



RESEARCH ARTICLE

Evaluation of the stress on attachments of mandibular two-implant overdenture

Serhat Ramoğlu, DDS, Oğuz Ozan, DDS, PhD, Sevcan Kurtulmuş-Yılmaz, DDS, PhD

^aNear East University, Faculty of Dentistry, Department of Prosthodontics, Nicosia, Cyprus

ARTICLE INFO

Article history:

Received 28 February 2014

Accepted 05 May 2014

Keywords:

Ball attachments

Locator attachments

Finite element analysis

Von Mises

ABSTRACT

Objectives: The aim of this study was to evaluate the effect of implant locations on the stress around the two different attachment systems in mandibular two-implant overdentures.

Materials and Methods: The data obtained from Visible Human Project were modified with the use of VRMESH and Rhinoceros 4.0 software to establish a 3D mandible model with 2 mm cortical bone covering the trabecular bone and 2 mm mucosae. 3D models (totally 6 models) of mandibular two-implant overdenture were designed according to different implant locations [lateral-lateral (LL), lateral-canine (LC), lateral-first premolar (LP)] and attachment systems [ball (BA), locator (LA)]. Foodstuff was used for occlusal loading (100N) and to simulate different biting configurations, foodstuff was positioned on incisors (anterior) and between the second premolar and first molar (posterior) bilaterally. The finite element analysis was performed by ALGOR FEMPRO software and von Mises stresses on attachments were evaluated.

Results: For symmetric configuration (LL), there was more von Mises stress on BA compared to LA when foodstuff was positioned posteriorly. For asymmetric configurations (LC and LP), when the implant in the asymmetric side was positioned more posteriorly, von Mises stresses increased on both BA and LA of the implant positioned in the opposite side. In LC configuration, on BA higher von Mises stresses detected when compared to LA, whereas in LP configuration the higher stresses determined on LA when foodstuff was positioned posteriorly.

Conclusions: In LL and LP configurations, LA showed lower stresses, which should lead the clinician to choose the appropriate attachment system according to the individual clinical situation.



ARAŞTIRMA MAKALESI

Mandibular 2 implant destekli overdenture protezlerde ataşmanlar üzerine gelen streslerin değerlendirilmesi

Serhat Ramoğlu, DDS, Oğuz Ozan, DDS, PhD, Sevcan Kurtulmuş-Yılmaz, DDS, PhD

°Yakın Doğu Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Lefkoşa, KKTC

MAKALE BİLGİ

Makale geçmişi:
Alınan 28 February 2014
Kabul 05 May 2014

Anahtar Kelimeler:
Locator ataşman
Sonlu elemanlar stres analizi
Top başlı ataşman
Von Mises

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı, mandibular 2 implant destekli overdenture protezlerde farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmiş implant üzerindeki 2 farklı tip ataşmana gelen streslerin değerlendirilmesi.

Gereç ve Yöntem: "Visible Human Project" verileri VRMESH ve Rhinoceros 4.0 yazılımlarıyla, 2 mm mukoza ve 2 mm kortikal tarafından çevrelenmiş trabeküler kemik özelliklerine sahip 3 boyutlu (3B) mandibular modeli oluşturuldu. Mandibular 2 implant destekli overdenture protezi simüle eden 3B modeller (toplam 6 adet) farklı implant lokalizasyonları ve farklı ataşman sistemleri kullanılarak tasarlandı. Modeller üzerine oklüzal yüklemeler (100N), yarım yuvarlak sert materyal (YYSM) ile farklı fonksiyonel hareketleri (çiğneme, ısırma) simüle edebilmek için farklı konumlardan yapılmıştır. Sonlu elemanlar analizi ALGOR FEMPRO yazılımı ile yapılarak, ataşmanlara gelen stresler Von Mises değerleri ile değerlendirilmiştir.

Bulgular: Simetrik lokalizasyonlarda (LL), posterior bölgeden yapılan yüklemeler sonucunda BA'ya gelen stresler LA'ya gelen streslerden daha fazladır. Asimetrik konfigürasyonlarda (LC ve LP), sol taraftaki implant posteriora doğru konumlandıkça, diğer tarafta bulunan implant üzerindeki hem BA hem de LA'da Von Mises stresleri artmıştır. YYSM posterior yerleştirildiğinde, LC konfigürasyonunda BA'da, LA'ya göre daha yüksek Von Mises stresleri gözlenirken, LP konfigürasyonlarda LA'da daha yüksek stresler tespit edilmiştir.

Sonuçlar: LL ve LP konfigürasyonlarında, LA daha düşük stres değerleri göstermiştir. Bu sonuç, klinisyenlere implant destekli overdenture protez yaparken seçecekleri ataşman türü hakkında öncülük edecektir.

GİRİŞ

Dişlerin tamamen kaybedilmesi sonucu rezidüel kret rezorpsiyonu, dikey boyut kaybı, yetersiz dudak ve yanak desteği, fonksiyonel bozukluklar ve farklı derecelerde psikososyal sorunlar ortaya çıkar. Bu nedenle tam dişsiz vakaların rehabilitasyonu, en zor protetik tedavi protokollerinden birisidir.¹

Konvansiyonel tam protezlerde görülen retansiyon ve stabilizasyon eksikliği ve çiğneme etkinliğinin az olması gibi sorunlar hasta konforunu ve memnuniyetini azaltmaktadır.^{2,3} Günümüzde teknolojinin ve bilimin ilerlemesi ile birlikte birçok implant sistemi ve tedavi konsepti geliştirilmiş; konvansiyonel tam protezler tam dişsiz hastaların rehabilitasyonunda tek tedavi seçeneği olmaktan çıkmış³ ve implant destekli protezler rutin bir tedavi prosedürü haline gelmiştir.

McGill Konsensüsü⁴ ve York Bildirisi'ne⁵ göre, tam dişsiz hastalarda ilk tedavi seçeneğinin 2 implantla desteklenen overdenture protezler olması gerekmektedir. İki implant destekli overdenture protezler implant destekli tedavi prosedürlerinin altın standardı olmasa da, performans, hasta memnuniyeti, maliyet ve klinikte harcanan süre göz önüne alındığında, birçok klinisyen tarafından başarılı olarak kabul edilen bir tedavi alternatifidir.

İmplant destekli overdenture protezlerin planlanmasındaki en önemli basamaklardan biri tutucu tipinin seçimidir. Bar, top başlı, locator, manyetik ve teleskopik ataşmanlar⁶⁻¹⁰ içinde implantların birbirlerine bağlanmadığı durumlarda en çok tercih edilen ataşmanlar, top başlı ve locator ataşmanlardır.¹¹

Top başlı ataşmanlar implant-doku destekli overdenture protezlerde tercih edilen¹² ve rotasyon ve menteşe hareketlerine izin veren rezilient

ataşmanlardır.¹³ Fonksiyonel kuvvetleri doku ve implant arasında üniform bir şekilde dağıtabilirler.¹⁴ Gerektiğinde değiştirilebilmesinin ve tamirinin kolay olması, maliyetinin düşük olması,¹⁵ uygulamasının kolay, hacminin küçük ve hijyenik olması¹⁶ gibi avantajlarının yanında; zamanla ataşmanın yıpranması ve tutuculuğunun azalması, fazla tamir gerektirmesi ve implantlar arasında açı farkı olduğunda uygulanamaması gibi dezavantajlarında bulunmaktadır.¹⁷

Mevcut ataşmanlar içinde en az interark mesafeye ihtiyaç duyan¹¹ locator ataşmanların vertikal yüksekliğinin düşük olması, implantlar arasında 40°'ye kadar açı farkı olması durumunda bu farkın kompanse edilmesini sağlamaktadır.¹⁰

Locator ataşmanların aşınma direncinin yüksek olması da önemli bir avantajdır.^{10,15} İmplant destekli protezlerde başarıyı etkileyen en önemli faktörlerinden biri, implantların optimum konumda yerleştirilmesidir.¹⁸ İki implant destekli overdenture protezlerde implantlar için en ideal pozisyonların anterior mandibulada lateral kesici, kanin ve küçük azı bölgeleri olduğu belirtilmiştir.¹⁹⁻²¹ İmplantların orta hattan eşit uzaklıkta konumlandırılmaları oldukça önemlidir.^{6,10,21,22} İmplantlardan biri daha distale yerleştirildiğinde, distaldeki implant fulkrum eksenine veya primer rotasyon noktası gibi hareket edip orta hatta yakın olan implantın tutucu parçasının aşınmasına ve distaldeki implanta aşırı yük binmesine neden olmaktadır.¹⁰⁻¹⁵ Ancak, anatomik sınırlamalardan dolayı implantlar her zaman ideal pozisyonda yerleştirilememektedir.¹⁵ Bu gibi durumlarda seçilecek ataşman tipi gelen kuvvetin dengelenmesi ve başarının arttırılmasında rol oynamaktadır.^{15,21}

Bu çalışmanın amacı, 2-implant destekli overdenture protezlerde, simetrik olmayan lokasyonlarda yerleştirilen implantlardaki

top başlı ve locator ataşmanların çevresinde oluşan streslerin 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi (SESA/FEM) yöntemiyle incelenmesidir.

GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırmada, mandibular modele uygulanan 2 implant destekli overdenture protezde, implant lokalizasyon farklılıklarının, top başlı ve locator ataşmanlar üzerinde meydana getirdiği stresler 3 boyutlu (3B) SESA ile incelenmiştir.

Araştırmamızda kullanılan 6 adet 3B sonlu elemanlar modeli Visible Human Project® (U.S. National Library of Medicine, Bethesda, MD, Amerika) ile elde edilen veriler, VRMESH (Virtual Grid Inc, Bellevue City, WA, Amerika) ve Rinoceros 4.0 (McNeel North America, Seattle, WA, Amerika) yazılımları kullanılarak elde edilmiştir. 3B modellerde uygulanan implantların lokalizasyonları ve kullanılan ataşman tipleri Tablo 1'de, 6 grup model Resim 1'de gösterilmiştir. Modeller, daha önce yapılmış çalışmalar baz alınarak 2 mm trabeküler kemik ve 2 mm mukoza kalınlığı sabit olacak şekilde hazırlanmıştır.²¹⁻²⁴

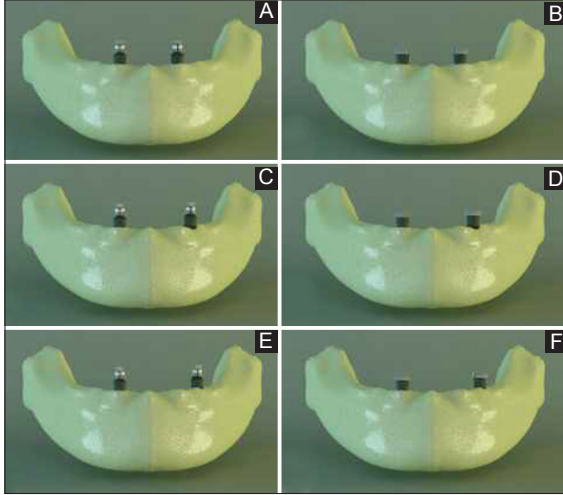
İmplant modellemesi için 3, 5x11-mm (Astra Tech Osseospeed™, Densply

Implants, Mölnadal, İsveç) çap ve boyda implantlar kullanılmıştır. Overdenture proteze desteklik sağlamak için kullanılan kullanılan top başlı ataşman, 2 mm diş eti yüksekliğine sahip titanyum abutment(patix) ve altın alaşımli tutucu yuvadan matrix) oluşmaktadır ve çapı 2,5 mm'dir. Modellemede kullanılan locator ataşmanın titanyum patix parçası 1.8 mm erkek parçaya, 2 mm dişeti yüksekliğine ve 3.8 mm çapa sahip olacak şekilde planlanmıştır. Locator ataşmanın matrix yapısı için 4.7 mm çapa sahip reziliant mavi renk naylon tutucu modellenmiştir.²⁵ Modellenen mandibular overdenture alt çenede bütün stres alanları kapsayacak şekilde planlanmıştır.

Modeller geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (ALGOR, Inc. Amerika) yazılımına aktarılmıştır. Algor Fempro yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra, mandibular kemik dokusu, mukoza, implant ve protetik materyallerin fiziksel özelliklerini tanımlayan (Poisson oranı, Elastiklik Modülü) değerler önceki çalışmalar göz önüne alınarak yazılıma tanıtılmıştır.^{21,22,26-29} Bu değerler Tablo 2'de gösterilmiştir. İmplant ile kemik arasındaki ara yüz statik, overdenture

Tablo 1. FEM Modelleri ve kullanılan ataşman tipleri.

	Sağ İmplant Lokalizasyonu	Sol İmplant Lokalizasyonu	Ataşman Türü
Model 1	Orta hattan 7 mm distalde	Orta hattan 7 mm distalde	Top başlı
Model 2	Orta hattan 7 mm distalde	Orta hattan 7 mm distalde	Locator
Model 3	Orta hattan 7 mm distalde	Orta hattan 12 mm distalde	Top başlı
Model 4	Orta hattan 7 mm distalde	Orta hattan 12 mm distalde	Locator
Model 5	Orta hattan 7 mm distalde	Orta hattan 15 mm distalde	Top başlı
Model 6	Orta hattan 7 mm distalde	Orta hattan 15 mm distalde	Locator



Resim 1. SESA Modelleri. A. Model 1: Simetrik tasarımda top başlı ataşman; B. Model 2: Simetrik tasarımda locator ataşman; C. Model 3: İmplant arasında 19 mm olan tasarımda top başlı ataşman; D. Model 4: İmplant arasında 19 mm olan tasarımda locator ataşman; E. Model 5: İmplant arasında 22 mm olan tasarımda top başlı ataşman; F. Model 6: İmplant arasında 22 mm olan tasarımda locator ataşman.

protez ile mukoza sürtünmesiz olacak şekilde modellenmiştir. Meydana gelen toplam eleman ve nod sayısı Tablo 3'te gösterilmiştir.

Hazırlanan üç boyutlu sonlu elemanlar modeline yapılacak olan yükleme işlemi (100N) için; gıda parçasını taklit eden, yarım yuvarlak sert materyal (YYSM)^{23,29} overdenture protezin yapay dişleri üzerine gelecek lokalize temasları önlemek amacıyla çapı 20 mm olan küresel, rijit bir yapı olarak modellenmiştir. Yükleme; YYSM, anterior bölgede sağ ve sol orta kesicilerin orta noktasında; posterior, sağ ve sol tarafta ise, merkezi ikinci küçük azı ile birinci büyük azı kontak noktası üzerine gelecek şekilde konumlandırılmıştır.

Analizler neticesinde her bir ataşman için ayrı ayrı elde edilen Von Mises

Tablo 2. Materyallerin fiziksel özellikleri.

	Elastiklik Modülü	Poisson Oranı
Cr-Cobalt	100000	0,35
Kortikal	13700	0,3
Titanyum	117000	0,35
Spongioz	1850	0,3
PMMA	3000	0,35
Mukoza	680	0,45

Tablo 3. FEM modellerinde kullanılan düğüm ve eleman sayıları.

	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
Model 1	163114	737606
Model 2	161344	727998
Model 3	164705	745906
Model 4	162207	733905
Model 5	164101	745045
Model 6	164162	743298

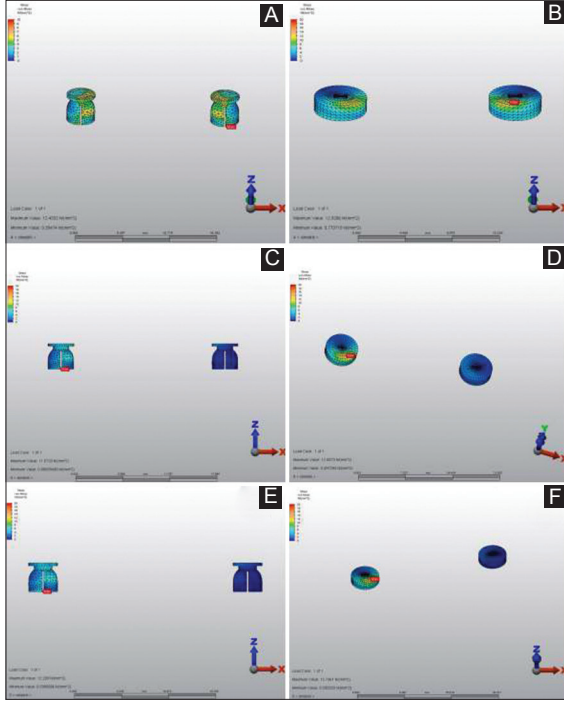
stres değerleri sayısal ve renk kodu ile gösterilerek, değerlendirmeye alınmıştır.

BULGULAR

Analizler neticesinde elde edilen Von Mises stres değerleri Tablo 4'te ve Resim 2-4'te gösterilmiştir.

1. Anterior Yükleme

Anterior yükleme sonrasında ortaya çıkan Von Mises stres değerleri Şekil 2'deki gibidir. Model 1 ve model 2'de sağ ve sol ataşman arasında benzer kuvvetler

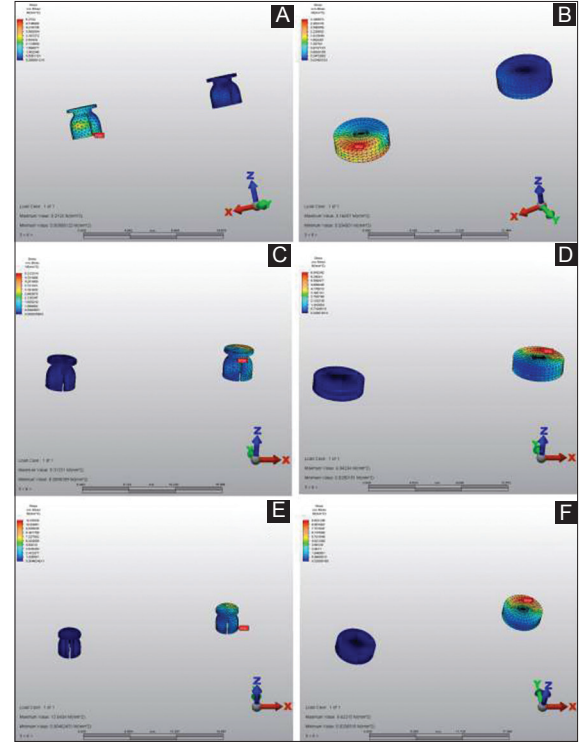


Resim 2. Anterior Yükleme Sonrasında Von Mises Stres Şemaları. A.Simetrik tasarımda top başlı tutucu ataşmanda görülen stresler; B.Simetrik tasarımda locator tutucu ataşmanda görülen stresler; C.İmplant arasında 19 mm olan tasarımda top başlı tutucu ataşmanda görülen stresler; D.İmplant arasında 19 mm olan tasarımda locator tutucu ataşmanda görülen stresler; E.İmplant arasında 22 mm olan tasarımda top başlı tutucu ataşmanda görülen stresler; F.İmplant arasında 22 mm olan tasarımda locator tutucu ataşmanda görülen stresler.

gözlenmiştir. Model 3 ve 4'te sağ ataşmana gelen kuvvetin sol ataşmana gelen kuvvetin yaklaşık olarak 4 katı olduğu; model 5 ve model 6'da ise sağ ataşmana gelen kuvvetin, sol ataşmana gelen kuvvetin yaklaşık olarak 6 katı olduğu bulgulanmıştır. Anterior yükleme işlemleri esnasında, ataşman türleri arasında önemli bir farklılık olmadığı görülmüştür.

2. Posterior Sol Yükleme

Posterior sol yükleme sonrasında ortaya çıkan Von Mises stres değerleri

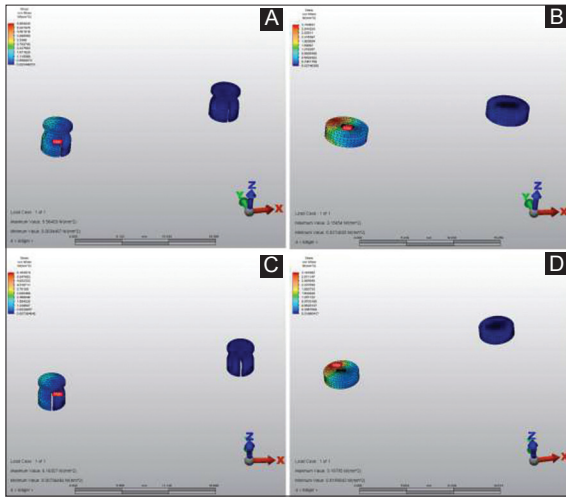


Resim 3. Posterior Sol Yükleme Sonrasında Von Mises Stres Şemaları. A.Simetrik tasarımda top başlı tutucu ataşmanda görülen stresler; B.Simetrik tasarımda locator tutucu ataşmanda görülen stresler; C.İmplant arasında 19 mm olan tasarımda top başlı tutucu ataşmanda görülen stresler; D.İmplant arasında 19 mm olan tasarımda locator tutucu ataşmanda görülen stresler; E.İmplant arasında 22 mm olan tasarımda top başlı tutucu ataşmanda görülen stresler; F.İmplant arasında 22 mm olan tasarımda locator tutucu ataşmanda görülen stresler.

şekil 3'deki gibidir. Top başlı ataşman kullanılan modeller incelendiğinde; model 1 ile model 3 arasında önemli bir fark gözlemlenmezken; model 3'te, model 5'e göre ve model 5'te, model 1'e göre yaklaşık olarak 2,3 kat daha fazla stres görülmüştür. Locator ataşman kullanılan model 4'te, model 2'ye göre yaklaşık olarak 2,2 kat; model 6'da ise model 1'e göre yaklaşık 3 kat daha fazla stres bulgulanmıştır. Model 4'te biriken stres miktarının model 6'ya göre yaklaşık olarak %28 daha az olduğu gözlemlenmiştir. Ataşmanlara gelen

Tablo 4. Analizler sonrasında ortaya çıkan Von Mises stres değerleri.

Model no	Anterior Yükleme		Posterior Sağ Yükleme		Posterior Sol Yükleme	
	Sağ Ataşman	Sol Ataşman	Sağ Ataşman	Sol Ataşman	Sağ Ataşman	Sol Ataşman
Model 1	11,8421	12,4332	5,2722	0,6961	0,6961	5,2722
Model 2	12,3350	12,9286	3,1665	0,4439	0,4439	3,1665
Model 3	11,5728	3,4414	5,5640	0,3036	0,5772	5,3123
Model 4	12,6673	3,4138	3,1545	0,2182	0,3126	6,9423
Model 5	12,2990	2,3021	6,1635	0,3020	0,2952	12,0434
Model 6	12,7361	2,1385	3,1879	0,1883	0,2422	9,6221



Resim 4. Posterior Sağ Yükleme Sonrasında Von Mises Stres Şemaları. A. İmplant arasında 19 mm olan tasarımda top başlı tutucu ataşmada görülen stresler; B. İmplant arasında 19 mm olan tasarımda locator tutucu ataşmada görülen stresler; C. İmplant arasında 22 mm olan tasarımda top başlı tutucu ataşmada görülen stresler; D. İmplant arasında 22 mm olan tasarımda locator tutucu ataşmada görülen stresler.

streslerin incelenmesinde, model 2'de model 1'e göre %40, model 3'te model 4'te göre %23,4 model 6'da model 5'e göre %20 daha az stres birikimleri tespit edilmiştir.

3. Posterior Sağ Yükleme

Posterior sağ yükleme sonrasında ortaya çıkan Von Mises stres değerleri Resim 4'deki gibidir. Model 1 ve model 3'te oluşan stresler arasında önemli bir fark görülmezken; model 5'te, model 1'e göre 1,2 kat; model 3'e göre ise 1,1 kat daha fazla stres görülmüştür. Locator ataşman kullanılan modeller arasında önemli bir fark görülmemiştir. Biriken stres miktarı ataşmanlar açısından karşılaştırıldığında, model 2'de biriken stres miktarı model 1'de biriken stres miktarının yaklaşık olarak %40, model 4'te biriken stres miktarı, model 3'dekinin yaklaşık %44, model 6'da biriken stres miktarının ise model 5'tekine göre yaklaşık %48 daha az olduğu görülmüştür.

TARTIŞMA

İmplant destekli overdenture protezlerin başarısı öncelikle ataşman sistemin tutuculuk kapasitesine bağlıdır.³⁰ Çiğneme fonksiyonu ve protezin yerinden çıkarılması sırasında, ataşmanın tutucu yüzeyleri arasında oluşan makro ve mikro hareketler zamanla ataşmanın aşınmasına ve tutuculuğunun azalmasına neden olmaktadır.³¹ Tutuculuk ve stabilizasyon

kaybı da fonksiyonun ve dolayısıyla hasta memnuniyetinin azalmasına yol açmaktadır.³²

Klinik olarak sıklıkla karşılaşılabilen bir durumun simülasyonu olan bu çalışmada, implant destekli overdenture protezlerde en çok kullanılan ataşman türü olan top başlı ataşmanlar ile üzerinde az sayıda araştırma yapılmış olan locator ataşmanların karşılaştırılması amaçlanmıştır. Literatür incelendiğinde, locator ataşmanlar ile top başlı ataşmanları karşılaştıran sınırlı sayıda klinik çalışma mevcut olmakla birlikte, bu iki ataşman çevresindeki in vitro stres değerlerini kıyaslayan bir araştırmaya rastlanılmamıştır.

SESA, düzensiz geometri gösteren karmaşık yapılaraya uygulanabilmesi, istenilen boyutlardaki yapıların geometrisini tam olarak taklit edebilmesinden dolayı medikal çalışmalarda sıklıkla tercih edilmektedir. SESA yönteminde; implant, implant ara parçaları ve kemikte oluşan streslerin lokalizasyonları ve sayısal değerleri rahatlıkla görülebilmektedir. Ayrıca materyallerin malzeme özelliklerinin doğru verilmesi nedeniyle oluşturulan modelin gerçeğe yakın özellikler göstermesine olanak sağlanmış olunur.^{21,33-38} Bu avantajları nedeniyle çalışmamızda, SESA tercih edilmiştir.

Daha önceki çalışmalarda kuvvetler, oblik ya da vertikal olmasına rağmen tek bir noktadan (tüberkül tepelerinden) uygulanmıştır. Bu çalışmada SESA esnasında uygulanan kuvvetlerin implant ve çevre dokulara iletilmesi için (YYSM) ile çığneme ve ısırma kuvvetleri daha önceki çalışmalarda olduğu gibi simüle edilmiştir.^{24,29,39} Kullanılan sert gıda parçası ile, kuvvetlerin tek bir noktadan (vertikal ya da oblik)değil; yarım yuvarlak materyalin temas edeceği bütün tüberkül eğimlerinden iletilmesi ile gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmiştir. Modellenen yarım yuvarlak sert gıda parçası 20 mm çapı ile

overdenture protez üzerine tam temas halinde konumlandırılmıştır.

Locator ve top başlı ataşmanların çevresindeki stres değerleri, implantların pozisyonlarından bağımsız olarak değerlendirildiğinde, genellikle locator ataşmanlara daha az stres geldiği tespit edilmiştir. Üretici firma locator ataşmanların daha rezilient bir yapıya sahip olduğunu iddia etmektedir. Bu nedenle ataşmanlar arasındaki stres farkının rezilientlik derecelerinden kaynaklanmış olabileceği düşünölmektedir. Rezilient ataşmanların proteze gelen kuvvetler karşısında rotasyon hareketi yaparak bu yükleri mukoza ve protezin diğer komponentlerine dağıttığı belirtilmiştir.⁴⁰

Anterior bölgeden yapılan ısırma kuvvetlerinin simüle edildiği simetrik konfigürasyonlarda (Model 1, Model 2), önceki çalışmalarda tutarlı olarak^{21,41,42} gelen stresler ataşmanlar arasında homojen yayılım göstermiştir. Von Mises analizleri incelendiğinde streslerin ataşmanların kuvvete yakın bölgelerinde daha fazla biriktiği gözlemlenmiştir. Bunun nedeninin, gelen kuvvetlerin bu bölgelere daha önce ve daha etkili iletilmesi olabileceği düşünölmektedir.²¹ Top başlı ve locator ataşmanlar kıyaslandığıında ise, streslerin top başlı ataşmanda matrix parçasının elastik uç kısmında; locator ataşmanda ise ataşmanın tepe noktasının kuvvetin geldiği bölgeye yakın yüzeyinde biriktiği gözlenmiştir. Bu durum, meydana gelen streslerin karşılanmasında, rijit bölgelerin stresleri olduğu gibi iletilmesi, rezilient bölgelerin ise stresleri bir miktar absorbe etmiş olmasıyla açıklanabilir.^{40,43}

Anterior bölgeden yükleme yapılan asimetrik konfigürasyonlara ait imaj ve Von Mises değerleri incelendiğinde, orta hattan uzaklaşan distal ataşmanın üzerindeki stres değerinin implantın uzaklaşması ile azaldığı tespit edilmiştir. Bunun sebebinin, konumu değişmeyen

tarafta modellenen unsurların (mukoza, protez, kemik, vb.) miktarının aynı kalması; fakat, orta hattan uzaklaşan implant tarafında bu miktarın artması ile streslerin bu unsurlarda dağılması olabileceği düşünölmektedir. Mesial ve distal ataşmanlar arasındaki bu stres farkının asimetri artıkça artması ve mesialdeki ataşmana daha fazla stres gelmesi, bu ataşmanın daha erken aşınmasına sebep olabilir. Misch¹⁴ de asimetrik pozisyonda yerleştirilmiş implantlar varlığında, ısırma hareketi yapıldığında daha mesialde olan implantın fulkrum noktası görevi göreceğini ve bu durumun protezin stabilizasyonunda bozulmaya ve ataşmanda aşınmaya neden olacağını belirtmiştir.

Posterior sol bölgeden yapılan yüklemede, model 1'de ve model 2'de sol ataşmana gelen stres miktarı sağ ataşmana gelen stres miktarından daha fazladır. Bu bulgu önceki çalışmayla da tutarlılık göstermektedir.⁴⁴

İmplant destekli overdenture protezlerde implantlar üzerine gelen streslerin değerlendirildiği çalışmalarda, kuvvetin uygulandığı taraftaki implant üzerinde tork hareketi meydana geldiği bildirilmiştir.^{45,46} Bu çalışmada da asimetrik konfigürasyonlarda, implant distalde konumlandıkça sol ataşmanlar üzerinde artan stres miktarlarının benzer tork hareketinden kaynaklandığı düşünölmektedir. Hem top başlı ataşmanların hem de locator ataşmanların kullanıldığı modellerde, asimetri artıkça distal ataşmanın üzerindeki stres miktarının katlanarak arttığı tespit edilmiştir. Distaldeki implantın asimetri artıkça kuvvet uygulanan bölgeye daha yakın konumlanması buna neden olarak gösterilebilir.²³

Misch¹⁵ asimetrik pozisyonda yerleştirilmiş implantlar varlığında, ısırma hareketinden farklı olarak posterior

çiğneme hareketi yapıldığında, daha distaldeki implantın fulkrum noktası olarak davranacağını ve bu nedenle mesialdeki ataşmanın daha fazla aşınacağını ileri sürmektedir. Bu çalışmada da distaldeki ataşmanda streslerin arttığının bulgulanması Misch'in hipotezini¹⁵ destekler niteliktedir. Bu durumda mesialdeki ataşmanda daha hızlı aşınma görölməsi beklenebilir.

Posterior sol taraftan yapılan yüklemede olduğu gibi, sağ taraftan yapılan yüklemede de bütün modellerde kuvvete yakın olan ataşmana gelen stres miktarı daha fazladır. Asimetri artıkça sağ taraftaki ataşmanlardaki stres değerlerinde belirgin bir değişiklik gözlenmezken, sol taraftaki ataşmanlarda bu değerlerde azalma tespit edilmiştir. Bu bulgu, implantın orta hattan uzaklaşmasıyla sağ posteriordan gelen kuvvetin, implantlar arasındaki bölgede bulunan mukoza ve protez komponentleri tarafından absorbe edilmesinden kaynaklanmış olabilir.

SONUÇ

Simetrik tasarımlarda locator ataşman üzerinde top başlı ataşmana göre daha az stresler birikmektedir. Bunun yanında asimetrik tasarımlarda bir ataşman tipinin diğerine göre daha üstün olduğu şeklinde kesin bir yargıya varılamamaktadır. Bu nedenle klinik duruma göre en uygun ataşman tipinin tercih edilmesi önerilebilir.

KAYNAKLAR

1. Mericske-Stern RD, Taylor TD, Belsler U. Management of the edentulous patient. Clin Oral Implants Res 2000;11 Suppl 1:108-125
2. Allen PF, McMillan AS. A review of the functional and psychosocial outcomes of edentulousness treated with complete replacement dentures.

- J Can Dent Assoc 2003;69:662.
3. Tomruk CÖ, Özkurt Z, Şençift K, Kazazoğlu E. İmplant destekli overdenture ve klasik tam protezlerin hasta memnuniyeti açısından karşılaştırılması. Cumhuriyet Dent J 2013;16:8-19.
 4. 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;17:601-602.
 5. British Society for the Study of Prosthetic Dentistry. The York consensus statement on implant-supported overdentures. Eur J Prosthodont Restor Dent 2009;17:164-165.
 6. Bilhan H, Geckili O, Mumcu E, Bilmenoglu C. Maintenance requirements associated with mandibular implant overdentures: clinical results after first year of service. J Oral Implantol 2011;37:697-704.
 7. Botega DM, Mesquita MF, Henriques GE, Vaz LG. Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. J Oral Rehabil 2004;31:884-889.
 8. Cekiç C, Akça K, Cehreli MC. Effects of attachment design on strains around implants supporting overdentures. Quintessence Int 2007;38:291-297.
 9. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures. Clin Oral Implants Res 2004;15:560-569.
 10. Kulak-Özkan Y. Tam protezler ve implant üstü hareketli protezlerde problemler ve çözüm yolları. İstanbul: Vestiyer Yayıncılık 2012:291-427.
 11. Kleis WK, Kämmerer PW, Hartmann S, Al-Nawas B, Wagner W. A comparison of three different attachment systems for mandibular two-implant overdentures: one-year report. Clin Implant Dent Relat Res 2010;12:209-218.
 12. Uludag B, Polat S. İmplant destekli overdenture uygulamalarında kullanılan tutucular. Türkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics 2010;1:80-86.
 13. Geçkili O, Bural C, Bilmenoglu Ç. İmplant destekli tam protezlerde kullanılan tutucu sistemler. EÜ Dişhek Fak Derg 2010;31:9-18.
 14. Petropoulos VC, Mante FK. Comparison of retention and strain energies of stud attachments for implant overdentures. J Prosthodont 2011;20:286-293.
 15. Misch CE. Dental Implant Prosthetics. St. Louis: Elsevier Mosby, 2005:98-256.
 16. Uludağ B. Hassas Tutucular İmplant Vakalarında Sorunlar ve Çözümler. İstanbul: Ada Ofset Matbaacılık, 2012:107-113.
 17. Walton JN. A randomized clinical trial comparing two mandibular implant overdenture designs: 3-year prosthetic outcomes using a six-field protocol. Int J Prosthodont 2003;16:255-260.
 18. Asvanund C, Morgano SM. Restoration of unfavorably positioned implants for a partially edentulous patient by using an overdenture retained with a milled bar and attachments: a clinical report. J Prosthet Dent 2004;91:6-10.
 19. Burns DR, Unger JW, Elswick RK Jr, Beck DA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I--Retention, stability, and tissue response. J Prosthet Dent 1995;73:354-363.
 20. Geertman ME, van Waas MA, van 't Hof MA, Kalk W. Denture satisfaction in a comparative study of implant-

- retained mandibular overdentures: a randomized clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996;11:194-200.
21. Hong HR, Pae A, Kim Y, Paek J, Kim HS, Kwon KR. Effect of implant position, angulation, and attachment height on peri-implant bone stress associated with mandibular two-implant overdentures: a finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:69-76.
 22. Doukas D, Michelinakis G, Smith PW, Barclay CW. The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: 6-month fatigue retention values. *Int J Prosthodont* 2008;21:152-154.
 23. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. *Med Eng Phys* 2008;30:218-225.
 24. Savadi RC, Goyal C. Study of biomechanics of porous coated root from implant using overdenture attachment: A 3D FEA. *J Indian Prosthodont Soc* 2010;10:168-175.
 25. ZEST Anchors LLC.: LOCATOR® Attachment product sheet. CA, USA, 2011.
 26. Krennmair G, Seemann R, Fazekas A, Ewers R, Piehslinger E. Patient preference and satisfaction with implant-supported mandibular overdentures retained with ball or locator attachments: a crossover clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2012;27:1560-1568.
 27. Vogel RC. Implant overdentures: a new standard of care for edentulous patients current concepts and techniques. *Compend Contin Educ Dent* 2008;29:270-276.
 28. Osman RB, Elkhadem AH, Ma S, Swain MV. Finite element analysis of a novel implant distribution to support maxillary overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:1-10.
 29. Bonnet AS, Postaire M, Lipinski P. Biomechanical study of mandible bone supporting a four-implant retained bridge Finite element analysis of the influence of bone anisotropy and foodstuff position. *Med Eng Phys* 2009;31:806-815.
 30. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H, Iwasaki N. Wear simulation effects on overdenture stud attachments. *Dent Mater J* 2011. [Epub ahead of print]
 31. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H. Evaluation of stable retentive properties of overdenture attachments. *Stomatologija* 2005;7:115-20.
 32. Payne AG, Solomons YF. The prosthodontic maintenance requirements of mandibular mucosa- and implant-supported overdentures: a review of the literature. *Int J Prosthodont* 2000;13:238-243.
 33. Akça K, Uysal S, Çehreli MC. Implant-tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. *Clin Oral Implants Res* 2006;17:331-336.
 34. Akca K, Eser A, Eckert S, Cavusoglu Y, Cehreli MC. Immediate versus conventional loading of implant-supported maxillary overdentures: a finite element stress analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:57-63.
 35. Çehreli 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;15:249-257.
 36. Eser A, Akça K, Eckert S, Cehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately

- loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009;24:439-446.
- 37.** Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent* 2003;90:539-546.
- 38.** Xia H, Wang M, Ma L, Zhou Y, Li Z, Wang Y. The effect of platform switching on stress in peri-implant bone in a condition of marginal bone resorption: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:122-127.
- 39.** Ozan O ve Ramoğlu S. Effect of implant height differences on different attachment types and peri-implant bone in mandibular two-implant overdentures: 3D finite element study. *J Oral Implantol* 2014 [Epub ahead of print].
- 40.** Menicucci G, Ceruti P, Barabino E, Screti A, Bignardi C, Preti G. A preliminary in vivo trial of load transfer in mandibular implant-retained overdentures anchored in 2 different ways: allowing and counteracting free rotation. *Int J Prosthodont* 2006;19:574-576.
- 41.** Liu J, Pan S, Dong J, Mo Z, Fan Y, Feng H. Influence of implant number on the biomechanical behaviour of mandibular implant-retained/supported overdentures: a three-dimensional finite element analysis. *J Dent* 2013;41:241-249.
- 42.** Hong HR, Choi DG, Baik J, Kwon KR. 3D finite element analysis of overdenture stability and stress distribution on mandibular implant-retained overdenture. *J Kor Acad Prosthodont* 2007;45:633-643.
- 43.** John J, Rangarajan V, Savadi RC, Satheesh Kumar KS, Satheesh Kumar P. A finite element analysis of stress distribution in the bone, around the implant supporting a mandibular overdenture with ball/o ring and magnetic attachment. *J Indian Prosthodont Soc* 2012;12:37-44.
- 44.** Manju V, Sreelal T. Mandibular implant-supported overdenture: an in vitro comparison of ball, bar, and magnetic attachments. *J Oral Implantol* 2013;39:302-307.
- 45.** Chen KW, Lin TM, Liu PR, Ramp LC, Lin HJ, Wu CT, Pan YH. An analysis of the implant-supported overdenture in the edentulous mandible. *J Oral Rehabil* 2013;40:43-50.
- 46.** Mericske-Stern R. Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998;13:36-43.

How to cite this article: Serhat Ramoğlu, Oğuz Ozan, Sevcan Kurtulmuş-Yılmaz. Mandibular 2 implant destekli overdenture protezlerde ataşmanlar üzerine gelen streslerin değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Dent J* 2014;17(3):279-290.