

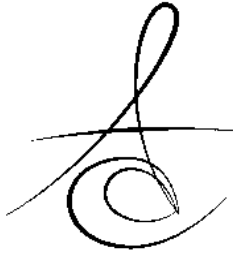
PAPER DETAILS

TITLE: DAYANAK-IMPLANT BIRLESME TIPININ IMPLANT DESTEKLI SABIT
RESTORASYONLARIN KLINIK BASARISINA ETKISI KONUSUNDA BIR DERLEME

AUTHORS: Ar Orhun EKREN,Cem KURTOGLU

PAGES: 131-137

ORIGINAL PDF URL: <https://dergipark.org.tr/tr/download/article-file/27445>



DAYANAK-İMLANT BİRLEŞME TİPİNİN İMLANT DESTEKLİ SABİT RESTORASYONLARIN KLİNİK BAŞARISINA ETKİSİ KONUSUNDA BİR DERLEME

THE EFFECT OF IMPLANT-ABUTMENT CONNECTION TYPE TO THE CLINICAL SUCCESS OF IMPLANT SUPPORTED FIX RESTORATIONS: A LITERATURE REVIEW

Ar. Gör. Dt. Orhun EKREN*

Yrd. Doç. Dr. Cem KURTOĞLU *

ÖZET

Diş eksikliklerinin implant ile tedavisi, implant teknolojisindeki gelişmelerle beraber, diş hekimlerinin sıklıkla başvurduğu tedavi seçeneklerinden biri olmuştur. İmplant destekli restorasyonlarda, implant veya üst yapılarda farklı problemler meydana gelebilir. İmplant destekli sabit restorasyonlarda en sık karşılaşılan problem dayanak vida gevşemesidir. Gevşeyen vida, implanta iletilen devrilme ve burkma kuvvetlerinin artmasına ve implant kırılmalarına kadar giden ciddi problemlere neden olur.

İmplant ve üst yapının bağlanma prensibine göre iki farklı implant tipi mevcuttur. İnternal bağlantılı implantlar ve external bağlantılı implantlar. Bu iki bağlantı tipi farklı mekanik davranışlar göstererek bağlantı tipine özgü başarısızlık görülmesine sebep olur.

Bu derlemenin amacı, bağlantı tiplerinin farklı mekanik davranışlarını açıklamak ve hekime seçtiği implant- dayanak bağlantı tipine göre hangi problemler ile karşılaşabileceği öngörüsünü kazandırmaktır.

Anahtar kelimeler: İmplant, dayanak, internal bağlantı, eksternal bağlantı.

ABSTRACT

Implant dentistry became a treatment of choice for the rehabilitation of tooth loss and edentulism after developments in dental implant technology. There may be various problems associated with implants and superstructure. The most common problem in implant supported fixed restoration is loosening of abutment screw. Loose abutment may cause serious problems such as implant fractures due to increase in torsional and moment forces.

There are two types of implants, internal connection (internal hex) and external connection (external hex), according to their connection system to superstructure. These two dissimilar connection mechanisms create different stress distribution and stress concentrations and this difference cause problems peculiar to the connection system.

The aim of this review is to explain the different mechanical behaviors of the implant-abutment connection systems of the implants to the superstructure and to give the dentist, knowledge of predicting the problems likely to face in clinic related with the connection system chosen.

Keywords: Implant, abutment, internal connection, external connection

GİRİŞ

İmplant diş hekimliği günümüzde bölümlü ve tam dişsiz ağızların protetik tedavisinde çok sıklıkla kullanılmaktadır. Bazı diş hekimliği fakülteleri alt çene tam dişsizliklerin ve tek diş eksikliklerinin tamamının implant destekli protezler ile tedavi edilmesini önermektedirler. ABD'deki diş hekimlerinin %90 ı implant tedavisi yapmakta ve hastalarına implant tedavisini önermektedirler. Dental implant destekli

restorasyonlar herhangi bir protetik tedaviden daha fazla başarı oranına sahiptir. Ancak uygun olmayan tedavi planı, oklüzyon ve tedavi komplikasyonları gibi nedenlerle (vida gevşemesi, krestal kemik kaybı, protez kırılması, osseointegrasyon kaybı) başarısızlığa da uğrayabilirler¹.

Yapılan retrospektif ve prospektif çalışmalarda, implant destekli protezlerde görülen başarısızlıkların büyük bölümünün implant-dayanak birleşiminden kaynaklandığı ve bu birleşimdeki problemlerin vida

* Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi A.D
(Makale Gönderilme tarihi: 05.01.2009; Kabul Tarihi: 04.06.2009)



gevşemesinden, dayanak, vida ve hatta implant kırılmalarına kadar uzanan ciddi problemlere neden olabileceği gösterilmiştir. Örneğin Branemark (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden) implantların kullanıldığı tek üniteli 107 protetik restorasyonun ilk yılında restorasyonların %26'sının vidası tekrar sıkıştırılmış, 3. yılda %11'i vida gevşemesi problemi yaşamış ve 1 implant dayanak vidası kırılırken 13 tanesi kullanılamaz durumda olduğundan yenileri ile değiştirilmiştir²⁻⁴. Yine Branemark (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden) implantlarının kullanıldığı başka bir çalışmada %43 oranında vida gevşemesi ile karşılaşmıştır⁵. Zarb ve Sones eksternal bağlantılı implantlarda %6-%48 oranında değişen vida gevşemesi insidansı bildirmiştir^{6,7}. Roland E. Jung literatürde implant destekli protezlerle ilgili yapılan araştırmaları belli kriterlere göre incelemiş (min. 5 yıllık takip, İngilizce, Almanca yayınlar ve sadece insan çalışmaları vs.), yaptığı inceleme sonucunda başarısızlık tipi olarak en çok görülen komplikasyonun dayanak veya okluzal vida gevşemesi olduğunu bildirmiştir⁸. Kısaca implant destekli protezlerin başarısı büyük oranda üst yapı-implant birleşiminin başarısında gizlidir.

İmplant gövdesi 3 bölgeden oluşmaktadır, krest (sırt) modülü, gövde ve apeks⁹. Sırt modülü; iki parçalı implant sistemlerinde protetik parçaların implantlara birleşebilmesi için tasarlanmış bölgedir. (Resim 1)



Resim 1: Eksternal ve İnternal bağlantılı implantlar
A)Sırt Modülü
B)Gövde
C)Apeks

Dayanağın implant ile birleştiği bölgede, dayanağın üzerine oturabileceği ve gelen aksiyal kuvvetlere fiziksel retansiyon sağlayacağı bir platform mevcuttur. İmplant üreticileri bu platformun üzerine, implanta gelecek döndürücü kuvvetlere direnç

gösterecek parçalar eklemişlerdir ki bunlara 'eksternal heks' veya 'eksternal heksagon' ismi verilir. Bu üniteler platformunun üzerinde olabileceği gibi implant gövdesinin içerisine de uzanabilirler ki o zaman da geometrik şekillerine göre "internal heksagon, morse taper, internal oluk (groove)" gibi isimler alırlar⁹. İnternal veya eksternal hangi tip olursa olsun komponentler birbirleri ile minimal tolerans ve mükemmel uyumla birleşmelidir⁹.

Klinik olarak bir sistemin diğerine üstün olduğunu kanıtlayan deneysel bir çalışma literatürde mevcut değildir¹⁰. Ancak sistemlerin birbirine göre avantajları ve dezavantajları vardır¹¹.

Eksternal heksagon sistemin avantajları;

- İki aşamalı implant cerrahisine uygun,
- Anti-rotasyonel mekanizması ve üst parçalarının kolay değiştirilebilir,
- Farklı sistemler arası uyumlu olması.

Dezavantajları;

- Heksin boyutlarına bağlı olarak mikro hareket,
- Rotasyon merkezinin yukarıda olması nedeniyle döndürücü ve lateral hareketlere daha az direnç göstermesi,
- Yukarıdaki madde ile bağlantılı olarak mikro sızıntı olasılığının daha yüksek olması,

İnternal heksagon sistemin avantajları;

- Dayanak-implant bağlantısının daha kolay gerçekleşmesi,
- Tek aşamalı implant yerleştirilmesine uygun olması,
- Bağlantı bölgesinde daha geniş temas yüzeyi nedeniyle daha iyi stabilite ve anti-rotasyon kabiliyeti,
- Rotasyon merkezinin marjinal kemiğe daha yakın olması nedeniyle lateral yüklere daha yüksek direnç göstermesi
- Daha dengeli stres dağılımı

Dezavantajları;

- Birleşim bölgesinde implantın lateral duvarlarının incilmesi
- İmplantlar arası açılma problemlerinin giderilmesinde güçlüklerdir.

Hem internal hem eksternal heks implantlar tüm dünyada başarıyla kullanılmaktadır^{11,12}.

Mekanik açıdan incelendiğinde internal ve eksternal bağlantılı implantlarda dayanak, vida ile

üretici firmaların belirlediği tork miktarıyla sıkıştırılarak implanta tutturulur. Bağlantının devamlılığı için genel kural olarak fonksiyonel yüklerin vidanın sıkıştırma kuvvetinden fazla olmaması gerekir.

İnternal ve eksternal implantların dayanak birleşimleriyle ilgili ayrıntılara girmeden önce vida mekanizmasından bahsetmek gerekir. İki parçanın bir vida ile birbirine tutturulduğu sistemlerde vida, çok sert bir yay gibi işlem görür. Vida yuvanın içerisine yerleştirilip çevrilmeye başladığında gerilme tipinde kuvvete maruz kalır (preload-ön yük) ve uzar. Vidanın elastik deformasyon sınırları içerisinde gerçekleştirilen ve sonlandırılan bu yükleme neticesinde ve vidanın elastik uzamasının geri dönmek istemesi ile iki parça birbirine doğru çekilir ve bir arada tutulur. Birleştirilen bu iki parçanın birbirinden ayrılması vidanın bir şekilde gevşemesi ile mümkündür^{13,14}. Vidanın gevşeme nedenleri;

- Birleştirdiği yüzeyler birbiri ile uyumsuz ise vida gevşer. Birleşen yüzeyler birbirine ne kadar çok temas ediyor ve stabil ise, vida o kadar zor gevşer¹⁵.
- Yetersiz ön yük (vidada elastik sınırlar içerisinde yaratılan gerilim). Vidanın yeterince sıkıştırılmaması doğal olarak vida gevşemesi ile sonuçlanır^{15,16}.
- Ön yükün zaman içerisinde azalması. Bu iki şekilde meydana gelir. Vida yüzeyinde imalat sırasında oluşmuş çapaklar proteze gelen yüklerle veya zaman içerisinde düzleşir ve vidada yaratılan gerilimi azaltır (settling effect). Vidaya elastik limitinin üzerinde stres uygulanması veya tekrarlanan yüklemeler ile vida da oluşan mikro çatlaklar sonucunda ön yükün azalması^{15,16}.
- Aşırı fonksiyonel yüklemeler, vida gevşemesine ve kırılmalara yol açabilir^{15,16}.

Eksternal heksagon implantlar heksagon tipli uzantılarıyla dayanak ile düz olarak, uç uca (butt-joint tipte) birleşirler. Dayanak ile implantın birleşimi marjinal kemik üzerinde gerçekleşir. Fonksiyon sırasında proteze gelen fonksiyonel yükler dayanak üzerinden direk vidaya iletilirler. Vidanın gelen fonksiyonel yüklere deformasyona uğramadan, kırılmadan veya gevşemeden direnç gösterebilmesi implant- dayanak birleşiminin kaderini, dolayısıyla protetik tedavinin başarısını belirler. Eksternal heks implantların en büyük dezavantajı vidayı maruz kaldığı bu yüklerden

koruyacak bir yapının olmamasıdır. Vida performansı böylece sadece tasarımına, materyale, vidanın yerleştirilme sırasında verilen tork miktarına bağlı kalır. Ancak dental implantlarda kullanılacak vida boyutları, vida da kullanılacak materyal tipi, vidaya uygulanabilecek tork miktarları sınırlıdır. Bu nedenle vida gevşemesiyle savaşılabilmek için başka stratejiler geliştirmek gerekir ki bu stratejiler tüm implant tedavilerinde kullanılması gereken oklüzyon kurallarını içerir. İmplantın üzerine gelecek okluzal kuvvetleri uzun eksenli boyunca iletecek şekilde yerleştirilmesi, mümkün olduğu kadar serbest sonlu restorasyon yapımından kaçınılması, okluzal temasların kasp-fossa ilişkisi içerisinde ayarlanması gibi^{17,18}. İmplant üreticileri vida gevşemesini azaltmak için sürekli arayışlar içerisinde. Örneğin vidada optimum ön yük, dirençlilik dayanımının (yield strength) hemen altına kadar vidanın esnetilmesiyle elde edilebilir. Optimum ön yükün elde edilmesi vida gevşemesinin engellenmesi için kritik önem taşır. Dayanak vidalarının büyük çoğunluğu titanyum ve altın alaşımlarından imal edilir. Vidalarda sıkıştırma sırasında meydana gelen sürtünme kuvveti ön yükün arttırılmasını engeller. Bu nedenle üreticiler (3İ-Gold-tite, Nobel Biocare- Torque-tite) kuru-kayganlaştırıcı kaplamalar geliştirip sürtünmeyi azaltmaya çalışmışlardır. Bu şekilde vidada verilen tork ile daha fazla ön yük yaratılabilir¹⁹. Bazı firmalar ise örneğin BioHorizons (Biohorizons, Birmingham, Alabama) üreticileri dayanak vidasının kuvvet altında deformasyonunu azaltabilmek için gelen kuvveti tüm vida yivlerine dağıttığını iddia eden bir vida (Spiralock) kullanmışlardır.

Eksternal heksagon, Branemark(Nobel Biocare AB,Göteborg,Sweden) implantlarda kullanılmak için ilk geliştirilen sistemdir. 0.7 mm yüksekliğindeki bu heksagonal uzantının asıl amacı cerraha implantı taşıırken ve yerleştirirken kolaylık sağlamaktır. Ancak implantlar tek diş eksikliklerinde kullanılmaya başlandıktan sonra ihtiyaç duyulan anti rotasyonel ünite görevini de üstlenmiştir. Piyasada değişik eksternal heksagon yüksekliklerine (0.7, 0.9, 1.0,1.2 mm) sahip implantlar mevcuttur. Yapılan çalışmalarda eksternal heksagon yüksekliği arttıkça lateral yüklemelerde vidaya binen yüklerin azaldığını gösteren çalışmalar mevcutsa da ideal şartlar sağlandığında artan yüksekliğin vida gevşemesine etkisinin olmadığını gösteren çalışmalar da mevcuttur¹⁶. Aşağıdaki eksternal heks yüksekliğinin

ve implant çapının vida üzerine gelen kuvvetlere etkisi formülize edilmiştir²⁰.

$$F_s = (P[H] - R_2[h]) / D$$

F_s= Vidaya gelen yük

P= Dayanağa gelen lateral yük

H= Dayanak yüksekliği

R₂=İmplant heksine gelen tepki kuvveti

h= Eksternal heks yüksekliği

D= İmplantın platform çapı

Görüldüğü gibi implantın heks boyu uzadıkça ve implant platform çapı arttıkça vidaya gelen yükte azalma meydana gelmektedir.

Tek diş implantların sıklıkla kullanılmaya başlanması eksternal implantlarda vida gevşemesi, vida kırılması gibi komplikasyonların artmasına neden olmuş ve üreticiler rekabetçi piyasa içerisinde internal heksagon, internal octagon, morse taper gibi dayanağın implant ile marjinal kemiğin altında birleştiği birleşim tipini geliştirmişlerdir. Bu birleşim tipinde dayanak, implantın içerisinde yuvaya çok yakın (yaklaşık 10 mikron) temas ile yerleşir²¹. Bu yakın temas mikro hareketlerin ve vibrasyonun engellenmesi için çok önemlidir. İnternal bağlantılı sistemlerde proteze gelen lateral yükler bağlantının ara yüzeyleri tarafından karşılanır, tüm ara yüzeye dağıtılır ve kuvvetlerin direk vidaya ulaşması engellenir. Bu şekilde korumaya alınan vidanın yorgunluğa bağlı (fatigue tipte) başarısızlığa uğrama olasılığı azalır. Uygulanan kuvvetin ancak %10 kadarı vida tarafından karşılanır²¹.

Merz ve arkadaşları sonlu elemanlar analizinde internal bağlantılı implant sistemlerinde eksternal bağlantılı sistemlere göre vidada daha az gerilme tipinde stresler meydana geldiğini bildirmişlerdir²². Norton 3.75 mm eksternal heks Branemark (Nobel Biocare AB,Göteborg,Sweden) ve 3.75 mm internal bağlantılı Astra (Astra Tech Inc. Waltham,MA,USA) implantlarının bükülme dayanımlarını karşılaştırmış ve internal bağlantı dayanımının daha yüksek olduğunu ifade etmiştir²³. Mollersten ve arkadaşları 7 implant sistemini karşılaştırmış ve implant dayanak birleşiminin marjinal kemiğin altında olduğu bağlantı sistemlerinde bükülme dayanımının daha yüksek olduğunu bildirmişlerdir²⁴. Ancak internal bağlantılı sistemlerde özellikle implant çapı azaldıkça, dayanak implant bağlantısının gerçekleştiği iç yüzeyde implant duvarı çok inceler ve kırılmalara karşı direnci azalır. Standart 4 mm. implantlardan daha ince çaplı implantlarda kırılma

sıklığı gittikçe yükselir^{25,26}. 157 adet implant destekli tek diş ITI (Institute Strauman AG, Waldenberg, Switzerland) implant restorasyonların 3 adedinde implant kırılmaları bildirilmiştir. Kırılan implantların tamamı 3.5 mm çaplıdır ve mandibular 1. molar dişler bölgesine yerleştirilmiştir^{27,28}.

İster internal bağlantılı ister eksternal bağlantılı olsun her iki sistemde 2 ayrı parça birleştirilmeye çalışılıp tek bir ünite gibi hareket etmesi amaçlanır. Vida ile birbirine bağlanan yapıların mekaniği düşünüldüğünde vidanın iki üniteyi bir arada tutma yeteneği, iki yüzey tam stabil ve temasta, aralarında hiç boşluk yokken maksimumdur^{22,23,29-32}. Teorik olarak hiçbir iki yüzey mükemmel olarak birbirine temas etmez. Farklı internal ve eksternal bağlantılı sistemlerin dayanak implant birleşimindeki gap oluşumu araştırılmış ve her implant sistemi için ortalama 10µ dan küçük değerler bulunmuştur²⁹. Bu boşluk her iki implant tipinde farklı stres dağılımları görülmesine neden olabilir. Eksternal ve internal bağlantılı implantlara gelen dikey yönlü kuvvetler her iki implant tipinde kemikte benzer dağılım göstermektedir. Ancak yatay yüklemelerde eksternal bağlantılı implantlar marjinal kemikte daha fazla strese neden olur¹². Bunun sebebi olarak da bağlantının kemik seviyesinin üstünde gerçekleşmesi ve internal bağlantılı sistemlerde implantın lateral duvarlarının kuvveti dağıtması gösterilebilir¹². Bidez ve Mish internal bağlantılı sistemlerin incelen implant duvarları nedeni ile marjinal kemikte daha yüksek mutlak gerinim (strain) değerleri gösterdiğini söyler². Hansson, eksternal bağlantılı sistemlerde streslerin marjinal kemiğin en yukarısında biriktiğini, internal bağlantılı sistemlerde ise daha apikalde lokalize olduğunu ve internal bağlantılı sistemlerin biyomekanik olarak daha avantajlı olduğunu belirtir^{33,34}. Ancak yapılan klinik çalışmalarda farklı bağlantı tiplerine sahip Branemark (Nobel Biocare AB,Göteborg,Sweden), Astra Tech (Astra Tech Inc. Waltham, MA, USA) ve ITI (Institute Strauman AG, Waldenberg,Switzerland) implantlarında benzer marjinal kemik seviyeleri gözlenmiştir³⁵⁻³⁷. Yine aynı sistemlerin kemiğe ilettikleri streslerin fotoelestik ve gerinim ölçümü (strain gage) analizlerinde benzer izometrik izler bulunmuştur³⁸. Çalışma sonucuna göre implant boyun (collar) tasarımı veya bağlantı tipinin kemiğe iletilen stresin azaltılmasında etkin olmadığı belirtilmiştir³⁸.

Sonuç olarak 2 implant tipi incelendiğinde sistemler arasındaki esas farkın implant veya dayanakta değil birleşim tipinde olduğu çok nettir. İmplantların dayanımında ve streslerin dağıtımında esas rolü bağlantı tipi oynamaktadır. O halde, hangi bağlantı tipini kullanmak avantajlı olacaktır?

Eksternal bağlantılı sistemlerde zayıf halka dayanak vidası olarak tasarlanır. Yani aşırı yüklenme (overload) durumunda zincir en zayıf halka olan vidadan kırılır²⁶. Bu şekilde kemikte veya protezde meydana gelebilecek hasar değiştirilmesi daha kolay olan vidada gerçekleşir (fail-safe mechanism)³¹. Vida değiştirilir ve aşırı yüklenmenin nedeni araştırılıp ortadan kaldırılmaya çalışılır. Daha güçlü implantların kullanımı aşırı yüklenme durumunu değiştirmez. İmplant, vida, dayanak ve restorasyonun oluşturduğu sistem bütünlüğü korunur ama gelen aşırı yükler kemiğe iletilir³⁹. Çoğu yazar implant sistemlerinde en kolay değiştirilen parça olduğundan dolayı vidanın zayıf halka olarak tasarlanmasını önerirler²⁶. İnternal bağlantılı sistemlerde vida korunur. Vidada meydana gelebilecek başarısızlık şansı düşer²⁷. Ancak şu soruya iyi yanıt vermek gerekir. Beklenmeyen aşırı yükleme durumlarında, parafonksiyonel davranışlarda meydana gelen yükler kemiğe iletilmeli midir? Kemik bu durumlara ne kadar uyum sağlayabilir? Literatürde bir implant sisteminin diğerine üstünlüğünü kanıtlayan bilimsel bir çalışma mevcut değildir. Hekim hangi sistemi kullanacağına dair kararı bilgi beceri ve tecrübelerine göre vermelidir.

KAYNAKLAR

1. Misch CE Contemporary implant Dentistry, 2nd ed, Mosby, St.Louis Missouri, 1999;3-12.
2. Laney WR, Jemt T, Harris D, Henry PJ, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: progress report from a multicenter prospective study after 3 years Int J Oral Maxillofac Implants. 1994;9(1):49-54.
3. Henry PJ, Rosenberg IR, Bills IG, Chan RW, Cohen AC, Halliday KG, Kozeniauskas JA. Osseointegrated implants for single tooth replacement in general practice: a 1-year report from a multicentre prospective study Aust Dent J. 1995;40(3):173-81.
4. Henry PJ, Laney WR, Jemt T, Harris D, Krogh PH, Polizzi G, Zarb GA, Herrmann I. Osseointegrated implants for single-tooth replacement: a prospective 5-year multicenter study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11(4):450-5.
5. Ekfeldt A, Carlsson GE, Börjesson G. Clinical evaluation of single-tooth restorations supported by osseointegrated implants: a retrospective study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1994;9(2):179-83.
6. 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.
7. Sones AD. Complications with osseointegrated implants. J Prosthet Dent. 1989;62(5):581-5.
8. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. Clin Oral Implants Res. 2008;19(2):119-30.
9. Misch CE, Dental implant Prosthetics, 1st ed, Mosby, St.Louis Missouri, 2005 ;32-41
10. Cibirka RM, Nelson SK, Lang BR, Rueggeberg FA Examination of the implant-abutment interface after fatigue testing. J Prosthet Dent. 2001;85(3):268-75.
11. 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.
12. Abouyoussef H, Weiner S, Ehrenberg D. Effect of an antirotation resistance form on screw loosening for single implant-supported crowns. J Prosthet Dent. 2000 Apr;83(4):450-5.
13. 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.
14. Haack JE, Sakaguchi RL, Sun T, Coffey JP. Elongation and preload stress in dental implant abutment screws. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995;10(5):529-36.



15. Khraisat A, Hashimoto A, Nomura S, Miyakawa O. Effect of lateral cyclic loading on abutment screw loosening of an eksternal heksagon implant system. *J Prosthet Dent*. 2004;91(4):326-34.
16. Khraisat A, Abu-Hammad O, Dar-Odeh N, Al-Kayed AM. Abutment screw loosening and bending resistance of external hexagon implant system after lateral cyclic loading. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2004;6(3):157-64.
17. Acar A, İnan Ö. İmplant destekli protezlerde okluzyon Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi. 2001;cilt 4, Sayı 1.
18. Lawrence AW, Kruger B. A comparison of implant / prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 1995;8:421-33.
19. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *J Prosthodont* 2006;15(3):164-71.
20. Boggan RS, Strong JT, Misch CE, Bidez MW. Influence of hex geometry and prosthetic table width on static and fatigue strength of dental implants. *J Prosthet Dent* 1999;82(4):436-40.
21. Perriard 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.
22. Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant-abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants* 2000;15: 519-26.
23. Norton MR. An in vitro evaluation of the strength of an internal conical interface compared to a butt joint design. *Clinical Oral Implants Research* 1997;8: 290-298.
24. Mollersten L, Lockowandt P, Linden LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant system:an in vitro test. *J Prosthet Dent* 1997;78:582-91.
25. Schwarz MS. Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Implants Res*. 2000;11(1):156-8.
26. Basten CH, Nicholls JI, Daly CH, Taggart R. Load fatigue performance of two implant-abutment combinations. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1996;11(4):522-8.
27. Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Saunders SL. A multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: preliminary results at 6 or more months of loading. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1997;12(2):237-42.
28. Levine RA, Clem DS 3rd, Wilson TG Jr, Higginbottom F, Solnit G. Multicenter retrospective analysis of the ITI implant system used for single-tooth replacements: results of loading for 2 or more years. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999;14(4):516-20.
29. Coelho AL, Suzuki M, Dibart S, DA Silva N, Coelho PG. Cross-sectional analysis of the implant-abutment interface. *J Oral Rehabil* 2007;34(7):508-16.
30. Binon PP. Implants and components:entering the new millenium. *Int J Oral Maxillofac Imo* 2000;15:76-4.
31. Khraisat A, Stegaroiu, R, Nomura S, Miyakawa O. Fatigue resistance of two implant- abutment joint designs. *J Prosthet Dent*. 2002;88:604-10.
32. Akca K, Iplikcioglu H, Cehreli MC. Comparison of uniaxial resistance forces of cements used with implant-supported crowns. *International Journal of Oral & Maxillofacial implants* (2002);17;536-542
33. Hansson S. Implant-abutment interface: biomechanical study of flat top versus conical *Clin Implant Dent Relat Res* 2000;2(1):33-41
34. Hansson S. A conical implant-abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone. An axisymmetric finite element analysis. *Clin Oral Implants Res* 2003;14(3):286-93.
35. Abrahamsson I, Berglundh T, Wennström J, Lindhe J. The peri-implant hard and soft tissues at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 1996;7(3):212-9.



36. Snauwaert K, Duyck J, van Steenberghe D, Quirynen M, Naert I. Time dependent failure rate and marginal bone loss of implant supported prostheses: a 15-year follow-up study. Clin Oral Investig 2000;4(1):13-20.
37. Moberg LE, Köndell PA, Sagulin GB, Bolin A, Heimdahl A, Gynther GW. Brånemark System and ITI Dental Implant System for treatment of mandibular edentulism. A comparative randomized study: 3-year follow-up. Clin Oral Implants Res 2001;12(5):450-61.
38. 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.
39. Rangert B, Krogh PH, Langer B, Van Roekel N. Bending overload and implant fracture: a retrospective clinical analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 1995;10(3):326-34

Yazışma Adresi

Ar. Gör. Dt. Orhun EKREN

Çukurova Üniversitesi

Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Ted A.D

01130 Balcalı/Adana

Tel:0 (322) 338 73 30

Faks: 0 (322) 338 73 31

E-mail: orhunekren@hotmail.com

