

# ALT ÇENE TAM DIŞSİZLİK OLGULARINDA ANTERİYOR BÖLGEYE YERLEŞTİRİLEN İMPLANTLAR ÜZERİNE UYGULANAN FARKLI PROTEZ TASARIMLARININ İN VİTRO OLARAK KUVVET DAĞILIMI YÖNÜNDEN İNCELENMESİ

**In vitro stress distribution evaluation of different prosthesis Designs supported by anteriorly located Implants in mandibular edentulous cases**

Kemal ÇOĞALAN\*

N. Esra BAĞDATLI\*\*

A. Ersan ERSOY\*\*\*

## ABSTRACT

**Objective:** The aim of this study is to evaluate the stress transmitted to the peri-implant region and implants by an anterior fixed implant supported restoration with a precision partial denture posteriorly (combined prosthesis) and to compare with bar and ball retained overdenture using finite element stress analysis.

**Materials and Methods:** In our study we prepared three, three dimensional finite element models created on four implants, consisting of one distal extension mandibular removable partial denture connected to an anterior fixed implant supported prosthesis, one ball retained and one bar retained mandibular overdenture prosthesis. 100 N vertical and 100 N oblique force were applied on the first mandibular molar teeth for each model. The stress were analysed by using the finite element stress analysis.

**Results:** The results of our study show us that the amount of stress on peri-implant bone and implants were higher and the amount of stress on cortical bone under mucosa were lower for distal extension mandibular removable partial denture connected to an anterior fixed implant-supported

prosthesis than bar and ball retained overdenture. The difference between stated prostheses were quite low when interpreted as MPa.

**Conclusion:** A design of anterior fixed implant supported prosthesis combined with removable precision partial denture has a relatively lower degree of anterior bone resorption and may be a good alternative treatment choice instead of bar and ball retained overdenture for patients with posterior knife edge alveolar ridge.

**Key Words:** Dental implants, removable precision partial denture, combined prostheses, overdenture, ball attachment, bar attachment, finite element stress analysis.

## ÖZET

**Amaç:** Maksiler ve mandibuler posterior bölgelerdeki sınırlamalar nedeniyle ancak anterior bölgede uygulanabilen implantlardan destek alınarak yapılan sabit protezlere hassas tutucularla bağlanan posterior hareketli bölümlü protezlerin (kombine protezler), implantlar ve kemikte oluşturdıkları stresleri, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılarak top başlı ve bar tutuculu overdenture tarzı protezlerle karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

\* Dr. Dt., Serbest Diş Hekimi

\*\* Dt., Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi

\*\*\* Prof. Dr., Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

**Gereç ve Yöntem:** *Tam dişsiz mandibulada dört adet implant üzerine yapılan implant üstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan posterior hareketli bölümlü protez, top başlı ve bar ataçmanlı overdenture tarzı protez olmak üzere üç adet modeller üç boyutlu olarak tasarlanmış ve her bir modele 1. molar dişin merkezinden 100 N vertikal ve 100 N oblik kuvvet uygulanmıştır. Oluşan stresler, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmiştir.*

**Bulgular:** *İmplant üstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan posterior hareketli bölümlü protezde, top başlı ve bar tutuculu protezlere göre, implant ve peri-implant kemikte stresler daha yüksek, mukoza altındaki kortikal kemikte ise stresler daha düşük bulunmuştur. Aradaki farklar MPa cinsinden değerlendirildiğinde oldukça düşüktür.*

**Sonuç:** *Anterior implant üstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan posterior hareketli bölümlü protez tasarımının, özellikle anterior bölgede kemik rezorpsiyonunun fazla olmadığı ve posterior bölgede ise bıçak sırtı kretlere sahip hastalarda top başlı ve bar tutuculu overdenture protezlere iyi bir alternatif tedavi seçeneği olarak kullanılabileceği söylenebilir.*

**Anahtar Kelimeler:** *Dental implant, hassas tutuculu hareketli bölümlü protez, kombine protezler, overdenture, top başlı ataçman, bar ataçman, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi*

## GİRİŞ

Tam dişsizlikler, protetik diş hekimliğinin çeşitli zorluklarla dolu, farklı restorasyon alternatiflerini içeren ve her geçen gün yeni arayışlar ve çözüm yolları önerilen vakalardır. Tedavilerinde bilinen geleneksel yöntemler, uygun ağız içi koşullarında uygulamaya devam edilmekle beraber, yaygınlaşan implant teknolojilerinin sağladığı avantajlardan da yararlanılabilmektedir. Tam dişsiz hastalarda dental implantların kullanımı protezlerin tutuculuk, stabilite ve çiğneme fonksiyonunu arttırarak hastaların yaşam kalitesini yükseltmektedir. Ayrıca kemik rezorpsiyonunu da minimum düzeyde tutmaktadır (1). Bu hastalara, uygulanan implantlar ile implant destekli sabit protezler, hibrit protezler ve implant destekli hareketli protezler olmak üzere çok çeşitli tedavi seçenekleri ortaya konabilmektedir. (2). Yapılacak tedavi planını belirlerken etkili olan faktörler;

kemiğin kalitesi, implantların dağılımı, konumu, sayısı, ark formu, karşıt çenedeki doğal dişler ve protez tipi, oklüzal ilişki, çeneler arası ilişkiler, tamir kolaylığı, estetik, hastanın ekonomik durumu ve beklentileridir. (3,4).

Tam dişsizlik vakalarında uygulanacak olan implant destekli hareketli protezler, overdenture protezler tarzında olabileceği gibi alternatif olarak, anterior bölgeye yerleştirilen implantlarla Kennedy Class I dişsizlik haline getirilen çenede anterior sabit, posterior bölge hareketli bölümlü protezler (kombine protezler) şeklinde de olabilmektedir (Fig. 1). İmplant destekli overdenture tarzı protezler, dişsiz hastaların rehabilitasyonunda uygun ve mali bakımdan etkin bir tedavi seçeneği oluşturmaktadır. İmplantlarla sağlanan stabilizasyon hasta memnuniyetini arttırmakta ve kemik rezorpsiyonunu minimum düzeyde tutmaktadır. Ayrıca uygun yanak ve dudak desteğiyle hasta estetiği sağlanabilmektedir. Genellikle iki ya da dört implant uygulamasını takiben yapılan hareketli protezlerde, üst yapının tutuculuğu bar, top başlı, lokator, mknatis veya teleskop tipi tutucularla sağlanmaktadır (5,6).

Tam dişsizlik olgularında oldukça sık karşılaşılan özellikle mandibuler anterior bölgede kemik rezorpsiyonunun az olduğu, posteriorda ise yetersiz kemik hacminin olduğu durumlarda; posterior bölgelere sinir repozisyonu, sinüs lifting, kemik augmentasyonu gibi ileri cerrahi tekniklere başvurmadan implant yerleştirilemediğinden, biyomekanik açıdan uygun sabit bir protez yapmak mümkün olmaz. Böyle olgularda overdenture protezlere bir alternatif olarak anterior implant üstü sabit bir protez çeşitli hassas tutucularla bağlanan hareketli bölümlü bir protez yapılması günümüzde yeni ve başarılı bir tedavi seçeneğidir (7,8). Bu protez tipi; anterior bölge estetiğinin ve fonetiğinin sabit bir protezin verdiği avantajlardan faydalanabilmesi, anterior rehberliğinin sağlanması, protez hacminin küçülmesi, kolaylıkla takılıp çıkarılabilmesi, hasta hareketli protezini çıkarırsa bile ön bölge estetiğinin kaybolmaması, maliyetinin tam ark sabit restorasyonlara göre daha uygun olması, cerrahi prosedürünün kolaylığı, stres kırıcı özelliği olan tutucuların kullanılabilmesi, retansiyon ve stabilitenin farklı tutucu seçenekleri ile ayarlanabilmesi gibi avantajlara sahiptir (9).

Bu çalışmada, yaygın bir kullanıma sahip olan top başlı ve bar ataçmanlı overdenture tarzı implant destekli protezlerle, alternatif bir tedavi seçeneği olan anterior sabit, posterior hareketli protezlerin nasıl bir kuvvet dağılımı sergilediğinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi ve karşılaştırılmaları amaçlanmıştır.



Fig. 1- Maksiller ve mandibular anterior bölgeye dörder adet implant yerleştirilerek yapılan anterior implant üstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan hareketli bölümlü protez

### GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada, anterior bölgeye yerleştirilen dört implantlı üç adet, üç boyutlu sonlu eleman modeli oluşturulmuştur. Oluşturulan modellerde, sonlu elemanlar analiz yöntemi ile kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ve implantta oluşan Von Mises gerilme değerleri ölçülmüştür.

Mandibula modelinde 4 mm çapında 12 mm uzunluğunda 4 adet implant her iki tarafta kaninler ve 1. premolar bölgelerine yerleştirilmiştir. Kaninler bölgesine yerleştirilen implantların merkezden uzaklığı 11 mm, birbirlerine uzaklığı 22 mm, premolarlar bölgesine yerleştirilen implantlar ise kaninler bölgesine yerleştirilen implanttan 3 mm distaldedir. Model 1 'de top başlı ataçmanlı implantların (Fig. 2), Model 2 'de ise bar ile bağlanmış implantların üzerine overdenture tarzı bir protez (Fig. 3) hazırlanmıştır. Model 3 'te de 1. premolarlar arası implant üstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan posterior iskelet bölümlü bir protez tasarlanmıştır (Fig. 4). Sabit protez, metal destekli seramik köprü olup, her iki 1. premolar dişin distalinde top başlı hassas tutuculara sahiptir.

Modellerin oluşturulmasında ilk aşama olarak, analiz edilecek yapının üç boyutlu ve gerçek boyutla orantılı geometrik ana modeli olan alt çene modeli hazırlanmıştır. Kemik

ifade eden taban parçasının oluşturulmasında insan mandibulası Nextengine (NextEngine, Inc. 401 Wilshire Blvd., Ninth Flor Santa Monica, California 90401) lazer tarayıcısı kullanılarak taranmış, çekilen filmler 3D-Doctor yazılımına atılmış ve burada "Interactive Segmentation" yöntemi ile Hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırılmıştır. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra "3d Complex Render" yöntemi ile 3 boyutlu kemik dokusu modellenmiştir. Kemik dokusundan "ofset yöntemi" (ofset: yapının her yerden eşit olarak büyümesi/küçülmesi işlemidir) ile spongios kemik elde edilmiş ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmıştır. Bu şekilde, mandibula, kortikal kemik, spongios kemik, mukoza, protez alt ve üst parçaları ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşınmış olmuştur. Elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N ,Seattle, WA 98103 USA) yazılımında üç boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilmiştir. Rhinoceros 'da yapılan modeller, 3 boyutlu koordinatlar korunarak Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) yazılımına aktarılmış ve burada modeller Bricks ve Tetrahedra elemanlar şeklinde katı modele çevrilmiştir.

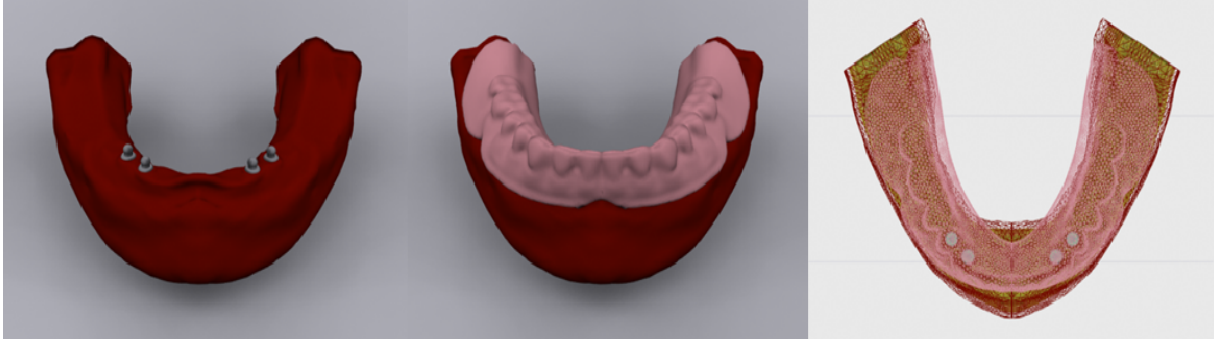


Fig. 2- Dört implant üzerine yapılmış ball ataçmanlı overdenture protez (Model 1)

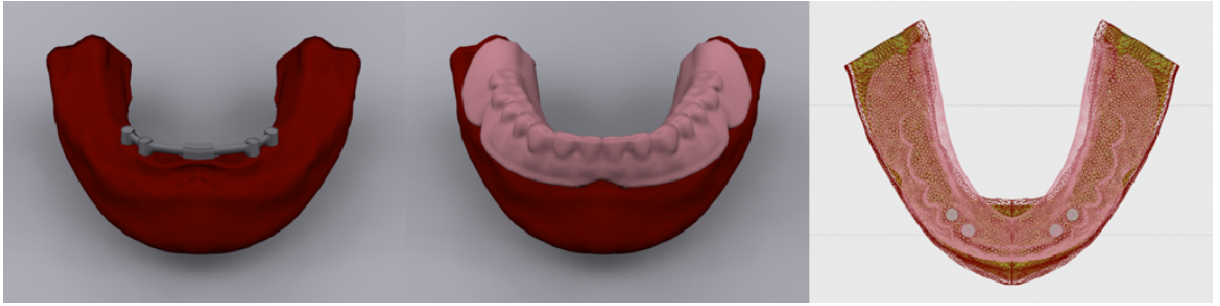


Fig. 3- Dört implant üzerine yapılmış bar ataçmanlı overdenture protez. (Model 2)

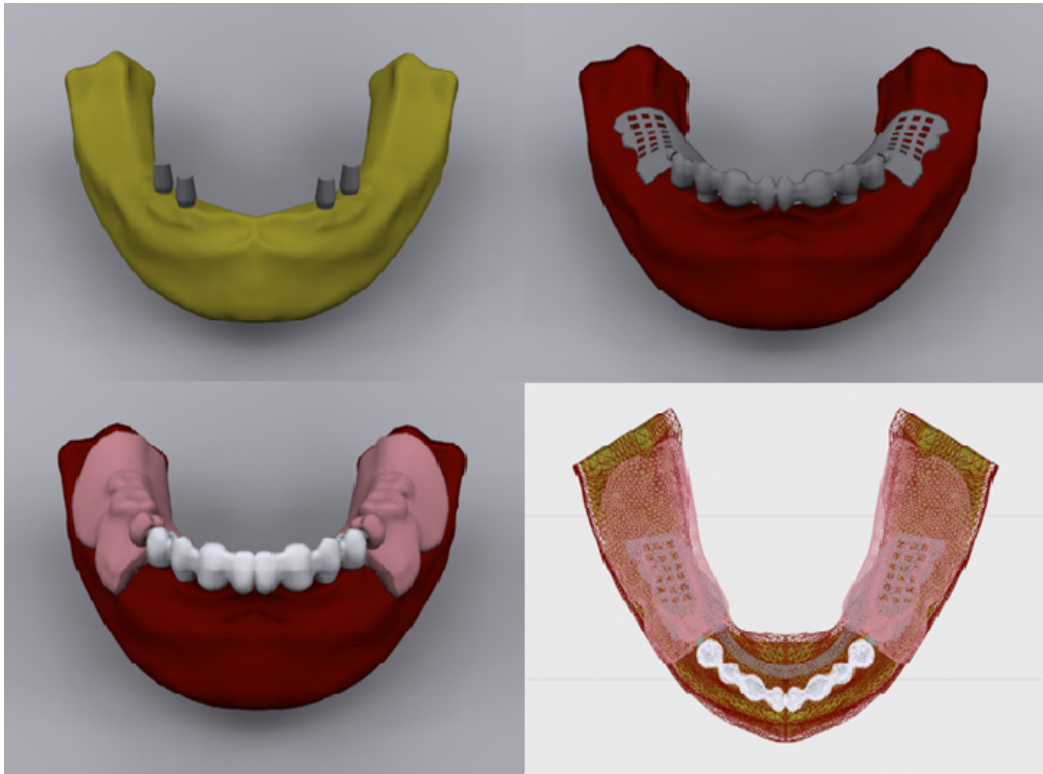


Fig. 4- 1.premolarlar arası implant üstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan iskelet bölümlü protez (Model 3)

Mandibulada, sıklıkla D2 kemik kalitesi görüldüğünden, buna uygun olarak dens trabeküller kemiği kaplayan 2mm kortikal kemik ve bunun üzerinde 1 mm kalınlığında mukoza olacak şekilde model oluşturulmuştur. Kortikal ve trabeküller kemik izotropik, homojen, lineer elastik olarak kabul edilmiştir. İmplantlar kemiğe 90° lik bir açı ile yerleştirilmiştir. Modellerdeki implantların osseointegrasyonu tam olarak (%100) kabul edilmiştir. Uygulanan kuvvetler altında kemik ile implant arasında hareket oluşmasına izin verilmemiştir.

Çalışmamızda kullanılan yapıların fiziksel özelliklerini tanımlayan elastisite modülleri ve Poisson oranları Algor Fempro üç boyutlu sonlu eleman analiz programına tanıtılmıştır (Çizelge 1) (1,9,10,11,12).

Model çene kemiğinin arka bölgesinden her DOF (Degree of freedom)'da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir. Analizde, mandibula kesildiği bölgelerden, tüm serbestlikler yok edilecek şekilde her doğrultudaki dönme ve yer değiştirmeleri engellenmiştir. Düğümler her ekseninde ve açıda sabit kabul edilmiştir. Yaptığımız çalışmada okluzal kuvvetler her iki taraftaki 1. molar dişin merkezinden vertikal (0°) olarak 100 N ve oblik (45°) olarak 100 N olacak şekilde uygulanmıştır.

## BULGULAR

Bu çalışmada kemik gibi kırılğan özellikteki dokuların stres değerlerini veren Principle stres (max-gerilme ve min-sıkışma stresi) değerlerinden, titanyum gibi çekilebilirliği ve dövülebilirliği olan materyallerde de daha güvenli sonuç veren Von Mises stres değerlerinden yararlanılmıştır. Von Mises stres değerleri kırılğan materyallerde sadece streslerin yapı içerisindeki dağılımı konusunda bir fikir verirken bu değerlerin ne tip bir stres oluşturduğu konusunda yanıltıcı olabilmektedir. Buna göre, kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ile implanta oluşan Von Mises gerilme değerleri incelenmiştir.

### Kortikal Kemikteki Vertikal ve 45° Oblik Yükleme Sonucunda Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Değerleri

3 ayrı model üzerindeki vertikal yüklemelerde kortikal kemikte oluşan ortalama gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) ve sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) değerleri Çizelge 2 'de, streslerin dağılımları Fig. 5 ve 6 'da sunulmuştur. 45° 'lik oblik yüklemelerde kortikal kemikte oluşan ortalama gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) ve sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) değerleri ise Çizelge 3 'te, streslerin dağılımları Fig. 7 ve 8 'de sunulmuştur.

**Çizelge 1-** Kullanılan materyallerin elastisite modülleri (GPa) ve Poisson oranları

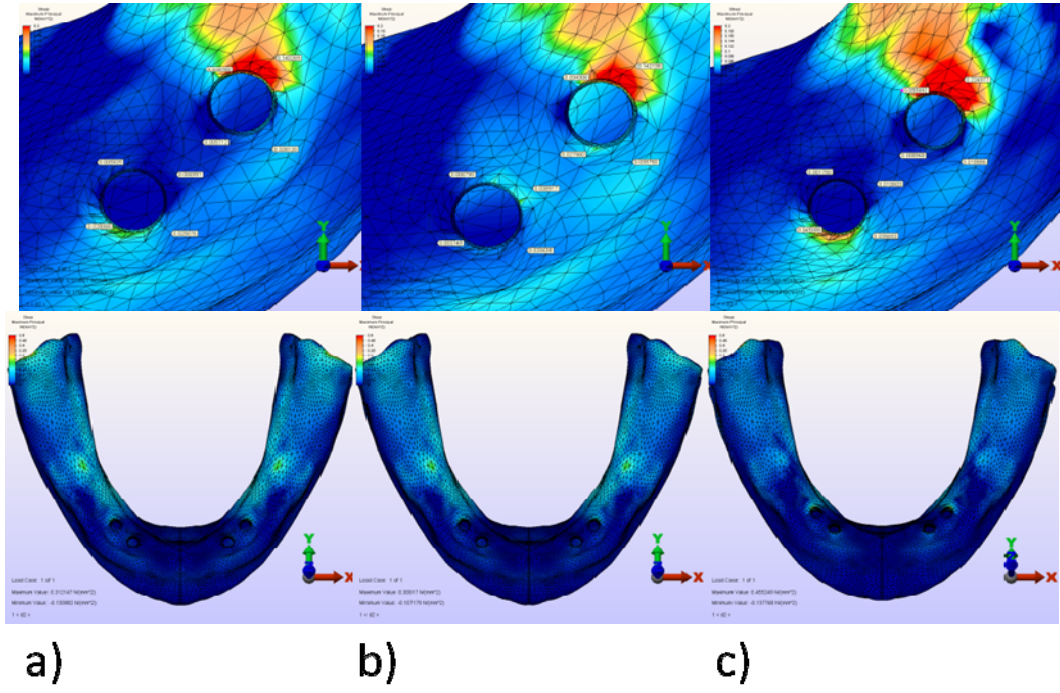
Materyal	Elastisite Modülü (GPa)	Poisson Oranı
Kortikal kemik	13,7	0,3
Spongios kemik	1,37	0,3
Feldspatik porselen	82,8	0,35
Titanyum	110	0,35
Cr-Co alaşımı	218	0,33
Akrilik dişler ve akrilik rezin	3000	0,35
Mukoza	680	0,45
Plastik klips	3000	0,28
Hassas tutucunun matriksi	5	0,48

**Çizelge 2-** Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu kortikal kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan gerilme tipi stres(Maksimum Principle Stres) ve sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres)değerlerinin MP

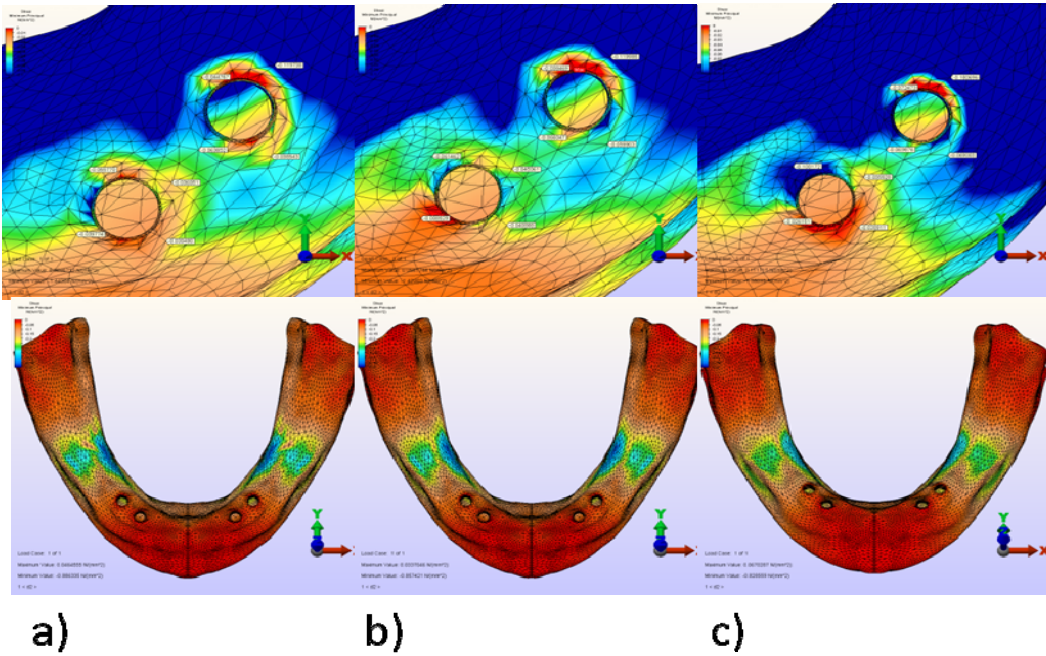
MaxP	Model 1	Model 2	Model 3	Model 1	Model 2	Model 3
	0° (k)	0° (k)	0° (k)	0° (pm)	0°(pm)	0° (pm)
<b>B</b>	0,020638	0,025076	0,035653	0,035750	0,028120	0,018886
<b>L</b>	0,006790	0,005925	0,001750	0,034306	0,048789	0,055892
<b>M</b>	0,003749	0,028068	0,045099	0,027980	0,005712	0,008968
<b>D</b>	0,038917	0,006991	0,010603	0,142198	0,140269	0,224977
MinP	Model 1	Model 2	Model 3	Model 1	Model 2	Model 3
	0° (k)	0° (k)	0° (k)	0° (pm)	0°(pm)	0° (pm)
<b>B</b>	-0,030480	-0,040888	-0,020911	-0,038543	-0,059903	-0,069003
<b>L</b>	-0,055770	-0,061462	-0,100172	-0,044767	-0,038469	-0,072473
<b>M</b>	-0,039774	-0,008529	-0,026151	-0,063852	-0,066047	-0,069876
<b>D</b>	-0,036051	-0,045061	-0,035528	-0,119738	-0,119985	-0,180696

**Çizelge 3-** Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu kortikal kemikte k: kanin; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) ve sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları.

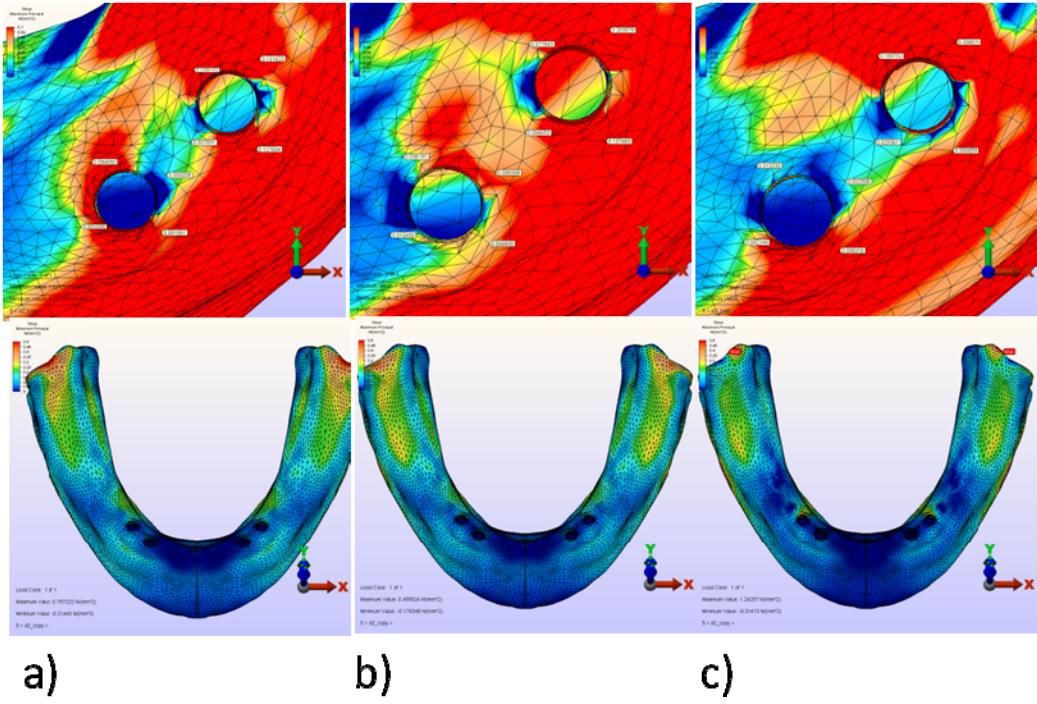
MaxP	Model 1	Model 2	Model 3	Model 1	Model 2	Model 3
	45° (k)	45° (k)	45° (k)	45° (pm)	45° (pm)	45° (pm)
<b>B</b>	0,066800	0,091551	0,095318	0,137469	0,127604	0,086859
<b>L</b>	0,038191	0,094650	0,013230	0,077843	0,129142	0,189702
<b>M</b>	0,010458	0,051555	0,042144	0,066653	0,037891	0,029361
<b>D</b>	0,085309	0,030205	0,032506	0,200578	0,131423	0,338570
MinP	Model 1	Model 2	Model 3	Model 1	Model 2	Model 3
	45° (k)	45° (k)	45° (k)	45° (pm)	45° (pm)	45° (pm)
<b>B</b>	-0,078997	-0,130986	-0,070029	-0,111380	-0,193032	-0,224979
<b>L</b>	-0,225598	-0,188260	-0,270566	-0,172724	-0,149160	-0,253343
<b>M</b>	-0,164501	-0,034144	-0,081909	-0,273344	-0,182482	-0,239435
<b>D</b>	-0,180103	-0,173218	-0,134775	-0,329330	-0,378050	-0,737990



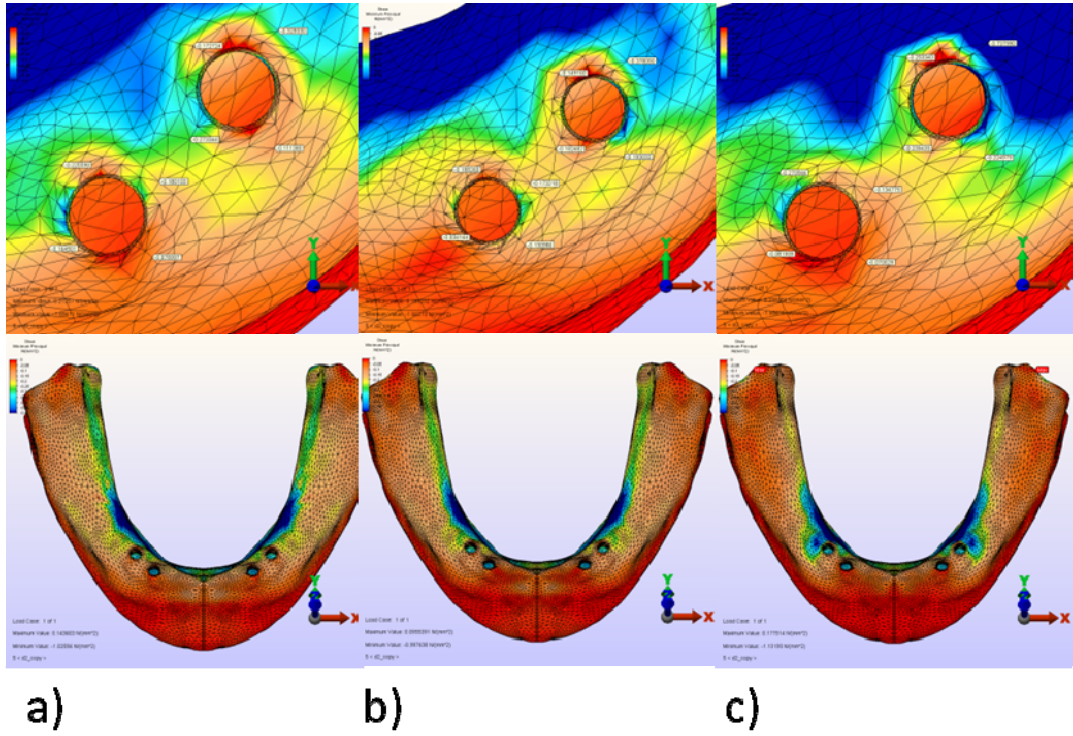
**Fig. 5-** Vertikal yüklemeye sonucunda kortikal kemikte gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stress) dağılımının incelenmesi. a) Model 1 b) Model 2 c) Model 3



**Fig. 6-** Vertikal yüklemeye sonucunda kortikal kemikte sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stress) dağılımının incelenmesi. a) Model 1 b) Model 2 c) Model 3



**Fig. 7-** 45°'lik yükleme sonucunda kortikal kemikte gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) dağılımının incelenmesi. a) Model 1 b) Model 2 c) Model 3



**Fig. 8-** 45°'lik yükleme sonucunda kortikal kemikte sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) dağılımının incelenmesi; a) Model 1 b) Model 2 c) Model 3



Vertikal ve 45°'lik oblik yükleme sonucunda; minimum asal gerilme değerlerinin karşılaştırılmasının nispeten anlamlı olduğu kortikal kemikte; ön bölge sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan HBP' den oluşan modelde ball ve bar ataçmanlı modellere göre implant etrafında daha fazla stres yoğunluğu görülmüştür. İmplantlar etrafında oluşan gerilme tipi stres değerleri incelendiğinde en yüksek stres değerleri, ön bölge sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanmış hareketli bölümlü protez olan modelde premolar bölgesine yerleştirilmiş implant etrafında özellikle de distal bölgesinde gözlemlenmiştir. En düşük stres değerleri ise, top baş ataçmanlı overdenture protezli modelde elde edilmiştir.

Ancak kuvvet dağılımı açısından; kortikal kemiğin protez sahasındaki tüm yüzeyleri incelendiğinde ise; en düşük stres değeri ön bölge sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan hareketli bölümlü bir proteze sahip olan modelde, en yüksek stres değeri ise, top baş ataçmanlı overdenture protezli modelde görülmüştür. Normal olarak tüm modellerde kortikal kemikteki en yüksek sıkışma tipi stresler kuvvetin uygulandığı bölgenin çevresinde oluşmuştur.

45°' lik yükleme sonucunda, implantlar etrafındaki kortikal kemikte oluşan sıkışma tipi stres değerlerinde vertikal yükleme değerlerine göre ciddi miktarda artış gözlenmiştir.

#### **Spongioz Kemikteki Vertikal ve 45° Oblik Yükleme Sonucunda Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Değerleri**

3 ayrı model üzerindeki vertikal yüklemede spongioz kemikte oluşan ortalama gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) ve sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) değerleri Çizelge 4 'te, streslerin dağılımları Fig. 9 ve 10 'da sunulmuştur. 45° 'lik oblik yüklemede spongioz kemikte oluşan ortalama gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) ve sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) değerleri ise Çizelge 5 'te, streslerin dağılımları Fig. 11 ve 12 'de sunulmuştur.

Vertikal ve 45°'lik oblik yükleme sonucunda; maksimum asal gerilme değerlerinin karşılaştırılmasının nispeten anlamlı olduğu spongioz kemikte; vertikal yükleme sonucunda spongioz kemikte oluşan gerilme tipi stresler incelendiğinde kaydedilen değerler ~0,003-0,054 MPa aralığında seyretmekte olup oldukça düşük değerdedirler. 45°'lik yükleme sonucunda oluşan gerilme tipi stresler incelendiğinde ise, vertikal yüklemeye göre streslerin bir miktar arttığı gözlenirse de, her iki tip yüklemede modeller arasında ve modellerin farklı yüzeylelerinde kaydedilen değerler birbirine yakın olup aralarındaki farklar dikkate alınmayacak derecede düşüktür.

#### **İmplantlarda Vertikal ve 45° Oblik Yükleme Sonucunda Oluşan Von Mises Gerilme Değerleri**

3 ayrı model üzerindeki vertikal ve 45° oblik yüklemede implantlarda oluşan ortalama Von Mises stres değerleri Çizelge 6 'da, streslerin dağılımları Fig. 13 ve 14 'te, oluşan en yüksek stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi ise Grafik 1 'de sunulmuştur.

Vertikal yükleme sonucunda en düşük Von Mises stres değerleri bar ataçmanlı overdenture protezli modeldeki implantlarda ~0,53 MPa en yüksek Von Mises stres değerleri ise, ön bölge sabit arka bölge hareketli hassas tutuculu protezli modelin birinci premolarlar bölgesindeki implantlarda ~1,36 MPa görülmüştür. Top baş ve bar ataçmanlı overdenture protezli modeldeki implantların Von Mises stres değerleri birbirlerine çok yakındır. Tüm modellerde Von Mises stresleri, implantların kuvvetin uygulandığı taraf olan distal bölgesinde yoğunlaşmıştır.

45°'lik yükleme sonucunda implantlar üzerinde oluşan Von Mises stres değerlerinde vertikal yükleme değerlerine göre artış gözlenmektedir. Bunun nedeni de uygulanan kuvvetin lateral bileşeninin olması ve devirici kuvvet etkisi yapmasıdır.

**Çizelge 4** Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu spongiöz kemikte k: kanın; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) ve sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları

Max P	Model 1	Model 2	Model 3	Model 1	Model 2	Model 3
	0° (k)	0° (k)	0° (k)	0° (pm)	0° (pm)	0° (pm)
<b>B</b>	0,002918	0,003674	0,003834	0,008659	0,008034	0,010187
<b>L</b>	0,002755	0,000873	0,003544	0,007748	0,008759	0,009048
<b>M</b>	0,000471	0,001979	0,001969	0,002270	0,000293	0,000803
<b>D</b>	0,000012	0,001516	0,000600	0,003747	0,002491	0,007916
MinP	Model 1	Model 2	Model 3	Model 1	Model 2	Model 3
	0° (k)	0° (k)	0° (k)	0° (pm)	0° (pm)	0° (pm)
<b>B</b>	-0,006510	-0,007363	-0,004402	-0,003785	-0,004311	-0,004855
<b>L</b>	-0,008679	-0,008060	-0,008194	-0,010553	-0,009832	-0,013671
<b>M</b>	-0,003582	-0,002713	-0,004419	-0,011769	-0,011423	-0,013247
<b>D</b>	-0,013305	-0,012770	-0,013498	-0,044583	-0,045926	-0,062541

**Çizelge 5-** Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu spongiöz kemikte k: kanın; pm: 1. premolar bölgesinde bulunan implantlar etrafında belirlenen noktalarda oluşan gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) ve sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) değerlerinin MPa ortalamaları.

MaxP	Model 1	Model 2	Model 3	Model 1	Model 2	Model 3
	45° (k)	45° (k)	45° (k)	45° (pm)	45° (pm)	45° (pm)
<b>B</b>	0,007006	0,010252	0,011047	0,021714	0,018575	0,022125
<b>L</b>	0,006453	0,001199	0,009330	0,017384	0,019030	0,027027
<b>M</b>	0,001169	0,001849	0,000108	0,000593	0,001008	0,002192
<b>D</b>	0,001684	0,003191	0,001236	0,001162	0,003106	0,000120
MinP	Model 1	Model 2	Model 3	Model 1	Model 2	Model 3
	45° (k)	45° (k)	45° (k)	45° (pm)	45° (pm)	45° (pm)
<b>B</b>	-0,018688	-0,023889	-0,018049	-0,015140	-0,016784	-0,021206
<b>L</b>	-0,029096	-0,023929	-0,024647	-0,033915	-0,031418	-0,048403
<b>M</b>	-0,020196	-0,012627	-0,022539	-0,034629	-0,029378	-0,040387
<b>D</b>	-0,032812	-0,026726	-0,036261	-0,071226	-0,074324	-0,128632

**Çizelge 6-** Protez modeli üzerine uygulanan vertikal ve 45° 'lik yükleme sonucu k: kanınler ve pm: 1. premolar bölgesindeki implantlarda oluşan Von Mises stres değerlerinin MPa ortalamaları.

İmplant	Model 1	Model 2	Model 3	Model 1	Model 2	Model 3
	0° (k)	0° (k)	0° (k)	0° (pm)	0° (pm)	0° (pm)
<b>VM</b>	0,57394	0,534565	0,798734	1,11159	1,05441	1,36703
İmplant	Model 1	Model 2	Model 3	Model 1	Model 2	Model 3
	45° (k)	45° (k)	45° (k)	45° (pm)	45° (pm)	45° (pm)
<b>VM</b>	1,4556	1,49878	2,12324	1,82786	1,78524	2,39351

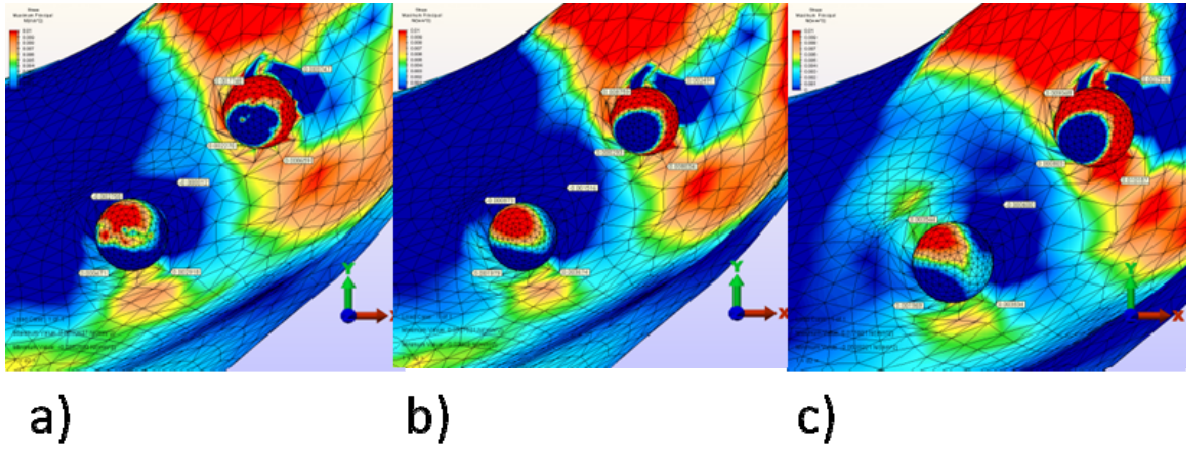


Fig. 9- Vertikal yüklemeye sonucunda spongiyöz kemikte gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) dağılımının incelenmesi. a) Model 1 b) Model 2 c) Model 3

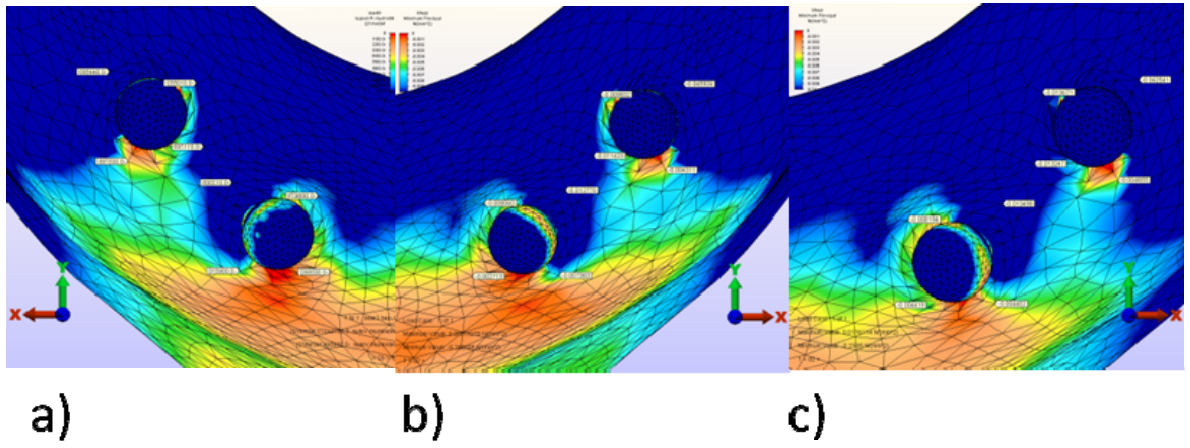


Fig. 10- Vertikal yüklemeye sonucunda spongiyöz kemikte sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) dağılımının incelenmesi. a) Model 1 b) Model 2 c) Model 3

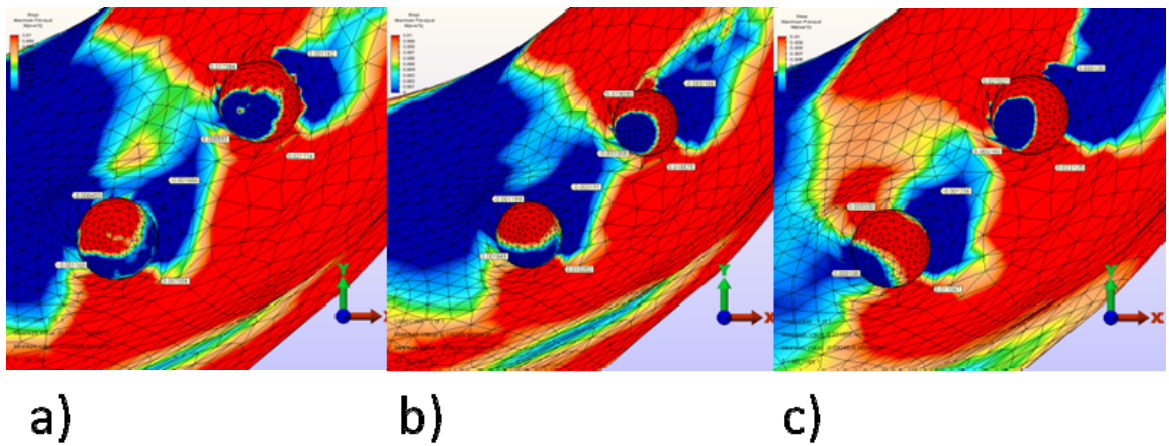
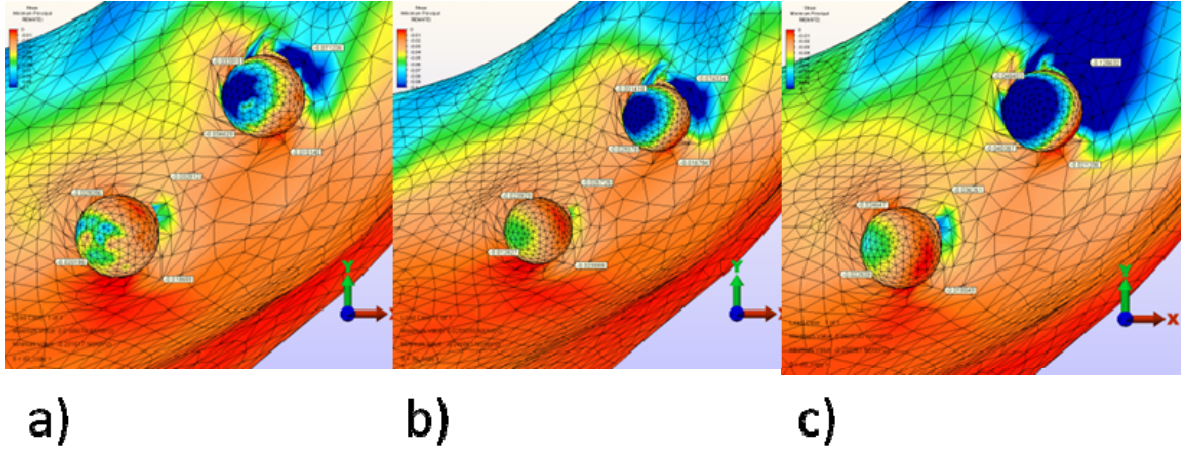
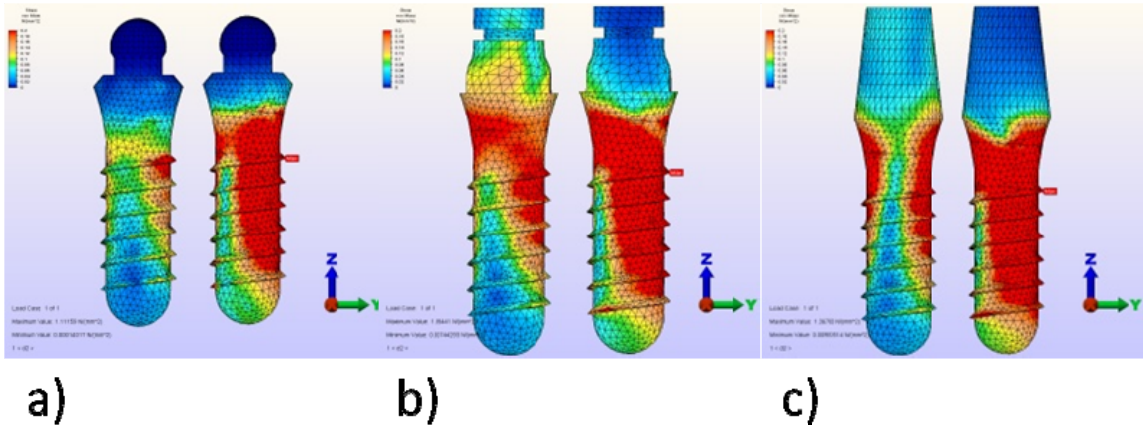


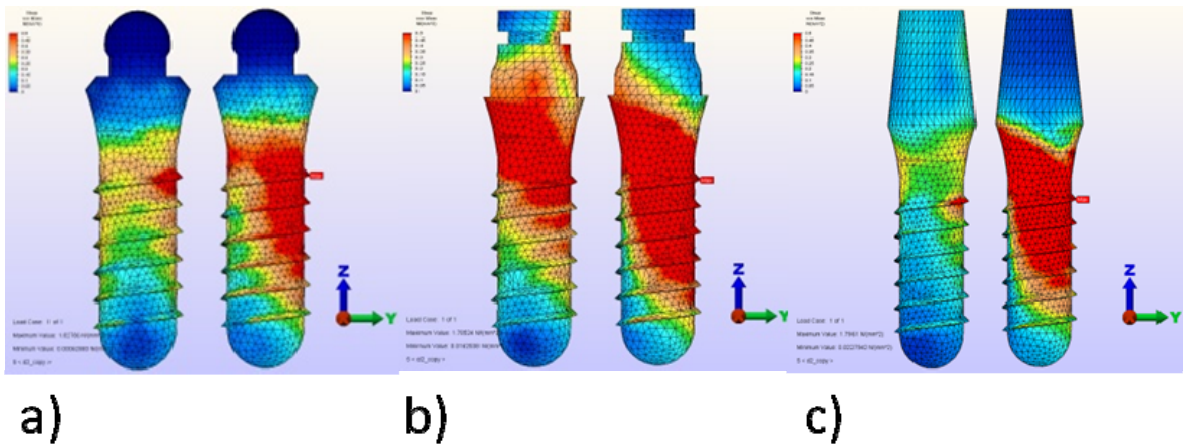
Fig. 11- 45°'lik yüklemeye sonucunda spongiyöz kemikte gerilme tipi stres (Maksimum Principle Stres) dağılımının incelenmesi. a) Model 1 b) Model 2 c) Model 3



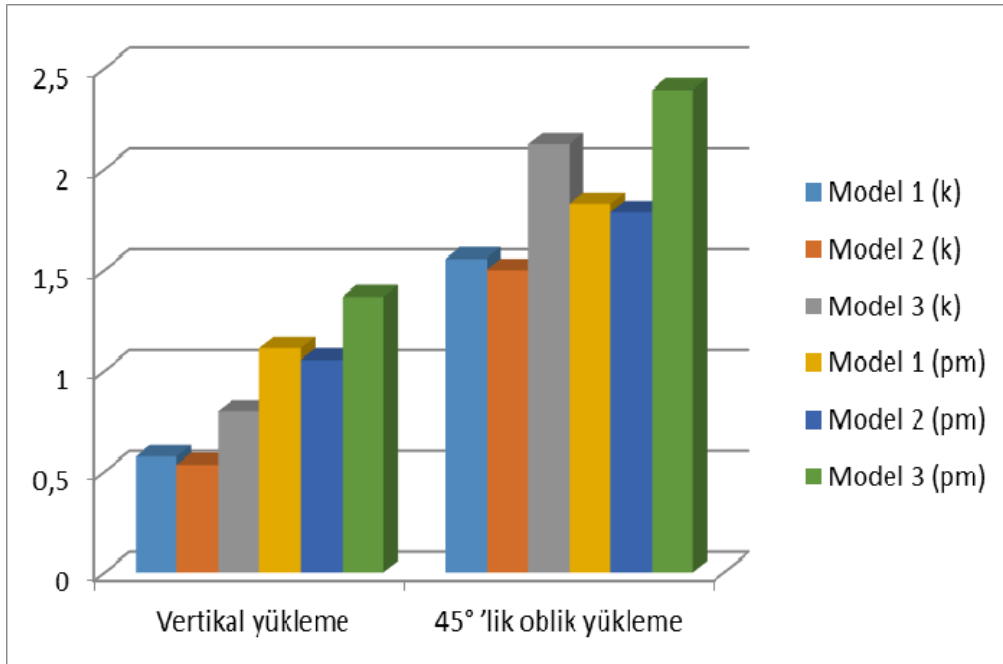
**Fig. 12-** 45°'lik yükleme sonucunda spongiöz kemikte sıkışma tipi stres (Minimum Principle Stres) dağılımının incelenmesi; a) Model 1 b) Model 2 c) Model 3



**Fig. 13-** Protez modeli üzerine uygulanan vertikal yükleme sonucu k: kaninler ve pm: 1. premolar bölgesindeki implantlarda oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. a) Model 1 b) Model 2 c) Model 3



**Fig. 14-** Protez modeli üzerine uygulanan 45°'lik yükleme sonucu k: kaninler ve pm: 1. premolar bölgesindeki implantlarda oluşan Von Mises stres dağılımının incelenmesi. a) Model 1 b) Model 2 c) Model 3



**Grafik 1-** Protez modeli üzerine uygulanan vertikal ve 45° 'lik oblik yükleme sonucu k: kaninler ve pm: 1. premolar bölgesindeki implantlarda oluşan Von Mises stres değerlerinin bar grafik olarak ifadesi.

## TARTIŞMA

İmplantlardaki başarı ve başarısızlığın anahtarı, streslerin destek dokulara aktarılma biçimidir. İmplantlardan destek dokulara yük transferi, gelen kuvvetin büyüklüğüne ve yönüne, kemik-implant ara yüzeyine, implantların sayı, uzunluk, çap ve yüzey özelliklerine, yapılan protez tipine, kemiğin kalitesine bağlıdır. Bu etkenlerin yük transferindeki rolünün incelenmesi amacı ile çok çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılmıştır. Bunlar arasında sonlu elemanlar analiz yöntemi, en çok kullanılan stres analiz yöntemleridir (12,14).

Sonlu elemanlar stres analizi, karmaşık mekanik problemlerin çözümünün sağlanması için problem sahasını çok sayıda küçük ve basit elemanlara ayırarak çözümlenir. Sonlu elemanlar stres analizinde tüm sahanın küçük elemanlara ayrılması için bir ağ gereklidir. Bu ağ sayesinde elemanlar, düğümler ve sınır durumları birleştirilir ve problem sayısal bir modele dönüştürülür (14). Bu sayede dokuların matematiksel modelleri bilgisayar ortamına aktarılabilir; model geometrisi, yükleme tipi, sınır koşulları gibi parametreler değiştirilebilir ve bunlara eklemeler yapılabilir. Bu metodun en büyük avantajlarından birisi çalışmanın tek-

rar edilebilmesidir. İn-vivo testlerde bu avantajların elde edilmesi imkânsızdır (11). Bu avantajlı özelliklerin dolayısıyla çalışmamızda implant çevresindeki kemiklerde meydana gelen gerilimlerin belirlenmesinde üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi tercih edilmiştir.

Hareketli bölümlü protez kullanan bireyler için ortalama çiğneme kuvvetinin farklı kaynaklarda 100-140 N civarında olduğu belirtilmiştir (15,16). Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmalarda, oklüzal kuvvetleri taklit ederken sadece vertikal veya sadece horizontal kuvvetleri göz önünde tutmak yeterli değildir. Bu nedenle oklüzal kuvvetlerin daha kombine olan oblik yönde uygulanması sonuçların daha gerçekçi olmasını sağlar. Bununla birlikte oblik kuvvetler destek yapılarında daha fazla stres oluşturur ve daha yıkıcıdır (17). Yapmış olduğumuz çalışma sonucunda da oblik kuvvetlerin implantlarda ve destek dokularında stresleri artırdığı görülmüştür. Sonlu elemanlarla yapılan overdenture tarzı protezlerin stres dağılımını inceleyen birçok çalışmada 1. molar diş çiğnemenin merkezi olarak kabul edilmiş ve kuvvet 1. molar dişin merkezinden uygulanmıştır (10,11). Bu sebeple bu çalışma-

da da, oklüzal kuvvetler protezlerde alt 1. molar dişin merkezinden vertikal ve 45 °'lik oblik yüklemelerle 100 N olacak şekildedir.

Meijer ve arkadaşları, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizleri ile ilgili yaptıkları çalışmalarda, çalışma modelinin ayrıntılı olarak modellenmesinin son derece önemli olduğunu ve modeli oluşturan düğüm ve eleman sayısının fazla olmasının, analiz sonuçlarının gerçekte elde edilen sonuçlara yakın olmasını sağladığını belirtmişlerdir (17). Bu yüzden, bizim çalışma modellerimiz ortalama 108974-141998 arası düğümden ve 590996-794356 elemandan oluşmaktadır. Bu çalışmada kullanılan sonlu elemanlar modellerinin özellikleri, düğüm noktası ve eleman sayısı yönünden diğer çalışmalarla karşılaştırıldığında sayıca fazla olduğu görülmüştür (1,13,10,12).

İmplantüstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan hareketli bölümlü protezle ilgili çalışmalar çok azdır. Mevcut çalışmaların çoğu vaka raporu olmakla birlikte stres analizi çalışmaları ise yok denecek kadar az sayıdadır (5,6,9,18). Chronopoulos ve arkadaşları, Starr ve Pellechia ve arkadaşları sundukları vakalarında, alternatif bir tedavi seçeneği olarak önerdikleri implantüstü sabit proteze hassas tutucularla bağlanan posterior hareketli bölümlü protezin; hastanın konforunu, anterior estetiğini, fonetik ve çiğneme fonksiyonunu iyileştirdiğini belirtmişlerdir. Hastanın uyurken protezini çıkardığında bile anterior bölgedeki sabit bir protezinin var olması metal bar ya da top başlı ataçman görüntüsünün olmaması çok sayıda hastanın bu tip bir protezi tercih etmesinin sebebi olduğunu söylemişlerdir (5,6,9).

Mahshid ve arkadaşları ise farklı sayılardaki implantlar üzerine yapılan, anterior sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan posterior hareketli bölümlü protezlerin destek aldıkları kemik ve implantlarda, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile Von Mises değerlerine bakmışlardır. Beş implantlı modellerde kortikal ve spongios kemikteki Von Mises stres değerleri iki, üç ve dört implantlı modellere göre daha yüksek çıkmış, tüm modellerdeki implantlar üzerindeki stres değerleri ise birbirlerine oldukça yakın çıkmıştır. (18). Çalışmamızda ise, kemik gibi kırılğan özellikteki dokuların stres değerlerini veren Principle stres (max-gerilme ve min-sıkışma stresi) değerlerinden, titanyum gibi çekilebilirliği ve dövülebilirliği olan materyallerde daha güvenli sonuç veren

Von Mises stres değerlerinden yararlanılmıştır. Von Mises stres değerleri kırılğan materyallerde sadece streslerin yapı içerisindeki dağılımı konusunda bir fikir verirken bu değerlerin ne tip bir stres oluşturduğu konusunda yanıltıcı olabilmektedir. Bu yüzden, kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ile implantta oluşan Von Mises gerilme değerleri incelenmiştir. Elde edilen sonuçlara göre, sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan hareketli bölümlü protez tasarımının, top başlı ve bar tutuculu overdenture tarzı protezlere göre, mukoza altındaki kortikal kemikte daha düşük ve daha homojen bir stres yoğunluğu, implantlar ve implantlar etrafındaki kortikal kemikte ise daha yüksek stresler göstermektedir. Gelen yükler diğer protez tiplerine göre implantlar tarafından daha çok karşılanmakta ve dolayısıyla destek dokulara gelen yükler azalmaktadır.

## SONUÇ

Ön bölgede yeterli kemik hacmi olup, iyi bir şekilde osseointegre olmuş yeterli çap ve uzunluğa sahip implantlar üzerine yapılmış sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan posterior hareketli bölümlü bir protez tasarımının, özellikle anterior bölgede kemik rezorpsiyonunun fazla olmadığı durumlarda top başlı ve bar tutuculu overdenture protezlere bir alternatif olabileceği söylenebilir. Özellikle, posterior bölgede bıçak sırtı krete sahip hastalarda mukoza altındaki kemikte daha az stres oluşturmamasından dolayı bu tasarım daha başarılı olabilir. İmplant üstü sabit bir proteze hassas tutucularla bağlanan posterior hareketli bölümlü protez tasarımı ile ilgili az sayıda in vivo çalışma bulunduğundan ileride çalışmamızla ilgili sonuçlarını karşılaştırabileceğimiz uzun süreli klinik takip çalışmaları gereklidir.

## KAYNAKLAR

- 1- Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. J. Oral Rehabil 2005; 32: 193-205.
- 2- Bueno-Samper A, Hernandez-Aliaga M., Calvo-Guirado JL. The implant supported milled bar overdenture: A literature review. Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal 2010; 15: 375-378.

- 3- Jivraj S, Chee W, Corrado P. Treatment planning of the edentulous maxilla. *British Dental Journal* 2006; 201(5): 261-279.
- 4- Mericske-Stern R, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. *Clin. Oral Impl. Res* 2000; 11(1): 108-125.
- 5- Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ. Retention characteristics of attachment systems for implant overdenture. *J.Prostodont* 2004; 13: 221-226.
- 6- Pasciuta M, Grossman Y, Finger IM. A prosthetic solution to restoring the edentulous mandible with limited interarch space using an implant-tissue-supported overdenture: A clinical report. *J. Prosthet. Dent* 2005; 93: 116-120.
- 7- Pellecchia M, Pellecchia R, Emtiaz S. Distal extension mandibular removable partial denture connected to an anterior fixed implantsupported prosthesis. *J. Prosthet. Dent* 2000; 83(6): 607-12.
- 8- Starr NL. The distal extension case: an alternative restorative design for implant prosthetics. *The Int. J. Periodontics&Restorative Dentistry* 2001; 21(1): 61- 67.
- 9- Chronopoulos V, Sarafianou A, Kourtis S. The use of dental implants in combination with removable partial dentures. A Case Report. *J Esthet Restor Dent* 2008; 20: 355–365.
- 10- Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: Finite element analysis of two anchorage systems. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants* 2008; 13: 369-376.
- 11- Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res* 2002; 13: 334-341.
- 12- Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2005; 93(3): 227-34.
- 13- Barao VA, Assunçã WG, Tabata L.F, Delben JA, Gomes EA, De Sousa EA, Rocha EP. Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems. *J. Craniofac. Surg.* Jul 2009; 20(4): 1066-71.
- 14- Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent* 2001; 85: 585-98.
- 15- Miyaura K, Morita M, Matsuka Y, Yamashita A, Watanabe T. Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prosthesis. *J. Oral Rehabil* 2000; 27(12): 1073-1076.
- 16- Prakash V, Desouza M, Adhikari R. A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: A three dimensional finite element analysis. *Indian J. Dent. Res* 2009; 20(1): 31-36.
- 17- Meijer HJA, Starman FJM, Steen WHA, Bosman F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: A three-dimensional, finite-element study. *J Oral Rehabil* 1996; 23(11): 757-763.
- 18- Mahshid M, Geramy A, Ejlali M, Monfared MS, Abad SRH. Effect of the number of the implants on stress distribution of anterior implant-supported fixed prostheses combined with a removable partial denture: A finite element analysis. *Journal of Dentistry, Tahran University of Medical Science* 2014; 3:11

**Yazışma Adresi**

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi  
Protetik Diş Tedavisi  
Beşevler\ANKARA  
E-mail: eses\_0587@hotmail.com  
Gsm: 0 505 843 71 31

