

## **ALT ÇENE ÜÇ İMPLANT DESTEKLİ PROTEZLERDE, KANTİLEVER VARLIĞININ İMPLANTLAR ÜZERİNE GELEN STRES DAĞILIMINA ETKİSİ**

### **THE EFFECT OF CANTILEVERS ON THE STRESS DISTRIBUTION OF THREE IMPLANTS SUPPORTING MANDIBULAR OVERDENTURES**

*Erkan SANCAKLI<sup>1</sup>, Emre MUMCU<sup>1</sup>, Onur GEÇKİLİ<sup>1</sup>, Ayşen NEKORA AZAK<sup>2</sup>*

#### **ÖZET**

Tam dişsiz çenelerin protetik tedavilerinde implant uygulamaları çok sıklıkla kullanılmaktadır. Alt çene total dişsizlik vakalarında interforaminal bölgesine uygulanan çeşitli sayıda implant üzeri barlı overdenture'lar da bir tedavi alternatifidir. Yapılan implant üstü barlı overdenture protezlerde kullanılacak implant sayısı ve barların distal uzantılarının olup olmaması üzerine hala tam bir görüş birliği yoktur. Çalışmamızda, interforaminal bölgeye 3 adet implant yerleştirilerek yapılan implant üzeri protezlerde, distal uzantılı ve distal uzantsız barlı protezlerin ve sayılarının, implant kemik ara yüzeyindeki stres dağılımına etkisinin incelenmesi amaçlandı. Çalışmamızda 3 adet implant üzerine 7 mm distal uzantılı ve distal uzantsız barlı protezleri temsil eden 2 adet üç boyutlu sonlu elemanlar modeli hazırlandı. Her modele, 25N horizontal, 100 N vertikal, 103 N oblik kuvvet uygulandı. Olusan stresler ANSYS 8.1 Workbench programı ile incelendi. Çalışmamızın sonucuna göre maksimum stres değerleri kuvvetin uygulandığı tarafa en yakın implantın distalindeki kortikal kemikte tespit edildi. Spongios kemikte belirlenen maksimum stres değerleri ise düşük olup genellikle implantların apeksinde ve implantları çevreleyen kemikte saptandı.

**Anahtar Kelimeler:** İmplant üstü protezler, overdenture, sonlu elemanlar gerilme analizi.

#### **ABSTRACT**

Implant therapy is widely used for the treatment of edentulous patients. Placing implants to the interforaminal region of an edentulous mandible and constructing overdenture prostheses is a good alternative. However, there is no consensus on the number of the implants and whether or not using distal extensions. For that reason in our study, we tried to find out the effect of implant retained overdenture prostheses with or without distal extensions on the stress distribution at the implant interface. In our study we prepared two, three dimensional finite element models representing bar retained overdenture prostheses with 7mm distal extensions and no distal extensions built over 3 implants. 25 N horizontal, 100 N vertical and 103 N oblique force were applied each model. The stresses were investigated using the ANSYS 8.1 workbench programme. The results of our study show that the maximum stress formations were seen on the cortical bone distal to the implant which is nearest to the side where the forces were applied.

**Key Words:** Implant supported prosthesis, overdentures, finite element stress analysis

<sup>1</sup> Arş. Gör. Dr., İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi ABD.

<sup>2</sup> Prof. Dr., İstanbul Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi ABD.

## GİRİŞ

İnsanların sosyal hayatlarındaki değişimler, diş hekimliğindeki gelişmeler ve protetik tekniklerdeki ilerlemeler hastaların estetik, fonksiyonel ve ağız içi konfor beklentilerinin artmasına neden olmuştur. Bu durum tam dişsiz hastalar için de aynen geçerlidir (1). Geleneksel overdenture protezlere baktığımızda protezin desteği ağızda kalan doğal dişlere bağlıdır. Bu desteği sağlayan doğal dişlerin yerleri çok farklı olabildiği gibi bu dişler, periodontal rahatsızlığa bağlı kemik kaybına uğrayarak proteze yeterli desteği sağlamayabilirler (2). Dental implantoloji çok kısa sürede büyük bir gelişme göstermiş ve osteointegrasyon kavramı deneysel kullanımdan rutin klinik kullanıma ulaşmıştır. Bilim adamları yapay bir nesneyi hiç bir patolojik işaret ve semptom oluşturmadan biyolojik bir sistem içine yerleştirmeyi, ve fonksiyonel yüklenme sırasında kemik içinde rijit bağlantıyı sağlamayı başarmışlardır (3). Overdenture protezlerin retansiyon ve stabilitesini artırmak için diş köküne ataşman fiksasyonu ilk olarak 1898 yılında İsviçre’de bulunmuş ve Gilmore tarafından 60 yıl önce yaygınlaştırılmıştır (4). Günümüzün ileri ve başarılı osteointegrasyon teknikleri sayesinde implantlar diş köküyle aynı şekilde kullanılmakta ve overdenture protezlerin retansiyonu için güvenilir destekler olarak görülmektedir. Bu tip protezlerde kullanılan tutucular üç ana başlık altında (Barlı tutucular, top başlı ve miknatıslı tutucular) toplanabilir (5-7).

Alt çene tam dişsizlik vakalarında implant destekli overdenture protezin desteği interforaminal bölgelere yerleştirilen ve proteze destek olacak implantlar ile sağlanmaktadır. İmplant destekli alt çene overdenture planlanan hastalarda implantların yeri ve sayısı hakkında bir çok farklı görüş bulunmaktadır. 2, 3, 4 adet implant uygulaması günümüzde sıklıkla kullanılan bir planlamadır (8, 9). İmplant destek üzerindeki barlı tutucular, hastaların klasik tam protezlerde karşılaştıkları tutuculuk ve stabilize problemlerini büyük ölçüde çözmektedir (10, 11). Barlı tutucuların destekleri birbirine bağlayarak gelen kuvvetlerin implantlar arasında paylaşımını sağlama, yükleri bar ve geniş protez kaidesi yardımıyla çene kemiğine yayma gibi avantajlarının yanı sıra; plak birikimi, yapım, yenilenme ve tamir zorluğu gibi dezavantajları vardır (12). Bar tutucularda kalan kemiğin miktarına ve kalitesine bağlı olarak iki, üç ya da dört implant destekten faydalanılır. Alt çene interforaminal bölgelere yerleştirilen 2 adet implant üzerine uygulanan overdenture’larda oluşan sıkıntı aynı hat

üzerindeki implantlar çevresinde protezin rotasyonel hareketlere maruz kalması ve hastanın çığneme esnasında bundan rahatsızlık duymasıdır. Bir başka sıklıkla karşımıza çıkan 4 adet implant üzerine uygulanan overdenture protezlerde ise bazı vakalarda anatomik olarak elverişli kemik yapısının bulunamaması veya implantların birbirine yakın yapılması sonucu implant aralarına yerleştirilecek tutucu için yer darlığı olması sayılabilir. Günümüzde alt çene tam dişsizlik vakalarında implant destekli overdenture protezin desteği interforaminal bölgelere yerleştirilen 3 implantla desteklendiği vakalar artmaktadır. Çıgneme kuvvetleri insandan insana ve dental arkin değişik bölgelerinde farklılıklar gösterirler. İmplant veya total protez taşımayan bir hastada çıgneme kuvvetlerinin vertikal komponenti 100 N den 2400 N ye kadar değişebilir (13). Doğal dişli bireyler alt üst çene total protez taşıyan bireylere göre 5-6 katı daha yüksek çıgneme kuvvetine sahiptirler (14). İmplant destekli sabit protez taşıyan hastalarda ise çıgneme kas fonksiyonları doğal dişlere çok yakındır (15). İmplant destekli restorasyonlardan uzun dönemli başarı elde edebilmek sadece implant kemik kaynaşmasının yani osteointegrasyonun elde edilmesiyle mümkündür. Birçok çalışma implant kayıplarının plak sonucu oluşan periimplantitis ve/veya mekanik aşırı yüklenme sonucu olduğunu göstermiştir (16). Osteointegrasyonu tamamlanmış bir implantın aşırı yüklenmesini önlemekteki kritik faktör, mekanik streslerin implant çevresindeki kemiğe nasıl aktarıldığının bilinmesini ve bu yüklerin çevre dokulardaki etkilerinin bilinmesine bağlıdır. Diğer bir deyişle, anahtar biyomekanik faktör, interfasyal dokuların çıgneme kuvvetlerine uzun bir süre karşı koyabilme yetenekleridir. Bu sebeple, osteointegrasyonu tamamlanmış kompleks yaşam süresi için, implantlar üzerine etki eden kuvvetlerin birbirleri ile ilişkilerini, bu yüklerin çevre kemiğe iletimini ve interfasyal dokuların bu yüklerle cevaplarını anlamak önemlidir. İmplant çevresindeki stres dağılımının araştırıldığı birçok metot vardır. Bunlar, fotoelastik model çalışmaları, strain gauge gerilme analizi yöntemi ve veya 2-3 boyutlu sonlu elemanlar model analizidir (17-19). Sonlu elemanlar analizi 1960’larda yapısal problemleri çözmek için uzay endüstrisinde kullanılmıştır. 1976 yılında Weinstein sonlu elemanlar analizini ilk defa kullanmıştır. Bundan sonra sonlu elemanlar analizi diş hekimliğinde tek diş implantları (20, 21), poröz yüzeyli dental implantlar (22), silindirik implantlar (23), kantileverli protezler veya implant diş destekli protezlerin (24) stres dağılımlarının

ölçülmesinde kullanılmıştır. Üçboyutlu sonlu elemanlar analizi in-vivo strain gauge ölçümleri ile karşılaştırıldığında üç boyutlu sonlu elemanlar analizinin klinik sonuçlarla uyum gösterdiği bulunmuştur (25, 26). Sonlu elemanlar gerilme analizi çalışmalarında amaç, üzerlerine yük uygulanan cisimlerin yapısal bütünlüklerinin bozulacağı durumlar karşısında yapısal bütünlüğünü bozabilecek zayıf noktaların hangilerinin olduğunun araştırılmasıdır (27, 28).

Alt çene 3 implant destekli overdenture protezlerde, barların distal uzantılarının kemikteki stres dağılımına etkisi yeterli şekilde değerlendirilmemiştir (9). Çalışmamızda 3 implant destekli distal uzantılı ve distal uzantısız barlı protez planlamalarının kemik yüzeyine etkisinin 3 boyutlu stres analizi yöntemiyle karşılaştırılması amaçlanmıştır.

Bu amaçla mandibulada 3 adet 12 mm boyunda 4.1 mm çapında implant interforaminal bölgeye yerleştirilmiştir. İmplantlar üzerine planlanan overdenture protezlerin tutuculuğu için kullanılan barlar distal uzantısız ve 7 mm distal uzantılı olarak planlanmıştır. Stres dağılımlarının ve farklarının saptanabilmesi için üç boyutlu stres analizi yöntemiyle değerlendirilmiştir.

**Tablo 1:** Eleman sayıları ve düğüm sayıları

	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı
Model 1	133486	80773
Model 2	139306	83730

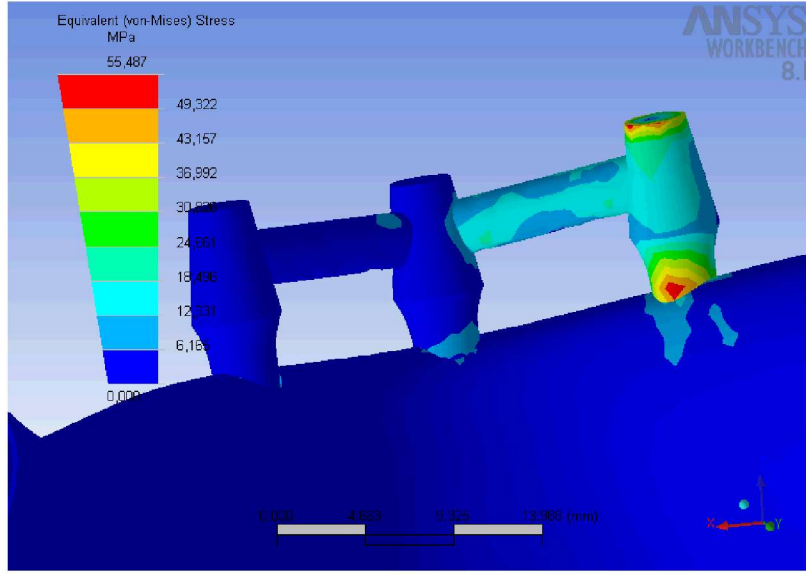
Sınır koşulları belirlerken, alt çene kemiğinin ramus bölgesini x,y,z eksenleri yönünde hareketsiz kaldığı düşünülerek, modelin bu bölgesindeki tüm elemanlara sıfır serbestlik derecesi verilmiştir. İmplantlar osteointegre kabul edildiğinden bu bölgedeki elemanların birlikte hareket ettikleri varsayılmıştır. Her bir modelde en distal bölgeye gelecek şekilde: 1. implantların uzun eksenine paralel olarak horizontal yönde 25 N, 2. implantların uzun eksenlerine dik olarak vertikal yönde 100 N, 3. horizontal ve vertikal kuvvetlerin bileşkesinden oluşan oblik yönde 103,078 N olmak üzere üç değişik okluzal kuvvet uygulandı. Sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemiyle yapılan çalışmaların birçoğunda bulgular elde edilirken gerilme durumunun bir noktasındaki gerilmeleri sayısal

## GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmada insan kadavrasından alınmış alt çene kemigi, dijital ortamda veri transferini mümkün kılan bir bilgisayarlı tomografi (Siemens Somatom 4) cihazında taranarak üç boyutlu model elde edildi. Bu model üzerine 4 adet 4,1 çapında 12 mm uzunluğunda standart ITI (Staruman) implantlar yerleştirilerek 7 mm distal uzantılı ve distal uzantısız barlı overdenture protezlerin, çiğneme kuvvetleri ile implantlar ve implant kemik ara yüzünde kemik dokusunda oluşturduğu gerilme kuvvetlerinin incelenmesi amaçlandı. Bu amaçla, gerilme analizi yöntemlerinden, bilgisayar ortamında yapılan üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi kullanıldı. Analiz ANSYS 8,1 Workbench (Swanson Analysis Systems, Inc., Houston, TX, USA) programı yardımıyla yapıldı. İmplantlar kret tepesine ve okluzal düzleme dik olacak şekilde (3 adet) yerleştirildi. Modellerde implantlar arası mesafe 13mm olacak şekilde ayarlandı. İmplant üstü protezde uygulanan dolder bar yumurta formunda ve 3mm yüksekliğinde üretici firmanın ölçülerinde protezin bitmiş sekline göre 7 mm distal uzantılı ve distal uzantısız olarak modellendi.

Çalışmamızda kullanılan modellerin bütün hacimleri ağ ile örüldüğünde implantların olduğu bölgedeki kortikal ve spongiöz kemikte daha yoğun eleman sayısı kullanılmıştır. Çıkan eleman sayıları ve düğüm sayıları Tablo 1’de belirtilmiştir.

olarak hesaplayan Von Mises enerji kriterleri kullanımının yeterli olduğu bildirilmiştir. Çalışmamızda altı matematik model üzerindeki her implantın kortikal ve spongiöz kemik ara yüzeyinde, üç değişik okluzal kuvvet altında oluşan Von Mises enerji kriterleri megapaskal (MPa) cinsinden hesaplandı. ANSYS 8.1 Workbench programı model üzerinde ölçüm yapılırken, maksimum Von Mises enerji kriterlerinin elde edilmesine izin verdiği gibi, gerilmelerin yoğunlaşmasını, lokalizasyonunu ve sebep olduğu deplasmanları grafiksel olarak gösterilmesini sağlamaktadır. Bu özelliğinden dolayı bütün modellerde her bir implantın kortikal ve spongiöz kemik ara yüzeyindeki gerilim dağılımları renk skalaları ile gösterilmiştir (Şekil 1).



Şekil 1: 3 implant destekli barlı alt yapı stres 1. implant çevresi yoğunlaşması.

### BULGULAR

Çalışmamızda kullandığımız modellerimizdeki implant-kemik ara yüzeyinde oluşan gerilmenin en yüksek değere ulaştığı bölge kritik bölgedir, aynı matematik model içerisinde diğer implantlar veya aynı implantın farklı yüzeylerinde düşük gerilme seviyeleri ölçülebilir, ancak kritik önem taşımaz. Yük artırıldığında yapısal bütünlüğü bozacak ilk bölge gerilmenin en yüksek olduğu, yani bizim

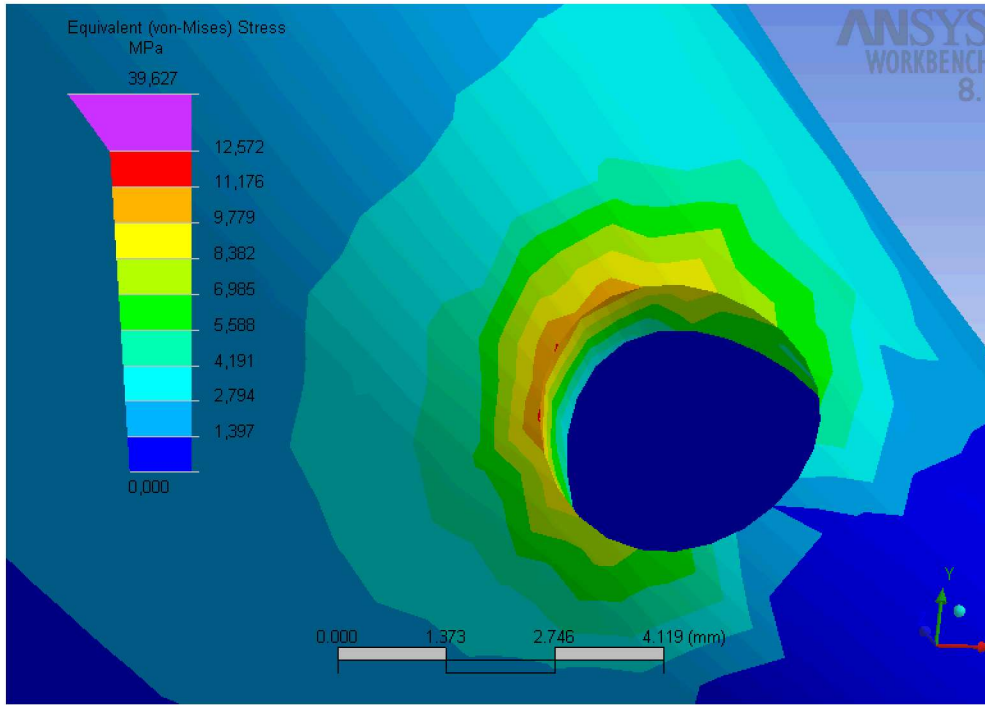
çalışmamız için maksimum Von Mises enerji değerinin hesaplandığı bölgedir. Yükleme şartlarında ortaya çıkan maksimum Von Mises değerleri düşükten yükseğe doğru sınıflandırılarak değerlendirilir. Buna göre en düşük maksimum gerilme değeri veren durum en avantajlı, en yüksek maksimum gerilme değerini durum ise en dezavantajlı olacaktır.

**Tablo 2:** Distal uzantsız barlar üzerine uygulanan horizontal,vertikal ve oblik kuvvetlerin implantların çevresindeki kemik bölgelerinde elde edilen en yüksek Von Misses değerleri.

		Horizontal	Vertikal	Oblik
1. İmplant	Kortikal	24,546	17,172	36,966
	Spongioz	2,071	2,580	4,226
2. İmplant	Kortikal	7,391	4,535	9,282
	Spongioz	1,529	1,320	2,442
3. İmplant	Kortikal	15,010	11,016	20,721
	Spongioz	2,958	3,727	5,609

3 implant üzeri distal uzantsız barlı modeller üzerine 25 N'luk horizontal kuvvet uygulamasıyla implantlar çevresindeki kortikal kemikte oluşan Von Mises gerilimleri incelendiğinde 1. implantın

çevresinde distal bölgede yoğunlaştığı saptanmıştır. Bu bölgedeki maksimum Von Mises değerleri modelde 24,546 MPa, 4 implantlı modelde olarak saptanmıştır (Şekil 2).



Şekil 2: Model 1. implant kortikal kemik Von Misses stres değerleri.

Bütün modellerde, diğer implantların çevresindeki kortikal kemikte oluşan Von Mises gerilimleri diğer implantlara doğru azalmaktadır. Bu azalma en belirgin olarak kuvvetin uygulandığı implant ile yanındaki implant arasında azalmaktadır.

Spongios kemikte oluşan gerilimler incelendiğinde de Von Mises gerilimlerinin implantların apeks bölgesinde yoğunlaştığı saptanmıştır. Bu bölgedeki maksimum Von Mises değeri 3,727 MPa, Spongios kemikte diğer implantlarda maksimum Von Mises değerleri implant çevresindeki kemiğin vestibül ve lingual bölgesinde oluşmaktadır. Aynı

şekilde ikinci implantın çevresindeki gerilimler azalmaktadır. Ancak 3 ve 4 implantlı modelde en yüksek gerilim 3. implantta çıkmıştır. 3 implant üzeri distal uzantısız barlı modeller üzerine 100 N'luk horizontal ve 25N'luk vertical kuvvetlerin aynı anda uygulanmasıyla implantlar çevresindeki kortikal kemikte oluşan Von Mises gerilimleri incelendiğinde 1. İmplantın çevresinde distal ve lingual bölgede yoğunlaştığı saptanmıştır. Bu bölgedeki maksimum Von Mises değerleri, 3 implantlı modelde 36,966 MPa, 4 olarak saptanmıştır (Tablo 3).

Tablo 3: İmplantlar çevresindeki kortikal kemikte oluşan Von Misses gerilimleri.

		Horizontal	Vertikal	Oblik
1. İmplant	Kortikal	51,655	84,884	128,490
	Spongios	8,300	17,373	23,476
2. İmplant	Kortikal	7,604	52,542	44,543
	Spongios	4,976	6,629	7,645
3. İmplant	Kortikal	2,054	6,129	5,471
	Spongios	5,942	6,157	10,873

#### Horizontal (25 N)

3 implant üzeri 7 mm distal uzantılı barlı modeller üzerine 25 N'luk horizontal kuvvet

uygulanmasıyla implantlar çevresindeki kortikal kemikte oluşan Von Mises gerilimleri incelendiğinde 1. implantın çevresinde distal ve

lingual bölgede yoğunlaştığı saptanmıştır. Bu bölgedeki maksimum Von Mises değerleri 3 implantlı modelde 51,655 MPa olarak saptanmıştır.

#### Vertikal(100 N)

3 implant üzeri 7mm distal uzantılı barlı modeller üzerine 100 N'luk vertikal kuvvet uygulamasıyla implantlar çevresindeki kortikal kemikte oluşan Von Mises gerilimleri incelendiğinde 1. implantın çevresinde distal bölgede yoğunlaştığı saptanmıştır. Bu bölgedeki maksimum Von Mises değeri 84,884 MPa, 4 olarak saptanmıştır.

#### TARTIŞMA

Birçok araştırmada implant biyomekaniğinde kullanılan gerilme analiz metodlarından üç boyutlu sonlu elemanlar analizinin diğerlerine üstünlüğü ve sonuçlarının in-vitro çalışmalarda elde edilenlerle yakın olduğu belirtilmiştir (29-32).

Sonlu elemanlar gerilme analizi metodunu üst yapı, implantlar ve destek kemiğin her bölgesinde gerilme lokalizasyonları ve sayısal değerleri hesaplaması, ayrıca malzeme özelliklerinin doğru verilmesiyle kemik, implantlar ve protezin mümkün olduğunca gerçeğe yakın simülasyonunun sağlanabilmesi gibi avantajları nedeniyle çalışmamızda analiz yöntemi olarak kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar gerilme analizinin iki boyutlu yerine üç boyutlu olarak seçilmesinin daha gerçekçi sonuçlara ulaşmada faydalı olacağı literatürde bildirilmiştir (32, 33). İsmail ve ark.'nın (34) blade implant kullanarak iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar analizlerini karşılaştırdıkları çalışmada, iki boyutlu analizin normal gerilme dağılımlarını detayları ile yansıtmadığı, sadece asal gerilme dağılımları incelenmek istendiğinde yeterli olduğu belirtilmiştir. Üç boyutlu modellerle ise, gerek geometri gerekse yükleme açısından gerçek sonuçlara daha fazla yaklaşılmaktadır. Meijer ve ark. (35) iki ve üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizlerini üç değişik model üzerinde karşılaştırmışlar, sonuçta üç boyutlu analizin tercih edilmesi gerektiğini, ancak iki boyutlu analizde modellerin hazırlanması ve hesaplamalar açısından zaman kazanılacağını ve iki boyutlu analizin yeterli olabileceğini bildirmişlerdir. Bu yüzden çalışmamızda implantların çevresindeki kemik dokusunda meydana gelen gerilimlerin tespit edilmesinde daha detaylı bir yöntem olan üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi tercih edilmiştir.

Meijer ve ark. (36), yaptıkları sonlu elemanlar gerilme analizi çalışmalarında alt çenenin deformasyonunun oluşan gerilim miktarına etkili olduğunu; alt çene deformasyonu dikkate alınmaz ise analizlerin eksik olacağını belirtmişlerdir. Bu yüzden çalışmamızda, sınır koşullarını sadece ramus bölgesinde hareketsiz kabul ederek mandibulanın deformasyonuna izin verecek şekilde belirlenmiştir. Yapılan çalışmalarda, sonu serbest sonlanan dişsizlik vakalarında implantlar üzerine 60 N ile 120 N arasında çiğneme kuvveti geldiği tespit edilmiştir (37). Dental implant sistemlerinde sonlu elemanlar gerilme analizi uygulanırken sadece aksiyel ve horizontal kuvvetleri göz önünde tutmak yeterli değildir. Kombine yükler de dikkate alınmalıdır. Kombine yükler oklüzal kuvvetleri daha gerçekçi temsil eder ve kortikal kemikte en yüksek gerilmelere sebep olurlar (7, 32, 38-40). Bu araştırmalar doğrultusunda, bizim çalışmamızda oklüzal kuvvetler olarak 25 N horizontal yönde, 100 N vertikal yönde ve 103 N oblik yönde kuvvetler simüle edilmiştir. Kuvvetlerin daha yıkıcı olduğu düşünülerek en distal bölgeden uygulanmıştır.

Hastaların tedavi planlamasında uygulanacak protezi destekleyecek implant sayısını belirlemek en zor kararların basında gelir. Dişsiz sahalarda genişledikçe kullanılacak implant sayısında da soru işaretleri artar. Dişsiz çenelerde çok çeşitli sayıda implant kullanımı planlansa da fiyat/performans ya da anatomik yetersizlikler düşünüldüğünde implant sayısının azaltılması yönünde eğilimler olur. Kritik sayıda implantla yapılacak sabit protezlerde, implantlardan birinin kaybının bütün restorasyonun prognozunu etkileyeceği için daha az riskli tedavi alternatifleri düşünülmesi önerilmiştir (41). Sadowsky ve Caputo (9) ise iki ile üç implant üzeri bar destekli overdenture protezler ile çalışmalarda eksik olduğunu vurgulayıp bu konuda çalışmalarında kantileverli protezleri kullanmışlardır. Bizim çalışmamız bu çalışmalara doğrultusunda 2, 3 ve 4 implant ile beraber yapılmıştır.

İmplant destekli protezlerde kantilever uzunluğu konusunda literatürde görüş birliği mevcut değildir. Yapılan çalışmalar kemik kalitesinin kantilever uzunluğunun belirlenmesinde en önemli faktör olduğu vurgulanmıştır (42). Sadowsky ve Caputo (9) kantilever dizaynı ile ilgili çalışmada 2 ile 3 implant üzeri 7 mm'lik distal uzantısı olan barlı protezlerde fotoelastik stres analizi yapmış, 2 implant'a bağlı protezlerde daha az stres oluştuğunu vurgulamıştır. Biz de çalışmamızda distal uzunluk olarak bu çalışmayı esas aldık.

Çalışmamızın bulgularından çıkan diğer bir sonuç ise kortikal kemikte, kuvvetin uygulandığı yere uzak implantlarda gerilimler azalırken spongioz kemikte her zaman aynı şekilde olmadığıdır. Bu da, spongioz kemikteki gerilimlerin diğer bölgelere dağılarak implantların başarısını artırıcı etkide olduğunu düşündürmektedir. Spongioz kemikteki gerilimler kortikal kemiktekilere göre çok düşüktürler. İmplant üstü protezlere destek olacak implantlar birbirlerine splintlendiğinde ve bu alt yapıya distal uzantı ilave edildiğinde distaldeki implantlara, bilhassa oblik kuvvetler varlığında implant çevresinde aşırı gerilimlere maruz kaldığı ve bununda klinikte implant çevresi marginal kemik kaybına neden olabileceği düşünülmektedir.

### SONUÇ

Sonuç olarak analizimizde çıkan değerlere göre protezlerde distal uzantı olması uzantıya yakın implantta daha fazla gerilim oluşturmaktadır. Bu da son zamanlarda gündeme gelen 3 implantlı protez alternatiflerinin yine de düşünülebileceğini ve bu dizayndaki protezlerde distal uzantı yerine implant sayısı artırılması önerilebilmektedir.

### KAYNAKLAR

1. Naert I, Alsaadi G, van Steenberghe D, Quirynen M. A 10 year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining mandibular overdentures: peri-implant outcome. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2004; 19: 695-702.
2. Atmaram GH, Mohammed H. Stress analysis of single-tooth implants. 11. Effect of root length variation and pseudo periodontal ligament incorporation. *Implantologist* 1983; 3: 58-62.
3. Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: A requiem for the periodontal ligament? (guess editorial) *Int J Periodontics Restorative Dent* 1991; 11: 88-91.
4. Mensor M.C. Attachment fixation for overdentures: Part I. *J Prosthet Dent* 1977; 37: 366-373.
5. Davis D.M., Zarb G.A., Chao Y.L. Studies on frameworks for osseointegrated prostheses: Part I. The effect of varying the number of supporting abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3: 197-201.
6. Epstein D.D., Epstein P.L., Cohen B.I., Pagnillo M.K. Comparison of the retentive properties of six prefabricated post overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent* 1999; 82: 579-584.
7. Heckmann S.M., Winter W., Meyer M., Weber H.P., Wichmann M.G. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denturebearing area. Part I: In vivo verification of stereolithographic model. *Clin Oral Impl Res* 2001; 12: 617-623.
8. Stricker A, Gutwald R, Schmeizeisen 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: 868-872.
9. Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J Prosthet Dent* 2004; 92: 328-336.
10. Batenburg R.H.K., Meijer H.J.A., Raghoobar G.M., Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: A literature review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1998; 13: 539-545.
11. Jemt T., Book K., Karlsson S. Occlusal force and mandibular movements in patients with removable overdentures and fixed prostheses supported by implants in the maxilla. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 301-308.
12. Davodi A., Nishimura R., Beumer J. III. An implant supported fixed-removable prosthesis with a milled tissue bar and hader clip retention as a restorative option for the edentulous maxilla. *J Prosthet Dent* 1997; 78: 212-217.
13. Brunski JB Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clinical Materials* 1992; 153-20.
14. Haraldson T., Karlsson U., Carlsson GE. Bite forces and oral function in complete denture wearers. *J Oral Rehabil* 1979; 6: 41-48.
15. Haraldson T., Carlsson GE., Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with Osseointegrated implant bridges. *Acta Odontologica Scandinavica* 1979; 37: 195-206.
16. Rosenberg ES, Torosion JP & Slots J. Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants. *Clin. Oral Implan Res* 1991; 2: 135-144.
17. Gross M, Nissan J, Samuel R. Stress distribution round maxillary implants in anatomic phoelastic models of varying geometry. Part 1. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 442-9.

18. Jäger K, Wirz J. In-vitro-Spannungsanalysen an Implantaten in Abhängigkeit von den hybridprothetischen Suprakonstruktionen. *Z Zahnärztlich Implantol* 1993; 9; 42-49.
19. Lenz J, Freischläger C, Rong Q, Schweizerhof K, Schindler HJ, Riediger D. Zum Risiko der Implantatversorgung bei Bruxism. *Z Zahnärztlich Implantol* 2001; 17 (2); 64-70.
20. Atmaram GH, Mohammed H. Stress analysis of single-tooth implants. I. Effect of elastic parameters and geometry of implant. *Implantologist* 1983; 3: 24-29.
21. Mohammed H, Atmaram GH., Schoen FJ. Dental implant design: a critical review. *J Oral Implantol* 1979; 8; 393-410.
22. Cook SD, Weinstein AM, Klawitter JJ. Three-dimensional finite element analysis of porous rooted Co-Cr-Mo alloy dental implants. *J Dent Res* 1982; 61: 25-9.
23. Meroueh KA, Watanabe F, Mentag PJ. Finite element analysis partially edentulous mandible rehabilitated with osseointegrated cylindrical implants. *J Oral Implantol* 1987; 13; 215-38.
24. Akpınar I, Demiral F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal extension fixed prosthesis. *Quintessence Int.* 1996; 27: 11-7.
25. Benzig UR, Pröbster L, Weber H, Gall H. Die implantologisch-prothetische Versorgung des zahnlosen Oberkiefers- biomechanische Analyse vs. klinischer Befund. *Z Zahnärztlich Implantol* 1996; 12; 35-42.
26. Benzing U.R., Gall H., Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10: 188-198.
27. Balatlıoğlu A. Akririk kaideli ve yumusak astarlı tam protezlerde ve destek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu eleman gerilme analizi ile incelenmesi (Doktora tezi). İstanbul: İstanbul Üniversitesi, 2000.
28. İnan M. Cisimlerin mukavemeti 6. Baskı. İstanbul: İTÜ Vakfı. Yayın No: 25, 1988: 12-342.
29. Akça K., Çehreli M. C., İplikçioglu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 115-121.
30. Baiamonte T., Abbate M.F., Pizzarello F., Lozada J., James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantol* 1996; 22: 104-110.
31. Craig R.G., Ward M.L. Restorative dental materials. Tenth ed. St. Louis, Missouri: Mosby 1996: 56-94.
32. DeTolla D.H., Andreana S., Patra A., Buhite R., Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol* 2000; 26: 77-81.
33. Menicucci G., Mosolov A., Mozzati M., Lorenzetti M., Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Impl Res* 2002; 13: 334-34.
34. Ismail Y.H., Pahountis L.N., Fleming J.F. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral and Maxillofacial Implants* 1990; 4: 25-31.
35. Meijer H.J.A., Starmans F.J.M., Bosman F., Steen W.H. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil* 1993; 20: 147-157.
36. Meijer H.J.A., Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F. Stress distribution around dental implants influence of superstructure, length of implants and height of mandible. *J Prosthet. Dent.* 1982; 68: 96-102.
37. Richter E.J. Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet. Dent.* 1989; 61: 602-609.
38. Meijer H.J.A., Starmans F.J.M., Steen W.H.A. Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. *J Oral Rehabil* 1994; 21: 47-56.
39. Meijer H.J.A., Starmans F.J.M., Steen W.H.A., Bosman F. A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *Int J Prosthodont* 1994; 7: 271-279.



40. Meijer H.J.A., Starmans F.J.M., Steen W.H.A., Bosman F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: A three-dimensional, finite-element study . J Oral Rehabil 1996; 23: 757-763.
41. Taylor T.D., Agar J.R., Vogiatzi T. Implant Prosthodontics: Current Perspective and Future Directions Int J Oral Maxillofac Implants 2000; 15: 66-75.
42. Akça K, İplikçioglu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism J Oral Rehabil 2002; 29: 350-356.

**Yazışma Adresi:**

**Dr. Erkan SANCAKLI**

İstanbul Üniversitesi, Diş hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi ABD, 6. kat, Çapa 34390 İstanbul  
e-mail: erkan.sancakli@gmail.com  
Tel.: +90-212-414 20 20  
Faks: +90-212-535 25 85