



Hasarlı Çene Kemiklerinde Abutment Boyunun Dental İmplant Sistemi Üzerindeki Etkileri

Sinan KÖSE*¹, Hasan SOFUOĞLU¹

¹ Karadeniz Teknik Üniversitesi, Makina Mühendisliği Bölümü, 61080, Trabzon, Türkiye

(Alınış Tarihi: 12.09.2014, Kabul Tarihi: 27.11.2014)

Anahtar Kelimeler

Biyomekanik
Dental implant
Abutment
Hasarlı Mandibula
Gerilme analizi
Sonlu elemanlar metodu

Özet: Bu çalışmanın amacı; kemik hasarının tedavisinde kullanılan abutment boyunun ve protez dolgu malzemesi kullanımının implant sistemi (implant-abutment) üzerinde oluşturduğu gerilme değerlerinin sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak elde edilmesi ve karşılaştırılmasıdır. Bunun için dişsiz ve sağ kanin bölgesinde kemik kaybı bulunan mandibulaya, protezin sabitlenmesi için foramen kanallar arasına iki adet implant uygulaması gerçekleştirilmiştir. Kemik kaybının tedavisinde farklı boylarda abutmentler ve protez dolgu malzemesi kullanılmıştır. Çalışmada öncelikle optik tarama metodu kullanılarak protez verileri elde edildi. Katı modelleme programları ile implant, abutment ve mandibula kemikleri oluşturuldu. Mandibulanın sağ kanin bölgesinde farklı derinliklerde kemik hasarı meydana getirildi ve bu hasarların giderilmesi için abutment boylarında değişiklikler ve abutment boyları sabit tutularak farklı boyutlarda dolgu malzemeleri kullanıldı. Sisteme düşey doğrultuda farklı bölgelerde kuvvetler uygulanarak sonlu elemanlar yöntemiyle sayısal analiz gerçekleştirildi. Çalışma sonucunda artan abutment boyunun, implant kemik temas yüzeylerinde yüksek gerilme değerlerine sebep olduğu belirlendi. Ayrıca, implant abutment temas bölgesinde de dolgu malzemeli sistemlere göre daha yüksek miktarda gerilme değerlerinin oluştuğu tespit edildi.

Effect of Abutment Length on Dental Implant System in a Damaged Mandible

Keywords

Biomechanics
Dental Implant
Abutment
Damaged mandible
Stress analysis
Finite element method

Abstract: The purpose of this study is 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. Two different damaged parts of 2.5 and 4.5 mm in depth were created with the aid of Solidworks 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 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.

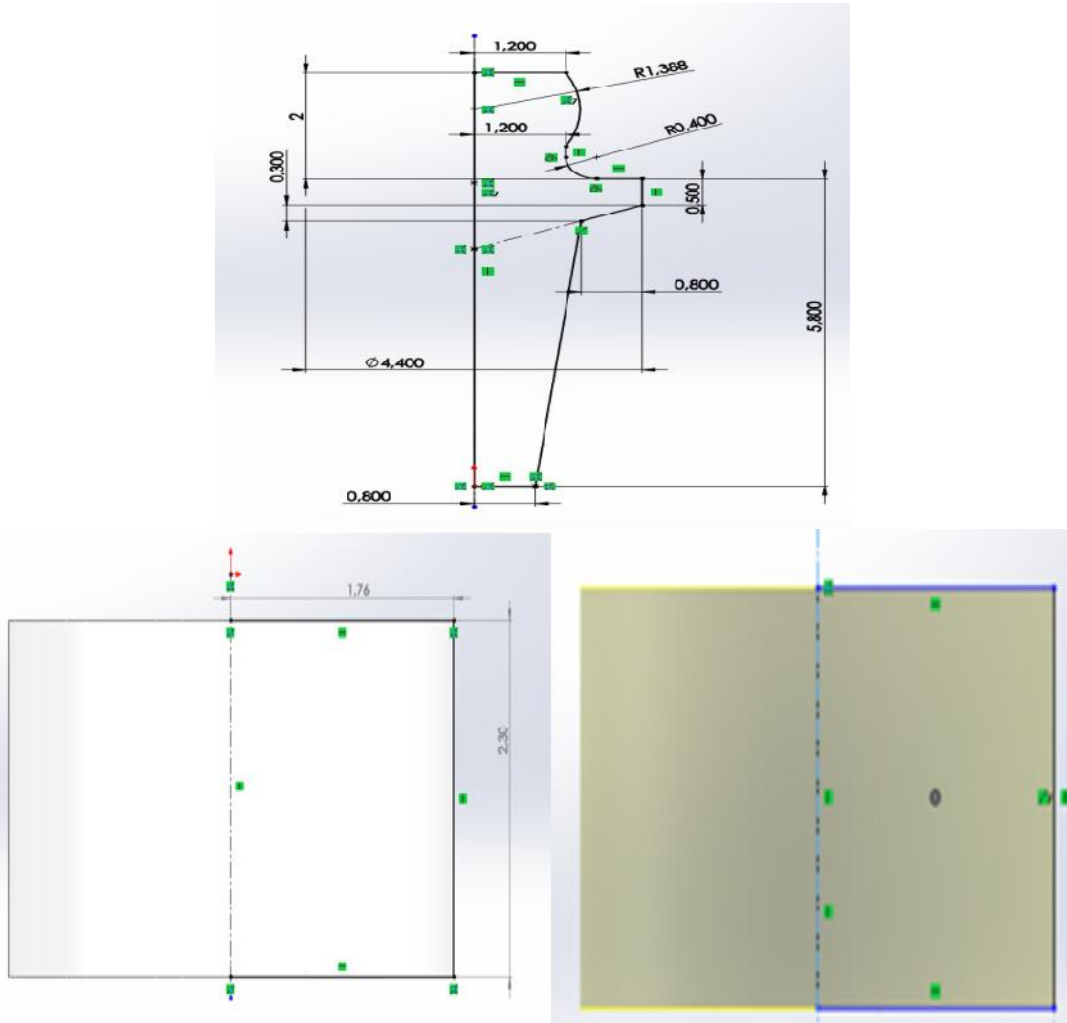
* İlgili yazar: sinan.kose.61@gmail.com

1. Giriş

Canlıların yapay uzuvlar ile işlevselliğini yitiren organlarına çözüm arayışları günümüze dek süre gelmektedir. Yapay uzuvların günümüzde en yaygın kullanımı yapay diş kökleri olarak ta bilinen dental implantoloji alanındadır. İnsanlarda konuşma, çiğneme ve ısırma gibi pek çok fonksiyonun yerine getirilmesinde önem arz eden mandibula (alt çene kemiği) kafa iskeletinin en büyük ve tek hareketli kemiğidir. Yüzün üçte birlik alt yapısını oluşturan alt çene kemiğinde bulunan ve sinirlerin geçtiği çene delikleri olan foramen mentaleler arasındaki bölge dental implantların uygulanabilirliği için; uygun kalınlık, yüksek kemik kalitesi ve operasyona elverişliliğinden ötürü en uygun kısım olarak bilinmektedir. Bu bölgeye yerleştirilen implantlarda yüksek başarı oranı elde edilmektedir (Zarb vd., 1995). Ancak, dental implantların tek diş eksikliği vakalarında veya tamamıyla dişsiz çene kemiklerinde protezin çene kemiklerine sabitlenmesi durumlarında başarıyla uygulanabilmelerine rağmen çene kemiğindeki farklı sorunlardan ötürü oluşan asimetric yapılar bu başarıyı olumsuz etkilemektedir (DeBoer, 1993). Çenedeki asimetric yapı, yaş,

anatomik yapı, çiğneme alışkanlıkları ve sigara kullanımı gibi pek çok nedenlerden kaynaklanmaktadır. Dental uygulamalarda, operatörden kaynaklı veya hastadan kaynaklı kemik eksikliği gibi durumlar için, farklı dental implant sistem parçaları örneğin; abutment boyu, yapay kemik ekimi veya farklı dolgu malzemeleri kullanılarak mevcut olumsuzluklar giderilmeye çalışılmaktadır. Ancak, çene kemiklerine sabitlenen protezlerde kullanılan dental implantların media eksen hattı referans alındığında, implant yüksekliğinden kaynaklı asimetric yapıları, ısırma ve çiğneme eylemleri sebebiyle implantlara gelen yükler sonucunda, çene kemiklerinin sağ ve sol taraflarındaki implantlarda farklı gerilme değerlerinin ortaya çıkmasına neden olmaktadır.

Bu çalışmada, kemik hasarının tedavisinde kullanılan abutment boyunun ve protez dolgu malzemesi kullanımının implant sistemi (implant-abutment) üzerinde oluşturduğu gerilme değerlerinin sonlu elemanlar yöntemiyle elde edilerek karşılaştırılması amaçlanmıştır.



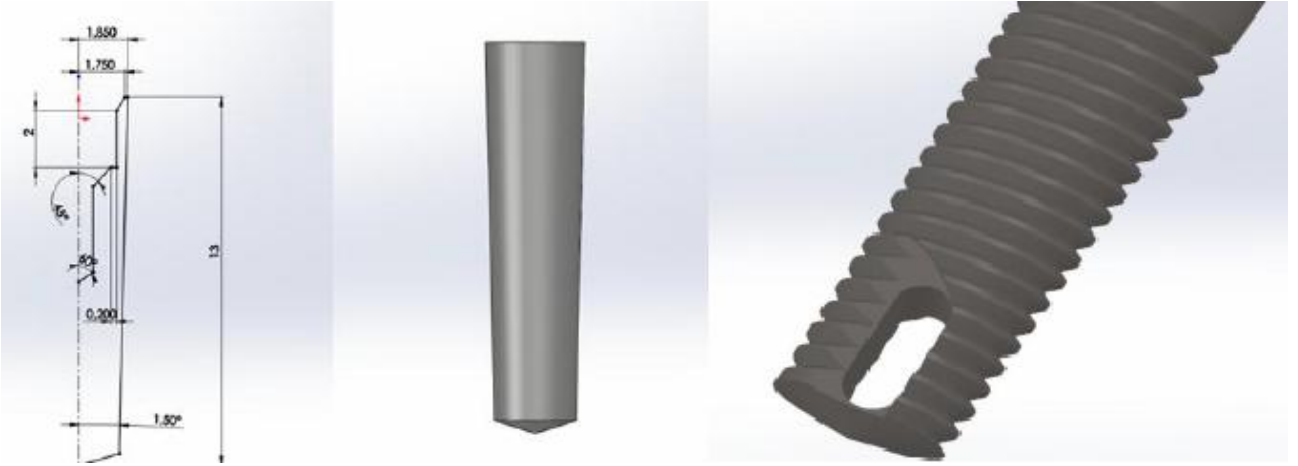
Şekil 1. Abutment ve Ara Bağlantı Elemanlarının Tasarım Şekilleri

2. Materyal ve Yöntem

Hasarsız alt çene kemiği ölçülerine uygun protez elde edilmesi için, öncelikle gerçek bir hastaya ait alt çene kemiği optik tarama yöntemiyle taranarak elde edilen veriler bilgisayar ortamına aktarıldı. Daha sonra, implant için gerekli diğer parçalar bu veriler referans alınarak oluşturuldu. Bu veriler kullanılarak üç boyutlu katı modelleme programı yardımıyla 2 adet implant modeli, bu implant modelini proteze bağlayacak olan 2 adet abutment ve abutmentlere uygun ara bağlantı elemanları elde edildi. Şekil 1'de abutment ve abutmentlere uygun ara bağlantı elemanlarının tasarım şekilleri verilirken Şekil 2'de

ise, hasarsız alt çene kemiği için geliştirilen implant modelinin tasarım şekli ve katı modeli görülmektedir.

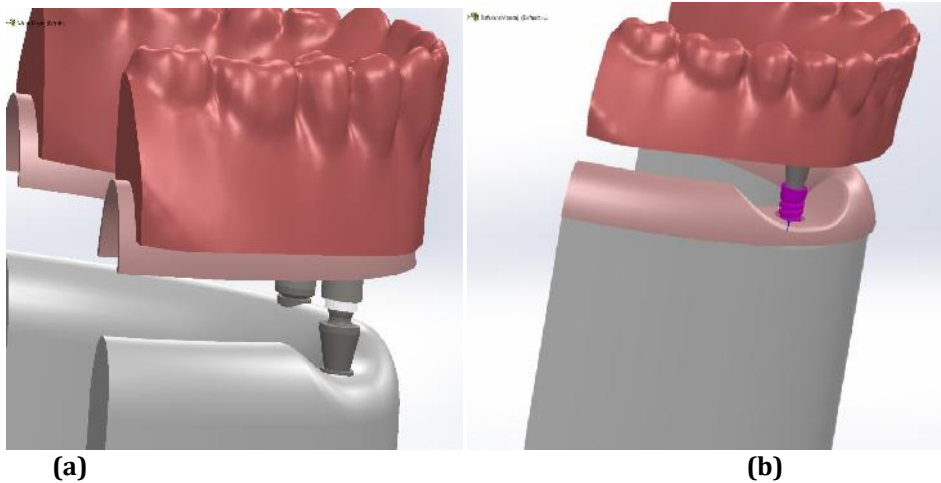
Bu çalışmada, dişsiz ve sağ kanin bölgesinde kemik kaybı bulunan mandibulaya, protezin sabitlenmesi için foramen kanallar arasına iki adet implant uygulaması gerçekleştirilmiştir. Sonrasında, kemik kaybının tedavisinde farklı boylarda abutmentler ve damak dolgu malzemesi kullanılmıştır. Daha sonra, sonlu elemanlar yöntemiyle farklı bölgelerde düşey doğrultuda kuvvetler uygulanıp sayısal analizler yapılarak istenen elemanlardaki gerilme değerleri elde edilmiştir.



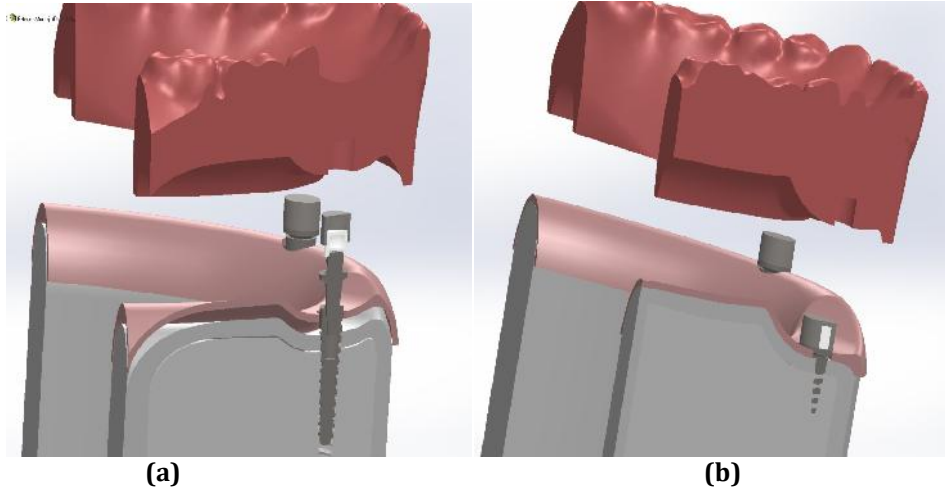
Şekil 2. İmplant Tasarım Şekli ve 3-Boyutlu Modeli

Birinci yöntemde, alt çene kemiğinde oluşturulan 2,5 mm ve 4,5 mm derinliklerdeki iki ayrı hasarlı durum için, hasar boyutlarındaki abutment boyları kullanılarak kemikte yapılan iyileştirmelerle iki ayrı model elde edilmiş ve Şekil 3'te gösterilmiştir. İkinci iyileştirme yönteminde ise, aynı hasarlı durumlar için abutment boyutları sabit tutularak hasarlı bölgenin damak dolgu malzemesi kullanılarak tedavi gerçekleştirilmiştir. Böylece 2 adet abutment ve 2

adet damak dolgu malzemesi ile iyileştirilmiş olmak üzere toplamda 4 adet hasarlı model ve 1 adet hasarsız model oluşturulmuştur. Şekil 4'te hasarlı çene kemiğinde damak dolgu yöntemiyle oluşturulan modeller görülmektedir. Çalışmanın analiz aşamasında, sonlu elemanlar yöntemi kullanılmış olup maksimum ısırma kuvveti etkisinde implant ve abutment üzerinde oluşan gerilme değerleri elde edilmiş ve birbirleriyle karşılaştırılmıştır.



Şekil 3. Hasarlı Çene Kemiğinde Abutment Dolgu Yöntemiyle Oluşturulan Modeller a) 2,5 mm Abutment Dolgu Modeli, b) 4,5 mm Abutment Dolgu Modeli



Şekil 4. Hasarlı Çene Kemğinde Damak Dolgu Yöntemiyle Oluşturulan Modeller: a) 2,5 mm Damak Dolgu Modeli, b) 4,5 mm Damak Dolgu Modeli

Tablo 1’de, oluşturulan sonlu elemanlar modelinin sayısal verileri görülmektedir. Analiz için maksimum ısırma kuvveti olarak 150 N alınmıştır (Rismanchian vd., 2009; Fontijn-Tekamp vd., 1998). Bu değerler, dişsiz hastalara uygulanan dental implant sistemlerinde oluşabilecek maksimum ısırma

yükleridir (Geertman vd., 2001). Beş ayrı model için; sağ bölgeye 150 N, sol bölgeye 150 N ve sağ – sol bölgelere aynı anda olmak üzere toplamda 300 N yük uygulaması ile 3 ayrı temel yükleme seçeneği incelenmiştir.

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

Bu yükler, Şekil 5’te görüleceği üzere, ısırma durumunda dişler üzerindeki kontak noktalarına

toplam değer olarak uygulanmıştır (Yavuzylmaz, 2007).



Şekil 5. Yüklemenin Gerçekleştirildiği Kontak Noktaları. a) Sağ Bölge, b) Sol Bölge, c) Sağ-Sol Bölge

3. ARAŞTIRMA BULGULAR

İlk olarak, sağ bölgeden uygulanan 150 N’luk yükleme ile sağ implant, sol implant, sağ abutment ve sol abutmentta meydana gelen gerilmeler, bu

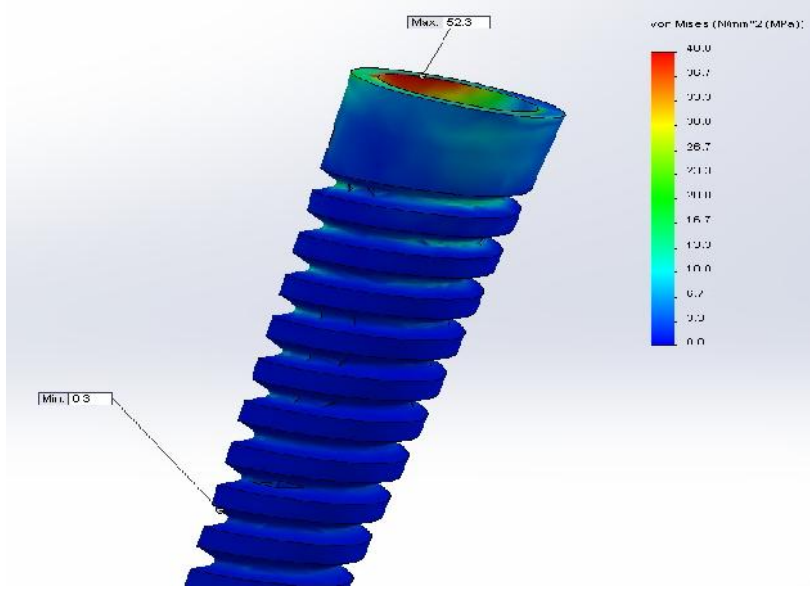
çalışmada değerlendirmeye alınan farklı boylardaki abutment ve damak dolgu modelleri için Tablo 2’de özetlenmiştir.

Tablo 2. Modellere Sağ Bölgeden Uygulanan 150 N’luk Yükleme Durumunda Oluşan Gerilme Değerleri

Gerilmelerin Oluştugu Model Parçası	Gerilmeler (MPa)				
	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
Sağ İmplant	52,3	43,4	29	51,3	43,8
Sağ Abutment	133	113,4	78	120,4	104,9
Sol İmplant	8	10,7	12	10	11,6
Sol Abutment	19,5	25,4	27,1	24	26,9

Yüklemenin sağlıklı çene kemiğine uygulanmasıyla abutment ile implant boyun bölgesinin temas

yüzeyinde 52,3 MPa değerinde maksimum gerilme ortaya çıktığı gözlenmiş ve Şekil 6'da gösterilmiştir.

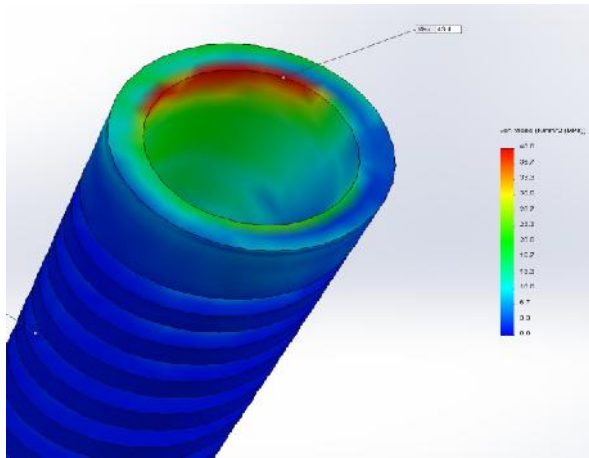


Şekil 6. Sağ Bölgeden Uygulanan 150 N'luk Yüklemenin, Sağlıklı Modelin Sağ İmplantı Üzerinde Oluşturduğu Von-Mises Gerilme Dağılımı

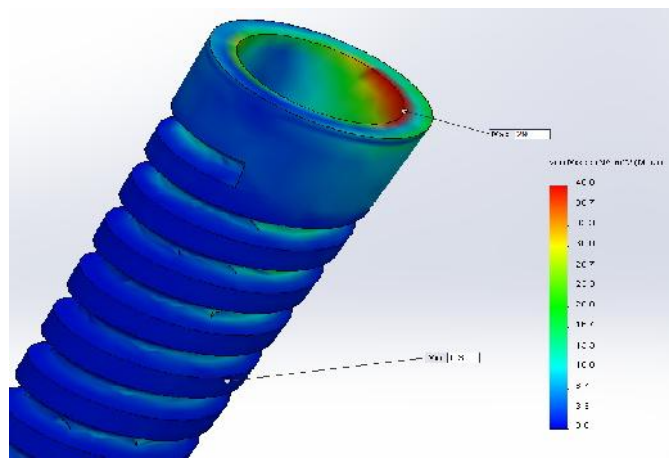
Aynı yüklemenin hasarlı çenenin 2,5 mm damak dolgu ile tedavi edilen modelde oluşturduğu maksimum gerilmenin ise 43,4 MPa değerinde kaldığı ve aynı bölgede olduğu gözlemlenmiştir (Şekil 7-a). Damak dolgu boyutu 4,5 mm çıktığında ise, bu değer 29 MPa olarak belirlenmiş ve Şekil 7-b'de verilmiştir. Aynı yüklemenin 2,5 mm abutment dolgu modelinde verdiği maksimum sonuçlar 51,3 MPa değerindeyken 4,5 mm abutment dolgu modelinde bu değer 43,8 MPa olarak tespit edilmiş ve sırasıyla, Şekil 8-a ve b'de gösterilmiştir.

implantlara etkileyen gerilmelerin azalmasına sebep olduğu anlaşılmıştır. Burada sert kemik ile temas alanı artan damak dolgu yük aktarımını geniş bir alan ile gerçekleştirdiğinden gerilme değerleri azalmaktadır. Bununla birlikte abutment tercihli tedavilerde, kemikteki hasar oranının artması sağ bölgede bulunan implanta etkileyen yükün de azalmasına neden olmuştur. Kemik hasar oranının artması, hasarlı bölgedeki sert kemik kalınlığının azalmasına, dolayısıyla yüklemeye sonucunda meydana gelen yer değiştirme değerlerinin daha yüksek olmasına yol açmıştır. Bu durum, proteze uygulanan yükün büyük oranda alt çenenin hasarsız bölgesi olan sol tarafın taşıdığını ortaya koymuştur.

Elde edilen değerler incelendiğinde hasar oranlarının artmasının, özellikle damak dolgu modellerinde

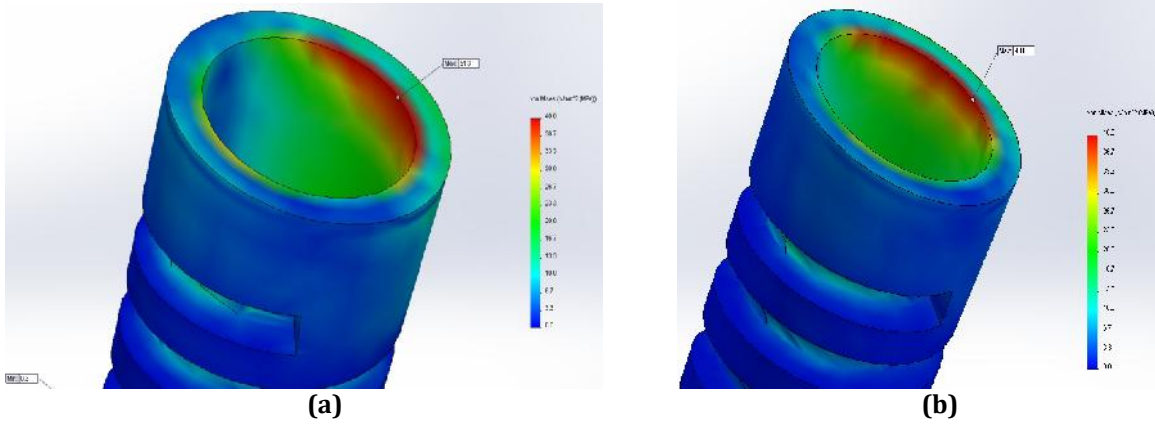


(a)



(b)

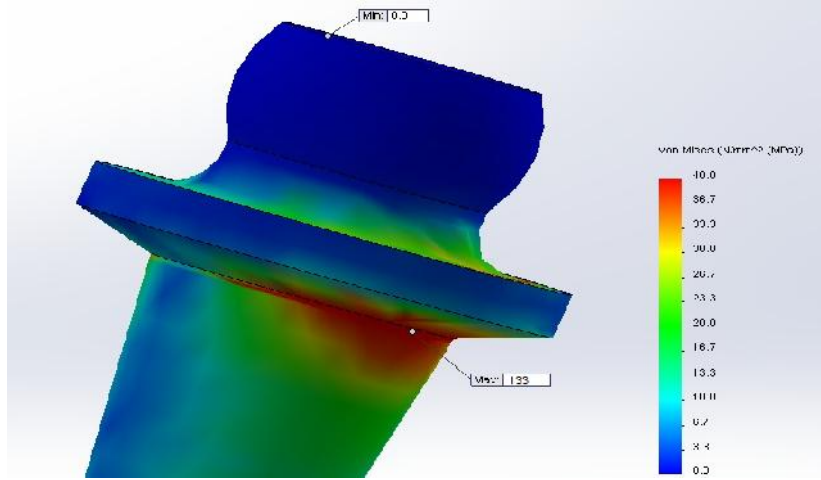
Şekil 7. Sağ Bölgeden Uygulanan 150 N'luk Yüklemenin a) 2,5 mm ve b) 4,5 mm Damak Dolgu Modelin Sağ İmplantı Üzerinde Oluşturduğu Von-Mises Gerilme Dağılımları



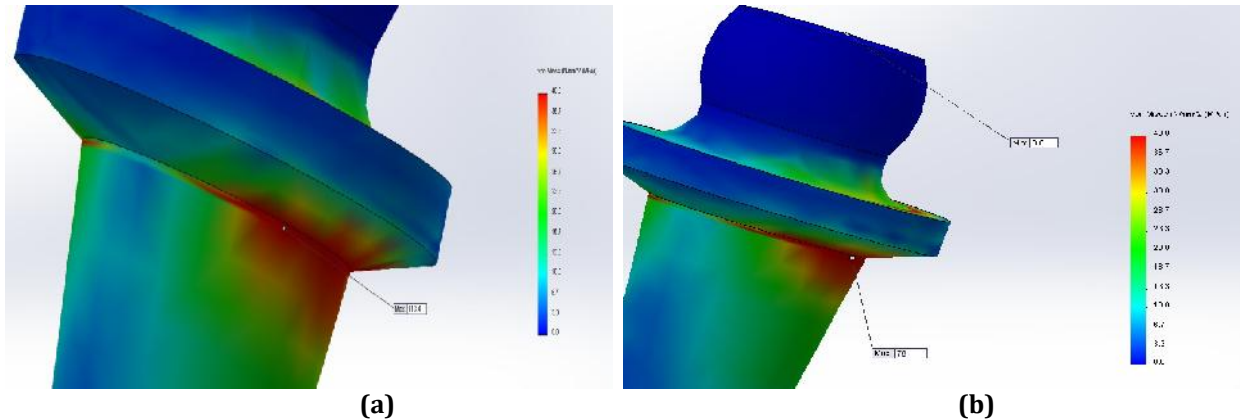
Şekil 8. Sağ Bölgeden Uygulanan 150 N'luk Yüklemenin a) 2,5 mm ve b) 4,5 mm Abutment Dolgu Modelin Sağ İmplantı Üzerinde Oluşturduğu Von-Mises Gerilme Dağılımları

Tablo 2'de tüm farklı modeller için verilen sağ abutment verileri incelendiğinde; yüklemenin sağlıklı modelde oluşturduğu maksimum 133 MPa değerindeki gerilmenin sağ abutmentin boyun bölgesinde geniş bir alanda ortaya çıktığı görülmüştür. 2,5 mm damak dolgu modeli için 113,4 MPa değerindeki maksimum gerilme yine abutmentin boyun kısmında daha dar bir bölgede meydana gelmişken 4,5 mm damak dolgu modeli için maksimum gerilme 78 MPa'lık bir değere düşmüştür. Abutment dolgu modellerinden 2,5 mm'lik model için

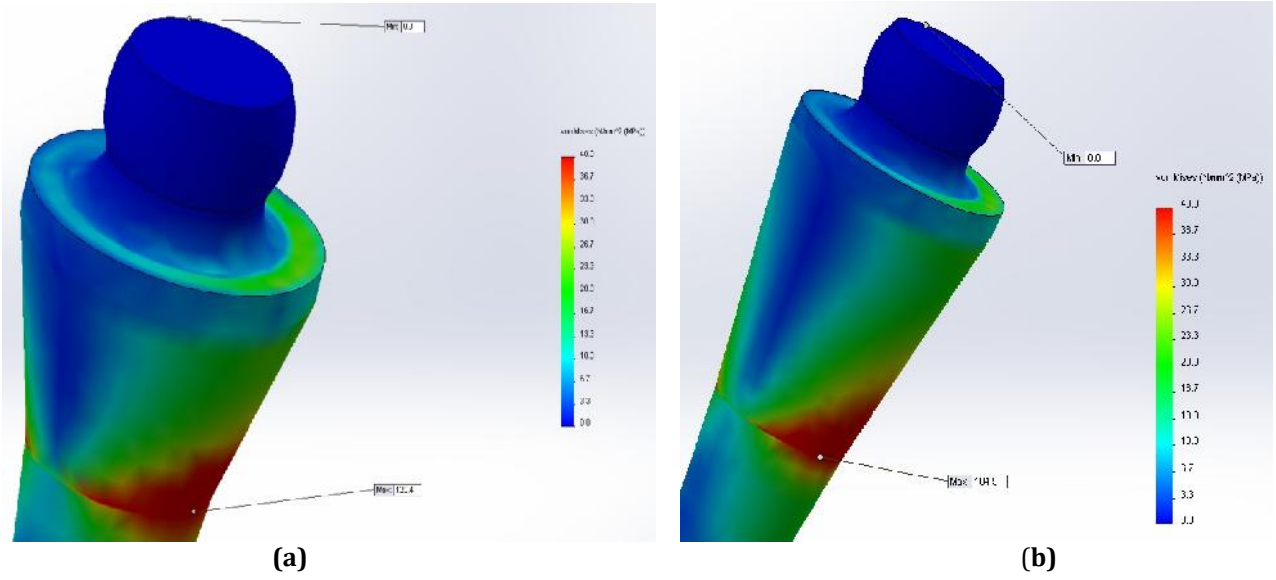
120,4 MPa'lık maksimum gerilme değeri elde edilmiştir. Hasar oranı fazla olan 4,5 mm abutment dolgu modeli uygulamasında ise 104,9 MPa değerindeki maksimum gerilme, abutmentin yine boyun kısmında meydana gelmiştir. 4,5 mm abutment dolgu modelindeki bu gerilme değeri, 4,5 mm damak dolgu modeline göre oldukça fazladır. Maksimum gerilmelerin olduğu abutmentin boyun bölgesi, diğer tüm modellerde de en yüksek gerilme değerlerinin olduğu kritik alanlar olarak tespit edilmiştir (Şekil 9-11).



Şekil 9. Sağ Bölgeden Uygulanan 150 N'luk Yüklemenin Sağlıklı Modelin Sağ Abutment Üzerinde Oluşturduğu Von-Mises Gerilme Dağılımı



Şekil 10. Sağ Bölgeden Uygulanan 150 N'luk Yüklemenin a) 2,5 mm ve b) 4,5 mm Damak Dolgu Modelin Sağ Abutment Üzerinde Oluşturduğu Von-Mises Gerilme Dağılımları



Şekil 11. Sağ Bölgeden Uygulanan 150 N'luk Yüklemenin a) 2,5 mm ve b) 4,5 mm Abutment Dolgu Modelin Sağ Abutmentini Üzerinde Oluşturduğu Von-Mises Gerilme Dağılımları

Yükleme koşulunun değişmediği sol implant ve sol abutmentten elde edilen bulgular, hem Şekil 6-11'e benzediğinden hem de bildiri uzunluğunu kısa tutma adına şekiller üzerinde gösterilerek tekrarlanmamıştır. Tüm modellerde bulunan sol implantlar incelendiğinde; yükleme sonucunda karşılaştırma modelimiz olan sağlıklı modelde maksimum 8 MPa değerinde bir gerilme değeri ortaya çıkmıştır. 2,5 mm damak dolgu modeli için maksimum gerilme değeri 10,7 MPa olarak elde edilmiştir. Hasar miktarının artırıldığı 4,5 mm damak dolgu modelinde ise yüklemenin oluşturduğu maksimum gerilme 12 MPa olarak gözlenmiştir. 2,5 mm abutment dolgulu modelde yüklemenin etkisiyle implant üzerinde maksimum 10 MPa'lık bir gerilme değeri elde edilmişken, 4,5 mm abutment dolgu model için maksimum gerilme 11,6 MPa'dır.

Modellerdeki sol abutmentlere bakıldığında ise; sağlıklı modelin sol bölgesindeki abutmentta 19,5 MPa'lık bir gerilmenin ortaya çıktığı gözlenmiştir. 2,5 mm damak dolgu modeli için aynı yükleme şartlarında sol abutment üzerinde maksimum 25,4 MPa değerinde gerilme meydana gelmişken 4,5 mm damak dolgu modelinde sol abutmentta gözlemlenen maksimum gerilme değeri ise 27,1 MPa'dır. Bu sonuçlar, sağ posterior bölgeden yük uygulanmasında sol abutmenttaki maksimum gerilme değerlerinde ciddi bir artışın olduğunu belirtmektedir. Abutment dolgulu modellerden 2,5 mm abutment dolgulu modelde ortaya çıkan maksimum gerilme 24 MPa iken yüklemenin 4,5 mm abutment dolgu modeline uygulanması sonucu hasarsız sol bölgede yer alan abutment üzerinde oluşturduğu maksimum gerilme değeri ise 26,9 MPa'dır.

İkinci olarak, sol bölgeden uygulanan 150 N'luk yükleme ile sağ implant, sol implant, sağ abutment ve sol abutmentta meydana gelen gerilmeler, bu çalışmada incelenen farklı boylardaki abutment ve

damak dolgu modelleri için Tablo 3'de özetlenmiş ve yukarıda belirtilen sebeplerden ötürü şekil üzerinde gösterilmemişlerdir. Sağ implant incelendiğinde; maksimum gerilmenin sağlıklı modelde abutment ile implant boyun bölgesinin temas yüzeyinde 9,6 MPa değerinde ortaya çıktığı tespit edilmiştir. Yükleme değerlerinin değişmediği 2,5 mm damak dolgu modelinde ise maksimum gerilme 8,5 MPa'dır. 4,5 mm damak dolgu modeli için bu değer sağ implantta 7,8 MPa olarak ölçülmüştür. Bu analizin 2,5 mm abutment dolgu modeli için verdiği sonuç 6,4 MPa iken 4,5 mm abutment dolgu modelinde ise bu değer 5,9 MPa'dır.

Sağ implantı ara elemanlar yardımıyla proteze bağlayan sol abutmentlardaki değerlere bakıldığında; sağlıklı modelde maksimum 18,5 MPa değerindeki gerilme, abutmentın boyun bölgesinde ortaya çıkmıştır. Yükleme şartlarının değişmediği 2,5 mm damak dolgu modeli için, sağ bölgedeki abutment üzerindeki maksimum gerilme değeri ise 16,3 MPa olup gerilme dağılımı boyun kısmında yoğunlaşmıştır. 4,5 mm damak dolgu modelinde ise maksimum 14,7 MPa'lık gerilme abutmentın boyun kısmında çok dar bir bölgede gözlenmiştir. 2,5 mm abutment dolgu modeli için yüklemenin oluşturduğu maksimum gerilme 13,2 MPa değerindeyken, 4,5mm abutment dolgu modelinde meydana gelen maksimum gerilme 12,2 MPa'dır.

Aynı yükleme şartlarında sol implant verileri incelendiğinde; sağlıklı modelde hasarsız sol bölgede yer alan implant üzerinde maksimum 51,6 MPa'lık bir gerilme değeri gözlemlenirken, 2,5 mm damak dolgu modeli üzerindeki maksimum gerilme değeri ise 46,7 MPa'dır. Hasarın artırıldığı 4,5 mm damak dolgu modelinde ise oluşan maksimum gerilmenin 30,5 MPa değerine düştüğü tespit edilmiştir. Tedavinin 2,5 mm abutment dolgu modeli ile yapıldığı durum için, hasarsız sol bölgedeki implant üzerinde oluşan

maksimum gerilme değeri 47,6 MPa iken, 4,5 mm olarak elde edilmiştir. abutment dolgu modeli için ise bu değer 47 MPa

Tablo 3. Modellere Sol Bölgeden Uygulanan 150 N'luk Yükleme Durumunda Oluşan Gerilme Değerleri

Gerilmelerin Oluştugu Model Parçası	Gerilmeler (MPa)				
	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
Sağ İmplant	9,6	8,5	7,8	6,4	5,9
Sağ Abutment	18,5	16,3	14,7	13,2	12,2
Sol İmplant	51,6	46,7	30,5	47,6	47
Sol Abutment	125,5	105,6	68,4	135,6	141,1

Sağlıklı modelde sol abutmentta maksimum 125,5 MPa değerinde bir gerilme oluşurken 2,5 mm damak dolgu modeli için abutmentin boyun bölgesinde maksimum 105,6 MPa'lık gerilme değeri ortaya çıkmıştır. 4,5 mm damak dolgu modelinde ise maksimum gerilme 68,4 MPa değerine düşmüştür. Abutment dolgulu modellerle tedavinin yapıldığı analizlerden 2,5 mm abutment dolgu modeli için maksimum 135,6 MPa'lık bir gerilmenin meydana geldiği görülmektedirken, 4,5 mm abutment dolgu modelinde ise maksimum gerilme değeri artarak 141,1 MPa olarak belirlenmiştir.

Son olarak, sağ bölgeden 150 N ve sol bölgeden 150 N olmak üzere toplamda 300 N yükleme sonucu sağ implant, sol implant, sağ abutment ve sol abutmentta meydana gelen gerilmeler, bu çalışmada incelenen farklı boylardaki abutment ve damak dolgu modelleri için Tablo 4'te özetlenmiştir. Bildirinin sayfa sayısını makul değerlerde tutmak için bu bulgular şekillerle verilerek tekrarlanmamıştır. Sağ bölgeden 150 N ve sol bölgeden 150 N'lük yükün aynı anda uygulanması sonucu sağ implant bölgesinde oluşan değerlere bakıldığında; sağlıklı modelde sağ implantta 54 MPa

değerinde ortaya çıkan gerilmeye karşı 2,5 mm damak dolgu modelinde sağ implantta ortaya çıkan gerilme 49,5 MPa değerindedir. 4,5 mm damak dolgu modelinde bu değer sağ implantın orta bölgelerine yakın kısımlarda maksimum 46 MPa olarak ölçülmüştür. 2,5 mm abutment dolgu modelindeki 44,2 MPa maksimum gerilme değeri, 4,5 mm abutment dolgu modelinde 42 MPa olarak belirlenmiştir.

Sağ abutment değerleri incelendiğinde; hasarsız sağ bölgede maksimum 116,7 MPa değerindeki gerilme, abutmentin boyun kısmında daha geniş bir alana dağılmıştır. 2,5 mm damak dolgu modelinde oluşan maksimum 98,2 MPa'lık gerilme abutmentin boyun bölgesinde ortaya çıktığı görülmüştür. 4,5 mm damak dolguda ise maksimum gerilme değeri 88,1 MPa olup yine abutmentin boyun bölgesinde meydana gelmiştir. Yükleme koşullarının değişmediği abutment dolgu modellerinin birincisi olan 2,5 mm abutment dolgu modelinde oluşan maksimum 99,2 MPa'lık gerilme değerine karşın 4,5 mm'lik diğer abutment dolgu modelindeki maksimum gerilme değeri 84,4 MPa'dır.

Tablo 4. Sağ - Sol Bölgelerden Toplamda 300 N'luk Yükleme Durumu İçin Elde Edilen Gerilme Değerleri

Gerilmelerin Oluştugu Model Parçası	Gerilmeler (MPa)				
	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
Sağ İmplant	54	49,5	46	44,2	42
Sağ Abutment	116,7	98,2	88,1	99,2	84,8
Sol İmplant	59	58,5	57,9	59,9	60,7
Sol Abutment	125,5	115,6	100,4	114,2	107,2

Toplam 300 N'lük yükleme koşulları altındaki modellerde sol implant değerlerine bakıldığında; sağlıklı modelde sol sağlam bölgede yer alan implantta 59 MPa'lık maksimum bir gerilme değeri ortaya çıkmıştır. 2,5 mm damak dolgu modelinde yüklemenin etkisiyle implant üzerinde maksimum 58,5 MPa'lık bir gerilme değeri belirlenmişken, 4,5 mm damak dolgu için maksimum gerilme değeri ise 57,9 MPa olmuştur. Abutment dolgulu modellerden 2,5 mm abutment dolgu modelinde implant üzerinde meydana gelen maksimum gerilme değeri 59,9 MPa

olup implantın gövde kısmında geniş bir alana yayıldığı tespit edilmiştir. 4,5 mm abutment dolgu modeli uygulamasında ise, implant üzerinde oluşan maksimum gerilme değeri 60,7 MPa'dır. Genel olarak, uzun abutment boyları implant-abutment temas yüzeylerinde, çiğneme ve ısırma kaynaklı yükleme koşulları sebebiyle, başta eğilme ve burkulma momentini artırmaktadır.

Sol abutment değerleri incelendiğinde ise; sağlıklı modelde maksimum 125,5 MPa değerinde gerilmenin

ortaya çıktığı gözlenmiştir. Tablo 4'te yer alan verilerde görüldüğü üzere 2,5 mm damak dolgu modelinde yükleme sonucu abutmentta 115,6 MPa maksimum gerilme değeri ortaya çıkmıştır. 4,5 mm damak dolgu modelinde ise maksimum gerilme değeri yine tablo 2'de görüldüğü üzere 100,4 MPa'dır. Abutment dolgu modellerinden 2,5 mm abutment dolgu modeli için yükleme koşullarının değişmediği durumda maksimum 114,2 MPa'lık bir gerilme gözlenirken yükleme koşullarının değişmediği 4,5 mm abutment dolgu modelinde ortaya çıkan maksimum gerilme 107,2 MPa'dır. Bütün gerilme dağılımları boyun bölgesinde geniş bir alanda ortaya çıkmıştır.

Bu çalışmada incelenen bütün modellerde ortaya çıkan gerilmeler, sağlıklı modelde implantın boyun bölgesinin üst iç kısmındayken diğer modellerde implantların orta bölgesine yakın dişler üzerinde oluşmuştur. Bu elde etmiş olduğumuz bulgular, Meijer v.d. (1996)'nin dişsiz alt çene kemiğine yerleştirilmiş iki implantın yükleme sonrası oluşan gerilme değerlerini incelediği çalışmalarında, yüklemelere yakın olan implantların daha fazla gerilmeye maruz kaldığını belirttiği değerlendirmelerle benzerlik göstermektedir. Implant sistemlerinde ortaya çıkan hasarların çoğunlukla abutment ile implant temas bölgelerinde meydana gelen kırılmalardan kaynaklandığını belirten klinik incelemeler (Chrcanovic vd., 2014), bu çalışmada tespit edilen abutment ile implant temas yüzeylerinde ortaya çıkan yüksek değerlerdeki gerilme bulgularıyla teyit edilmiş olmuştur.

4. SONUÇ

Çalışma sonucunda düşük abutment boyları yüksek abutment boylarına tercih edilerek, yüksek abutment boylarının kullanıldığı hasarlı durumların farklı çözümler ile (damak dolgu malzemesi, yapay kemik ekimi gibi) giderilmesi önerilmektedir. Çalışma sonucunda elde edilen bulgular, artan abutment boyunun implant kemik temas yüzeylerinde yüksek gerilme değerlerine sebep olduğunu göstermiştir. Ayrıca, abutment tercihli tedavilerde implant-abutment temas bölgesinde de dolgu malzemeli sistemlere göre daha yüksek değerlerde gerilmelerin olduğu belirlenmiştir. Bu çalışma; mandibuladaki kemik eksikliği tedavisinin abutment boyundaki değişikliklerle sağlandığı durumlarda, kritik bölgelerdeki (implant-abutment temas bölgesi gibi) oluşan gerilme değerlerinin, damak dolgu malzemeli tedavi yöntemlerine göre daha yüksek değerlerde olduğunu göstermiştir. Bu çalışma bulgularıyla, klinik vakalarda karşılaşılan bu tarz hasarların, abutment tercihli tedaviler yerine damak dolgu malzemesi ile giderilmesinin uygun olacağı sonucuna varılmıştır.

TEŞEKKÜR

Çalışmada yardımlarından dolayı Karadeniz Teknik Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi akademik

personellerinden Sayın Yrd. Doç. Dr. Fatih Mehmet KORKMAZ'a teşekkür ederiz.

KAYNAKLAR

Chrcanovic, B. R., Albrektsson, T., Wennerberg, A., 2014. Reason for Failures of Oral Implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 41; 443 - 476.

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.

Meijer, H.J.A., Starmans, F.J.M., Steen, W.H.A., Bosman, F., 1996. Loading Conditions of Endosseous Implants in an Edentulous Human Mandible: A Three-Dimensional, Finite-Element Study. *Journal of Oral Rehabilitation*. 23: 757-763.

Michailidis, N., Karabinas, G., Maliaris, G., Tsipas, D., Koidis, P., 2013. A FEM Based Endosteal Implant Simulation to Determine on Stress Induced Implant Failure. *Bio-Medical Materials and Engineering*, 23, 317 - 327.

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*, 16,10,1060, 1062, 1064 passim.

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

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