilir (12, 28). Araştırmacılar arasında hangisinin daha etkili olduğu konusunda farklı sonuçlar rapor edilmiştir. Sasada ve ark. (38) yaptıkları çalışmada 3 farklı implant-abutment bağlantı çeşidinin kemik kaybı üzerine etkisini araştırmışlardır. Araştırma sonucunda kemik seviyesinde ve uç uca (butt-joint) bağlantı şeklinde 1,5-2,0 mm marjinal kemik kaybı görülürken, doku seviyesinde (tissue-level) ve platform-switch bağlantı şeklinde kemik kaybı bu kadar yüksek görülmemiştir. Yazarlar bu farkın uç uca birleşim çeşidinde abutment ve implant arasındaki geniş mikro-aralığın bu bölgede bakterilerin penetrasyon ve kolonizasyonuna izin vermesinden kaynaklandığını rapor etmişlerdir. Ebadian ve ark. overdenture protezlerde destek olan

implantlarda biyomekanik faktörlerin mikrobiyolojik faktörlerden daha etkili olduğunu rapor etmişlerdir (14). Sonlu elemanlar analizi sonuçlarına göre implantlarda kortikal kemikte aşırı yüklenme, gerilme tipi stres 170-190 MPa'ı aştığı zaman meydana gelmektedir (32, 34). Maksillada tam protez, mandibulada Locator tutuculu overdenture kullanan hastalarda oklüzal kuvvetler bu stres değerlerine ulaşacak kadar fazla bulunmamıştır. Buradan yola çıkarak oklüzal yüklerin marjinal kemik kaybına etkisinin küçük olduğu, diğer biyomekanik faktörlerin kemik kaybında etkili olabileceği bazı araştırmacılar tarafından düşünülmüştür (41). Bu sonuçlar protezlerin rutin takiplerinin önemini ortaya koymaktadır. Doku desteğini yitirmiş ve besleme gerektiren protezlerde ataşmanlar fulkrum etkisi yaratarak implantlar üzerinde daha fazla stres oluşmasına neden olabilir. Bazı çalışmalar oklüzal aşırı yüklemenin ve uyumsuz oklüzyonun implant stabilitesini ve marjinal kemik kaybını etkilediğini göstermiştir (12, 40).

Overdenture protezlerde farklı ataşman tiplerini karşılaştıran birçok klinik çalışmada marjinal kemik kaybı üzerinde ataşman tiplerinin etkisinin benzer olduğu bulunmuştur (4, 13). Locator ve Ball tutucular bağımsız ataşmanlar olarak sınıflandırılırlar (18). Bağımsız ataşmanlar bar tutucular gibi implantlar arasında gelen yükleri paylaşmazlar. Ataşmanların geometrisi ve tutucu elemanın reziliens implantta iletilen stresi etkileyebilir. Locator ataşmanın ikili retansiyon özelliği bulunmaktadır. Sınırlı bir lateral menteşe hareketine izin veren, iç ve dış yüzeylerinden sürtünme ile tutuculuk prensibine sahiptir. Ball ataşmana göre daha rijit bir bağlantı sağladığı için implant üzerine daha fazla kuvvet iletebilir ve böylelikle daha fazla kemik kaybına neden olabilir (8, 15). Çelik ve ark. fotoelastik stres analizi ile yaptıkları çalışmada Locator ataşmanların ball ve bar ataşmanlara kıyasla daha fazla peri-implant strese neden olduğunu rapor etmiştir (7). Bunun aksine Akça ve ark. erken yükleme yaptıkları mandibular overdenture vakalarında

Çapkat ve Ark.

Locator ataşmanların ball ataşmanlardan daha az kemik kaybı gösterdiğini bulmuşlardır (1). Ma ve ark. yapmış oldukları çalışmada 6 farklı ataşman tipi kullanmışlardır ve marjinal kemik seviyelerinde gruplar arasında bir fark bulamamışlardır (30). Benzer olarak bizim çalışmamızda da Locator ve Ball ataşmanlar arasında kemik kaybı açısından istatistiksel olarak anlamlı bir fark çıkmamıştır.

Bu çalışmanın bir limitasyonu ataşman yüksekliğinin standart olmamasıdır. Yüksek dayanakların implant üzerinde daha fazla horizontal kuvvetler uyguladığı ve daha fazla kemik kaybına neden olduğu teleskop tutuculu protezlerde rapor edilmiştir (16, 23). Diğer bir limitasyon ise veri sayısının az olmasıdır.

SONUÇ

Çalışmamızın sınırlı verileri ışığında dokuz yıllık takip süresi boyunca

implant destekli hareketli total protezlerin Ball veya Locator ataşmanları ile bağlanmasının kemik kaybına anlamlı bir etkisinin olmadığını görüldü. Bununla birlikte Ball ataşman kullanılan implantlardaki marjinal kemik kaybı ortalamasının Locator ataşman kullanılanların ortalamasından fazla olduğu gözlemlenmiştir. Ancak çalışmamızın bulgularını desteklemek için daha geniş hasta gruplarıyla, daha uzun takip sürelerine sahip araştırmaların yapılması gerekmektedir.

KAYNAKLAR

1. Akça K, Çavuşoğlu Y, Sağırkaya E, Cehrelili M C: Early-loaded one-stage implants retaining mandibular overdentures by two different mechanisms: 5-year results. International journal of oral & maxillofacial implants 2013,28(3).
2. Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson A: The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants 1986,1(1):11-25.
3. Bilhan H, Erdogan O, Geçkili O, Bilgin T: Comparison of Marginal Bone Levels Around Tissue-Level Implants with Platform-Matched and Bone-Level Implants with Platform-Switching Connections: 1-Year Results of a Prospective Cohort Study with a Split-Mouth Design. International journal of oral & maxillofacial implants 2021,36(5).
4. Boerrigter E, Van Oort R, Raghoobar G, Stegenga B, Schoen P, Boering G: A controlled clinical trial of implant-retained mandibular overdentures: clinical aspects. Journal of oral rehabilitation 1997,24(3):182-90.
5. Busenlechner D, Fürhauser R, Haas R, Watzek G, Mailath G, Pommer B: Long-term implant success at the Academy for Oral Implantology: 8-year follow-up and risk factor analysis. Journal of periodontal & implant science 2014,44(3):102-8.
6. Castellanos-Cosano L, Carrasco-García A, Corcuera-Flores J R, Silvestre-Rangil J, Torres-Lagares D, Machuca-Portillo G: An evaluation of peri-implant marginal bone loss according to implant type, surgical technique and prosthetic rehabilitation: a retrospective multicentre and cross-sectional cohort study. Odontology 2021,109(3):649-60.
7. Celik G, Uludag B: Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. The Journal of prosthetic dentistry 2007,97(4):229-35.
8. Chikunov I, Doan P, Vahidi F: Implant-retained partial overdenture with resilient attachments. Journal of Prosthodontics 2008,17(2):141-8.
9. Chrcanovic B R, Kisch J, Albrektsson T, Wennerberg A: A retrospective study on clinical and radiological outcomes of oral implants in patients followed up for a minimum of 20 years. Clin Implant Dent Relat Res 2018,20(2):199-207.
10. Cooper L F, Moriarty J D, Guckes A D, Klee L B, Smith R G, Almgren C, Felton D A: Five-year prospective evaluation of mandibular overdentures retained by two microthreaded, TiOblast nonsplinted implants and retentive ball anchors. International journal of oral & maxillofacial implants 2008,23(4).
11. Çelebioğlu B G, Türkoğlu K, Uçtaşı S: İki implant destekli mandibular overdenture uygulamalarının 5 yıllık klinik ve radyografik değerlendirilmeleri. Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi,28(3):151-7.
12. De Angelis F, Papi P, Mencio F, Rosella D, Di Carlo S, Pompa G: Implant survival and success rates in patients with risk factors: results from a long-term retrospective study with a 10 to 18 years follow-up. Eur Rev Med Pharmacol Sci 2017,21(3):433-7.
13. Donatsky O: Osseointegrated dental implants with ball attachments supporting overdentures in patients with mandibular alveolar ridge atrophy. International journal of oral & maxillofacial implants 1993,8(2).
14. Ebadian B, Azadbakht K, Shirani M: The Correlation of Clinical Outcomes (Marginal Bone Loss, Probing Depth, and Patient Satisfaction) With Different Prosthetic Aspects of Implant Overdentures: A Five-Year Retrospective Cohort Study. Journal of oral Implantology 2020,46(3):227-34.
15. Elsyad M, Elsayh E, Khairallah A: Marginal bone resorption around immediate and delayed loaded implants supporting a locator-retained mandibular overdenture. A 1-year randomised controlled trial. Journal of oral rehabilitation 2014,41(8):608-18.
16. Elsyad M A, Denewar B A, Elsayh E A: Clinical and Radiographic Evaluation of Bar, Telescopic, and Locator Attachments for Implant-Stabilized Overdentures in Patients with Mandibular Atrophied Ridges: A Randomized Controlled Clinical Trial. International journal of oral & maxillofacial implants 2018,33(5).
17. Feine J, Carlsson G, Awad M, Chehade A, Duncan W, Gizani S, Head T, Lund J, MacEntee M, Mericske-Stern R: The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. The International journal of oral & maxillofacial implants 2002,17(4):601-2.
18. Feine J S, Carlsson G E: Implant overdentures the standard of care for edentulous patients. New York 2003.
19. Fukuda C T, Carneiro S R S, Alves V T E, Pustigliani F E, De Micheli G: Radiographic alveolar bone loss in patients undergoing periodontal maintenance. The Bulletin of Tokyo Dental College 2008,49(3):99-106.
20. Galindo-Moreno P, León-Cano A, Ortega-Oller I, Monje A, F O V, Catena A: Marginal bone loss as success criterion in implant dentistry: beyond 2 mm. Clin Oral Implants Res 2015,26(4):e28-e34.
21. Gonçalves F, Campestrini V L L, Rigo-Rodrigues M A, Zanardi P R: Effect of the attachment system on the biomechanical and clinical performance of overdentures: A systematic review. J Prosthet Dent 2020,123(4):589-94.
22. Guljé F L, Raghoobar G M, Erksen W A, Meijer H J: Impact of Crown-Implant Ratio of Single Restorations Supported

Implant üstü overdenture protezlerde farklı ataşman tiplerinin marjinal kemik kaybı üzerine etkisi: Retrospektif çalışma

KAYNAKLAR

by 6-mm Implants: A Short-Term Case Series Study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016,31(3):672-5.

23. Heckmann S M, Wichmann M G, Winter W, Meyer M, Weber H P: Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. *Clinical oral implants research* 2001,12(6):640-7.

24. Helmy M H E-D, Elskokary M, Elsyad M A, Ali R M M: Effect of Attachment Type, Maximum Occlusal Force, and Denture Deformation on Marginal Bone Loss of Two-Implant Overdentures: A Short-Term Clinical Trial. *International journal of oral & maxillofacial implants* 2022,37(2).

25. Klein M, Tarnow D, Lehrfeld L: Marginal Bone Changes on Ultraclean, Micro-Threaded Platform-Switched Implants Following Restoration: 1- to 4-Year Data. *Compend Contin Educ Dent* 2020,41(4):e7-e18.

26. Kullman L, Asfour A A, Zetterqvist L, Andersson L: Comparison of radiographic bone height assessments in panoramic and intraoral radiographs of implant patients. *International journal of oral & maxillofacial implants* 2007,22(1).

27. Lee S Y, Koak J Y, Kim S K, Rhyu I C, Ku Y, Heo S J, Han C H: A Long-Term Prospective Evaluation of Marginal Bone Level Change Around Different Implant Systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016,31(3):657-64.

28. Linkevicius T, Apse P, Grybauskas S, Puisys A: The influence of soft tissue thickness on crestal bone changes around implants: a 1-year prospective controlled clinical trial. *International journal of oral & maxillofacial implants* 2009,24(4).

29. Ma S, Payne A G: Marginal bone loss with mandibular two-implant overdentures using different loading protocols: a systematic literature review. *Int J Prosthodont* 2010,23(2):117-26.

30. Ma S, Tawse-Smith A, Thomson W M, Payne A G: Marginal bone loss with mandibular two-implant overdentures using different loading protocols and attachment systems: 10-year outcomes. *International Journal of Prosthodontics* 2010,23(4).

31. Marinis A, Afshari F S, Yuan J C-C, Lee D J, Syros G, Knoernschild K L, Campbell S D, Sukotjo C: Retrospective analysis of implant overdenture treatment in the advanced prosthodontic clinic at the University of Illinois at Chicago. *Journal of oral Implantology* 2016,42(1):46-53.

32. Martin R B, Burr D B, Sharkey N A, Fyhrie D P: Skeletal tissue mechanics: Springer, 1998.

33. Molander B, Ahlqwist M, Gröndahl H, Hollender L: Agreement between panoramic and intra-oral radiography in the assessment of marginal bone height. *Dentomaxillofacial radiology* 1991,20(3):155-60.

34. Natali A N: Dental biomechanics: CRC Press, 2003.

35. Persson R E, Tzannetou S, Feloutzis A G, Brägger U, Persson G R, Lang N P: Comparison between panoramic and intra-oral radiographs for the assessment of alveolar bone levels in a periodontal maintenance population. *Journal of clinical periodontology* 2003,30(9):833-9.

36. Pham N Q, Gonda T, Takahashi T, Mameda Y: The influence of bone loss on peri-implant bending strain under overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2019,34(4):900-6.

37. Ramaglia L, Di Spirito F, Sirignano M, La Rocca M, Esposito U, Sbordone L: A 5-year longitudinal cohort study on crown to implant ratio effect on marginal bone level in single implants. *Clin Implant Dent Relat Res* 2019,21(5):916-22.

38. Sasada Y, Cochran D L: Implant-Abutment Connections: A Review of Biologic Consequences and Peri-implantitis Implications. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2017,32(6):1296-307.

39. Schropp L, Stavropoulos A, Gotfredsen E, Wenzel A: Calibration of radiographs by a reference metal ball affects preoperative selection of implant size. *Clinical Oral Investigations* 2009,13(4):375-81.

40. Sheridan R A, Decker A M, Plonka A B, Wang H-L: The role of occlusion in implant therapy: a comprehensive updated review. *Implant Dentistry* 2016,25(6):829-38.

41. Tercanli Alkis H, Turker N: Retrospective evaluation of marginal bone loss around implants in a mandibular loca-

tor-retained denture using panoramic radiographic images and finite element analysis: A pilot study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2019,21(6):1199-205.

42. Ting M, Tenaglia M S, Jones G H, Suzuki J B: Surgical and patient factors affecting marginal bone levels around dental implants: a comprehensive overview of systematic reviews. *Implant Dentistry* 2017,26(2):303-15.

43. Tronje G, Welander U, McDavid W, Morris C: Image distortion in rotational panoramic radiography: I. General considerations. *Acta Radiologica Diagnosis* 1981,22(3A):295-9.

44. Turkyilmaz I: Clinical and radiological results of patients treated with two loading protocols for mandibular overdentures on Brånemark implants. *Journal of clinical periodontology* 2006,33(3):233-8.

45. Tymstra N, Raghoebar G, Vissink A, Meijer H: Maxillary anterior and mandibular posterior residual ridge resorption in patients wearing a mandibular implant-retained overdenture. *Journal of oral rehabilitation* 2011,38(7):509-16.

46. Van Waas M A: The influence of psychological factors on patient satisfaction with complete dentures. *The Journal of prosthetic dentistry* 1990,63(5):545-8.

47. Vazquez L, Nizam Al Din Y, Christoph Belser U, Combescure C, Bernard J P: Reliability of the vertical magnification factor on panoramic radiographs: clinical implications for posterior mandibular implants. *Clinical oral implants research* 2011,22(12):1420-5.

48. Vazquez L, Nizamaldin Y, Combescure C, Nedir R, Bischof M, Dohan Ehrenfest D, Carrel J-P, Belser U C: Accuracy of vertical height measurements on direct digital panoramic radiographs using posterior mandibular implants and metal balls as reference objects. *Dentomaxillofacial radiology* 2013,42(2):20110429.

49. Vercrayssen M, Quirynen M: Long-term, retrospective evaluation (implant and patient-centred outcome) of the two-implant-supported overdenture in the mandible. Part 2: marginal bone loss. *Clinical oral implants research* 2010,21(5):466-72.

YAZIŞMA ADRESİ

Dt. Ulviye Çapkat
 Özel Model Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği
 Fulya Mah, Büyükdere Cad, Torun Center, No: 47 Şişli / İstanbul
 Tel: 0544 542 52 12 • e-posta: ulviyecapkat@gmail.com

Farklı yiv yapısına sahip dental implantlarda marjinal kemik kaybının değerlendirilmesi: Pilot çalışma
 Evaluation of marginal bone loss in dental implants with different thread structure: Pilot study

ÖZET
 Bu çalışmada, farklı yiv yapılarına sahip dental implantların marjinal kemik kaybı üzerine etkisi değerlendirilmiştir. Çalışma, 15 hasta ve 41 adet implant dahil edilmiştir. Uygulanan implantların S'i agresif yiv tasarımına sahip ve 33'ü ise normal yiv tasarımına sahiptir. Implantların yüklenmesini takiben ve 1 yıl sonra hastalardan panoramik radyografiler CCD sensörlü cihazı ile dijital olarak elde edilmiştir. Alınan röntgenler üzerinde marjinal kemik kaybı ölçümleri yapılmış, elde edilen veriler istatistiksel program ile değerlendirilmiştir. Agresif yivli ve normal yiv yapısına sahip implantlarda 1 yıl sonunda saptanan marjinal kemik kaybı miktarı arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır.

ABSTRACT
 Bu çalışmada, farklı yiv yapılarına sahip dental implantların marjinal kemik kaybı üzerine etkisi değerlendirilmiştir. Çalışma, 15 hasta ve 41 adet implant dahil edilmiştir. Uygulanan implantların S'i agresif yiv tasarımına sahip ve 33'ü ise normal yiv tasarımına sahiptir. Implantların yüklenmesini takiben ve 1 yıl sonra hastalardan panoramik radyografiler CCD sensörlü cihazı ile dijital olarak elde edilmiştir. Alınan röntgenler üzerinde marjinal kemik kaybı ölçümleri yapılmış, elde edilen veriler istatistiksel program ile değerlendirilmiştir. Agresif yivli ve normal yiv yapısına sahip implantlarda 1 yıl sonunda saptanan marjinal kemik kaybı miktarı arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır.

Anahtar Kelimeler Kemik Kaybı, Agresif Yiv, Dental Implant.

Farklı Yiv Yapısına Sahip Dental İmplantlarda Marjinal Kemik Kaybının Değerlendirilmesi: Pilot Çalışma

Yerleştirme sırasında implantın stabilitesinin sağlanması, başarı için kritik bir faktör olarak kabul edilmektedir. Implant stabilitesine ek olarak, peri-implant marjinal kemik kaybı önemli bir tedavi sonuç ölçüsüdür. Bu prospektif pilot çalışmada, aynı implant firmasına ait iki farklı yiv tasarımına sahip implantların 1 yıllık takip sonrası marjinal kemik kayıplarının değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmaya 15 hasta ve 41 adet implant dahil edilmiştir. Uygulanan implantların S'i agresif yiv tasarımına sahip ve 33'ü ise normal yiv tasarımına sahiptir. Implantların yüklenmesini takiben ve 1 yıl sonra hastalardan panoramik radyografiler CCD sensörlü cihazı ile dijital olarak elde edilmiştir. Alınan röntgenler üzerinde marjinal kemik kaybı ölçümleri yapılmış, elde edilen veriler istatistiksel program ile değerlendirilmiştir. Agresif yivli ve normal yiv yapısına sahip implantlarda 1 yıl sonunda saptanan marjinal kemik kaybı miktarı arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır.

Anahtar kelimeler Kemik Kaybı, Agresif Yiv, Dental Implant.

miascience



Copyright © İstanbul 2023

TÜRK
DİŞHEKİMLİĞİ DERGİSİ
THE TURKISH JOURNAL OF DENTISTRY

TDD; Nisan 2023, 96: 10-13

Araştırma / Research

Elif Gözde Nalbantoğlu¹
Esra Bilgi Özyetim²
Çağatay Dayan³
Onur Geçkil⁴Farklı yiv yapısına sahip
dental implantlarda marjinal kemik
kaybının değerlendirilmesi:
Pilot çalışma

Evaluation of marginal bone loss in dental implants with different thread structure: Pilot study

ÖZET

Yerleştirme sırasında implantın stabilitesinin sağlanması, başarı için kritik bir faktör olarak kabul edilmektedir. İmplant stabilitesine ek olarak, peri-implant marjinal kemik kaybı önemli bir tedavi sonuç ölçüsüdür. Bu prospektif pilot çalışmada, aynı implant firmasına ait iki farklı yiv tasarımına sahip implantların 1 yıllık takip sonrası marjinal kemik kayıplarının değerlendirilmesi amaçlanmıştır. Çalışmaya 15 hasta ve 41 adet implant dahil edilmiştir. Uygulanan implantların 8'i agresif yiv tasarımına sahip ve 33'ü ise normal yiv tasarımına sahiptir. İmplantların yüklenmesini takiben ve 1 yıl sonra hastalardan panoramik radyografiler CCD sensörlü cihazı ile dijital olarak elde edilmiştir. Alınan röntgenler üzerinde marjinal kemik kaybı ölçümleri yapılmış, elde edilen veriler istatistik programı ile değerlendirilmiştir. Agresif yivli ve normal yiv yapısına sahip implantlarda 1 yıl sonunda saptanan marjinal kemik kaybı miktarı arasında anlamlı ilişki bulunmamıştır.

Anahtar kelimeler

Kemik Kaybı, Agresif Yiv, Dental İmplant.

ABSTRACT

Ensuring implant stability during placement is considered a critical factor for success. In addition to implant stability, peri-implant marginal bone loss is an important measure of treatment outcome. The aim of this prospective pilot study was to evaluate the marginal bone loss of implants with two different thread designs of the same implant company after 1 year of follow-up. The study included 15 patients and 41 implants. Of the implants, 8 were implants with aggressive thread design and 33 were implants with regular thread design. Panoramic radiographs were obtained digitally with a CCD sensor device following implant loading and 1 year later. Marginal bone loss measurements were made on the radiographs and the data obtained were evaluated with a statistical program. No significant correlation was found between the amount of marginal bone loss detected at the end of 1 year in implants with aggressive and regular thread structure.

Key words

Marginal Bone Loss, Aggressive Thread, Dental Implant.

1- Doktora Öğrencisi, İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD. 2- Dr. Öğr. Üyesi, İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD. 3- Doç. Dr., İstanbul Cerrahpaşa Üniversitesi, Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu, Dişçilik Hizmetleri 4- Prof. Dr., İstanbul Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD.

GİRİŞ

Dental implantlar, kısmi ve total diş eksikliğinin tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Birçok uzun dönem yapılmış çalışmalarda implantların yüksek sağ kalım oranına sahip olduğu bildirilmiştir (1). İmplant yerleştirilmesinden sonra Brånemark ve ark. (2) tarafından tanımlanan osseointegrasyon gelişimi, klinik başarıyı belirleyen önemli bir faktördür (3). Osseointegrasyonu sağlamanın en önemli unsuru mobilite olmaması yani implantın stabil olarak kemikte durmasıdır. Osseointegrasyon oluştuktan sonra, marjinal kemik kaybı, stabilite kaybı için önemli bir faktördür (4). Stabilite eksikliği, implant veya kemik kaybına da yol açar (5). Kemik kaybı 2 aşamada gerçekleşir (6). İmplantın maruz kaldığı süreye ve protez bağlantısına bağlı olarak meydana gelen erken kemik kaybı (7) ve kemik kaybının bir sonraki aşaması olan, fonksiyon sırasında meydana gelebilen 'geç kemik kaybı'dır (8). Geç kemik kaybına genellikle periimplantit neden olmaktadır (9). Diş çekiminden sonraki ilk yıl boyunca kemik kaybı tehlikeli bir oranda meydana gelebilir. Osseointegrasyon implantların başarısızlığı peri-implant veya alveol kemik kaybının sonucudur (10). Albertson ve ark. (11) implant başarısı için ilk yıldaki kemik kaybı miktarının 1.5 mm'den az ve sonraki her yılda ise kemik kaybı miktarının 0,2 mm ile sınırlı kalması gerektiğini bildirmişlerdir. Bununla birlikte, bazı araştırmacılar bu kriterin revize edilmesi gerektiğini ifade etmelerine rağmen, dental implant çalışmalarında halen kullanılmaktadır (12).

İmplant etrafındaki kemik kaybına çeşitli faktörler etki etmektedir. Lokal faktörler arasında implant gövdesi, oklüzal yüklenme, implantın boyutu ve biyolojik özellikler yer almaktadır. İmplant ve dayanak arasındaki bağlantı tipi (internal hex, external hex, konik ve bunların modifikasyonları) ve implant ile dayanak arasındaki mikro boşluğun boyutu kemik kaybı ile ilgili yapısal faktörleri oluşturmaktadır. Ayrıca implantın tipi (tek parçalı, iki parçalı ve çok parçalı implant), şekli (konik, konik olmayan), çapı, uzunluğu, sertliği, yüzey topografisi veya implantın yivleri (V-thread, buttress, reverse buttress vb) kemik kaybında önemli rol oynar (13). İmplant destekli protezlere uygulanan aşırı oklüzal yük, periimplantite katkıda bulunabilir ve implant kaybına neden olabilir (14, 15).

Periimplantit, yetersiz kemik hacmi, cerrahi aşama, implantın erken

yüklenmesi ve zayıf osseointegrasyon kemik kaybını etkileyen biyolojik faktörlerdir (16). Kemik kaybında ayrıca sistemik faktörler (hastanın yaşı, genel sağlık durumu ve genetik yatkınlıklar) ve sosyal faktörler de (hastanın sosyoekonomik durumu, ağız hijyeni ve uyarıcı madde tüketimi) önemli rol oynamaktadır (17).

İmplant stabilitesini ve uzun dönem başarısını etkileyen bir başka potansiyel faktör de implantın özellikleridir. İmplant materyali, mikro ve makro tasarımı ana özelliklerini oluşturmaktadır (18, 19). Son dönemlerde agresif yivli implant tasarımları geliştirilmiştir. Agresif yiv tasarımına sahip implantların yerleştirilme sonrası daha iyi primer stabilite elde edilmesini olanak sağladığı bildirilmektedir (20).

İmplant geometrisinin yerleştirme torqu değerlerinde önemli bir rol oynadığına inanıldığından (21), posterior maksilla gibi süngerimsi kemiğe yerleştirilen implantlarda güçlü bir bağ ve iyi kemik-implant teması istenir. Özellikle hemen yüklenme planlandığında, daha yüksek stabilite seviyelerine izin veren tasarıma sahip bir implantın kullanılması arzu edilir. Tip 4 kemikte daha iyi stabilite elde etmek için daha agresif yiv tasarımına sahip dental implantlar çeşitli üreticiler tarafından klinik kullanıma sunulmuştur (22).

Bu prospektif pilot çalışmada, iki farklı yiv tasarımına sahip implantların 1 yıllık takip sonrası marjinal kemik kayıplarının değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

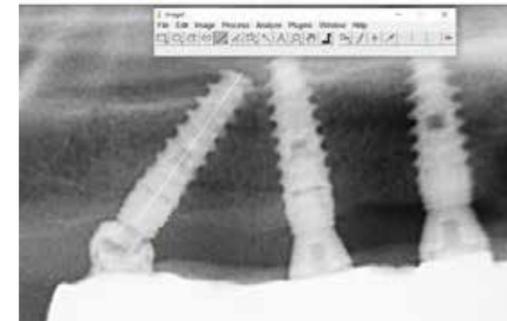
GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma, İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Fen, Sosyal ve Girişimsel Olmayan Sağlık Bilimleri Araştırmaları Etik Kurulu tarafından 2022/05-860 no.lu karar ile onaylanmış, Dünya Tıp Birliği Helsinki Deklarasyonu Prensipleri'ne uyulmuştur. Çalışmaya 01.01.2020 ile 01.06.2021 tarihleri arasında implant cerrahisi ve implant destekli protezleri yapılmış 15 hasta

Farklı yiv yapısına sahip dental implantlarda marjinal kemik kaybının değerlendirilmesi: Pilot çalışma



Resim 1.
Dijital görüntü üzerinde agresif yiv tasarımına sahip implantın kemik kaybı ölçümü.



Resim 2.
Dijital görüntü üzerinde normal yiv tasarımına sahip implantın kemik kaybı ölçümü.

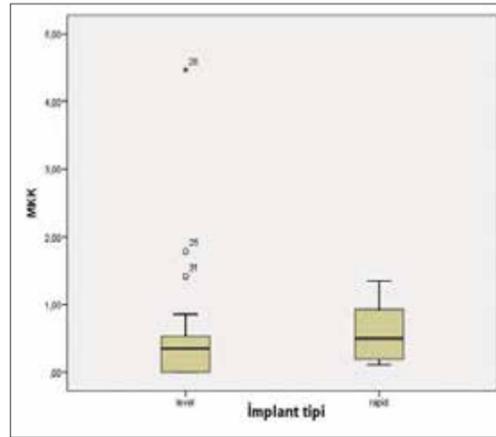
ve 41 adet implant dahil edilmiştir. Uygulanan implantların 8'i agresif yiv tasarımına sahip implant (Mode Rapid implant, Mode Implant / Mode Medikal San. Ve Tic. Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) ve 33'ü normal yiv tasarımına sahip (Mode Level implant, Mode Implant / Mode Medikal San. Ve Tic. Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) implanttır. İmplantların yüklenmesini takiben hastalardan alınan panoramik radyografiler CCD sensörlü orthopantomograph (PAX-I, Vatech, Kore) cihazı ile dijital olarak elde edilmiştir. Çalışmaya dahil edilen hastaların 1 yıl sonraki kontrol radyografileri aynı cihazla çekilmiştir. Hastaların panoramik radyografileri, deneyimli bir Oral Diagnoz ve Radyoloji uzmanı tarafından standart radyografi cihazı ve ışınlama değişkenleri kullanılarak elde edilmiştir. Hastaların çekilmiş olan yüklenme sonrası ve 1. yıl kontrol röntgenleri karşılaştırılarak marjinal kemik kayıpları ölçülmüştür. Ölçümlerin net olabilmesi için görüntüler 20 kat büyütülmüş ve vektörel ölçümler yapılmıştır. Bu işlemler için Image J (US National Institutes of Health, ABD) yazılım programından yararlanılmıştır. Ölçümlerde referans olarak her implant

için önceden bilinen implant çapı referans değer olarak alınmıştır. Yükleme sonrası ve kontrolde çekilen dijital görüntüler üzerinde implant çevresinden krestal kemik seviyesine kadar olan mesafe ölçülmüş ve kontrolde çekilen röntgende ölçülen mesafe yüklenme sonrası çekilen röntgenden elde edilen mesafeden çıkarılmıştır. Önceden bilinen implant çapı ile görüntülerden ölçülen çap oranlanmış aynı orantı ölçülen kemik kaybına uygulanarak marjinal kemik kayıpları ölçülmüştür (Resim 1 ve 2). Bu ölçümler aynı araştırmacı tarafından 2 kez yapılmış ve her implant için bu 2 ölçümün ortalaması alınarak asıl değer elde edilmiştir. Her implant için biri mezial diğeri distal olmak üzere kemik kayıpları ölçülmüş; bu iki değer aritmetik ortalaması tek bir kemik kaybı değeri olarak kaydedilmiştir. Çalışmadan elde edilen veriler literatürde belirtilen Albrektsson ve ark. (11)'nin implantlar için başarı kriterlerine göre değerlendirilmiştir.

İstatistiksel analizler IBM SPSS Statistics 20.0 bilgisayar programı kullanılarak yapılmıştır (IBM Corp. Released 2011. IBM SPSS Statistics for Windows, Ver-

Özyetim ve Ark.

Resim 3:
Kemik kayıplarının gruplar içinde dağılımını gösteren Box-Plot grafiği.



TABLO 1

Normal ve agresif yiv tasarımına sahip implantların ortalama kemik kaybı ve standart sapma değerleri.					
Marjinal Kemik Kaybı	İmplant	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
	Normal yiv	33	,4981	,82880	,14428
	Agresif yiv	8	,5852	,44390	,15694

*Mann-Whitney U testi

TABLO 2

İmplant tasarımları ile kemik kaybı arasında ilişkinin Mann-Whitney U testi sonuçları	
	Marjinal Kemik Kaybı
Mann-Whitney U	92,000
Wilcoxon W	653,000
Z	-1,333
Asymp. Sig.(2-tailed)	,183
Exact Sig. [2*(1-tailed Sig.)]	,198b

*p<0.05

sion 20.0. Armonk, NY: IBM Corp., ABD). Çalışma verilerinin parametrelerinin değerlendirilmesinde Mann-Whitney U testi kullanılmıştır. Anlamlılık p<0.05 düzeyinde değerlendirilmiştir.

BULGULAR

Çalışma, retrospektif olarak taranan 15 hastaya ait 41 adet implantın radyografik verileri üzerinde yapılmıştır. Çalışmaya katılan hastaların 7'si kadın,

8'i erkektir. 1 yıl sonunda hiçbir hastada implant kaybı yaşanmamıştır. Sağ kalım oranı %100'dür.

Agresif yivli implantlarda 1 yıl sonunda saptanan marjinal kemik kaybı miktarı 0,5852 mm iken, normal yivli implantlarda 0,4981 mm olarak saptanmıştır (Tablo 1) (Resim 3).

Marjinal kemik kaybı miktarı ile implantın yiv tasarımı (agresif / normal) arasında anlamlı bir ilişki saptanmamıştır (p>0,05) (Tablo 2).

TARTIŞMA

Yerleştirme sırasında implantın stabilitesinin sağlanması, başarı için kritik bir faktör olarak kabul edilir (23). İmplantın primer stabilitesinin ölçülmesi, tedavi planının ve yükleme protokolünün oluşturulmasına yardımcı olabilecek önemli prognostik bilgiler sağlar (24). Klinik olarak, bir implantın primer stabilitesi geleneksel olarak implantın yerleştirildikten hemen sonra immobilizasyonu olarak anlaşılır (25). İmplant stabilitesine ek olarak,

peri-implant marjinal kemik kaybı önemli bir tedavi sonuç ölçüsüdür (26). Klinik uygulamalarda, implantların ilk osseointegrasyonundan sonra implant stabilitesinde ve kemik seviyelerinde değişiklikler beklendiğinden, implantların uzun vadeli takip değerlendirmeleri önemlidir (25). İmplantların klinik başarısı başlangıçtaki ve implant yerleştirildikten sonra devam eden stabiliteye bağlıdır (27).

Mevcut çalışmada farklı yiv tasarımına sahip dental implantların digital panoramik röntgenler ile 1 yıl sonundaki marjinal kemik kayıpları değerlendirilmiş; agresif ve normal yiv tasarımının marjinal kemik kaybı miktarına etkileri incelenmiştir. Çalışmada, 1 yıl sonunda her iki yiv tasarımında saptanan marjinal kemik kaybı miktarının Albrektsson ve ark.'nın başarı kriterini sağladığı belirlenmiştir.

İmplant gövde tasarımları ve yüzey modifikasyonları, daha yumuşak kemik türlerinde stresi hafifletmek amacıyla daha geniş yüzey alanı sağlayarak ve ankrajı iyileştirerek implant başarısını artırmak için önerilmiştir. Yapılan sonlu eleman analizi çalışmasının sonuçlarına göre, kemikte oluşan stresin dağılımı ve büyüklüğü implant geometrisine bağlı olarak değişebilir. Ayrıca, ilk teması optimize etmek, stabiliteyi artırmak, implantın yüzey alanını artırmak ve ara yüzey stresinin emilimini kolaylaştırmak için yivler kullanılır (28).

Chaksupa ve ark. implantların makro tasarımıyla ilgili çalışmalarında agresif yiv yapısına sahip ve normal yiv yapısına sahip iki implant primer stabilite açısından karşılaştırılmış ve agresif yiv yapısına sahip implantların daha yüksek stabilite değerlerine sahip olduğu bildirilmiştir. Ayrıca aynı çalışmada makro yiv yapısının implant stabilitesini etkileyen bir faktör olduğu belirtilmiştir (28). Chaksupa ve ark. (28)'nın çalışma sonuçlarına benzer şekilde, McCullough ve Klokkevold (29) agresif yiv tasarımına sahip implantların

Farklı yiv yapısına sahip dental implantlarda marjinal kemik kaybının değerlendirilmesi: Pilot çalışma

daha yüksek primer stabilite değerine sahip olduğunu ifade etmişlerdir. Irinakis & Wiebe agresif yiv tasarımına sahip implantların, yeni çekim yapılmış molar bölgelerinde yüksek primer stabilite sağladığını bildirmişlerdir (30). Yapılan başka bir çalışmada ise implant yerleştirme sırasında, 3 ila 6 aylarda ölçülen stabilite değerleri ile kemik kaybı değerleri arasında anlamlı bir ilişki olduğu bildirilmiştir (27).

Bu pilot çalışmada, agresif yiv tasarımına sahip implantlar ile normal yiv tasarımına sahip implantların 1 yıl sonunda gözlenen marjinal kemik kayıpları ara-

sında anlamlı ilişki belirlenmemiştir. Her iki yiv tasarımına sahip implantlarda 1 yılın sonunda implant kaybı gözlenmemiştir. Sağ kalım oranı %100'dür.

Çalışmaya dahil edilen implant sayısının az olması, agresif ve normal yiv tasarımına sahip implant sayılarının dağılımının farklı olması, takip süresinin kısa olması çalışmanın limitasyonlarını oluşturmaktadır. Çalışma pilot çalışma olarak planlandı ve retrospektif bir çalışma olduğu için agresif ve normal yiv tasarımına sahip implant sayılarının dağılımı farklılık göstermiştir. Örneklem sayısının az olması ve gruplar

arası dağılımının homojen olmaması istatistiksel verilerin güvenilirliğini etkileyebileceğinden mevcut çalışmanın daha uzun takip süreli ve daha fazla sayıda implant üzerinde gerçekleştirilmesi planlanmıştır.

SONUÇLAR

Çalışmanın sınırlamaları dahilinde; agresif ve normal yiv tasarımına sahip implantlar değerlendirildiğinde, 1 yıl sonunda gözlenen marjinal kemik kaybı her 2 yiv tasarımında da benzerlik göstermektedir. Ancak bu konu ile ilgili daha uzun takip süreli çalışmaların yapılmasına ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

- Moraschini V, Poubel LADC, Ferreira VF, Barboza EDS. Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: A systematic review. *Int. J. Oral Maxillofac. Surg.* 2015;44:377-388.
- Brånemark P, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue-integrated prostheses*. Chicago; Quintessence. 1985. p. 11-43.
- Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont* 1998;11:491-501.
- Listgarten MA. Clinical trials of endosseous implants: issues in analysis and interpretation. *Ann Periodontol.* 1997;2:299-313.
- Javed F, Ahmed H, Crespi R, Romanos G. Role of primary stability for successful osseointegration of dental implants: Factors of influence and evaluation. *Interv. Med. Appl. Sci.* 2013;5(4):162-167.
- Gartshore L. Risk factors in implant dentistry. *Br. Dent. J.* 2008; 205(2):109.
- Lombardi T et al. Factors influencing early marginal bone loss around dental implants positioned subcrestally: A multicenter prospective clinical study. *J. Clin. Med.* 2019;8(8):1168.
- Naveau A, Shimmyouzu K, Moore C, Avivi-Arber L, Jøkerst J, Koka S. Etiology and measurement of peri-implant crestal bone loss. *J. Clin. Med.* 2019;8(2):166.
- John V, Shin D, Marlow A, Hamada Y. Peri-implant bone loss and peri-implantitis: A report of three cases and review of the literature. *Case Rep. Dent.* 2016.
- Kate M, Palaskar S, Kapoor P. Implant failure: A dentist's nightmare. *J. Dent. Implant.* 2016;6(2):51.
- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11-25.
- Shemtov-Yona K, Rittel D. An overview of the mechanical integrity of dental implants, *Biomed Res. Int.* 2015.
- Oswal MM, Amasi UN, Oswal MS, Bhagat AS. Influence of three different implant thread designs on stress distribution: A three-dimensional finite element analysis. *J. Indian Prosthodont. Soc.* 2016;16:359-365.
- Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thomsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur. J. Oral Sci.* 1998;106:527-551.
- Naveau A, Shimmyouzu K, Moore C, Avivi-Arber L, Jøkerst J, Koka S. Etiology and measurement of peri-implant crestal bone loss (CBL). *J. Clin. Med.* 2019; 8:166.
- Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J. Dent. Res.* 2006;85:473-478.
- Güven SS, Cabbar F, Güler N. Local and systemic factors associated with marginal bone loss around dental implants: A retrospective clinical study. *Quintessence Int.* 2020;51:128-141.
- Bolind PK, Johansson CB, Becker W, Langer L, Sevetz EB, Jr., & Albrektsson TO. A descriptive study on retrieved non-threaded and threaded implant designs. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(4):447-455.
- Huang HL, Hsu JT, Fuh LJ, Tu MG, Ko CC, Shen Y W. Bone stress and interfacial sliding analysis of implant designs on an immediately loaded maxillary implant: a non-linear finite element study. *J Dent.* 2008;36(6):409-417.
- Irinakis T, Wiebe C. Clinical evaluation of the NobelActive implant system: a case series of 107 consecutively placed implants and a review of the implant features. *J Oral Implantol.* 2009;35(6):283-288.
- Mahary, Christian, et al. Peak insertion torque correlated to histologically and clinically evaluated bone density. *Implant Dentistry.* 2011;182-191.
- O'Sullivan, Dominic, Lars Sennerby, and Neil Meredith. Measurements comparing the initial stability of five designs of dental implants: a human cadaver study. *Clinical implant dentistry and related research.* 2000; 2:2: 85-92.
- Ivanoff CJ, Sennerby L, Lekholm U. Influence of initial implant mobility on the integration of titanium implants. An experimental study in rabbits. *Clin Oral Implants Res* 1996;7:120-7.
- de Souza JG, Neto AR, Filho GS, Dalago HR, de Souza Junior JM, Bianchini MA. Impact of local and systemic factors on additional peri-implant bone loss. *Quintessence Int* 2013;44:415-24.
- Molly L. Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Implants Res* 2006;17 Suppl 2:124-35.
- Ormianer Z, Matalon S, Block J, Kohen J. Dental implant thread design and the consequences on long-term marginal bone loss. *Implant Dent* 2016;25:471-7.
- Khalaila W, Nasser M, Ormianer Z. Evaluation of the relationship between Periost values, marginal bone loss, and stability of single dental implants: A 3-year prospective study. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2020;124(2):183-188.
- Chaksupa C, Pimkhaokham A. A Comparison of Implant Stability between Aggressive and Non-Aggressive Dental Implant Design Using Two Different Stability Measuring Techniques: In Vitro. *RSU International Research Conference.* April 2022.
- McCullough JJ, Klokkevold PR. The effect of implant macro-thread design on implant stability in the early post-operative period: a randomized, controlled pilot study. *Clin Oral Implants Res* 2017;28(10):1218-1226.
- Irinakis T, Wiebe C. Clinical evaluation of the NobelActive implant system: a case series of 107 consecutively placed implants and a review of the implant features. *J Oral Implantol* 2009;35(6):283-288.

YAZIŞMA ADRESİ

Dr. Öğr. Üyesi Esra Bilgi Özyetim
İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Sütlüce Mahallesi, Binektaş Sokak, No:10 Beyoğlu / İstanbul
Tel: 0543 658 67 35 • e-posta:esrabilgi@ozyetim@hotmail.com



Hemen yüklemeye protokolü ile yerleştirilen implant destekli hareketli protezlerdeki implantların marjinal kemik kaybı ile primer stabiliteilerinin ilişkisi: 1 yıllık prospektif klinik çalışma

Bu çalışmanın amacı; alt çene tam dişsiz bireylerde hemen yüklemeye protokolüyle yerleştirilen iki implant destekli bar veya locator tutuculu protezlerdeki implantların marjinal kemik kayıpları ile kemik içi stabilite değerlerinin karşılaştırılmasıdır. 28 tam dişsiz hastanın alt çenesine 2 adet aynı boy ve çapta implant (Nobel Biocare, Göte-borg, İsveç) uygulanmış ve hastalar bar veya locator tutuculu protezler uygulanmak üzere 2 gruba ayrılmıştır. Hastaların klinik ve radyografik bulguları yüklemeyi takip eden 6. ay ve 12. ayda değerlendirilmiştir. Locator ve bar tipi tutucuların cerrahi operasyon esnasındaki Periotest düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunurken (p=0.01); altıncı ay ve 12. aylardaki Periotest değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Anahtar kelimeler Hemen Yüklemeye, Marjinal Kemik Kaybı, Primer Stabilite, İmplant Destekli Hareketli Protez.

**Gökçen Ateş¹
Hakan Bilhan²
Onur Geçkil³
Çağatay Dayan⁴
Tonguç Sülün⁵**

Hemen yüklemeye protokolü ile yerleştirilen implant destekli hareketli protezlerdeki implantların marjinal kemik kaybı ile primer stabiliteilerinin ilişkisi: 1 yıllık prospektif klinik çalışma

The relationship of marginal bone loss and primer stability around implants in mandibular supported overdentures that were immediately loaded: 1 year prospective study

ÖZET

Bu çalışmanın amacı; alt çene tam dişsiz bireylerde hemen yüklemeye protokolüyle yerleştirilen iki implant destekli bar veya locator tutuculu protezlerdeki implantların marjinal kemik kayıpları ile kemik içi stabilite değerlerinin karşılaştırılmasıdır. 28 tam dişsiz hastanın alt çenesine 2 adet aynı boy ve çapta implant (Nobel Biocare, Göte-borg, İsveç) uygulanmış ve hastalar bar veya locator tutuculu protezler uygulanmak üzere 2 gruba ayrılmıştır. Hastaların klinik ve radyografik bulguları yüklemeyi takip eden 6. ay ve 12. ayda değerlendirilmiştir. Locator ve bar tipi tutucuların cerrahi operasyon esnasındaki Periotest düzeyleri arasında anlamlı bir farklılık bulunurken (p=0.01); altıncı ay ve 12. aylardaki Periotest değerleri arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık bulunmamıştır.

Anahtar kelimeler

Hemen Yüklemeye, Marjinal Kemik Kaybı, Primer Stabilite, İmplant Destekli Hareketli Protez.

ABSTRACT

The objective of this study is to assess the primary stability values, marginal bone loss rates of two implant-retained complete edentulous patients used an immediate-loading protocol. Two implants with same size and diameter (Nobel Biocare, Göteborg, Sweden) were placed in 28 patients with complete edentulous mandible and the patients were divided into two groups according to the overdentures with bar or locator attachment to be applied. Clinical and radiographic findings of the patients were evaluated at the 6th and 12th months following the loading procedure. No statistically significant difference between the implants of both groups at 6th and 12th months (p>0.05).

Key words

Immediate Loading, Marginal Bone Loss, Primer Stability, Implant Supported Overdenture.

Giriş

Bölümlü dişsizlik ve tam dişsizlik olan vakaların dental implantlar ile rehabilitasyonunun uzun dönem klinik başarısı ortaya konulmuş ve günümüzde en çok tercih edilen protetik tedavi alternatifine haline gelmiştir (1, 2). McGill Uzlaşısı ve York Bildirisi'ne göre, tam dişsiz hastalarda, iki adet implantla desteklenen alt çenede uygulanan implant destekli hareketli protezlerin birinci seçenek tedavi olarak önerilmesi gerektiği ifade edilmiştir (3, 4).

Osseointegrasyon, implant yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasındaki direkt fonksiyonel ve yapısal bağlantı olarak tanımlanmaktadır (5). Osseointegrasyonun değerlendirilmesi primer ve sekonder stabilite olarak iki aşamada yapılır. Osseointegrasyonun birinci basamağı primer stabilitedir. Primer stabilite kemik-implant arasındaki mekanik bağlatıyı gösteren bir parametredir (6). Sekonder stabilite ise, iyileşme periyodundan sonra görülen implant-doku arasındaki kemigin yeniden şekillenmesi ve rejenerasyonu ile elde edilen stabilitedir. Yapılan çalışmalar RFA'nın altın standart olarak implant stabilitesinin ölçümünde kullanıldığını göstermiştir (6-8). ISQ değerleri 0-100 arasında dağılım göstermekle birlikte osseointegre implantların stabilitesinin ortalama 40-80 arasında olduğu bildirilmiştir (9). ISQ değeri 70'in üzerinde olan bir implant başarılı stabilizasyona sahipken, ISQ değeri 50'nin altında olması durumunda ise implant kaybı açısından riskinin yüksek olduğunun göstergesi olarak belirtilmektedir (10). Periotest ile hem primer hem de sekonder stabilite ölçülebilmektedir (10, 11). Periotest cihazının ucunda yer alan piston, implanta vurup hafifçe yer değiştirmesine neden olur ve böylece implantın stabilizasyon kapasitesini ölçer. Pistille implant arasında geçen temas süresi periotest değeri (PTD) olarak adlandırılır ve -8 ile +50 arasında bir sonuç meydana gelir. -8 rijit bir bağlantıyı, +50 ise osseointegrasyonun gerçekleşmediğini gösterir (10).

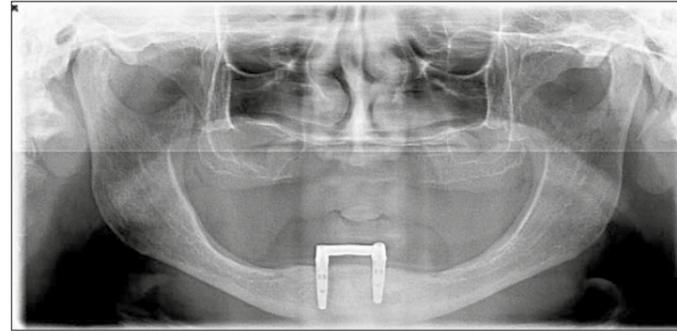
1- Dr., İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD. 2- Doç. Dr., Witten/Herdecke Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Periodontoloji AD., Almanya 3- Prof. Dr., İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD. 4- Doç. Dr. İstanbul Üniversitesi Cerrahpaşa Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu, 5- Prof. Dr., İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD.

Hemen yüklemeye protokolü ile yerleştirilen implant destekli hareketli protezlerdeki implantların marjinal kemik kaybı ile primer stabilite ilişkisi: 1 yıllık prospektif klinik çalışma

Yüklemeye protokollerini yerleştirme protokollerinden ayrı tutarak incelemekte yarar vardır. 2008 yılında son olarak toplanılan 4. ITI konsesundan çıkan kararlar sonucunda (12, 13); fikir birliği sağlayan grup 2003 yılı içerisinde alınan konsensus kararlarını modifiye edip, hemen yüklemeye cerrahi girişimi takip eden 1 hafta içerisinde fonksiyonel olacak şekilde implantların yüklenmesi biçiminde tanımlamıştır. Interforaminal bölgede 2 implantın uygulandığı hemen ve erken yüklemeye ile top başlı ve bar tutuculu protezlerle ilgili çalışmalar olmasına rağmen (14-20) 2016 yılında Kappel ve ark.'nın (21) 2 implant destekli hemen yüklemeye ile yerleştirilen bar ve locator tutuculu protezleri kıyasladıklarını çalışmaları dışında locator tutuculu protezler üzerine hemen (21) ve erken yüklemeye ile yapılan çalışma sayısı son derece azdır (22-24).

Implant çevresindeki marjinal kemik kaybı MKK'yı değerlendirmede en sık kullanılan yöntem dijital panoramik radyografilerdir. Bu yöntem implantın yalnızca distal ve mezialindeki kemik kaybı miktarı ile ilgili olarak bilgi verse de araştırmalar panoramik radyografi yönteminin kemik kaybını değerlendirmede yeterli olduğunu bildirmiştir (25, 26). Implantın yüklenmesinden 1 yıl sonra, 2 mm'den az ve takip eden her yıl için 0,1-0,2 mm'lik kaybın sözkonusu olduğu MKK normal sınırlar içerisinde kabul edilmekte olup bu sınırlar implant başarı kriterleri arasında sıralanmaktadır (26-28). Fakat 1993 yılında gerçekleştirilen 1. Avrupa Perodontoloji Seminerinde; MKK'nın yüklemeye sonraki ilk yıl içerisinde 1,5 mm'yi, takip eden her yıl 0,2 mm'yi geçmemesi, klinik mobilite, enfeksiyon ve ağrı belirtisinin olmaması implant başarı kriterleri olarak belirtilmiştir (27).

Bu çalışmanın sıfır hipotezi alt çene tam dişsiz ağızlarda interforaminal bölgeye hemen yüklemeye protokolü ile yerleştirilen 2 implant destekli bar



Resim 1: Alt çene ön bölgeye 2 implant yerleştirilmiş bir vakadan çekilmiş görüntü.

tutuculu protezlerle, locator tutuculu protezler ve implantlar arasındaki 12 aylık takip sonrasında marjinal kemik kaybı değerleri ile primer stabilite kıyaslanması açısından bir farklılık bulunmayacağı yönünde olmuştur.

GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışma grubu, İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Total Parsiyel Protezler Kliniği'nde alt üst tam protez yaptırmak isteyen tam dişsiz bireylerden oluşturulmuştur. Üst çeneye geleneksel tam protez, alt çeneye ise McGill Uzlaşısı ve York Bildirisi'ne göre 2 implant destekli hareketli protezi ilk tedavi seçeneği olarak kabul eden 46 birey bu çalışmaya dahil edilmiştir. Çalışmaya katılacak bireylerin tespitinde şu kriterler göz önünde bulundurulmuştur: Bireyin sistemik olarak implant tedavisini engelleyecek bir rahatsızlığının bulunmaması, ağız içi muayene sonrası dental implant uygulanmasını engelleyecek herhangi bir durumun saptanmaması, panoramik radyografilerde ve yapılan ağız içi muayenede 13 mm uzunluğunda ve 4,3 mm çapında kemik içi implant uygulanması için yeterli miktarda kemiğin varlığının saptanması, bireylerin rutin kontrollere gelebilecek sağlık durumlarını muhafaza etmeleri. Çalışmaya dahil edilmeme kriterlerinde ise: Bireylerin alkol ve uyuşturucu bağımlısı olması, yerleştirme torkunun 35Ncm'nin altında olması ve ISQ değerinin 65'in altında ölçülmesi, birey-

lerin son 10 yıl içerisinde intravenöz bisfosfanat kullanmış olması değerlendirilmiştir.

Çalışmamız İstanbul Üniversitesi İstanbul Tıp Fakültesi Klinik Araştırmalar Etik Kurulu tarafından onaylanmıştır (2011/16-402). Çalışmamızda 2012-2015 yılları içerisinde alt ve üst çene tam dişsiz çalışma kriterlerine uyan 46 hasta ile başlanmış olup kura yöntemi kullanılarak bar ve locator tutuculu implant üstü hareketli protezler olacak şekilde eşit 2 gruba ayrılmıştır. Çalışmaya katılanlardan locator grubundaki 2 kişi, yapılan ilk muayene sonucunda tedaviyi kabul etmemiştir. Locator grubundaki 6 kişi, bar grubundan 5 kişi alt ve üst geleneksel tam protez tedavisinden sonra implant cerrahisi yaptırmaktan vazgeçmiştir. Yeterli primer stabilite sağlanamayan locator grubundan 2 ve bar grubundan 2 kişi çalışma dışı bırakılmıştır. Locator grubundan 1 kişi ise cerrahi uygulamasında mandibulanın semfiz bölgesindeki yetersiz kemik kalınlığından dolayı 4,3 mm çapında implant yapılamadığı için çalışma dışında bırakılmıştır. Geriye kalan 28 birey (16 kişi bar destekli protez grubunda, 12 kişi locator destekli protez grubunda) çalışmaya dahil edilmiştir. Bireylere alt çene interforaminal bölgede 33 ve 43 numaralı bölgelere birer tane olmak üzere toplam 56 adet kemik içi implant uygulanmıştır. Hastaların hepsine Nobel Replace (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) marka 4,3 mm çapında

Ateş ve Ark.

ve 13 mm uzunluğunda implantlar uygulanmıştır.

Çalışma dahilindeki bütün hastalara alt çeneye implant destekli tam protezler, üst çeneye ise geleneksel tam protezler aynı hekim ve diş teknisyeni tarafından yapılmıştır. Implant uygulamasından önce alt ve üst çene geleneksel tam protez aşamaları sırasıyla tamamlanmıştır. Dişli prova seansı tamamlandıktan sonra alt çenedeki diş diziminin ısıyla polimerize olan şeffaf akrilikten (Rodex, Rodent, İtalya) duplikatı elde edilmiştir. Hastalara protezleri teslim ettikten sonra da gerekli okülz aşındırmalar ve kontroller yapılarak 1 hafta süreyle protezler kullanılmıştır.

Çalışmadaki bütün bireylerin dental implant uygulamaları aynı cerrah tarafından gerçekleştirilmiştir. Cerrahi stent alt tam dişsiz çeneye yerleştirilip kontrolü sağlanmıştır ve rehber frezle kanin bölgelerinden işaretlenmiştir. Asepsi ve antisepsi prensiplerine operasyon bölgesinde dikkat edilerek mukoperiosteal flap kaldırılmıştır. Hazırlanan implant kaviteleler sonrasında her bireye 33 ve 43 numaralı bölgeye 13 mm uzunluğunda ve 4,3 mm çapında Nobel Replace® (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) marka 2 adet kemik içi implantlar 35 Ncm tork ile yerleştirilmiştir. Çalışmada hemen yüklemeye yapılacaklarından implantlar yerleştirildikten sonra implant stabilitesini ölçmek için öncelikli olarak Ostell™ Mentor (Integration Diagnostics AB, Göteborg, İsveç) cihazı ve Periotest M (Medizintechnik Gulden, Modautal, Almanya) cihazı kullanılmıştır.

İmplantların Primer Stabilitesinin Hemen Yüklemeye Yapmak İçin Değerlendirilmesi

RFA ölçümlerin yapılabilmesi için Nobel Replace® (Nobel Biocare, Göteborg, İsveç) marka dental implantlarla uyumlu olan Smartpeg isimli transducer'lerden Tıp 13 kullanılmıştır. Cerrahi operasyon esnasında, imp-

lant yerleştirilmesinden sonra implant taşıyıcısı sökülüp locator destekli hareketli protez yapılacak hastalarda locator abutmentler takılmadan önce, bar destekli hareketli protezlerde ise multiunit abutmentler takılmadan önce yapılmıştır. İmplantlara uyan SmartPeg'ler, bölgeyi izole ettikten sonra yerleştirilip parmak basıncı ile sıkıştırılmıştır. SmartPeg'ler Ostell Mentor cihazı ile 90 derece açı yapacak biçimde firmanın talimatlarına uyacak şekilde konumlandırılmış, her bir implant için bukkal ve mezialden olacak şekilde ikişer ölçüm sonrasında aritmetik ortalaması alınıp tek bir ISQ değeri ortaya çıkmıştır. Her bir ölçüm yaklaşık 30 saniye sürmüştür, hastalar ölçüm sırasında rahatsızlık veya normal dışı bir hassasiyet duymamıştır. RFA ölçümleri sonrasında tüm değerler 65 ve üzeri çıkan değerlerde hemen yüklemeye yapılmıştır. Elde edilen ISQ değerleri her hasta için hazırlanan takip formlarına kaydedilmiştir.

Çalışmada implant stabilitesini ölçmek için kablosuz Periotest M (Medizintechnik Gulden, Modautal, Almanya) cihazı bir diğer yöntem olarak kullanılmıştır. Her bir implant için cerrahi işlem esnasında multiunit abutmentler ve locator abutmentler yerleştirildikten sonra abutmentler üzerinden Periotest ölçümleri yapılmıştır. Bu ölçümler sonrasında 6. ayda ve 12. ayda tekrarlanmıştır. Ölçümler şu şekilde gerçekleştirilmiştir: İlk ölçüm implantların yerleştirilmesinden hemen sonra abutmentler üzerinden yapılmıştır. Firmanın talimatları doğrultusunda periotest ölçümü tükürük, kan ve yumuşak doku gibi yabancı maddelerden izole edilen abutmentler üstünden implantların uzun eksenine dik olacak şekilde ve abutmentlerden 0,7-2 mm mesafeden gerçekleştirilmiştir. Cihaz üzerindeki değer PTD olarak kaydedilmiştir.

Ölçü işlemlerine geçildiğinde bar tutuculu protezler için multiunit abutmentlerin üzerine uygun ölçü parçasını ve locator tutuculu protezler için

de locator abutmentlere uygun ölçü parçaları yerleştirilmiştir. Ölçü alımı sonrasında hemen yüklemeye protokollerine uygun olarak ertesi gün laboratuvarından gelen dolder barlar (Kobalt-krom-tungsten-molibden, Starbond CoS Disc, Scheftner, Mainz, Almanya) hemen uygulanıp firmanın önerdiği şekilde raşet yardımıyla 15 Ncm olacak şekilde yüklenmiştir. Alt protezin içerisinde sanı tutucu lastikler olacak şekilde hazırlanıp dolder barların üzerine uygulanmıştır. Locator destekli protezler ise ağızda 1 gün öncesinde torklanmış olan locator abutmentler üzerine yerleştirilmeye hazır olacak şekilde laboratuvarında 5 farklı renge sahip olan tutucu lastiklerden pembe olanı uygulanmış olarak gelmiştir.

BULGULAR

Bar ve locator gruplarındaki ortalama ISQ değerlerine baktığımızda locator tutuculu grup için 79,58 olarak belirlenirken bar tutuculu grupta ise 81,56 olarak ölçülmüştür. Cerrahi safhada locator tutuculu grubun PTD ortalaması -3,93±2,08 iken; bar tutuculu grubun PTD ortalaması -2,41±2,43'tür. Locator ve bar destekli gruplarda cerrahi sırasında ölçülen PTD ve Ostell değerleri ile MKK değerlendirilmesinde anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p>0,05) (Tablo 1 ve Tablo 2).

TARTIŞMA

Bu çalışmanın sıfır hipotezi olan, alt çene tam dişsiz ağızlarda interforaminal bölgeye hemen yüklemeye protokolü ile uygulanan 2 implant destekli bar tutuculu protezler, locator tutuculu protezler ve bu protezlerin bağlı olduğu implantlar arasındaki MKK değerleri ile primer stabilite açısından karşılaştırıldığında herhangi bir fark olmadığı 12 aylık takip sonrasında doğrulanmıştır.

Periotest ve RFA Verilerinin Değerlendirilmesi

Sennerby & Meredith (6), implantların stabil olarak kabul edilebilmesi için

Hemen yüklemeye protokolü ile yerleştirilen implant destekli hareketli protezlerdeki implantların marjinal kemik kaybı ile primer stabilite ilişkisi: 1 yıllık prospektif klinik çalışma

başlangıç ISQ değeri 60'ın üzerinde olması gerekliliğini belirtmişlerdir. *Nedir ve ark* (29), ise primer stabilizasyon için başlangıç ISQ değerinin 47'den fazla olması gerekliliğine işaret ettiğini, hemen yüklemeye için ise ISQ'nun 54'ten fazla olmasını önermektedirler. Çalışmamızda hemen yüklemeye protokolü uygulandığından primer stabiliteyi ölçmek için değerlendirilen yöntemlerden biri RFA yöntemidir. Bar ve locator gruplarındaki ortalama ISQ değerlerine baktığımızda locator tutuculu grup için 79,58 olarak belirlenirken bar tutuculu grupta ise 81,56 olarak ölçülmüştür. Bu veriler hemen yüklemeye için önerilen verilerle örtüşmektedir (29).

Implantların osseointegre olmuş hali ankiloz olarak kabul edilir bu sebeple PTD'leri düşük pozitif veya negatif değerlerde seyretmektedir. *Olivé ve Aparicio* PTD'lerin titanyum implantlar için -5 ile +5 arasında olması gerektiğini belirtmişlerdir (26). *Geçkili ve ark.*'nin (30) yaptıkları çalışmada 20 hastaya 2 farklı bağlantı tipine sahip implantlar (Biohorizon ve Octo) uygulanmıştır. Implantlar 6. haftada yüklenmiştir ve PTD'leri cerrahi safhada, yüklemeye safhasında, 6. ayda ve 12. ayda ölçülmüştür. Biohorizon implantların PTD'leri sırası ile 5,35±1,63, -5,00±1,17, -5,15±1,27, -4,50±1,32 iken Octo implantlarının PTD'leri ise -5,30±3,45, -4,30±1,30, -3,15±3,63, -2,65±4,87 olarak bildirilmiştir. Gruplar arasında Biohorizon grubundaki implantların kemik içi stabiliteyi Octo implantlara göre daha iyi olduğu rapor edilmiştir. Çalışmamızda 28 tam dişsiz bireylerin alt çene kanin bölgelerine 2 adet implant yerleştirilmiştir. Implantların üst yapıları locator ve bar tutuculu protezler olacak şekilde 2 gruba ayrılıp, implantlar hemen yüklemeye protokolü ile yerleştirilmiştir. Implantların PTD'leri cerrahi esnasında ölçülmüştür. Cerrahi safhada locator tutuculu grubun PTD ortalaması -3,93±2,08 iken; bar tutuculu grubun PTD ortalaması -2,41±2,43'tür. Cerrahi aş-

TABLO 1			
Primer stabilizasyon (Ostell) ile MKK ilişkisi.			
			Ostell
MKK /Locator	(cerrahi/6. ay)	r*	0,132
		p*	0,538
	(6. ay/12. ay)	r*	0,032
		p*	0,88
	(cerrahi/12. ay)	r*	0,131
		p*	0,54
MKK /Bar	(cerrahi/6. ay)	r*	-0,113
		p*	0,54
	(6.ay/12.ay)	r*	0,026
		p*	0,887
	(cerrahi/12. ay)	r*	-0,034
		p*	0,715

*Spearman's rho

TABLO 2			
Primer stabilizasyon (PTD) ile MKK ilişkisi.			
			PTD (cerrahi esnasında)
MKK/Locator	(cerrahi/6.ay)	r*	0,383
		p*	0,065
	(6. ay/12. ay)	r*	-0,048
		p*	0,825
	(cerrahi/12. ay)	r*	0,296
		p*	0,16
MKK/Bar	(cerrahi/6. ay)	r*	-0,187
		p*	0,305
	(6.ay/12.ay)	r*	0,144
		p*	0,43
	(cerrahi/12. ay)	r*	-0,049
		p*	0,792

* Spearman's rho

mada locator destekli grupta sadece 2 hastada pozitif değer görülürken, bar destekli grupta 3 hastada pozitif değer belirlenmiştir. Bu değerler *Olivé ve Aparicio* PTD'lerinin belirttiği değerlerle uyumaktadır. Yüklemeyi erteleyecek herhangi bir değerle karşılaşmamıştır (31). 6. ayda locator destekli

grupların PTD ortalaması -4,15±1,7 iken; bar destekli grupların PTD ortalaması -2,92±2,94'tür. 12. ayda locator destekli grupların PTD ortalaması -3,9±2,1 iken; bar destekli grupların PTD ortalaması -3,62±2,89'dur. Bu değerler *Singh, Krennmair, Aparicio*'nun çalışmalarıyla

Ateş ve Ark.

uyumluluk göstermektedir (6, 32, 33).

Tutucu tiplerinin gruplar arası karşılaştırılmasında cerrahi esnasında periotest değerleri açısından istatistiksel olarak anlamlılık saptanmışken (p=0,01), bu farklılık 6. ay ve 12. ay kontrollerinde ortadan kalkmıştır. Cerrahi esnasında ortaya çıkan anlamlılık hastaları kura yöntemi ile belirlediğimiz için hastaların kemik tiplerini bilmememizden kaynaklandığını düşünmekteyiz. Grup içi PTD'ler karşılaştırıldığında locator tutuculu grubun herhangi bir dönem arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmazken, bar tutuculu grupta cerrahi zamanı ve 6. ay, 6. ay ve 12. ay arasında ölçülen PTD'ler arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmazken, cerrahi zamanı ve 12. ay arasındaki PTD'de istatistiksel olarak anlamlılık gözlemlenmiştir (p<0,05). Bar tutuculu grupta kendi içerisinde sekonder stabilitesinde artış yaşanmıştır.

Primer ve Sekonder Stabilite ile MKK İlişkisinin Değerlendirilmesi
Dental implantlarda başarılı bir osseointegrasyonun gerçekleşmesinde pri-

mer stabilitenin rolü büyüktür. Sonlu elemanlar analizi çalışmasında *Tözüm ve ark.* (34) in-vitro çalışmalarında vertikal kemik kaybı ilişkisi ile primer stabilizasyon ilişkisini değerlendirmişler ve MKK miktarlarının artışı ile ISQ değerlerindeki düşüşleri ilişkilendirmişlerdir. Primer stabilitenin MKK ile negatif yönlü korelasyon olduğunu gösteren çalışmaların yanında *Elsyad ve ark.* (35) 36 hasta üzerinde 72 adet implantın 1 senelik klinik çalışma takibini değerlendirmişler ve sonucunda MKK miktarı ile ISQ değerleri arasında bir ilişki bulamamışlardır. Çalışmamızda da locator ve bar tutuculu gruplardaki implantların cerrahi operasyonda ölçülen ISQ değerleri ile yüklemeye zamanı/6. ay, 6. ay/12. ay ve cerrahi zamanı/12. ay zaman aralıklarında ölçülen MKK'ları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır (p>0,05).

Dental implantların osseointegrasyonundaki bir başka önemli faktör de sekonder stabilitedir. Sekonder stabilite hemen yüklenmeyen implantlarda yüklemeye zamanı için belirleyici bir

faktördür (36, 37). Cerrahi esnasında ölçtüğümüz PTD değerleri ile yüklemeye zamanı/6. ay, 6. ay/12. ay ve cerrahi zamanı/12. ay zaman aralıklarında ölçülen MKK'lar arasında istatistiksel fark sadece ilk 6 ayda locator tutucuların mezial yüzeylerindeki MKK arasında pozitif korelasyon bulunup (r=0,534, p=0,007), diğer dönemlerde istatistiksel olarak anlamlı bir ilişki bulunmamaktadır (p>0,05). PTD'ler ile 12. ay MKK arasında bir korelasyon saptanmama sebebi olarak interforaminal bölgeye yerleştirilen implantların hemen hemen tüm PTD'lerin düşük olmasına ve bu bölgenin kemik kaybına en az rastlanılan bölge olmasının etkili olmuş olabileceği düşünülmektedir.

SONUÇ

Bu çalışmanın sınırlamaları dahilinde; 1. Bar ve locator tutuculu implantlarda primer stabilizasyon ile 12. ay MKK düzeyleri arasında bir korelasyon bulunmamıştır. Bu bölgedeki primer stabilite değerlerinin yüksek, MKK değerlerinin ise düşük olduğu bilinmektedir.

Hemen yüklemeye protokolü ile yerleştirilen implant destekli hareketli protezlerdeki implantların marjinal kemik kaybı ile primer stabiliteilerinin ilişkisi: 1 yıllık prospektif klinik çalışma

KAYNAKLAR

- Rasmussen L, Roos J, Bystedt H. A 10-year follow-up study of titanium dioxide-blasted implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2005;7(1):36-42.
- Visser A, Raghoobar GM, Meijer HJ, Batenburg RH, Vissink A. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants. A 5-year prospective study. *Clin Oral Implants Res.* 2005;16(1):19-25.
- British Society for the Study of Prosthetic D. The York consensus statement on implant-supported overdentures. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 2009;17(4):164-5.
- Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, et al. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24-25, 2002. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2002;17(4):601-2.
- Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T. *Tissue-Integrated Prostheses.* Chicago, IL: Quintessence Publishing; 1985.
- Meredith N. Assessment of implant stability as a prognostic determinant. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):491-501.
- Geckili O, Bilhan H, Cilingir A, Mumcu E, Bural C. A comparative in vitro evaluation of two different magnetic devices detecting the stability of osseointegrated implants. *Journal of periodontal research.* 2012;47(4):508-13.
- Rabel A, Kohler SG, Schmidt-Westhausen AM. Clinical study on the primary stability of two dental implant systems with resonance frequency analysis. *Clin Oral Investig.* 2007;11(3):257-65.
- Payne AG, Solomons YF. The prosthodontic maintenance requirements of mandibular mucosa- and implant-supported overdentures: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 2000;13(3):238-43.
- Lachmann S, Jager B, Axmann D, Gomez-Roman G, Groten M, Weber H. Resonance frequency analysis and damping capacity assessment. Part I: an in vitro study on measurement reliability and a method of comparison in the determination of primary dental implant stability. *Clin Oral Implants Res.* 2006;17(1):75-9.
- Magno Filho LC, Cirano FR, Hayashi F, Hsu FS, Alexandre C, Dib L, et al. Assessment of the Correlation between Insertion Torque and Resonance Frequency Analysis of Implants placed in Bone Tissue of Different Densities. *The Journal of oral implantology.* 2012;16.
- Cochran DL, Buser D, ten Bruggenkate CM, Weingart D, Taylor TM, Bernard JP, et al. The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants. *Clin Oral Implants Res.* 2002;13(2):144-53.
- Esposito M, Grusovin MG, Chew YS, Coulthard P, Worthington HV. One-stage versus two-stage implant placement. *A Cochrane systematic review of randomised controlled clinical trials.* *Eur J Oral Implantol.* 2009;2(2):91-9.
- Akca K, Akbocaglu M, Comert A, Tekdemir I, Cehreli MC. Bone strains around immediately loaded implants supporting mandibular overdentures in human cadavers. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2007;22(1):101-9.
- Alfadda SA, Attard NJ, David LA. Five-year clinical results of immediately loaded dental implants using mandibular overdentures. *Int J Prosthodont.* 2009;22(4):368-73.
- Attard NJ, David LA, Zarb GA. Immediate loading of implants with mandibular overdentures: one-year clinical results of a prospective study. *Int J Prosthodont.* 2005;18(6):463-70.
- Grandi T, Guazzi P, Samarani R, Garuti G, Grandi G. Immediate loading of two unsplinted implants retaining the existing complete mandibular denture in elderly edentulous patients: 1-year results from a multicentre prospective cohort study. *Eur J Oral Implantol.* 2012;5(1):61-8.
- Stoker GT, Wismeijer D. Immediate loading of two implants with a mandibular implant-retained overdenture: a new treatment protocol. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2011;13(4):255-61.
- Stricker A, Gutwald R, Schmelzeisen R, Gellrich NG. Immediate loading of 2 interforaminal dental implants supporting an overdenture: clinical and radiographic results after 24 months. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2004;19(6):868-72.
- Turkyilmaz I, Sennerby L, Tumer C, Yenigul M, Avci M. Stability and marginal bone level measurements of unsplinted implants used for mandibular overdentures: a 1-year randomized prospective clinical study comparing early and conventional loading protocols. *Clinical oral implants research.* 2006;17(5):501-5.
- Kappel S, Giannakopoulos NN, Eberhard L, Rammelsberg P, Eijffler C. Immediate Loading of Dental Implants in Edentulous Mandibles by Use of Locator(R) Attachments or Dolder(R) Bars: Two-Year Results from a Prospective Randomized Clinical Study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2016;18(4):752-61.
- Alsabeeha NH, Payne AG, De Silva RK, Thomson WM. Mandibular single-implant overdentures: preliminary results of a randomised-control trial on early loading with different implant diameters and attachment systems. *Clin Oral Implants Res.* 2011;22(3):330-7.
- Schincaglia GP, Rubin S, Thacker S, Dhingra A, Trombelli L, Ioannidou E. Marginal Bone Response Around Immediate- and Delayed-Loading Implants Supporting a Locator-Retained Mandibular Overdenture: A Randomized Controlled Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31(2):448-58.
- Thacker SR. Immediate Versus Delayed Loading of Two Implants Supporting A Locator Retained Mandibular Overdenture. A Randomized Controlled Study [Master's Thesis]. University of Connecticut; 2012.
- De Smet E, Jacobs R, Gijbels F, Naert I. The accuracy and reliability of radiographic methods for the assessment of marginal bone level around oral implants. *Dentomaxillofac Radiol.* 2002;31(3):176-81.
- Meredith N, Shafie HR. Clinical applications for the measurement of implant stability using Ostell™ Mentor. In: In: Shafie HR, editor. *Clinical and Laboratory manual of implant overdentures.* Oxford: Blackwell; 2007. p. 206-9.
- Albrektsson T, Isidor F. Consensus report of session IV. In: In: Lang N, Karring T, editors. *Proceedings of the 1st European Workshop on Periodontology.* London, UK: Quintessence Publishing Co Ltd; 1994. p. 365-69.
- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1986;1(1):11-25.
- Nedir R, Bischof M, Szmulker-Moncler S, Bernard JP, Samson J. Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clin Oral Implants Res.* 2004;15(5):520-8.
- Geckili E, Geckili O, Bilhan H, Kutay O, Bilgin T. Clinical Comparison of Screw-Retained and Screwless Morse Taper Implant-Abutment Connections: One-year Postloading Results. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017;32(5):1123-31.
- Olive J, Aparicio C. Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1990;5(4):390-400.
- Aparicio C. The use of the periotest value as the initial success criteria of an implant: 8-year report. *Int J Periodont Rest.* 1997;17(2):151.
- Krennmair G, Seemann R, Weinlander M, Wegscheider W, Piehslinger E. Implant-prosthodontic rehabilitation of anterior partial edentulism: a clinical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(5):1043-50.
- Krennmair G, Seemann R, Weinlander M, Wegscheider W, Piehslinger E. Implant-prosthodontic rehabilitation of anterior partial edentulism: a clinical review. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2011;26(5):1043-50.
- Elsyad MA, Elsayh EA, Khairallah AS. Marginal bone resorption around immediate and delayed loaded implants supporting a locator-retained mandibular overdenture. A 1-year randomised controlled trial. *J Oral Rehabil.* 2014;41(8):608-18.
- Meredith N, Shafie HR. Clinical applications for the measurement of implant stability using Ostell™ Mentor. In: In: Shafie HR, editor. *Clinical and Laboratory manual of implant overdentures.* Oxford: Blackwell; 2007. p. 206-9.
- Sennerby L, Roos J. Surgical determinants of clinical success of osseointegrated oral implants: a review of the literature. *Int J Prosthodont.* 1998;11(5):408-20.

YAZIŞMA ADRESİ

Dr. Gökçen Ateş, DDS, PhD
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi AD.
Vezneciler - Beyazıt, İstanbul, Türkiye • Tel: +90 212 414 20 20 • e-mail: gokcenates@istanbul.edu.tr
Orcid No: 0000-0002-7680-0376

Bio-Medical Materials and Engineering 1 (2020) 1-10
DOI: 10.5233/BME-20008
ISSN Print

Dynamic and static load performance of dental biomaterial systems with conical implant-abutment connections

Mehmet Can Başgöl¹, Cem Kartoglu², Koray Soygun³, Yunus Usta⁴ and Teyfik Demir⁵
¹Istanbul Okmeydanı Dental Health Hospital, Department of Prosthodontics, Istanbul, Turkey
²Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Cukurova University, Adana, Turkey
³Mechanical Engineering, TOBB University of Economics and Technology, Ankara, Turkey

Received 13 March 2020
Accepted 3 October 2020

Abstract.
BACKGROUND: The stability of the implant-abutment interface is an important factor that influences load distribution on the marginal bone.
OBJECTIVE: In this study, three dental implants with the same connection were subjected to different dynamic loading cycles. The fracture strengths and the horizontal compatibility of implants were assessed.
METHODS: Eighty four implant specimens were embedded in a polyacetal cylinder as simulated bone loss of 3 mm from the implant platform. Three of the implants were used to determine the endurance limit. The other specimens were subdivided into four subgroups (n = 6): three for dynamic + static loading, and one for static loading (control group). The tests were performed by applying a compression load. The dynamic loading experiments included three different cycles with endurance upper limit loads at a frequency of 10 Hz.
RESULTS: The differences between the fracture strength values of the implant brands were found to be statistically significant. However, there were no meaningful differences between the fracture strength values of implants of the same brand. The specimens of the DTI implant system had the lowest strength (647.9 ± 41.5 N) and the SEM analysis indicated that the implantation implant system had the shortest horizontal gaps.
CONCLUSIONS: There was a negative correlation between the fracture strengths and size of the microgaps. The importance of these in vitro results needs to be validated by clinical trials because the loads in the mouth can be applied from various angles.

Keywords: Dental implant, dynamic loading, horizontal gap, internal conical connection

1. Introduction

Dental implants have been used extensively in treating single, partial or total edentulism with satisfactory survival rates. However, adverse biological responses and prosthetic restoration complications

Corresponding author: Keren Soğan, Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Cukurova University, 01380 Adana, Turkey. E-mail: ksoğan@phdistanbul.com

0959-2989/2020/01.00 © 2020 – BME Press and the authors. All rights reserved.

Dynamic and Static Load Performance of Dental Biomaterial Systems with Conical Implant-Abutment Connections

Background: The stability of the implant-abutment interface is an important factor that influences load distribution on the marginal bone.

Objective: In this study, three dental implants with the same connection were subjected to different dynamic loading cycles. The fracture strengths and the horizontal compatibility of implants were assessed.

Methods: Eighty four implant specimens were embedded in a polyacetal cylinder as simulated bone loss of 3 mm from the implant platform. Three of the implants were used to determine the endurance limit. The other specimens were subdivided into four subgroups (n = 6): three for dynamic + static loading, and one for static loading (control group). The tests were performed by applying a compression load. The dynamic loading experiments included three different cycles with endurance upper limit loads at a frequency of 10 Hz.

Results: The differences between the fracture strength values of the implant brands were found to be statistically significant. However, there were no meaningful differences between the fracture strength values of implants of the same brand. The specimens of the DTI implant system had the lowest strength (647.9 ± 41.5 N) and the SEM analysis indicated that the Implantium implant system had the shortest horizontal gaps.

Conclusions: There was a negative correlation between the fracture strengths and size of the microgaps. The importance of these in vitro results needs to be validated by clinical trials because the loads in the mouth can be applied from various angles. **Keywords:** Dental implant, dynamic loading, horizontal gap, internal conical connection



Dynamic and static load performance of dental biomaterial systems with conical implant-abutment connections

Mehmet Can Basgil^a, Cem Kurtoglu^b, Koray Soygun^{b,*}, Yunus Uslan^c and Teyfik Demir^c

^a*Istanbul Okmeydani Dental Health Hospital, Department of Prosthodontics, Istanbul, Turkey*

^b*Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Cukurova University, Adana, Turkey*

^c*Mechanical Engineering, TOBB University of Economics and Technology, Ankara, Turkey*

Received 13 March 2020
 Accepted 3 October 2020

Abstract.

BACKGROUND: The stability of the implant-abutment interface is an important factor that influences load distribution on the marginal bone.

OBJECTIVE: In this study, three dental implants with the same connection were subjected to different dynamic loading cycles. The fracture strengths and the horizontal compatibility of implants were assessed.

METHODS: Eighty four implant specimens were embedded in a polyacetal cylinder as simulated bone loss of 3 mm from the implant platform. Three of the implants were used to determine the endurance limit. The other specimens were subdivided into four subgroups ($n = 6$): three for dynamic + static loading, and one for static loading (control group). The tests were performed by applying a compression load. The dynamic loading experiments included three different cycles with endurance upper limit loads at a frequency of 10 Hz.

RESULTS: The differences between the fracture strength values of the implant brands were found to be statistically significant. However, there were no meaningful differences between the fracture strength values of implants of the same brand. The specimens of the DTI implant system had the lowest strength (647.9 ± 41.5 N) and the SEM analysis indicated that the Implantium implant system had the shortest horizontal gaps.

CONCLUSIONS: There was a negative correlation between the fracture strengths and size of the microgaps. The importance of these in vitro results needs to be validated by clinical trials because the loads in the mouth can be applied from various angles.

Keywords: Dental implant, dynamic loading, horizontal gap, internal conical connection

1. Introduction

Dental implants have been used extensively in treating single, partial or total edentulism with satisfactory survival rates. However, adverse biological responses and prosthetic restoration complications

*Corresponding author: Koray Soygun, Department of Prosthodontics, Faculty of Dentistry, Cukurova University, 01380 Adana, Turkey. Tel.: +905056443928; E-mail: koraysoygun@hotmail.com.

can occur. The stability of the implant-abutment interface is an important factor that influences load distribution on the marginal bone. Some biological and prosthetic complications can occur due to the misfits of the implant-abutment interface, such as: (i) biological complications arising from the increased load transfer to the bone, bone loss, or from the development of micro flora in the microgap between the implant and abutment [1–3]; and (ii) prosthetic complications caused by screw loosening or fracture and implant loss [4].

The implant–abutment connection is the weakest point of dental implant fixtures because it must resist maximal and permanent masticatory forces. In terms of the mechanical properties of implant connections, it has been assumed that some abutment connections might provide better resistance to displacement, caused by excessive occlusal forces [5]. In this regard it has been speculated that this displacement would increase stress/strain on the endosseous implant and promote the acceleration of marginal bone loss [6,7].

There are several connection designs between the implant and the abutment. One of them is the internal conical connection, introduced to provide an intimate implant-abutment contact by improving the mechanical stability of the abutment to avoid abutment loosening and to decrease perimplant bone loss [8]. The fixation and stability of these systems are not screw functions but are granted by the frictional resistance results from the contact between the conical mating parts of the abutment and the implant. The stability of this system seems to provide a high resistance to bending forces at the implant-abutment interface [9,10].

The aim of this study was to compare the fracture strengths of implants with internal conical connection after different dynamic loading cycles. The uniformity of the fracture strength of the implants formed the null hypothesis of the study.

2. Materials and methods

The fixture-abutment connection types of each implant brand used in the study, i.e. Implantium (Dentium, Seoul, South Korea), Mode Implant (Mode Medical Istanbul, Turkey) and DTI implants (DTI Implant System Istanbul, Turkey), had a 11 degree internal conical connection type (Table 1). The fixture-abutment internal connection length of DTI brand implants is 3 mm. 0.81 mm of this length is the internal hex connection length. The internal conical connection length of this implant is 2.19 mm. The fixture-abutment internal connection length of the Implantium brand implants is 3 mm. 1.14 mm of this length is internal hex connection. The fixture-abutment internal connection length of Mode brand implants is 3 mm. 1.5 mm of this length has an internal octagon structure. The other 1.5 mm part is the length of the internal conical connection.

Twenty-eight implants, abutments and their corresponding screws were delivered from commercially available stocks for each brand. Implants were centrally embedded in a polyacetal cylinder with an inner diameter of 20 mm and a height of 30 mm. The implants were centred in the cylinder as simulated bone loss of 3 mm from the implant platform. All abutments were placed on the corresponding embedded implants, and the screws were tightened according to the manufacturers' recommendations (25 N, 30 N, 30 N for Mode, Implantium and DTI respectively). One implant for each brand was set apart for SEM analysis. A hemispherical loading device made of cobalt-chromium alloy was manufactured and seated onto the unmodified abutments. The distance from the centre of the hemisphere to the top face of polyacetal cylinder was standardized at 11 mm.

Three implants were used to determine the endurance limit for each brand. All the specimens were then subdivided into four subgroups ($n = 6$), three subgroups for dynamic + static loading as test groups

Table 1
Properties and compositions of implant components used in this study

	DTI	Implantium	Mode
Fixture diameter/length (mm) - Grade number	4.5/11.5 - Grade 5	4.5/12 - Grade 4	4.7/11.5 - Grade 4
Abutment diameter/cuff height (mm) - Grade number	5/1 - Grade 5	4.5/1 - Grade 5	4.5/1 - Grade 5
Screw abutment	Grade 5	Grade 5	Grade 5
internal connection type, conical angle (°)	Conical connection with internal hex, 11	Conical connection with internal hex, 11	Conical connection with internal octagonal, 11
Manufacturer	DTI Implant Systems, Istanbul, Turkey	Dentium, Seoul, South Korea	Mode Medical, Istanbul, Turkey
Lot number	TR01010402	A22D03116	0114-004

* Composition of Grade 4: Titanium 99%, Oxygen 0.4%, Iron 0.3%, Nitrogen 0.05%, Hydrogen 0.15%, Carbon 0.1%.

** Composition of Grade 5 (Ti6Al4V): Nitrogen 0.05%, Carbon 0.08%, Hydrogen 0.012%, Iron 0.25%, Oxygen 0.2%, Aluminum 5.5–6.50%, Vanadium 3.5–4.5%, Titanium balance%.

(250,000 cycles group (DSL1), 1,000,000 cycles group (DSL2), 2,500,000 cycles group (DSL3)), and one subgroup for static loading (SL) as control group. The specimens were then placed and clamped in a stainless steel polyacetal jig at a 30° angle between the implant axis and the direction of loading.

The tests, according to ISO 14801, were performed by applying a compression load 30 ± 2 degrees off the axis of the implant (Fig. 1). This resulted in a combination of compression, bending, and shear loads in the device [11]. First static loadings were performed with control groups using Instron 5944 (Instron Corporation, Massachusetts, USA) with a 5mm/min crosshead speed until failure occurred. Maximum loads and yield strengths were recorded.

During dynamic loading, endurance tests were performed with three specimens from each of the implant brands. Under static loading strength values were also recorded. In the endurance limit test, the number of dynamic cycles were defined as 1,000,000 cycles of 10 Hz frequency with 2 N preload. The test series were initiated for each group with load values corresponding to half of the yield stress values obtained as a result of the relevant static tests. The endurance limit values, the highest load value that the specimens were able to complete robustly, were determined and used as the load values during dynamic loading experiments.

Dynamic loadings were performed at three different cycles; 250,000, 1,000,000, 2,500,000 to simulate three month-, one year-, and two and a half years of use, with 2N preload, 200 N for DTI, 250 N for Mode, 350 N for Implantium as the upper load limit by the endurance limit test results at frequency of 10 Hz for three different test groups. After dynamic loading, static loading was performed. Specimens were loaded until failure and all the data were recorded. Kruskal Wallis test ($p > 0.017$) and Wilcoxon test ($p > 0.017$) was performed for statistical analysis.

In order to compare the horizontal compatibility of implant-abutment connection types, each abutment was placed on the corresponding implants and the screws were tightened according to the manufacturer's recommendation. Each specimen was embedded in polyacetal and mid-sectioned along longitudinal axis. The internal configuration was visually inspected using SEM (JSM 6400, Jeol, Japan).

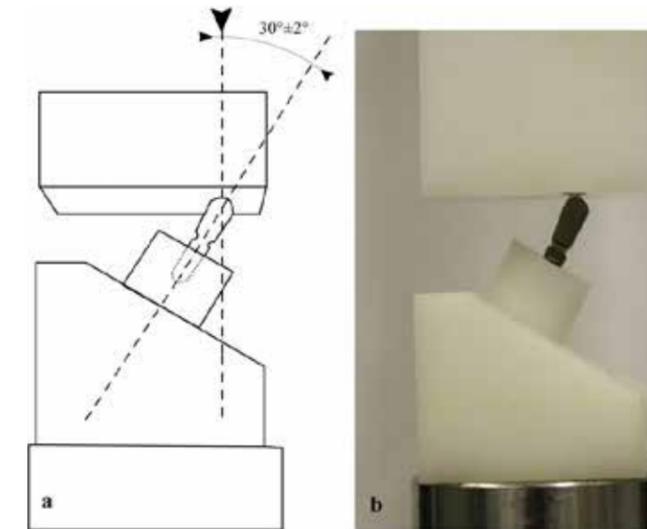


Fig. 1. Dynamic loading test setup for the dental implants. (a) Schematic view and (b) view obtained from the test.

Table 2
Values of endurance limit in the implant samples

Sample	DTI		Implantium		Mode				
	Load (N)	Cycle	Load (N)	Cycle	Load (N)	Cycle			
1	250	106,565	F	350	1,000,000	R	250	1,000,000	R
2	200	1,000,000	R	400	671,430	F	300	663,355	F
3	200	1,000,000	R	350	1,000,000	R	250	1,000,000	R

F: Failure, R: Robust.

3. Results

The mechanical tests were performed under static or dynamic loadings. The load-bearing capacities of the implant were obtained using the static loading procedure. Lifetime of the implants was evaluated by using the dynamic loading procedure. The loads to be applied to the DTI, Implantium and Mode brand implants was determined to be 200 N, 350 N, 250 N respectively (Table 2) by the dynamic loading experiments.

The mean fracture strength values of static and dynamic loading of all trademark implants used in the study were presented (Table 3). The nonparametric Kruskal Wallis test was used to observe whether there was a significant difference between the data for Implantium, DTI and Mode brand implants. There was a statistically significant difference between the groups. The Mann-Whitney U test was used for binary comparisons of different brands of implant groups in the same dynamic loading cycle ($p < 0.017$). Fracture strength values differed significantly among the groups. The specimens of DTI implant system revealed the lowest strength (647.9 ± 41.5 N; Fig. 2A).

Table 3
The maximum load values after the applied cycles of the implants used in the study

	DTI Mean \pm SD	Implantium Mean \pm SD	Mode Mean \pm SD
SL	647.9 \pm 41.5 ^{a,b}	802.8 \pm 93.3 ^a	862.5 \pm 22.1 ^b
DSL 1	681.4 \pm 7.9 ^c	707.6 \pm 30.2 ^d	816.1 \pm 35.0 ^{e,d}
DSL2	675.3 \pm 21.7 ^e	697.3 \pm 15.9 ^f	791.7 \pm 19.4 ^{e,f}
DSL 3	699.2 \pm 6.7 ^g	700.5 \pm 25.2 ^h	815.4 \pm 24.3 ^{g,h}

Note: The same superscript indicates significant differences.

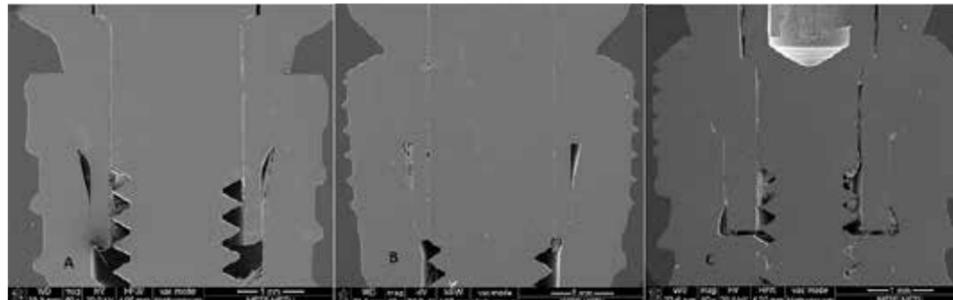


Fig. 2. Scanning electron microscopy images (original magnifications $\times 60$) of (A) DTI, (B) Implantium and (C) Mode brand implants.

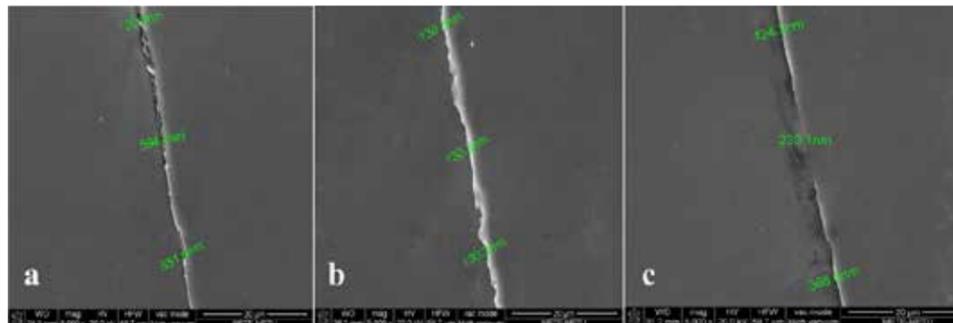


Fig. 3. Horizontal gap of implant-abutment connection. (a) DTI, (b) Implantium and (c) Mode SEM (original magnifications $\times 5000$).

The Wilcoxon test was used to compare the results of different dynamic loading cycles within the groups. The test results were analysed by the Bonferroni regression and differences were not found to be statistically significant ($p < 0.017$). Horizontal gaps were visualized and measured by SEM (Figs 2, 3 and Table 4).

Table 4
Horizontal gap values of the implants (nm)

	DTI	Implantium	Mode
Med	472.1	233.1	291.4
(Min-max)	(116.6–936.2)	(116.6–469.9)	(116.6–608.5)

4. Discussion

Dentium, DTI and Mode Implant brand implants and abutments with internal conical connection were used in the present study. In order to perform dynamic and static loading tests, implants were placed in polyacetal cylinders simulating 3 mm bone loss in accordance with ISO 14801. The specimens were then subjected to dynamic loading at 250,000, 1,000,000 and 2,500,000 cycles and then subjected to static loading to determine the maximum fracture strength. Horizontal spacing measurements were also made to compare the connectivity between the implant and the abutment.

Nishioka et al. [12] reported that internal conical connected systems had a better mechanical engagement and stability than those of the external connected systems. Coppedè et al. [10] compared the implant systems with the internal conical connect to those with the internal hexagon-connected implant systems and observed screw fractures in the hexagonal connected systems, but not screw fracture in the conical connect systems, which are more resistant to oblique forces than systems with internal hexagonal connections. In implants with internal hexagon connections, it has been stated that the oblique forces were met by the screw, and therefore the yield strength of the joint was actually the yield strength of the screw. However, in the systems with conical connection, the inclined forces coming from the implant can be compensated by the inclined inner surface. Therefore less stress would be transmitted to the screw and the bone around the implant [9,10]. In the internal conical implant systems, the microgap between the implant and the abutment was less than in other systems [13]. In this study, implants with internal conical implant-abutment connection were preferred.

In this study, the specimens were placed in high density polyacetal cylinders with elastic modulus of about 3.1 GPa for ease of application, availability and reproducibility. The use of acrylic with the elastic modulus close to the bone is quite common [14–16]. Implanted with a polyacetal cylinder does not fully demonstrate the mechanical conditions exhibited by an osseointegrated implant. However, this material has been preferred in in vitro conditions. Furthermore, to simulate bone loss of 3 mm, the neck region of the implants was incised by 3 mm [17].

Dynamic- and static-loading tests were simulated in the laboratory environment. In such studies, different angles such as 30° and 45° have been used [10,18]. It has been reported that the reason for loading with a 45° angle was to imitate the occlusion. However, it should be borne in mind that most patients have a few millimeters of overjet or overbite. It has been stated that the application of 30° angle imitated the root incline in the upper front teeth and the incisal relation in class I in the mouth. Application with a 30° angle causes the load to be distributed both horizontally and vertically [17]. This ensures the better simulation of the environment in mouth where the implant is subjected to a combination of forces, such as compression, bending, and shear [11].

Maximum loads applied to each implant brand during dynamic loading were measured by performing a durability limit test. The result of this test was 200 N for DTI brand implants, 350 N for Implantium brand implants, and 250 N for Mode brand implants. This experiment allowed us to preserve the integrity

of the implant specimens with lower endurance limits. The chewing forces coming from the teeth in the mouth vary from about 20 N to 120 N [14]. The test results showed statistically significant differences between the implant brands.

The specimens were subjected to 250,000, 1,000,000 and 2,500,000 cycles of dynamic loading corresponding to clinically critical three months, one year, and two and a half years. In another study comparing six different implant connection systems, 800,000 dynamic loads were applied and then static loading was performed, and 800,000 dynamic loads were assumed to be one year [14]. In this study, 1,000,000 dynamic loads were considered to be equivalent of one year. In another study by Marchetti et al. [17], 5,000,000 cycles were considered to be six years. Thus, the amount of in vitro loading does not seem to be defined precisely.

In vitro dynamic loading experiments are generally considered to be one of the most important methods in evaluating the long term behaviour and fracture strength of implants [14]. Dynamic loading was performed to test the difference in fatigue strength of implants exposed to chewing loads in the mouth. DTI, Implantium and Mode implants were subjected to dynamic loading of 250,000, 1,000,000 and 2,500,000 cycles. Static forces were then applied until the specimens were broken. A single static loading was applied to the control groups before the dynamic loading. The maximum load values of the specimen groups were compared. The reason why the yield strength values were not used in comparisons was that the permanent deformation seen in the yield strength value could not be controlled in the mouth and the implant could continue to function in the mouth. In order to better reflect the clinical events, the tests were made until samples were broken and the maximum load values were compared.

There was no statistically significant difference between the test groups of the same brand implants and the control group. This may be due to the fact that the internal conical connection system could tolerate the loads better on the implant.

Dittmer et al. [14] compared six different implant brands with different implant-abutment connection types of dynamic loading and non-dynamic loading. Three of the implants used had internal conical abutment connection and others had internal hexagon abutment connection. Only static loading values of implants with internal hexagonal abutment connection were compared to those of dynamic loading followed by static loading. The decline in values due to dynamic loading was expressed as a percentage (about 50%). In implants with an internal conical implant-abutment connection, the results of the dynamic loading group were compared only to those of the static loading group, and the decrease in the dynamic loading of the values was reported as a percentage (about 12%). The dynamic preload and dynamic post-load fracture strength values of implants with internal conical connections did not show any significant difference when compared statistically, which was similar to the results of our current study. It has been stated that the cause of the decrease in the results could have been due to the loosening of the screw that connects the abutment and the implant, the bending of the screw, the screw breaking, the breakage of the implant neck region, or the wear of the implant-abutment connection surface. It was evidenced that implants with different implant-abutment connection types and implants with internal conical connection showed the best results.

In a meta-analysis, the fracture strength values of 1,000,000 cycles and over-loaded implants were decreased compared to the fracture strength values of implants by 1,000,000 cycles of dynamic loading [19]. In our study, there was no statistically significant difference between dynamic loading groups and non-dynamic loading groups of the same brand of implants. Further work is needed to assess the long-term clinical success of implants. Many studies in the literature investigated implant-abutment connection types. However, most of these studies compared different types of connections and some concerned stress accelerated life-testing studies [20,21].

Chu et al. examined the effect of the internal conical abutment connection on the bone around the implant. They emphasized that small-diameter abutment and deep abutment connection transmits minimal stress to the bone around the implant. They also stated that, as the implant angle decreased, the implant wall thickness increased, so there was less stress in the vertical forces but no significant difference in horizontal forces. Furthermore, it has been reported that the stress in the bones around the implant was the result of the most abutment diameter, then the depth of the joint, and at least the angle of the joint [22].

The angles of implant-abutment connections used in our study were set as 11° for all brands. As a result, there was no expectation of a difference that may arise depending on the connection angle. When the design differences between the implant and the abutment were examined, the highest depth of contact between the implant and the abutment was found in Mode Implant specimens. Furthermore, when considering the implant wall thicknesses, the largest wall thickness was again found in the Mode implant. In addition, when the contact surfaces of the anti-rotational hex area located under the conical section of the implant-abutment connection were examined, the highest contact surface was again found for the Mode Implant. These data may be taken as the evidence as to why the Mode implant specimens had the highest fracture toughness values. However, it should also be noted that the implant diameter of the Mode implant was 0.2 mm larger than other brands.

One of the factors that affect implant success is the formation of the microgaps between implant-abutment connections. Microbial growth in these void areas are the main cause of peri-implant mucositis or peri-implantitis, leading to implant loss [23]. Implants with internal conical connectors have been reported to have a lower microleakage than implants with external connectors [24]. It has also been reported that the microgaps may be related to the insertion torque of the abutment screw [24].

When the implant and abutment are combined with the screw, moving as a whole is an important factor in the success of the system. An excessive microgap will disturb the integrity of the system and lower the fracture strength. For this reason, the microgap values between the implant and abutment in unloaded implant groups were compared (Fig. 3, Table 4). Horizontal gap values of DTI brand implants in our study were higher than other brands. This could be one of the reasons why DTI brand implants generally have lower fracture resistance than other brands. Microgap measurement can be done with different devices such as 3D microtomography, scanning electron microscope [25]. In our work, scanning electron microscopy was used for microgap measurement.

In our work only the use of the unloaded abutments in the dynamic microgap measurements could be seen as a limitation. A low number of specimens (i.e. less than ten) was used because of the limited budget of the study, which is why the data obtained were subjected to Bonferroni correction. This can be accomplished by including dynamically loaded specimens in the measurements.

5. Conclusions

Within the limits of the present study, we conclude the following:

- (1) There was no difference in fracture strength values after dynamic loading of implants with internal conical implant-abutment connection under experimental conditions. However, there is a need for clinical studies because the loads in the mouth may come from different directions and the results of the study may be affected by these conditions.
- (2) Since the materials used in the production of implants with an internal conical connection of 11° may differ, there may be differences in yield strength values. Therefore, it would not be right to compare

the brands with each other. However, it should not be forgotten that all implants will be successful in the mouth because the loads applied during the dynamic loading to all brands used in our study are higher than the loads coming to the implants in the mouth.

- (3) The anti-rotational hex length and thickness in the abutment connection can affect the fracture strength values.

Conflict of interest

No potential conflict of interest was reported by the authors.

Funding

This study was partially supported by the Cukurova University Scientific Research Project in Adana under grant number TDK-2015-43834.

References

- [1] K.X. Michalakakis, H. Hirayama and P.D. Garefis, Cement-retained versus screw-retained implant restorations: A critical review, *Int J Oral Max Impl* **18**(5) (2003), 528.
- [2] V.K. Jansen, G. Conrads and E.J. Richter, Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface, *Int J Oral Max Impl* **12**(4) (1997), 540.
- [3] M. Quirynen, M. De Soete and D. Van Steenberghe, Infectious risks for oral implants: A review of the literature, *Clin Oral Implan Res* **13**(1) (2002), 19.
- [4] R.L. Burguete, R.B. Johns, T. King and E.A. Patterson, Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants, *J Prosthet Dent* **71**(6) (1994), 599.
- [5] T. Kitagawa, Y. Tanimoto, M. Odaki, K. Nemoto and M. Aida, Influence of implant/abutment joint designs on abutment screw loosening in a dental implant system, *J Biomed Mater Res B Appl Biomater* **75**(2) (2005), 463.
- [6] S.E.T. Quaresma, P.R. Cury, W.R. Sendyk and C.A. Sendyk, A finite element analysis of two different dental implants: Stress distribution in the prosthesis, abutment, implant, and supporting bone, *J Oral Implantol* **34**(1) (2008), 6.
- [7] C.L. Lin, S.H. Chang, W.J. Chang and Y.C. Kuo, Factorial analysis of variables influencing mechanical characteristics of a single tooth implant placed in the maxilla using finite element analysis and the statistics-based Taguchi method, *Eur J Oral Sci* **115**(5) (2007), 416.
- [8] D. Bozkaya and S. Müftü, Mechanics of the taper integrated screwed-in (TIS) abutments used in dental implants, *J Biomech* **38**(1) (2005), 97.
- [9] M.R. Norton, An in vitro evaluation of the strength of a 1-piece and 2-piece conical abutment joint in implant design, *Clin Oral Implants Res* **11**(5) (2000), 464.
- [10] A.R. Coppedè, E. Bersani, G. de Mattos Mda, I.A. Sartori and R.F. Ribeiro, Fracture resistance of the implant-abutment connection in implants with internal hex and internal conical connections under oblique compressive loading: An in vitro study, *Int J Prosthodont* **22**(3) (2009), 286.
- [11] P. Gehrke, G. Dhom, J. Brunner, D. Wolf, M. Degidi and A. Piattelli, Zirconium implant abutments: Fracture strength and influence of cyclic loading on retaining-screw loosening, *Quintessence Int* **37**(1) (2006), 26.
- [12] R.S. Nishioka, L.G.O. de Vasconcellos and G.N. de Melo Nishioka, Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, Morse taper, and influence of straight and offset implant configuration, *Implant Dent* **20**(2) (2011), 32.
- [13] Y. Maeda, T. Satoh and M. Sogo, In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: A short communication, *J Oral Rehabil* **33**(1) (2006), 78.
- [14] M.P. Dittmer, S. Dittmer, L. Borchers, P. Kohorst and M. Stiesch, Influence of the interface design on the yield force of the implant-abutment complex before and after cyclic mechanical loading, *J Prosthodont Res* **56**(1) (2012), 24.

- [15] T.C. Truninger, B. Stawarczyk, C.R. Leutert, T.R. Sailer, C.H. Hammerle and I. Sailer, Bending moments of zirconia and titanium abutments with internal and external implant-abutment connections after aging and chewing simulation, *Clin Oral Implants Res* **23**(1) (2012), 18.
- [16] A. Sundh and G. Sjögren, A study of the bending resistance of implant-supported reinforced alumina and machined zirconia abutments and copies, *Dent Mater* **24**(5) (2008), 617.
- [17] E. Marchetti, S. Ratta, S. Mummolo, S. Tecco, R. Pecci, R. Bedini and G. Marzo, Evaluation of an endosseous oral implant system according to UNI EN ISO 14801 fatigue test protocol, *Implant Dent* **23**(6) (2014), 671.
- [18] J.E. Pedroza, Y. Torrealba, A. Elias and W. Psoter, Comparison of the compressive strength of 3 different implant design systems, *J Oral Implantol* **33**(1) (2007), 7.
- [19] R. Coray, M. Zeltner and M. Özcan, Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis, *J Mech Behav Biomed Mater* **62** (2016), 346.
- [20] A.C. Freitas-Júnior, E.O. Almeida, E.A. Bonfante, N.R.F.A. Silva and P.G. Coelho, Reliability and failure modes of internal conical dental implant connections, *Clin Oral Implants Res* **24**(2) (2013), 202.
- [21] J.A. Delben, V.A. Barão, M.B. Ferreira, N.R. da Silva, V.P. Thompson and W.G. Assunção, Influence of abutment-to-fixture design on reliability and failure mode of all-ceramic crown systems, *Dent Mater* **30**(4) (2014), 416.
- [22] C.M. Chu, H.L. Huang, J.T. Hsu and L.J. Fuh, Influences of internal tapered abutment designs on bone stresses around a dental implant: Three-dimensional finite element method with statistical evaluation, *J Periodontol* **83**(1) (2012), 118.
- [23] D.P. Callan, A. O'Mahony and C.M. Cobb, Loss of crestal bone around dental implants: A retrospective study, *Implant Dent* **7**(4) (1998), 266.
- [24] C. Larrucea Verdugo, G. Jaramillo Núñez, A. Acevedo Avila and C. Larrucea San Martín, Microleakage of the prosthetic abutment/implant interface with internal and external connection: In vitro study, *Clin Oral Implants Res* **25**(9) (2014), 1083.
- [25] A. Scarano, C. Mortellaro, L. Mavriqi, R. Pecci and L. Valbonetti, Evaluation of microgap with three-dimensional x-ray microtomography: Internal hexagon versus cone morse, *J Craniofac Surg* **27**(3) (2016), 685.

Self-protective Oxide Nano-Coatings for Enhanced Surface Biocompatibility of Titanium

Zeynep Özdemir¹, Valentin Craciun², Bahar Basim¹

¹Ozyegin University, Department of Mechanical Engineering, Nisantepi Mevki, Orman Sokak, No 13, Alemdag, Cekmekoy, 34794, Istanbul, TURKEY

²National Institute for Laser, Plasma and Radiation Physics, Romania

ABSTRACT

The biocompatibility of an implant material depends on the bulk physical properties in addition to the surface properties. In biomedical engineering and industry Ti and Ti-alloys are very popular biological implant material for their bulk physical properties and strength to weight ratio resembling those of nature bone. It is possible to modify the surface properties of titanium for enhanced surface biocompatibility. The main objective of this study is to engineer a smart Ti-based prosthesis surface by self induced chemically modified titanium oxide nano-film by the chemical mechanical polishing process (CMP). This new process applied on bio-implants aims at significantly reducing the out-diffusion of Ti and other metallic impurities from prosthesis in contact with body fluids and tissue and simultaneously enhancing the surface mechanical, chemical and biological properties. CMP technique enables the growth of a thicker and denser self-protective native oxide on Ti and Ti alloy samples, while simultaneously inducing a controlled surface roughness. It is demonstrated that the Ti based dental implants with self-protective oxide induced surfaces help minimize chemical and bacterial reactivity in addition to Ti ion dissolution while promoting their biocompatibility through surface patterning. The studied self-protective oxide films can also be utilized for many additional applications including bio-sensors.

INTRODUCTION

Biomaterials are widely used for dental prostheses, orthopedic devices, cardiac pacemakers and catheters [1]. A search of the Sciencedirect® data base with the key words "metallic implants" produced 23,625 results, a testimony both of the importance of this topic, research efforts but also of the many problems that are yet to be resolved. Generally, Ti and its alloys are favored as bio implants due to their surface characteristics, which promoting biocompatibility [2]. However, the surface of titanium maybe contaminated during casting or surface structuring due to its highly reactive nature, which in turn lessen the biocompatibility and the mechanical properties at the tissue/bio implant interface [3-4]. Patients with bio-implants face on the average of 4% infection risk and this ratio goes up to 40% for ventular support implants. In the case of infection, both medical treatment and the time spent in a medical institution would result in considerably high expenses. In short, it is very critical to promote cell growth and limit infection risk where the bioimplants are exposed to the live tissue.

The main factors that promote the biocompatibility of implant materials are the increase of surface roughness and formation of a surface oxide film. The surface structuring techniques such as sand blasting and chemical etching tend to cause contamination on the implant surface, while the high temperature plasma coating or laser texturing result in increased cost. Usually, the

MRS MATERIALS RESEARCH SOCIETY®
Advancing materials. Enriching the quality of life.

Self-protective Oxide Nano-Coatings for Enhanced Surface Biocompatibility of Titanium

The biocompatibility of an implant material depends on the bulk physical properties in addition to the surface properties. In biomedical engineering and industry Ti and Ti-alloys are very popular biological implant material for their bulk physical properties and strength to weight ratio resembling those of nature bone. It is possible to modify the surface properties of titanium for enhanced surface biocompatibility. The main objective of the this study is to engineer a smart Ti-based prosthesis surface by self induced chemically modified titanium oxide nano-film by the chemical mechanical polishing process (CMP). This new process applied on bio-implants aims at significantly reducing the out-diffusion of Ti and other metallic impurities from prosthesis in contact with body fluids and tissue and simultaneously enhancing the surface mechanical, chemical and biological properties. CMP technique enables the growth of a thicker and denser self-protective native oxide on Ti and Ti alloy samples, while simultaneously inducing a controlled surface roughness. It is demonstrated that the Ti based dental implants with self-protective oxide induced surfaces help minimize chemical and bacterial reactivity in addition to Ti ion dissolution while promoting their biocompatibility through surface patterning. The studied self-protective oxide films can also be utilized for many additional applications including bio-sensors.

Self-protective Oxide Nano-Coatings for Enhanced Surface Biocompatibility of Titanium

Zeynep Ozdemir¹, Valentin Craciun², Bahar Basim¹

¹Ozyegin University, Department of Mechanical Engineering, Nisantepi Mevki, Orman Sokak, No 13, Alemdag, Cekmekoy, 34794, Istanbul, TURKEY

²National Institute for Laser, Plasma and Radiation Physics, Romania

ABSTRACT

The biocompatibility of an implant material depends on the bulk physical properties in addition to the surface properties. In biomedical engineering and industry Ti and Ti-alloys are very popular biological implant material for their bulk physical properties and strength to weight ratio resembling those of nature bone. It is possible to modify the surface properties of titanium for enhanced surface biocompatibility. The main objective of the this study is to engineer a smart Ti-based prosthesis surface by self induced chemically modified titanium oxide nano-film by the chemical mechanical polishing process (CMP). This new process applied on bio-implants aims at significantly reducing the out-diffusion of Ti and other metallic impurities from prosthesis in contact with body fluids and tissue and simultaneously enhancing the surface mechanical, chemical and biological properties. CMP technique enables the growth of a thicker and denser self-protective native oxide on Ti and Ti alloy samples, while simultaneously inducing a controlled surface roughness. It is demonstrated that the Ti based dental implants with self-protective oxide induced surfaces help minimize chemical and bacterial reactivity in addition to Ti ion dissolution while promoting their biocompatibility through surface patterning. The studied self-protective oxide films can also be utilized for many additional applications including bio-sensors.

INTRODUCTION

Biomaterials are widely used for dental prostheses, orthopedic devices, cardiac pacemakers and catheters [1]. A search of the Sciencedirect® data base with the key words "metallic implants" produced 23,625 results, a testimony both of the importance of this topic, research efforts but also of the many problems that are yet to be resolved. Generally, Ti and its alloys are favored as bio implants due to their surface characteristics, which promoting biocompatibility [2]. However, the surface of titanium maybe contaminated during casting or surface structuring due to its highly reactive nature, which in turn lessen the biocompatibility and the mechanical properties at the tissue/bio implant interface [3-4]. Patients with bio-implants face on the average of 4% infection risk and this ratio goes up to 40% for ventular support implants. In the case of infection, both medical treatment and the time spent in a medical institution would result in considerably high expenses. In short, it is very critical to promote cell growth and limit infection risk where the bioimplants are exposed to the live tissue.

The main factors that promote the biocompatibility of implant materials are the increase of surface roughness and formation of a surface oxide film. The surface structuring techniques such as sand blasting and chemical etching tend to cause contamination on the implant surface, while the high temperature plasma coating or laser texturing result in increased cost. Usually, the



surfaces of Ti and Ti alloys are protected by a native oxide layer, which also increases the metal biocompatibility. Unfortunately, this oxide layer is too thin to be an effective diffusion barrier lasting for the many years of the prosthesis usage. There are several studies where the oxide layer thickness was increased by implementing various oxidation techniques typically by wet etching. However, the formed oxide layer was less dense, presented porous structures and an increased surface roughness that resulted in larger amounts of wear debris. Consequently, alternative techniques to increase the thickness of the native oxide and maintain its properties are needed. In this project, CMP technique is proposed as an alternative for surface treatment of bioimplants, which can enable surface texturing through removal of nanometer, scale films and spontaneously form a protective oxide film on the titanium surface.

In CMP process, the top film surface of the metal is exposed to the chemicals in the slurry, which is made of submicron size particles and corrosives. Generally, CMP is used to form very smooth surfaces but in our earlier studies we have demonstrated that by changing the slurry particle size and the pad material properties, it is possible to generate controlled roughness on the polished surface [5]. The protective nature of the oxide film enables planarization in semiconductor applications and it is believed to help reduce the contamination on the surface of the bioimplants and infection risk by stopping the chemical reactions. It has been shown in literature that the application of CMP on Ti films has been successful in terms of creating a smooth surface and a TiO₂ oxide film [6]. However, the formed oxide film after CMP has not been fully characterized for its protective nature other than the passivating properties of the Ti/TiN films in semiconductor CMP applications [7]. The effect of oxidation of Ti films on cell activity improvement as well as hydroxyapatite formation is well known [8-11]. Yet, the studied oxide films are typically formed through forced oxidation at very high temperatures and are very thick and porous. These films are much thicker than the self-protective oxide film of Ti, which is known to be only a few nanometers. It is likely that the porosity on the oxide films would not stop the chemical attack on the base titanium metal or alloy and leaves them prone to contamination. In summary, it is aimed to create an engineered surface on Ti based bio implants with self-protective surfaces to minimize chemical and bacterial reactivity, while promoting their biocompatibility through surface patterning.

EXPERIMENTAL DETAILS

CMP and bacteria growth analyses were conducted on titanium foils with 1 mm thickness and 99.6% purity (TI000430) obtained from Goodfellow Cambridge Limited. The original foil, which was 300x300 mm in size, was cut to 14 x 14 mm pieces to fit to the holder of the CMP tool. The original sample surface considered as baseline for the experimentation was annealed. In order to compare to the properties of the original surface against the surfaces prepared through CMP, polishing was conducted by using a desktop Tegrapol- 31 polisher and 5% weight alumina (Al₂O₃) slurry with 50nm particle size. Slurries were prepared at pH 4 using nitric acid through ultrasonically long enough by repeated pH adjustment until the slurry was fully stabilized. CMP tests were conducted at 70 N downforce which is equivalent to a 7.88 psi pressure on the used sample size. Initial samples were polished using a Suba IV subpad stacked under a polytex buff pad to obtain a very smooth surface. In addition, two sizes of sand paper (silicon carbide 150C and P320) were used in place of the polishing pad to create the micro structures through CMP. All CMP testing except for the first sample were conducted by using H₂O₂ as oxidizer. Samples

ran with the polymeric CMP pads and abrasive papers were polished for 2 minutes with ~3% oxidizer addition to promote chemical activity. Material removal rates were calculated through weighing the samples pre and post polish by a sensitive balance to the fourth digit after zero. All samples were cleaned in ultrasonic bath with pH 4 water for 5 minutes and dried with nitrogen gas before they were characterized. Same experimental conditions in 3D level applied to dental implant samples obtained from Mode Medikal Limited.

All samples were characterized for wettability through contact angle measurements with simulated body fluid (SBF) with a KSV ATTENSION Theta Lite Optic Contact Angle Goniometer using the sessile drop method. Five drops were measured on each sample. The drop image was stored by a camera and an image analysis system calculated the contact angle (θ) from the shape of the drop. The microstructures of specimens were examined using a Nanomagnetics Atomic Force Microscope (AFM) with contact mode and the surface roughness values were recorded on 10 x 10 μ m scan area. X-Ray Diffraction analysis were conducted on bare Ti sample and CMP applied sample in the absence of H₂O₂.

To evaluate the bone response Hydroxyapatite Attachment (HA) growth test were implemented. According to literature, HA sol was prepared using Ca and P routes such as calcium nitrate (Ca(NO₃)₂) and diammonium hydrogen sulphate ((NH₄)₂HPO₄). Deposition process on pure titanium was carried out by dipping method uniformly. The HA deposits were investigated by AFM, optical microscope and the HA growth was evaluated through weight differences pre and post the coating procedure.

The infection resistance analyses were conducted through bacteria growth analyses. Titanium plates were sterilized with autoclave (120°C, 20min.) before the microbiological analysis. Cronobacter Sakazakii (Gram-) was used as bacteria species and 100 μ l microorganisms from the nutrient broth microbial stock were spread on nutrient agar plates in sterile conditions. After the cultivation of bacteria, sterilized Ti plates were placed into each plate and incubated at 37 °C. The bacteria density was observed over 1, 3 and 7 days. Bacteria growth was quantified by measuring the thickness of the colonies grown on the sides of the plates through photographs taken on the samples. L929 fibroblast cells amplified in the laboratory for the proliferation of the soft tissue cells on the samples. Cells seeded directly onto the well of the plastic plate, which include samples, placed on the bottom layer of the well plate. The nutrient medium was changed every 3 days. After 15 days of incubation period, cell morphology was assessed as 10⁴ cell/cm² by counting under microscope with thoma lamel.

RESULTS AND DISCUSSION

CMP applied samples tests results show obvious difference characteristics on the material surface. After CMP process samples surface properties for the selected polishing conditions on the titanium plates are given in Table 1. It can be seen that the material removal rates on the samples polished on the polymeric pads were low and particularly the CMP test without oxidizer resulted in negligible material removal. On the other hand, using the abrasive papers resulted in much higher removal rates although the chemical component of the process was elevated by increased oxidizer concentration and the mechanical abrasion was limited by reduced polish times on the samples. Contact angle values reflecting on the wettability of the surface. The high

Table 1. Wettability and surface morphology of the Ti samples according to CMP conditions.

Samples	Contact Angle Θ (deg)	Remove Rate ($\mu\text{m}/\text{min}$)	Comments
As received	83.89 ± 2.79	N/A	Porous oxide surface
CMP without H_2O_2	44.74 ± 3.18	~ 0	Titanium exposed
CMP with 3% H_2O_2	32.43 ± 5.25	0.11	CMP'ed smooth surface
CMP with 3% H_2O_2 + 45 μm Ab.P	54.34 ± 7.19	29.85	Fine grid abrasive paper rough surface
CMP with 3% H_2O_2 + 90 μm Ab.P	65.53 ± 6.37	35.99	High grid abrasive paper rougher surface

contact angle value on the untreated sample can be explained through the different nature of the surface since the original sample was anodized creating a very porous and thick oxide layer. On the CMP induced samples, the contact angles were higher as the surface roughness was increased through induced micro level roughness. Once the surface polish has started, the anodized oxide film started to be removed. Without the oxidizer in the slurry, the material removal rate was negligible yet the exposed titanium metal resulted in a change in the contact angle measurements. This is due to the fact that the surface energy of the fresh exposed titanium is higher and this leads to increased wettability response on the surface. Once the fresh surface of titanium is exposed, the effect of roughness on the contact angle response starts to dominate. As can be seen in Table 1, surfaces with an expected smoother finish, such as in the case of CMP application in the presence of oxidizer resulted in more wettability and hence a lower contact angle and the surfaces with the induced micro roughness (such as the samples polished with abrasive papers) resulted in a higher contact angle. When the surface is buffed with CMP without the chemical component provided with the H_2O_2 addition, the porous surface oxide was removed partially. CMP process with the oxidizer present at 3%wt exposed the titanium surface and finally polishing with the abrasive papers induced major surface scratching while exposing the titanium.

In order to quantify the surface roughness of the polished surfaces, AFM analyses were conducted on the samples. AFM measurement of the original untreated titanium plate and CMP conducted with the polymeric pad in the presence of 3% H_2O_2 resulted in surface roughness values of 118.77 nm (RMS) and 78.05 nm, respectively. The sample that has been buffed with the slurry without the oxidizer, however, maintained a similar roughness to the original samples (117.11 nm) as consistent with the negligible material removal rates obtained in the absence of the oxidizer. It is clear that the original sample has a very porous surface that can be attributed to the anodization on the surface. After CMP treatment to observe the oxide compounds of the surface, XRD analyses applied on samples. Using oxidizer during the CMP process promote an amorphous oxide layer on the surface and its hide the titanium peaks which obviously seen from the analyses result [12] when the surface exposed in the absence of oxidizer.

In order to analyze the biocompatibility of the prepared surfaces controlled bacteria growth analyses were conducted. Results are published previously [12] and It is clearly seen that the surfaces intentionally scratched tend to accumulate more bacteria colonies as compared to the smoother surfaces. Particularly the sample processes through proper CMP process allowed the least amount of bacteria growth around the titanium plate and oxidizer used samples enable to the

limit of the growth during the evaluation process. HA attachment test show an increased amount which with the respect of increasing surface roughness and less amount obtained from the

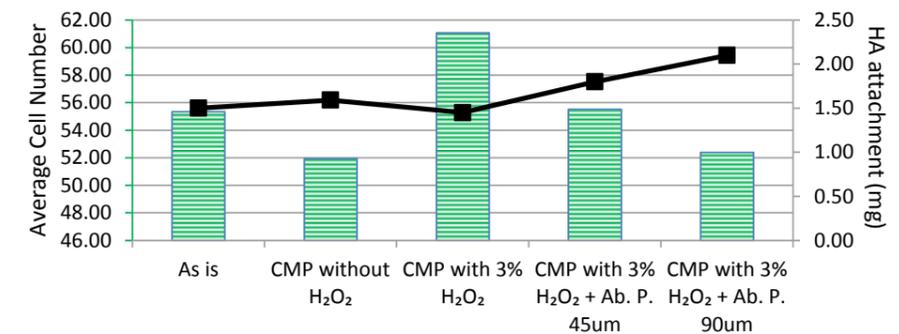


Figure 1. HA attachment evaluation of the titanium samples according to RMS and CMP conditions.

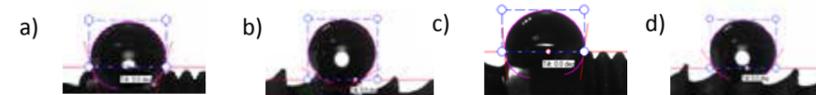


Figure 2. Wettability analyses on different part of dental implant with as received (a & b) and CMP induced with the presence of oxidizer (c & d).

smoothest sample (Figure 1) which is CMP applied in the presence of oxidizer with soft polymeric pad used. The fibroblast type L929 cell behavior show a difference growth behavior according to the microscale roughness. Samples surface which is the most rough one have least amount of cell attachment on it against long odds. We estimate the main reason of this response is the sharp edge of the surface topography which cause to rupture of the cell when they try to attach to the surface. On the other hand oxidizer using during the CMP process promote the cell growth. As the main approach we applied CMP process to a dental implant in 3D manner. CMP applied dental implant sample wettability analyses showed accordance results with the titanium plate. The wettability behaviour of the implant surface's different regions showed changes according to step height of the screws, which is given in the Figure 2.

CONCLUSIONS

In this study, CMP proces is proposed as an alternative technique to altering the surface roughness features of the titanium surface to enable more biocompatible surfaces by simultaneously forming a self-protective nano oxide layer. Besides our results we suggest that the reason of the constant bacteria growth on the CMP performed samples in the presence of an oxidizer. Wettability analyses through contact angle measurements were shown to be a valid and easy approach to detect the surface roughness that affects the bio-activity on the surfaces.

Biocompatibility analyses conducted through cell attachment also show difference in the cell growth by increased surface structuring. Hydroxyapatite growth also show an increase with surface roughness forming a uniform surface roughness on all the samples. 3D CMP design is under development for the implant polishing, as a part of this study.

ACKNOWLEDGMENTS

The authors would like to acknowledge the support from the FP 7- Marie Curie International Reintegration Grant (IRG) Call: FP7- PEOPLE-RG-2009. We are thankful for the support from TÜBİTAK MAM (GEBİ). We would also like extend our acknowledgements to the MODE Medikal Company for providing the dental implant samples.

REFERENCES

1. Shirkhazadeh, M., Azadegan, M., Liu, G. Q., Mater. Lett., 24 ,7-12, (1995).
2. Shibata K, Kamegai A. Titanium in dentistry: Biocompatibility of titanium. Quintessence, Tokyo, pp.35-41,(1988).
3. Miyakawa O, Okawa S, Kobayashi M, Uematsu K. Surface contamination of titanium by abrading treatment. Dent in Japan; 34 □F90-96, (1998).
4. Akhter R, Okawa S, Nakano S, Kobayashi M, Miyakawa O. Surface composition and structure of titanium polished with aqueous slurry of ferric oxide. Dent Mater J; 19: 10-21, (2000).
5. G.B. Basim, I.U. Vakarelski, S. Brown, B.M. Moudgil, The Journal of Dispersion Science and Technology, 24, 3, 499-515, (2003).
6. V.S. Chathapuram , T. Du, K.B. Sundaram, V. Desai, Microelectronic Engineering 65,478-488, (2003).
7. S. Okawa, K. Watanabe, Dental Materials Journal, 28-1, 68—74, (2009).
8. F. Variola, J-H Yi, L. Richert, J.D Wuest, F. Rosei, A. Nanci, Biomaterials, 29, 1285-1298, (2008).
9. I. Jouanny, S. Labdi, P. Aubert, C. Buscema, O. Aciejak, M-H. Berger, V. Guipont, M. Jeandin, Thin Solid Films, 518, 3212-3217, (2010).
10. A. Kurella, N.B. Dahotre, Journal of Biomaterials Applications, 20 ,4-50, (2005).
11. E. Martinez, E. Engel, J.A. Planell, J. Samiteier, Annals of Anatomy, 191,126-135, (2009).
12. Z. Ozdemir, O. Orhan, O. Bebek, G.B. Basim, 225th ECS Meeting, (2014) .



Development of 3-D Chemical Mechanical Polishing Process for Nanostructuring of Biointerfaces

This study focuses on the development of a three dimensional chemical mechanical polishing (CMP) process to induce smoothness or controlled nano-roughness on the bio-implant material surfaces, particularly for an application on the dental implants. CMP helps produce implant surfaces that are cleaned from potentially contaminated surface layers by removing a nanoscale top layer while simultaneously creating a protective oxide film on the surface to limit any further contamination to minimize risk of infection. Hence, we propose CMP as a synergistic method of nano-structuring on the implant surfaces and focus on extending the process to a 3-D platform to implement it on the dental implants.



ECS Transactions, 61 (17) 21-26 (2014)
10.1149/06117.0021ecst ©The Electrochemical Society

Development of 3-D Chemical Mechanical Polishing Process for Nanostructuring of Bioimplant Surfaces

Z. Ozdemir, O. Orhan, O. Bebek, and G. B. Basim

Department of Mechanical Engineering, Ozyegin University, Istanbul 34794, TURKEY

This study focuses on the development of a three dimensional chemical mechanical polishing (CMP) process to induce smoothness or controlled nano-roughness on the bio-implant material surfaces, particularly for an application on the dental implants. CMP helps produce implant surfaces that are cleaned from potentially contaminated surface layers by removing a nano-scale top layer while simultaneously creating a protective oxide film on the surface to limit any further contamination to minimize risk of infection. Hence, we propose CMP as a synergistic method of nano-structuring on the implant surfaces and focus on extending the process to a 3-D platform to implement it on the dental implants.

Introduction

Biomaterials are widely used for dental prostheses, orthopedic devices, cardiac pacemakers and catheters. Titanium and its alloys are favored as biomaterial for hard tissue replacement due to their excellent mechanical properties and surface characteristics, which promote biocompatibility due to spontaneous formation of a thick oxide layer in the presence of an oxidizer [1]. The surface morphology and oxide layer thickness of titanium implant can be changed through different surface treatments [2]. However, the surface of titanium may be contaminated during casting due to its highly reactive nature, which in turn lessens the biocompatibility and the mechanical properties at the tissue/bio-implant interface [3]. Metals tend to form native oxides when they are exposed to oxidizing environments, which may be a self-protective layer in some cases. One of the main processes where the protective metal oxide films are closely investigated is the Chemical mechanical planarization for metals (CMP). In CMP process, the top film surface of the metal is exposed to the slurry chemicals. This interaction forms a chemically altered top film that is removed by the mechanical abrasion of the nanoparticles. The chemically altered top films have to be protective oxides to enable planarization by stopping chemical corrosion on the recessed metal surfaces while the elevated structures are polished [4]. It has been shown by an earlier study that the application of CMP on Ti films has been very successful in terms of creating a thin titanium oxide film on the surfaces and promoted biocompatibility [5]. The effects of oxidation of Ti films on cell activity improvement as well as hydroxyapatite formation have also been demonstrated in the literature [6, 7].

In this study, CMP technique is used to induce nano-smoothness and controlled nano-roughness on the titanium surfaces. It has been demonstrated earlier through inducing

ECS Transactions, 61 (17) 21-26 (2014)

nano and micro patterns on various biomaterials that these structures help increase the cell growth capability of the bio-implants [8]. However, for applications like artificial cardiac valves surfaces demoting cell growth may be needed for continuous functionality. Biocompatibilities of the titanium surfaces treated by CMP can be controlled by altering them to a very smooth or nano-structured surface structure and bring the advantage of applying the same process for many different applications. Our aim is to create engineered Ti based dental implants with self-protective surfaces to minimize chemical and bacterial reactivity, while promoting their biocompatibility through surface patterning.

CMP process, as it is used in microelectronics manufacturing for planarization functions in 2-dimension. In order to polish 3-dimensional bio-implant surfaces, the number of degrees of freedom (DoF) has to be increased in the system. One solution to accomplish this is to utilize a 6-DoF robotic arm to hold the polishing piece. Robotic arm is a mechanical arm that has similar functions to a natural human arm. It consists of joints, which give robotic arm the capability of rotary and linear motion. A 6-DoF robot can easily reach any point in its workspace and in any desired orientation. This ability of the robotic arm provides the necessary DoF in the 3-D CMP system that is required for the homogenous polishing of the 3-D implant materials. In the proposed design a 6-DoF robotic arm is integrated to the regular desktop CMP tool. The arm holds the dental implant in combination with a force torque sensor that can hold the implant material towards the polishing pad under a constant pressure. The pad material is chosen to be soft and easily deformable to be able to deform to the shape of the implant. When pad is rotated with a constant RPM value, the dental implant can be polished by keeping a constant pressure on the contacted area. Figure 1 illustrates the proposed 3-D CMP process.

Experimental

CMP and bacteria growth analyses were conducted on titanium foils with 1mm thickness and 99.6% purity (TI000430) obtained from Goodfellow Cambridge Ltd. The purchased



Figure 1. Schematic image of 3-D CMP process design and the picture of dental implants.

foil, which was 300x300mm in size was cut to 14x14 mm pieces to fit to the holder of the CMP tool. The original sample surface considered as baseline for the testing was annealed. In order to compare the properties of the original surface against the surfaces prepared through CMP, polishing was conducted by using a desktop Tegrapol-31 polisher and 5% weight alumina (Al_2O_3) slurry with 50nm particle size. Slurries were prepared at pH 4 using nitric acid through ultrasonication long enough by repeated pH adjustment until the slurry was fully stabilized. CMP tests were conducted at 70 N downforce, which is equivalent to a 7.88psi pressure on the used sample size. Initial samples were polished with regular CMP set up in 2-D using a Suba IV subpad stacked under a polytex buff pad to obtain a smooth surface. In addition, two sizes of sand paper (silicon carbide 150C and P320) were used in place of the polishing pad to create the microstructures through CMP. Samples were polished for 2 minutes with ~3% H_2O_2 as an oxidizer to promote chemical activity. Material removal rates were calculated through weighing the samples pre and post polish by a high precision balance (four digits after zero). All samples were cleaned in ultrasonic bath with pH adjusted DI water for 5 minutes and dried with nitrogen gas before they were characterized. Same experimental conditions in 3D level applied to dental implant samples obtained from ImplantKa Limited.

Surface Characterization

All samples were characterized for wettability through contact angle measurements using simulated body fluid (SBF) with a KSV ATTENSION Theta Lite Optic Contact Angle Goniometer using the sessile drop method. The microstructures of specimens were examined using a Nanomagnetics Atomic Force Microscope (AFM) with contact mode and the surface roughness values were recorded on 10 x 10 μm scan area. X-Ray Diffraction analyses were conducted on bare Ti sample and CMP applied sample in the absence of H_2O_2 .

Biological Activity Analyses

The infection resistances of the CMP induced titanium plates were conducted through bacteria growth analyses. Titanium plates were sterilized with an autoclave at 120°C for 20 minutes before the microbiological analysis. Cronobacter Sakazakii (Gram-) bacteria was used and the bacteria growth was observed over 1, 3 and 7 days and quantified by measuring the thickness of the colonies grown on the sides of the plates. For the fibroblast cell attachment testing, titanium plates were sterilized with UV radiation. L929 fibroblast cells were incubated in the laboratory for the proliferation on the samples. After 15 days of incubation period, cell morphology was assessed as 10^4 cell/cm² by counting under microscope with thoma lamella. To simulate the osteoblast (bone cell) response hydroxyapatite (HA) growth test were implemented. HA was deposited on the processed titanium plates as described in literature [9] and the results were evaluated through weight differences pre and post deposition. The surface roughness values were quantified by taking AFM images.

Results and Discussion

We have demonstrated in previous work that the application of CMP on titanium surfaces resulted in significant changes in the surface characteristics [10]. Contact angle values reflecting on the wettability of the surface were higher as the surface roughness was increased through induced micro level roughness. Surfaces with smoother finish, such as in the one exposed to CMP with polytex pad in the presence of oxidizer resulted in more wettability and hence a lower contact angle and the surfaces with the induced micro roughness resulted in a higher contact angle. AFM analyses of the original untreated titanium plate compared to surface with CMP conducted using polymeric pad in the presence of 3% H_2O_2 showed 118.77 nm and 78.05 nm RMS surface roughness, respectively. Furthermore, it was also observed that the CMP treatment in the presence of oxidizer showed the formation of an amorphous oxide film [11]. In order to analyze the biocompatibility of the prepared surfaces, controlled bacteria growth analyses were conducted. The sample surfaces intentionally scratched tend to accumulate more bacteria colonies as compared to the smoother surfaces. Particularly the sample processes through proper CMP process allowed the least amount of bacteria growth around the titanium plate and oxidizer used samples enable to the limit of the growth during the evaluation process.

HA attachment test showed an increased growth as a function of the increasing surface roughness as summarized in Table I. The fibroblast type L929 cell attachment was also observed to increase with the increasing surface roughness. However, the samples with very rough surfaces demoted the amount of cell attachment, which is believed to be due to the presence of very sharp edges on the surface topography resulting in the rapture of the cells when they try to attach on the surface. On the other hand, the use of oxidizer during the CMP process promoted the cell growth.

Figure 2 illustrates the results obtained on the 3D implant samples by mainly comparing the wettability through measurement of contact angle at the various locations of the dental implant. CMP induced dental implant sample wettability analyses were similar to the responses obtained on the flat titanium plates. The wettability behavior of the implant surface's different regions showed changes according to step height of the screws, which is given in the Figure 2.

TABLE I. L929 cell growth after 5th day and HA deposition response.

Samples	Average Cell Number x10 ⁴ cell/cm ²	HA attachment amount(g)
As is	55.33	1.50
CMP without H_2O_2	51.94	1.59
CMP with 3% H_2O_2	61.08	1.45
CMP with 3% H_2O_2 +Ab. P. (45um)	55.53	1.80
CMP with 3% H_2O_2 + Ab. P. (90um)	52.38	2.10

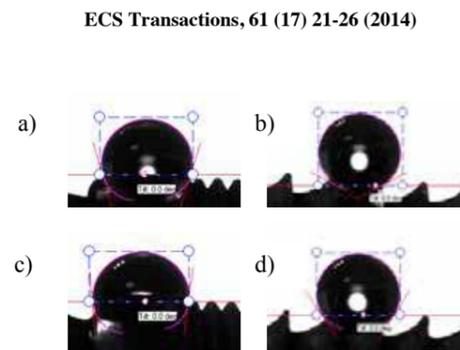


Figure 2. Wettability analyses on different part of dental implant with as received (a & b) and CMP induced in the presence of oxidizer (c & d).

Summary

It is known that the increased surface microstructure and surface oxidation can promote the adhesion of the biological species on the implant surfaces. In this study, CMP process is proposed as an alternative technique to induce microstructure or smoothness to the titanium surfaces to enable more biocompatible surfaces by simultaneously forming a protective oxide layer. Wettability analyses through contact angle measurements were shown to be a valid and easy approach to detect the surface roughness that affects the bioactivity on the surfaces. Biocompatibility analyses conducted by cell attachment also showed difference in the cell growth by increased surface structuring. Hydroxyapatite growth also correlated to increase in surface roughness. The 3D CMP design is under development for the dental implant CMP and as a part of this study, a new design with robotic arm integration is proposed and being tested.

Acknowledgments

The authors acknowledge the support from the Marie Curie International Reintegration Grants (IRG) Call: FP7- People-RG-2009. We are also thankful the support from TUBITAK MAM Genetic Engineering and Biotechnology Institute (GEBI).

References

1. E. Gemelli, N.H.A. Camargo, *Matéria (Rio J.)*, **12**, 525-531 (2007)
2. C.N. Eliasa, Y. Oshidab, J. H. C. Limad, C. A. Mullere, *J. Mech. Behav. Biomed. I*, 234-242 (2008).
3. R. Akhter, S. Okawa, S. Nakano, M. Kobayashi, Miyakawa, *Dent Mater J.*, **19**, 10-21 (2000).
4. F.B.Kaufman, D.B. Thomson, R.E. Broadie, M.A. Jaso, W.L. Guthrie, M.B. Pearson, M.B. Small, *J. Electrochem. Soc.*, **138**, 3460 (1991).
5. V.S. Chathapuram, T. Du, K.B. Sundaram, V. Desai, *Microelectron Eng.*, **65**, 478-488 (2003).
6. F. Variola, Y-H. Yi, L. Richert, L., J.D. Wuest, F. Rosei, A. Nanci, A., *Biomaterials*, **29**, 1285-1298 (2008).

ECS Transactions, 61 (17) 21-26 (2014)

7. Jouanny, S. Labdi, P. Aubert, C. Buscema, O. Aciejak, M-H. Berger, V. Guipont, M. Jeandin, *Thin Solid Films*, **518**, 3212-3217 (2010).
8. A. Kurella, N.B. Dahotre, *J. Biomater Appl*, **20**, 4-50 (2005).
9. A. Beganskienė, O. Dudko, R. Sirutkaitis, R. Giraitis, ISSN 1392-1320 *Mater Sci+*, **9**, No. 4. (2003).
10. G.B. Basim, Z. Ozdemir, A. Karagoz, *MRS Trans.*, **1464**, San Francisco, CA (2012).
11. G.B. Basim, A. Karagoz, A., Z. Ozdemir, *MRS Trans.*, **1560**, San Francisco, CA (2013).

Dental İmplantların Hastaların Hayat Kalitesi Üzerindeki Etkisi**Özet**

Hayat kalitesi kavramı bireylerin ne düzeyde iyi hissettiği, fiziksel durumunun seviyesi, günlük işlerini yerine getirenken karşılaştığı sınırlamalar ve bu işlevleri yerine getirenken duyduğu memnuniyet durumu ile ilgili geniş içerikli bir kavramdır. Sağlığın ve hastalığın hayat kalitesi üzerine olan doğrudan etkisi araştırmacıların “sağlıkla ilgili hayat kalitesi” olarak adlandırılan bir kavramı üzerinde toplamıştır. Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) 1946 yılında sağlık kavramını “Sadece hastalığın bulunmayışı değil fiziksel ruhsal ve sosyal olarak tam bir iyilik hali olarak tanımlamıştır.” Bu tanımlamanın ardından sağlıklı ilgili iyilik halinin ölçümlenebilmesi artan bir önem kazanmıştır. Sağlıkla ilgili hayat kalitesi kavramı alt başlıklara ayrıldığında ortaya “Ağız Sağlığı ile İlişkili Hayat Kalitesi” (ASHK) kavramı çıkmaktadır. ASHK, fonksiyonel, psikolojik, sosyal faktörler ve sadece ağız içi ve çevresinde yaşadığı ağrı ve rahatsızlık gibi şikayetler sonucunda kişinin kendisini nasıl değerlendirdiğini gösteren bir ifadedir.

Anahtar Kelimeler: Dental İmplant, Hayat Kalitesi



Resim 1 Total protez kullanan hastalar (TPH) grubundan implantüstü sabit protetik tedavi uygulanan hasta.

Giriş

Dental implant tedavisi hastaların geleneksel protetik restorasyonları tercih etme zorunluluğunu ortadan kaldıran bir tedavi seçeneği olarak günümüzde uygulanmaktadır. Sağlıklı dayanak dişlerin kesilmesi, hareketli protezlerin hastalar tarafından rahat kullanılmaması, estetik kaygılar, dental implant tedavisinin geleneksel protezlere göre tercih edilmesinin ilk akla gelen nedenleri arasındadır.

ASHK, fonksiyonel, psikolojik, sosyal faktörler ve sadece ağız içi ve çevresinde yaşadığı ağrı ve rahatsızlık gibi şikayetler sonucunda kişinin kendisini nasıl değerlendirdiğini gösteren bir ifadedir.

Modern diş hekimliğinde amaç, hastada fonksiyon, estetik, konuşma ve ağız sağlığının yeniden sağlanmasıdır.

Dental implant tedavisi hastaların geleneksel protetik restorasyonları tercih etme zorunluluğunu ortadan kaldıran bir tedavi seçeneği olarak günümüzde uygulanmaktadır.

Bu çalışma ile diş eksikliği olan hastaların dental implant tedavisi sırasında ve sonrasında hayat kalitelerindeki değişikliklerin incelenmesi amaçlanmıştır. Hastaların diş eksiklik sınıflamasına bağlı olmaksızın dental implant tedavisi sonrasında hayat kalitelerinde hissedilir derecede artış gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Dental İmplant, Hayat Kalitesi

150 MIA SCIENCE

Dental İmplantların Hastaların Hayat Kalitesi Üzerindeki Etkisi

Özet Hayat kalitesi kişinin kendisini ne düzeyde iyi hissettiği, fiziksel durumunun seviyesi, günlük işlerini yerine getirirken karşılaştığı sınırlamalar ve bu işlevleri yerine getirirken duyduğu memnuniyet durumu ile ilgili geniş içerikli bir kavramdır. Sağlığın ve hastalığın hayat kalitesi üzerine olan doğrudan etkisi araştırmacıların “sağlıkla ilgili hayat kalitesi” olarak adlandırılan bir kavramı üzerinde toplamıştır. Dünya Sağlık Örgütü

(DSÖ) 1946 yılında sağlık kavramını “Sadece hastalığın bulunmayışı değil fiziksel ruhsal ve sosyal olarak tam

bir iyilik hali olarak tanımlamıştır.” Bu tanımlamanın ardından sağlıklı ilgili iyilik halinin ölçümlenebilmesi artan bir önem kazanmıştır. Sağlıkla ilgili hayat kalitesi kavramı alt başlıklara ayrıldığında ortaya “Ağız Sağlığı ile İlişkili Hayat Kalitesi” (ASHK) kavramı çıkmaktadır. ASHK, fonksiyonel, psikolojik, sosyal faktörler ve sadece ağız içi ve çevresinde yaşadığı ağrı ve rahatsızlık gibi şikayetler sonucunda kişinin kendisini nasıl değerlendirdiğini gösteren bir ifadedir.

Modern diş hekimliğinde amaç, hastada fonksiyon, estetik, konuşma ve ağız sağlığının yeniden sağlanmasıdır.

Dental implant tedavisi hastaların geleneksel protetik restorasyonları tercih etme zorunluluğunu ortadan kaldıran bir tedavi seçeneği olarak günümüzde uygulanmaktadır.

Bu çalışma ile diş eksikliği olan hastaların dental implant tedavisi sırasında ve sonrasında hayat kalitelerindeki değişikliklerin incelenmesi amaçlanmıştır. Hastaların diş eksiklik sınıflamasına bağlı olmaksızın dental implant tedavisi sonrasında hayat kalitelerinde hissedilir derecede artış gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Dental İmplant, Hayat Kalitesi

**BİLİMSEL ÇALIŞMALARIMIZ**

Dental İmplantların Hastaların Hayat Kalitesi Üzerindeki Etkisi

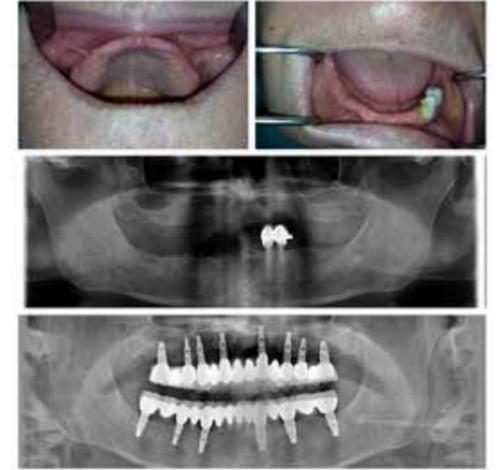
Özet

Hayat kalitesi kişinin kendisini ne düzeyde iyi hissettiği, fiziksel durumunun seviyesi, günlük işlerini yerine getirirken karşılaştığı sınırlamalar ve bu işlevleri yerine getirirken duyduğu memnuniyet durumu ile ilgili geniş içerikli bir kavramdır. Sağlığın ve hastalığın hayat kalitesi üzerine olan doğrudan etkisi araştırmacıların “sağlıkla ilgili hayat kalitesi” olarak adlandırılan bir kavramı üzerinde toplamıştır. Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) 1946 yılında sağlık kavramını “Sadece hastalığın bulunmayışı değil fiziksel ruhsal ve sosyal olarak tam bir iyilik hali olarak tanımlamıştır.” Bu tanımlamanın ardından sağlıklı ilgili iyilik halinin ölçümlenebilmesi artan bir önem kazanmıştır. Sağlıkla ilgili hayat kalitesi kavramı alt başlıklara ayrıldığında ortaya “Ağız Sağlığı ile İlişkili Hayat Kalitesi” (ASHK) kavramı çıkmaktadır. ASHK, fonksiyonel, psikolojik, sosyal faktörler ve sadece ağız içi ve çevresinde yaşadığı ağrı ve rahatsızlık gibi şikayetler sonucunda kişinin kendisini nasıl değerlendirdiğini gösteren bir ifadedir.

Modern diş hekimliğinde amaç, hastada fonksiyon, estetik, konuşma ve ağız sağlığının yeniden sağlanmasıdır. Dental implant tedavisi hastaların geleneksel protetik restorasyonları tercih etme zorunluluğunu ortadan kaldıran bir tedavi seçeneği olarak günümüzde uygulanmaktadır.

Bu çalışma ile diş eksikliği olan hastaların dental implant tedavisi sırasında ve sonrasında hayat kalitelerindeki değişikliklerin incelenmesi amaçlanmıştır. Hastaların diş eksiklik sınıflamasına bağlı olmaksızın dental implant tedavisi sonrasında hayat kalitelerinde hissedilir derecede artış gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Dental İmplant, Hayat Kalitesi



Resim 1 Total protez kullanan hastalar (TPH) grubundan implantüstü sabit protetik tedavi uygulanan hasta.

Giriş

Dental implant tedavisi hastaların geleneksel protetik restorasyonları tercih etme zorunluluğunu ortadan kaldıran bir tedavi seçeneği olarak günümüzde uygulanmaktadır. Sağlıklı dayanak dişlerin kesilmesi, hareketli protezlerin hastalar tarafından rahat kullanılmaması, estetik kaygılar, dental implant tedavisinin geleneksel protezlere göre tercih edilmesinin ilk akla gelen nedenleri arasındadır.

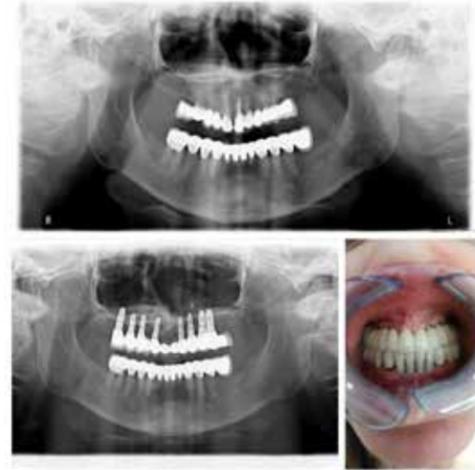
ASHK, fonksiyonel, psikolojik, sosyal faktörler ve sadece orofasiyal bölgede yaşadığı ağrı ve rahatsızlık gibi şikayetler sonucunda kişinin iyi hissetme halini nasıl değerlendirdiğini anlatan bir ifadedir (1, 2). Reisine ve Gift (3), yaptıkları çalışmada ağız ve diş sağlığını etkileyen hastalıkların erişkin bireylerde yıllık ortalama 160 milyon saatlik iş gücü kaybına, okul çağındaki çocuklarda ise 51 milyon saatlik okul günü kaybına sebebiyet verdiğini ve bir kişinin yıllık iş gücü kaybının 1.7 saat olduğunu belirtmişlerdir. Bireysel olarak tolere edilebilir bir süre olarak düşünülse de toplumsal anlamda yüksek miktarda iş gücü ve maliyet kaybı ortaya çıkmaktadır.

Ağız sağlığı etki profili (OHIP), ilk defa 1994 yılında Slade ve Spencer tarafından uygulanmaya başlanmış olan bir hayat kalitesi ölççeğidir (4,5). Güvenilirliği ve geçerliliği ispatlanmış olan OHIP-14 ölççeği bu çalışmada hayat kalitesi değerlendirme ölççeği olarak kullanılmıştır.

BİLİMSEL ÇALIŞMALARIMIZ



Resim 2 Total protez kullanan hastalar (TPH) grubundan Implantüstü hareketli protetik tedavi uygulanan hasta.



Resim 4 Sabit bölümlü protez kullanan hastalar (SBPH) grubundan Sabit Bölümlü Protez kullanılmayken Implantüstü sabit protetik tedavi uygulanan hasta.



Resim 3 Hareketli bölümlü protez kullanan hastalar (HBPH) grubundan Hareketli Bölümlü Protez kullanılmayken Implantüstü sabit protetik tedavi uygulanan hasta.



Resim 5 Protez kullanmayan dişsiz hasta (PDH) grubundan Implantüstü sabit protetik tedavi uygulanan hasta.

Gereç ve Yöntem

Çalışmaya herhangi bir sistemik rahatsızlığı bulunmayan çenesinde tek veya çoklu diş eksikliği bulunan 60 birey dahil edilmiştir. Bilgilendirilmiş onam formları okutulup imzalatılan 60 hasta 15'er kişiden oluşan 4 farklı grupta incelenmiştir. Hastalar;

- Total protez kullanan hastalar (TPH) (Resim 1,2)
- Hareketli bölümlü protez kullanan hastalar (HBPH) (Resim 3)
- Sabit bölümlü protez kullanan hastalar (SBPH) (Resim 4)
- Protez kullanmayan dişsiz hastalar (PDH) olarak gruplandırılmıştır. (Resim 5)

BİLİMSEL ÇALIŞMALARIMIZ

Her bir gruptaki hastalara Tedavi öncesi, Cerrahi operasyon yapıldıktan bir hafta sonra ve Protetik restorasyonu bir ay kullanıldıktan sonra olmak üzere 3 farklı zaman diliminde hayat kalitesindeki değişimi sorgulamak için OHIP-14 ve Likert tip anket formları uygulandı.

İstatistiksel değerlendirme SPSS 19.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) programı kullanılarak yapıldı.

Sonuçlar %95 güven aralığında değerlendirildi ve p<0.05 değeri anlamlı kabul edildi.

Bulgular

Çalışmaya dahil edilen 28 kadın, 32 erkek toplam 60 hastanın yaşlarının 22 ile 71 arasında değiştiği ve ortalamalarının 49.68 olduğu belirlendi. Hastaların 12'sinin ilköğretim, 20'sinin lise, 28'inin yüksek öğretim mezunu oldukları tespit edildi.

Altmış hasta üzerinde 3 farklı zaman diliminde gerçekleştirilen çalışmamızda "test 1" tedavi öncesi, "test 2" cerrahi operasyon sonrası 1. haftada ve "test 3" protetik restorasyondan 1 ay sonra uygulanan anketlerin değerlendirmesini belirtmektedir. Çalışmamızda "model 1" ile dental implant cerrahisi öncesi ve post operatif ilk bir hafta sonundaki ASHK değişimleri, "model 2" ile ise dental implant cerrahisi öncesi ve protetik restorasyon sonrası ASHK değişimleri incelenmiştir.

Tablo 1. Tüm hastaların üç farklı zaman diliminde Wilcoxon Analizi sonuçları

	N	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maksimum	Model 1	Model 2	
Test 1	60	38.71	8.56	23.00	61.00	Test 1 & 2	Test 1 & 3	
Test 2	60	38.51	9.13	24.00	62.00	Z	-0.75	-6.73
Test 3	60	21.43	4.36	14.00	33.00	Sig.	0.465	0.000

Bu analiz sonuçlarına göre; hastaların dental implant tedavisine başlamadan önceki ASHK değerleri ile dental implant cerrahisinden 1 hafta sonraki ASHK değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır. Ancak, hastaların tedavi öncesi durumları ile protetik rehabilitasyon sonrası ASHK değerleri kıyaslandığında hastaların ağız sağlığı ile ilgili hayat kalitelerindeki pozitif yöndeki değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

Total protez kullanan hastaların dental implant cerrahisi öncesi ASHK değerleri ile cerrahi işlemden bir hafta sonraki ASHK değerleri arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır. Ancak, hastaların tedavi öncesi ASHK değerleri ile protetik restorasyon sonrası ASHK değerleri arasında pozitif yönde anlamlı bir ilişki bulunmaktadır (Tablo 2).

Tablo 2. TPH grubunun üç farklı zaman diliminde Wilcoxon Analizi sonuçları

	N	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maksimum	Model 1	Model 2	
Test 1	15	45	7.00	32.00	53.00	Test 1 & 2	Test 1 & 3	
Test 2	15	44.13	7.92	32.00	59.00	Z	-1.49	-3.41
Test 3	15	24.26	4.33	19.00	33.00	Sig.	0.134	0.001

HBPH grubunun analiz sonuçlarına göre, hastaların dental implant tedavisine başlamadan önceki ASHK değerinin işlemden bir hafta sonraki ASHK değerine göre istatistiksel olarak negatif yönde anlamlı bir değişiklik olduğu gözlemlenmiştir. Hastaların tedavi öncesi ASHK değerinin protetik restorasyon sonrası ASHK değerleri ile kıyaslandığında istatistiksel olarak pozitif yönde anlamlı bir değişiklik bulunmaktadır (Tablo 3).

Tablo 3. HBPH grubunun üç farklı zaman diliminde Wilcoxon Analizi sonuçları

	N	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maksimum	Model 1	Model 2	
Test 1	15	38.71	9.17	27.00	61.00	Test 1 & 2	Test 1 & 3	
Test 2	15	40.33	10.18	24.00	62.00	Z	-2.25	-3.35
Test 3	15	21.80	4.31	14.00	31.00	Sig.	0.024	0.001

SBPH grubunun sonuçlarına göre sabit bölümlü protez kullanan hastaların dental implant tedavisine başlamadan önceki ASHK değerleri ile dental implant cerrahisinden 1 hafta sonraki ASHK değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır. Ancak, sabit bölümlü protez kullanan hastaların tedavi öncesi durumları ile protetik rehabilitasyon sonrası ASHK değerleri kıyaslandığında hastaların ağız sağlığı ile ilgili hayat kalitelerindeki pozitif yöndeki değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur.

BİLİMSEL ÇALIŞMALARIMIZ

(Tablo 4).

Tablo 4. SBPH grubunun üç farklı zaman diliminde Wilcoxon Analizi sonuçları

	N	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maksimum	Model 1	Model 2
Test 1	15	33.33	6.85	24.00	46.00	Test 1 & 2	Test 1 & 3
Test 2	15	33.20	6.81	24.00	46.00	Z	-0.41
Test 3	15	19.20	3.52	15.00	29.00	Sig.	0.677

Protez kullanmayan dişsiz hastaların dental implant tedavisine başlamadan önceki ASHK değerleri ile dental implant cerrahisinden 1 hafta sonraki ASHK değerleri arasında anlamlı bir ilişki bulunamamıştır. Ancak, protez kullanmayan dişsiz hastaların tedavi öncesi durumları ile protetik rehabilitasyon sonrası ASHK değerleri kıyaslandığında hastaların ağız sağlığı ile ilgili hayat kalitelerindeki pozitif yöndeki değişim istatistiksel olarak anlamlı bulunmuştur (Tablo 5).

Tablo 5. PDH grubunun üç farklı zaman diliminde Wilcoxon Analizi sonuçları

	N	Ortalama	Std. Sapma	Minimum	Maksimum	Model 1	Model 2
Test 1	15	36.66	7.95	23.00	56.00	Test 1 & 2	Test 1 & 3
Test 2	15	36.40	8.12	25.00	58.00	Z	-0.41
Test 3	15	20.46	3.92	16.00	28.00	Sig.	0.677

Tablo 6. Tüm hastaların cinsiyetlere göre OHIP ortalama puan analiz sonuçları

	Cinsiyet	N	Ortalama Değer	Değerlerin toplamı	Mann-Whitney U	Wilcoxon W	Z	Sig.
Test 1	Erkek	32	32.59	1043.00	426.00	832.00	-0.326	0.744
	Kadın	28	30.71	859.88				
Test 3	Erkek	32	31.19	966.08	381.00	787.00	-0.998	0.518
	Kadın	28	28.11	787.00				

Tablo 6' ya göre, hastaların tedavi öncesi ve tedavi sonrası ASHK değerlerinin cinsiyete göre anlamlı bir farklılık göstermediği saptanmıştır.

Tablo 7. Tüm hastaların eğitim durumlarına göre OHIP ortalama puan analiz sonuçları

	Eğitim Seviyesi	N	Ortalama Değer	Standart sapma	F	Sig.
Test 1	İlkokul	12	39.58	8.50	0.203	0.817
	Lise	20	39.25	8.16		
	Yükseköğretim	28	37.96	9.17		
Test 3	İlkokul	12	23.66	4.51	2.081	0.134
	Lise	20	21.10	4.16		
	Yükseköğretim	28	20.71	4.27		

Tablo 7 göre hastaların tedavi öncesi ve tedavi sonrası ASHK değerlerinin eğitim seviyesine göre anlamlı bir farklılık göstermediği saptanmıştır.

Tartışma

Dental implant tedavisi günümüzde geleneksel protetik tedavilere kıyasla popülerliği her geçen gün artan bir tedavi seçeneğidir. Hastalara kaybettikleri fonasyon, estetik ve fonksiyonel yetilerini mümkün olduğunca geri kazandırmak için yapılan dental implant destekli protetik restorasyonlar, oldukça başarılı geri dönüşler sağlamaktadır. Literatürde dental implant tedavisinin cerrahisi ve protetik restorasyon aşamaları ile ilgili birçok çalışma olmasına karşın, tedavi sonrasında memnuniyet derecelerini değerlendiren çalışma sayısı kısıtlıdır (6, 7-9). Hastaların yapılan tedavilerden memnun olmaları, bir çok farklı kritere bağlı olarak değişebilmektedir (10). Gelişen medikal teknoloji, medya ve iletişim ağları sayesinde hastaların dental implant tedavisinden beklentileri de artış göstermektedir. Dental implant tedavisi öncesi hastaların beklentileri de ASHK'nın artmasında ve azalmasında önemli bir etken olarak karşımıza çıkmaktadır.

Alt çeneye yapılan geleneksel total protezler ile implant destekli protezlerin hasta memnuniyetleri açısından değerlendirildikleri çalışmalarda, implant destekli protez yaptıran hastaların uygulanan tedaviden daha memnun kaldıkları belirtilmiştir (11-13). Tam dişsiz alt çeneye sahip bireyler üzerinde yapılan bir çalışmada 54 hastaya implant destekli protetik restorasyon yapılırken 48 hastaya geleneksel alt total protez yapılmıştır. Bu iki farklı gruba tedaviden önce ve protetik restorasyonların yapımından 2 ay sonra OHIP-14 ölçeği uygulanmış ve ASHK değişimleri incelenmiştir. Çalışmanın sonucunda implant destekli protezlerin hastaların hayat kalitelerini geleneksel total protezlere kıyasla daha fazla arttırdığı belirtilmiştir (14).

Çalışmamızda geleneksel total protez kullanan 15 hastaya

BİLİMSEL ÇALIŞMALARIMIZ

dental implant tedavisi öncesi ve protetik restorasyon sonrası uygulanan OHIP-14 anketi sonucunda ASHK değerlerindeki değişimler incelendiğinde protetik restorasyon sonrasında hastaların ASHK değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı olduğu gözlemlendi.

On altı hasta üzerinde dental implant cerrahisi öncesi, operasyon sonrası dönem ve protetik restorasyon sonrasında OHIP-14 anketi ile gerçekleştirilen bir çalışmada OHIP değerlerinin protetik tedavi sonrasında düşüş gösterdiği yani hastaların ASHK değerlerinin arttığı gözlemlenmiştir. Operasyon sonrası dönemde ise OHIP değerlerinin istatistiksel olarak anlamlı bir şekilde yükseldiği yani dental implant cerrahisinin ASHK değerlerini düşürdüğü gözlemlenmiştir (15). Bizim çalışmamızda hastalar dört alt grupta incelenmiş ve dental implant cerrahisi öncesi ve sonrasında ASHK değerleri açısından değerlendirilmiştir. Elde edilen verilerde cerrahi operasyon öncesi ve sonrasındaki OHIP ortalama değerlerindeki değişimin istatistiksel olarak anlamlı olmadığı yani dental implant cerrahisinin ASHK değerlerinde büyük değişimlere yol açmadığı sonucu belirlenmiştir.

Elde ettiğimiz bu bilgiler ışığında, dental implant tedavisi ile ASHK arasında pozitif yönde bir ilişki olduğu gözlemlenmiştir. İmplant cerrahisi ve tedavi seçenekleri ile ilgili gelişmeler de göz önünde bulundurulduğunda, bu konu hakkında daha fazla ve detaylı çalışmalar yapılması gerekmektedir.

Dr. Dt. Burak İrfan İcmen

Yrd. Doç. Dr. Akif TÜNER

Doç. Dr. Ahmet Ferhat MISIR

Kaynaklar

1. Başyigit RE. Hemofili hastalarında ağız ve diş sağlığının yaşam kalitesi üzerine olan etkilerinin değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü: Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı Doktora Tezi, İstanbul. 2009.
2. Naito M, Yuasa H, Nomura Y, Nakayama T, Hamajima N, Hanada N. Oral health status and health-related quality of life: a systematic review. Journal of Oral Science 48(1):1-7.2006
3. Reisine S. Dental disease and work loss. Journal of Dental Research 63(9):1158-61.1984
4. Mumcu G, Inanc N, Ergun T, İkiz K, Gunes M, Islek U, et al. Oral health related quality of life is affected by disease activity in Behçet's disease. Oral diseases 12(2):145-51.2006

5. Slade GD. Derivation and validation of a short-form oral health impact profile. Community Dentistry and Oral Epidemiology 25(4):284-90.1997.

6. Vermeylen K, Collaert B, Lindén U, Björn AL, De Bruyn H. Patient satisfaction and quality of single-tooth restorations. Clinical oral implants research 14(1):119-24.2003

7. Walton JN, Gardner FM, Agar JR. A survey of crown and fixed partial denture failures: length of service and reasons for replacement. The Journal of prosthetic dentistry 56(4):416-21.1986

8. Att W, Stappert C. Implant therapy to improve quality of life. Quintessence international 34(8):161-8.2003

9. Ergun S, Çekici A, Saruhanoglu A, Kazancıoğlu D, Uzman A, Gülsüm A, et al. Dental implantlar ile rehabilite edilmiş hastaların memnuniyet derecelerinin değerlendirilmesi. Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi :19(3):181-186, 2009.

10. Campbell J, Ramsay J, Green J. Age, gender, socioeconomic, and ethnic differences in patients' assessments of primary health care. Quality and Safety in Health Care 10(2):90-5.2001.

11. Boerrigter E, Stegenga B, Raghoobar G, Boering G. Patient satisfaction and chewing ability with implant-retained mandibular overdentures: a comparison with new complete dentures with or without preprosthetic surgery. Journal of oral and Maxillofacial Surgery 53(10):1167-73.1995

12. Boerrigter E, Geertman M, Van Oort R, Bouma J, Raghoobar G, Van Waas M, et al. Patient satisfaction with implant-retained mandibular overdentures. A comparison with new complete dentures not retained by implants—a multicentre randomized clinical trial. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery 33(5):282-8.1995

13. Geckili O, Bilhan H, Mumcu E, Dayan C, Yabul A, Tuncer N. Comparison of patient satisfaction, quality of life, and bite force between elderly edentulous patients wearing mandibular two implant-supported overdentures and conventional complete dentures after 4 years. Special Care in Dentistry 32(4):136-41.2012

14. Heydecke G, Thomason JM, Lund JP, Feine JS. The impact of conventional and implant supported prostheses on social and sexual activities in edentulous adults: results from a randomized trial 2 months after treatment. Journal of Dentistry 33(8):649-57.2005

15. Eitner S, Wichmann M, Schlegel KA, Kollmannsberger JE, Nickenig H-J. Oral health-related quality of life and implant therapy: an evaluation of preoperative, intermediate, and post-treatment assessments of patients and physicians. Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery 40(1):20-3, 2012.



Unilateral hareketli bölümlü protezler: Mevcut duruma bakış

Günümüzde kısmi dişsizliğin fonksiyonel ve estetik olarak rehabilite edilmesinde en çok kullanılan tedavi yöntemlerinden biri hareketli bölümlü protezlerdir. Ancak içerdikleri ana bağlayıcı sebebiyle kapladıkları alanın çok büyük oluşu bu protezlerin hastalar tarafından kabul edilmesini zorlaştırmaktadır. Unilateral hareketli bölümlü protezler, tek taraflı kısmi dişsizliğin varlığında bilateral hareketli bölümlü protezler yerine kullanılabilir önemli bir tedavi alternatifidir. Ancak, özellikle retansiyon ve stabilize açısından bu protezlere duyulan güven oldukça azdır. Bu protezler; kroşeli, hassas bağlantılı ve implant destekli olarak dizayn edilebilir. Hassas bağlantıların kullanılması, unilateral hareketli bölümlü protezlerde karşılaşılan sorunları önlemede yardımcıdır. Özellikle doğru ataşman ve sistem seçiminin tedavinin prognozuna direkt olarak katkısı mevcuttur. Unilateral hareketli bölümlü protezlerde başarıyı artırmak için dental implantlardan da yararlanılabilmektedir. Doğru pozisyonda implant yerleşimi ile bu protezlerin tutuculuk sorunları en aza indirilmekte ve hastaların konforu artmaktadır.

Anahtar kelimeler Unilateral hareketli bölümlü protez, kısmi dişsizlik, hassas bağlantı, implant destekli protezler.



Copyright © İstanbul 2023

TÜRK
DİŞHEKİMLİĞİ DERGİSİ
THE TURKISH JOURNAL OF DENTISTRY

TDD; Nisan 2023, 96: 34-39

Derleme / Compilation

Berk Bilgen¹
Sina Saygılı²
Tonguç Sülün³

Unilateral hareketli bölümlü protezler: Mevcut duruma bakış

Unilateral removable partial dentures: Current status at a glance

ÖZET

Günümüzde kısmi dişsizliğin fonksiyonel ve estetik olarak rehabilite edilmesinde en çok kullanılan tedavi yöntemlerinden biri hareketli bölümlü protezlerdir. Ancak içerdikleri ana bağlayıcı sebebiyle kapladıkları alanın çok büyük oluşu bu protezlerin hastalar tarafından kabul edilmesini zorlaştırmaktadır. Unilateral hareketli bölümlü protezler, tek taraflı kısmi dişsizliğin varlığında bilateral hareketli bölümlü protezler yerine kullanılabilen önemli bir tedavi alternatifi-dir. Ancak, özellikle retansiyon ve stabilite açısından bu protezlere duyulan güven oldukça azdır. Bu protezler; kroşeli, hassas bağlantılı ve implant destekli olarak dizayn edilebilir. Hassas bağlantıların kullanılması, unilateral hareketli bölümlü protezlerde karşılaşılan sorunları önlemede yardımcıdır. Özellikle doğru ataşman ve sistem seçiminin tedavinin prognozuna direkt olarak katkısı mevcuttur. Unilateral hareketli bölümlü protezlerde başarıyı artırmak için dental implantlardan da yararlanılabilmektedir. Doğru pozisyonda implant yerleşimi ile bu protezlerin tutuculuk sorunları en aza indirilmekte ve hastaların konforu artmaktadır.

Anahtar kelimeler

Unilateral hareketli bölümlü protez, kısmi dişsizlik, hassas bağlantı, implant destekli protezler.

ABSTRACT

Removable partial dentures are one of the most common treatment methods for rehabilitation of partial edentulism. However, due to their design with major connector, they cover a vast area in the mouth and this makes the denture difficult to be accepted by patients. Unilateral removable dentures are an important treatment alternative in the presence of unilateral edentulism. However, confidence in these denture are very low, especially in terms of retention and stability. These dentures can be designed with clasps, precision attachment or they can be supported by dental implant. The use of precision attachment is helpful in avoiding problems. In particular, selection of the right attachment and the system has a direct effect on the prognosis of the treatment. Dental implants can also be used to increase the success of unilateral removable partial dentures. With the placement of implant in the correct position the success of these dentures increase.

Key words

Unilateral removable partial dentures, partial edentulism, precision attachment, implant supported denture.

GİRİŞ

Ortalama yaşam süresinin artmasıyla birlikte kısmi dişsizlik her geçen gün artış göstermektedir (1, 2). Dişsiz boşlukların sabit protetik tedaviler, ortodontik tedavi ve hareketli bölümlü protezlerle rehabilite edilmesi mümkündür (3).

Hareketli bölümlü protezler, kısmi dişsizlikte eksik dişlerin yerini fonksiyonel ve estetik açıdan doldurmak için günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır (4, 5). Oldukça ekonomik bir tedavi yöntemi olması nedeniyle hastalar tarafından sıklıkla tercih edilmektedir (2). Ancak bilateral hareketli bölümlü protezlerin ana bağlayıcılarından dolayı ağız içinde kapladığı alanın büyüklüğü, birçok hastanın hem fiziksel hem de psikolojik açıdan bu protezlere alışmasını zorlaştırmaktadır (6). Bu dezavantajlarına rağmen, ana bağlayıcıların üç önemli görevi mevcuttur: Protezin bütün komponentlerini birbirine bağlayarak tek bir ünit olarak görev yapmasını sağlar, fonksiyonel kuvvetleri bütün dayanak dişlere ileterek karşıt ark stabilizasyonu sağlar ve küçük bağlayıcı tasarımına katkı sağlar (7). Ancak; tek taraflı dişsiz boşluklarda, hareketli bölümlü protez yapımında ana bağlayıcı içermeyen unilateral hareketli bölümlü protez seçeneği de göz önünde bulundurulmalıdır (8).

Unilateral Hareketli Bölümlü Protezlerin Genel Özellikleri

Dişsiz boşluğun tek taraflı ve küçük olduğu durumlarda uygulanabilen unilateral hareketli bölümlü protezler aynı zamanda: Torus mandibularis varlığında, kontralateral tarafta sağlıklı bir sabit protezin olduğu durumlarda, kontralateral tarafta oklüzyonun sıkı olduğu durumlarda, çapraşık ön dişlerin varlığında, ağız tabanı yüksekliğinin lingual bar veya plak yapımına müsaade etmediği durumlarda, hastanın öğürme refleksinden dolayı klasik bilateral hareketli proteze uyum sağlayamadığı durumlarda da uygulanabilmektedir (9).

Güçlü, herhangi bir periapikal patolojisi bulunmayan, kuron-kök oranı ideal dayanak dişlerin varlığında unilateral hareketli bölümlü protezlerin yapılması önerilmektedir. Protezin giriş yolunun oluşturulabilmesi için, dayanak dişlerde rehber düzlemlerin oluşturulması tedavinin başarısını etkileyen önemli faktörlerden biridir (9, 10).

Unilateral hareketli bölümlü protezlerin birçok avantajı bulunmaktadır:

- 1) Ana bağlayıcı mevcut olmadığı için protezin hacmi küçülmektedir. Bu sayede palatal/lingual mukozalar açık bırakılabilmektedir.
- 2) Hastaların protezlerine alışma süresi oldukça kısadır.
- 3) Hastalar fonksiyon ve fonasyon açısından protezi rahat bulduklarını dile getirmiştir.
- 4) Kontralateral oklüzyonda herhangi bir değişiklik yapılmasına gerek duyulmamaktadır.
- 5) Devrilmiş dayanak dişlerin kullanımında mezial undercut başarılı bir şekilde kullanılabilir (11, 12).

Ancak bu protezlerde, ana bağlayıcının mevcut olmaması sebebiyle karşıt ark stabilizasyonu sağlanamadığı için, protezin tutuculuğu ve stabilitesi ile ilgili sorunlarla karşılaşabileceği düşünülmektedir (13). Tutuculuk sorunlarından dolayı protezlerin hastalar tarafından aspire edilmesi literatürlerde sıkça bildirilmektedir (14, 15, 16, 17). Tutuculuk sorunlarını en aza indirilebilmek için: Oklüzal dengesizliklerin yoğun olduğu durumlarda, alveolar kretin bıçak sırtı oluğu durumlarda, bastırılabilir mukozanın varlığında; unilateral hareketli protezlerin daha nadir olarak kullanılması önerilmektedir (18). Bu protezler, kompleks bir dizayna sahip olduklarından dolayı bakımları biraz zordur. Aynı zamanda yüksek maliyete sahiptirler (8).

2022 yılında yapılan randomize kontrollü bir klinik çalışmada, unilateral iki veya üç diş eksikliği bulunan bireyler arasında, bilateral hareketli bölümlü protez kullananların oral hijyenleri en kötü bulunmuştur. Protez kullananların veya unilateral hareketli bölümlü protez kullananların ise oral hijyenleri anlamlı derecede yüksek bulunmuştur (19).

Unilateral Hareketli Bölümlü Protezlerin Yapımında Kullanılan Materyaller

Unilateral hareketli bölümlü protez-



Resim 1.

lerin yapımında temel olarak akrilik (PMMA), kobalt-krom metal alaşımı, naylon bazlı fleksibl protez kaide materyalleri (poliamid-poliester türevleri), PEEK materyali kullanılabilir (8, 20). Hareketli protezlerin yapımında çok uzun senelerden beri kaide materyali olarak PMMA kullanılmaktadır. Bu materyal ile yapılan unilateral hareketli bölümlü protezlerin; ekonomik olması, manipülasyonlarının ve tamirlerinin kolay olması önemli avantajlarıdır. Ancak; kırılabilirlikleri yüksek, stabilite ile tutuculukları sınırlı, mekanik olarak kuvvetlere dayanıklılıkları az ve plak birikim oranları fazladır (21, 8).

Naylon bazlı protez kaide materyalleri, yüksek bir estetiğe sahip olmakla beraber, fleksibilite özellikleri sayesinde protezin ağız içindeki minimal hareketlerine de uyum sağlayabilmektedir (22). Oldukça ince olarak üretilenler, kırılmaya dayanımları yüksek, üretimleri ise kolaydır. Tamir ve astarlanmaları zor, oral sıvıları emmelerinden dolayı zamanla renk değişimi göstermekte ve fleksibilite özelliklerini kaybedebilmektedirler (23, 24, 25).

Singh ve ark. (26) tarafından yapılan çalışmada, naylon bazlı fleksibl kaide materyalleri ve klasik PMMA ile

yapılan hareketli protezler: Mukozal iritasyon, ağız kokusu oluşturma, kullanım kolaylığı, hasta memnuniyeti ve kırık-çatlak oluşumu açısından karşılaştırılmıştır. Naylon bazlı kaide materyalleri bütün başlıklarda daha başarılı bulunmuştur.

Horie ve ark. (27) tarafından yapılan çalışmada, poliamit ve krom-kobalt alaşımından yapılmış kroşelere sahip unilateral hareketli protezlerin, vertikal yer değiştirme miktarı incelenmiş, metal kroşelerin varlığında protezin yer değiştirmesinde anlamlı miktarda azalma olduğu bulunmuştur.

Son yıllarda yaygınlığı gittikçe artmakta olan polieter-eter-eton (PEEK) materyali hareketli protezlerin yapımında kullanılabilir (28, 29). Sadek ve ark. (30) tarafından yapılan çalışmada, PEEK materyali ile restore edilmiş dayanak dişler ile PEEK alt yapı ile üretilen unilateral hareketli bölümlü protezlerin birlikte kullanıldığı durumlarda, metal alt yapı ve metal kuronların kullanımına göre daha uygun stres dağılımı gözlemlenmiştir. Araştırmacılar, unilateral hareketli bölümlü protezlerde PEEK materyalinin üstün biyomekanik özelliklerinden dolayı metal yerine daha sıklıkla kullanılabilirliğini söylemiştir.

1- Arş. Gör. Dt., İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD. 2- Arş. Gör. Dr., İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD. 3- Prof. Dr., İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD.



Resim 2.

Konvansiyonel Unilateral Hareketli Bölümlü Protezler

Ana bağlayıcının var olmamasından dolayı dayanak dişe ve dokulara gelen kuvvetlerde artış gözlemlenebileceği düşünülmektedir (8). Ancak; Katarina ve ark. (31) yaptıkları bir sonlu elementler analizinde, unilateral ve klasik bilateral hareketli bölümlü protezlerin dayanak dişlere ve dişsiz mukozaya uyguladığı stres dağılımı arasında anlamlı bir fark bulamamıştır.

Konvansiyonel bir unilateral hareketli bölümlü protez yapıldığında, retansiyon ve stabilite sorunlarının önüne geçilebilmesi için bazı yolların izlenmesi önerilmektedir:

- 1) Bilateral hareketli bölümlü protezlerde rotasyonel yol, iki ayrı rotasyonel merkezden geçen rotasyonel eksen ile belirlenmektedir. Ancak, unilateral hareketli bölümlü protezlerde, yalnızca bir adet rotasyonel merkez bulunmaktadır; bu da distal dayanak dişin oklüzal tırnağının bitim noktasındadır. Bu yüzden, rotasyonel eksenin yönü

iki ayrı düzlemde incelenmelidir. Horizontal düzlemde rotasyonel eksen edante krete dik olmalıdır, frontal düzlemde ise anterior destek dişin lingual rehber düzleminin vertikal yönüne dik olmalıdır.

- 2) Oklüzal tırnak yeri, asimetrik olarak, 1,5-2mm derinliğinde hazırlanmalıdır. Oklüzal tırnak dişin meziodistal boyutunun yarısından daha fazla olmalıdır (32).
- 3) Oklüzal tırnaktan sağlanan destek tek başına yeterli olmamaktadır. Bu yüzden protez tasarımına kısa destek kolları (resiprokal kol) eklenmelidir.

Bu kurallara uygun olarak yapılan konvansiyonel unilateral hareketli bölümlü protezlerde, protezi yerinden oynatmaya yönelik kuvvetlerin kontrol altına alınabileceği düşünülmektedir (9). Konvansiyonel unilateral hareketli bölümlü protezlerde, kontralateral arkta retatif kroşe kullanılmadığı için kroşeler ile sağlanacak bukkal veya lingual retansiyonun yetersiz kalacağı yönün-

de görüşler de mevcuttur (33). Bazı araştırmacılar bu yüzden, dayanak dişlerden birinde lingual retatif kroşe, diğerinde ise bukkal retatif kroşe kullanılmasını (veya aynı dişte hem bukkal hem lingual retatif kroşe kullanılmasını) önermiştir. Ancak bu durumda, iki retatif kroşe arasında kalan ekseninde rotasyon hareketi meydana geleceği anlaşılarak bu düşünce terk edilmiştir (Aynı dişe iki retatif kroşe kolunun uygulanması da dişe tehlikeli tork kuvvetleri verecektir) (34, 35).

Hassas Bağlantılı Unilateral Hareketli Bölümlü Protezler

Hassas bağlantılı unilateral hareketli bölümlü protezlerde, doğru planlamanın yapılması ve uygun ataşmanın seçilebilmesi için mevcut interoklüzal mesafe, dayanak dişin periodontal durumu ve boyutu, kullanılacak ataşmanın kuvvet kırma özelliği, ihtiyaç duyulan retansiyon miktarı, alveolar mukozanın durumu, kullanım kolaylığı gibi faktörler göz önünde bulundurulmalıdır (36).

Moldovan ve ark. (37) tarafından yapılan literatür derlemesinde, unilateral hareketli bölümlü protezlerde, hassas bağlantı kullanımının protetik başarıyı artırdığı vurgulanmıştır.

Bilateral hassas bağlantılı hareketli protezlerin beş yıllık başarısızlığı %11 ile %30 arasında bulunurken, unilateral hassas bağlantılı hareketli protezlerde ise %75 başarısızlık gösterilmiştir. Yazar buradan yola çıkarak, Kennedy 2. sınıf dişsizlikte tek taraflı ataşman kullanılmasını önermiştir. Ancak dayanak dişlerin birbirine splintlenmesinin, unilateral protezlerdeki başarı oranının artırabileceğini belirtmiştir (38).

Unilateral ve bilateral hareketli bölümlü protezlerde kullanılan ekstrakuronal hassas ataşmanın (Swiss Mini-SG sistem) uzun dönem başarıları ölçülmüştür. Beş yıllık gözlem süresince her iki protez grubunda da hastaların yaklaşık üçte birinde ataşmanların plastik par-

çalarının değiştirilmesi gerekmiştir. İki grupta da başlangıca göre periodontal sağlıkta anlamlı bir fark görülmemiştir. Unilateral hareketli bölümlü protezlerde, protezin başarısı anlamlı derecede düşük bulunmuştur. Ayrıca bu grupta dayanak dişlerde anlamlı düzeyde mobilite artışı gözlemlenmiştir (39).

Hassas bağlantılı unilateral hareketli bölümlü protezlerde, iki veya üç dişin var olması dayanak dişe uygulanan stres seviyesinde anlamlı bir değişiklik yaratmazken, dördüncü dişin proteze eklenmesinin ise stresi anlamlı miktarda artırdığı bulunmuştur (40).

Konvansiyonel kroşeli ve ekstrakuronal ataşmana sahip unilateral hareketli bölümlü protezler, çiğneme etkinliği açısından karşılaştırıldığında, ilk altı aylık sürede çiğneme kuvvetinde iki grup arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır. Ancak daha sonraki süreçte hassas bağlantılı protez kullanan bireylerde çiğneme kuvveti anlamlı derecede daha yüksek ölçülmüştür. Bu da kullanılan ataşmanların rezilyensi ve kuvveti daha uygun bir şekilde dağıtması ile ilişkilendirilmiştir (41).

Hassas bağlantılı unilateral hareketli bölümlü protezlerde, sıklıkla kullanılan çeşitli ekstrakuronal ataşmanların yanında, birtakım daha özel dizaynlar da mevcuttur. Bu dizaynlar ile unilateral bölümlü protezlerin başarısında ve hasta memnuniyet oranlarında artış gözlemlenmiştir:

- 1) Unilateral hareketli bölümlü protezlerde rijit ve yarı hassas bir ataşman olan MK-1 ataşmanlar kullanılabilir. Sürtünmesiz sistem, ekstra anahtar parçası ile kilitlenmektedir. Dayanak dişlerin birbirlerine bağlanması sistemin başarısını artırmaktadır (42, 43, 44). Sistemin kullanımı hastanın koordinasyonunu gerektirdiği için, tedavinin başarısında doğru hasta seçimi oldukça önemli bir faktör olarak görülmektedir (45, 46).

- 2) Parçalı bölümlü protezler de unilateral olarak üretilip kullanılabilir. Parçalı bölümlü protezler sayesinde, birbirine paralel olmayan karşılıklı dayanak dişlerin mevcut undercutları oldukları şekilde kullanılabilir. Farklı giriş yollarının varlığı protezin retansiyonuna katkı sağlamaktadır (2). İki ayrı parça birbirine mekanik olarak kilitlenerek nihai protez formunu oluşturmaktadır (47). İki parça birbirine çeşitli düzeneklerle kenetlenmektedir ve protezin kaide plağının yenilenmesi oldukça zordur, maliyeti yüksektir (48, 49). Barın sisteme yeterli retansiyon katabacağı, kullanımı kolaylaştıracağı, protezin yorgunluğa direncini yükselteceği yazarlar tarafından vurgulanmaktadır (50, 45).

- 3) Teleskobik kuronlar, internal kuron (erkek parça) ve eksternal kurondan (dişi parça) oluşan bir sistemdir. Internal kuron diş üzerine simante edilirken, eksternal kuron ise hareketli protezin içine konumlandırılmaktadır. Unilateral hareketli bölümlü protezlerde de retansiyon ve stabilitenin artırılması için teleskobik kuronlara başvurulabilmektedir (51, 52). Teleskopik sistem, yıkıcı rotasyonel ve horizontal kuvvetlerin dişlerin uzun eksenlerine paralel hale dönürülmesine yardımcı olur. Unilateral hareketli bölümlü protezlerde kullanımı ile protezlerin beş yıllık başarısında ve hastaların protezlerinden memnuniyet oranlarında artış gözlemlenmiştir (53, 54).

İmplant Destekli Unilateral Hareketli Bölümlü Protezler

İmplant cerrahisinin gelişimi sayesinde uzun dişsiz boşlukların sabit restorasyonlarla onarılması mümkün olmuştur (55). Bu gibi durumlarda dişsiz bölgeye uygulanacak tek bir implant ile hastalara hareketli protezler yapılabilir. İmplant desteğinin proteze sağladığı çeşitli avantajlar mevcuttur:

- 1) Proteze destek sağlamak.
- 2) Hastaların proteze alışma süresinin kısaltıp memnuniyetlerini artırmak.
- 3) Kroşe dizaynının elimine edilmesiyle estetiği artırmak.
- 4) Alveolar kemigin rezorbsiyonunun önüne geçmek.
- 5) Çiğneme kuvvetinin artırmak.
- 6) Protezin tutuculuğunu ve stabilitesini artırmak (56, 57, 58, 59).

Distal implantlar sayesinde, diş-doku destekli hareketli protezler diş-implant destekli protezlere çevirebilmektedir. Böylece implantlar protezin stabilitesine katkı sağlarlar (60, 61). Distal implantların sağladığı bir başka avantaj ise protezin hacminin azaltılmasına yardımcı olmalarıdır (60). Bunlarla birlikte implant ataşmanının bollaşması veya kırılması, protezin kırılması gibi mekanik komplikasyonlarda artış gözlemlenmektedir (62, 63).

İmplant destekli unilateral hareketli bölümlü protezlerde başarının bağ-



Resim 3.

Bilgen ve Ark.

lı olduğu çeşitli faktörler mevcuttur. Doğru ataşman tipinin seçilmesi, protezin doğru planlanması, mevcut dişlerin pozisyonu, implantın pozisyonu.

Implant pozisyonunun unilateral hareketli bölümlü protezlerde kuvvet dağılımına etkisi ölçüldüğünde, dayanak dişe ve implanta gelen lateral kuvvet miktarı mezial yerleşimli implantlarda, distal yerleşimli implant varlığında, dayanak dişe gelen kuvvet miktarı konvansiyonel kroşeli unilateral hareketli bölümlü protezlerde yüksek bulunmuştur (64).

Implant destekli hareketli bölümlü protezlerde implant ve dayanak dişlerin sağ kalımlarını inceleyen başka bir çalışmada ise; tek taraflı dişsizlikte hareketli bölümlü protez yapımında en uygun implant lokalizasyonu ikinci molar bölgesi olarak bulunmuştur.

Ancak maksillada tek implant destekli unilateral hareketli bölümlü protez yapımı implant sağlığı açısından riskli bulunmuştur (65).

Dayanak dişleri ve posterior implant yerleşimleri aynı olan bilateral ve unilateral hareketli bölümlü protezler karşılaştırıldığında, iki protezi kullanan hastaların da protezlerinden oldukça memnun olduğunu belirtmişlerdir. Unilateral hareketli bölümlü protez kullanan hastalar, protezlerine daha kısa sürede uyum sağlamış ve daha kısa sürede konuşmaya almışlardır. İki protez arasında retansiyon ve stabilitede anlamlı bir fark bulunamamıştır. Ayrıca implant çevresi marjinal kemik kaybı ve periodontal sağlık benzer bulunmuştur (66). Bir başka çalışmada ise implant destekli unilateral hareketli bölümlü protezlerde ikinci 6 aylık marjinal kemik kaybı miktarı anlamlı olarak daha fazla bulunmuştur (67).

Unilateral tek taraflı boşluklarda distal implant yerleşimi ile yapılan hareketli bölümlü protezleri inceleyen in vivo çalışmalarda birinci yılın sonunda implant çevresindeki periodontal cebin derinliğinde artış gözlemlenmiştir (68, 69).

Implant destekli unilateral ve bilateral hareketli bölümlü protezlerin karşılaştırıldığı bir başka çalışmada, bir yılın sonunda implant çevresindeki marjinal kemik kaybında anlamlı bir fark bulunmamıştır. İki grup arasında implant ve ataşmanda görülen mekanik komplikasyonlar arasında da fark bulunamamıştır (59).

Çıkar Çatışması Açıklaması:

Yazarlar, bu makale hakkında herhangi bir ticari şirket ile herhangi bir ilişkilerinin veya finansal çıkarlarının olmadığını açıklamıştır.

KAYNAKLAR

- Fuller E, Steele J, Watt R, Nuttall N. A report from the Adult Dental Health Survey 2009. The Health and Social Care Information Centre, Oral health and function 2011.
- Karir N, Hindocha V, Walmsley A D. Sectional dentures revisited. *Dent Update* 201; 39: 204–210.
- Walton J N, MacEntee M I. Choosing or refusing oral implants: a prospective study of edentulous volunteers for a clinical trial. *Int J Prosthodont* 2005; 18: 483–488.
- Carr Alan B, Brown David T, McCracken's Removable Partial Prosthodontics, 13th edition, St. Louis, Missouri, Elsevier, 2016
- McCord F, Smales R. Oral diagnosis and treatment planning: part 7. Treatment planning for missing teeth. *Br Dent J* 2012; 213: 341–351.
- Lynch C D. Successful removable partial dentures. *Dent Update* 2012; 39: 118–126.
- Sakar O, Major and Minor Connectors, Sakar O, Removable Partial Dentures, 1st edition, Switzerland, Springer, 2016, 85-94
- Goodall WA, Greer AC, Martin N. Unilateral removable partial dentures. *Br Dent J*. 2017 Jan 27;222(2):79-84.
- Luk K, Tsai T, Hsu S, Wang FL. Unilateral rotational path removable partial dentures for tilted mandibular molars: design and clinical applications. *J Prosthet Dent*. 1997 Jul;78(1):102-5.
- Stratton RJ, Wiebelt EJ. An atlas of removable partial denture design. 1st edition, Chicago: Quintessence Publications, 1988
- Jacobson TE, Krol AJ, Rotational path removable partial denture design. *J Prosthet Dent* 1982;48:370-6
- Jin X, Sato M, Nishiyama A, Ohyama T. Influence of loading positions of mandibular unilateral distal extension removable partial dentures on movements of abutment tooth and denture base. *J Med Dent Sci*. 2004 Sep;51(3):155-63.
- Zarb GA, Bergman B, Clayton JA, MacKay HF. Prosthodontic treatment for partially edentulous patients. 13th edition, St Louis, Mosby, 2013
- Gallas M, Blanco M, Martinez-Ares D, Rivo E, Garcia-Fontán E, Cañizares M. Unnoticed swallowing of a unilateral removable partial denture. *Gerodontology*. 2012 Jun;29(2):e1198-200.
- Goodacre CJ. A dislodged and swallowed unilateral removable partial denture. *J Prosthet Dent*. 1987;58:124–125.
- King E, Jagger R. Swallowed and inhaled dentures – what's the problem?. *Dent Update* 2014; 41: 882–890.
- Toshima T, Morita M, Sadanaga N, et al. Surgical removal of a denture with sharp clasps impacted in the cervicothoracic esophagus: report of three cases. *Surg Today*. 2011;41:1275-1279.
- Davenport JC, Basker RM, Heath JR, Ralph JP, Glantz PO ve ark. Prosthetics: Bracing and reciprocation. *Br Dent J* 2001; 190: 10–14.
- Nakai N, Kurogi T, Murata H. Oral health-related quality of life of conventional removable partial dentures, unilateral nonmetal clasp dentures, and shortened dental arch with 2- or 3-tooth unilateral distal extension tooth loss in the mandible: A randomized, crossover, clinical trial. *J Prosthet Dent*. 2022 Jun 10;S0022-3913(21)00407-8.
- Stafford GD, Huggett R, MacGregor AR, Graham J. The use of nylon as a denture-base material. *Journal of Dentistry*, 1986;14:18-22
- Anusavice KJ. Phillips' Science Of Dental Materials. Tenth edition. Philadelphia: WB Saunders; 1996.
- Vojdani M, Giti R. Polyamide as a Denture Base Material: A Literature Review. *J Dent (Shiraz)*. 2015 Mar;16(1 Suppl):1-9.
- Singh K, Aeran H, Kumar N, Gupta N. Flexible thermo-plastic denture base materials for aesthetic removable partial denture framework. *J Clin Diagn Res* 2013; 7: 2372–2373.
- Ucar Y, Akova T, Aysan I. Mechanical properties of polyamide versus different PMMA denture base materials. *J. Prosthodont*, 2012, 21:173-176
- Yumus N, Rashid AA, Azmi LL, Abu Hassan MI. Some Flexural Properties of a Nylon Denture Base Polymer. *J Oral Rehabil* 2005;32:65-71
- Singh JP, Dhiman RK, Bedi PS, Girish SH. Flexible denture base material: a viable alternative to conventional acrylic denture base material. *Contemp Clin Dent* 2011;2:313-7
- Horie N, Ouchi T, Nishiyama R, Usuda S, Morikawa S, Asoda S, ve ark. Vertical Displacement in Unilateral Extension Base Flexible Removable Dentures. *Bull Tokyo Dent Coll*. 2019 Dec 10;60(4):233-239.
- Muhsin SA, Wood DJ, Hutton PV, Johnson A, Sereno N. The Effect of Processing Conditions on the Flexural Strength of Polyetheretherketone (PEEK) Used as Innovative Denture Base Material. *The 2nd International PEEK Meeting, USA-Washington DC*, 23-24th April, 2015.
- Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, ve ark. Polyetheretherketone-a suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2013; 101:1209-16.
- Sadek SA. Comparative Study Clarifying the Usage of PEEK as Suitable Material to Be Used as Partial Denture Attachment and Framework. *Open Access Maced J Med Sci*. 2019;7(7):1193-1197.
- Radović K, Uirović A, Todorović A, Stančić I, Grbović A. Comparative analysis of unilateral removable partial denture and classical removable partial denture by using finite element method. *Srp Arh Celok Lek*. 2010 Nov-Dec;138(11-12):706-13.
- Krol AJ, Jacobson TE, Finzen FC. Removable partial denture design, an outline syllabus. 4th ed. San Rafael (CA): Indent, 1990
- Sato Y, Abe Y, Yuasa Y, Abagawa Y. Effect of friction coefficient on Akers clasp retention. *J Prosthet Dent*. 1997 Jul;78(1):22-7.
- Leung KF, Liu HJ, Yeh KY. Removable partial denture prosthodontics. 1st edition, Taipei, Taiwan: Ho Chi Publication, 1984
- Stewart KL, Rudd KD, Kuebker WA. Clinical removable partial prosthodontics. 2nd ed. St. Louis: Ishiyaku EuroAmerica Inc, 1992
- Rubel B et ark. Unilateral semi-precision removable partial denture utilizing Bredent VKS-SG attachment system. *N Y State Dent J*. 2009 Jun-Jul;75(4):36-8.
- Moldovan O, Rudolph H, Luthardt RG. Clinical performance of removable dental prostheses in the moderately reduced dentition: a systematic literature review. *Clin Oral Investig*. 2016 Sep;20(7):1435-47.
- Radi IA, Taha K. No clear evidence on the clinical performance of different removable prosthetic options in partially edentulous patients. *Evid Based Dent*. 2017 Dec 22;18(4):117-118.
- Schmitt J, Wichmann M, Eitner S, Hamel J, Holst S. Five-year clinical follow-up of prefabricated precision attachments: a comparison of uni- and bilateral removable dental prostheses. *Quintessence Int*. 2011 May;42(5):413-8.
- Patrnogil V, Todorović A, Šlepanović M, Radović K, Vesnić J, ve ark. Free-end saddle length influence on stress level in unilateral complex partial denture abutment teeth and retention elements. *Vojnosanit Pregl*. 2013 Nov;70(11):1015-22.
- Ajifi M, Helmy M, Abbas N. Evaluation of Biting Force of New Design of Extracoronary Castable Precision Attachment versus Conventional Partial Denture for Treatment of Unilateral Mandibular

Unilateral hareketli bölümlü protezler: Mevcut duruma bakış

KAYNAKLAR

- Distal Extension Area: A Randomized Controlled Trial. *Open-Access Maced J Med Sci*. 2020 Apr 05; 8(D):23-28.
- Gilingir AA. Attachments and Double Crown Systems for Removable Partial Dentures, Sakar O, Removable Partial Dentures, 1st edition, Switzerland, Springer, 2016, 171-194
- Owall B. Precision attachment retained removable partial dentures: 1. Technical long-term study. *Int J Prosthodont*. 1991;4:249–57.
- Preiskel HW. Precision attachments in prosthodontics vol 1: The applications of intracoronal and extracoronal attachments, 1st edition Chicago: Quintessence Publishing Co.; 1984.
- Tang MW, Aristidou G, Djemal S. Unilateral bounded saddles: a clinical case report on the use of a two part sectional removable partial denture. *Eur J Prosthodont Restor Dent*. 2013 Mar;21(1):16-23.
- Wu ZH, Zhang XJ, Zhao J. The reasons why 13 MKI attachment were re-fabricated and some methods for improvement. *Shanghai Kou Qiang Yi Xue*. 2013 Dec;22(6):715-7.
- Pullen-Warner E, L'estrage PR. Sectional dentures - a clinical and technical manual. Bristol, 1978, John Wright & sons Ltd.
- L'Estrange PR, Warner EP. Sectional dentures – a simplified method of attachment. *Dent Pract Dent Rec* 1969; 19: 379-81
- Watson Rm, Treacher FG. Two part dentures with precision attachments. *Dent J* 1972; 132: 287-8
- Kurtzman GM et ark. Treatment of the partially edentulous maxilla in the presence of tori: a prosthetic approach. *Dent Today*. 2005 Aug;24(8):48, 50-3;
- Dhrowa T., Panek H., Napadek P. 8 Year Clinical Observation of Telescopic Anchors Applied in Removable Dentures – Case Report, *Dent. Med. Probl*. 2007, 44, 4, 521-525.
- Langer Y., Langer A. Tooth-supported telescopic prostheses in compromised dentitions: A clinical report. *J. Prosthet. Dent*. 2000, 84, 2, 129–132
- Coca I. Lotzmann U. Poggeler R. Long term experience with telescopically retained overdentures, double crown technique. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent*. 2000, 8, 33–43.
- Sherestha P. Sherestha K. Telescopic crowns used as retainers for Kennedy class II removable partial dentures: A case report. *Journal of Nepal Dent. Assoc.*, 2010;11(2),159-161
- Ulm CW, Salar P, Gsellmann B, Malejka M, Watzek G. The edentulous maxillary alveolar process in the region of the maxillary sinus—a study of physical dimension. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 1995;24:279–282.
- Bortolini S, Natali A, Franchi M, Coggiola A, Consolo U. Implant-retained removable partial dentures: an 8-year retrospective study. *J Prosthodont* 2011;20:168–72.
- Carpenter JF. Implant-assisted unilateral removable partial dentures. *Dent Today*. 2014 Jan;33(1):106, 108-11.
- Fahmy A, Abuelroos EM, Nada MM. Effect of using attachment on implant supported distal extension lower partial over-dentures. *Cairo Dent J* 2008;24(1):1.
- Mitrani R, Brudvik JS, Phillips KM. Posterior implants for distal extension removable prostheses: a retrospective study. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2003;23:353–359.
- Giffin KM. Solving the distal extension removable partial denture base movement dilemma: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 1996;76:347–349.
- Uludag B, Celik G. Technical tips for improved retention and stabilization of a unilateral removable partial denture. *J Oral Implantol*. 2007;33(6):344-6.
- de Freitas RF, de Carvalho Dias K, da Fonte Porto Carreiro A, Barbosa GA, Ferreira MA. Mandibular implant-supported removable partial denture with distal extension: a systematic review. *J Oral Rehabil* 2012;39:791–8.
- Echert SE, Wollan PC. Retrospective review of 1170 endosseous implants placed in partially edentulous jaws. *J Prosthet Dent* 79:415, 1998
- Matsudate Y, Yoda N, Namba M, Ogawa T, Sasaki K. Load distribution on abutment tooth, implant and residual ridge with distal-extension implant-supported removable partial denture. *J Prosthodont Res*. 2016 Oct;60(4):282-288.
- Grossmann Y, Nissan J, Levin L. Clinical effectiveness of implant-supported removable partial dentures: a review of the literature and retrospective case evaluation. *J Oral Maxillofac Surg*. 2009 Sep;67(9):1941-6.
- Ahmed Mohamed A.E et ark. Comparative study of two different designs of partial over denture supported with distal implant for the treatment of mandibular Kennedy class II cases, *Tanta Dental Journal*;2013,10:2,39-47
- Nawar NH, Asfahani A-El. The effect of using different designs on distal implant for treatment of mandibular Kennedy class 2 cases, *Egyptian dental journal*;65, April,2019,
- Abu Elross E. Proposed solution for Kennedy class I partially edentulous cases using osseointegrated implant. Doctor thesis in Prosthodontics. Cairo University; 2003.
- Gerber JA, Tan WC, Balmer TE, Salvi GE, Lang NP. Bleeding on probing and pocket probing depth in relation to probing pressure and mucosal health around oral implants. *Clin Oral Implant Res* 2009;20(1):75.

YAZIŞMA ADRESİ

Arş. Gör. Dt. Berk Bilgen
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD.
Prof. Dr. Cavit Orhan Tütengil Sok. No: 4, Vezneçiler, Fatih - İstanbul
Tel: 0538 549 27 74 • e-posta: berk.bilgen@istanbul.edu.tr



Periodontal Kemik Kaybı Olan Vakaların Monoblok Bükülebilir İmplantlar Kullanılarak 72 Saat İçerisinde Kalıcı Protetik Yapılarla Yüklenmesi

Özet: Periodontitis veya periimplantitis nedeniyle ileri derece alveolar kemik rezorpsiyonu bulunan olgularda ogmentasyon teknikleri uygulanmadan ve bekleme süresi olmaksızın, monoblok bükülebilir implantlar kullanılarak kalıcı protetik yapılar ile 72 saat içerisinde erken yükleme prosedürü makalede anlatılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Monoblok İmplant, Erken Yükleme, Bükülebilir İmplant, 72 Saatte Erken Yükleme, Alveolar Kemik Rezorpsiyonu, Periodontitis, Periimplantitis.



Copyright © İstanbul 2023

TÜRK
DİŞHEKİMLİĞİ DERGİSİ
THE TURKISH JOURNAL OF DENTISTRY

TDD; Nisan 2023, 96: 28-32

Olgu sunumu / Case report

Mustafa Sabri Şencan¹
Servet Doğan Tiryaki²

Periodontal kemik kaybı olan vakaların monoblok bükülebilir implantlar kullanılarak 72 saat içerisinde kalıcı protetik yapılarla yüklenmesi

Loading cases with permanent prosthetic structures by using monoblock bendable implants in 72 hours that have periodontal bone loss

ÖZET

Periodontitis veya periimplantitis nedeniyle ileri derece alveolar kemik rezorpsiyonu bulunan olgularda ogmentasyon teknikleri uygulanmadan ve bekleme süresi olmaksızın, monoblok bükülebilir implantlar kullanılarak kalıcı protetik yapılar ile 72 saat içerisinde erken yükleme prosedürü makalede anlatılmıştır.

Anahtar kelimeler

Monoblok implant, Erken Yükleme, Bükülebilir implant, 72 Saatte Erken Yükleme, Alveolar Kemik Rezorpsiyonu, Periodontitis, Periimplantitis.

ABSTRACT

In patients with advanced alveolar bone resorption due to periodontitis or periimplantitis, early loading procedure within 72 hours with permanent prosthetic structures using monoblock bendable implants without applying augmentation techniques and without waiting period is described in the article.

Key words

Monoblock Implant, Immediate Loading, Bendable Implant, Immediate Loading in 72 Hours, Alveolar Bone Loss, Periodontitis, Periimplantitis.

GİRİŞ

İmplantlar diş eksikliklerinin tedavisinde sıklıkla kullanılmaktadır. Fakat uzun osseointegrasyon süresi çeşitli zorluklara neden olmaktadır (1). Geçici dişlerle veya dişsiz şekilde beklemenin hastada estetik ve fonksiyonel problemler oluşturmasının yanında çekim sonrası anatomik konturların sert ve yumuşak dokuda kaybolması implant uygulamasında çözüm bekleyen sorunlar olarak göze çarpmaktadır (2). Bükülebilir, hemen yüklenebilir monoblok implantların kullanımı dişsizlik vakalarının çözümü noktasında umut veren gelişmeler sunmaktadır.

Literatürde bükülebilir monoblok dental implantların hemen yüklenmesiyle ilgili yüksek başarı oranlarına sahip birçok çalışma bulunmaktadır (3-5). Erken yüklemeyi etkileyebilecek, primer implant stabilitesi, implant materyalinin özellikleri, osseointegrasyon, protez tasarımı ve konakla ilgili faktörler gibi değişkenler de ayrıca değerlendirilmelidir (6).

Monoblok bükülebilir implantlar uygulandıktan sonra özel yüzey tasarımları sayesinde yüksek primer stabilite alınabilmesini sağlayan ve 72 saat içerisinde hemen yüklemeye olanak veren implantlardır (7).

Monoblok bükülebilir implant sistemleri; abutment ve implantın birlikte olduğu sistemlerdir. Bu tasarımın birçok avantajı vardır. Öncelikle sabit abutment yapısının, klasik sistemlerde olduğu gibi yüklemeye sonra gevşeme ihtimali yoktur (8). Açılma ihtiyacı olan bölgelerde tasarıma bağlı olarak üretici firmaların belirttiği değerlerde abutment bükülerek açı verilebilir. Protetik işlemlerin prova aşamalarında takıp çıkarma olmadığı için zaman kaybını önler. Gingiva former ve abutmentin prova aşamalarında takıp çıkarılırken oluşan epitel zedelenmelerinin ve buna bağlı olarak oluşan kemik rezorpsiyonlarının önüne geçer (9). Bununla birlikte parlak yüzey tasarımına sahip boyun kısmı periimplantitis riskini azaltmada etkilidir (10). Cerrahi ve protetik uygulama prosedürü göreceli olarak çok daha basit ve hızlıdır (11).

Periodontal kemik kaybı olan vakaların monoblok bükülebilir implantlar kullanılarak 72 saat içerisinde kalıcı protetik yapılarla yüklenmesi

Bu çalışmanın amacı periodontitis veya periimplantitis nedeniyle ileri derece alveolar kemik rezorpsiyonu bulunan olgularda, ogmentasyon teknikleri uygulanmadan ve bekleme süresi olmaksızın, monoblok bükülebilir implantlar kullanılarak kalıcı protetik yapılar ile 72 saat içerisinde erken yükleme prosedürünü incelemektir.

İmplant yerleştirildikten sonra bükme işleminin yapılabilmesi için Primer stabilizasyonun yüksek orandan alınmış olması gereklidir. Genellikle 35N ve üzeri tork direnci ile yerleştirilmiş olan implantlar rahatlıkla abutment kısmından açılabilir. Fakat maxilla tüber bölgesi gibi düşük yoğunlukta kemik hacmine sahip bölgelerde yüksek tork kuvveti alınmış olmasına rağmen açılabilir yapılamaz. Bükme kuvveti uygulandığında implant boyun kısmından açılmak yerine blok olarak hareket edip kemikte ezilmeye ve sonucunda primer stabilizasyonun kaybına neden olabilir. Açılma işlemi implantın taşıma parçası ve raşet kullanılarak istenilen yönde kademeli olarak kuvvet uygulanarak üretici firmanın izin verdiği açısal değere ulaşmak için (Ör:20°) 5°'lik kazanımlar ile açılma işlemini sürdürmek daha güvenli bir yöntem olarak görülebilir. Bu sayede her 5°'lik açılma sırasında kemigin ve implantın verdiği yanıt gözlemlenebilir.

İmplantın yerleştirileceği bölgedeki kemik durumu klinik muayene ve panoramik radyolojik inceleme sonrası değerlendirilmiş ve uygun olan boy ve çapta tek aşamalı implant yerleştirme için plan yapılmıştır.

Olgu 1: 57 yaşında sağlıklı erkek hastanın radyolojik incelemesinde implantların çevresinde ve daha önceden explantasyon yapılmış alanlarda ileri derecede kemik rezorpsiyonu gözlemlenmiştir (Resim 1 ve 2).

Hastanın 17, 12, 22, 34, 32, 42, 44, 45 numaralı implantları için eksplan-



Resim 1.



Resim 2.

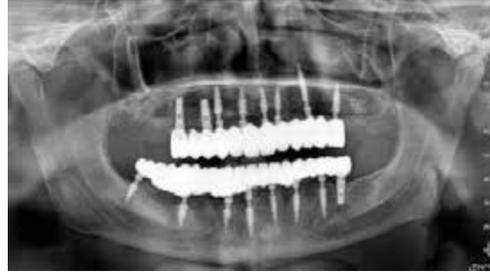


Resim 3.

tasyon kararı verilmiştir. Maksilla ve mandibulada alveolar kret bukko-lingual olarak yeterli genişlikte olmadığından klasik implant uygulamaları için ogmentasyon işlemleri gerekmektedir. Belirli bekleme süresi sonrası silindirik kemik içi implant uygu-

lanması yerine monoblok bikortikal kompresyon vidası prensibiyle çalışan implantlar kullanılarak mevcut kemikten yüksek tork kuvveti alınarak tek aşamada tedavinin tamamlanması planlanmıştır. Aynı seansta yapılan explantasyon işlemleri sonrası alveol

1- Dr., Novuslinik İstanbul 2- Dt., Novuslinik İstanbul



Resim 4.



Resim 5.



Resim 6.



Resim 7.



Resim 8.



Resim 9.

kemiğinin redüksiyonu yapılmış ve implant yerleşimi ve açlandırılmaları tamamlanmıştır (Resim 3). 72 saat içerisinde daimi zirkonyum protetik yapı tamamlanarak hasta ağzında uygulama ve teslimi yapılmıştır (Resim 4 ve 5).

Kullanılan implantların markası Mode Provo Implant. Boy ve çap değerleri; 47:4,5/8,0 mm, 46:4,5/10 mm, 44:4,0/8,0mm, 43:4,0/12,0mm, 41:3,5/12,0mm, 35:4,0/12,0mm, 36:4,0/12,0mm, 12:4,0/12,0mm, 11:3,5/12,0mm, 22:4,0/10,0mm, 23:3,5/10,0mm, 24:3,5/15,0mm, 26:4,0/12,0mm'dir.

Olgu 2: 42 yaşında sağlıklı kadın hastanın radyolojik incelemesinde periodontitise bağlı kemik rezorpsiyonu ve klinik incelemede tüm dişlerde Miller 3. sınıf mobilite görülmüştür (Resim 6 ve 7).

Hastanın 16, 14, 13, 12, 11, 21, 22, 23, 24, 26, 28, 36, 35, 34, 33, 32, 31, 41, 42, 43, 44, 46 numaralı dişleri çekilip immedat olarak monoblok implantların uygulanması ve 72 saat içerisinde üst yapısının kalıcı olarak yüklenmesi planlanmıştır. Diş çekimi ve implantların uygulamaları aynı seansta tamamlanmıştır (Resim 8). 72 saat içerisinde daimi zirkonyum prote-

tik yapı tamamlanmış ve hasta ağzında uygulama ve teslimi yapılmıştır (Resim 9 ve 10).

Kullanılan implantların markası Mode Provo Implant. Boy ve çap değerleri; 47:4,5/10,0mm, 45:4,5/10,0mm, 43:4,5/10,0mm, 41:4,0/12,0mm, 37:4,5/8,0mm, 35:4,0/10,0mm, 33:4,0/10,0mm, 31:3,5/12,0mm, 17:4,0/12,0mm, 15:4,0/12,0mm, 13:4,0/12,0mm, 11:4,0/12,0mm, 27:4,0/12,0mm, 25:4,0/12,0mm, 23:4,0/12,0mm, 21:3,5/12,0mm'dir.

Olgu 3: 62 yaşında sağlıklı erkek hastanın radyolojik incelemesinde perio-

odontitis ve periimplantitise bağlı ileri kemik rezorpsiyonu ve klinik incelemede tüm dişlerde Miller 3. sınıf mobilite gözlenmiştir (Resim 11).

Hastanın mevcut implantlarının eksplantasyonu ve ilgili dişlerin çekilmesi immedat olarak monoblok implantlarının uygulanması ve 72 saat içerisinde üst yapısının kalıcı olarak yüklenmesi planlanmıştır. Eksplantasyonlar ve çekimler yapıp aynı seansta implantların uygulaması ve açlandırılmaları tamamlanmıştır (Resim 12). 72 saat içerisinde daimi zirkonyum protetik yapı tamamlanmış ve hasta ağzında uygulama ve teslimi yapılmıştır (Resim 13).

Kullanılan implantların markası Mode Provo Implant. Boy ve çap değerleri; 46:4,0/10,0mm, 47:3,5/8,0mm, 44:4,0/8,0mm, 42:3,5/12,0mm, 35:4,0/10,0mm, 32:3,5/12,0mm, 34:4,0/15,0mm, 37:4,0/8,0mm, 17:4,0/12,0mm, 15:4,0/15,0mm, 13:4,0/15,0mm, 11:3,5/15,0mm, 21:3,5/15,0mm, 23:4,0/15,0mm, 25:4,0/15,0mm, 27:4,0/15,0mm'dir.

TARTIŞMA

Bükülebilir monoblok implantlar immedat loading imkanı sunarak tüm protetik işlemlerin kalıcı üst yapılar ile 72 saat içerisinde tamamlanmasına olanak verir. Erken yüklenmesi ve bekleme süresini kısaltması sayesinde diş eksikliğinin giderilmesinde başarılı bir yöntemdir (12). Yetersiz kemik hacmi olan ve klasik implant sistemleri ile ancak augmentasyon yapılarak implant yapılabilecek bölgelerde dahi kolaylıkla uygulanabilmesine ve yüksek tork kuvveti alınabilmesine imkân sağlar (13). Monoblok tasarımı sayesinde abutment implant birleşim noktasından bakteri deşarjını engeller. Kemik rezorpsiyonu ve periimplantitis riskini azaltır (14). Bükülebilir monoblok implantlar çekim soketi gibi açlandırma ihtiyacı olan bölgelerde uygulandığında dahi bükülebilir olması sayesinde protetik uygulama ko-



Resim 10.



Resim 11.



Resim 12.

laylığı açısından paralellik rahatlıkla sağlanabilir. Kalıcı protetik yapılar ile erken yükleme yaparak tek aşamada tedavinin sonuçlandırılması tedavi maliyetlerinde ve zamanda tasarruf imkanı sağlar.

SONUÇ

Monoblok bükülebilir implantlar, 72 saat içerisinde erken yükleme imkanı sunarak hastanın osseointegrasyon süresini dişsiz değil kalıcı ve estetik dişlerle geçirmesini sağlamaktadır. Sosyal

Şencan & Tiryaki



Resim 13.

ve fonksiyonel açıdan kişinin yaşam kalitesine katkı sunmaktadır. Ayrıca yapılan işlem sayısı ve süresini azaltarak implant tedavisi nedeniyle oluşan

zaman ve konfor kaybını ortadan kaldırmaktadır. Özel tasarımı sayesinde kemikten yüksek tork kuvveti alınmasına imkân vermekte, klasik implant uygulamaları için gerekli olan ogmentasyon işlemlerine çoğu zaman ihtiyaç olmamaktadır. Bu sayede zaman ve maliyet anlamında tasarruf sağlanmaktadır.

Bu çalışmada yapılan uygulamalarda da görüldüğü üzere, monoblok bükülebilir implant sistemi olan Mode Provo implantları tam dişsizlik olgularının immedat sağaltımında kullanılabilir.

KAYNAKLAR

- Buser D, Chappuis V, Belser UC, Chen S. Implant placement post extraction in esthetic single tooth sites: when immediate, when early, when late? *Periodontol* 2000. 2017 Feb;73(1):84-102. doi: 10.1111/prd.12170. PMID: 28000278.
- Dhillon N, et al., Restoring smile: An integrated prosthodontic approach, *Medical Journal Armed Forces India* (2013), <http://dx.doi.org/10.1016/j.mjafi.2013.05.013>
- Narang S, Narang A, Jain K, Bhatia V. Multiple immediate implants placement with immediate loading. *J Indian Soc Periodontol* 2014;18:648-50.
- Lazarov A. Immediate functional loading: Results for the concept of the strategic implant®. *Ann Maxillofac Surg* 2019;9:78-88.
- Shammugasundaram M, Priya Bharathi. KOS one piece implant an excellent choice in resorbed and narrow ridge – a case report. *International Journal Of Advances In Case Reports*,5(2), 2018,44-46. DOI: <http://dx.doi.org/10.21276/ijacr.2018.5.2.4>
- Degidi, M., Perrotti, V. and Piattelli, A. (2006), Immediately Loaded Titanium Implants with a Porous Anodized Surface with at Least 36 Months of Follow-Up. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 8: 169-177. <https://doi.org/10.1111/j.1708-8208.2006.00008.x>
- Gaur, Vivek & Doshi, Anita & Ihde, Stefan & Fernandes, Gabriela. (2018). Immediate Loading of Edentulous Mandibular Arch with Screw Retained Final Prosthesis on Strategic Implants® With Single Piece Multi Unit Abutment Heads: A Case Report. *Vivek Gaur, BAUI Dentistry* 2018, 4,2 4: 040
- Binon PP. Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent* 1998; 42:71-89.
- Finne K, Rompen E, Toljanic J. Prospective multicenter study of marginal bone level and soft tissue health of a one-piece implant after two years. *J Prosthet Dent*. 2007 Jun;97(6 Suppl):S79-85. doi: 10.1016/S0022-3913(07)60011-0. Erratum in: *J Prosthet Dent*. 2008 Mar;99(3):167. PMID: 17618937.
- Bollen, C.M.L., Papaioanno, W., Van Eldere, J., Schepers, E., Quirynen, M. and Van Steenberghe, D. (1996), The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clinical Oral Implants Research*, 7: 201-211. <https://doi.org/10.1034/j.1600-0501.1996.070302.x>
- Agbaje JO, Diederich H. Minimal Invasive Concept for the Rehabilitation of Edentulous Jaw with One-piece Implants. *Int J Case Rep Short Rev*. 2018;4(2): 027-030
- Jaffin, R.A., Kumar, A. and Berman, C.L. (2000), Immediate Loading of Implants in Partially and Fully Edentulous Jaws: A Series of 27 Case Reports. *Journal of Periodontology*, 71: 833-838. <https://doi.org/10.1902/jop.2000.71.5.833>
- Wu AY, Hsu JT, Chee W, Lin YT, Fuh LJ, Huang HL. Biomechanical evaluation of one-piece and two-piece small-diameter dental implants: In-vitro experimental and three-dimensional finite element analyses. *J Formos Med Assoc*. 2016 Sep;115(9):794-800. doi: 10.1016/j.jfma.2016.01.002. Epub 2016 Mar 21. PMID: 27013111.
- Ighaut, G., Schwarz, F., Winter, R.R., Mihatovic, I., Stimmelmayer, M. and Schliephake, H. (2014), Epithelial Attachment and Downgrowth on Dental Implant Abutments. *J Esthet Restor Dent*, 26: 324-331.

YAZIŞMA ADRESİ

Dr. Mustafa Sabri Şencan
NovusKlinik, Fahrettin Kerim Gökay Cad. Pınar Apt. No:135/2 Kat:1 D:2 34722 Ziverbey, Kadıköy / İstanbul
Tel: 0532 284 82 14 • E-posta: sabri.sencan@novusklinik.com



Alt Anterior Dişli Çenede Quattrofix Opsiyonu: Olgu Sunumu

Özet: Dental implantoloji her geçen gün gelişmektedir. Dental implantların operasyon gününde yüklenmesi sayesinde fonksiyon ve estetik hemen rehabilite edilebilmektedir. Tam dişsiz hastalarda posterior bölgede vertikal ve horizontal açıdan yeterli kemik bulunmadığı durumlarda posteriora açılı, anteriorda ise düz yerleştirilmiş implantlar üzerine yapılan sabit protez operasyon gününde hastaya teslim edilebilmektedir. Bu sayede başarı şansı düşük ileri cerrahi yöntemlerden, kısa implant kullanımından kaçınılabilmektedir. Bu vaka sunumunda, periodontal sağlığını kaybetmesi sebebiyle alt çenesinde mevcut dişlerinin çekimi planlanan bir hastanın, posterior bölgesinde yeterli kemik hacmi mevcut olmadığından anterior bölgeye ikisi açılı ikisi ise düz olarak yerleştirilen dört implant üzerine hemen yüklem yapılarak vidalanan geçici sabit protezi sunulmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Quattrofix konsepti, hemen yüklem, dental implant, geçici sabit protez



Copyright © İstanbul 2023

TÜRK
DİŞHEKİMLİĞİ DERGİSİ
THE TURKISH JOURNAL OF DENTISTRY

TDD; Nisan 2023, 96: 22-26

Olgu sunumu / Case report

Berk Bilgen¹
Eylül Berker²
Burak Saygın²
Onur Geçkili³
Mustafa Ramazanoğlu⁴Alt anterior dişli çenede
quattrofix opsiyonu:
Olgu sunumu

Quattrofix option in lower anterior mandible: A case report

ÖZET

Dental implantoloji her geçen gün gelişmektedir. Dental implantların operasyon gününde yüklenmesi sayesinde fonksiyon ve estetik hemen rehabilite edilebilmektedir. Tam dişsiz hastalarda posterior bölgede vertikal ve horizontal açıdan yeterli kemik bulunmadığı durumlarda posteriora açılı, anteriorda ise düz yerleştirilmiş implantlar üzerine yapılan sabit protez operasyon gününde hastaya teslim edilebilmektedir. Bu sayede başarı şansı düşük ileri cerrahi yöntemlerden, kısa implant kullanımından kaçınılabilmektedir. Bu vaka sunumunda, periodontal sağlığını kaybetmesi sebebiyle alt çenesinde mevcut dişlerin çekimi planlanan bir hastanın, posterior bölgesinde yeterli kemik hacmi mevcut olmadığından anterior bölgeye ikisi açılı ikisi ise düz olarak yerleştirilen dört implant üzerine hemen yüklemeye yapılarak vidalanan geçici sabit protezi sunulmaktadır.

Anahtar kelimeler

Quattrofix Konsepti, Hemen Yükleme, Dental İmplant, Geçici Sabit Protez.

ABSTRACT

Dental implantology is developing every year. The immediate loading of dental implants, allows restoring the function and aesthetic in the surgical operation day. When the posterior bone volume is insufficient vertically or horizontally in the posterior regions, the concept of inserting angulated, implants in the posterior and straight implants in the anterior region provides an opportunity for immediate loading of four implants, with fixed prosthesis. Thus, advanced surgeries with low success rates and usage of short dental implants can be avoided. In this case report, the fixed prosthesis that was screwed on four dental implants placed in the anterior region in accordance with this concept was presented.

Key words

Quattrofix Concept, Immediate Loading, Dental Implant, Temporary Fixed Prosthesis.

GİRİŞ

Eksik dişlerin protetik tedavi ile rehabilite edilmesinde dental implantların kullanımı Brenemark'ın yaklaşık 60 yıl önceki çalışmalarına dayanmaktadır (1). Özellikle tam dişsiz çenede implant üstü protetik tedaviler hastaların yıllardır süren alt üst tam protez kullanımının doğurduğu problemleri engellemiştir (1, 2). Tam dişsiz çenelerin implant desteği ile tedavisi sürecinde doğru planlamanın başarıya direkt olarak bir etkisi olduğu yapılan çalışmalarla ortaya konulmuştur (1-5). Mevcut kemik hacmi, yumuşak dokunun durumu, çeneler arası interoklüzal mesafe, hastanın sosyoekonomik durumu ve alışkanlıkları doğru planlama yapılmasında dikkat edilmesi gereken faktörler arasında yer almaktadır (2-4).

Dişsiz çenelerde, yetersiz kemik hacminin varlığında implant yerleştirilirken; sinüs lifting, kemik ogmentasyonları gibi ileri cerrahi yöntemler kullanılması, kısa implantların yerleştirilmesi, uzun kantilever restorasyonların yapılması gibi yöntemlere başvurulabilmektedir (4, 5). Ancak bu yöntemler ile tedavi daha komplike hale gelmekte; ayrıca başarısızlık görülme riski de artabilmektedir (4, 5). Günümüzde, bu negatif durumların önüne geçmek ve dişsiz çenenin anterior bölgesinde mevcut olan kemikten maksimum düzeyde yararlanabilmek amacıyla iki adet distale açılı iki adet de ön tarafa düz yerleştirilen implantlarla tüm dişsiz çeneyi rehabilite etme şansı sunan All on 4, Fast and Fixed veya Quattrofix gibi firma kaynaklı çeşitli isimlerle adlandırılan fakat genel prensipleri bakımından benzer olan konseptler sıklıkla uygulanmaktadır (6). Bu tedaviler sayesinde açılı olarak yerleştirilen implantlar ile kantilever uzunluğu artırılmakta ve operasyonun yapıldığı gün geçici restorasyon yerleştirilen implantlar üzerine uygulanabilmektedir (6, 7, 8).

Bu vaka raporunda, alt çene anterior bölgede periodontal açıdan sağlıklı olmadığı için çekimi planlanan dişleri bulunan ve posterior bölgede implant yerleşimi için yeterli yükseklikte kemiği bulunmayan hastada, Quattrofix implant konsepti ile mental foramen'ler arasına yerleştirilecek ikisi paralel ikisi de distale eğimli dört implant üzeri bir sabit protetik restorasyon operasyon gününde uygulanmıştır.

VAKA

Herhangi bir sistemik rahatsızlığı bulunmayan 58 yaşındaki kadın hasta, alt çene posterordaki diş eksiklikleri ve çiğneme güçlükleri sebebiyle İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'na başvurmuştur. Yapılan muayene sonucunda hastanın üst çenesinde herhangi bir şikayetin bulunmadığı, alt çenesinde ise yalnızca kanin dişlerine kadar anterior dişlerin mevcut olduğu gözlemlenmiştir. Hasta defalarca protez yaptırdığını fakat kullanmadığını belirtmiş ve kesinlikle sabit bir protez istediğini dile getirmiştir. Alt çenede mevcut olan dişlerde periodontal yıkım gözlemlenmiş, derin cepler sebebiyle (>5 mm) (Resim 1) bu dişlerin ağızda tutulamayacağına karar verilerek çekimi planlanmıştır.

Hasta hareketli protez kullanmak istemediğinden dolayı implant üzeri sabit protetik tedavi alternatifleri düşünülmüştür. Hastanın operasyon öncesi alınan tomografi ve panoramik röntgen görüntülerinde, anterior bölgede implant yerleşimi için uygun hacimde kemik gözlemlenmesine rağmen; posterior bölgelerde ciddi bir vertikal kemik kaybının olduğu saptanmış ve implant yerleşimine izin verecek miktarda kemik hacminin bulunmadığı gözlemlendiği için (Resim 2) alt çenede Quattrofix konseptinin uygulanmasına karar verilmiştir. Anterior bölgedeki kemiğin vertikal ve horizontal açıdan yeterli hacmi olması sebebiyle hemen yüklemeye yapılması planlanmıştır. Bu sebeple cerrahi öncesinde hastadan alt ve üst çene ölçüsü alınmış, çeneler arası ilişkiler kaydedilmiştir. Daha sonra alt çene arka bölgeye diş dizimi yapılarak hastada bir dişli prova seansı gerçekleştirilmiştir. Son olarak alçı model üzerindeki dişler kazınarak alt tam protez yapılmıştır.

Hastanın alt dişlerinin çekimini takiben, orta hatta pilot frezle açılan 2 mm derinliğindeki oluğun içerisine oklüzal kavisi izleyecek şekilde prefabrike



Resim 1.



Resim 2.



Resim 3.

titanyum açlandırma rehberi yerleştirilmiştir. İki aksiyel ve iki açılı olmak üzere mikroyivlere ve apikale doğru konikleşen implant gövdesine sahip Mode Level implantlar intraforaminal bölgeye uygun şekilde yerleştirilmiştir. Anterior bölgeye dikey olarak yerleştirilen iki implant 13 mm boy ve 3.75 mm çapında, mental foramen bölgesine denk gelen ve sinire zarar vermemek

amaçla açlandırma rehberi kullanılarak 30°'lik bir açıyla yerleştirilen posterior iki implant ise 13 mm boy ve 4.1 mm çapında kullanılmıştır (Resim 3). İmplantlarda minimal yerleştirme torku değeri olan 35 Ncm sağlanmış ve Ostell ölçüm cihazı ile stabilite minimum 72 ISQ değerinde ölçülmüştür. Bu sebeple hemen yüklemeye yapılmasında herhangi bir sakınca bulunmamıştır.

1- Arş. Gör., İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD. 2- Dt., İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD. 3- Prof. Dr., İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD. 4- Prof. Dr. İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız Diş Çene Cerrahisi AD.



Resim 4.

Implantların yerleştirilmesinden sonra uygun açılı Multi base abutmentlar (Mode Medikal, Türkiye) seçilerek implantların üzerine vidalanmıştır. Daha sonra yumuşak dokunun primer olarak dikilmesini takiben multi-base abutmentlar üzerine kapama vidaları yerleştirilmiştir. Hazırlanmış olan alt tam protezin doku yüzeyinden kondansasyon silikonu (Oxasil, Kulzer, Almanya) ile ölçü alınarak kapama

vidalarının denk geldiği yerler tespit edilmiş ve bu bölgelerden delikler açılmıştır. Daha sonra kapama vidaları çıkarılarak multi base abutmentların üzerine geçici abutmentlar yerleştirilmiştir (Resim 4). Protez tekrar ağızda denenip abutmentlara temas etmemesi sağlanmıştır. Dikiş olan kısımlar izole edildikten sonra; otopolimerizan diakrilat kaide materyali (Qu Resin, Bredent, İngiltere) kullanılarak geçici



Resim 5 a.



Resim 5 b.

abutmentler proteze adapte edilmiş; tesviye yapılarak abutmentların protez dışında kalan kısımları kesilmiş, aynı zamanda protezin doku yüzeyleri operasyon sahasını irrite etmeyecek şekilde dış bükey hale getirilerek cilalanmıştır (Resim 5a ve 5b).

Geçici hibrit protez daha sonra ağız içinde denenmiş ve multi-base abutmentların üzerine vidalanmıştır. Vida boşlukları teflon bant ile doldurularak kompozit materyali (Dynamic plus, President Dental, Almanya) ile kapatılmıştır. Protezin son haliyle, kontrol amaçlı bir panoramik görüntü alınmıştır (Resim 6). Protezde kanın koruyuculu oklüzyon oluşturulmuş, oklüzyon maksimum interkuspasyon ve lateral hareketlerde kontrol edilerek erken temasların eliminasyonu sağlanmıştır. Posterior bölgede daha dar çapta dişler kullanılmış ve ikinci büyük azı dişleri proteze dahil edilmemiştir. Böylece bu bölgelere gelebilecek olan osseointegrasyon sürecindeki implantlara lateral kuvvet miktarı azaltılmaya çalışılmıştır (Resim 7a ve 7b). Protezinin takılması takiben ertesi gün oklüzyon kontrolü yapılmıştır. Daimi protez yapım aşamasına kadar geçen 3 aylık süreçte, çiğneme kaslarının yeni oklüzal dikey boyuta alışması sırasında çeşitli kasılmalara uğrayarak mevcut oklüzyonu değiştirebilme ihtimali göz önünde bulundurulmuş ve oklüzyon kontrolü tekrarlanmıştır. Ayrıca protez altındaki yumuşak dokuların sağlığı da kontrol edilmiştir. Bu süreçte implant veya protezde herhangi bir komplikasyona rastlanmamıştır.

TARTIŞMA

Dört implant üzeri sabit protetik restorasyon tedavisinin başarı oranı pek çok araştırmacı tarafından incelenmiştir. Bu tedavi konsepti ile ilgili Lopes ve arkadaşları (9) tarafından yapılan çalışmada 5 yıllık gözlem sonucunda implantların sağ kalım oranı %96.6 olarak bulunmuştur. Malo ve arkadaşları (10) ise sadece alt çenede yaptıkları 10 yıllık takip sonucunda bu oranı



Resim 6.

%94.8 olarak bulmuşlardır. Protez sağ kalım oranını inceleyen en az 5 yıl takipli çalışmalara bakıldığında ise sağ kalım oranlarının %82.1 ile %100 arasında değişmekte olduğu gözlemlenmiştir (11, 12). Bu sonuçlar ışığında, Quattrofix konsepti gibi anterior bölgeye yerleştirilecek dört implant üzerine uygulanacak olan protetik tedavinin, başarı şansı daha düşük olan ileri cerrahi yöntemlerin uygulanmasına göre rahatlıkla tercih edilebileceği görülmektedir.

Bu konseptte çeşitli protetik komplikasyonlar ile karşılaşıldığı bildirilmiştir. En sık karşılaşılan komplikasyon akriliğin kırılması ve vida gevşemesi olarak belirtilmiştir (6, 13). Dört implant üzeri hemen yüklenen 1201 sabit protezi inceleyen çalışmada, geçici protezlerin %4,8'inde akrilikte çatlak gözlemlenmiştir. Metal alt yapı tasarlanarak daha rijit ve esnek olmayan protez tasarımları ile bu sorunların önüne geçilebileceği vurgulanmıştır (14). Tsigarida ve arkadaşları (15) tarafından yapılan sistematik derlemede, tam dişsiz alt çenelerde hemen yüklem yapılan durumlarda geçici protezin; sabit veya hareketli hibrit akrilik şeklinde dizayn edilmesinin protezin başarısına ve mekanik komplikasyonlarına anlamlı derecede etki etmeyeceği saptanmıştır.

Oklüzyonun protetik başarıya önemli bir etkisi mevcuttur. Yapılan araştırmalarda, kanın ve posterior dişlerde bilateral nokta temaslarının oluşturulması ve posterior bölgede kullanılan dişlerin oklüzal tablalarının dar yapılarak eksentrik kuvvetlere maruz kalmalarının sağlanması ile protez başarısının artacağı vurgulanmıştır. Ayrıca lateral hareketlerde, kanın koruyuculu oklüzyonun kullanımının grup fonksiyon ve lingualize oklüzyona göre implantların sağ kalımını ve protetik başarıyı artırdığı saptanmıştır (16, 17).

Anterior bölgeye yerleştirilen dört implant üzerine uygulanan protetik

tedavilerin operasyon gününde yüklenmesinin başarısını inceleyen çalışmaların toplandığı bir sistematik analizde, dental implantların uygulanması sırasında 30 ile 50 Ncm arasında elde edilecek tork değerinin hemen yük-



Resim 7 a.



Resim 7 b.

Bilgen ve Ark.

leme yapılması için yeterli olabileceği sonucuna varılmıştır (6). Başka bir çalışmada ise, stabilitetlerinin Ostell ölçüm cihazıyla 54 ISQ değerinin üzerinde ölçüldüğü implantlarda hemen yüklemeye yapılabileceği açıklanmıştır (18). Bu vakada da implantlarda minimum 35Ncm tork ve 72 ISQ değerleri sağlanmıştır. Posterior implant eğiminin, implant ve protezin başarisına olan etkisinin ölçüldüğü çalışmalar incelendiğinde, 30° ile 45° arasındaki açılmaların sıklıkla tercih edildiği gözlemlenmiştir. Bu sayede distal kantilever uzunluğu ve implantlara gelen stres miktarı en aza indirilmektedir (10, 12, 16, 19). Bu vakada da yak-

laşık olarak 30°'lik açılmaya sahip posterior implantlar uygulanmıştır. Ancak, Chrcanovic ve arkadaşlarının (20) yaptığı çalışmada posterior implant eğiminin başarıya ve marjinal kemik kaybına direkt olarak etkisinin olmayacağını savunmuştur.

SONUÇ

Quattrofix tedavi seçeneği ile, anterior bölgeye ikisi düz ikisi açılı olarak yerleştirilen dört implant sayesinde sabit protetik restorasyonlar ile tam dişsiz çeneler rehabilite edilebilmektedir. Ameliyat sahası riskli anatomik bölgelerden uzaklaşmakta, eğimli yer-

leştirilen distal implantlar sayesinde posterior kantilever artırılabilmekte ve hasta açısından maliyet düşmektedir. Hemen yüklemeye ile yaklaşık olarak üç ay beklenilmesine gerek kalmadan hastalar operasyon günü implantların üzerine yerleştirilen geçici sabit protezler aracılığıyla estetik ve fonksiyonel olarak rehabilite edilebilmekte ve klinikten sabit protezleriyle ayrılabilirler.

Çıkar Çatışması Açıklaması:

Yazarlar, bu makale hakkında herhangi bir ticari şirket ile herhangi bir ilişkilerinin veya finansal çıkarlarının olmadığını açıklamıştır.

KAYNAKLAR

- 1) Branemark PI. Vital microscopy of bone marrow in rabbit. *Scand J Clin Lab Invest.* 1959; 11 Supp 38: 1-82.
- 2) Küçük Kurt S, Konjenital bir oligodonti vakasının all-on-4 dental implant konsepti ile tedavisi. *Aydın Dental Journal*, 2019.
- 3) Rattiu CA, Porumb A, Ciavoi G, Immediate loading all on 4- all on 6 in total maxillary edentulous, *International Journal of Medical Reviews and Case Reports*, 2020, 4(7):50-54.
- 4) Ben Hadj Hassine M, Bucci P, Gasparro R, Di Lauro AE, Sammartino G. Safe approach in "All-on-four" technique: a case report. *Ann Stomatol (Roma)*. 2015 Feb 9;5(4):142-5.
- 5) Sorni M, Guarinos J, Garcia O, Peñarocha M. Implant rehabilitation of the atrophic upper jaw: a review of the literature since 1999. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*. 2005;10(Suppl 1):E45-56
- 6) Soto-Penalzo D, Zaragoza-Alonso R, Penarrocha-Diago M, Penarrocha-Diago M. The all-on-four treatment concept: Systematic review. *J Clin Exp Dent*. 2017; 9: e474-e488.
- 7) Malo P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate- function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003;5 (1):2-9.
- 8) Testori F, Galli M, del Fabro M., Immediate loading -A New Era in Oral Implantology, Quintessence Publishing 2011, 9-51.
- 9) Lopes A, Malo P, de Araujo Nobre M, Sanchez-Fernandez E. The NobelGuide(R) All-on-4(R) Treatment Concept for Rehabilitation of Edentulous Jaws: A Prospective Report on Medium- and Long- Term Outcomes. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17 (2):406-16.
- 10) Malo P, de Araujo Nobre M, Lopes A, Moss SM, Molina GJ. A longitudinal study of the survival of All-on-4 implants in the mandible with up to 10 years of follow-up. *J Am Dent Assoc* 2011;142(3):310-20.
- 11) Tallarico M, Canullo L, Pisano M, et al. An up to 7-Year Retrospective Analysis of Biologic and Technical Complication With the All-on-4 Concept. *J Oral Implantol* 2016;42(3):265-71.
- 12) Ayna M, Gülses A, Acil Y. A comparative study on 7-year results of "All-on-Four™" immediate-function concept for completely edentulous mandibles: metal-ceramic vs. bar-retained superstructures. *Odontology* 2018;106(1):73-82.
- 13) Francetti L, Corbella S, Taschieri S, Cavalli N, Del Fabbro M. Medium- and Long-Term Complications in Full-Arch Rehabilitations Supported by Upright and Tilted Implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17:758-64.
- 14) Patzelt SBM, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR, The All-on-Four treatment concept: A systematic review. *Clin. Implant Dent. Relat. Res.* 2014, 16(6):836-55
- 15) Tsigarida A, Chochlidakis K, A comparison between fixed and removable mandibular implant supported full arch prostheses: An overview of systematic reviews. *Int J. Prosthodont.* 2021;34:85-92.
- 16) Taruna M, Chittaranjan B, Sudheer N, Tella S, Abusaad MD. Prosthodontic perspective to All-On-4 concept for dental implants, *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, 2014;8(10):16-19.
- 17) Türker N, Altış HT, Sadowsky SJ, Büyükkaplan ŞU, Effects of occlusal scheme on All-On-4 abutments, screws and prostheses: A three dimensional finite element study. *J. Oral Implantol.* 2021;47(1):18-24.
- 18) Nedir R, Bischof M, Szmukler MS, Bernard JP, Samson J, Predicting osseointegration by means of implant primary stability. *Clinical Oral Implants Research*. 2004;15:520-528.
- 19) Di P, Lin Y, Li JH, Luo J, Qiu LX, Chen B. The All-on-Four implant therapy protocol in the management of edentulous Chinese patients. *Int J Prosthodont.* 2013;26:509-16.
- 20) Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Tilted versus axially placed dental implants: a meta-analysis. *J Dent.* 2015;43:149-70.

YAZIŞMA ADRESİ

Arş. Gör. Dt. Berk Bilgen
İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi AD.
Prof. Dr. Cavit Orhan Tütengil Sok. No: 4, Vezneciler, Fatih - İstanbul
Tel: 0538 549 27 74 • e-posta: berk.bilgen@istanbul.edu.tr

Copyright © İstanbul 2023
TÜRK
DİŞHEKİMLİĞİ DERGİSİ
THE TURKISH JOURNAL OF DENTISTRY
1993, Temmuz 2023, 45, 48-54
Olgu Sunumu / Case report
A. Selhan Kayı

İmplant destekli protezlerde üst yapı seçeneklerinin klinik başarıya etkisi - Vaka sunumu
The effect of prosthetic options on clinical success of implant supported prosthesis - Case report

ÖZET
Bu vaka sunumu, implant destekli protezlerde üst yapı seçeneklerinin klinik başarıya etkisini incelemektedir. Hastanın klinik durumu, tedavi planı ve implant destekli protez uygulaması detaylı olarak sunulmaktadır. Çalışmanın amacı, implant destekli protezlerin üst yapı seçeneklerinin klinik başarıya etkisini incelemektir. Çalışma, implant destekli protezlerin üst yapı seçeneklerinin klinik başarıya etkisini incelemektedir. Çalışmanın amacı, implant destekli protezlerin üst yapı seçeneklerinin klinik başarıya etkisini incelemektir.

ABSTRACT
This case report aims to evaluate the effect of prosthetic options on the clinical success of implant supported prosthesis. The patient's clinical status, treatment plan, and implant supported prosthesis application are presented in detail. The purpose of the study is to investigate the effect of prosthetic options on the clinical success of implant supported prosthesis. The study aims to evaluate the effect of prosthetic options on the clinical success of implant supported prosthesis.

Key words
İmplant destekli protez, üst yapı seçimi, klinik başarı, vaka sunumu.

Figür 1
Hastanın panoramik röntgen görüntüsü.

İmplant Destekli Protezlerde Üst Yapı Seçeneklerinin Klinik Başarıya Etkisi - Vaka Sunumu

Özet İmplant destekli protez seçeneklerinden olan hibrit protezler doğru vaka seçimlerinde hem fonksiyonel hem de estetik üstünlüklere sahiptir. Atrofik çenelerde ise implant üzeri overdenture seçenekleri uzun yıllardır total protez kullanan hastaların konforuna katkı sağlamaktadır. Bu vaka sunumunda, maksillaya yerleştirilen sekiz implant (Rapid, Mode Medikal) üzerine hibrit protez uygulanmıştır. Atrofik mandibulada ise anterior bölgeye uygulanan iki implant (Level, Mode Medikal) üzerine ball abutment destekli protez seçeneğinden faydalanılmıştır. Uzun yıllardır total dişsizliği olan hasta her iki protez seçeneği ile dişlendirilerek fonksiyon ve estetik açıdan değerlendirilmeye alınmıştır. Vaka takibiyle radyografik ve klinik bulgular kaydedilmiştir.

Anahtar Kelimeler Hibrit protez, total dişsizlik, multiunit, ball abudment, vidalı protez.



Copyright © İstanbul 2022

TÜRK
DİŞHEKİMLİĞİ DERGİSİ
THE TURKISH JOURNAL OF DENTISTRY

TDD; Temmuz 2022, 95: 42-46

Olgu sunumu / Case report

A. Selhan Kaya¹

İmplant destekli protezlerde üst yapı seçeneklerinin klinik başarıya etkisi – Vaka sunumu

The effect of prosthetic options on clinical success of implant supported prosthesis – Case report

ÖZET

İmplant destekli protez seçeneklerinden olan hibrit protezler doğru vaka seçimlerinde hem fonksiyonel hem de estetik üstünlüklere sahiptir. Atrofik çenelerde ise implant üzeri overdenture seçenekleri uzun yıllardır total protez kullanan hastaların konforuna katkı sağlamaktadır. Bu vaka sunumunda, maksillaya yerleştirilen seviz implant (Mode Rapid) üzerine hibrit protez uygulanmıştır. Atrofik mandibulada ise anterior bölgeye uygulanan iki implant (Mode Level) üzerine topuz dayanak destekli protez seçeneğinden faydalanılmıştır. Uzun yıllardır total dişsizliği olan hasta, her iki protez seçeneği uygulanarak fonksiyon ve estetik açıdan değerlendirilmeye alınmıştır. Vaka takibiyle radyografik ve klinik bulgular kaydedilmiştir.

Anahtar kelimeler

Hibrit protez, total dişsizlik, multiunit, topuz dayanak, vidalı protez.

ABSTRACT

Hybrid prostheses, which are among the implant supported prosthesis options, have both functional and aesthetic advantages in choosing the right case. In atrophic jaws, on the other hand, overdenture options on implants contribute to the comfort of patients who have been using total prostheses for many years. In this case report, a hybrid prosthesis was applied on eight implants (Mode Rapid) placed in the maxilla. In the atrophic mandible, ball abutment prosthesis option was used on two implants (Mode Level) applied to the anterior. The patient, who has had total edentulism for many years, was evaluated in terms of function and aesthetics by applying both prosthesis options. Radiographic and clinical findings were recorded with case follow-up.

Key words

Hybrid prosthesis, total edentulism, multi-unit, ball abutment, screwed prosthesis.

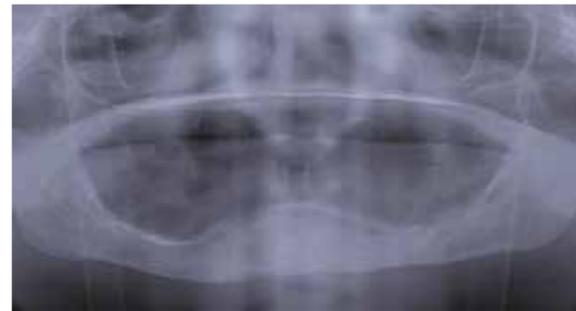
GİRİŞ

Hibrit protezler, implant destekli protezlerin üstün özelliklerini taşıyan, rijit yapıya sahip en az 4 adet implant üzerine vidalanan bir altyapı üzerine çoğunlukla pembe akrilik ve takım dişlerin yerleştirilmesiyle oluşturulmaktadır (9).

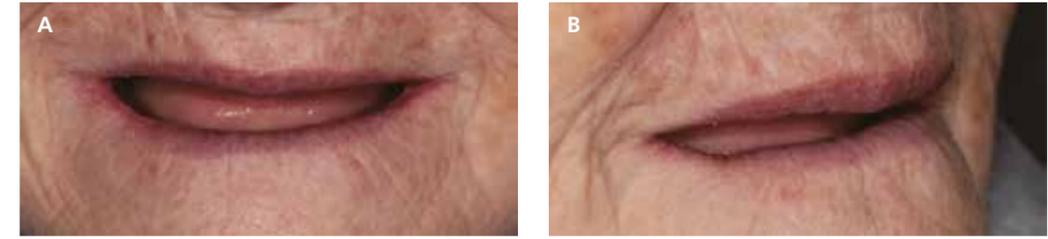
Hibrit protezler hem tam diş eksikliğinde hem de kısmi diş eksikliklerinde rahatlıkla kullanılabilir. Aşırı atrofik çenelerde, estetiği ve fonasyonu sağlamak için hibrit protezler iyi bir seçenektir. Protezin vidalı olması, protezde herhangi bir kırık veya tamir gerektiren bir durum oluştuğunda kolayca müdahale edebilmek için oldukça önemlidir (7). Gülüş estetiğinde, dişlerin dişeti ile uyumu estetiğin anahtarıdır. Hibrit protezlerde ideal diş boyutlarına sadık kalınabilmesi, geri kalan doku eksikliğinin de istenildiği boyutlarda dişeti renginde giderilebilmesi bu tedavi yöntemini ön plana çıkarmaktadır (1).

İmplantların sayısı ve dağılımı, ağız hijyeni, estetik, alt yapı materyalinin pasif uyumu gibi faktörler hibrit protezlerin prognozunu etkileyebilmektedir. Hibrit protezlerde, protezin dokuya bakan yüzeylerinin hasta tarafından çok iyi bir şekilde temizlenmesi gerekmektedir. Hastanın daha rahat temizleyebilmesi amacıyla protezin doku yüzeyi çok parlak ve dişbükey olmalıdır (1).

Alt çene total dişsizliklerde yapılan hareketli protezlerin kullanımı oldukça zordur. Özellikle aşırı atrofik çenelerde bu durum daha da zorlaşmaktadır. Bu tür durumlarda, protezlerin etkinliğini ve başarısını arttırmak amacıyla anterior bölgede konumlandırılan iki implant



Resim 1: Hastanın panoramik röntgen görüntüsü.



Resim 2a - 2c: Hastanın başlangıç fotoğrafları.

ve üzerine uygulanan topuz tutucular ile hastanın memnuniyetini karşılayacak boyutlarda stabilite ve tutuculuk sağlanabilmektedir (5, 6).

VAKA

71 yaşında, 19 yıldır alt-üst total protez kullanan kadın hastanın klinik ve radyografik değerlendirmesi yapılmıştır (Resim 1 ve 2).

Üst çenenin yatay ve dikey kemik kayıplarına rağmen sabit bir protez seçeneği için implant yapılabilir yükseklikte ve genişlikte kemiğe sahip olduğu görüldü.

Alt çene posterior bölgenin yatay ve dikey olarak aşırı atrofik olması sebebi ile anterior bölgeye uygulanacak iki implant üzerine topuz dayanak destekli bir protezin hastanın varolan problemlerini rahatlatılabileceği kendisine anlatıldı.

Yapılan tedavi planı ve hastanın onamı neticesinde operasyon planlandı.

Anamnezinde kontrol altında hipertansiyonu olan hastaya lokal anestezi altında (ultracain ds ampül), üst çene için aşırı yatay kemik kaybı olan an-



Resim 3: Hastanın post-op panoramik röntgen görüntüsü.

terior bölgeden kaçarak sağ posteriora dört, sol posteriora dört adet implant yerleştirilmesine; alt çene için sağ ve sol kaninler bölgesine iki adet implant yerleştirilmesine karar verildi. Üst çene yatay olarak oldukça ince bir kemiğe sahip olması ve kemiğin yapısının aşırı spongiöz olması dolayısıyla implant

sayısı sekiz olarak karar verilerek destek sayısı artırıldı.

Üst çene için, sağ tüber bölgesinden sol tüber bölgesine kadar yatay bir insizyon yapılarak tam kalınlıklı flep kaldırılıp kemiğe ulaşıldı. Sırasıyla 14 (Mode Rapid NP 13mm), 15 (Mode



Resim 4: Dişeti şekillendiricileri.



Resim 5: Şekillenen dişeti.

1- Serbest Klinisyen, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Uzmanı

Kaya



Resim 6: Üst çene açık ölçü tekniği.

Rapid NP 13mm), 16 (Mode Rapid NP 10mm), 17 (Mode Rapid RP 10mm), 24 (Mode Rapid NP 13mm), 25 (Mode Rapid NP 13mm), 26 (Mode Rapid NP 10mm), 27 (Mode Rapid RP 10mm) numaralı diş bölgelerine implantlar yerleştirildi.

Alt çene için kanin bölgeleri arasında yapılan yatay bir insizyon ile tam kalınlıklı flep kaldırılıp kemiğe ulaşarak 33 (Mode Level NP 11,5mm), 43 (Mode Level NP 11,5mm) numaralı diş bölgelerine implantlar yerleştirildi.

Flepler monofilament dikiş materyali (Monamid 4/0) ile sürekli dikişler atılarak kapatıldı. Operasyonu takiben kontrol filmi alındı (Resim 3).

Cerrahi aşamayı takip eden 10. günde dikişler alınarak cerrahi sahalarn kontrolü sağlandı.

Cerrahiye takip eden üçüncü ayda implant üstleri açılarak dişeti şekilleniricileri (Mode iyileşme dayanağı Diameter 4,5mm, H 4mm) yerleştirilip bir hafta dişeti iyileşmesi beklenildi (Resim 4 ve 5).

Hastanın mevcut doku kayıpları düşünülerek üst çene için, titanyum alt yapılı hibrit bir protez planlandı. Alt çene için topuz dayanak destekli hareketli bir protez planlandı.

Üst çenede açık ölçü postları yerleştirildikten sonra pattern resin (Motif ışıkla sertleşen pattern resin) ile sabitlendi. Çift karıştırma tekniği uygulanarak açık ölçü kaşığı (Jefix açık

ölçü kaşığı) yardımıyla A tipi silikon (Kulzer Variotime Easy Putty + Flow A) ile ölçüsü alındı. Açık ölçü postlarının vidaları gevşetildikten sonra ölçü ağızdan çıkartıldı ve alçı analogları ile vidalanıp laboratuvar aşamasına geçildi (Resim 6).

Alt çene ölçüsü aljinat (Zhermack Tropicalgin Kromatik Aljinat) ile alınıp bireysel kaşık hazırlandıktan sonra hastanın total protezini hazırlamak için boyutsal stabilitesi olan ölçü madesi (SS White Impression Paste) ile daimi ölçüsü alındı. Topuz dayanaklar ile protezin bağlantısının ağızda yapılması planlandığı için bu aşamada ölçü postları kullanılmamıştır.

Üst çenede bilgisayar ortamında bar dizaynı üst tam protezin taranması ve programla (Exocad) çakıştırılması ile birlikte yapıldı ve üretim milling cihazı (SilaMill T5 Edition Milling Machine) ile titanyum bloktan kazıma işlemi yapılarak üretildi.



Resim 7a ve 7b: Üst çene hibrit protez.



Resim 8: a- Üst çene octa multi abudmentlar, b- Alt çene ball abudmentlar.

44

Konu başlığı gelecek...

Titanyum altyapının pasif uyumu kontrol edildi. Hastanın kapanış kayıtları alındıktan sonra diş rengi ve boyutu hastanın onayı alındıktan sonra tespit edildi. Daha sonra hem üst çene hem de alt çene için diş dizimi ve modelajı yapıldı ve bilateral balanslı oklüzyon sağlandı.

Üst protezin diş eti kısımları, ara yüz fırçaları ile kolaylıkla temizlenebilecek şekilde modelajı yapıldı. Dişli prova yapılarak alt ve üst çene ilişkileri, oklüzyon tipi, estetik kontrolü ve dudak desteği kontrol edildi. Gerekli kontrollerden sonra protezlerin bitimi yapıldı (Resim 7).

Üst protez vidaları octa multi dayanaklar üzerine 15 N torkla uygulandı. Alt çene total protezin hasta ağızında topuz dayanaklar ile bağlantısı yapıldı (Resim 8). Dikey boyut, sentrik ilişki ve estetiği kontrol edildikten sonra, artikülasyon kâğıdı ile lateral ve protruziv temaslar kontrol edildi, gerekli selektif müllemeler yapıldı. Üst çene hibrit protezin vida boşlukları kompozit rezin ile kapatıldı.

Hasta protezin bakımı ve temizliği konusunda bilgilendirildikten sonra protezler teslim edildi (Resim 9 ve 10).

Tedavi bitiminin 1.yılında hastanın panoramik radyografi ile kontrolü yapılmıştır (Resim 11). Klinik muayenesinde de herhangi bir olumsuzluk ile karşılaşmamış, hasta memnuniyetinin devamlılığı gözlenmiştir.

TARTIŞMA

Hibrit protezler, yumuşak doku desteği ve uygun profil görüntüsünü oluşturabilen, düşük maliyet avantajına sahip implant üstü protez seçeneğidir (9).

CAD/CAM yöntemi ile üretilen alt yapılar, yüksek hassasiyette uyum göstermesi, teknisyene bağlı oluşabilecek hataların ortadan kaldırılması, döküm sırasında oluşabilecek büzülmelerin ortadan kaldırılması gibi avantajlara



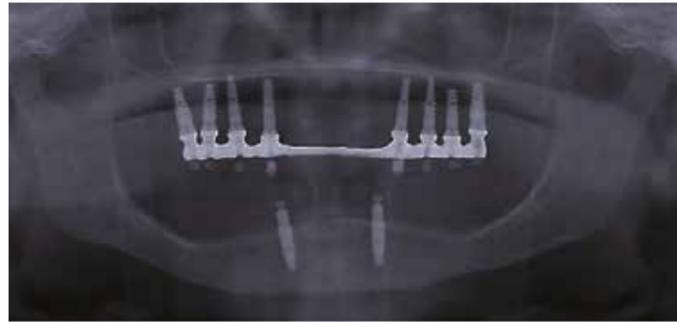
Resim 9: Alt ve üst protezlerin ağız içi görüntüleri.



Resim 10a - 10c: Protezler tamamlandıktan sonra hastanın görüntüsü.

45

Kaya



Resim 11: Birinci yıl radyografik kontrol.

sahiptir. Ayrıca alt yapı materyali olarak titanyumun kullanılması, yüksek biyoyumluluk sağlar (3).

İmplant destekli hareketli protezlerin hastaların konforunu anlamlı derecede artırdığı ortaya koyulmuştur. Ancak farklı tutucu tiplerinin implant destekli hareketli protezlerin fonksiyonunda ve implantlara iletilen kuvvetlerin yön ve büyüklüğünde etkisi olduğu düşünülebilir de, hangi tutucu sisteminin en

iyisi olduğu konusunda fikir birliği yoktur (2).

Standardize edilmiş bir cerrahi protokolü izleyen birbirinden bağımsız yapılan birçok çalışmada implant başarısı ile kemik yoğunluğu arasında belirgin bir ilişki rapor edilmiştir. İmplant tasarımı bu ilişkiye katkı sağlamaktadır. Ters konik koronal tasarıma sahip, kesici yivleri olan implantlar maksimum alveolar kemik hacmi sağlayarak özel-

likle yatay hacmi az ve spongioz yapısı fazla olan üst çene uygulamalarında avantaj sağlamaktadır. Daralan apeks yapısına sahip, self drilling kabiliyetine sahip koronal yapıli implantlar ise kortikal stresleri azaltması yönüyle kortikal bölgelerde avantaj sağlamaktadır (8).

SONUÇ

Sonuç olarak, hibrit protezlerle kaybedilen sert ve yumuşak dokular en iyi şekilde yerine konularak estetik ve fonksiyonel açıdan başarılı sonuçlar elde edilebilir.

Topuz dayanaklar; ekonomik olmaları, laboratuvar aşamalarında ileri teknik beceri gerektirmemeleri, kabul edilebilir stabilite ve tutuculuk sağlamları ile atrofik tam dişsiz alt çene planlamalarında sıklıkla kullanılabilir.

İmplant planlamalarında, üst yapı seçenekleri günümüzde oldukça fazla olsa da vakaya özgü seçenek en doğru sonucu verecektir.

KAYNAKLAR

1. Aparicio C, Perales P, Rangert B: Tilted implants as an alternative to maxillary sinus grafting: a clinical, radiologic, and periosteal study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2001, 3: 39-49.
2. Ceruti P, Bryant SR, Lee JH, MacEntee MI: Magnet-Retained Implant-Supported Overdentures: Review and 1-Year Clinical Report. *J Can Dent Assoc* 2010, 76: a52
3. Drago CJ, del Castillo RA: Treatment of edentulous and partially edentulous patients with CAD/CAM titanium frameworks: a pilot case study. *PractProced AesthetDent* 2006, 18: 665-671.
4. Herrmann I, Lekholm U, Holm S, Kulje C: Evaluation of patient and implant characteristics as potential prognostic factors for oral implant failures. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants* 2005, 20:220-30.
5. Kleis WK, Kämmerer PW, Hartmann S, AlNawas B, Wagner W: A Comparison of Three Different Attachment Systems for Mandibular Two-Implant Overdentures: One-Year Report. *Clin Implant Dent Relat Res* 2010, 12(3): 209-18
6. Kuoppala R, Nääpänkangas R, Raustia A: Outcome of implant-supported overdenture treatment—a survey of 58 patients. *Gerodontology* 2012 Jun, 29: e577-84
7. Lewis S, Sharma A, Nishimura R: Treatment of edentulous maxillae with osseointegrated implants. *J Prosthet Dent* 1992, 68: 503-508.
8. O Geckili et al. Is clinical experience important for obtaining the primary stability of dental implants with aggressive threads? An ex vivo study. *Med Oral Patol Cir Bucal* 2019, Mar 1;24(2):e254-9.
9. Sadowsky SJ: The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: Design considerations. *J Prosthet Dent* 1997, 78: 28-33.

YAZIŞMA ADRESİ

A. Selhan Kaya
AS Klinik Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği, Yeşilbahçe Mah. Lara Cad. 07160
Mustafa Parlak Apt. No: 43/A Muratpaşa / Antalya
Cep: 0537 478 16 41 • E-posta: selhankaya@hotmail.com

Şiddetli periodontal yıkım görülen hastada all-on-4 implant tedavisi ve immedat yükleme protokolü



Şiddetli Periodontal Yıkım Görülen Hastada All-On-4 İmplant Tedavisi ve İmmedat Yükleme Protokolü

Özet: All-on four implant sistemi, çenelerde arka bölgelerde kemik yetersizliği olan bireylerde, kesici ve küçük azı bölgelerindeki kemik dokudan yararlanarak, arkalarda açıldırılmış, önlerde ise aksiyal konumlandırılmış implantlar üzerine bir sabit protez uygulanması prensibine dayanır. İmplantların yeterli primer stabiliteye sahip olmaları halinde immedat yükleme protokolüyle hastanın cerrahi işleminden hemen sonra uygulanan geçici sabit protezlerle iyileşme süreci tamamlanır ve osseointegrasyon süreci sonunda daimî protezler takılır. Bu olgu sunumunda üst dişlerinde periodontal yıkım neticesinde dişlerini kaybetmiş olan hastamızın diş çekimleri ile eşzamanlı olarak All-on-four protokolüne göre dental implantları uygulanmıştır. İmmedat yükleme ile uyguladığımız geçici sabit protezlerle üç aylık bir osseointegrasyon sürecinin ardından hastaya daimi protezleri uygulanmış ve bu geçici protezler sayesinde hasta, daimi protezlerine daha kolay adapte olabildiği.

Anahtar Kelimeler: İmmedat yükleme, Dental İmplant, All-on-four



Copyright © İstanbul 2022

TÜRK
DİŞHEKİMLİĞİ DERGİSİ
THE TURKISH JOURNAL OF DENTISTRY

TDD; Temmuz 2022, 95: 34-37

Olgu sunumu / Case report

Kerem Turgut Atasoy¹

Şiddetli periodontal yıkım görülen hastada all-on-4 implant tedavisi ve immedat yükleme protokolü

All-on-4 implant treatment and immediate loading protocol in the patient with severe periodontal destruction

ÖZET

All-on four implant sistemi, çenelerde arka bölgelerde kemik yetersizliği olan bireylerde, kesici ve küçük azı bölgele-
rindeki kemik dokudan yararlanarak, arkalarda açıldırılmış, önlerde ise aksiyal konumlandırılmış implantlar üzerine bir sabit protez uygulanması prensibine dayanır. İmplantların yeterli primer stabiliteye sahip olmaları halinde immedat yükleme protokolüyle hastanın cerrahi işlemden hemen sonra uygulanan geçici sabit protezlerle iyileşme süreci tamamlanır ve osseointegrasyon süreci sonunda daimi protezler takılır. Bu olgu sunumunda üst dişlerinde periodontal yıkım neticesinde dişlerini kaybetmiş olan hastamızın diş çekimleri ile eşzamanlı olarak All-on-four protokolüne göre dental implantları uygulanmıştır. İmmedat yükleme ile uyguladığımız geçici sabit protezlerle üç aylık bir osseointegrasyon sürecinin ardından hastaya daimi protezleri uygulanmış ve bu geçici protezler sayesinde hasta, daimi protezlerine daha kolay adapte olabilmektedir.

Anahtar kelimeler

İmmedat yükleme, Dental İmplant, All-on-four.

ABSTRACT

The All-on four implant system is based on the principle of applying a fixed prosthesis on implants that are angled in the back and axially positioned in the front by making use of the bone tissue in the incisors and premolars in individuals with bone deficiency in the posterior regions of the jaws. If the implants have sufficient primary stability, the patient's healing process is completed with temporary fixed prostheses applied immediately after the surgical procedure with immediate loading protocol and permanent prostheses are delivered at the end of the osseointegration process. In this case report, dental implants were applied according to the all-on-four protocol simultaneously with the tooth extractions of our patient who lost her teeth as a result of periodontal destruction in her maxilla. After a three-month osseointegration period with temporary fixed prostheses that we applied with immediate loading, permanent prostheses were delivered to the patient and thanks to these temporary prostheses, the patient was able to adapt to their permanent prosthesis more easily.

Key words

Immediate loading, Dental Implant, All-on-four.

1- Dr. Dt., Klinik Bursa Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği

Giriş

Geleneksel iki aşamalı dental implant tedavisi uygulama açısından başarılı sonuçlar sunsa da dişsiz geçirilmesi gereken bir osseointegrasyon süreci, tekrarlayan ikinci cerrahi morbiditesi, artmış randevu sayısı gibi dezavantajları içinde barındırır. Dental implant yüzeylerinde ve materyallerindeki gelişmeler, klinik başarının sekteye uğramaksızın immedat yükleme protokollerinin uygulanabilmesine imkân sağlamıştır. İleri greftleme prosedürleriyle geçen bekleme sürelerinin elimine edilmesi amacıyla dört implant üzerine sabit protez uygulanmasına imkân sağlayan All-on-four implant konseptinin de temel ilkeleri arasında yer alan immedat yükleme protokolü, kişinin daimi dişlerine olan adaptasyonunun kolaylaşmasını, dişsizliğe bağlı sosyal dezavantajların engellenmesini sağladığı için günümüzde başarıyla uygulanmakta ve uygun vakalarda sıklıkla tercih edilmektedir (3, 4).

VAKA

57 yaşında kadın hasta, şiddetli periodontal yıkım ve periapikal enfeksiyonlu dişlerle kliniğimize başvurdu. Sistemik açıdan sağlıklı, günde bir paket sigara kullanan, ağız hijyen eksikliği ve derin periodontal ceplerin (>5mm) olduğu gözlenen hastada üst çenede total ekstraksiyon, enfeksiyonların küretajı ve all-on-four dental implant tedavisi planlanmış olup, primer stabilite değerlerinin uygun olması halinde immedat yükleme planlandı. Hastanın panoramik röntgen ve CBCT ile yapılan pre-op değerlendirmesinde, kemik dansitesinin tip1-tip2 kemik yoğunluğuna sahip olduğu göz önünde tutularak immedat yükleme protokolü için multi-unit abutmentlar, açık kaşık ölçü postları, pattern rezin gibi materyaller işlem öncesinde hazırlandı (Resim 1). Hastanın işlem öncesi yüz fotoğraflarıyla gülüş hattının seviyesi ve kemik redüksiyonu gerekliliği değerlendirildi (Resim 2).

Hastanın lokal anestezi altında mukoperoisteal flep elevasyonu sonrası bütün maksiller dişleri çekildi (Resim 3). Protez için gereken interark mesafenin açılması amacıyla kemikte redüksiyon yapıldı ve arkada 30 derece açılı implantlar (Rapid, Mode Medikal, 4.1/15, 4.1/5), sinüs lateral duvarının 1,5 mm önünde kalacak şekilde yerleştirilirken ön bölgede de aksiyal implantlar (Rapid, Mode Medikal, 3.7/15, 3.7/11.5) yerleştirildi (Resim 4). Açıldırılmış implantlar, protezin antero-posterior yayılımını artırarak

Şiddetli periodontal yıkım görülen hastada all-on-4 implant tedavisi ve immedat yükleme protokolü



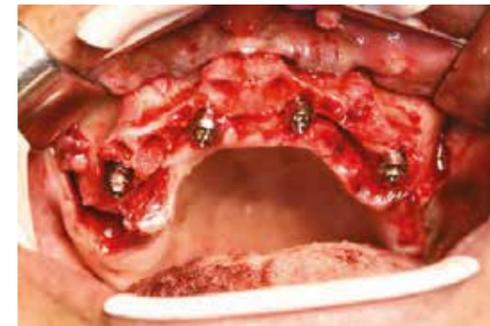
Resim 1: Pre-op CBCT ve panoramik röntgen.



Resim 2: Pre-op yüz fotoğrafıyla gülüş hattının değerlendirilmesi.



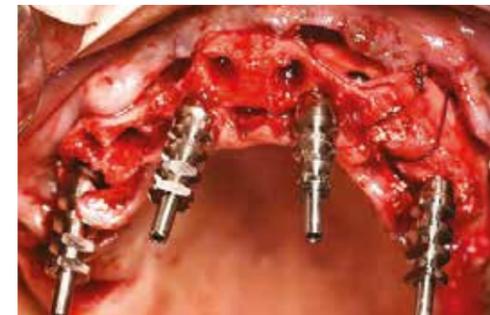
Resim 3: Mukoperoisteal flep elevasyonu ve diş çekimleri.



Resim 4: İmplantların yerleştirilmesi.



Resim 5: Membran pinleri ve sutur ile membran stabilizasyonu.



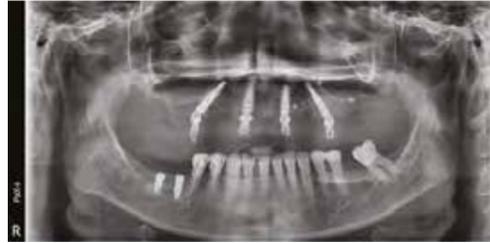
Resim 6: Açık kaşık multi-unit ölçü postları.



Resim 7: Multi-unit iyileşme başlıkları ve dokuların primer olarak suture edilmiş hali.



Resim 8: Dışbükey yüzeylere sahip immedat protez.



Resim 10: İmmedat protezin multi-unit abutmentlerle uyumu.



Resim 11: İmplant üstü daimi protez takıldıktan sonraki panoramik röntgen.

daha kısa kantilever uzunlukları elde etmeyi sağladılar (1, 2). Bütün implantlarda 35 N/Cm üzeri primer stabilite değerlerine ulaşıldığı görülerek arka bölgelerde 30, ön bölgelerde 17 derece açılı multi-base abutmentler 20 N/cm değerinde implantlara torklandı. Soldaki aksiyal implantın bukkal bölgesindeki fenestrasyonun greftlenmesi amacıyla ksenojenik ve allojenik kemik greftleri

1:1 oranında uygulandı. Bölgeye kollajen membran yerleştirildi. Membran pinleri ve periosteal sutur ile membran stabilizasyonu sağlandı (Resim 5). Multi-base abutmentler üzerine açık kaşık ölçü postları yerleştirildikten sonra flep primer olarak absorbe olabilen suturlarla suture edildi ve polivinilsiloksan (PVS) ölçü maddesi ve patern rezin kullanılarak ölçü alındı

(Resim 6). Protez hazırlanana kadar da multi-base iyileşme başlıklarıyla dokuların abutmentleri örtmesinin önüne geçildi (Resim 7). İşlemden bir gün sonra hazırlanan akrilik protezin dokuya bakan yüzeylerinin dış bükey olması, pasif uyuma sahip olması ve distal kantilever olmamasına dikkat edildi (Resim 8). İmmedat protez; 20N/cm tork değeriyle multi-base abutmentlere sabitlendi ve hastaya yumuşak gıdalarla beslenmesi önerildi. Hastada kanin ve premolar dişlerde bilateral oklüzal temaslara olacak şekilde oklüzal düzleme yapılarak yüklerin implantlara olabildiğince eşit şekilde dağılması hedeflendi (Resim 9). Hasta, ağız hijyeni ve sigara içmemesinin önemi konusunda bilgilendirildi. Üç aylık osseointegrasyon sürecinde protezde herhangi bir hareket hissetmesi halinde kliniğimize başvurması konusunda uyarıldı. Ayrıca immedat protezin multi-base abutmentlerle uyumu da radyografik olarak teyit edildi (Resim 10).



Resim 9: İmmedat protezin ağızdaki görüntüsü.

Osseointegrasyon için beklenen üç ay sonunda protezlerde veya multi-base abutmentlerde herhangi bir vida gevşemesi, protez kırığı gibi komplikasyon gözlenmedi. Daimi protezlerin yapılması için yine açık kaşık ölçü tekniğiyle polietil ölçü malzemesi kullanılarak ve patern rezin ile ölçü postlarının sabitlenmesi tekniğiyle ölçü alındı. Krom-kobalt döküm bar üzerine akrilik hibrit protez ile vaka daimi protezin de 20 N/cm torkla sabitlenerek hastaya teslim edildi (Resim 11). Protezin distal kantilever uzunluğunun birinci büyük azıları geçmeyecek şekilde hazırlanması, ideal bir antero-posterior yayılım sağlayarak öndeki implantlara gelen devirici kuvvetlerinin minimal kalmasını sağladı (Resim 12). Aynı zamanda gülüş hattının da işlem öncesinde değerlendirilerek ideal protezik mesafenin ayarlanması sayesinde hastanın güldüğü zaman protez bitim sınırlarının gülüş hattının altında saklı kalması da kabul edilebilir bir estetiğin eldesi için önemliydi (Resim 13).



Resim 12: Daimi akrilik hibrit protezin ağızdaki görünümü.



Resim 13: Hastanın daimi protezleri takıldığında gülüş hattı.

KAYNAKLAR

1. Brånemark PI, Engstrand P, Öhrnell LO, Gröndahl K, Nilsson P, Hagberg K: Brånemark Novum: a new treatment concept for rehabilitation of the edentulous mandible. Preliminary results from a prospective clinical follow-up study. *Clin Implant Dent Relat Res* 1999, 1:2-16.
2. Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T: Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or tilted implants: a multicenter clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007, 22(4):639-44.
3. Malo P, Rangert B, Dvarsater L: Immediate function of Branemark implants in the esthetic zone: a retrospective clinical study with 6 months to 4 years of follow-up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2000, 2:138-46.
4. Malo P, Rangert B, Nobre M: "All-on-Four" immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2003, 5:2-9.

YAZIŞMA ADRESİ

Dr. Dt. Kerem Turgut Atasoy
Klinik Bursa Ağız ve Diş Sağlığı Polikliniği, Fethiye Mah. Sanayi Cad. No: 327/B Nilüfer / Bursa
Cep: 0553 403 56 22 • e-posta: keremturgutatasy@hotmail.com



İki Parçalı İmplant Sistemleri ile Tedavisi Zor Olguların Monoblok Bükülebilir İmplantlar ile Sağaltımı

Özet: Tam ve bölümlü dişsizliklerde implant tedavisi ile eksik dişlerin yerine konulması uzun yıllardır uygulanmaktadır. Ancak yeterli kemik hacmi bulunmayan çenelerde implant yerleşimi ya mümkün olamamakta ya da ileri cerrahi işlemleri gerektirmektedir. Kemik kazanımı birçok vakada mümkün olsa da tedavi sürecini ve dolayısıyla hastanın dişsiz kaldığı süreyi uzatmaktadır. Bu makalede ileri derece alveolar kemik rezorpsiyonu bulunan vakalarda klasik implant ve ogmentasyon teknikleriyle kemik kazanımına ihtiyaç olmadan monoblok bükülebilir implantlar kullanılarak 72 saat içerisinde erken yüklem prosedürü anlatılmıştır.

Anahtar Kelimeler Tek Parça İmplant, Hemen Yükleme, Bükülebilir İmplant, 72 Saat, Alveolar Kret Rezorpsiyonu, All-On-4

TÜRK
DİŞHEKİMLİĞİ DERGİSİ
THE TURKISH JOURNAL OF DENTISTRY

Copyright © İstanbul 2022

TÜRK
DİŞHEKİMLİĞİ DERGİSİ
THE TURKISH JOURNAL OF DENTISTRY

TDD; Temmuz 2022, 95: 38-41

Olgu sunumu / Case report

Mustafa Sabri Şencan¹
Servet Doğan Tiryaki²

İki parçalı implant sistemleri ile tedavisi zor olguların monoblok bükülebilir implantlar ile sağaltımı

Using monoblock bendable implants instead of two-pieces implant in treating difficult cases

ÖZET

Tam ve bölümlü dişsizliklerde implant tedavisi ile eksik dişlerin yerine konulması uzun yıllardır uygulanmaktadır.

Ancak yeterli kemik hacmi bulunmayan çenelerde implant yerleşimi ya mümkün olamamakta ya da ileri cerrahi işlemleri gerektirmektedir. Kemik kazanımı birçok vakada mümkün olsa da tedavi sürecini ve dolayısıyla hastanın dişsiz kaldığı süreyi uzatmaktadır. Bu makalede ileri derece alveolar kemik rezorpsiyonu bulunan vakalarda klasik implant ve ogmentasyon teknikleriyle kemik kazanımına ihtiyaç olmadan monoblok bükülebilir implantlar kullanılarak 72 saat içerisinde erken yüklem prosedürü anlatılmıştır.

Anahtar kelimeler

Tek Parça İmplant, Hemen Yükleme, Bükülebilir İmplant, 72 Saat, Alveolar Kret Rezorpsiyonu, All-On-4

ABSTRACT

Implant treatment and replacement of missing teeth in complete and partial edentulism have been practiced for many years. However, implant placement in jaws with insufficient bone volume is either not possible or requires advanced surgical procedures. Although bone augmentation is possible in many cases, it prolongs the treatment process and therefore the duration of the patient's edentulousness. In cases with advanced alveolar bone resorption, the procedure for early loading within 72 hours using monoblock bendable implants without the need for bone recovery using 2 pieces implant and augmentation techniques is described in the article.

Key words

Monoblok İmplant, İmmediat Loading, Bendable İmplant, 72 Hours, Alveolar Bone Resorption, All-On-4

1- Dr., Novuslinik İstanbul, 2- Dr., Novuslinik İstanbul

GİRİŞ

İmplantlar diş eksikliklerinin tedavisinde sıklıkla kullanılmaktadır. Fakat uzun osseoentegrasyon süresi diş eksikliğinin tamamlanmasında çeşitli zorluklara neden olmaktadır (4). İmplant yapıldıktan sonra yüklem için beklenmesi sürecinde, geçici dişlerle veya dişsiz şekilde beklemenin, hastada estetik ve fonksiyonel problemler oluşturması ve çekim sonrası anatomik konturların sert ve yumuşak dokuda kaybolması implant uygulamasında en çok karşılaşılan problemlerdendir (6). Bükülebilir, hemen yüklenebilir monoblok implantların kullanımı özellikle dişsizlik vakalarının kısa sürede çözümlü noktasında umut veren gelişmeler sunmaktadır.

Literatürde bükülebilir monoblok implantların hemen yüklenmesiyle ilgili yüksek başarı oranlarına sahip birçok çalışma bulunmaktadır (12, 13, 14). Erken yüklemeyi etkileyebilecek, primer implant stabilitesi, implant materyalinin özellikleri, osseoentegrasyon, protez tasarımı ve konakla ilgili faktörler gibi değişkenler de ayrıca değerlendirilmelidir (5).

Günümüzde çoğu cerrahi ve restoratif durumda kullanılacak birçok implant sistemleri ve parçaları vardır. Fakat birçok farklı parça ve prosedür varlığı bu implant sistemlerinin uygulanması ve idamesinde sıkıntılar oluşturmaktadır.

Monoblok bükülebilir implant sistemleri abutment ve implantın birlikte olduğu sistemlerdir. Bu tasarımın avantajları olarak aşağıdaki hususlar öne çıkmaktadır. Abutment vidasının klasik sistemlerde olduğu gibi yüklemmeden sonra gevşeme ihtimali bulunmaz (7, 2). Açılardırma ihtiyacı olan bölgelerde, orijinal abutment yapısı korunarak, üretici firmaların belirttiği değerlerde (genellikle 20 °- 45 ° açı ile) abutment bükülerek açı verilebilir. Gingivaformer ve abutmentün prova aşamalarında takıp çıkarılırken oluşan epitel zedelenmelerinin ve buna bağlı olarak gelişen kemik rezorpsiyonlarının ve oluşan zaman kaybının önüne geçilir (8). Bununla birlikte parlak yüzey tasarımına sahip boyun kısmı periimplantitis riskini önlemede etkilidir (3). Protetik uygulama prosedürü iki parçalı implant sistemlerine göre göreceli olarak çok daha basit ve hızlıdır (1).

Bu çalışmanın amacı ileri derecede rezorbe kretlerde monoblok bükülebilir implantlar kullanılarak tedavisi ve implantların 72 saat



içerisinde immedat olarak yüklemesi ni incelemektedir.

OLGU

65 yaşında kadın hasta diş eksikliği şikâyetiyle başvurmuştur. Hastanın mevcutta 17, 16, 23, 26, 33, 31, 41, 42, 43 numaralı dişleri bulunmaktadır. Hastanın yapılan radyolojik incelemesinde mandibula posterior bölgede ileri derecede kemik rezorpsiyonu izlenmiştir (Resim1).

Hastanın üst çene anterior alanda 16 nolu dişin mezialinden 24 nolu dişin mezialine kadar kemik kalınlığı bukko-palatinal yönde 1,25 mm'ye kadar düşmüştü ve ileri kemik yıkımı görülmektedir (Resim 2 ve 3).

Hastanın 17, 33, 31, 41, 42, 43 numaralı dişlerinin çekilip immedat olarak monoblok bükülebilir implantların (Provo, Mode Medikal, İstanbul, Tür-

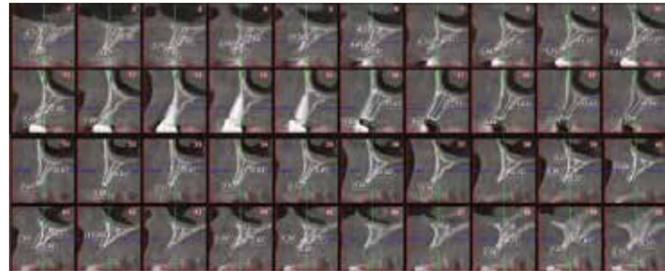


Resim 1:

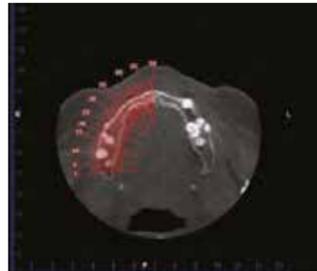
kiye) uygulanması ve alt çenede iki parçalı implantlarının (Level, Mode Medikal, İstanbul, Türkiye) All-on-4 tekniği ile uygulanmasıyla 72 saat içerisinde üst yapısının kalıcı olarak yüklenmesi planlanmıştır.

Hastanın ilgili dişleri çekilip mandibu-

la anterior bölgede kret tepesi düzleştirilerek platform haline getirilmiştir, bu sayede ileri derecede rezorbe olan mandibular kret tepesinin bukko-lingual olarak genişliği artırılmıştır. Osteotomi, mental foramenlerin belirlediği anatomik sınırlar gözetilerek yapılmıştır.



Resim 2:



Resim 3:



Resim 4:



Resim 5:



Resim 6:



Resim 7:



Resim 8:

Maksillada alveolar kret bukko-palatinal olarak yeterli genişlikte olmadığından monoblok bükülebilir implantlar tercih edilmiştir (Mode Provo implantlar: Ø4,5/12 mm, Ø3,0/15

mm, Ø3,0/12 mm, Ø3,0/12 mm, Ø3,0/15 mm, Ø4,0/10 mm). Mandibulaya ise platform-switch ve konik abutment bağlantı özellikli iki parçalı implantlar yerleştirilmiştir (Mode Le-

vel implantlar: Ø3,7/8 mm, Ø4,1/10 mm, Ø4,1/10 mm, Ø4,1/10 mm). 14 numaralı implantın yerleşimi sırasında vestibul kortikal kemikte implant hizasında kırılma gözlenmesine rağmen 35 N tork alınmıştır (Resim 4-6). İmplantların uygulaması ve açlandırılmaları tamamlanmıştır (Resim 7).

Açık kaşık tekniğiyle alt çene implant ölçüsü, provo protetik kitler ile üst çene implant ölçüsü ve kapanış kaydı alınmıştır. Mandibulada iki adet 30° açılı multi-base ve iki adet multi-unit abutment kullanılarak vidalı bir sabit restorasyon yapılmıştır. 72 saat içerisinde protetik aşama tamamlanmış ve protezin hasta ağızda uygulama ve teslimi yapılmıştır (Resim 8).

TARTIŞMA

Bükülebilir monoblok implantlar immedat loading imkânı sunarak tüm protetik işlemlerin kalıcı üst yapılar ile 72 saat içerisinde tamamlanmasına olanak verir. Erken yüklenebilmesi ve bekleme süresini kısaltması sayesinde diş eksikliğinin tamamlanmasında başarılı bir yöntemdir (11).

Yetersiz kemik hacmi olan ve klasik implant sistemleri ile ancak ogmentasyon yapılarak implant uygulanabileceği bölgelerde dahi kolaylıkla uygulanabilmesine ve yüksek tork kuvveti alınabilmesine imkân sağlar (15). Provo implantlar geniş bıçak aralığı ve kompresyon sağlayan yivleri bulunan yüzey tasarımı sayesinde yüksek tork kuvveti alınarak primer stabilizasyon sağlanmasına imkân vermektedir. Bu olguda 3.0 çapa sahip provo implantlar kullanılarak 35 N ve üzerinde elde edilen tork kuvvetleri ile immedat yükleme için gerekli ilk koşul sağlanmıştır. Eğer monoblok bükülebilir implantlar yerine iki parçalı implant sistemleri kullanılması tercih edilseydi mutlaka ogmentasyon teknikleri ile yeni kemik oluşturulması gerekmektedir. İleri kemik kaybı nedeniyle otojen blok greft uygulaması gereken böyle bir olguda implantların faal hale

İki parçalı implant sistemleri ile tedavisi zor olguların monoblok bükülebilir implantlar ile sağaltımı

gelebilmesi için yaklaşık 10-12 aylık bir süre gerekmektedir (7).

Monoblok bükülebilir implantlar, tasarımı sayesinde abutment implant birleşim noktasından bakteri deşarjını engeller. Kemik rezorpsiyonu ve peri-implantitis riskini azaltır (10).

Hızlı cerrahi protokolü sayesinde hekimin uygulama süresini kısaltması ve hastanın daha konforlu bir cerrahi süreç yaşaması çok değerlidir.

Bükülebilir monoblok implantlar çekim soketi gibi açılardırma ihtiyacı olan bölgelerde uygulandığında dahi bükülebilir olması sayesinde protetik uyulama açısından 17 ve 30 derece gibi kalıplara bağlı kalmadan paralellik

rahatlıkla sağlanabilir.

Bükülebilir monoblok implantların sabit, esnemeyen üst yapılar vasıtasıyla splintlenerek 72 saat içerisinde immediyat yüklemeye sokulması önerilmektedir (12). Literatürde periodontal açıdan sağlıklı dişler ile implantların; esnemeyen tek parça üst yapılar ile splintlenmesinin uzun dönem başarılı sonuçları olduğunu gösteren çalışmalar bulunmaktadır (16). Bu doğrultuda splintlemenin faydalarından yararlanmak amacıyla implant ve dişleri kapsayan tek parça monolitik zirkonyum esaslı protetik tasarım uygulanmıştır.

SONUÇ

Günümüzde implant tedavisi sürekli

gelişen, yenilenen bir tedavidir. Monoblok bükülebilir implantlar, 72 saat içerisinde erken yüklemeye imkânı sunarak hastanın osseointegrasyon süresini dişsiz değil kalıcı ve estetik dişlerle geçirmesini sağlamakta ve sosyal ve fonksiyonel açıdan kişinin yaşam kalitesine katkı sunmaktadır. Ayrıca yapılan işlem sayısı ve süresini azaltarak implant tedavisi nedeniyle oluşan zaman ve konfor kaybını ortadan kaldırmaktadır.

All-on-4 tekniği ve hibrit protez tasarımının immediyat yüklemeye prosedüründeki başarısı gösterilmiştir.

Bu çalışmada yapılan uygulamada da görüldüğü üzere, monoblok implant sistemleri tam dişsizlik olgularının immediyat sağaltımında kullanılabilir.

KAYNAKLAR

1. Aghajee JO, Diederich H: Minimal Invasive Concept for the Rehabilitation of Edentulous Jaw with One-piece Implants. *Int J Case Rep Short Rev*. 2018, 4(2): 027-030.
2. Binon PP: Evaluation of the effectiveness of a technique to prevent screw loosening. *J Prosthet Dent* 1998, 42:71-89.
3. Bollen CML, Papaioanno W, Van Eldere J, Schepers E, Quirynen Van Steenberghe D: The influence of abutment surface roughness on plaque accumulation and peri-implant mucositis. *Clin Oral Implants Res* 1996, 7: 201-211.
4. Buser D, Chappuis V, Belser UC, Chen S: Implant placement post extraction in esthetic single tooth sites: when immediate, when early, when late? *Periodontol* 2000. 2017, Feb;73(1):84-102.
5. Degidi M, Perrotti V, Piattelli A: Immediately Loaded Titanium Implants with a Porous Anodized Surface with at Least 36 Months of Follow-Up. *Clin Implant Dent Relat Res* 2006, 8: 169-177.
6. Dhillon N, Dhiman RK, Kumar D, Rath MK: Restoring smile: An integrated prosthodontic approach. *Med J Armed Forces India* 2015, Dec;71(Suppl 2):517.
7. Elakkiya S, Ramesh AS, Prabhu K: Systematic analysis on the efficacy of bone enhancement methods used for success in dental implants. *J Indian Prosthodont Soc* 2017, 17(3), 219-225.
8. Finne K, Rompen E, Toljanic J: Prospective multicenter study of marginal bone level and soft tissue health of a one-piece implant after two years. *J Prosthet Dent* 2007, Jun;97(6 Suppl):S79-85.
9. Gaur V, Doshi A, Ihd S, Fernandes G: Immediate loading of edentulous mandibular arch with screw retained final prosthesis on strategic implants. *BAOJ Dent* 2018, 4:042.
10. Ighhaut G, Schwarz F, Winter RR, Mihatic I, Stimmelmayer M, Schliephake H: Epithelial attachment and downgrowth on dental implant abutments—a comprehensive review. *J Esthet Restor Dent* 2014, Sep;26(5):324-31.
11. Jaffin RA, Kumar A, Berman CL: Immediate Loading of Implants in Partially and Fully Edentulous Jaws: A Series of 27 Case Reports. *J Periodontol* 2000, 71: 833-838.
12. Lazarov A: Immediate functional loading: Results for the concept of the strategic implant. *Ann Maxillofac Surg* 2019, 9:78-88.
13. Narang S, Narang A, Jain K, Bhatia V: Multiple immediate implants placement with immediate loading. *J Indian Soc Periodontol* 2014, 18:648-50.
14. Shanmugasundaram M, Priya Bharathi: KOS one piece implant an excellent choice in resorbed and narrow ridge – a case report. *International Journal of Advances in Case Reports* 2018, 44-46.
15. Wu AY, Hsu JT, Chee W, Lin YT, Fuh LJ, Huang HL: Biomechanical evaluation of one-piece and two-piece small-diameter dental implants: In-vitro experimental and three-dimensional finite element analyses. *J Formos Med Assoc* 2016, Sep;115(9):794-800.
16. Kindberg H, Gunne J, Kronström M: Tooth and implant-supported prostheses: A retrospective clinical follow-up up to 8years. *Int J Prosthodont* 2001;14:575-81

YAZIŞMA ADRESİ

Dr. Mustafa Sabri Şencan
NovusKlinik, Fahrettin Kerim Gökay Cad. Pınar Apt. No: 135/2 Kat: 1 D: 2
34722 Ziverbey, Kadıköy / İstanbul
Cep: 0532 284 82 14 • E-posta: dsabrisencan@gmail.com

miascience
academy

**Klinik
Vakalar**



Full Ağız Retorasyonları

35 yaşında erkek hasta kliniğimize maksilla ve mandibulasında dental enfeksiyon şikayetleriyle başvurdu.

Hikayesinde; herhangi bir sistemik rahatsızlığının olmadığı, 7 yıl önce varolan diş kayıpları nedeniyle kuron-köprü protezleri yaptırdığı öğrenilmiştir.

Yapılan klinik muayenesinde, aşırı gingival hiperplaziler ve ödemler ve her diş bölgesinde aşırı kemik yıkımlarına bağlı cep derinliklerinde artış tespit edilmiştir. Radyografik muayenesinde tüm dişlerin generalize agresif periodontitis nedeniyle kemik yıkımına uğradığı görülmüştür. (Resim 1)

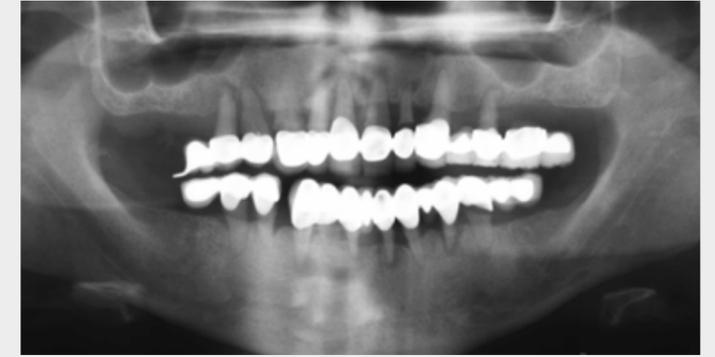
Tek seansta lokal anestezi altında tüm dişler çekilmiş, küretajlar ile kemik mümkün olduğunca implant için hazır hale getirilmiştir.

Yine aynı seansta maksillaya 8 adet, mandibulaya 6 adet Mode Level implantlar yerleştirilmiştir. Operasyon sırasında frezler ile toplanan otojen kemikler ile defektli bölgeler ogmente edilmiştir. Post-operatif radyografik kontrolü yapılmıştır. (Resim 2)

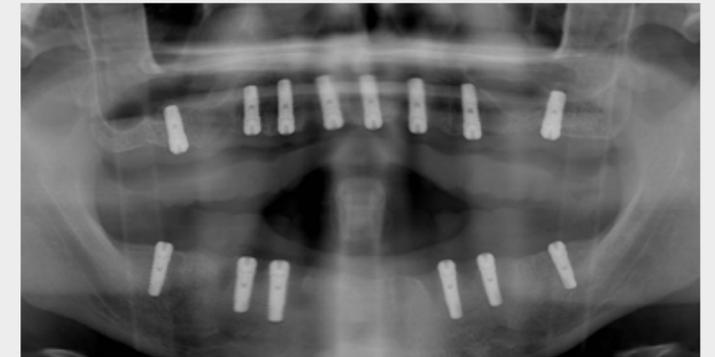
3. ay tamamlandığında yapılan radyografik kontrol ile sabit protezlerin uygulanması aşamasına geçilmiştir. (Resim 3)

Hastamızın periyodik kontrollerinde tüm fonksiyonlarının yerinde, ağız Hijyeninin ise optimuma yakın olduğu tespit edilmiştir.

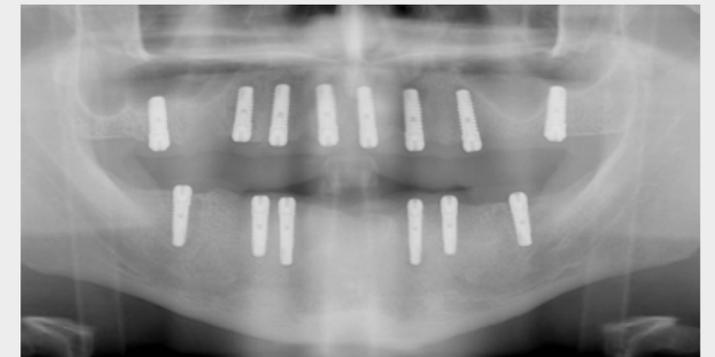
4.yıl kontrolünde alınan radyografide herhangi bir periimplanter bulgu ile karşılaşılmamış, implantlar etrafındaki kemik seviyelerinin kabul edilebilir ölçüde olduğu görülmüştür. (Resim 4)



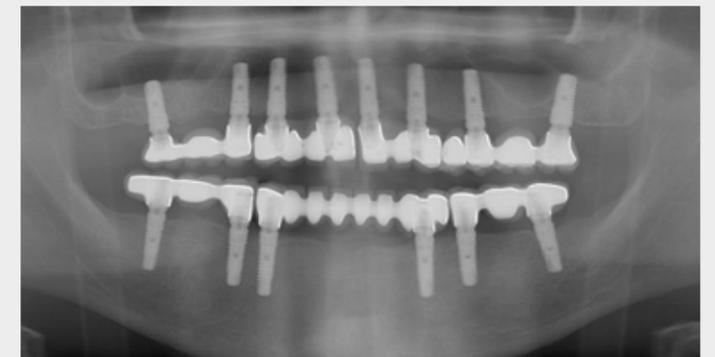
Resim 1



Resim 2



Resim 3



Resim 4

All On Four İmplant Hastalarında Protetik Değerlendirmede Kilit Faktörler

Hasta Hikayesi

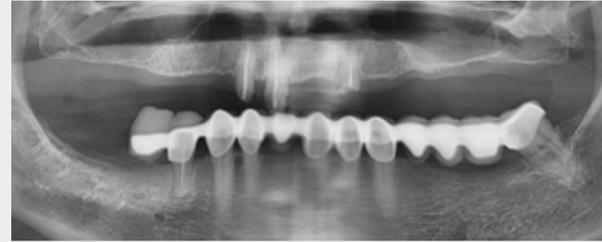
58 yaşında herhangi bir sistemi problemi olmayan, yoğun sigara kullanımı bulunan hastamız, kliniğimize sabit protez talebiyle başvurdu. Kemik augmentasyonu ve zigoma implantı seçeneklerini de kabul etmeyen hastamıza kısa oklüzyon ile üst çenede all-on-4 implant protokolü ile sabit protez planlaması yapıldı. Estetiğin sağlanması amacıyla protezin bitim sınırının dudak altına taşınmasını sağlayacak kemik redüksiyonu sayesinde uyguladığımız hibrit protezin estetik bir sonuca ulaşacağını pre-operatif olarak öngörebilmek, bu tür vakalarda karşılaşılabilecek olan estetik problemlerin önlenmesi amacıyla önemliydi. Hastaya immedat geçici sabit protezler 3 ay kullanıldıktan sonra hibrit protezleri ağıza uygulandı.

Gülme Hattı

Gülme hattı, yüksek orta ve alçak olarak üç sınıfta ele alınır. Tedavi açısından en avantajlı hasta tipi küçük ağızlı, ve uzun üst dudağa sahip hastalarda estetiğin sağlanması daha kolaydır. Problem teşkil edecek hasta profili olarak yüksek gülme hattına sahip olan hastalardır. Bu hastaların protezin bitim sınırının dudak altında kalması için operasyon öncesinde planlanması büyük önem taşır. Yüksek gülüş hattına sahip hastalarda protezin bitim sınırının estetik kayıplara yol açmaması için kemik redüksiyonu ihtiyacının göz önüne alınarak değerlendirilmesi gerekir. Dikkat edilmesi gereken önemli konulardan biri de lokal anestezi yapıldıktan sonra gülme hattının tespiti mümkün olmayacağı için mutlaka pre-op değerlendirme veya yüz fotoğrafları gerekmektedir. (1,2,3)

Dudak Desteği

Kemik rezorbsiyonu üst çenede önden arkaya doğru seyrettiği için genellikle tam dişsiz hastalarda pseudoprogmatizm görülür. Dudak desteği miktarı ile yapılacak olan protezin All on four implant sistemine bağlantı açısı, doğrudan ilişkilidir. Çok fazla dudak desteği gereken bir hastada protezin çıkış profilinin temizlenebilirliğinin sağlanması amacıyla da kemik redüksiyonu yapılması gerekebileceği için hastanın kapanış ilişkilerinin de işlem öncesi değerlendirilmesi, cerrahi operasyona ışık tutacak önemli bir parametredir.(4)



Resim 1 Üst tam dişsizliğe dönecek hastamızın pre-op panoramik röntgen görüntüsü



Resim 2 Üst çenede diş çekimlerini takiben estetiğin sağlanması amacıyla kemik redüksiyonu ve immedat implantasyonun ardından multiunit abutmentler takıldı.



Resim 4 Multi-unit iyileşme başlıkları ile daimi protez öncesi görünüm.



Resim 5 Hastanın all on Four implant yapmadan önceki hali

Parafonksiyon

Diş sıkma veya gıcırdatma alışkanlığı olan hastalarda oklüzal yükün artması ve horizontal doğrultuda gelen fazla kuvvetle, implant kemik birleşiminde aşırı gerilmelere sebep olur. İmmedat yükleme yapılan hastalarda geçici abutmentin protez vidasındaki gevşeme veya multiunit abutment bağlantılarındaki gevşemeler, bu tarz bir parafonksiyonun erken dönemde habercisi olabilir. Geçici protezde düşük tüberkül açları, dar oklüzal tablalar ve olabildiğince çok ve



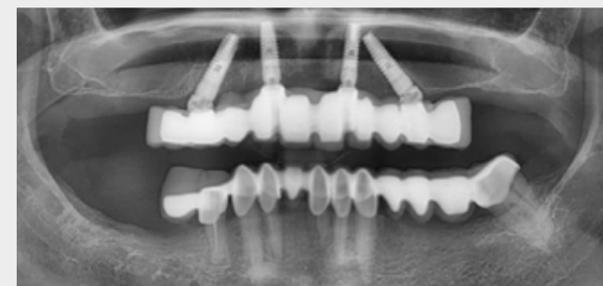
Resim 7-8 Oklüzal vidalı metal seramik protezin ağız içi görüntüsü



Resim 3 Ameliyat esnasında takılan açık kaşık multiunit ölçü postları ile geçici protez için ölçü alındı.



Resim 6 All on four implantlardan yapıldıktan sonra hastaya hibrit protezin takılması



Resim 9 Hastanın postop panoramik röntgeni

simetrik temaslar hedeflenmeli, distal cantileverdan kaçınılmalıdır. Protez kırığı, dişlerde atma gibi ön bulguların görülmesi halinde immedat yükleme protokolünden vazgeçilerek implant kayıplarını önlemek amacıyla klasik bekleme protokolüne geçilebilir. (6,7) Daimi protezlerin uygulandığı vakalarda sert gece plağı ile koruyucu davranılması önerilmektedir.

Hasta Beklentileri

Gerçekçi olmayan hasta beklentilerini ortadan kaldırmak gerekir.

- Distal cantilever uzunluğu sağlam kemiğe sahip bireylerde 10-12 mm'i geçmemelidir. Yumuşak kemik kalitesine sahip bireylerde 6-8 mm cantilever yeterli görülmektedir.(5) Dolayısıyla genelde birinci büyükazı dişlerde biten bir protez uygulandığı için hastaların diş sayısı konusunda bilgilendirilmesi gerekmektedir. Geçici protezin 1. premolar seviyesinde biteceği belirtilmelidir.

- All-on-four protezlerinde doku ile protez arasında bir geçiş hattının olacağı ve bu hattın temizlenebilirliğinin sağlanması amacıyla (ağız duşu, diş ipleri,vb..) hafif bir aralık bırakılacağı, kişinin bu açıklığı temizlediği sürece sorun yaşanmayacağı konusunda bilgi verilmeli ve oral hijyen motivasyonu sağlanmalıdır.

-Maliyet-fayda dengesi ve oklüzal kuvvetlerin derecesini ön görerek kullanılacak protezin materyali seçilmeli ve hastaya kullanılacak materyal alternatifleri anlatılmamalıdır. (Bruksizm hastasında akrilik dişlerin seçimi gibi)

- Doğal dişlerde brüksizm alışkanlığı işareti olan bireylerde immedat yükleme sözü verilmemelidir. İmmedat yüklemeye kayıplar çoğunlukla, normal sentrik oklüzyondaki kuvvetlerden dolayı değil, parafonksiyonel hareketler neticesinde olur.

- İmmedat yüklenen protezle yumuşak beslenilmesi önerilmektedir.

MSc. Dt. Gökhan Tunalıgil

Referanslar

1. Van der Geld P, Oosterveld P, Kuijpers-Jagtman AM. Age-related changes of the dental aesthetic zone at rest and during spontaneous smiling and speech. Eur J Orthod. 2008 Aug;30(4):366-73.
2. Neves F et al. Analysis of influence of lip line and lip support in esthetics and selection of maxillary implant-supported prosthesis design. J Prosth Dent 2004; 91 : 286-288
3. Miron H, Calderon S, Allon D. Upper lip changes and gingival exposure on smiling: vertical dimension analysis. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2012 Jan;141(1):87-93
4. Neves FD1, Mendonça G, Fernandes Neto AJ. Analysis of influence of lip line and lip support in esthetics and selection of maxillary implant-supported prosthesis design. J Prosth Dent. 2004 Mar;91(3):286-8.
5. Bo Rangert, et al. All-on-4® Immediate-Function Concept with Brånemark System Implants for Completely Edentulous Maxillae: A 1-Year Retrospective Clinical Study. Clinical Implant Dentistry and Related Research. 2005;7(1):S88-94.
6. Sheridan RA1, Decker AM, Plonka AB, Wang HL. The Role of Occlusion in Implant Therapy: A Comprehensive Updated Review. Implant Dent. 2016 Dec;25(6):829-838.
7. Khorshid HE1, Hamed HA, Aziz EA. Complications, risk factors, and failures of immediate functional loading of implants placed in the completely edentulous maxillae: a report of 3 consecutive cases. Implant Dent. 2014 Apr;23(2):125-31.

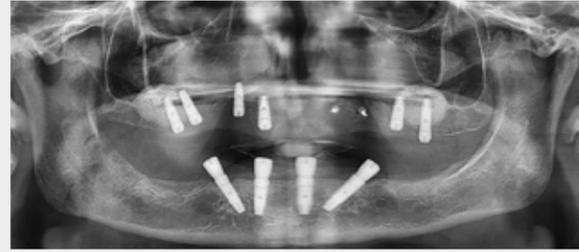
Başarısız İmplant Tedavisinin Revizyonu amacıyla Bilateral Sinüs Lifting, Otojen Kemik Greftlemesi ve İmplant Uygulaması

Kemik augmentasyonu prosedürlerinde altın standart olarak bilinen otojen kemik greftleri, alloplastik veya allojenik materyallerin yetersiz kalabileceği vakalarda osteoindüksiyon ve osteogenesis özellikleri sayesinde üstün rejeneratif sonuçlar sunmaktadır (1,2). Donör saha olarak kullanılan bölgelerden en sık ve minimal invaziv çalışılan sahalardan biri ramus bölgesi olup, ekstraoral donör sahalara göre düşük morbidite, yüksek hasta konforu ve Khoury tekniği olarak bilinen greftin kortikal tabakalara bölünerek uygulamaya izin verebilmesi gibi avantajları sayesinde, eksternal oblik sırt bölgesinden alınan mandibular otojen kemik greftleri, günümüzde alveolar augmentasyon için en başarılı ve sık kullanılan materyaller arasındadır. (3,4)

Olgu sunumu: 65 yaşında sistemik problemi bulunmayan hasta, diş merkezde yapılan dental implantlar çevresinde dişeti iltihabı ve şiddetli periimplant inflamasyon ile kliniğimize başvurdu. Alınan CBCT incelemesinde bukkal bölgede şiddetli kemik kayıpları görülen hastada yanlış konumlandırılmış olan implantların sökülmesi, horizontal blok kemik grefti uygulaması, bilateral sinüs lifting ve alt çenede all-on-four implant sistemi planlandı.



Resim 1 Pre-operatif panoramik röntgen görüntüsünde alt dişlerin çevresinde şiddetli periodontal yıkım görülen hastanın ağız içi muayenesinde posterior mandibular bölgede bıçak sırtı şeklinde alveolar kret gözlemlendi.



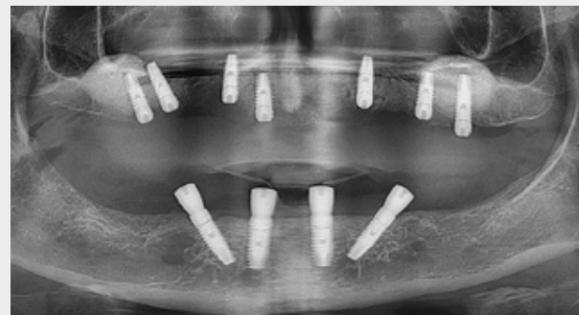
Resim 2 Üst çenede standart implant tedavisi, bilateral açık sinüs lifting, otojen blok kemik grefti uygulaması ile alt çenede all-on-four uygulaması yapıldı. Hastada immedat yüklenme protokolü uygulanmadı ve alt çene iyileşme başlıklarını takılarak bitirildi. Üst çenede greftleme yapıldığı için her iki çenede de immedat yüklenme yapılmadı.



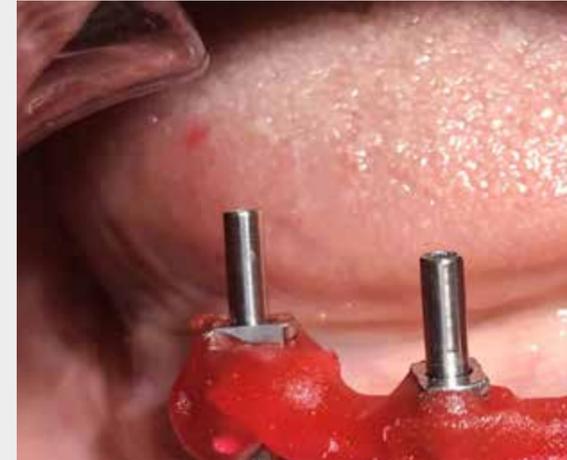
Resim 3 Ramus bölgesinden alınan otojen kemik grefti uygulaması ile kanin diş bölgesinde implant altyapısı hazırlandı ve doku genilimsiz bir şekilde primer olarak suture edildi.



Resim 4 Dördüncü ay sonunda otojen kemik grefti yapılan bölge açılarak fiksasyon vidaları söküldü ve oluşan yeni kemiğe implant uygulaması yapıldı. Greftin periferindeki rezorbsiyona rağmen bukkolingual doğrultuda implantın tamamen kemik içinde kalması sağlandı.



Resim 5 Son implant yapıldıktan 3 ay sonraki post-operatif panoramik röntgen görüntüsü. Toplam 7 aylık bekleme periyodunun ardından üst çenede iyileşme başlıklarını, alt çenede multi-unit abutmentler takılarak protetik aşamaya geçildi. Üst çenede metal-seramik köprü, alt çenede ise akrilik all-on-four hibrit protez planlaması yapıldı. Protetik aşamada ölçü alınırken her iki çenede de açık kaşık ölçü sistemi pattern rezin uygulaması ve polieter ölçü maddesi kullanılarak ölçünün hatasız bir şekilde laboratuvara iletilmesi sağlandı.



Resim 6 Multiunit abutmentlar üzerine açık kaşık ölçü postlarının takılması ve ölçü postlarının pattern rezin ile birbirlerine sabitlenmesi. Pattern rezin, implant arası bölgelerden kesildikten sonra tekrar birleştirilerek pattern rezindeki büzülmeye bağlı sorunların elimine edilmesi amaçlandı.



Resim 7 All-on-four sistemi için protezin içinde kalacak olan barın pasif adaptasyonu ağızda prova edildi. Barın distal cantilever uzunluklarının 10 mm'yi geçmemesi için laboratuvar bilgilendirildi.



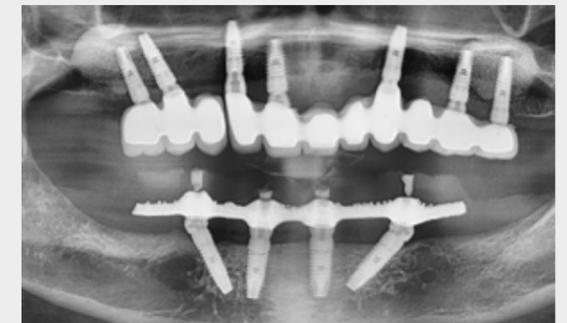
Resim 8 All-on-four protezinin ağızda uygulanması. Protetik vidalar ve açılı multiunit abutmentlar 15 N/cm2, düz multiunit abutmentlar 25 N/cm2 tork kuvveti ile sıkıştırıldı. Protez vida delikleri teflon bant ve kompozit dolgu ile kapatıldı.



Resim 9 Üst çenede abutmentlar takıldı ve 25 N/cm2 tork kuvveti ile sıkıştırıldı.



Resim 10 Protezler takıldıktan sonraki görünüm



Resim 11 Hastanın 1 yıl sonraki kontrol seansında çekilen panoramik röntgen görüntüsünde kemik kaybı gözlemlenmedi.

Dr. Dt. Kerem Turgut Atasoy
Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Uzmanı

Referanslar

1. Khoury F. Augmentation of the sinus floor with mandibular bone block and simultaneous implantation: a 6-year clinical investigation. Int. J Oral Maxillofacial Implants: 1999;14:557-64
2. Khoury F, Buchmann R. Surgical therapy of peri-implant disease: a 3-year follow-up study of cases treated with 3 different techniques of bone regeneration. J Periodontol. 2001 Nov;72(11):1498-508.
3. Hirsch, J. M. and Ericsson, I. (1991) Maxillary sinus augmentation using mandibular bone grafts and simultaneous installation of implants. A surgical technique. Clinical Oral Implants Research, 2: 91-96.

Dijital Yöntemle Vida Tutuculu Kron

45 Yaşında erkek hasta 36 numaralı diş eksikliği için kliniğimize başvurdu. Yapılan klinik ve radyografik muayene sonucu implant tedavisine karar verildi ve hastanın eksik diş bölgesine 4.7mm çapında Mode Rapid implant yerleştirildi.

Osseointegrasyonu takiben 3 ay sonra protetik tedavisinde, dijital yöntemlerle vidalı bir kron yapılmasına karar verildi (Resim 1,2).

Mode scan post ve scan body ölçü için ağıza yerleştirildi (Resim 3) ve Sirona Cerec AC Omnicam ağız içi kamerası ile dijital ölçüsü alındı (Resim 4).



Resim 1



Resim 2



Resim 3



Resim 4

Scan post ve üzerine yerleşen scan body'nin bu aşamada rehber çizgilerinin aynı hizada olmasına dikkat edildi (Resim 5).

Dijital ölçüyü takiben yapılacak restorasyonun tasarımı Dentsply-Sirona inLab yazılımı kullanılarak tamamlandı (Resim 6, 7).

Tamamlanan tasarımda yazılım vida giriş yolunu otomatik olarak tasarıma aktardı ve kazımaya hazır hale getirdi (Resim 8).

Kron IPS e.max CAD lityum disilikat blok kullanılarak Sirona CEREC MC XL kazıma cihazında işlendi (Resim 9).

İşlenmiş ve cilası yapılmış kron Ivoclar Multilink Hybrid Abutment rezin siman kullanılarak ti-base abutment laboratuvar ortamında simante edildi.

Artık siman temizlendi ve siman aralığı bölgesi cilalanarak pürüzsüz bir geçiş olması sağlandı (Resim 10,11).

Bitmiş kron tek parça halinde hasta ağızına yerleştirildi ve abutment vidası 25N/cm2 tork değeri ile sıkıştırıldı (Resim 12).

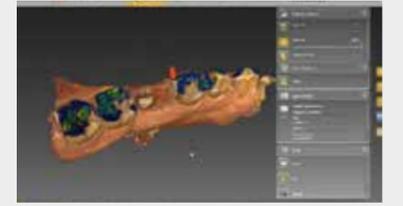
Ağız içerisine açılan vida boşluğu teflon bant ile doldurulup üzeri kompozit dolgu malzemesi ile kapatıldı (Resim 13).

Sentrik ve eksentrik hareketlerde oklüzyonu tekrar kontrol edildikten sonra protez hastaya teslim edildi (Resim 14, 15).

Son yıllarda ülkemizde ve dünyada diş hekimliğinde dijital yöntemlerin kullanımı belirgin düzeyde artmıştır. Mevcut teknoloji ile aynı gün içerisinde hastadan dijital ölçü alıp bilgisayar destekli tasarım/bilgisayar destekli üretim kullanarak restorasyonlar teslim edilebilmektedir. Gerek ağız içi kamera ile ölçü alınarak, gerekse geleneksel yöntemlerle ölçü alınıp alçı modelin taranmasıyla dijital iş akışı sağlanabilmektedir. Bu yöntemler sayesinde hem zamandan kazanılmakta hem de daha net ölçüler almak, daha uyumlu protezler üretebilmek mümkün olmaktadır. Bu olgu sunumunda implant üzeri bir üye vida tutuculu kronun dijital yöntemlerle üretimi anlatılmaktadır.



Resim 5



Resim 6



Resim 7



Resim 8



Resim 9



Resim 10



Resim 11



Resim 12



Resim 13



Resim 14



Resim 15

İleri Düzey Periodontal Yıkım Bulunan Hastanın All-On-4 Konsepti ile Sabit Protezlerin Uygulanması

Hastanın Hikayesi

Yaygın agresif periodontitis ve yetersiz Oral hijyene sahip 46 yaşındaki kadın hastanın panoramik röntgen değerlendirilmesi ve ağız içi muayenesi neticesinde 6 milimetre ve üzeri inflamasyonlu periodontal cepler teşhis edildi. Hastada yoğun sigara kullanımı (günde 1,5 paket), oral hijyene yönelik motivasyon eksikliği ve mevcut periodontal hastalığa bağlı şiddetli kemik kayıpları gözlemlendi. Bu doğrultuda her iki çenede de dişlerin çekimi ve All-on-four implant protokolü ile immedat yükleme planlandı. Vakada protezin bitim sınırının dudak altında konumlanması ihtiyacı olmadığı için kemik redüksiyonu yapılmadı. Alt ve üst çenede immedat sabit geçici protezler ile yükleme yapıldı ve 3 aylık bir iyileşme sürecinin ardından daimi protezler uygulandı. Hastanın her iki çenede de porselen restorasyonları olduğu için tedavi sonucunda gece plakları ile dişlerin brüksizme bağlı fraktürlerinin önlenmesi amaçlandı. Tedavi sonucunda hasta sigarayı bıraktı ve oral hijyen motivasyonunu geri kazandı.

All-On-Four Sisteminde Cerrahi Uygulamada Dikkat Edilmesi Gerekenler

Kemik kalitesi düşük hastalarda burun tabanı, sinüs lateral duvarı gibi noktalardan kortikal destek alabilmek için mümkün olan en uzun implantlar kullanılmalıdır.

İmplantlarda 35Ncm primer stabilite hedeflenmelidir.

Bu tork değerlerine ulaşamadıysa immedat yüklemekten kaçınılmalıdır.

Dişsiz maksillada kaninler arası bölgede en az 5mm genişlik ve 10mm uzunlukta kemik bulunmalıdır.

Dişsiz mandibulada mental foramenler arası en az 5mm genişlik ve 8 mm kemik bulunmalıdır.

Çekimler yapıldıysa soketlerde residüel lezyonlar bırakılmamalı, iyi küretaj yapılmalıdır.

Cantilever miktarını minimize edebilmek amacıyla 45 derece açıya kadar distal implantlar açılmalıdır.

Önce distal implantlar yerleştirilmeli, sonra anterior implantlar yerleştirilmelidir.

Posteriordaki açılı implantların vida delikleri, 1. Molar, 2. Premolar veya 1. Premoların oklüzalinden çikmalıdır.



Resim 1 İşlem öncesi çekilen panoramik röntgen



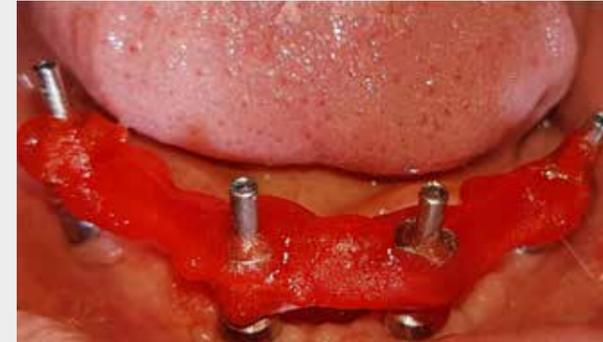
Resim 2-3 Her iki çenesine de çekimlerle eş zamanlı all-on-4 implant protokolü uygulanan hastamızın multiunit iyileşme başlıkları takılı görüntüsü



Resim 4 Cad-cam immedat geçiciler



Resim 5 Multiunit açık kaşık ölçü postları ile 3. ayda daimi ölçü alındı.



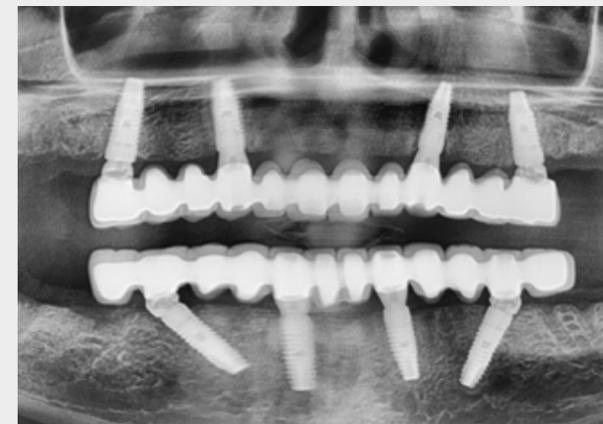
Resim 6 Ölçüler alınırken ölçü postları pattern rezin ile sabitlenerek protezin pasif uyumu hedeflendi.



Resim 7 Oklüzal vidalı döküm altyapı provasında pasif uyum, her vida için tek tek kontrol edildi.



Resim 8-9 Oklüzal vidalı protezlerin dişeti uyumları ve temizlenebilirlikleri kontrol edildikten sonra ağza uygulandı.



Resim 10 Postop kontrol radyografisi

All-on-four implant sistemi; Atrofik maksilla ve mandibulada ileri düzey kemik greftleme işlemlerindeki hasta morbiditesi, tedavi maliyetleri ve bu tedavilerin olası komplikasyonlarından kaçınmak amacıyla üretilmiş bir tedavi protokolüdür. (1)

Sistem, tam dişsizlikte dört implant ile maksilla ve mandibulada çenelerin ön bölgelerinden destek alınarak posterior dişlere uzanabilen sabit bir protezin immedat olarak yüklenebilmesine imkan tanır. Öndeki iki implant aksiyal olarak yerleştirilirken, arkadaki iki implant 17 ile 45° arasında değişen açılarla distale açıldırıldığı, bu sayede cantilever uzunluğu azaltılarak toplamda tek çenede 12 dişin yerleştirilebildiği ve böylece çiğneme etkinliğinin arttırıldığı bir protez uygulanmış olur. (2,3)

Bu tedavi protokolü, literatürde kısa ve orta dönem yüksek başarı oranlarına sahip olması ve hastalar açısından hızlı ve etkin bir çözüm sunabilmesi gibi nedenlerle günümüzde kullanımı giderek yaygınlaşan bir yöntemdir. (4)



Dr. Dt. Kerem Turgut Atasoy
Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Uzmanı

Referanslar

1. Malo P, Rangert B, Dvrsater L. Immediate function of Branemark implants in the esthetic zone: a retrospective clinical study with 6 months to 4 years of follow-up. Clin Implant Dent Relat Res. 2000;2:138-46.
2. Malo P, Rangert B, Nobre M. "All-on-Four" immediate-function concept with Branemark System implants for completely edentulous mandibles: a retrospective clinical study. Clin Implant Dent Relat Res. 2003;5:2-9.
3. Malo P, Friberg B, Polizzi G, Gualini F, Vighagen T, Rangert B. Immediate and early function of Branemark System implants placed in the esthetic zone: a 1-year prospective clinical multicenter study. Clin Implant Dent Relat Res. 2003;5:37-46
4. Patzelt SB, Bahat O, Reynolds MA, Strub JR. The all-on-four treatment concept: a systematic review. Clin Implant Dent Relat Res. 2014;16:836-55.

Konjenital Premolar Eksikliğinde, İmplant Yerleşimi ile Aynı Anda Yönlendirilmiş Kemik Rejenerasyonu: Olgu Sunumu

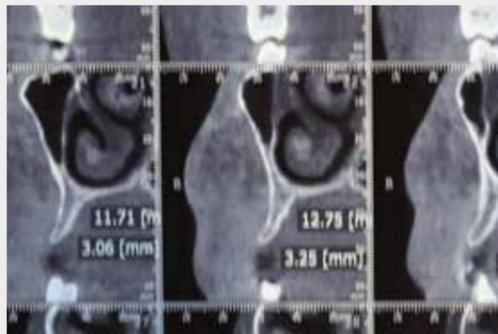
4 Yıllık Vaka Takibi

Olgu Hikayesi:

42 yaşında sistemik rahatsızlığı olmayan hastanın, diş eksikliğinin giderilmesi amacıyla tedavisine başlandı. Günde 5-10 adet sigara kullanan hastaya başlangıç periodontal tedavi uygulandıktan sonra implant rehabilitasyonuna başlandı. Klinik ve dental volümetrik tomografi yardımıyla yapılan muayenede implant yerleşimi, aynı anda da allojen ve otojen greft ile yönlendirilmiş kemik rejenerasyonuna karar verildi. (Resim 1,2)

Midkrestal ve vertikal insizyonlar ile flep elevasyonu yapıldı. (Resim 3,4) İmplant yuvası açılmaya başlandı ve bu sırada vestibül kemikte beklenen fenestrasyon gerçekleşti. 3.3mm çapında, 13mm boyunda bir implant 35Ncm tork ile yerleştirildi ve vestibül kemikte yaklaşık 3mm çapında bir fenestrasyon oluştu. (Resim 4) Bu fenestrasyon allojen ve otojen greft karışımı ile ogmente edildi. Bu karışımın üzerine kollajen membran örtülüp, pinlerle sabitlendi. (Resim 5) Basit dikişler ile flep yerine dikildi. (Resim 6) Kısa dönemde herhangi bir komplikasyon gelişmedi ve 10 gün sonra dikişler alındı.

3 ay kadar osseointegrasyon süreci beklendi. Sorunsuz geçen süreç sonunda iyileşme başlığı takıldı. (Resim 7) Sonrasında simante metal porselen kuron hastaya teslim edildi. (Resim 8) Kontrol radyografisinde abutment kuron ilişkisinin sağlıklı olduğu ve krestal kemikte herhangi bir rezorbsiyon oluşmadığı gözlemlendi. (Resim 9)



Resim 1 DVT ile radyografi inceleme.



Resim 2 Pre-Op ilini muayene.



Resim 3 Flebin açılması



Resim 4 İmplantın yerleştirilmesi.



Resim 5 Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu uygulanması.



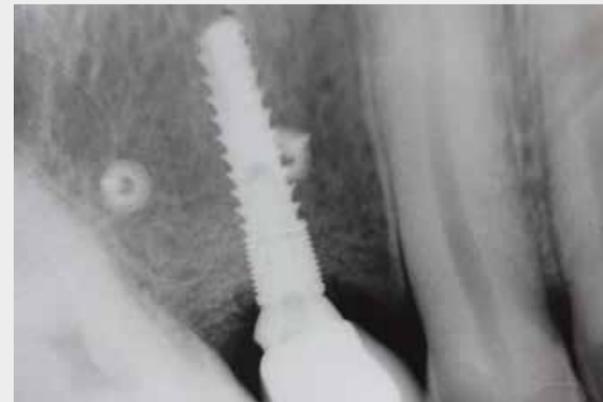
Resim 6 Flebin yerine dikişli.



Resim 7 Osseointegrasyon süreci sonunda dişet şekillendiricinin takılması.



Resim 8 Protezin hastaya teslimi.



Resim 9 Protez bitiminde 4 yıllık kontrol radyografisi.

Tartışma:

Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu oldukça iyi dokümanite edilmiş ve kendi sınırları içerisinde öngörülebilir sonuçları olan bariyer membran kullanıldığı ve kullanılmadığı, kemik yerine geçen malzemelerin de kullanıldığı ogmentasyon tipidir (1). Yönlendirilmiş kemik rejenerasyonunda başarılı olabilmek için 4 faktör sağlanmalıdır: epitel ve bağ dokusu göçünü engellemek, yer tutucu görevi gören bir materyal kullanmak, fibrin pıhtısının stabilizasyonu ve primer yara kapanmasıdır (2). Vakada literatüre uygun olarak bu 4 prensibin sağlanması için çalışılmıştır.

Kemik rejenerasyonu için 3 farklı mekanizma rol oynar: osteogenez, osteoindüksiyon ve osteokondüksiyon. Birçok greft materyalinin bu üç özelliği değişik oranlarda bulunduğu bilinmektedir. Otojen greftler osteogenez, osteoindüksiyon ve osteokondüksiyon özelliklerinin 3üne birden sahipken, allogreft ve xenogreftler osteoindüksiyon ve osteokondüksiyon, alloplastik materyaller ise osteokondüksiyon yeteneklerine sahiptir. Vakada otojen greftin tüm 3 özelliğinden yararlanılırken, allojenik greftin osteokondüksiyon özelliğinden faydalanılmıştır.

Doğru bir yönlendirilmiş kemik rejenerasyonu için bariyer membran kullanılmıştır. Bunun için de kollajen esaslı bir materyal tercih edilmiştir. İmplant çevresindeki ogmentasyonlarda membran kullanılması literatürde iyi tanımlanmış ve kollajen membranın da rezorbe olmayan membranlara karşı uygulama kolaylığı açısından da avantajı olduğu bildirilmiştir (3). Ayrıca kollajen membranın da sabitlenmesinin faydası olabileceği belirtilmiştir (3).



Dr. Volkan Arıcı
Oral İmplantolog

Referanslar

- 1-Dahlin C, Linde A, Gottlow J, et al. Healing of bone defects by guided tissue regeneration. Plastic Reconstruct Surg. 1988;81: 672-6.
- 2-Wang HL, Boyapati L. "PASS" principles for predictable bone regeneration. Implant Dent. 2006;15:8-17.
- 3- Owens KW, Yukna RA. Collagen membrane resorption in dogs a comparative study. Implant Dent. 2001;10:49-58.

Otojen Kemik Uygulamaları - 1



Resim 1 Sol alt 6 numaralı panoramik görüntü ve bifurkasyon defekti



Resim 2 Ağız içi görüntüsü



Resim 3 Diş çekim sonrası ağız içi görüntüsü



Resim 4 Düşük devir (150) ile serumsuz hazırlanan implant yatağı sırasında toplanan frezin üzerinde otojen kemik



Resim 5 İmmediat yerleştirilen Mode Rapid implant



Resim 6 Frezleme sırasında toplanan otojen kemik



Resim 7 Çekim soketi ile implant arasına toplanan otojen kemiğin yerleştirilmesi

İmmediat implantasyon diş hekimliğinde geleceği olarak ön görülen bir yöntemdir. Fakat her yöntem gibi bu yöntemde sakıncaları bulunmaktadır. Enfeksiyonun varlığı, primer stabilizasyonun zorluğu ve çekim soketi ile implant arasındaki boşluğun doldurulması en önemli problemler olarak görülmektedir. Otojen kemik kullanımı tüm bu sorunların çözümünde en öngörülebilir tedavi olarak karşımıza çıkmaktadır. Bu vakada çekimden sonra ensizyon yapılmadan çekilen 36 numaralı dişin çekim soketine serum kullanmadan düşük devirle implant soketin hazırlanması. Yerleştirilen implanttan sonra soketin otojen kemik ile doldurulması gerekmektedir.

Otojen Kemik Uygulamaları - 2



Resim 1 Sağ alt çene ince kemik kreti



Resim 2 Flep kaldırıldıktan sonraki kemik görüntüsü



Resim 3 Trefan frezle kemik yatağı hazırlanması ve çıkarılan kemik havucu



Resim 4 İmplantların yerleştirilmesi ve 46 bölgesindeki implantik vestibülündeki açıklık



Resim 5 Açıklığın iki mikro vida, kemik havucu ve parçalı kemikli kapatılması

İmplant yerleştirilmesinde implant çevresinde oluşan küçük defeklerin kemik ucu kapatılması günümüzde blok kemiklere göre manipülasyon kolaylığı ve başarı sonuçları nedenleri ile tercih edilen bir yöntemdir. Bu vakada 46 numaralı bölgede yerleştirilen implantın vestibülündeki defekt kemik havucu mikro vidalar ve parçalı kemik ile kapatılmıştır.



Resim 1 Blok kemik çıkarılırken microsaw ile kesilerin yapılması



Resim 2 Oklüzal perfarasyonlar



Resim 3 Blok kemiğin ayrılması



Resim 4 Çıkarılan blok kemik



Resim 5 Flep kaldırıldıktan sonra defekt bölgesinin görüntüsü



Resim 6 Defekt bölgesi ile otojen bloğunun uyumunun kontrolü



Resim 7 Mikro vidalar ile bloğun sabitlenmesi



Resim 8 Sabitlenmiş blok ile kemik arasındaki mesafe



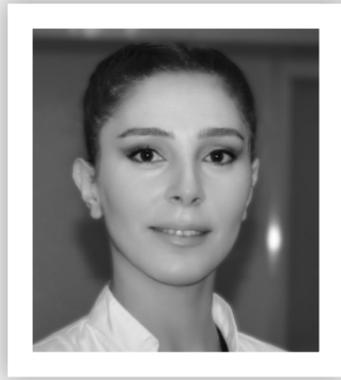
Resim 9 Sabitlenmiş bloğun vestibül görüntüsü



Resim 10 Parçalı kemiklerin yerleştirilmiş hali

Otojen Kemik Uygulamaları - 3

Büyük kemik defektlerinin tedavisinde biyolojik yaklaşımla kemik augmentasyonu en öngörülebilir tedavidir. Bu vakada retromalar bölgeden alınan kemik bloğu inceltirilerek kemik defekti olan bölgeye arada mesafe bırakılarak mikro vidalar ile sabitlenmiş ve aradaki boşluk parçalı otojen kemik ile doldurulmuştur. (Operasyon: Dr. Uğur Meriç, Dr. Ülkem Cural)



Dr. Ülkem Cural

ORAL MAXILLOFACIAL SURGERY DDS, PHD

Otojen Kemik Uygulamaları - 4

22 years old male patient referred to our clinic with fossa canine abscess. After clinic and radiographic examination cystic lesion detected at the right incisor area. Cyst enucleated immediately but unfortunately the related teeth had to be extracted. The pathologic investigation resulted as radicular cyst. After healing prosthetic rehabilitation discussed. The decision was Implant supported fixed prosthesis. but the residual bone was insufficient. The vestibular bone Wall was vanished and there was a dehiscence defect at the palatal Wall. 3D bone augmentation with mandibular ramus bone block graft was planned. 4 months after fist surgery implants were placed. Waited for 3 months for osteointegration and final prosthesis applied.

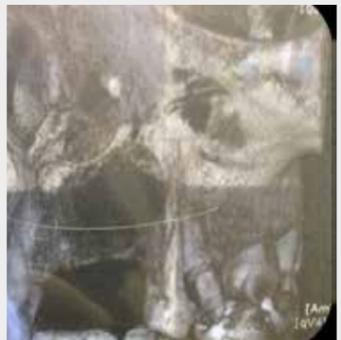


Photo 1: Bone defect after cyst enucleation



Photo 2: Harvesting bone block from ramus of mandibula

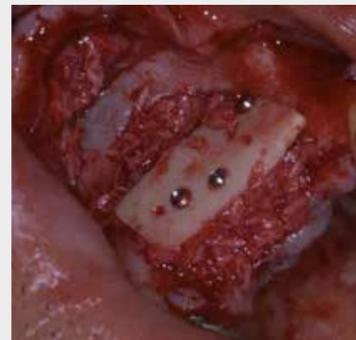


Photo 3: Augmented defect area



Photo 4: Radiography of implants with prosthetic rehabilitation



Photo 5: Final intra oral view



Dr. Uğur Mercan

ORAL AND MAXILOFACIAL SURGEON

PRF Uygulamaları

60 years old male patient was referred to our oral and maxillofacial surgery department about complaining of dental infection in the left posterior region of the maxilla. He was a diabetic patient and his HbA1c level was 11.2 (mmol/mol). Patient was consulted to endocrinology department after the endocrinology treatment HbA1c level were increased and infected teeth were extracted under the prophylaxis antibiotics protocol. After 3 months the patient's HbA1c level was decreased to the 7.1 (mmol/mol) and the implant treatment was decided. We planned to place implant with sinus lift at the same surgery. A-PRF and I-PRF were applied to sinuslift according to the Choukroun protocol. 2 MODE implants (3.7x11.5, 4.7x8mm) were placed to the maxillar left molar area. 6 month later implant crown was placed by prosthodontist. After 2 years followed up, a periapical radiograph was taken to check bone level of implant. According to the clinical and radiographic examination results, there was no bone resorption around MODE dental implants



Figure 1. Intraoral view of pre surgery



Figure 2. Lateral view of teeth absence in posterior maxilla.



Figure 3. Intraoral occlusal view.



Figure 4. Panoramic view of pre surgery



Figure 5. Opened bone window for sinus lift.



Figure 6. Preparation of implant site.



Figure 7. Placed 2 Mode dental implants.



Figure 8. I-PRF was applied to the bone graft



Figure 9. Placed Mode dental implants.



Figure 10. A-PRF and I-PRF were applied to sinuslift area.



Figure 11. Panoramic view of post surgery.

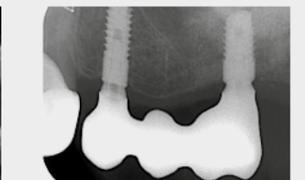


Figure 12. Periapical radiograph view of 2 years followed up.

Hibrit Protez Uygulamaları

Yaygın agresif periodontitis ve dental anomali problemlerine sahip 36 yaşındaki kadın hastanın x-ray incelemesi ve ağız içi muayene sonrası 7mm derinliğe sahip enflamasyonlu periodontal cepler teşhis edildi. Diğer yandan alt ve üst çenelerde ileri derecede kemik kaybı ile birlikte artmış dikey boyut ölçüldü. Hastanın ilerlemiş agresif periodontal hastalığının dişler etrafında sebep olduğu kemik kaybı ve protetik endikasyonlar düşünülerek tüm mevcut dişlerin çekimine karar verildi. Çekimlerden implantasyon aşamasına kadar geçen 3 aylık süreçte hastaya alt-üst total protez kullanıldı. Bu vaka için alt ve üst çeneye toplam sekiz adet implant yerleştirilerek osteointegrasyon süresinin tamamlanması beklendi. Finalde hastanın artmış vertikal yüksekliği, yumuşak doku destek ihtiyacı ve Class III tip kapanışına en iyi cevap verecek restorasyonun implant destekli Hibrit protez olduğuna karar verildi. Hibrit protezlerin yapım aşamalarında en dikkat çekici bölüm detaylı ölçü aşaması ve abutmentler ile Hibrit protez arasındaki pasif uyumdur.



Resim 1 Ağız dışı görüntü ve Class III kapanış



Resim 2 X-Ray görüntüsünde dişler etrafında yaygın kemik kayıpları



Resim 3 İmplantlar yerleştirildikten 3 ay sonra



Resim 4 4 adet multi base abutment alt çeneye en iyi paralel açı tespit edildikten sonra 35 Newton kuvvet ile torklandı.



Resim 5 Birinci aşama ölçü için açık ölçü parçaları



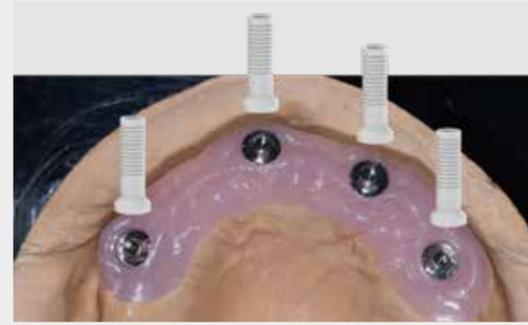
Resim 6 Pattern Rezin Akрил ile laboratuvarında açık ölçü parçaları arasında anahtar hazırlandı. Bu anahtar kesilerek 4 eşit parçaya ayrıldı.



Resim 7 Akрил rezinden yapılan parçalar tek tek abutmentler üzerine vidalandı. Ve kesik kenarlar akışkan rezin materyal ile sabitlendi. Bu şekilde, ölçü bileşenlerinin pasif bağlantıda olduğuna emin olundu.



Resim 8 İkinci aşama ölçü safhası



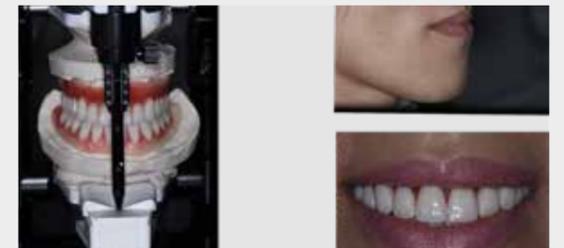
Resim 9 Laboratuvarında Diş teknisyeni metal alt yapı hazırlığı için plastik analoglar kullandı.



Resim 10 Metal alt yapı ve kapanış kaideleri



Resim 11 Metal alt yapı ile multi unit abutmentler arasındaki pasif uyumun kontrolü



Resim 12 Ağız dışı görünüm ve kapanış kontrolü



Resim 13 Alt üst hibrit protezler



Resim 14 Hibrit protezin abutmentler üzerine torklanarak sabitlenmesi



Resim 15 İmplantlar yüklendikten 3 yıl sonra

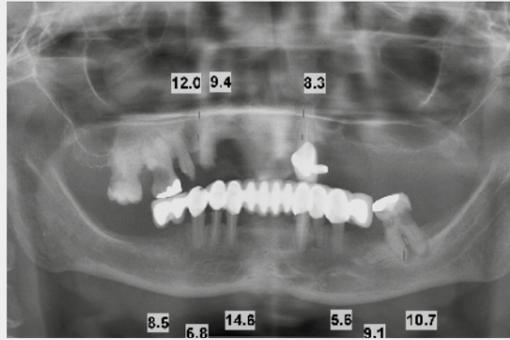


Resim 16 Hibrit protezin ağız içi görünümü

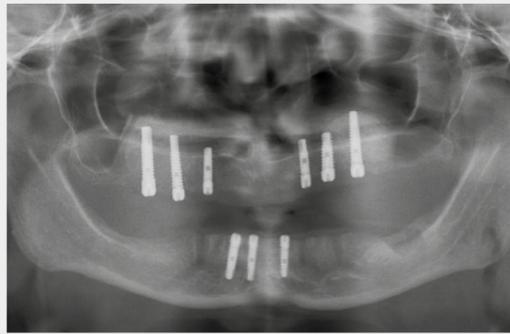


Resim 17 Final görüntüsü

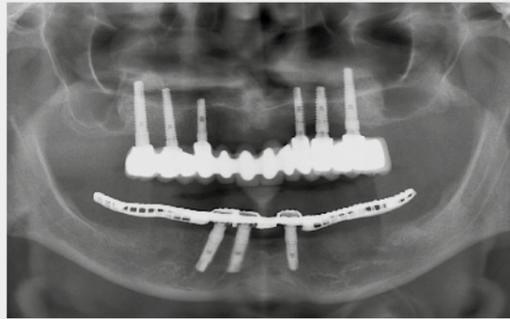
Hibrit protezler, dinamik oklüzal yüklerin yıkıcı etkisini azaltması ve implantlara gelen kuvvetlerin tek bir blok olarak karşılama avantajları ile ön plana çıkmaktadır. Hibrit protezlerin düşük maliyetli üretim kolaylığı diğer tercih nedeni kabul edilebilir. Dikey boyut mesafesinin fazla olduğu, dudaklar ve yumuşak dokular için iyi bir destek ihtiyacının karşılanması yönünden düşünüldüğünde Hibrit protezler tüm bu isteklere tam karşılık verir. Hibrit protezler tüm avantajlarına rağmen kullanılmaya başlandığı ilk günlerde geçici olarak konuşma problemlerine neden olabilir. Bu tip protezleri kullanan hastaların çok iyi ağız bakımına ve düzenli kontrollere ihtiyacı vardır. Etkin ağız bakımı için hastalara ağız duşlarının tavsiye edilmesi oldukça faydalı olacaktır.



Başlangıç Panoramik Radyografisi.



Diş çekimlerinin sonrasında aynı seans çift taraflı açık sinüs lifting ve implant uygulamaları yapılmış.



Yaklaşık 3 yıl sonraki kontrol radyografisi. Herhangi bir kemik kaybı veya komplikasyon izlenmiyor.

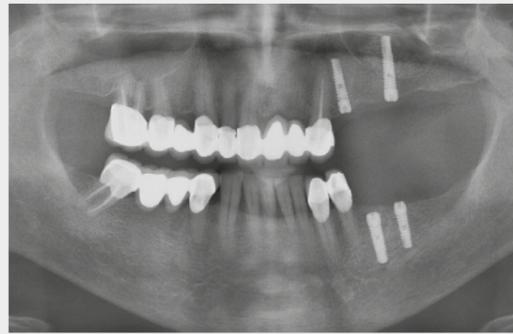
Sinüs Lifting Uygulamaları - 1

Hasta Bilgisi: 55 yaşında, kadın hasta, Sistemik Hastalık yok. Sigara, Alkol kullanmıyor.

Dental Hikayesi: Maksilla sağ posterior bölgede şiddetli ağrı ve dişlerinde sallanma şikayeti ile başvurdu. Hastanın tüm dişlerinin çekimi, sağ ve sol sinüs maksillaya açık sinüs lifting ve ogmentasyonla beraber immedat 6 adet Mode implant uygulaması, mandibulada diş çekimlerini takiben anterior bölgeye 3 adet immedat Mode implant uygulaması yapılmıştır.



Başlangıç Panoramik Radyografisi.



24-26-35-36 implant uygulaması. 35 diş çekimi ve immedat implantasyon, 36 açık sinüs lifting ve ogmentasyon uygulanmış.



2 yıl sonraki kontrol radyografisi. Herhangi bir kemik kaybı veya komplikasyon izlenmiyor.

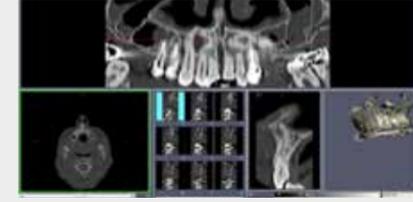
Sinüs Lifting Uygulamaları - 2

Hasta Bilgisi: 65 yaşında, Erkek hasta, Sistemik Hastalık yok. Sigara, Alkol kullanmıyor.

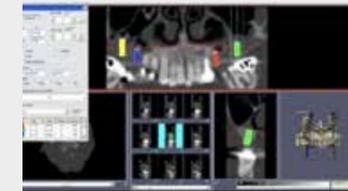
Dental Hikayesi: Mandibula sol posterior bölgede şişlik ve ağrı şikayeti ile başvuran hastaya 35 nolu dişin çekimi, immedat implantasyon ve 36 no'ya yapılacak implant ile köprü uygulandı. Maksilla sol tarafta açık sinüs lifting, ogmentasyon ve aynı anda implant uygulamasını takiben 24-26 arası köprü uygulaması yapıldı.



Maksiller Sinüste çift taraflı çok sayıda septanın izlendiği ve aşırı kemik rezorpsiyonu izlenen hastanın operasyon öncesi radyografik görüntüsü. Konik Işınli Bilgisayarlı Tomografi (KİBT)'de çift taraflı maksiller sinüs septaları, aşırı kemik rezorpsiyonu ve Sinus Membranında kalınlaşmalar görülüyor.



Otojen ve Allojenik Kemik Grefti kullanılarak Bilateral Lateral Yaklaşımı Sinüs Tabanı Yükseltilmesi sonrası radyografik görüntü. Augmentasyon sonrası implant planlaması KİBT ile yapıldı.



Implant yerleştirilmesinden 4 ay sonraki radyografik görüntü



Implant üstü Sabit Protetik Rehabilitasyon sonrası 4. Yıldaki Klinik Görüntü



Sinüs Lifting Uygulamaları - 3

Hasta Bilgisi: 57 yaşında yetersiz Interokluzal mesafe nedeniyle hareketli protez kullanamayan bayan hasta. Endikasyon: Posterior bölgede aşırı rezorpsiyon ve diş eksikliği olan hasta Çözüm: Otojen ve Allojen kemik grefti kullanılarak Bilateral Açık Sinüs tabanı elevasyonu. Bilateral vidalı implant üstü sabit protetik rehabilitasyon. Toplam tedavi süresi: 12 ay



Operasyon öncesi alt çene ve üst çenede orta derecede kemik kaybının görüldüğü Panoramik Radyografi



Üst çenedeki dişlerde ileri derecede atrizyon olan ve çene kemiklerinde orta derecede kemik rezorpsiyonu hastanın klinik görüntüsü.



Alveol Plastiği sırasında toplanan Otojen Kemik Grefti



Implant yerleştirilmesinden 2 yıl sonraki Radyografik Görüntüsü



Protetik Tedavi sonrası Klinik Görüntü

Sinüs Lifting Uygulamaları - 4

Hasta Bilgisi: 58 yaşında erkek hasta, sistemik bir rahatsızlığı yok. Hareketli protezler ile istediği fonksiyon ve estetik kaliteye ulaşamama şikayeti mevcut. Endikasyon: Alt total üst parsiyel Diş Eksikliği. Çözüm: Üst sağ premolar dişler ve 2. Molar dişin çekimi. Aynı seansta otojen kemik kullanılarak çift taraflı maksiller sinüs tabanı yükseltilmesi ve immedat implantların yerleştirilmesi. Üst anterior dişlerin kanal tedavisi ardından sabit protetik veneer kaplanması ve diğer bölgelerin implant üstü sabit protetik tedavisi. Toplam tedavi süresi: 6 ay

Tam Dişsizliğin Dental İmplant Tedavisi ve Sinüs Lifting ile Sabit Protetik Rehabilitasyonu

Mandibulada implant tedavisi ile sabit protetik restorasyon planlamasında, kemik yapısı kompakt olduğu için 6 adet implant çoğunlukla yeterli olmaktadır maksillanın spongios kemik yapısı göz önüne alındığında, implant planlamasında mandibulaya göre daha farklı planlama ve implant konumlandırılması gerektirebilmektedir. Maksillada implant tedavisi ile sabit bir protez uygulamak için yapılacak implant sayısında maksiller ark biçimi önemli rol oynamaktadır. (1,2)

Ovoid Tam Dişsiz Maksilla:

Bu tür ark için önerilen implant sayısı minimum yedi olmalıdır. İmplantların konumları için önerilen bölgeler bir adet santral veya lateral diş bölgesi, bilateral kanin bölgeleri, bilateral ikinci premolar bölgeleri, bilateral birinci molarların distal yansı bölgeleri, bilateral birinci moların distal yansı bölgeleri, bilateral birinci moların distal yansı bölgeleri olmalıdır. Yerleştirilen implantlar üzerine yapılacak protez bir ark olarak işlev görecektir şekilde splinte edilmelidir. Ovoid maksilla durumunda yedi implant planlamasında ağır oklüzal stres belirtileri varsa ek olarak bir anterior implant ve bilateral olarak ikinci molar bölgesine antero posterior mesafeyi artırmak için implant yerleştirilmesi yapılabilir. (3)

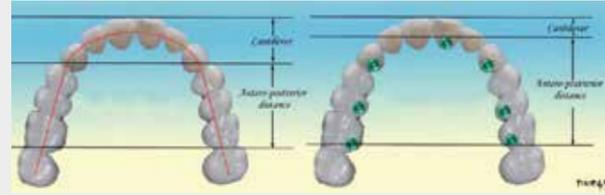
Kare Tam Dişsiz Maksilla:

Böyle dental arka sahip hastalar için en az implant sayısı altı olmalıdır. İmplantların uygulanacağı bölge ise bilateral kanin, bilateral ikinci premolar ve bilateral birinci molar olmalıdır.

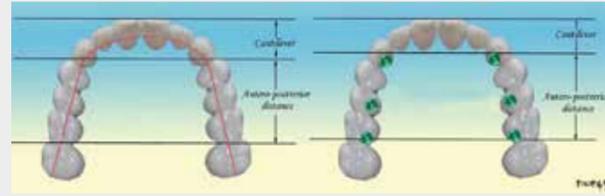
Anteriora Doğru Daralan Tam Dişsiz Maksilla

Maksillada dental ark uca doğru inceliyorsa implant sayısı minimum sekiz olmalıdır. Sekiz implant uygulamasında genellikle ek implantlar premaksillada lateral veya santral dişler bölgesine yerleştirilir.

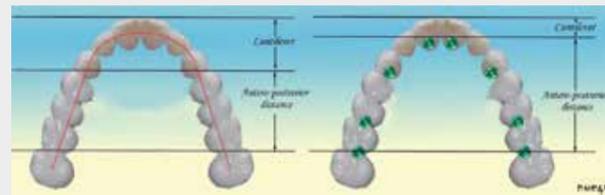
Maksillada kullanılacak implant sayısı maksillanın anatomik şekline ve kemik yoğunluğuna bağlıdır. Gelecek kuvvet faktörleri orta ya da yüksek olmakla birlikte zayıf kemik yapısı varsa yüzey alanı ile antero-posterior mesafeyi artırmak için geniş çaplı ve daha fazla sayıda implant kullanılmalıdır.(4)



Resim 1 Ovoid ark formulu maksillada implant planlaması



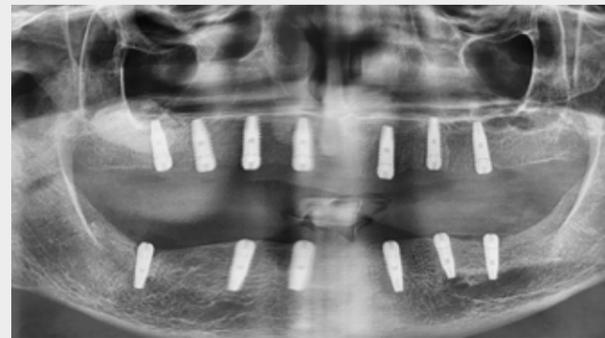
Resim 2 Kare ark formulu maksillada implant planlaması



Resim 3 Anteriora doğru daralan ark formulu maksillada implant planlaması



Resim 4 Pre-operatif panoramik röntgen görüntüsünde kemik desteğini kaybetmiş dişler görülmekte



Resim 5 Diş çekimleri ile immedat implantasyonun aynı seansta uygulandığı hastada üst çenede ovoid formulu ark tipi nedeniyle 7 adet implant ve sağ açığı sinüs lifting, alt çenede ise kortikal kemikten alınan primer stabilite nedeniyle 6 adet implant uygulanmasına karar verildi.



Resim 6 Abutmentlerin simantasyon öncesi ağız içi görüntüsü. Üç aylık osseointegrasyon süreci boyunca herhangi bir geçici protez kullanılmadı ve üç ay sonunda protetik aşamalara geçildi.



Resim 7 Hastanın dişler olmaksızın ve dişlerin takıldığı haliyle dentin prova aşamasındaki ekstra oral görüntüsü. Orta hat, yüksek olmayan gülme hattı gibi parametreler prova aşamasında teyit edildi.



Resim 8 Simantasyon sonrası görünüm

Olgu sunumu

40 yaşında herhangi bir sistemik problemi bulunmayan kadın hasta, sabit protez ve implant uygulaması talebiyle kliniğimize başvurdu. Anamnezinde yoğun sigara kullanımı (günde 2 paket) bulunan hastanın ağız içi muayenesinde kronik periodontitise bağlı yatay ve dikey yönde kemik kayıpları, enfekte periodontal cepler, dişlerde şiddetli mobilite gözlemlendi. Yetersiz oral hijyen nedeniyle mevcut dişlerin çekimine, hastanın oral hijyen konusunda motivasyonunu takiben implant destekli sabit protez uygulanmasına karar verildi.



Resim 9 Hastanın 1 yıllık takip panoramik röntgen görüntüsünde herhangi bir kemik kaybı görülmedi. Hastanın oral hijyen motivasyonu üst düzey bir şekilde tutularak yıllık takiplerle devam edilmesi kararlaştırıldı.



MSc. Dt. Gökhan Tunalgil

Referanslar

- 1) John B Brunski. Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement, Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, Volume 57, Issue 6, 1999, Pages 706-708
- 2) Kim, Y., Oh, T., Misch, C. E. and Wang, H. (2005), Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. Clinical Oral Implants Research, 16: 26-35.
- 3) Misch, C. E. and Degidi, M. (2003), Five-Year Prospective Study of Immediate/Early Loading of Fixed Protheses in Completely Edentulous Jaws with a Bone Quality-Based Implant System. Clinical Implant Dentistry and Related Research, 5: 17-19
- 4) Razavi, R., Zena, R. B., Khan, Z. and Gould, A. R. (1995), Anatomic Site Evaluation of Edentulous Maxillae for Dental Implant Placement. Journal of Prosthodontics, 4: 90-94.

Tüm Yönleriyle İmmediat İmplantasyon ve İmmediat Yükleme

Diş kaybı oldukça yaygın ve çeşitlilik arzeden bir durumdur ve bu sorunun çözümü için daha farklı alternatiflere ihtiyaç duyulmaktadır. Global olarak sağlık sistemleri üzerinde ciddi yük oluşturmakla ve öngörülebilir gelecekte de sorunun bu şekilde devam edeceği düşünülmektedir.

Tarihsel gelişim içerisinde bakıldığında kemik metabolizması değişmemesine rağmen dental implantların yüklemeye geçilmesi için önerilen bekleme süresi, implantların neler yapabildiklerine dair bakış açısı ve teknolojik ilerlemelere paralel olarak azalmaktadır. İmmediat yükleme, konvansiyonel implant uygulaması sonrası dişsiz bekleme süresine çare olacak kuralları değiştiren ve çığır açan bir uygulama olarak görülmektedir.

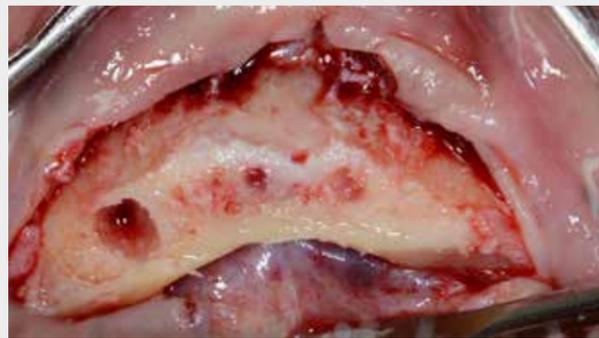
İmmediat implantasyon ve İmmediat yükleme prosedürünü aşağıda eksik diş sayısına göre kategorize edilmiş olgular üzerinden inceleyelim.



Resim 2 İşlem öncesi anterior mandibula CBCT görünümü (pic 2: Case 2 Preop. CBCT image of anterior mandibula)



Resim 3 Diş çekimi sonrası oldukça ince bir alveol kemiği mevcut (pic3: Case 1 After extractions very thin alveolar bone can be seen.)



Resim 4 Kalın bir kemik düzlemi piezosurgery ile oluşturuldu. (pic4: Case 1 A thick bone plane formed with piezosurgery)



Resim 1 İşlem öncesi ağız içi görünüm (pic 1: Case 1 Preop. intraoral photo)



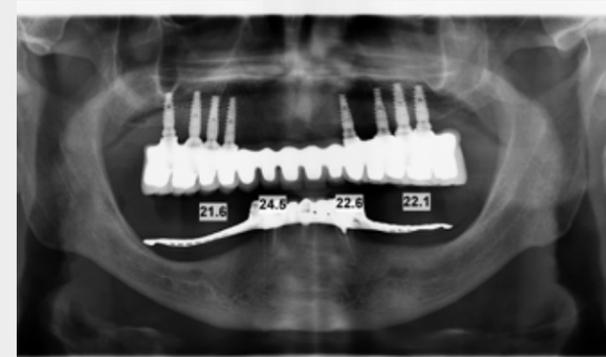
Resim 5 İmplantlar yerleştirildi. (pic 5: Case 1 implants are in place.)



Resim 6 • İmplant destekli immediat geçici protez (Pic 6 : Case 1 Implant retained immedate temporary denture)



Resim 7 : Protezin ağızda görünümü (pic 7: Case 1 Fixed denture in place)



Resim 8 İşlem öncesi OPG (pic 8: Case 1 Preop. OPG)



Resim 9 İşlem sonrası OPG (pic 9: Case 1 postop. OPG after surgery)

Olgu 1 Özet:

Hasta: 68 yaşında erkek hasta kliniğimize bisiklet kazası sonrası çiğneme sırasında ağrı şikayeti ile başvurmuştu.

Zorluk: Travma sonrası alt çenede bulunan 10 yıllık eski protezi destekleyen dişlerde Miller sınıf 3 lüksasyon gözlemlendi (Res.1). Posterior mandibulada ciddi kemik kaybı mevcuttu.

Tedavi: CBCT incelemesi sonrası posterior mandibulada yetersiz kemik hacmi nedeniyle çekim sonrası All on Four tedavisine uygun şekilde İmmediat implantasyon ve İmmediat yükleme planlandı (Res.2).

All on Four konsepti, implant uygulaması ile sabit ve tüm çeneyi kapsayan restorasyonlar yaparak yüksek hasta memnuniyetini amaçlayan, iyi dizayn edilmiş bir uygulamadır. Özellikle pahalı ve uzun süre gerektiren greftleme prosedürlerinin ekarte edilmesi ve immediat yükleme kriterlerini karşılayan hastalara aynı gün operasyon sonrası implantlardan destek alan sabit, akrilik, geçici protezlerinin takılması hasta memnuniyetini artırmaktadır.

Özellikle çeşitli yoğunlukta kemik erimesinden muzdarip hastalara implant uygulamak oldukça sıkıntılı olabilmektedir. Bunun yanında çenenin tümünü restore edecek yeterli sayıda implant uygulamak, birçok hasta için maddi külfet bağlamında tedavinin uygulanamaz hale gelmesine neden olmaktadır. All on Four sistemi bu tür hastalarda dişsizliğe çözüm bulma noktasında iyi bir tedavi seçeneği olabilmektedir.

Çekimler yapıldı ve mukoperiostal flap kaldırıldı (Res.3). Anterior mandibulada bulunan ince kemik kreti implantasyon için daha uygun ve düz bir kemik yüzeyi elde etmek amacıyla piezocerrahi ile kesip çıkarıldı (Res.4). Mode Level İmplantlar 35 N ve üzeri tork değeri ile yerleştirildi (Res.5). Posteriordaki implantların açılı yerleştirilmesi ile kemik implant temas alanının artırılarak az miktardaki kemik hacminde bile iyi bir kemik desteği alınması sağlandı. Bunun yanında implantları açılı yerleştirerek, bu vakada N. Alveolaris inf. gibi hayati yapıların oluşabilecek herhangi bir hasardan korunması ve sonucunda final protezin 12 dişe kadar uzanarak alveol kreti boyunca yük dağılımının daha dengeli gerçekleşmesi sağlandı (Res.6).

Mode Multiunit abutmentlar implantlara sabitlendi(Res.7) ve İmplantlardan elde edilen yüksek tork değeri sayesinde operasyon öncesi hazırlanan total protez hasta başında implantlara adapte edilerek hastanın aynı gün implant ve yükleme uygulamasının avantajlarından faydalanması sağlandı (Res.8 ve 9).

Olgu 2 Özet:

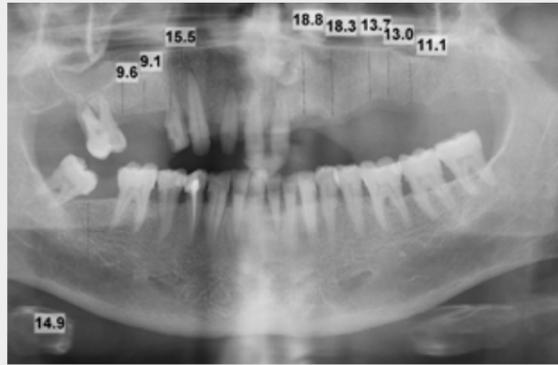
İmmediat implantasyon ve immediat yükleme birçok farklı varyasyonda gerçekleştirilebilir.

Hasta: Üst çenede sallanan dişlerinden ve tutuculuğu bozulan eski protezinden şikayetleri olan 55 yaşında sistemik hastalığı olmayan erkek hasta kliniğimize sabit bir çözüm arayışı ile başvurdu(Res.1).

Zorluk: Yetersiz kemik kalınlığı ve dişlerin etrafında dehisensler.

Tedavi: Panoramik incelemeyi takiben hastaya çekim sonrası immediat implantasyon ve immediat yükleme planlandı(Res.2).

Çekimler yapıldı ve Mode Rapid Implantları 35 N ve üzeri tork değerleriyle yerleştirildi (Res.3). Daha önce hazırlanmış total protez hasta başında adapte edilerek Mode Multiunit abutmentler ile implantlara sabitlendi(Res.4 ve 5).



Resim 2 İşlem öncesi OPG (pic 11: Case 2 Preop. OPG)



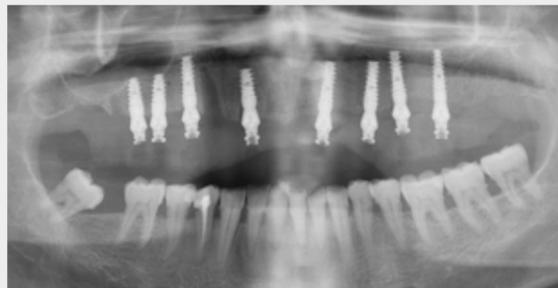
Resim 3 İşlem sonrası ağız içi görünüm (pic 12: Case 2 postop. intraoral view)



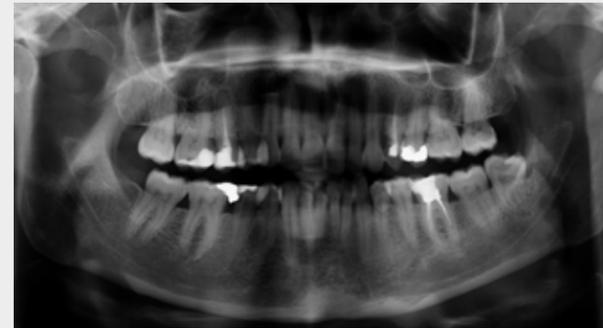
Resim 4 Açık kaşık ölçü yöntemi sonrası işlem öncesi hazırlanan total protez implantlara adapte ediliyor. (pic 13: Case 2. After open tray impression provisional denture adapted to implants)



Resim 1 İşlem öncesi görünüm (pic 10: case 2 Preop. View)



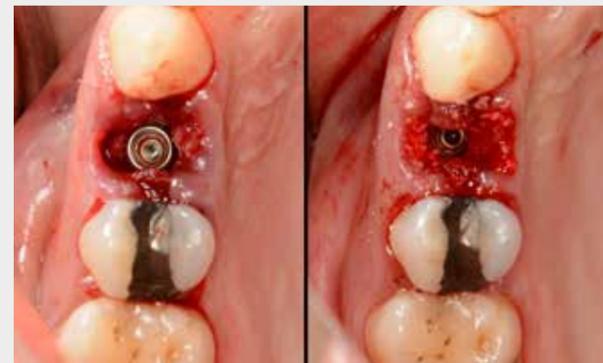
Resim 5 İşlem sonrası OPG (pic 14: Case 2. post op OPG)



Resim 1 İşlem öncesi OPG (Pic15: Case 3 Preop. OPG)



Resim 2 İşlem öncesi ağız içi görünüm (pic 16: Case 3 Preop. intraoral photo)



Resim 3 Diş çekimi sonrası implant yerleştirilmiş ve greftlenmiş. (pic 17 : Case 3 . After extraction dental implant in place and socket grafted.)



Resim 4 Hasta başında hazırlanan geçici vidalı kuron implanta sabitlenmiş. (pic 18 : Case 3 .screw retained immediate provisional crown)

Olgu 3 Özet:

Tek diş kaybı da immediat implantasyon ve immediat yükleme konseptinin temel çalışma alanlarından biridir.

Hasta: 32 yaşındaki bayan hasta kliniğimize 24 nolu dişinde dikey kırık ve estetik kaygılarına uygun bir çözüm arayışı ile başvurdu. Panoramik görüntüleme sonrası hastaya çekim sonrası immediat implantasyon ve immediat yükleme planlandı(Res.1).

Zorluk: Sınırlı kemik yüksekliği, oval formda çekim soketi ve düşük kemik yoğunluğu.

Tedavi: Flep kaldırmadan konservatif bir diş çekimi yapılarak dişeti bütünlüğü korundu(Res.2). Osteotomi sonrası 3.7-13 mm Mode Rapid implant 35 N ve üzeri tork değeri ile çekim soketine yerleştirildi(Res.3). Akışkan kompozit ile hasta başında geçici bir kuron hazırlanarak hem çıkış profilinin korunması hem de greftlenen alanın izole edilmesi sağlandı(Res.4 ve 5).

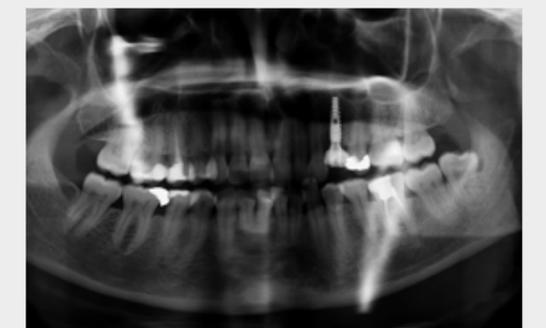
Sonuç:

Dental implant tedavisi süresince hastaların fonksiyon ve estetiğinin devamının sağlanması uygun vakalarda immediat implantasyon ve immediat yükleme yapılarak gerçekleştirilebilir. İmmediat implantasyon ve immediat yükleme kriterlerine uyan hastalarda bu prosedür uygulanarak pahalı ve uzun zaman alan greftleme prosedürlerine gerek kalmadan hastalara implant destekli sabit restorasyonlar uygulanabilir. Mode Implant Sistemleri özel dizaynı, teknolojisi ve diş hekimlerinin işini kolaylaştıran geniş protetik parça gamı sayesinde en zor vakalarda bile başarılı ve güvenilir çözümler sunmaktadır.

Yrd. Doç. Dr.

M. Sabri Şencan

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Uzmanı



Resim 5 İşlem sonrası OPG (pic 19: Case 3. post op OPG)

Genel Kurallar

1. Gönderilecek yazılar başvuru yazısı ile birlikte info@miacademy.com.tr adresine e-posta ile gönderilir. İnternet üzerinden gönderilecek dosyanın "we-transfer" ya da başka bir transfer programı ile gönderilmesi gerekmektedir.
2. Başvuru yazısı, çalışmaya katılanların açık ad ve soyadları, akademik unvanları ve bağlı buldukları kurumun adını içermeli; gerekli yazışmalar için adres, telefon ve e-posta adresi bildirilmelidir. Başvuru yazısında, bütün yazarların imzası bulunmalıdır. Yazarların (en azından makaleyi gönderen yazarın) ORCID numaraları bulunmalıdır. ORCID numarası orcid.org sitesinden alınabilir.
3. Yayınlanması istenen yazının, daha önce hiçbir dergide yayınlanmamış olması gerekmektedir. Maksimum benzerlik oranı %25 olarak kabul edilir.
4. Yayınlanacak yazılar, MIA koordinatörü ve Bilimsel Komite Başkanı tarafından uygun görülmelidir. Yazının, yayın için, değerlendirilmesinin sonucunu bildiren bir belge, yazışma adresine gönderilir.

Dil ve Şekil

1. Yazılar, Türk Dil Kurumu'nun yayını olan Türkçe Sözlük ve Yeni Yazım Kılavuzu'na uygun olmalıdır.
2. Metinler için Microsoft Word programı kullanılmalı ve 12 punto, Times New Roman fontu seçilmeli, 1.5 satır aralığı ile yazılmalı ve her paragrafta, paragraf girintisi yapılmalıdır.
3. Başlık için ayrı bir kapak sayfası gerekmektedir. Bu sayfa, Türkçe ve İngilizce konu başlığını, çalışmaya katılan araştırmacıların ad ve soyadlarını, çalışmanın yürütüldüğü kurumun adını içermelidir.
Başlıklar, en fazla 8-10 kelime belirlenmelidir, daha kısa belirlenebilir.
4. Özet (abstract) ve anahtar kelimeler (key words) ayrı bir sayfada olmalıdır. Özet, en az 100, en fazla 150 kelimedenden oluşmalıdır.
5. Yazının metni, açık bir ifade ile yazılmış olmalı, giriş, gereç ve yöntem, bulgular, tartışma, gerekirse sonuç ve kaynaklar bölümlerini içermelidir.
6. Vaka sunumları 3 sayfayı aşmamalıdır.
7. Gereç ve yöntem, yeterli açıklıkta ve gerektiğinde tekrar edilebilecek kadar ayrıntılı yazılmış olmalı, uygulanması sırasında kullanılan maddelerin açık adı ve üretici firmanın adı, dipnotta belirtilmelidir.
8. Vaka sunumunun yayınlanabilmesi için, vakanın seyrek oluşu, benzerlerine göre atipik ve alışılmadık dışında olması veya uzun süreli olgu takibi gibi özelliklerden birine sahip olması gerekmektedir.

Kaynak Yazımı

1. Kaynaklar, makalede yer alışı sırasına göre numaralandırılıp, parantez içerisinde gösterilmelidir. Akademimizde, Vancouver kaynak yazım sistemi kullanılmaktadır. Kaynakların tamamının metin içinde kullanılmış olması ve metin içinde kullanılanların da kaynaklar listesinde bulunması gerekmektedir. Birbirini izleyen numaralara sahip kaynaklar, peş peşe kullanılıyorsa, ilk kaynak ile son kaynak arasında "-" işareti konur.

Örnekler:

Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) tarafından 11 Mart 2020 tarihinde pandemik bir hastalık olarak ilan edilmiştir (5).

Dünya Sağlık Örgütü (DSÖ) tarafından 11 Mart 2020 tarihinde pandemik bir hastalık olarak ilan edilmiştir (5, 8-11, 13).

2. Yabancı dergi isimleri, Index Mdicus'a uygun olarak yazılmalıdır. Kaynak yazımına örnekler:

Dergi için:

Halsband ER, Hirsberg YA, Berg LI: Ketamine hydrochloride in outpatient oral surgery. J Oral Surg 1971, 29:472-6.

Kitap içinde değişik yazarlar tarafından yazılmış yazılar için: Hodge HC, Smith FA: Biological properties of inorganik fluorides. In: Simons JH, ed: Fluorine chemistry. New York: Academic Press, 1965:135.

Kitaptan alınan yazı için:

Costich ER, White RP: Fundamentals of oral surgery. Philadelphia: WB Saunders, 1971: 201-20.

İmlâ Kuralları

1. Dergiye gönderilecek yazılarda terminoloji yönünden şu noktalara dikkat edilmelidir: Tıp ve diş hekimliğinde Türkçesi yerleşmiş olanlar okunduğu gibi, diğerleri özgün şekilde yazılmalı ve birimlerin kısaltmaları Index Medicus'a uygun olmalıdır. Metin içinde kısaltılarak kullanılmak istenen terimler, metin içinde, ilk kullanıldıkları yerde kısaltılmış şekli ile birlikte açık olarak yazılmalıdır.
2. Yanında birim gösterilmeyen 10'dan küçük sayılar yazı ile yazılmalı, rakam ile yazılan sayılara yapılacak ilaveler kesme işareti ile ayrılmalıdır. (Üç hasta, hastaların 28'i, 1 ml, 5 g... gibi)

Tablo, Şekil, Fotoğraf

1. Her tablo için ayrı bir sayfa düzenlenmeli, tablolara sıra numarası verilmeli, sıra numarasından sonra nokta (.) kullanılmalı, tabloyu kısaca açıklayan başlık, tablo üzerinde ve gerekirse açıklamalar tablo altında dipnot olarak yazılmalıdır.
2. Resim ve şekiller JPEG formatında, 300 dpi çözünürlükte kaydedilmeli ve online olarak gönderilmelidir. Resim ve şekiller metinde geçiş sırasına göre numaralandırılmalı, metin içerisinde yerleri belirtilmelidir. Görsel dosyasında, Resim 1, Şekil 1, Tablo 1 gibi sıralı olarak isimlendirilmeli ve kısa alt yazıları, makalenin sonunda ayrı bir sayfada verilmelidir.

Etik Sorumluluk

Etik kurallara uyumaması halinde doğacak sorumluluk, makale yazarlarına aittir. Hastalardan Onam Formu alındığı bildirilmeli, hastanın kimliğini belirtecek bilgilere yer verilmemeli, fotoğraflar gözler bantlı olarak ulaştırılmalıdır. Etik kurul onayı gerektiren araştırma makalelerinde etik kurul onayı alınmalı ve bu durum makalede bildirilmelidir.

Yayın Hakları

Makale yazarları, makalelerinin başka bir yerde yayınlanmadığını veya değerlendirme sürecinde olmadıklarını, imzalı bir metinle bildirmelidir. Yayına kabul edilen makalelerin yayın hakları, Miacademy'e devir edilmiş olur. Yazarlar bunu kabul ettiklerini yazılı olarak bildirmelidir.

Çıkar Çatışması Kuralları

Makalede çıkar çatışması olmadığı yazarlar tarafından bildirilmelidir. Çıkar çatışması olması durumunda, yayın kuruluna danışılır.

Hatırlatma

- İngilizce konu başlığı konulmalıdır.
- Türkçe ve İngilizce özet, en az 100, en çok 150 kelime olmalı, anahtar kelimeler unutulmamalıdır.
- Makale başlıkları, mümkün olduğunca kısa olarak belirlenmelidir, en fazla 8-10 kelime kullanılabilir.
- Vaka sunumları 3 sayfayı aşmamalıdır.
- Dijital gönderim için fotoğrafların yüksek çözünürlüklü olması, dosya boyutunun her bir fotoğraf için en az 2MB olması ve fotoğrafların "Resim 1, Resim 2" şeklinde isimlendirilerek kaydedilmesi gerekmektedir.
- Teslim edilen her yazı için, bütün yazarlarca imzalanmış bir başvuru yazısı düzenlenmelidir.
- Akademimize yazı teslim eden yazarlar, kuralları kabul etmiş sayılır.
- Sorumlu yazarın, adres, telefon ve e-posta adresi bilgileri makalede bildirilmelidir.

since 2015

mia
academy



Science

Clinical Cases
Scientific Studies
Research
Analysis Reports

Education

Lecture
Seminar
Symposium
Congress

Training

Courses
Hands-On
Live Surgery
Webinar

Publication

Scientific Journals
Academic News
Mia Life
Digital E-Book
Abstract



miacademy.com.tr