



İMLANT DESTEKLİ PROTETİK RESTORASYONLARDA İMLANT-DAYANAK ARA YÜZ DİZAYNININ ÖNEMİ

THE IMPORTANCE OF IMPLANT-ABUTMENT INTERFACE DESIGN ON THE IMPLANT SUPPORTED PROSTHETIC RESTORATIONS SUCCESS

Gökçe MERİÇ¹

ÖZET

İmplant tedavisinin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden birisi, protetik üst yapılardan ve implant birleşiminden kemik- implant ara yüzüne iletilen oklüzal kuvvetlerdir. İmplant ara yüzeyleri komşu dokularda aşırı stress birikimlerine neden olmamalı ve fizyolojik sınırlar içinde fonksiyonel kuvvetleri peri-implant kemiğe iletebilmelidirler. Günümüzdeki implant-dayanak birleşim tasarımlarının temelinde iki ana yapı özelliği bulunmaktadır; eksternal bağlantılı dayanak-implant birleşim türü ve internal bağlantılı dayanak- implant birleşim türü. Her iki birleşim türünün de avantaj ve dezavantajları vardır. İmplant-dayanak birleşiminde arayüz geometrisinin yanında diğer bir önemli faktör de dayanak vidasıdır. Birçok implant sistemi, cerrahi safhada yerleştirilen endosteal parça (implant - fixture) ve transmukozal bağlantı parçası (dayanak) olmak üzere iki parça halinde bulunmaktadır. Dolayısıyla implant destekli protetik restorasyon üzerine gelen oklüzal kuvvetler karşısında sistemin dayanıklılığı; bu iki parçanın tek ve sağlam bir alt yapı oluşturacak şekilde dizaynı ile mümkün olacaktır.

Yapılan çalışmaları takiben klinik gereksinimler doğrultusunda farklı implant dizaynları geliştirilmiştir. Böylece implant-dayanak ara yüzeyinde fraktür ve stabilite kayıpları oranı günümüzde oldukça azaltılmıştır. Ancak, düşük oranlarda da olsa bu tür durumların rapor ediliyor olması halen daha bu konuda çalışmaların devam etmesi gerektiğini göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: İmplant, Dayanak, Eksternal Bağlantı, İnternal Bağlantı

ABSTRACT

One of the most important factors that affect the success of implant rehabilitation is the occlusal forces transferred from prosthetic restorations to bone-implant interface. Implant interfaces should not allow the stress concentrations at the neighbouring tissue. Functional forces should be transferred to the peri-implant bone in the physiologic limitations.

Today, there are two main implant-abutment interface connection designs: external connections and internal connections. Both of them have some advantages and disadvantages. Another important factor that affects implant-abutment interface is abutment screw design. Most dental implant systems consist of two components: the endosteal part (implant), that is placed in the surgical phase, and a transmucosal connection (abutment). So, the stability of the system against occlusal forces transferred to implant retained prosthetic restoration is dependent on the design of the two components acting as one stable body.

Many studies have reported high success rates for developed implant designs. Failures at the implant-abutment interface are reported in a very small rate. However, even if there are small rates of failure, studies on the development of abutment-implant interface design should be continued.

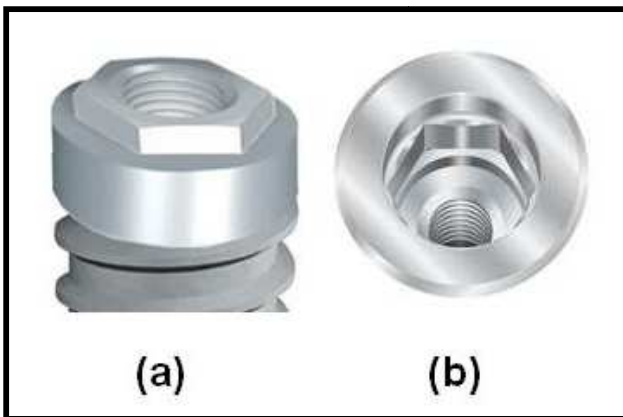
Keywords: Implant, Abutment, External Connection, Internal Connection

1. Öğretim Görevlisi, Dr. Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Lefkoşa Mersin-10, TÜRKİYE

İmplant tedavisinin başarısını etkileyen en önemli faktörlerden birisi, protetik üst yapılardan ve implant birleşiminden kemik- implant ara yüzüne iletilen oklüzal kuvvetlerdir. İmplant çevresinde oluşan kuvvetlerin büyüklüğü, implantın dizayn özellikleri, yapısal ve mekanik özellikleri ile implant parçalarının birbirleriyle yaptıkları etkileşim yüzeylerinin şekline bağlıdır. İmplant ara yüzeyleri komşu dokularda aşırı stres birikimlerine engel olabilecek şekilde dizayn edilmeli ve fizyolojik sınırlar içinde fonksiyonel kuvvetleri peri-implant kemiğe iletebilmelidirler.¹⁻³

İç yapı özellikleri, iç yapının şekli, implant dayanak birleşim tipi, yiv yapılarının varlığı veya yokluğu, yiv adımlarının geometrisi ile yüzey özellikleri ve kimyasal kompozisyonu gibi implantların makro ve mikro yapı özellikleri, implant dizaynında son derece önemli olan ve implant sisteminin karakteristiğini ortaya koyan faktörlerdir.^{1,2,4}

Tüm implant sistemlerinde implant dayanak birleşimi ile ilgili tasarımlar implant-dayanak kompleksinin mekanik sağlamlığını belirleyici olup, bağlantıların direnç ve stabilitesi üzerinde önemli etkiler yaratmaktadır.^{1,5-7}



Şekil 1a,b: Eksternal (a) ve internal (b) implant-dayanak ara yüz bağlantı şekilleri

İmplant destekli protetik uygulamalarda vida gevşemesi, vidaların kırılması, implantların kırılması ya da diğerkomponentlerdeki kırılmalar gibi mekanik komplikasyonlar implant tedavisindeki başarıda önemli role sahiptir.^{8,9}

Günümüzdeki implant-dayanak birleşim tasarımlarının temelinde iki ana yapı özelliği bulunmaktadır. Bunlardan birincisi; eksternal yardımcı bağlantı özelliği (Şekil 1a) ile “butt-joint” olarak adlandırılan birleşim türü, ikincisi ise internal bağlantılı dayanak- implant birleşim türleridir (Şekil 1b).^{10,11}

Eksternal bağlantılı birleşim türlerinde; implant fixture yapısında heksagonal ya da oktagon eksternal bir yapı bulunmakta ve bu yapı dayanak yapısına antirotasyonel bir özellik katmaktadır. Dayanak içinde yer alan antagonist bir hegzagon yada oktagon yapı bunun üzerine yerleşmektedir. Eksternal hegzagonal yapı düz bir şekilde olabildiği gibi (Örnek: Brånemark, Nobel Biocare, Göteborg, Sweden), gittikçe daralan (tapered) şekilde de olabilir (Örnek: Compress System, BEGO Implant Systems, Bremen, Germany).¹²

İnternal bağlantılı birleşim dizaynında ise eksternal bağlantılı birleşim türünde görülen dizaynın tam tersine implant fixture yapısında internal konik bir yapı bulunmakta ve dayanakta yer alan antagonist yapı bunun içine yerleşmektedir. İnternal konikal yapı düz (Örnek: Frialit-2-System, Friadent-Dentsply, Mannheim, Germany) veya gittikçe daralan (tapered) (Örnek: Screw-Vent System, Zimmer Dental, Freiburg, Germany) dizaynda olabilir. İnternal konikal yapı Astra dizaynında olduğu gibi 11°lik açı yaparak gittikçe daralabilir veya ITI dental implant sisteminde olduğu gibi 8°lik açı da yapabilir. Bu sistem “morse-taper” dayanak birleşim türü olarak da adlandırılır.¹³

İmplant-Dayanak Ara Yüz Özellikleri

Dayanak-implant ara yüz birleşim çeşitlerine göre hangi dizaynın implant destekli protetik restorasyon tedavilerinde daha başarılı olacağı konusunda çeşitli araştırmalar yapılmış, sistemler birbirleriyle karşılaştırılmıştır.

Merz ve arkadaşları¹¹, sonlu elemanlar analizi ile yaptıkları bir çalışmada, dayanak vida yivlerinde gerilme streslerinin ITI taper dizaynında butt-jointe oranla daha fazla olduğunu göstermişlerdir. Bir başka çalışma sonuçları ise internal konikal arayüz dizaynına sahip bir sistemde bükülme kuvvetlerine karşı direncin butt-joint arayüz dizaynına sahip olan sistemden daha yüksek olduğunu göstermiştir.¹⁴

Butt-joint sistemlerde dinamik kuvvetler altındaki mekanik kuvvetlere bağlı olarak vida gevşemesi problemine daha sık rastlanmaktadır. Vida gevşemelerinde birleşen komponentlerin tam uyumu önemli rol oynamaktadır. Fonksiyonel kuvvetler altında butt-joint birleşimdeki mekanik boşluk, vibrasyon ve mikrohareketi dolayısıyla da vidanın gevşemesi sonucunu beraberinde getirecektir. Birçok klinik çalışma external heksagon implant birleşiminden kaynaklanan vida gevşemesi veya kırılması problemine değinmiştir.¹⁵⁻¹⁷

Buna karşın, internal bağlantılı sistemlerin bir avantajı, proteze gelen lateral yüklerin bağlantının ara yüzeyleri tarafından karşılanabilir olmasıdır. Böylece gelen yükler tüm ara yüzeye dağıtılarak, kuvvetlerin direk vidaya ulaşması engellenir. Eksternal bağlantılı sistemlerde ise proteze gelen aşırı yükler bağlantı ara yüzeyi tarafından karşılanamaz, direk vidaya iletilir. Dolayısıyla olası hasar doğrudan vidada meydana gelir. Bu durumda protez veya kemikte bir hasar meydana gelmesinden önce kolaylıkla yenisiyle değiştirilebilecek olan vidada hasar meydana gelmesi sistemin bir avantajı olarak görülebilir.¹⁸⁻²⁰

Eksternal ve internal bağlantılı sistemlerin avantaj ve dezavantajları Maeda ve arkadaşları²¹ tarafından şu şekilde özetlenmiştir:

External hex sistemin avantajları:

- (1) İki aşamalı metoda uygundur
- (2) Anti-rotasyonel mekanizması ve üst yapılarının kolay değiştirilebilirliği
- (3) Farklı sistemler arası uyumluluk

External hex sistemin olası dezavantajları:

- (1) Hexlerin boyutuna bağlı olarak mikrohareket
- (2) Rotasyon merkezinin yukarıda olmasına bağlı olarak rotasyonel ve lateral kuvvetlere karşı daha az direnç
- (3) Kemik rezorpsiyonuna sebep olabilen mikroboşluk

Internal hex sistemin avantajları:

- (1) İmplant-dayanak birleşimindeki kolaylık
- (2) Tek aşamalı implant yerleşimine izin verme
- (3) Geniş yüzey alan birleşimi nedeniyle yüksek stabilite ve antirotasyon özelliği
- (4) Tek diş restorasyonlarında kullanılabilme
- (5) Rotasyon merkezinin aşağıda olması sebebiyle lateral kuvvetlere karşı direnç
- (6) Daha iyi kuvvet dağılımı

Internal hex sistemin dezavantajları:

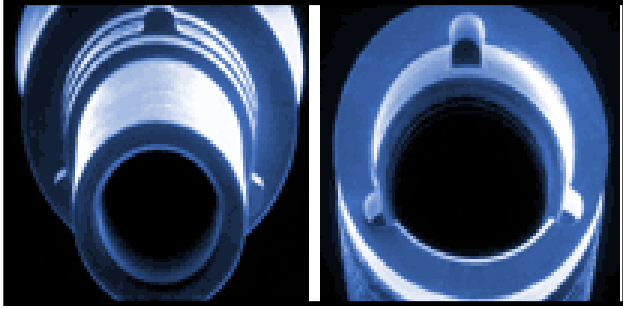
- (1) Birleşim bölgesinde implantın lateral birleşim duvarının incelmeye
- (2) İmplantlar arası açılma problemlerinin giderilmesinde güçlükler

Tapered internal hex sistemin avantajı ise mikro boşlukları maksimum düzeyde kapatarak iki yapı arasında çok daha iyi bir birleşim sağlayabilmesidir.

Yukarıda anlatılan düz veya tapered internal konik

İmplant-Dayanak Ara Yüz Özellikleri

dizaynlarda dayanak implant birleşim türü “tube-in-tube” olarak isimlendirilebilir. Çeşitli implant firmaları bu internal konik dizayn üzerinde bazı modifikasyonlarla farklı implant- dayanak birleşim şekilleri dizayn etmişlerdir. Örneğin “Cam-slot birleşimi” adı verilen birleşim türü (Şekil 2); esas olarak internal cone yapısında olmakla beraber implant fixture’un iç duvarında bulunan ekstra yuvalara dayanakta dizayn edilen dişler yerleşmektedir (Örnek: Camlog-System, Altatec, Wurmberg, Germany ve Replace Select System, Nobel Biocare, Göteborg, Sweden).²²



Şekil 3: Cam-slot birleşimi

İmplant-dayanak birleşiminde arayüz geometrisinin yanında diğer bir önemli faktör de dayanak vidasıdır. Eğer dayanak ile implant bir vida aracılığı ile birarada tutuluyorsa bu tür bir birleşime “vida bağlantılı tutuculuk” (screw joint) adı verilmektedir. Bu tür bağlantılarda vidaların gevşemesi, dışardan etkiyen kuvvetin vidanın parçalar üzerinde oluşturduğu tutucu kuvvetten daha fazla olduğu durumlarda gözlemlenmektedir. Böylesi parçaları birbirinden ayırmaya ve parçaları serbestleştirmeye yönelik kuvvetlere “birleşim ayırıcı kuvvetler” (joint separated forces), parçaları birarada tutmaya yönelik kuvvetlere de “sıkma-kenetleme kuvvetleri” (clamping forces) adı verilmektedir. Böylelikle, güvenilir bir birleşim oluşturmak ve

parçaların birbirinden ayrılmasını engellemek için etkiyecek olan dış kuvvetlere karşı koyabilecek düzeyde vidalarda sıkıştırma sağlayacak gerilim oluşturulmalıdır. Kenetlenme yükü genellikle sıkıştırma torku ile orantılıdır. Uygulanan tork vida içinde bir kuvvet oluşturur ki bu kuvvete “ön yüklem” adı verilmektedir. Diğer bir deyişle “ön yüklem”, torklanan vida üzerinde oluşan başlangıç yüklemesindeki gerilimdir. Bu, titanyum vidalarda ortalama 20 N.Cm altın vidalarda ise 10 N.Cm dir. Vidadaki ön yüklem, bileşenler arasında kenetlenme kuvvetine sebep olur.^{9,23-26} Vida bağlantılı tutuculukta stabilitenin sağlıklı olarak devam ettirilmesi bir anlamda ön yüklemenin bir fonksiyonu olarak düşünülebilir ve implant dayanak bağlantısındaki gevşemenin en önemli nedeni olarak dayanak vidasındaki ön yüklemenin kaybı gösterilebilir. Ön yüklem kaybı vidaların oynaması veya materyalde yorgunluk bozulması ile sonuçlanmaktadır.¹²



Şekil 3: Tork Kolu - Torque Wrench

Dayanak vidasını torklamak için Branemark sistemi ile birlikte geliştirilen “Counter-torque device”, veya “Torque Wrench” (Şekil 3) olarak isimlendirilen tork kolu, dayanak vidasının sıkıştırılması esnasında dayanak rotasyonuna da engel olur.²⁷ Yapılan bir çalışma tork kolu kullanılarak

İmplant-Dayanak Ara Yüz Özellikleri

dayanak vidası sıkıştırıldığında implant/kemik arayüzeyine iletilen kuvvetin, sıkıştırma torkunun %10undan daha az olduğu, kullanılmadığında ise sıkıştırma torkunun %91inin kemik/implant ara yüzüne iletilildiğini göstermiştir.²⁸

Dayanak ile implant arasında sağlanan bağlantının stabilitesi vidanın geometrisine, vida başının dayanakta yerleştiği delikle kontağına, vida yivlerine, dayanağın implant içinde kalan vida yuvasının yapısına ve bu parçaların birbirleri üzerindeki sürtünmesine bağlı olarak da değişebilmektedir.^{27,29-32}

Parçaların birbiri üzerine sürtünmesine bağlı olarak gelişen sürtünme direnci implant ile dayanağın birleşim yüzey geometrilerinin birbiriyle uyumluluk derecelerine bağlıdır.⁸

Dayanak vidasının sıkıştırılmasının ölçü veya prova aşamaları gibi sebeplerle tekrar tekrar yapılması birleşim yüzeyinin sürtünme özelliklerinin katsayısını değiştireceğinden giderek vidada sıkışma sağlayacak gerilim daha az oluşacaktır.^{8,33} Bu nedenle mümkün olduğunca gereğinden fazla abutment vidalarının tekrar tekrar takılıp çıkarılmasından kaçınmak gerekir.

Dayanak vidasının yapıldığı materyal de implant biyomekaniğinde önemlidir. Altın alaşımından hazırlanan vidaların titanyuma oranla yorulmaya karşı gösterdikleri direncin daha fazla olduğu bildirilmiştir.³⁴ Yorulmanın implant- dayanak birleşiminin stabilizasyonundaki bozulmanın en önemli nedeni olduğu bilinmektedir.³⁵

Birçok implant sistemi, cerrahi safhada yerleştirilen endosteal parça (implant) ve transmukozal bağlantı parçası (dayanak) olmak üzere iki parça halinde bulunmaktadır. Protetik restorasyona alt yapı oluşturacak bu sistemin dayanıklılığı, protetik restorasyonun başarısında doğrudan etkilidir. Restorasyon üzerine gelen oklüzal kuvvetler

karşısında sistemin dayanıklılığı bu iki parçanın tek ve sağlam bir alt yapı oluşturacak şekilde dizaynı ile mümkün olacaktır.

Yapılan çalışmaların ardından geliştirilen farklı implant dizaynları ile günümüzde artık implant-dayanak ara yüzeyinde fraktürlere, stabilite kayıplarına çok sık rastlanmamaktadır. Ancak düşük oranlarda da olsa bu tür durumların rapor ediliyor olması halen daha bu konuda çalışmaların devam etmesi gerektiğini göstermektedir.

KAYNAKLAR

1. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. Clin Oral Implants Res. 2004;15(2):249-57.
2. Brunski JB. Biomaterials and biomechanics in implant dentistry. Int J Oral Maxillofac Implants. 1988;3(2):85-97.
3. Frost HM. Wolff's law and bone's structural adaptation to mechanical usage: an overview of clinicians. Angle Orthod. 1994;64(3):175-88.
4. Kasemo B, Lausma J. Biomaterial and implant surface science approach. Int J Oral Maxillofac Implants. 1988;3(4):247-59.
5. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint design. Clin Oral Implants Res. 1997;8(4):290-8.
6. Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15(1):76-94.
7. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics



of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(4):519-26.

8. Ricciardi Coppedê A, de Mattos Mda G, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Effect of repeated torque/mechanical loading cycles on two different abutment types in implants with internal tapered connections: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res.* 2009;20(6):624-32.

9. Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent.* 2004;91(4):319-25.

10. Sutter F, Weber HP, Sorensen J, Belser U. The new restorative concept of the ITI dental implant system: Design and engineering. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1993;13:409-31.

11. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2000;15(4):519-26.

12. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(12):1276-84

13. Norton MR. In vitro evaluation of the strength of the conical implant-to-abutment joint in two commercially available implant systems. *J Prosthet Dent.* 2000;83(5):567-71.

14. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint interface in implant design. *Clin Oral Implants Res.* 1997;8(4):290-8

15. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. *J Prosthet Dent.* 1990;64(2):185-94.

16. Jemt T, Lekholm U, Gröndahl K. 3-year followup study of early single implant restorations ad modum Brånemark. *Int J Periodontics Restorative Dent.* 1990;10(5):340-9.

17. Jemt T, Lindén B, Lekholm U. Failures and complications in 127 consecutively placed fixed partial prostheses supported by Brånemark implants: from prosthetic treatment to first annual checkup. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(1):40-4.

18. Periard J, Wiskott WA, Mellal A, Scherrer SS, Botsis J, Belser UC. Fatigue resistance of ITI implant-abutment connectors. A comparison of the standard cone with a novel internally keyed design. *Clin Oral Implants Res* 2002;13(5):542-9.

19. Basten CH, Nicholls JI, Daly CH, Taggart R. LLoad fatigue performance of two implant-abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1996;11(4):522-8.

20. Khraisat A, Stegaroiu R, Namura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant-abutment joint designs. *J Prosthet Dent.* 2002;88:604-10.

21. Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant-abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil.* 2006;33(1):75-8.

22. Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(12):1276-84.



23. Jörnús L, Jemt T, Carlsson L. Loads and designs of screw joints for single crowns supported by osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(3):353-9.
24. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(1):26-33.
25. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(3):295-302.
26. McGlumphy EA, Mendel DA, Holloway JA. Implant screw mechanics. Review. *Dent Clin North Am.* 1998;42(1):71-89.
27. Lang LA, Wang RF, May KB. The influence of abutment screw tightening on screw joint configuration. *J Prosthet Dent.* 2002;87(1):74-9.
28. Lang LA, May KB, Wang RF. The effect of the use of a counter-torque device on the abutment-implant complex. *J Prosthet Dent.* 1999;81(4):411-7.
29. Burguete RL, Johns RB, King T, Patterson EA. Tightening characteristics for screwed joints in osseointegrated dental implants. *J Prosthet Dent.* 1994;71(6):592-9.
30. Patterson EA, Johns RB. Theoretical analysis of the fatigue life of fixture screws in osseointegrated dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1992;7(1):26-33.
31. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear contact analysis of preload in dental implant screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1995;10(3):295-302.
32. Sakaguchi RL, Borgersen SE. Nonlinear finite element contact analysis of dental implant components. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1993;8(6):655-61.
33. Weiss EI, Kozak D, Gross MD. Effect of repeated closures on opening torque values in seven abutment-implant systems. *J Prosthet Dent.* 2000;84(2):194-9.
34. Scheller H, Urgell JP, Kultje C, Klineberg I, Goldberg PV, Stevenson-Moore P, Alonso JM, Schaller M, Corria RM, Engquist B, Toreskog S, Kastenbaum F, Smith CR. A 5-year multicenter study on implant-supported single crown restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1998;13(2):212-8.
35. Versluis A, Koriath TW, Cardoso AC. Numerical analysis of a dental implant system preloaded with a washer. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 1999;14(3):337-41.

İletişim Adresi

Dr. Gökçe MERİÇ

Yakın Doğu Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı

Lefkoşa Mersin-10 TÜRKİYE

Tel: 0 392 680 20 30 / 26 29

E-posta: gokcemerich@yahoo.com