

# İMLANT DESTEKLİ KANATLI KÖPRÜLERİN FARKLI KEMİK TİPLERİNDEKİ STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ\*

## THE EVALUATION OF THE INFLUENCE OF IMPLANT SUPPORTED CANTILEVER BRIDGES ON STRESS DISTRIBUTION IN DIFFERENT BONE TYPES

*N Volkan ASAR<sup>1</sup>*

*Yavuz BURGAZ<sup>2</sup>*

### ÖZET

**Amaç:** Bu çalışmanın amacı implant destekli kanatlı köprülerin farklı kemik tiplerinde oluşturduğu stres dağılımlarının değerlendirilmesidir.

**Gereç ve Yöntem:** Çalışmamızda, MSC. Marc Mentat 2005 bilgisayar programı kullanılarak dört farklı kemik tipindeki serbest sonlu kısmen dişsiz alt çene ve boşluğu rehabilite eden implant destekli mezial kanat uzantılı köprü tasarımı üç boyutlu olarak modellenmiş ve modellerin stres analizleri sonlu elemanlar yöntemi ile gerçekleştirilmiştir. Köprünün her bir üyesine 400 N büyüklüğünde statik oblik kuvvetler uygulanmış ve analiz sonucunda implantların çevresindeki destek kemikte meydana gelen von Mises streslerinin miktar ve dağılımları değerlendirilmiştir.

**Bulgular:** Elde edilen bulgulara göre implantların çevresindeki destek kemikte oluşan en yüksek değerdeki stresler implantların boyun bölgesindeki kortikal kemikte gözlenmiştir. Kemik tiplerine göre kortikal kemikteki en yüksek değerdeki stresler( $\sigma$ ) şu şekilde oluşmuştur:  $\sigma_{tip1} < \sigma_{tip2} < \sigma_{tip3} < \sigma_{tip4}$ . İmplantlar göz önüne alındığında, tüm modellerde ön bölge implant çevresindeki kemikte arka bölge implant çevresindekinden daha yüksek miktarlarda stresler oluşmuştur.

**Sonuç:** Çalışmamızın bulguları kemik kalitesinin implant destekli mezial kanat uzantılı köprülerin etrafındaki destek kemikte oluşan stres miktar ve dağılımlarını etkilediğini ve daha yüksek miktarda streslerin olduğu düşük kemik kalitesine sahip çenelerde implant destekli kanat uzantılı köprü tasarımlarının uygulanmasına daha dikkatli yaklaşılması gerektiğini göstermiştir.

**Anahtar Kelimeler:** Stres ve stres analizi, implant, kemik tipleri, kanatlı köprüler

### ABSTRACT

**Purpose:** The purpose of this study is the evaluation of stress distribution generated by the implant supported cantilever prostheses in the bone which has different qualities.

**Material and Method:** In our study, by using MSC Marc Mentat 2005 software programme, free-end partially edentulous mandible and implant supported mesial cantilever bridge that rehabilitated this edentulous space were modelled three dimensionally and the stress analyses of the models were performed by finite element method. 400N oblique forces were applied statically to each unit of the bridge and the amount and the distribution of the von Mises stresses occurred within the bone around implants were evaluated at the end of the analysis.

**Results:** According to the obtained results the maximum stress values occurred within the bone around implants were observed in the cortical bone at the cervical region of the implants. With regards to bone types, the maximum amount of stresses( $\sigma$ ) occurred in the following order:  $\sigma_{type1} < \sigma_{type2} < \sigma_{type3} < \sigma_{type4}$ . For all models, with regards to implants, the amount of stresses occurred within the bone around anterior implant were more than those occurred within the bone around posterior implant.

**Conclusion:** The results of our study showed that bone quality influences the amount and distribution of the stresses within the bone around implants that supported mesial cantilever bridges and that implant supported cantilever bridges should be used more carefully in the jaws having low bone qualities, in which higher amount of stresses occurred.

**Key words:** Stress and stress analysis, implant, bone types, cantilever bridges.

**Makale Gönderiliş Tarihi : 04.08.2008**

**Yayına Kabul Tarihi : 29.12.2008**

\* Bu araştırma 11-2004/19 kodlu Gazi Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projesinin desteği ile yapılmıştır.

<sup>1</sup> Gazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Dr.

<sup>2</sup> Gazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Prof. Dr.

## GİRİŞ

Kısmen dişsiz hastaların tedavisinde, özellikle de distal uzantılı hareketli bölümlü protezlerden memnun olmayan hastalarda, osseointegre implantlarla desteklenen köprü protezleri alternatif tedavi olarak başarılı şekilde kullanılmaktadır<sup>6</sup>. Tek veya çift taraflı alt çene arka bölge dişsizlik vakalarında boşluğun tek tarafındaki implantlardan destek alan mezial veya distal kanat uzantılı tasarımlar biyomekanik açıdan çok uygun görülmesi de mandibuler kanalın, mental foramenin ve maksiller sinüsün konumunun implant yerleştirilmesine müsait olmadığı durumlarda veya önceden yerleştirilen implantlardan birisinin kaybedilmesi sonucunda tedavi planlamasının değiştirilmesinin gerektiği vakalarda zorunlu olarak kullanılmaktadır<sup>1,33</sup>. Belsler ve arkadaşları<sup>8</sup> anatomik kısıtlamalar nedeni ile mezial tarafa implant yerleştirilemediği durumlarda üç üyeli mezial kanat uzantılı protez yapımının geçerli bir alternatif olduğunu ancak distal kanat uzantısının veya diş-implant bağlantısının sadece istisnai durumlarda kullanılmasını önermişlerdir. Becker ve arkadaşları<sup>5</sup> genel kural olarak implant destekli kanat uzantılı protezlerde iki veya daha fazla sayıda implant kullanılması gerektiğini vurgulamışlardır. Çeşitli *in-vivo* ve *in-vitro* çalışmalardan elde edilen bulgular kanat uzantılarını taşıyan implantların kanat uzantısı taşımayan implantlara kıyasla daha yüksek stres yoğunlaşmasına neden olduğunu ortaya çıkarmıştır<sup>4,31,33</sup>. Bu yüksek miktardaki streslerin implant ve çevre dokularda hasara neden olabileceği ve tedavinin uzun dönemdeki başarısını olumsuz etkileyebileceği belirtilmiştir.

Dental implant destekli protetik restorasyonların uzun süreli klinik başarısı büyük ölçüde implant çevresindeki kemiğin ve yumuşak dokunun sağlığına bağlıdır. Kemik kalitesi hekim tarafından değiştirilemeyen yapısal bir özelliktir ve kemiğin yoğunluğu ile ifade edilmektedir. Dişsiz bölgedeki kemik yoğunluğunun, tedavi planlamasını, implant tasarımını, cerrahi yaklaşımı, iyileşme zamanını ve protezin yapımı sırasında kemiğin nasıl yükleneceğini belirleyen bir etken olduğu belirtilmiştir<sup>24</sup>.

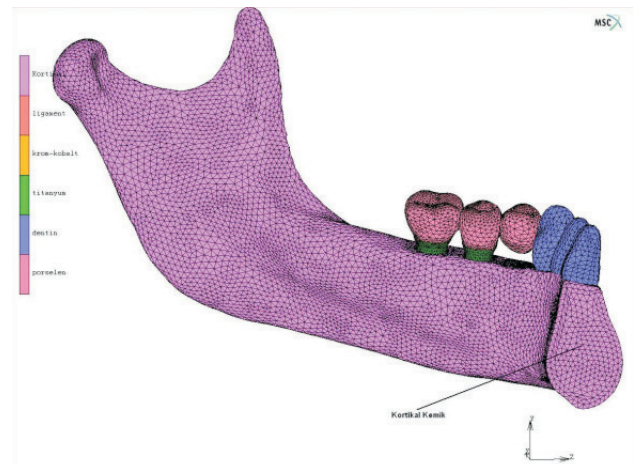
Literatürde implant destekli kanat uzantılarının destek kemikte meydana getirdiği streslerin değerlendirildiği çalışmalar mevcut olmasına rağmen, bu tip protezlerin fark-

lı kemik tiplerine sahip çenelerde meydana getirdiği biyomekanik etkiler yeterince değerlendirilmemiştir. Araştırmamızda mezial kanat uzantılı implant destekli sabit köprü tasarımının dört farklı kalitedeki destek kemikte oluşturduğu stres miktar ve dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

## GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda, serbest sonlu kısmen dişsiz alt çene ve dişsiz boşluğu restore etmek için implant destekli mezial kanat uzantılı köprü tasarımı üç boyutlu olarak MSC. Marc Mentat 2005 (MSC. Software Corporation, 2 McArthur Place, Santa Ana, California 92707 USA) programı ile modellenmiştir. Lekholm ve Zarb'ın<sup>21</sup> kemik kalite sınıflaması dikkate alınarak her biri farklı kemik tipine sahip dört adet mandibula modeli oluşturulmuştur<sup>14</sup>. Bunlar;

- a- Tip 1 kemik modeli: Tümü ile kortikal kemiğin özellikleri uygulanarak modellenmiştir (Resim 1).
- b- Tip 2 kemik modeli: Trabeküler kemik ve bu kemiği çepeçevre saran 1.5mm kalınlığında kortikal kemik şeklinde modellenmiş ve trabeküler kemik için yoğun trabeküler kemik özelliği kullanılmıştır (Resim 2).
- c- Tip 3 kemik modeli: Trabeküler kemik ve bu kemiği çepeçevre saran 0.75mm kalınlığında kortikal kemik şeklinde modellenmiş ve trabeküler kemik için yoğun trabeküler kemik özelliği kullanılmıştır (Resim 3).
- d- Tip 4 kemik modeli: Trabeküler kemik ve bu kemiği çepeçevre saran 0.75 mm



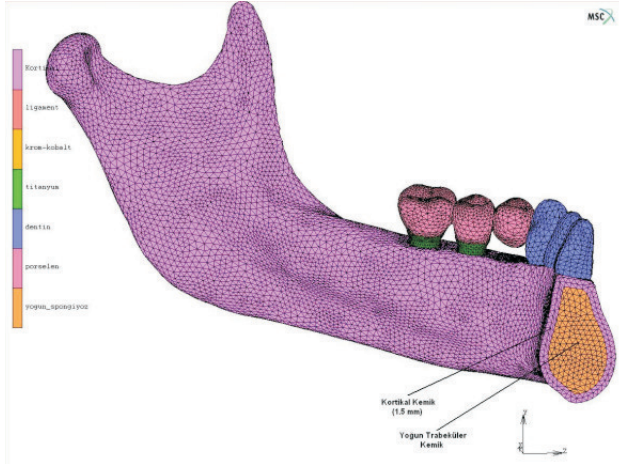
**Resim 1:** Kanat uzantılı köprü tasarımı uygulanmış Tip 1 kemik yapısında alt çene modeli

kalınlığında kortikal kemik şeklinde modellenmiş ve trabeküler kemik için az yoğun trabeküler kemik özelliği kullanılmıştır (Resim 4).

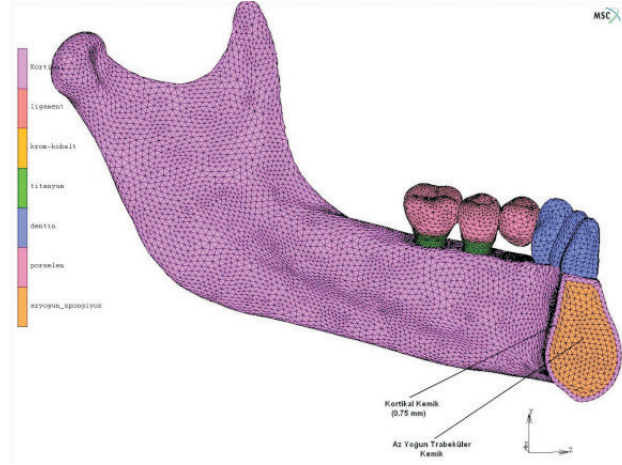
Üst yapı tasarımı için 35 ve 36 no'lu dişler bölgesine yerleştirilen implantların desteklediği üç üyeli mezial kanat uzantılı köprü tasarımı oluşturulmuştur. Köprü tasarımında 35 no'lu diş bölgesine 3.8 mm çapında ve 13 mm uzunluğunda, 36 no'lu diş bölgesine ise 4.3 mm çapında ve 13mm uzunluğunda silindirik kök formu implantlar yerleştirilmiştir (Resim 5). İmplantların üzerine yerleştirilen implant destekleri, beş derecelik aksiyal kenar eğimi ve 0.8mm genişliğinde shoulder tipte basamağı olacak şekilde oluşturulmuştur. İmplant üstü tasarımlara komşu

olan kanin dişi, çevresinde periodontal ligamenti olan, hem krun hem de kök şeklinde anatomik boyutunda ve dentin özelliği verilerek modellenmiştir. İmplant desteklerin üzerine metal destekli porselen restorasyonlar modellenmiştir. Metal alt yapı, Cr-Co alaşımından 0.3mm kalınlığında ve implant desteğin geometrik şekline uygun olarak hazırlanmıştır. Metal alt yapıdaki konnektörlerin kalınlıkları 2 mm'den az olmayacak şekilde planlanmıştır.

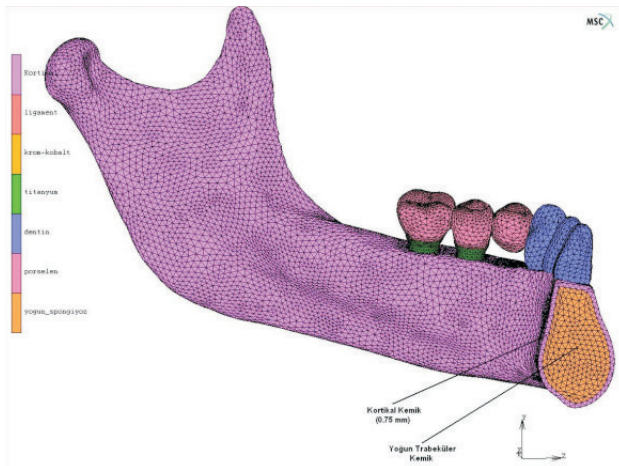
Çalışmamızda kuvvet uygulaması sırasında restorasyonun komşu doğal dişlerden destek almasını sağlamak amacı ile kanin dişi ve restorasyonların gövdeleri arasında arayüz teması sağlanmıştır. Temas yüzeyleri arasındaki sürtünme sıfır olarak kabul edilmiştir.



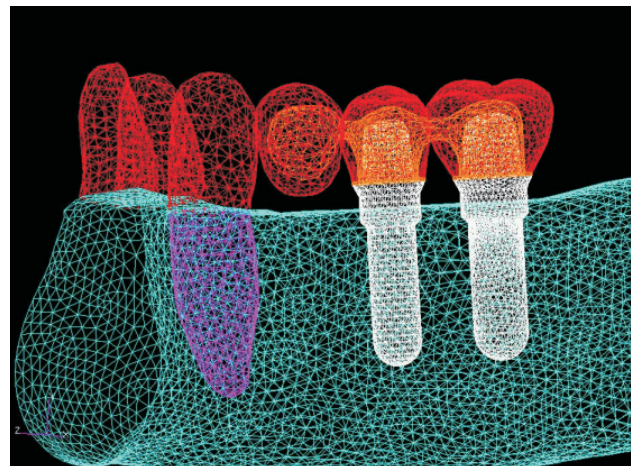
**Resim 2:** Kanat uzantılı köprü tasarımı uygulanmış Tip 2 kemik yapısında alt çene modeli



**Resim 4:** Kanat uzantılı köprü tasarımı uygulanmış Tip 4 kemik yapısında alt çene modeli



**Resim 3:** Kanat uzantılı köprü tasarımı uygulanmış Tip 3 kemik yapısında alt çene modeli



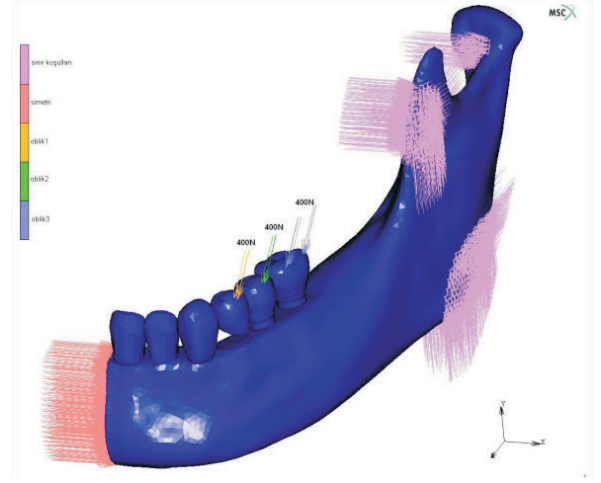
**Resim 5:** İmplant destekli mezial kanat uzantılı köprü tasarımının ve komşu doğal dişlerin görüntüsü

Modellerinin oluşturulmasında dört düğümünden oluşan üçgen piramit (tetrahedragonal) elemanlar kullanılmıştır. Tasarımlara ve kemik tiplerine göre modellerde kullanılan eleman sayıları Tablo I’de gösterilmiştir. Modellerde kullanılan tüm materyallerin özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Materyallerin elastikiyet modülleri ve Poisson oranları literatürden alınmıştır (Tablo II).

Alt çenenin herhangi bir doğrultuda hareket etmesini engellemek için, kondillerden, koronoid süreçten, ramusun yükselen kısmından ve angulus mandibulanın iç ve dış yüzeyinden sabitlenerek sınır koşulları oluşturulmuştur. İlâveten orta oksal düzlemde simetri sınır koşulları oluşturularak alt çenenin bütünüünün modellendiği varsayılmıştır (Resim 6). Araştırmamızda implantın uzun eksenini ile 30° açı yapacak şekilde uygulanan 400N’luk oblik kuvvet köprü protezinin her bir üyesine fonksiyonel tüberküllerin santral sırtları bölgesindeki üç düğüm noktasına eşit miktarda dağıtılarak uygulanmıştır (Resim 6).

Çalışmamızda üç boyutlu olarak modellenen dört farklı modelin sonlu elemanlar yöntemi ile stres analizleri

MSC. Marc Mentat 2005 programı kullanılarak yapılmıştır. Analiz sonucunda elde edilen çıktılar çizimlere dönüştürülmüş ve her model için oklüzalden ve meziodistal yönde alınan kesit görüntülerine göre resimler elde edilerek implantların servikal, orta ve apikal bölgelerindeki



**Resim 6:** Alt çenedeki sınır koşulları ve köprü protezine uygulanan oblik kuvvetler

**Tablo I. Modellerde kullanılan eleman sayıları**

	T1	T2	T3	T4
Trabeküler kemik	0	144463	191094	191094
Kortikal kemik	241071	96608	49977	49977
Doğal dişler	11788	11788	11788	11788
Periodontal ligament	1814	1814	1814	1814
Anterior implant	18068	18068	18068	18068
Posterior implant	38771	38771	38771	38771
Metal altyapı	9622	9622	9622	9622
Porselen	20392	20392	20392	20392
<b>Toplam</b>	<b>341526</b>	<b>341526</b>	<b>341526</b>	<b>341526</b>

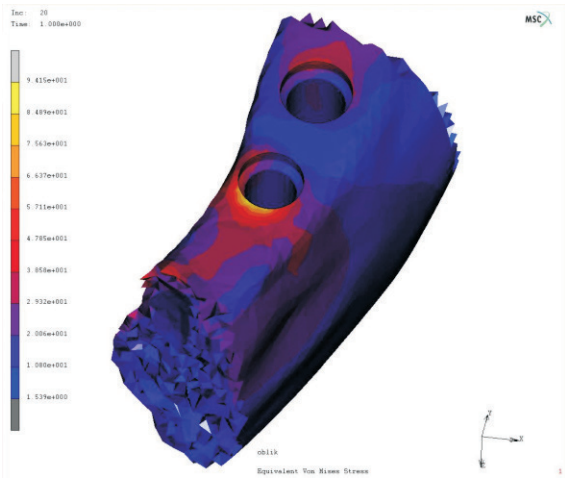
**Tablo II. Modellerde kullanılan materyallerin mekanik özellikleri**

Materyal	Elastikiyet modülü E (MPa)	Poisson oranı ( $\nu$ )	Kaynaklar
Kortikal kemik	14800	0.30	Holmes <sup>14</sup>
Yoğun trabeküler kemik	1850	0.30	Holmes <sup>14</sup>
Az yoğun trabeküler kemik	1100	0.30	Sevimay ve ark. <sup>30</sup>
Titanyum	110000	0.35	Stegariou ve ark. <sup>31</sup>
Co-Cr alaşımı	218000	0.33	Sevimay ve ark. <sup>30</sup>
Periodontal ligament	69	0.45	Geng <sup>13</sup>
Dentin	18600	0.31	Geng <sup>13</sup>
Felspatik porselen	82800	0.35	Sevimay ve ark. <sup>30</sup>

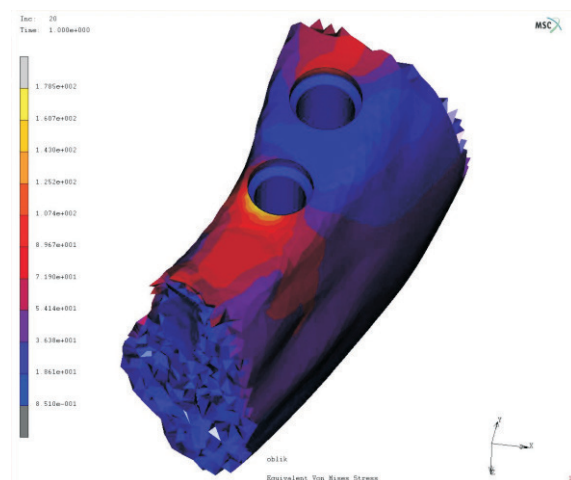
destek kemikte yoğunlaşan stres tiplerinden von Mises stresleri değerlendirilmiştir. Detaylı nümerik değerlendirme yapabilmek için servikal ve orta bölge; bukkal, meziobukkal, mezial, meziolingual, lingual, distolingual, distal ve distobukkal olmak üzere sekiz bölgeye ayrılmıştır. Her bölge içinde kalan düğümlerdeki stres değerlerinin aritmetik ortalaması alınarak o bölgedeki stres miktarı hesaplanmıştır. Apikal bölge için anterior implantın en apikalindeki tek düğüm ile posterior implantın en apikalindeki üç düğümde oluşan stres değerlerinin aritmetik ortalaması alınarak stres miktarları hesaplanmıştır.

## BULGULAR

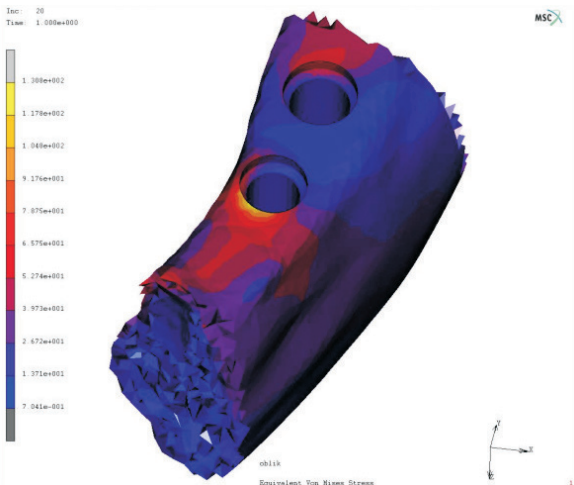
Dört farklı kemik modeli oklüzalden incelendiğinde, tüm modellerde en yüksek stres yoğunlaşmaları hem anterior hem de posterior implantın servikal bölgesindeki destek kemikte izlenmiştir (Resim 7-10). Servikal bölgedeki en yüksek stres miktarları küçükten büyüğe doğru sırası ile Tip 1, Tip 2, Tip 3, Tip 4 kemik tiplerinden oluşan modellerde gözlenmiştir. Her iki implant için servikal bölgedeki destek kemikte oluşan en yüksek ortalama stres değerleri ve lokalizasyonları Tablo III'te gösterilmiştir.



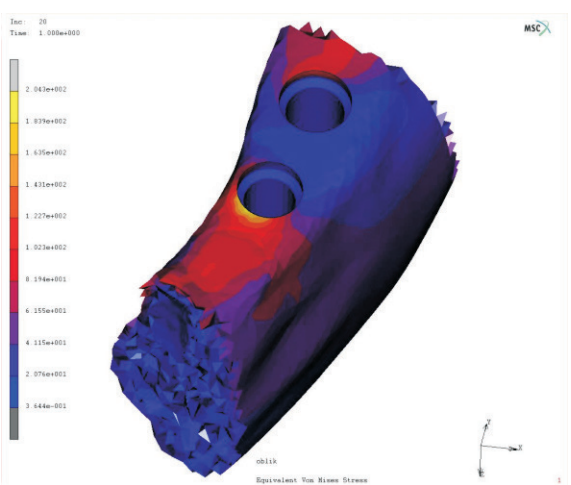
**Resim 7.** Tip 1 kemik modelinde oluşan makaslama streslerinin oklüzalden görünümü



**Resim 9.** Tip 3 kemik modelinde oluşan makaslama streslerinin oklüzalden görünümü



**Resim 8.** Tip 2 kemik modelinde oluşan makaslama streslerinin oklüzalden görünümü



**Resim 10.** Tip 4 kemik modelinde oluşan makaslama streslerinin oklüzalden görünümü

Tablo III. İmplantların servikal bölgelerindeki destek kemikte oluşan stres miktarları (MPa)

	Anterior İmplant				Posterior İmplant			
	Tip 1	Tip 2	Tip 3	Tip 4	Tip 1	Tip 2	Tip 3	Tip 4
Bukkal	29.6	23	30.6	27	27.3	14.7	16.1	6.11
Meziobukkal	54.2	61.1	87.1	90.7	17.5	10.9	12.6	6.92
Mezial	85.1	114	157	176	11.1	13.7	16	16
Meziolingual	76.7	107	150	177	19.9	26.2	29	34.7
Lingual	42.4	52.9	71.6	88.1	23.6	34	44.6	58
Distolingual	38.9	45.6	52.2	62.9	41.6	65.4	89.7	108
Distal	17.2	21.2	22.5	24.9	38.3	57.8	81	93.2
Distobukkal	15	12.8	14.3	16.7	31.7	25.8	34	32.4

Tablo IV. İmplantların orta bölgelerindeki destek kemikte oluşan stres miktarları (MPa)

	Anterior İmplant				Posterior İmplant			
	Tip 1	Tip 2	Tip 3	Tip 4	Tip 1	Tip 2	Tip 3	Tip 4
Bukkal	8.37	2.54	2.82	1.91	4.52	1.41	1.8	1.41
Meziobukkal	7.45	1.99	2.91	1.97	7.9	2.45	3.09	1.74
Mezial	10	3.97	5.69	4.26	14.3	4.07	4.79	2.72
Meziolingual	15.6	5.83	7.95	6.25	12	2.63	2.98	2.45
Lingual	15.4	7.7	8.35	7.07	12.9	5	6.29	5.2
Distolingual	15.4	6.55	7.35	5.99	19.5	6.85	9.56	6.97
Distal	14.2	5.35	6.75	4.78	17.9	7.23	9.72	7.16
Distobukkal	11.7	4.31	5.34	3.54	10.5	4.73	6.1	4.69

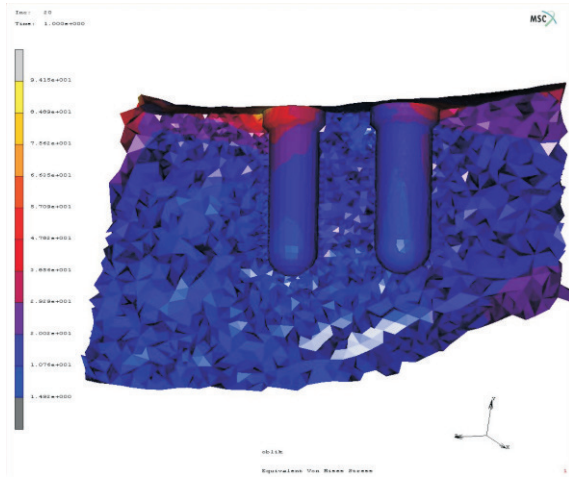
Dört farklı kemik modelinde implant soketlerinin ortasından geçecek şekilde meziodistal yönde kesit alınıp, lingual ve bukkal kemik kesitleri değerlendirildiğinde, her iki implant için servikalden apikale doğru destek kemikte meydana gelen stres miktarlarında azalma olduğu gözlenmiştir (Resim 11-18). Orta bölgedeki en yüksek stres miktarları karşılaştırıldığında Tip 1 kemik tipinde Tip 2, Tip 3 ve Tip 4 kemik tiplerine göre daha yüksek miktarda streslerin oluştuğu gözlenmiştir. Her iki implantın orta bölgelerindeki destek kemikte oluşan en yüksek ortalama stres değerleri ve lokalizasyonları Tablo IV'te gösterilmiştir.

## TARTIŞMA

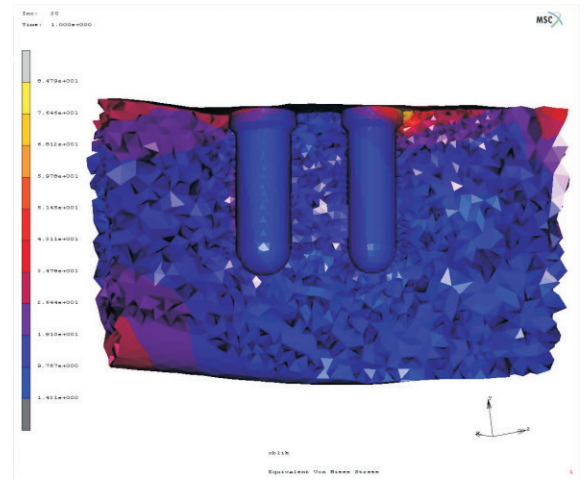
Protetik tedavilerde çiğneme kuvvetlerinin oluşturduğu streslerin değerlendirilmesi amacı ile çeşitli stres analiz yöntemleri uygulanmaktadır<sup>9</sup>. Çeşitli kısıtlamalarına rağmen, sonlu elemanlar stres analizi yöntemi kullanılarak karmaşık geometriler ile malzeme bilgileri doğru ve

tam olarak modellenebilmektedir. İlâveten oluşturulan modelde gerektiğinde değişikliklerin yapılabilmesi, modelde oluşan stres tipi, dağılımı ve deformasyonların birlikte ve çok hassas olarak elde edilebilmesi, oluşan streslerin anlaşılır nümerik değerler şeklinde sunulabilmesi, deney aracının kolayca kontrol edilebilmesi gibi avantajları nedeni ile bu yöntem çok yaygın olarak kullanılmaktadır<sup>12,27,32</sup>. Bu nedenle yaptığımız bu çalışmada sonlu elemanlar stres analiz yöntemi tercih edilmiştir.

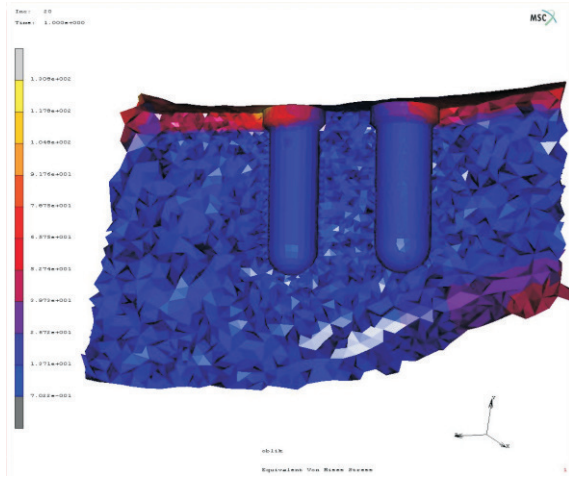
Sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle, iki veya üç boyutlu olarak oluşturulan modellerdeki stres miktar ve dağılımları incelenmektedir<sup>15,16</sup>. İki boyutlu modellerle karşılaştırıldığında, üç boyutlu modeller implant çevresinde oluşan stres ve strain yoğunlaşmaları hakkında daha detaylı ve daha doğru bilgiler vermektedir<sup>29</sup>. Üç boyutlu modellerden elde edilen sonuçların strain-gauge stres analiz yöntemleriyle ve klinik çalışmalarla elde edilen sonuçlarla uyumlu olduğu belirtilmiştir<sup>7,11</sup>. Bu bilgilere da-



**Resim 11.** Meziyodistal yönde kesit alınan Tip 1 kemik modelinin lingual yarısında oluşan makaslama streslerinin görünümü



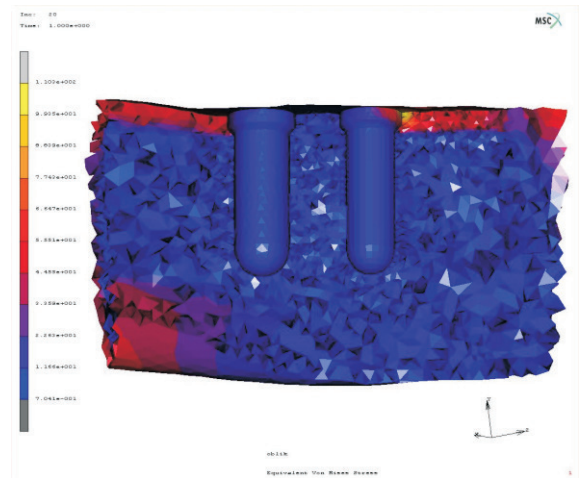
**Resim 12.** Meziyodistal yönde kesit alınan Tip 1 kemik modelinin bukkal yarısında oluşan makaslama streslerinin görünümü



**Resim 13.** Meziyodistal yönde kesit alınan Tip 2 kemik modelinin lingual yarısında oluşan makaslama streslerinin görünümü

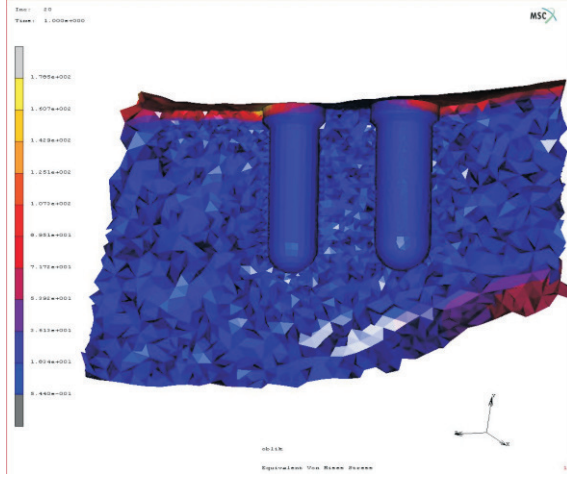
yanarak araştırmamızda üç boyutlu oluşturulan modellere sonlu elemanlar yöntemi ile stres analizi uygulanmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde modellenen yapıların gerçekte sahip oldukları özelliklerde oluşturulmasını olumsuz etkileyen bazı teknik kısıtlamalar mevcuttur. Bu çalışmada modellenen tüm yapıların (kemik, implant, protetik üst yapı, doğal dişler) lineer elastik, ho-

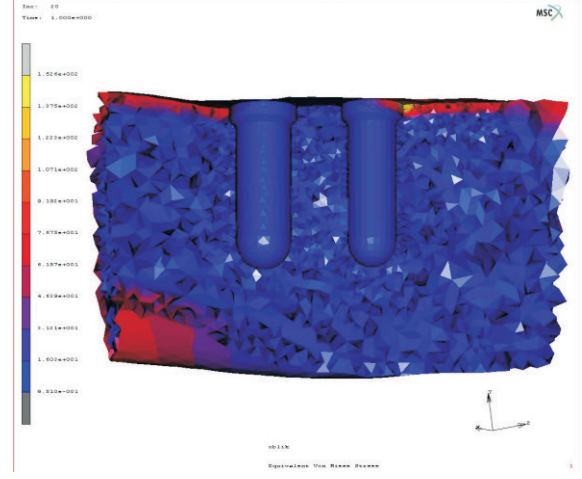


**Resim 14.** Meziyodistal yönde kesit alınan Tip 2 kemik modelinin bukkal yarısında oluşan makaslama streslerinin görünümü

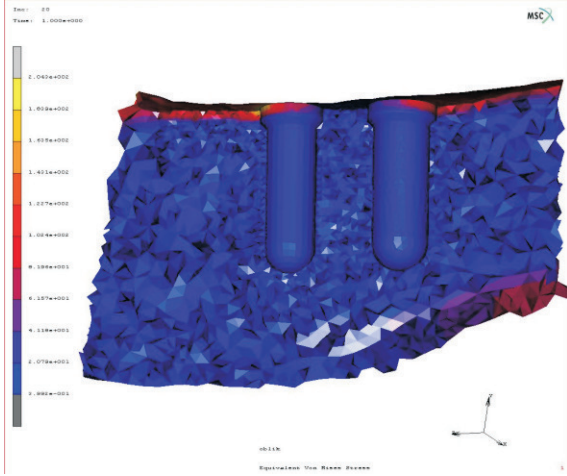
mojen ve izotropik özellikte olduğu kabul edilmiştir. Ancak gerçek durumda, kullanılan materyaller, özellikle de canlı dokular farklı özelliktedirler<sup>33</sup>. Örneğin, alt çenede kortikal kemiğin gerçekte anizotropik ve heterojen özellikte olduğu belirtilmiştir<sup>2</sup>. İlaveten, çalışmamızda implantın bütünüyle osseointegre olduğu kabul edilmesine rağmen, gerçekte osseointegrasyonun yüzde yüz olmadığı ifade edilmiştir<sup>1</sup>.



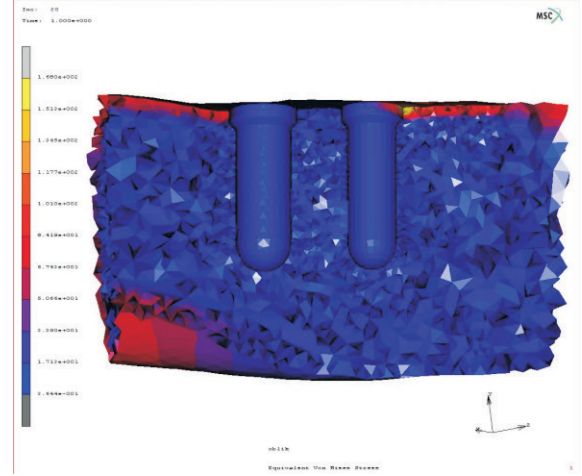
**Resim 15.** Meziyodistal yönde kesit alınan Tip 3 kemik modelinin lingual yarısında oluşan makaslama streslerinin görünümü



**Resim 16.** Meziyodistal yönde kesit alınan Tip 3 kemik modelinin bukkal yarısında oluşan makaslama streslerinin görünümü



**Resim 17.** Meziyodistal yönde kesit alınan Tip 4 kemik modelinin lingual yarısında oluşan makaslama streslerinin görünümü



**Resim 18.** Meziyodistal yönde kesit alınan Tip 4 kemik modelinin bukkal yarısında oluşan makaslama streslerinin görünümü

Çalışmamızda test materyali olarak mandibula kullanılmıştır. Sonlu elemanlar stres analizinin uygulanmasında çoğunlukla ya sadece implantların uygulandığı bölgeyi temsil eden kemik yapısı bağımsız olarak modellenmiş ya da alt çenenin tamamını kapsayan modellemeler yapılmıştır<sup>14,22,30,31</sup>. Birinci yöntemde sadece implantlara gelen kuvvetlerin oluşturduğu stresler değerlendirilmesine rağmen alt çeneye bağlanan kas ve ligamentlerin etkisi yeter-

li seviyede temsil edilememektedir. Korioto ve Hanam'a<sup>20</sup> göre, bütün olarak alt çenenin kendine ait bir bükülme özelliği mevcuttur. Gelen çiğneme kuvvetleri karşısında kas ve ligament bağlantılarının etkisi ile stres oluşumunda farklılıklar meydana gelebilmektedir. Fizyolojik olarak çiğneme kasları tarafından oluşturulan oklüzal kuvvetlerin, alt çene hareketsiz halde üst çene ile oklüzondayken temporomandibular eklem ve çiğneme nokta-



larında oluşturduğu reaksiyonların gerçeğe en yakın şekilde taklit edilebilmesinin daha fazla emek ve zaman gerektiren bütün alt çene gövdesinin modellenmesi ile mümkün olabileceği belirtilmiştir<sup>31</sup>. Bu nedenle araştırmamızda insan mandibulası anatomik yapısına bağlı kalınarak bütün olarak modellenmiştir.

İmplant destekli tedavilerde kullanılacak implantların boyunu ve çapını mevcut kemiğin hacmi ve anatomik oluşumların yanı sıra çiğneme kuvvetlerinin miktarı, oklüzal tabla genişliği ve tüberkül eğimi gibi faktörler belirlemektedir<sup>5,10,26</sup>. Çalışmamızda bu faktörler dikkate alınarak premolar diş bölgesindeki implant 3.8 mm çapında ve molar diş bölgesindeki implant ise 4.3 mm çapında modellenmiştir.

Dişler arasındaki ara-yüz temasları hem dişeti papilinin korunması hem de çiğneme esnasında oluşan kuvvetlere karşı kuron-köprü protezlerinde statığın sağlanmasında önemli rol oynamaktadır. Özellikle arka grup dişlerin tüberkül eğimleri nedeni ile oblik kuvvetler oluşmaktadır. Bu kuvvetler dişlerin ara-yüz temas noktaları boyunca ark üzerinde giderek azalır ve anterior bölgede karşılıklı gelecek birbirlerini nötr hale getirirler. Bu duruma kuvvetin anterior komponenti denmektedir. Çalışmamızda klinik ortamdaki bu durumu gerçeğine uygun olarak yansıtılabilmek amacı ile tüm modellerde kanin dişi ve protez gövdesi arasında ara-yüz teması sağlanmış ve modellere kontak analizleri uygulanmıştır.

Mericske-Stern ve arkadaşları<sup>23</sup> alt çenenin posterior bölgesinde ITI implantlarla desteklenmiş sabit protezlerde maksimum ısırma kuvvetlerini ölçmüşler ve birinci premolarda 200N, ikinci premolarda 300N ve birinci molar dişte 200N değerlerini bulmuşlardır. İplikçioglu ve arkadaşları<sup>16</sup> ikinci premolar ve ikinci molar diş bölgelerindeki implantlarla desteklenen üç üyeli köprülerde implant çapı, sayısı ve uzunluğunun stres dağılımına etkisini sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirdikleri çalışmada köprüünün her bir üyesine vertikal yönde 200'er N'luk ısırma kuvvetleri uygulamışlardır. Ağız içinde vertikal ve lateral kuvvetler de oluşmasına rağmen bu iki kuvvetin kombine hali olan oblik kuvvetlerin daha gerçekçi kuvvet doğrultuları olması ve kortikal kemikte daha

fazla yıkıcı etki oluşturması nedeni ile çalışmamızda pro-teze oblik kuvvetlerin uygulanması tercih edilmiştir. Oblik kuvvetin büyüklüğünün hesaplanmasında Koolstra ve arkadaşlarının<sup>19</sup> tanımladıkları Foblik:Fvertikal:Flateral = 7:3.5:1 oranından faydalanılmıştır. Bu eşitlik göz önüne alınarak, 200 N olarak belirlenen vertikal kuvvetin iki katı olan 400 N'luk statik oblik kuvvet ayrı ayrı protezin her bir üyesine implantın uzun eksenini ile 30° lik açı oluşturacak şekilde uygulanmıştır.

Protetik üst yapı tasarımlarına uygulanan fonksiyonel oklüzal kuvvetler implant- kemik ara yüzünde ve destek kemikte basma, çekme ve makaslama streslerine neden olmaktadır. Bu stres tiplerinden makaslama streslerinin implant başarısında daha önemli olduğu vurgulanmıştır. Çünkü implant ve kemik gibi iki farklı materyalin ara yüzündeki bağlantıyı bu streslerin daha olumsuz etkilediği belirtilmiştir<sup>10</sup>. Kritik değeri aşan makaslama streslerinin von Mises başarısızlık kriteri ile açıklanabildiği ifade edilmiştir<sup>34</sup>. Bu yaklaşımlar doğrultusunda bu çalışmada von Mises stresleri değerlendirilmeye alınmıştır.

Çalışmamızda analiz uygulandıktan sonra modellerdeki stres dağılımları değerlendirildiğinde en yüksek miktardaki streslerin implantların servikal bölgesindeki kortikal kemikte yoğunlaştığı ve implantların orta ve apikal bölgelerindeki kemiğe doğru azaldığı görülmüştür. Literatürde implant destekli protezlerin kemikte oluşturduğu stres dağılımlarının incelendiği *in-vitro* ve *in-vivo* çalışmalarda da benzer sonuçlar elde edilmiştir<sup>4,14,33</sup>.

Oblik kuvvet altında servikal bölgedeki destek kemikte oluşan stresler kemik tipleri açısından değerlendirildiğinde, en yoğun kemik olan Tip 1 kemikten, en ince kortikal kemik ve en düşük yoğunlukta trabeküler kemikten oluşan Tip 4 kemiğe doğru en yüksek stres miktarlarının arttığı saptanmıştır. Bunun nedeni, trabeküler kemiğe kıyasla daha yüksek değerlerde elastikiyet modülü olan kortikal kemiğin daha sağlam ve deformasyona karşı daha dirençli olması ve buna bağlı olarak kortikal kemiğin daha fazla yük karşılamasıdır. Çalışmamızda elde ettiğimiz bu sonuçlar literatürdeki çeşitli sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarıyla ve klinik araştırmalarla uyumludur. Holmes ve Loftus<sup>14</sup> ile Sevimay ve arkadaşları<sup>30</sup> kemik kalite-

sinin stres miktar ve dağılımlarına etkisini inceledikleri çalışmalarında servikal bölgede oluşan en yüksek değerlerdeki streslerin Tip 1 kemikten Tip 4 kemiğe doğru artış gösterdiğini rapor etmişlerdir. Jaffin ve Bermann<sup>17</sup> Brånemark implantlarla ilgili 5 yıllık klinik değerlendirmede, Tip 1, 2, 3 kemiğe yerleştirilen 952 adet implantın %3'nün, Tip 4 kemiğe yerleştirilen 102 adet implantın %35'inin kaybedildiğini belirtmişlerdir. Johns ve arkadaşları<sup>18</sup> ise yaptıkları çok merkezli bir çalışmada Tip 1, 2, 3 kemiklere yerleştirilen implantlarla ilgili olarak %96, Tip 4 kemiğe yerleştirilen implantlarla ilgili olarak %72 başarı oranı saptamışlardır.

Kanat uzantılı tasarıma oblik kuvvetler uygulandığında, hem anterior hem de posterior implantların orta bölgeleri seviyesindeki trabeküler kemikte Tip 2, Tip 3, Tip 4 kemik tiplerinde, servikal bölgenin aksine, Tip 1 kemik tipinden daha düşük miktarlarda streslerin oluştuğu izlenmiştir. Bu sonuçlar, tamamen kortikal kemikten modellenen Tip 1 kemikte streslerin sadece servikal bölgede yoğunlaşmayıp kemiğin daha aşağı bölgelerine yayılarak homojen bir şekilde dağıldığını, diğer kemik tiplerinde ise streslerin büyük çoğunluğunun trabeküler kemiğe kıyasla servikal bölgedeki kortikal kemikte yoğunlaştığını göstermektedir<sup>14,30</sup>.

Oblik yükler altında kanat uzantılı tasarım Tip 1 kemikteki stres dağılımı açısından değerlendirildiğinde, anterior implant çevresindeki en yüksek değerlerdeki stresler mezial servikal bölgedeki kortikal kemikte izlenirken posterior implant çevresinde distolingual servikal bölgedeki kortikal kemikte izlenmiştir. Bu durum aksiyal ve bukko-lingual kuvvetlerin protezde oluşturduğu rotasyonların kombine etkisi ile oluşmaktadır.

Her iki implantın çevresindeki destek kemikte oluşan en yüksek değerlerdeki stresler karşılaştırıldığında, anterior implantın servikal bölgesindeki kortikal kemikte posterior implantın servikal bölgesine göre daha yüksek değerlerde streslerin oluştuğu görülmüştür. Kanat uzantılı tasarımların kullanıldığı diğer teorik ve klinik çalışmalarda da kanat uzantısına yakın bölgedeki implant çevresinde en yüksek değerlerde streslerin meydana geldiği ve bu implant

çevresinde daha fazla miktarda kemik kaybının tespit edildiği rapor edilmiştir<sup>1,4,28</sup>. Çalışmamızda uygulanan oblik kuvvet, aksiyal ve bukko-lingual yatay kuvvetlerin birleşkesinden oluşmaktadır. Proteze gelen oblik kuvvetler altında kuvvet kolu olarak çalışan gövde hem aksiyal hem de transversal düzlemlerde rotasyonlara neden olarak protezde deformasyon oluşturmaktadır. Bu deformasyonun anterior implantta aşağı yönlü, posterior implantta ise yukarı yönlü bir kuvvete neden olduğu ve anterior implant üzerinde zaten varolan oklüzal kuvvetle birlikte anterior implant çevresindeki destek kemikte daha yüksek değerlerde streslerin oluşmasına neden olduğu düşünülmektedir<sup>3</sup>.

Yokoyama ve arkadaşları<sup>33</sup>, 2. premolar, 1. ve 2. molar dişlerden oluşan 26 mm uzunluğundaki üç üyeli köprü tasarımını destekleyen iki implanttan mezialdeki implantın konumunu posteriora doğru değiştirerek farklı uzunlukta ki mezial kanat uzantılarının kemikte oluşan stres dağılım ve miktarlarına etkisini incelemişlerdir. Elde ettikleri sonuçlarda, kanat uzantısının(kuvvet kolunun) 9mm ve denge kolunun ise 17 mm olduğu durum ile kanat uzantısının 11 mm ve denge kolunun 15 mm olduğu durumlarda en yüksek von Mises stres değerlerinin meydana geldiğini belirtmişlerdir. Anterior implant ile posterior implant çevresinde oluşan stres değerleri karşılaştırıldığında anterior implant çevresinde posterior implant çevresindeki yaklaşık 1.5 katı kadar streslerin oluştuğu gösterilmiştir. Çalışmamızda, gövde bir premolar diş boyutunda modellenmiştir ve meziodistal uzunluğu molar dişin meziodistal uzunluğunun yaklaşık yarısı kadardır. Yokoyama ve arkadaşlarının<sup>33</sup> çalışmasından farklı olarak uygulanan kuvvetler sonucunda tüm kemik tipleri için anterior implant çevresinde posterior implant çevresindeki destek kemikte oluşan streslerin yaklaşık 1.7-2 katı kadar stresler oluşmuştur. Bu farklılığın, Yokoyama ve arkadaşları<sup>33</sup> eşit çapta implantlar modellenmesine rağmen çalışmamızda anterior implantın posterior implanta kıyasla daha küçük çaplı olarak modellenmesinden kaynaklandığını düşünülmektedir. Farklı implant çapları ile yapılan çalışmalarda geniş çaplı implantların daha dar çaplı implantlara göre stres miktar ve dağılımları açısından daha avantajlı oldukları bildirilmiştir<sup>16</sup>.

Sonuç olarak; elde edilen bulgulara göre, kemik kalitesi implant destekli köprülerin etrafındaki destek kemikte oluşan stres miktar ve dağılımlarını etkilemektedir. Kemik kalitesinin düşük olduğu çenelerde implant destekli kanat uzantılı köprü tasarımlarının uygulanmasına daha dikkatli yaklaşılması gerekmektedir. Bu nedenle implant destekli kanat uzantılı köprü protezlerinin farklı kemik tiplerindeki başarı oranlarının daha detaylı şekilde incelenmesi için uzun süreli klinik çalışmaların yapılması uygun görülmektedir.

#### KAYNAKLAR

- Akça K, İplikçiöğlü H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil* 29: 350-356, 2002.
- An HY, Draughn RA. Mechanical testing of bone and the bone-implant interface. New York: CRC Pres LLC, 2000, 41-61.
- Baiamonte T, Abbate MF, Pizzarello F, Lozada J, James R. The experimental verification of the efficacy of finite element modeling to dental implant systems. *J Oral Implantol* 22: 2-6, 1996.
- Barbier L, Sloten JV, Krzesinski G, Schepers E, Van Der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil* 25: 847-858, 1998.
- Becker W, Becker BE, Newman MG, Nyman S. Clinical and microbiological findings that may contribute to dental implant failure. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5: 31-38, 1990.
- Behneke A, Behneke N, d'Hoedt B. A 5-year Longitudinal Study of the Clinical Effectiveness of ITI Solid-Screw Implants in the Treatment of Mandibular Edentulism. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17: 799-810, 2002.
- Benzing UR, Gall H, Weber H. Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10: 188-198, 1995.
- Besler UC, Mericske-Stern R, Bernard JP, Taylor TD. Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations. *Clin Oral Impl Res* 11(Suppl): 126-145, 2000
- Caputo AA, Standlee JP. Biomechanics in clinical dentistry. Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc, 1987, 13-28.
- Craig RG, Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's restorative dental materials. Missouri: Mosby-Year Book Inc, 2006, 52-96.
- Eskitaşçıoğlu G, Tulga F, Sarı Ş, Özgey S. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yönteminin uygulanabilirliğinin in vivo mikrosızıntı sonuçlarına dayandırılarak incelenmesi. *Türkiye Klin Diş Hek Bil Derg* 2: 65-70, 1996.
- Eskitaşçıoğlu G, Yurdukoru B. Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *AÜ Diş Hek Fak Derg* 22: 201-205, 1995.
- Geng J. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 85: 585-598, 2001.
- Holmes DC, Loftus JT. Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Impl* 23: 104-111, 1997.
- Holmgren EP, Seckiner RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis- A two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Impl* 24: 80-88, 1998.
- İplikçiöğlü H, Akça, K. Comparative evaluation of the effect of diameter, length, and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent* 30: 41-46, 2002.
- Jaffin RA, Berman C. The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: A 5-year analysis. *J Periodontol* 62: 2-4, 1991.
- Johns RB, Jemt T, Heath R, Hutton JE, McKenna S, McNamara DC, van Steenberghe D, Taylor R, Watson M, Herrmann I. A multi-center study of overdentures supported by Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 7: 513-522, 1992.
- Koolstra JH, Eijden GJV, Weijts WA, Naeije M. A three dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J Biomech* 21: 563-576, 1988.
- Korioth TWP, Hannam AG. Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *J Dent Res* 73: 56-66, 1994.
- Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation: Branemark, PI., Zarb, GA., Albrektsson, T. Tissue-integrated prostheses: Osseointegration in clinical dentistry. Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc, 1985, 199-211.
- Meijer HJA, Starmans FJM, Steen WHA, Bosman F. A three dimensional finite element analysis of bone around dental implants in an edentulous human mandible. *Arch Oral Biol* 38: 491-496, 1993.
- Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Bürgin W. Occlusal force and oral sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10: 345-354, 1995.
- Misch CE. Bone Density: A key determinant for clinical success: Misch CE. Contemporary Implant Dentistry. Missouri: Mosby, Inc, 1999, 109-118.
- Rangert B, Krogh PHJ, Langer B, Roedel NV. Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10: 326-334, 1995.
- Rangert B. Practical guidelines based on biomechanical principles: Pallaci P, Ericsson I, Branemark PI, Rangert B. Optimal implant positioning and soft tissue management for the Branemark system. Illinois: Quintessence Publishing Co, Inc, 1995, 21-33.
- Rieger MR. Finite element stress analysis of root-form implants. *J Oral Implantol* 14: 472-484, 1988.
- Romeo E, Lops D, Margutti E, Ghisolfi M, Chiapasco M, Vogel G. Implant-supported fixed cantilever prostheses in partially edentulous arches. A seven-year prospective study. *Clin Oral Impl Res* 14: 303-311, 2003.
- Sağesen LEM. İçi Boş Silindirik (Hollow cylinder) İmplant destekli overdenture'lerde iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri. Ankara: Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Doktora Tezi, 2000.

30. Sevimay M, Turhan F, Kılıçarslan MA, Eskitaşçıoğlu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent* 93: 227-234, 2005.
31. Stegariou R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O. Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13: 82-90, 1998.
32. Şahin S, Çehreli CÇ, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses- a review. *J Dent* 30: 271-282, 2002.
33. Yokoyama S, Wakabayashi N, Shiota M, Takashi O. The influence of implant location and length on stress distribution for three-unit implant-supported posterior cantilever fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 91: 234-240, 2004.
34. Young FA, Williams KR, Draughn R, Strohaber R. Design of prosthetic cantilever bridgework supported by osseointegrated implants using the finite element method. *Dent Mater* 14: 37-43, 1998.

### **Yazışma Adresi**

**Dr. N. Volkan ASAR**

Gazi Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara

e-posta: nvolkan@gazi.edu.tr