

ALT ÇENE KEMİĞİNDEKİ HASARIN ABUTMENT BOYU VE PROTEZ DOLGU MALZEMESİ KULLANILARAK GİDERİLMESİNİN MANDİBULA ÜZERİNDEKİ ETKİLERİ

Sinan KÖSE*, Hasan SOFUOĞLU

Karadeniz Teknik Üniversitesi, Makina Mühendisliği Bölümü, 61080, Trabzon, Türkiye

Anahtar Kelimeler	Özet
Biyomekanik Dental İmplant Hasarlı Alt Çene Kemigi Sonlu Elemanlar Yöntemi Gerilme Analizi	Hasarlı çene kemiklerinde, kemik eksikliklerinden kaynaklı sorunlar, farklı abutment boyları, yapay kemik oluşumu veya farklı dolgu malzemeleri ile çözülebilmektedir. Bu çalışmanın amacı ise, tamamıyla dişsiz ve hasarlı alt çene kemiğindeki hasarın, farklı boylardaki abutmentler ve protez dolgu malzemesi kullanılarak giderilmesi durumunda yumuşak ve sert kemikte ortaya çıkan gerilme değerlerinin araştırılmasıdır. Çalışmanın ilk aşamasında optik tarama yöntemi kullanılarak protez verileri elde edilmiştir. Elde edilen veriler kullanılarak üç boyutlu katı modelleme programları yardımıyla bu proteze uygun implant ve abutment ve alt çene kemiği (sert kemik, yumuşak kemik, mukoza) modeli elde edilmiştir. Alt çene kemiğinde modelleme programı yardımıyla sağ bölgede 2,5 mm ve 4,5 mm derinliklerinde iki ayrı hasarlı durum oluşturulmuştur. Sonrasında, foramen kanallar arasına implant uygulaması gerçekleştirilip hasarlı durumlar için abutment boyu kullanılmak suretiyle kemikte iyileştirmeler yapılmıştır. Böylece 2,5 mm ve 4,5 mm için iki ayrı model elde edilmiştir. İkinci yöntemde ise, aynı hasarlı durum için abutment boyutları sabit tutularak hasarlı bölgenin dolgu malzemesi kullanılarak iyileştirilmesi yoluna gidilmiştir. Çalışmanın ikinci kısmını oluşturan analiz aşamasında, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak maksimum ısırma kuvveti etkisinde hasarlı ve hasarsız alt çene kemiklerinde oluşan gerilme değerleri elde edilmiş ve birbirleriyle karşılaştırılmıştır. Toplamda 4 adet hasarlı model ve 1 adet hasarsız model üzerinde çalışmalar gerçekleştirilmiştir. Bu çalışma, hasarlı çene kemiklerindeki asimetrik yapının veya kemik eksikliğinin farklı boylarda abutment kullanımı yerine protez dolgu malzemeleriyle tedavi edilmesinin daha uygun olduğunu göstermiştir.

AN INVESTIGATION ON A DAMAGED MANDIBLE AFTER RECOVERING THE DEFICIENCY BY USING ABUTMENTS WITH DIFFERENT LENGTHS AND PROSTHESIS FILLING MATERIAL

Keywords	Abstract
Biomechanics Dental Implant Damaged mandible Finite Element Method Stress Analysis	Dental deficiency problems on the damaged mandibles can be solved by applying implant abutment with different lengths, artificial chin material and using prosthesis filling materials. The purpose of this study to investigate the stresses occurred on hard and soft bones after recovering the deficiency caused by totally edentulous and damaged mandible by using abutments with different lengths and prosthesis filling material. At the first step of this study, prosthesis data were obtained by optical scanning method. The data were then used to design an implant model suited to prosthesis using Solidwork programs. Later, 3-D model of assembly with abutment and mandible (soft bone, hard bone and mucosa) was created. Two different damaged parts of 2.5 and 4.5 mm in depth were created with the aid of Solidwork program on the right hand side of the mandible. Implants were then applied between the foremen channels. Later, the damaged models were recovered by abutment with different lengths as for the first method. Two models using abutment were, therefore, obtained for the damaged parts of 2.5 and 4.5 mm in depth. In the second method, for the same damaged cases, prosthesis filling material was used to recover deficiency keeping the abutment length constant. Finally, there were totally obtained 4 different damaged models of two fixed with abutment and two fixed with filling

*İlgili yazar: sinan.kose.61@gmail.com

material and 1 undamaged model. At the second step of this study, the stress values were obtained on lower jaw bones by using finite element method under the maximum chewing force and compared to each other. The results showed that stress data obtained particularly on the soft and hard bones were distributed more uniformly on the damaged models fixed with prosthesis filling material compared to the damaged models recovered by abutment. Moreover, the stress values obtained for models fixed with different abutment length were rather high in comparison to those of the filling material application. This study shows that it is advisable to use prosthesis filling material instead of different abutment lengths to recover asymmetrical structure or missing bone part on the damaged mandible.

1. Giriş

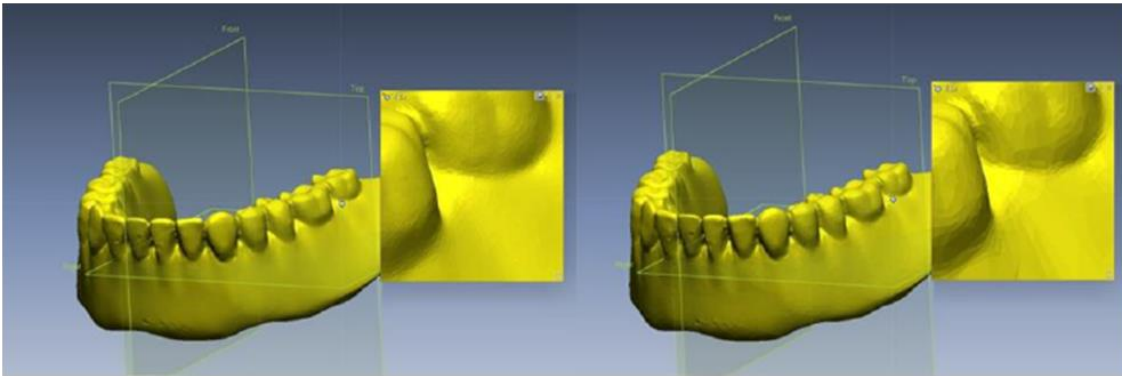
Günümüzde yeni kullanım alanlarıyla sürekli gelişme gösteren biyomekanik bilimi özellikle dental implant tasarımı ve imalatlarına yön vermektedir. Biyomekanik; dental implant uygulamalarında mandibula (alt çene kemiği) ve maksillaya (üst çene kemiği) konumlandırılan implantların, mekanik davranışlarının incelenerek optimum koşullarda, kişiye uygun ideal implantın seçilip cerrahi operasyonlarda karşılaşılan problemlere çözüm aramaktadır. Dental implantlar, fonksiyonlarını yerine getiremeyen vücut uzuvlarına alternatif olarak kullanılan yapay uzuvlar içinde, en yaygın kullanıma sahip olanlar arasında yer almaktadır (Ring, 1995). Gelişen teknoloji dental implantoloji alanında da kendini göstermiş olup günümüzde artık standartlaşan ürün tasarımlarının yanısıra, kişiye özgü dental implant tasarımları da uygulanmaktadır. Dental implantlar tek diş eksikliği vakalarında veya tamamıyla dişsiz çene kemiklerinde protezin çene kemiklerine sabitlenmesi durumları için yüksek başarı oranlarında uygulanabilmektedir (DeBoer, 1993). Ancak, insan çene kemik yapısının sagittal düzlem referans alındığında asimetrik bir yapıda oluşu dental implant uygulamalarında sorunlar oluşturmakta ve dolayısıyla uygulama başarısını olumsuz etkilemektedir. Bu durum, çene yapısının asimetrik oluşu, yaş, çiğneme alışkanlıkları ve sigara kullanımı gibi pek çok nedenlerden kaynaklanmaktadır. Hasarlı çene kemiklerinde, kemik

eksikliklerinden kaynaklı sorunlar, dental implant uygulaması öncesinde, operasyon planlamalarının yapılarak ihtiyaç duyulan tedbirlerin alınmasını gerekli kılmaktadır. Bu sorunların farklı abutment boyları, yapay kemik kullanımı veya farklı dolgu malzemeleri ile çözülebildiği bilinmektedir.

Bu çalışmada, tamamıyla dişsiz ve hasarlı alt çene kemiğindeki hasarın, farklı boylardaki abutmentler veya protez dolgu malzemesi kullanılarak giderilmesi durumlarında sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yumuşak ve sert kemikte ortaya çıkan gerilme değerlerinin araştırılması hedeflenmiştir.

2. Materyal ve Yöntem

Bu çalışmada hasarsız alt çene kemiğine sahip gerçek bir hastanın çene kemiği ölçülerine uygun alınmış olan protezin, optik tarama yöntemi ile elde edilen verilerinin bilgisayar ortamına aktarılması ve diğer parçaların bu verilerden alınan referanslar ile oluşturulması sağlandı. Sagittal düzlem referans alındığında, gerçek hastaya ait olan protezin tarama verileri, sağ ve sol bölgelerde asimetrik bir yapının olduğunu ortaya koymuştur. Bu asimetrik oluşum, bulgular arasında farklılıklara yol açmıştır. Optik tarama sonucu elde edilen veriler ışığında, katı modelleme programları yardımıyla, bu proteze uygun 3-boyutlu 2 adet implant modeli elde edildi.



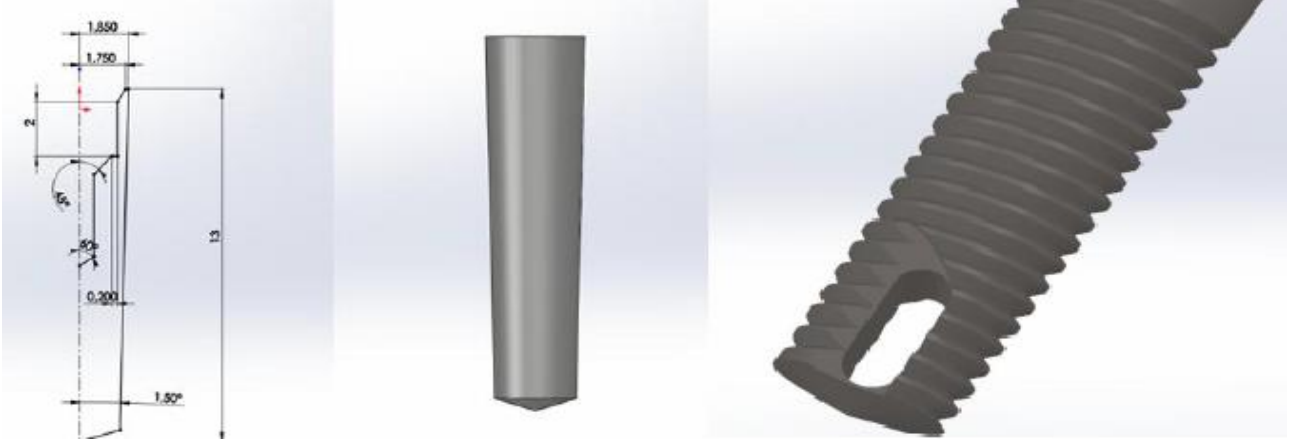
Şekil 1. Optik tarama verilerinden elde edilen hasarsız alt çene kemiği görüntüsü

Ayrıca abutment ve alt çene kemiği (sert kemik, yumuşak kemik, mukoza) çizimleri oluşturuldu. Şekil 1'de optik tarama sonucu elde edilen hasarsız alt çene

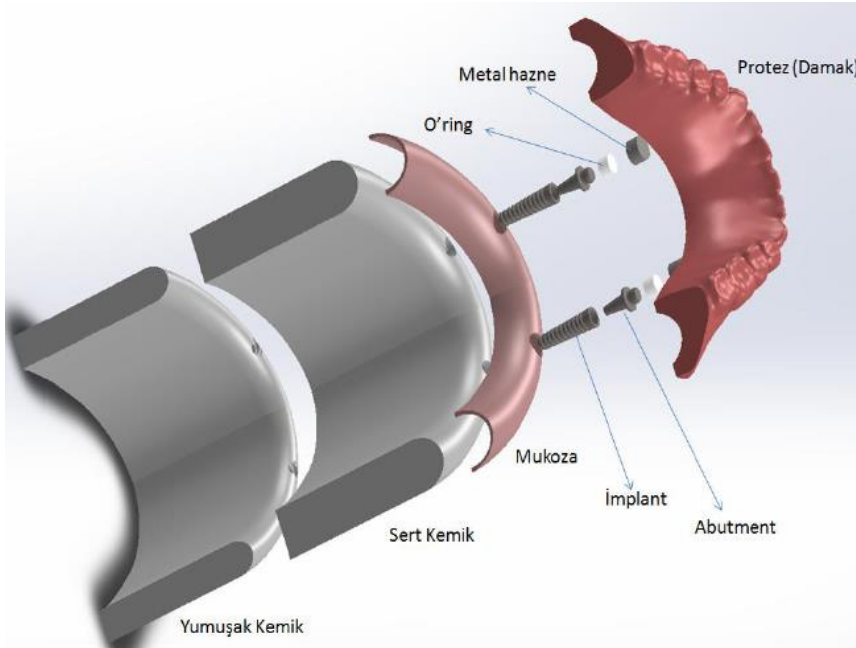
kemiği görüntüsü verilirken Şekil 2'de hasarsız alt çene kemiği için geliştirilen implant modeli görülmektedir. Şekil 3'te ise, hasarsız çene kemiğine

uygulanan implant işlemindeki genel montaj parçaları ve montaj sırası görülmektedir. Daha sonra alt çene kemiğinde modelleme programı yardımıyla sağ bölgede 2,5 mm ve 4,5 mm derinliklerinde iki ayrı hasarlı durum elde edilmiştir. Yapay olarak elde edilen bu hasarlı durumun tedavisi için ilk olarak, yüksek başarı oranları sebebiyle (Zarb vd., 1995), protezin sabitlenmesi için foramen kanallar arasına 2 adet implant uygulaması gerçekleştirilmiştir. Böylece, 2,5

mm ve 4,5 mm boylarındaki abutmentler kullanılarak iyileştirilen hasarlı alt çene kemiği için iki ayrı model elde edilmiştir. İkinci yöntemde ise, aynı hasarlı durumlar için abutment boyutları sabit tutularak dolgu malzemesi kullanılarak hasarlı bölgenin iyileştirilmesi gerçekleştirilmiştir. Böylece 2 adet abutment ve 2 adet dolgu malzemesi ile iyileştirilmiş olmak üzere toplamda 4 adet hasarlı model ve 1 adet hasarsız model oluşturulmuştur.



Şekil 2. Hasarsız alt çene kemiği için geliştirilen implant modeli



Şekil 3. Hasarsız çene kemiği ve montaj profili

Katı model oluşturma aşamasından sonra gelen ve çalışmanın ikinci kısmını oluşturan analiz aşamasında, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak maksimum ısırma kuvveti etkisinde hasarlı ve hasarsız alt çene kemiklerinde oluşan gerilme değerleri elde edilmiş ve birbirleriyle karşılaştırılmıştır. Gerilme değerlerinin elde edilmesinde maksimum ısırma kuvveti olarak 150 N alınmıştır. Bu değer implant destekli protezlerle gerçekleştirilen çalışmalar sonucunda elde edilmiştir

(Rismanchian vd., 2009). Bu yüklem, Şekil 4'te görüleceği üzere ısırma durumunda dişler üzerindeki kontak noktalarına toplam değer olarak uygulanmıştır (Yavuzylmaz, 2007). 5 ayrı model için; sağ bölgeye 150 N yük uygulaması, sol bölgeye 150 N yük uygulaması ve sağ - sol bölgelere aynı anda toplamda 300 N'luk yüklemeler ile 3 ayrı temel yüklemeye seçeneği denenmiştir. Tablo 1'de oluşturulan sonlu elemanlar modelinin sayısal verileri görülmektedir.



Şekil 4. Yüklemenin gerçekleştirildiği kontak noktaları. a) sağ bölge, b) sol bölge, c) sağ-sol bölge

Tablo 1. Çalışılan modellerin eleman ve nod sayıları

Model	Sağlıklı Model	2,5 Damak Dolgu Modeli	2,5 Abutment Dolgu Modeli	4,5 Damak Dolgu Modeli	4,5 Abutment Dolgu Modeli
Eleman Sayısı	809407	838044	1235596	1042113	1182676
Nod Sayısı	1129311	1169825	1680349	1448016	1582977

3. Bulgular ve Tartışma

Çalışma sonucunda üç farklı yükleme durumu için (sağ bölgeden 150 N, sol bölgeden 150 N ve sağ-sol bölgeden toplam 300 N) sert kemikte elde edilen von-Mises gerilme değerleri Tablo 2'de verilmiştir. Tablo 2.a'da görülen ve sağ bölgeden uygulanan 150 N'lük

yükleme sonucu sert kemikte oluşan von-Mises gerilme değerleri incelendiğinde, sağ implant uygulamasının bulunduğu sert kemik ile implant temas bölgesinde, hasarsız sağlam çene kemiğinde maksimum gerilmenin 28,5 MPa değerinde olduğu belirlendi.

Tablo 2. Sert kemik üzerinde oluşan von-Mises gerilme değerleri. a) sağ bölgeden uygulanan 150 N için, b) sol bölgeden uygulanan 150 N için, c) sağ-sol bölgelerde toplamda uygulanan 300 N için.

a	Sağlıklı Model		2,5 mm Damak Dolgulu Model		4,5 mm Damak Dolgulu Model		2,5 mm Abutment Dolgulu Model		4,5 mm Abutment Dolgulu Model	
	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]
	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol
	28,5	4	16,6	3	11,7	3	17,1	2,6	14,8	3,3

b	Sağlıklı Model		2,5 mm Damak Dolgulu Model		4,5 mm Damak Dolgulu Model		2,5 mm Abutment Dolgulu Model		4,5 mm Abutment Dolgulu Model	
	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]
	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol
	3,3	28	2,5	25,7	2,5	16,3	3	25,1	2,8	20,7

c	Sağlıklı Model		2,5 mm Damak Dolgulu Model		4,5 mm Damak Dolgulu Model		2,5 mm Abutment Dolgulu Model		4,5 mm Abutment Dolgulu Model	
	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]	[MPa]
	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol
	31,7	32,5	29	30,6	27,9	28,7	30,1	31,5	30,9	32

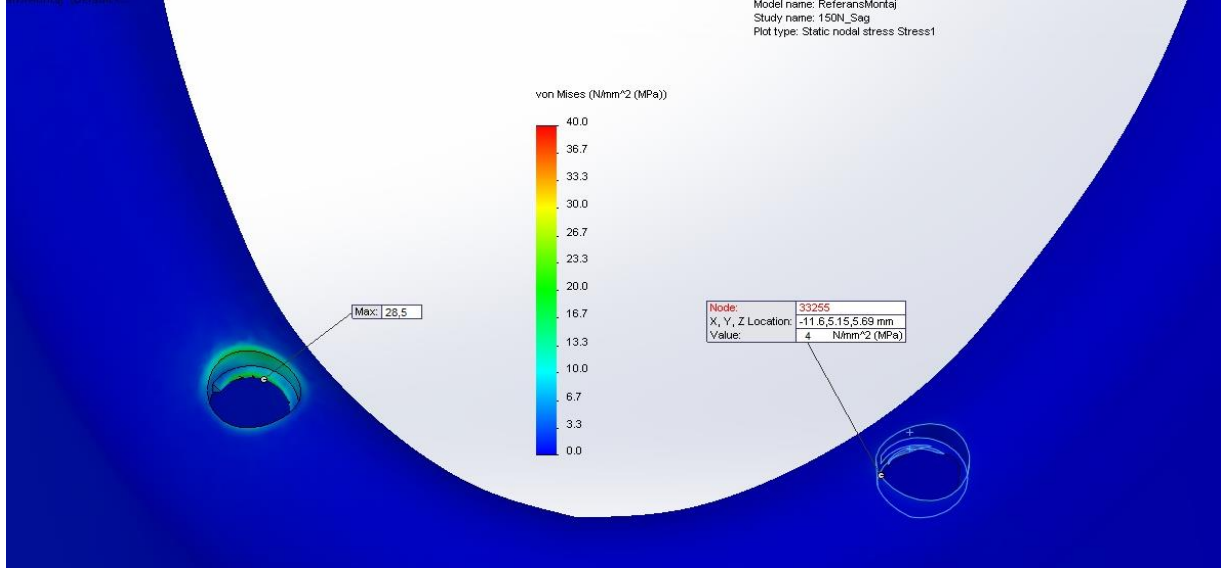
Bu yüklemenin sol implant uygulama bölgesinde de 4 MPa değerinde bir etki yaptığı görülmüştür. 2,5 mm damak dolgu modeli uygulaması incelendiğinde ise, maksimum gerilmenin 16,6 MPa olarak sağ implant

uygulama bölgesinde olduğu tespit edilmiştir. Modelde sol implant uygulama bölgesinde elde edilen maksimum gerilme 3 MPa değerindeyken, 4,5 mm damak dolgu modelinde ise 11,7 MPa'lık gerilme

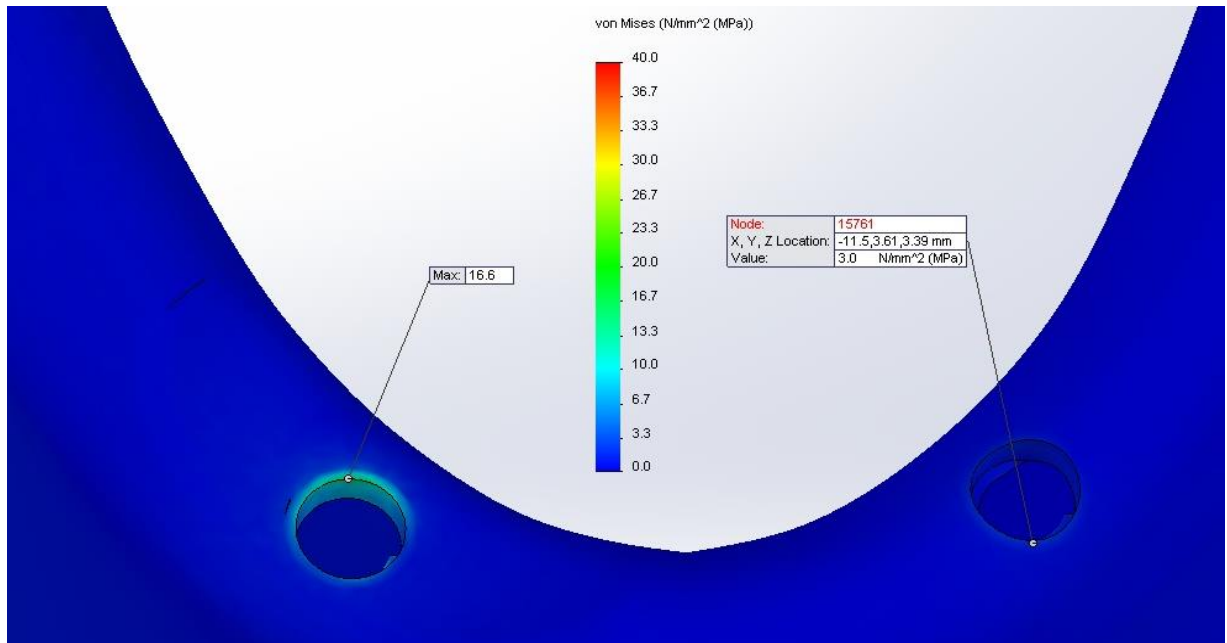
değeri sağ implant uygulama bölgesinde maksimum değer olarak elde edilmiştir. Bunun yanı sıra, sol implant uygulama bölgesinde ortaya çıkan gerilme değeri 3 MPa'dır. Buna karşın, abutment dolgu modeliyle tedavilerde, 2,5 mm abutment dolgu modelinin verdiği sonuçlarda, maksimum gerilme değeri sağ implant uygulama bölgesinde 17,1 MPa iken sol implant uygulama bölgesinde oluşan maksimum gerilme değeri 2,6 MPa'dır. Hasar yüksekliği arttığında 4,5 mm abutment dolgu

modeliyle tedavide ise, 14,8 MPa'lık maksimum gerilme değeri sağ implant uygulama bölgesinde ortaya çıkmıştır. Sol implant uygulama bölgesinde ise bu değer, 3,3 MPa olarak tespit edilmiştir.

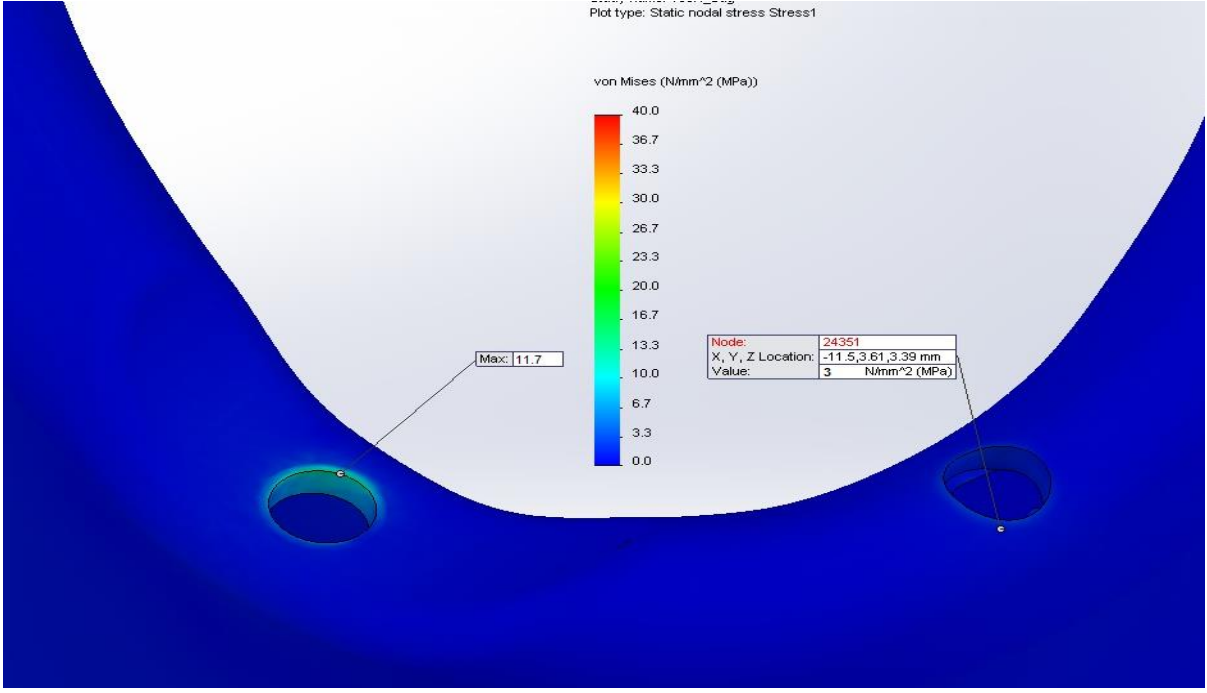
Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklenme durumu için oluşturulan sonlu elemanlar analiz modelinden elde edilen ve özetleri Tablo 2a'da verilen bulgular, Şekil 5-9'da detaylı bir şekilde gösterilmiştir.



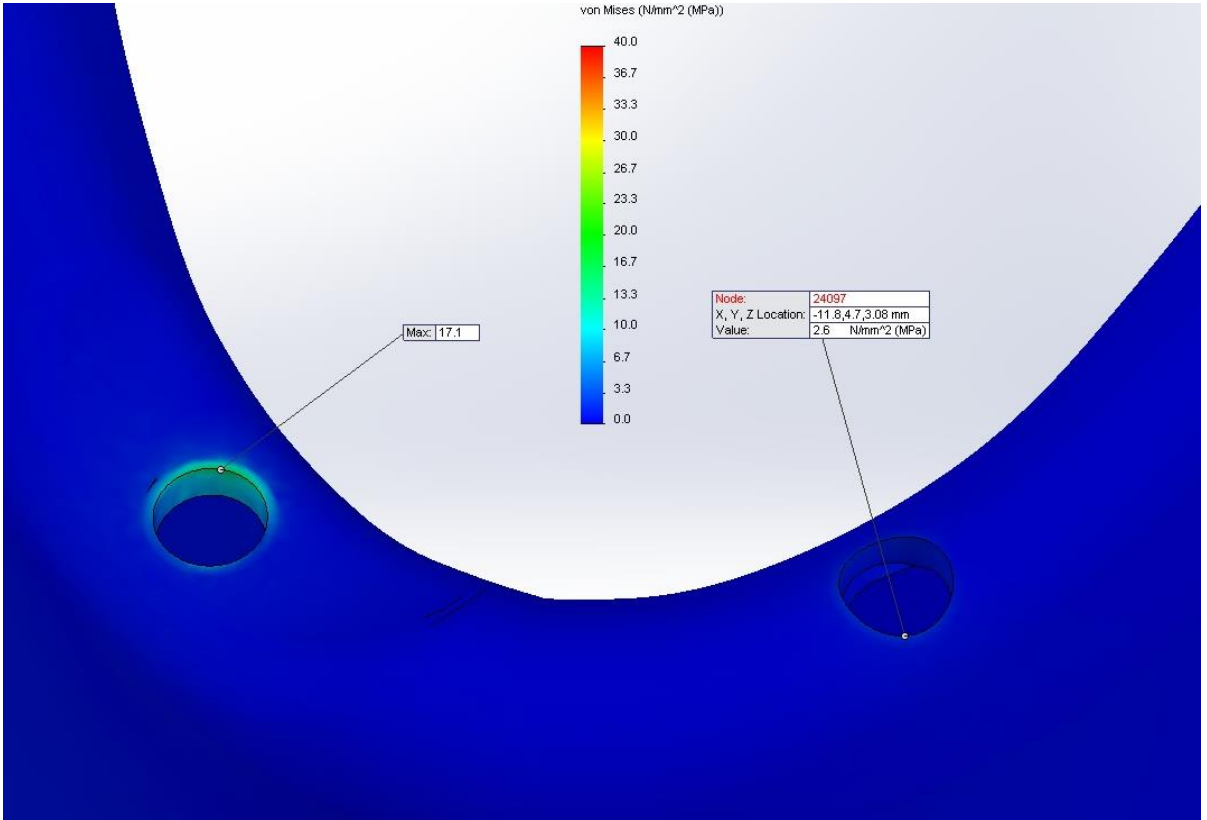
Şekil 5. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin sağlıklı modelin sert kemiğinde oluşturduğu Von-Mises gerilme dağılımı



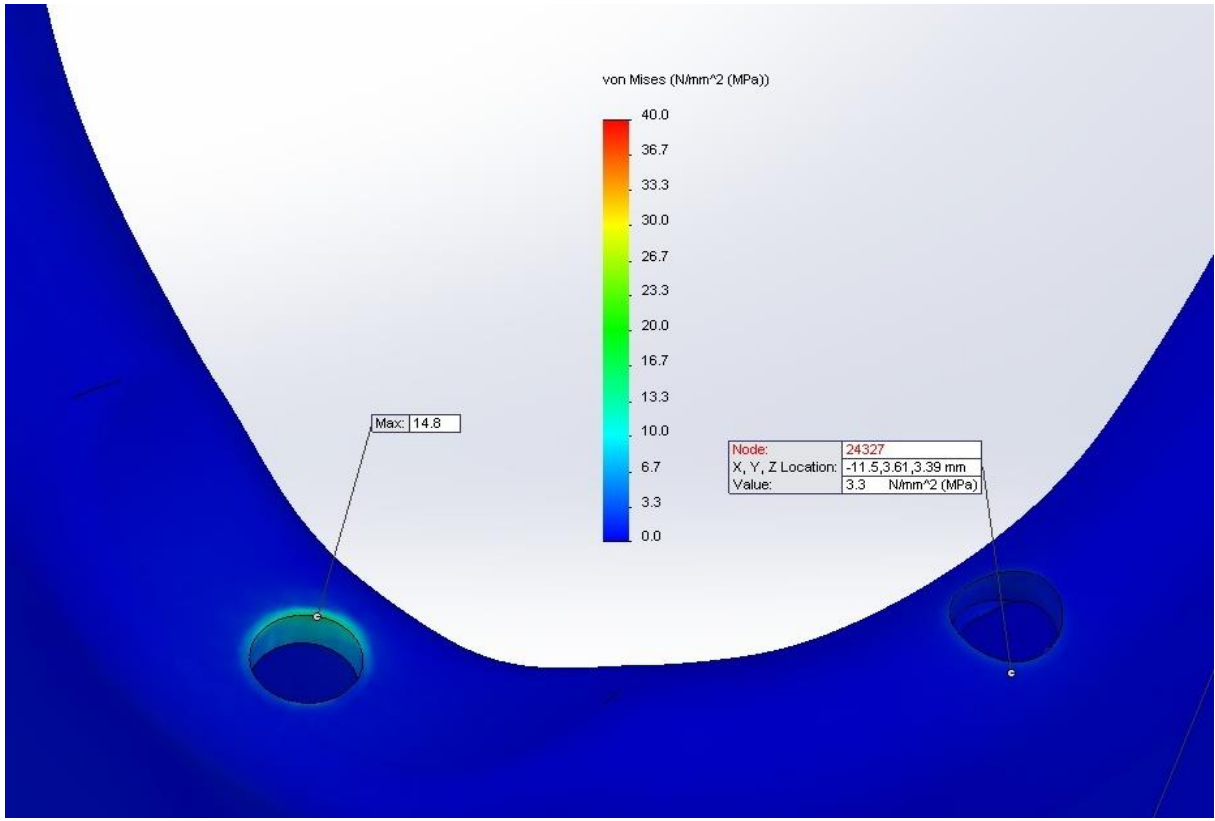
Şekil 6. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm damak dolgu modelinin sert kemiğinde oluşturduğu Von-Mises gerilme dağılımı



Şekil 7. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm damak dolgu modelinin sert kemiğinde oluşturduğu Von-Mises gerilme dağılımı



Şekil 8. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu Von-Mises gerilme dağılımı



Şekil 9. Sağ bölgeden uygulanan 150 N'luk yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modelinde sert kemikte oluşturduğu Von-Mises gerilme dağılımı

Çalışılan tüm modellerde, elde edilen maksimum gerilmelerin tamamı, implantın uygulandığı sert kemik ile implant temas bölgelerindedir. Değerlerden de anlaşılacağı üzere damak dolgulu sistemlerde sert kemiğe iletilen yük, protez malzemesinin kemik ile temas alanının artmasından ötürü sürekli azalma göstermiştir. Bu değişim abutment dolgulu sistemlerde damak dolgulu modellere göre kayda değer bir nitelikte değildir. İkinci olarak, 150 N yükün modellere sol taraftan uygulanması sonucu elde edilen gerilme değerleri Tablo 2.b'de özetlenmiştir. Bu bulgular, hem Şekil 5-9'a benzediğinden hem de bildiri uzunluğunu kısaltma adına ayrıca şekil üzerinde gösterilmemiştir. Bu yüklemenin sağlıklı modele sol taraftan uygulanması sonucu sol implant uygulama bölgesinde 28 MPa değerinde maksimum gerilme ortaya çıkarken aynı değer sağ implant uygulama bölgesinde ise 3,3 MPa'da kalmıştır. Modellerden 2,5 mm damak dolgulu model incelendiğinde, maksimum gerilmenin yükün uygulama bölgesi olan sol tarafta bulunan implant uygulama noktasında ve değerinin 25,7 MPa olduğu belirlenmiştir. Sağ implant uygulama bölgesinde ise bu değer 2,5 MPa'dır. 4,5 mm damak dolgu modelinde ise, sol implant uygulama kısmında 16,3 MPa değerine ulaşan maksimum gerilme sağ implant uygulama bölgesinde 2,5 MPa değerine düşmüştür. Abutment boyu ile tedavi modellerinden 2,5 mm abutment dolgu modelinde, 25,1 MPa değerinde olan maksimum gerilmeye karşı sağ implant uygulama bölgesinde oluşan değer 3 MPa'dır. 4,5 mm abutment dolgu modelinde ise ortaya çıkan maksimum gerilme, yük uygulama bölgesinde 20,7

MPa değerine ulaşırken, sağ implant uygulama bölgesindeki gerilme 2,8 MPa değerindedir.

Bu çalışma, sağ posterior bölgeden 150 N ile sol posterior bölgeden 150 N yükün ve dolayısıyla toplamda 300 N'luk yükün simetrik olarak aynı anda uygulanmasıyla devam edilmiştir. Bu yükleme sonucu sert kemikte oluşan maksimum gerilme değerleri belirlenmiş ve elde edilen gerilme değerleri Tablo 2.c'de ayrıntılı bir şekilde verilmiştir. Sağlıklı modelde sağ implant uygulama bölgesinde 31,7 MPa değerinde ortaya çıkan gerilmeye karşı, sol implant uygulama bölgesinde 32,5 MPa gerilme değeri gözlenmiştir. Sağlıklı modelin simetrik yük uygulamasında, implant uygulama bölgelerinde ortaya çıkan bu küçük gerilme değeri farklılığının gerçek bir protezin katı modellenmesinden kaynaklı asimetric bir yapı veya uygun olmayan implant uygulaması sebebiyle oluştuğu tahmin edilmektedir. Yükleme koşullarının aynı kaldığı çalışmanın 2,5 mm damak dolgu modelinde, sağ implant uygulama bölgesinde ortaya çıkan gerilme 29 MPa değerinde iken sol implant uygulama bölgesinde ise bu değer 30,6 MPa değerindedir. 4,5 mm damak dolgu modelinde gerilme değerleri sağ implant uygulama bölgesi için 27,9 MPa, sol implant uygulama bölgesi için ise 28,7 MPa olarak ölçülmüştür. 2,5 mm abutment dolgu modelindeki 30,1 MPa ve 31,5 MPa'lık gerilme değerleri sağ ve sol implant uygulama bölgelerindeki gerilme değerleridir. 4,5 mm abutment modeli için, sol implant uygulama bölgesinde ortaya çıkan 32 MPa maksimum gerilme değerine karşı sağ implant uygulama bölgesinde bu

değer 30,9 MPa olarak ölçülmüştür. Yapılan bu çalışmalar sonucunda elde edilen maksimum gerilmeler implant uygulama bölgelerinde sert kemik ile implant temas yüzeyleri üzerinde ortaya çıkmıştır. Yapılan benzeri çalışmalarda da sert kemikte oluşan

maksimum gerilmeler implant uygulama bölgelerinde ortaya çıktığı belirtilmiştir (Sancaklı, 2006).

Tablo 3. Yumuşak kemik üzerinde oluşan von-Mises gerilme değerleri. a) sağ bölgeden uygulanan 150 N için, b) sol bölgeden uygulanan 150 N için, c) sağ-sol bölgelerde toplamda uygulanan 300 N için.

a	Sağlıklı Model		2,5 mm Damak Dolgulu Model		4,5 mm Damak Dolgulu Model		2,5 mm Abutment Dolgulu Model		4,5 mm Abutment Dolgulu Model	
	[MPa]		[MPa]		[MPa]		[MPa]		[MPa]	
	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol
	26,2	2,9	18,6	2,3	13,5	2,2	19,1	2,2	18,7	4

b	Sağlıklı Model		2,5 mm Damak Dolgulu Model		4,5 mm Damak Dolgulu Model		2,5 mm Abutment Dolgulu Model		4,5 mm Abutment Dolgulu Model	
	[MPa]		[MPa]		[MPa]		[MPa]		[MPa]	
	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol
	3,4	27,2	3,2	25,1	2,9	22,8	3,5	26,7	4,1	25,2

c	Sağlıklı Model		2,5 mm Damak Dolgulu Model		4,5 mm Damak Dolgulu Model		2,5 mm Abutment Dolgulu Model		4,5 mm Abutment Dolgulu Model	
	[MPa]		[MPa]		[MPa]		[MPa]		[MPa]	
	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol	Sağ	Sol
	32,9	34,3	31	31,4	22,1	23	34,7	35,2	35,5	38,5

Yapılan bu çalışma, sert kemik için uygulanan yükleme koşulları değiştirilmeden yumuşak kemiğe uygulanmasıyla son verilmiştir. Tablo 3, aynı yükleme koşulları için yumuşak kemikte elde edilen gerilme değerlerini göstermektedir. 150 N yükün hasarsız sağlam çene kemiğine sağ bölgeden uygulanmasıyla maksimum 26,2 MPa değerindeki gerilme, sağ implant uygulamasının bulunduğu bölgede ortaya çıkarken 2,9 MPa değerindeki gerilmenin ise sol implant uygulama bölgesinde olduğu gözlenmiştir. Elde edilen maksimum gerilmeler, implant ile yumuşak kemik arasındaki temas bölgelerinde görülmüştür. 2,5 mm damak dolgu modelindeki uygulamada ise maksimum gerilme 18,6 MPa olarak sağ implant uygulama bölgesinde ölçülürken, sol implant uygulama bölgesinde bu değer 2,3 MPa olarak ölçülmüştür. 150 N'luk sağ posterior bölgedeki yükleme, 4,5 mm damak dolgu modeline uygulandığında ortaya çıkan 13,5 MPa'lık maksimum gerilme sağ implant uygulama bölgesinde oluşurken, bu değer sol implant uygulama bölgesinde 2,2 MPa olarak tespit edilmiştir. Abutment dolgu modellerden 2,5 mm abutment dolgu modelinin verdiği sonuçlar ise, 19,1 MPa olarak sağ implant uygulama bölgesinde ve 2,2 MPa olarak sol implant uygulama bölgesinde gözlemlenmiştir. 4,5 mm abutment dolgu modelinde gerçekleştirilen analizler sonucunda ise, 18,7 MPa'lık maksimum gerilme

değerinin yükün uygulanma bölgesi olan sağ bölgede oluşmasına karşın, sol implant uygulama bölgesinde bu değer 4 MPa'dır.

Oluşan maksimum gerilmelerin tamamı implant uygulama bölgelerindedir (Tablo 3.a). Değerlerden de anlaşılacağı üzere, damak dolgu sistemlerde yumuşak kemiğe iletilen yük, protez malzemesinin sert kemik ile temas alanının artmasından ve yük iletiminin geniş bir alanda gerçekleşmesi sebebiyle sürekli bir azalma eğilimi göstermektedir. Bu değişimin abutment dolgu modellerde, damak dolgu modellere göre kayda değer bir ölçüde olmadığı görülmüştür.

150 N yükün modellere sol taraftan uygulanması sonucu yumuşak kemikte elde edilen gerilme değerleri Tablo 3.b'de özetlenmiştir. 27,2 MPa değerindeki maksimum gerilmenin, sağlıklı modelde yumuşak kemiğin sol implant uygulama bölgesinde ortaya çıktığı görülmüştür. Buna karşın sağ implant uygulama bölgesindeki gerilme değeri 3,4 MPa olarak belirlenmiştir. 2,5 mm damak dolgu modelinde, maksimum gerilme hem yükün hem de implantın uygulama bölgesi olan sol tarafta 25,1 MPa değerindeyken, sağ implant uygulama bölgesinde ise gerilme 3,2 MPa mertebesindedir. 4,5 mm damak dolgu modelinde ise, sol implant uygulama kısmında

22,8 MPa değerine ulaşan maksimum gerilme, sağ implant uygulama bölgesinde 2,9 MPa değerinde kalmıştır. 2,5 mm abutment dolgu modelinde 26,7 MPa değerinde olan maksimum gerilme, sağ implant uygulama bölgesinde ise, ancak 3,5 MPa değerine ulaşmıştır. 4,5 mm abutment dolgu modelinde ise ortaya çıkan maksimum gerilme, yükün uygulama bölgesinde 25,2 MPa değerine ulaşırken, sağ implant uygulama bölgesinde 4,1 MPa değerinde kalmıştır.

Sağ ve sol bölgeden uygulanan toplam 300 N'lük yükleme durumunda, yumuşak kemikte oluşan gerilme değerleri Tablo 3.c'de ayrıntılı bir şekilde gösterilmiştir. Karşılaştırma amacıyla kullanılan hasarsız modelde, sağ implant uygulama bölgesinde 32,9 MPa değerinde ortaya çıkan gerilmeye karşı sol implant uygulama bölgesinde 34,3 MPa gerilme değeri bulunmuştur. Farklılığın modellemedeki asimetrik oluşumun gerilme dağılımına yansımaları olarak değerlendirilmiştir. Yükleme koşullarının değişmediği çalışmada 2,5 mm damak dolgu modelde sağ implant uygulama bölgesinde ortaya çıkan gerilme 31 MPa değerindedir. Sol implant uygulama bölgesinde ise bu gerilmenin, 31,4 MPa değerinde olduğu tespit edilmiştir. 4,5 mm damak dolgu modelinde bu değerler, sağ implant uygulama bölgesinde 22,1 MPa ve sol implant uygulama bölgesinde 23 MPa olarak belirlenmiştir. 2,5 mm abutment dolgu modelinde 34,7 MPa ve 35,2 MPa'lık değerler sağ ve sol implant uygulama bölgelerindeki maksimum gerilme verileridir. 4,5 mm abutment modelinde sol kısımda ortaya çıkan maksimum gerilme 35,5 MPa değerinde iken, sol implant uygulama bölgesindeki maksimum gerilme 38,5 MPa olarak tespit edilmiştir.

4. Sonuç

Çalışma sonucunda, damak (protez) dolgu malzemesiyle hasarın giderilmesi durumunda, özellikle sert kemikte ve yumuşak kemikte oluşan gerilme değerlerinin, abutment boyu kullanılarak hasarın giderilmesi uygulamasına göre daha düzgün dağılımlı değerler verdiği belirlenmiştir. Ayrıca, abutment boyu ile hasarlı yapının iyileştirilmesi durumunda ortaya çıkan gerilme değerlerinin, damak dolgu malzemeli sistemlere göre oldukça yüksek olduğu tespit edilmiştir. Bu çalışma, hasarlı çene kemiklerindeki asimetrik yapının veya kemik eksikliğinin farklı boylarda abutment kullanımı yerine, damak dolgu malzemeleriyle tedavi edilmesinin daha uygun olduğunu göstermiştir.

Buna karşın, Fontijn-Tekamp (1998) ve Geerman (2001) yapmış oldukları çalışmaların sonucunda, dolgu malzemeli sistemlerin, değişen fiziksel koşullar sebebiyle (kilo alıp-verme, kemik kaybı vb.), protezin işlevselliğinin kaybedilmesine ve başlangıçta tasarım sınır şartlarının ortaya koyduğu mekaniksel eylemi, yerine getirememesine sebep olabildiğini belirtmiştir. Bu konuda literatürde pek fazla çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle, bu araştırmadan elde edilen sonuçların, gelecekte bu

alandaki yapılacak çalışmalara ve dental implant alanında yürütülecek uygulamalara önemli katkı sağlayacağı düşünülmektedir.

Teşekkür

Çalışmada yardımlarından dolayı Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi akademik personellerinden Sayın Yrd. Doç. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ'a teşekkür ederiz.

Conflict of Interest

No conflict of interest was declared by the authors.

Kaynaklar

Akkus, O., Belaney, R.M., 2005. Sterilization by Gamma Radiation Impairs the Fatigue Life of Cortical Bone by Two Orders of Magnitude. *Journal of Orthopaedic Research*, 23(5), 1054-1058.

DeBoer, J., 1993. Edentulous implants: overdenture versus fixed. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 69(4), 386-390.

Fontijn-Tekamp, E., Slagter, A., Van't Hof, M., Geertman, M. ve Kalk, W., 1998. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *Journal of Dental Research*, 77(10), 1832-1839.

Geertman, M., Slagter, A., Van, M., Van Waas, M. ve Kalk, W., 2001. Masticatory performance and chewing experience with implant-retained mandibular overdentures. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(1), 7-13.

Rismanchian, M., Bajoghli, F., Mostajeran, Z., Fazel, A. ve Eshkevari, P., 2009. Effect of implants on maximum bite force in edentulous patients. *Journal of Oral Implantology*, 35(4), 196-200.

Ring, M., 1995. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. *Compendium of Continuing Education in Dentistry* (Jamesburg, NJ: 1995), 16,10,1060, 1062, 1064 passim.

Sancaklı, E., Alt Dişsiz Çenede Bar Destekli İmplant Üstü Protezlerin Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi İle Değerlendirilmesi, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, 2006.

Yavuzylmaz, H., 2007. Diş Morfolojisi-Fizyolojisi ve Oklüzyon, Gazi Üniversitesi İletişim Fakültesi Basımevi, Ankara.

Zarb, G. ve Schmitt, A., 1995. Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(8), 661-671.