

Alt Çene İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Farklı Tutucu Tiplerinin ve Değişik Kret Yüksekliklerinin İmplantlarda Oluşan Gerinime Etkisi

Effect of Attachment Type and Mandibular Crest Height on the Strain Induced on Implants Supporting Overdentures

*Dr. Tuğgen ÖZCİVELEK MERSİN, **Doç. Dr. Tolga AKOVA, ***Prof. Dr. Figen DEMİREL, ***Prof. Dr. Hakan UYSAL

*Sağlık Bakanlığı 75. Yıl Ankara Ağız ve Diş Sağlığı Merkezi
**Çukurova Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
*** Serbest Diş Hekimi

ÖZET

Amaç: İki implant destekli overdenture'larda bar ve topuz tutucuların ve üç farklı kret yüksekliğinin, implantlardaki gerinime etkisini araştırmaktır.

Gereçler ve Yöntemler: Kanin bölgelerinde rozet gerinim ölçer yerleştirilmiş iki implantı bulunan yüksek rezidüel kretli dişsiz mandibular akrilik rezin model, mukozayı taklit eden 1.5 mm'lik plakayla kaplandı. Altışar adet bar ve topuz tutuculu overdenture hazırlandı. Protezler modele yerleştirilerek 100, 150, 200, 300, 400 N statik kuvvetle üçer kez posterioran dikey yönde çift taraflı, eşzamanlı yüklendi. İmplantlardaki gerinim ve mukozayı taklit eden pladaki deformasyon miktarı eşzamanlı olarak kaydedildi. Protez kenarları kısaltılarak orta ve düşük kret yüksekliklerini temsil eden protezler hazırlandı. Yükleme ve kayıt işlemleri tekrarlandı. Elde edilen gerinim verileri ve deformasyon miktarları tutucu tipleri arasında ve kret yükseklikleri arasında karşılaştırıldı.

Bulgular: Bar tutuculu protezlerinkine kıyaslandığında topuz tutuculu protezlerin implantlarında oluşan gerinim değerleri istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek bulundu ($p<0.05$). Değişik kret yükseklikleri arasında implantlarda oluşan gerinim değerleri açısından fark bulunmadı. Bar tutuculu protezlerdeki deformasyon değerleri topuz tutuculu protezlerdekinden, 200 N dışındaki yüklerde, anlamlı ölçüde yüksekti ($p<0.05$). Yüksek kret durumunda oluşan deformas-

ABSTRACT

Aim: The purpose of this study was to investigate the strains induced on implants, supporting mandibular overdentures, with respect to bar and ball attachment types and three different levels of alveolar bone resorption.

Materials and Methods: Two rosette strain gauges were bonded on the collar of two implants and were incorporated into the canine regions of an acrylic resin experimental model that was coated with 1.5 mm thick elastomeric tissue mimic material. Six samples were constructed for each of the ball and bar attachment retained configurations. Specimens were loaded up to 400 N static axial force. For each loading sequence, strain induced on implants and deflection of mucosa simulant was recorded. Residual ridge height was altered by means of index moulds and loading - recording sequences were repeated for different residual ridge heights. Strain values and amount of deformation were assessed.

Results: Overdentures with ball attachments caused statistically significantly higher strain on implants and lower amount of deflection on tissue-bearing area than overdentures with bar attachments ($p<0.05$). Differences between different residual ridge heights were not statistically significant ($p>0.05$).

Conclusion: Attachment type used effects the load distribution between implants and edentulous ridge. Tension was observed at the lingual sides of the neck

yon miktarı orta ve düşük kret yüksekliklerindekiinden anlamlı derecede yüksek bulundu ($p<0.05$).

Sonuç: İmplant destekli overdenture'larda kullanılan tutucu tipi, implantlar ile destek doku alanları arasında yük paylaşımını etkilemektedir. İki implantın da boyun kısımlarının lingualinde gerilme gözlenmesi, overdenture'ların in vitro çalışma ortamında dikey yönde yüklenmesi ile alveolar kretin anatomisine bağlı olarak protezin anteriora doğru itilme eğilimi olduğunu düşündürmektedir. Kret yüksekliği implantlardaki gerinimi etkilememektedir.

ANAHTAR KELİMELER

Tutucu tipi, rezidüel kret yüksekliği, gerinim, implant, overdenture

KEYWORDS

Attachment type, residual ridge height, strain, implant, overdenture.

GİRİŞ

İmplant tedavisinin hedefi hastanın anatomik gereksinimlerini ve kişisel isteklerini karşılayan en basit, hesaplı ve öngörülebilir tedavi seçeneğini sunmaktır¹. Alt çene tam dişsizlik durumunda, geleneksel tam protez uygulamasının yanısıra, iki implant-destekli overdenture'ların öncelikli tedavi seçeneği olduğu bildirilmiştir². Bunların daha rahat ve stabil olduğu; hastaların yiyecekleri daha kolay çiğneyebildikleri ve konuşabildikleri, yaşam kaliteleri ve beslenme durumlarının geliştiği bildirilmiştir³⁻⁶.

Tam dişsiz hastalarda ilerleyici karakterli rezidüel kret kaybı olması sonucu protezin destek aldığı doku alanı azalır⁷. Mandibular atrofi derecesinin, alveolar kretin şekil ve boyutunun⁸, kullanılan farklı tutucu tiplerinin⁹⁻¹⁴ overdenture'un fonksiyonunda ve implantlara iletilen kuvvetlerin yön ve büyüklüğünde etkisi olduğu düşünülür; ancak hangi tutucu sistemin en iyi olduğu konusunda fikir birliği yoktur. Literatürde kuvvet dağılımını incelemek için fotoelastik¹⁵⁻¹⁷, gerinim ölçerli^{16,18-22}, kırılğan vernik tekniği ile, lazer ışınli, matematiksel^{23,24}, sonlu elemanlar^{7,9,18} kuvvet analiz yöntemleri gibi çeşitli stres analiz yöntemlerini kullanan çalışmalar vardır^{14,25,26}.

Overdenture'lara çiğneme kuvvetleri uygulandığında kuvvet, protez kaidesini destekleyen mukosa ve implantlar arasında paylaşılır¹⁵. Bu paylaşımın hangi oranlarda gerçekleştiği tutucu tipi-

of the implants. Therefore, it can be predicted that, when loaded vertically in in vitro conditions, an anterior component of force is formed on the dentures, related with the anatomy of alveolar ridge. Strain induced on implants is not related with the residual ridge height.

This project was supported by a grant from the ITI Foundation for the Promotion of Implantology, Switzerland.

ne ve mukozanın deplasman miktarına bağlıdır²⁷. Tutucuların dişi-erkek parça ilişkisi ve arada reziliense imkan sağlayan boşluk (*spacer*) bulunup bulunmaması, dişsiz alveolar kret ile implantlar arasında yük paylaşımını etkiler¹⁵. İmplantların splintlenmesinin stabilite açısından iyi sonuç verdiği, tutucu matriksin bar ekseninde dönebilmemesinin, özellikle yatay kuvvetler söz konusu olduğunda kuvvetin iki implant arasında paylaşılmasını ve implant çevresindeki kemiğin korunmasını sağladığı daha önce bildirilmiştir²⁸. Overdenture'un tutucu tipi, implantta oluşan gerinimin karakterinde değişikliğe yol açmasa da büyüklük açısından biyomekaniğinde rol oynayabilir²⁹. Çiğneme esnasında kuvvetin transvers komponenti, özellikle anterior yönde, dikey komponente göre yüksek değerdedir¹². Ancak bu veriler, klinikte en ideal tutucu tipinin hangisi olduğu konusunda belirleyici değildir. Buna karşın başka araştırmalarda^{12,30} overdenture'larda kullanılan tutucu tipinin biyolojik açıdan implant başarısını etkilemediği, ikiden fazla implant yerleştirilmesine veya bunların splintlenmesine gerek olmadığı bildirilmektedir.

Bu çalışmanın amacı, iki implant ile tutuculuğun sağlandığı overdenture'larda, sıklıkla kullanılan iki farklı tutucu tipinde ve üç farklı kret yüksekliğinde hazırlanan protezlere, farklı büyüklükte aksiyel yükleme yapıldığında implantlarda oluşan gerinimi gerinim ölçer tekniği ile incelemektir.

GEREÇLER VE YÖNTEMLER

Çalışma, Çukurova Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Dişhekimliği Bilimleri Araştırma Birimi, Biyomekanik Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirildi. Dişsiz alveolar kretin akrilik modeli hazırlanırken, üzerlerine birer adet üç elemanlı rozet gerinim ölçer (FRA-1-11-1L, TML, Tokyo Sokki Kenkyojo Co., Ltd, Japonya) (Gerinim ölçer uzunluğu: 1mm; Gerinim ölçer rezistansı: 120 ± 0.5 ohm; Gerinim ölçer faktörü: $1=2.07$, $2=2.07$, $3=2.07 \pm \% 1$; Sıcaklık Kompansasyonu: $11 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) yapıştırılmış iki adet 4.1 mm çapında 10 mm uzunluğunda implant (Institut Straumann AG, CH-4437-Waldenburg, İsviçre), kanin diş bölgelerine merkezleri arasında 20 mm bulunacak şekilde paralelometre ile yerleştirildi. Her iki gerinim ölçer de implantın aksına göre aynı konumda, elemanlardan biri implantın uzun eksenine paralel, ikincisi uzun eksene dik, üçüncüsü ise bu iki eleman ile 45° açılı konumda olacak şekilde yapıştırıldı. Model, ağız mukozasını taklit eden 1.5 mm kalınlığında oda ısısında yumuşak kalan termoplastik rezilient bir plaka (Essix, Raintree Essix, Inc., LA, ABD) ile kaplandı. İdeal kretlere sahip olan model üzerine 6 adet bar/matriks tutuculu, 6 adet topuz/matriks tutuculu toplam 12 adet overdenture protez hazırlandı. Protezler model üzerine sırayla yerleştirildi ve yükleme deneyi her bir protez için üç kez yapıldı. Her bir yükleme deneyinde yükleme tablasına üniversal test cihazı (Testometric M 500-25kN, Rochdale, İngiltere) ile 0.3 mm/dak hızla, implantları birleştiren çizginin orta noktasının 17 mm posteriorundan, dikey yönde 100 N, 150 N, 200 N, 300 N, 400 N statik kuvvet uygulandı (Resim 1). Üniversal test cihazından, yük/zaman grafiği ve artan kuvvetlerde kaide plağının dokuya doğru yer değiştirme miktarını gösteren yük/deformasyon grafiği elde edildi. Veri toplama ve analog sinyal işleme sisteminden (ESAM Traveller I Data Acquisition System, Measurements Group, Inc. Raleigh, North Carolina) ise implantlarda oluşan gerinim/zaman grafiği elde edildi. Üç grafik eşzamanlı kaydedildi (Şekil 1). Yük/zaman grafiğinin

de 100 N, 150 N, 200 N, 300 N, 400 N yüklerin deneyin kaçınıcı saniyesinde uygulandığı tespit edildi. Yük/deformasyon grafiği üzerinde rezilient materyalin katı cisim özellikleri göstermeye başladığı anda uygulanan yük de belirlendi (N doğrusal). Elde edilen zaman verileri gerinim/zaman grafiği ile eşlenerek bahsedilen yükler altında, implantlar üzerinde oluşan gerinim değerleri belirlendi. Grafikler üzerinde yapılan tüm ölçümler iki araştırmacı tarafından yapıldı ve ortalama değerler hesaplanarak esas kabul edildi.

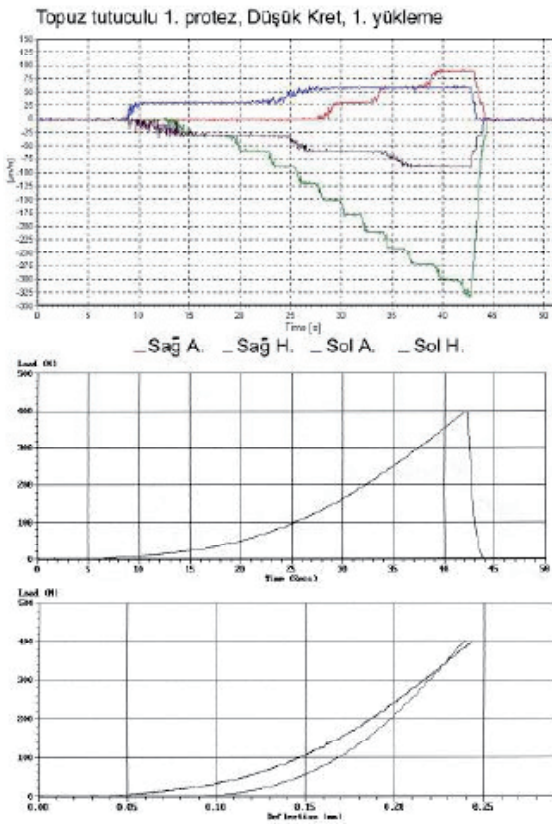
Farklı kret yüksekliklerinin temsili için model-protez uyumu bozulmaksızın protezin dokudan destek aldığı yüzey alanı değiştirildi. Yüksek rezidüel kretlere sahip modele göre hazırlanmış protezlerin yumuşak doku destek alanlarının iki ayrı kret yüksekliğine göre standart ölçüde azaltılması için iki farklı boyutta indeks kullanıldı. Yüksek kret yüksekliğindeki modele uyan protezlerin anterior da orta hatta 9 mm, bukkal raf bölgesinde 14 mm, retromylohyoid bölgede 19 mm olan kret yükseklikleri, orta derecede kret rezorpsiyonunu gösteren duruma uygun olarak sırasıyla 6 mm, 10 mm, 14 mm olacak şekilde ve ileri derecede kret rezorpsiyonunu temsil eden durum için sırasıyla 3 mm, 6 mm, 10 mm olacak şekilde protezin iç yüzünden ölçülerek işaretlendi ve iki adet indeks hazırlandı. Yüksek kret yüksekliğine ait yükleme ve ölçümler tamamlandıktan sonra protezlerin kenarları orta kret yüksekliğine uygun indeksle kısaltıldı. Orta kret için yapılan yükleme ve ölçümler tamamlandıktan sonra da düşük kret yüksekliğindeki yükleme ve ölçümler için protezler ikinci indeks kullanılarak modifiye edildi. Yükleme ve oluşan gerinim değerlerini, deformasyon miktarlarını kayıt işlemleri tüm kret yüksekliklerinde her bir protez için üçer kez tekrarlandı.

Verilerin analizi "SPSS 9.0 for Windows" paket programı ile yapıldı. Topuz ve Bar tutucu grupları arası karşılaştırmalarda Mann Whitney U testi kullanıldı. Aynı tutucu grubu içinde farklı kret yükseklikleri ve kuvvetler Friedman testi ile karşılaştırıldı. Veriler ortalama $\pm$ SS, ortanca (altdeğer-üstdeğer) olarak gösterildi. Anlamlılık düzeyi $p < 0.05$ olarak kabul edildi.



RESİM 1

Modele yerleştirilmiş proteze üniversal test cihazı ile kuvvet uygulanması ve veri toplama - analog sinyal işleme sistemi



ŞEKİL 1

Her yükleme için elde edilen ve eşlenen gerinim/zaman, yük/zaman, yük/deformasyon grafikleri

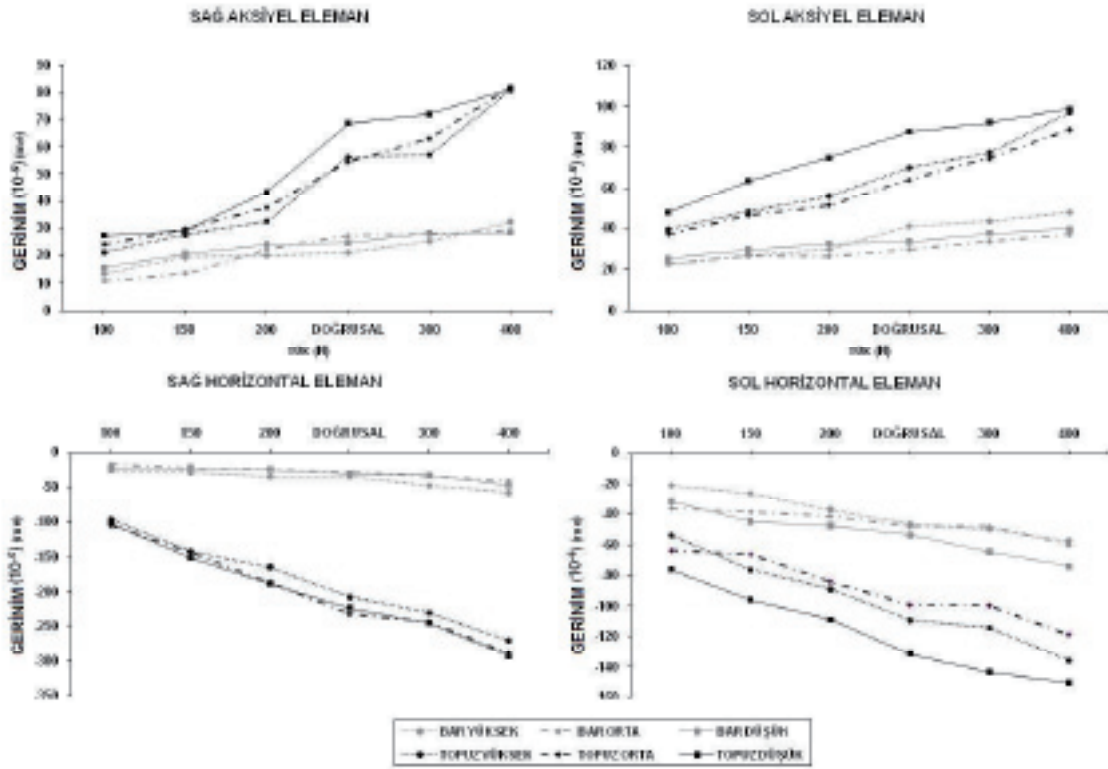
BULGULAR

Yapılan yüklemeler sonucunda sağ ve sol implant üzerinden birbirinden farklı büyüklükte, ancak aynı karakterde gerinim değerleri elde edildi (Şekil 2). Tutucu tiplerine göre farklı kret yüksekliği ve kuvvetlerde implantların üzerindeki gerinim ölçerlerin aksiyel ve horizontal elemanlarından elde edilen gerinim değerleri Tablo I, Tablo II, Tablo III, Tablo IV' te görülmektedir. Her iki implant üzerindeki gerinim ölçerlerin aksiyel elemanlarından pozitif, horizontal elemanlarından negatif değerler elde edildi. Gerinim ölçerlerin yapıldığı implant yüzeyinin oblik eleman doğrultusunda fazla eğimli olması nedeniyle oblik eleman kalibre edilemedi ve yapılan ölçümler kaydedilmedi. Bu nedenle principle strainler hesaplanamadı. Her iki tutucu tipinde de kuvvet arttıkça aksiyel ve horizontal elemanlardan elde edilen gerinim değerlerinin de arttığı tespit edildi.

Topuz tipi tutucularda, farklı kuvvetler uygulandığında oluşan gerinim değerleri bar tipi tutucu kullanıldığında oluşan gerinim değerlerinden istatistiksel olarak anlamlı derecede yüksek bulundu.

Her iki tutucu tipinde de yüksek, orta ve düşük kretlerde gerinim değerleri arasında fark bulunmadı. Yüksek kretlerdeki gerinim değerleri istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte diğer kret yüksekliklerindeki gerinim değerlerinden daha düşüktü.

Artan yük uygulaması ile protez kaidesinin altında, yumuşak dokuyu taklit eden maddede dikey yönde oluşan deformasyon seyri tüm kret yükseklikleri ve her iki tutucu tipinde benzerlik gösterdi (Şekil 3) (Tablo V). Bar tutuculu protezlerde elde edilen deformasyon değerleri, yüksek kretli protezlere 200 N yük uygulaması hariç, tüm yüklerde ve kret yüksekliklerinde topuz tutuculu protezlerde elde edilen deformasyon değerlerinden anlamlı ölçüde daha fazlaydı ($p < 0.05$). Aynı tip tutucuya sahip protezlerde, farklı kret yüksekliklerinde oluşan deformasyon miktarları arasındaki fark tüm yüklerde anlamlı bulundu. Düşük ve orta kret deformasyon miktarları farklı saptanmazken, yüksek krette oluşan deformas-



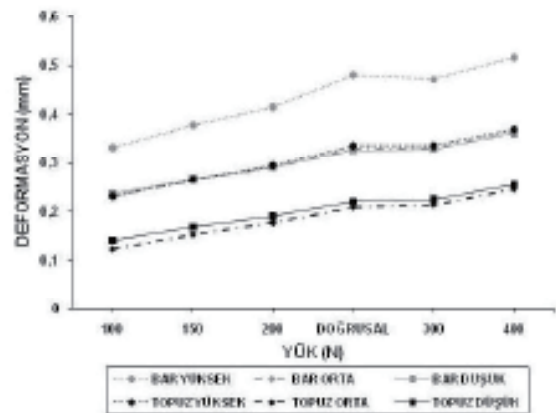
ŞEKİL 2

Farklı tutucu tipleri ve kret yüksekliklerinde, uygulanan yüke karşılık implantlarda oluşan gerinim

yon miktarı orta ve düşük kretlerde oluşandan anlamlı düzeyde yüksek saptandı ($p < 0.05$).

TARTIŞMA

Bu çalışmada mandibular iki implant tutuculu overdenturelarda topuz ve bar tutucu tiplerinin ve üç farklı rezidüel kret yüksekliğinin implant yüzeyinde oluşturduğu ortalama gerinim değerleri in vitro çalışma modeli ile incelendi. Gerinim ölçer tekniği, hem in vitro hem in vivo çalışmalarda kullanılabilen ölçüme dayalı, karmaşık rehabilitasyon seçeneklerinin biyomekaniğini incelemede faydalanılabilen bir yöntem¹⁶ olduğu için bu çalışmada tercih edilmiştir. İmplantlara daha önce tanımlandığı şekilde boyun kısımları hafifçe düzleştirildikten sonra birer adet üç elemanlı 90° rozet gerinim ölçer yapıştırıldı^{16,31,32}. İmplantların



ŞEKİL 3

Farklı tutucu tipleri ve kret yüksekliklerinde, uygulanan yüke karşılık mukozayı taklit eden rezilient plakada dikey yönde oluşan deformasyon miktarları

TABLO I

Tutucu tiplerine göre farklı kret yüksekliği ve kuvvetlerde sağ implant aksiyel gerinim değerleri (10^{-6}) (μm).

	Bar Ortalama $\pm$ ss Ortanca (altdeğer-üstdeğer)	Topuz Ortalama $\pm$ ss Ortanca (altdeğer-üstdeğer)	P değeri
100 N			
Yüksek kret	13,3 $\pm$ 1,68 13,3 (11,5-16,0)	21.1 $\pm$ 5.7 20.0 (16.0-30.7)	0,004
Orta kret	10,7 $\pm$ 3,4 11,9 (4,1-14,0)	24.1 $\pm$ 1.9 24.0 (22.0-26.41)	0.002
Düşük kret	15,6 $\pm$ 5,8 13,0(10,0-24,0)	27.4 $\pm$ 5.5 30.7(18.0-30.78)	0.17
P değeri	0.4	0.3	
150 N			
Yüksek kret	19.4 $\pm$ 3.6 20.4 (13.7-22.7)	27.6 $\pm$ 3.7 29.1 (22.0-30.7)	0.01
Orta kret	13.5 $\pm$ 2.9 12.5 (10.2-18.9)	29.6 $\pm$ 3.0 30.7 (24.1-32.8)	0.002
Düşük kret	20.7 $\pm$ 5.5 22.0 (10.2-26.0)	29.0 $\pm$ 4.1 30.7(20.5-30.7)	0.026
P değeri	0.1	0.5	
200 N			
Yüksek kret	20.1 $\pm$ 5.1 21.0 (13.0-26.7)	32.5 $\pm$ 3.2 31.3 (30.7-38.9)	0.002
Orta kret	22.2 $\pm$ 6.7 21.3 (12.3-32.9)	37.6 $\pm$ 7.6 36.9 (30.7-47.1)	0.015
Düşük kret	24.0 $\pm$ 5.8 24.3 (14.0-30.78)	43.4 $\pm$ 13.8 40.0 (30.7-59.5)	0.002
P değeri	0.5	0.1	
N doğrusal			
Yüksek kret	21.1 $\pm$ 5.3 21.5 (15.0-27.7)	56.4 $\pm$ 7.6 60.5 (43.0-61.6)	0.002
Orta kret	27.3 $\pm$ 4.0 28.7 (20.7-31.4)	54.7 $\pm$ 11.7 59.5 (30.7-59.5)	0.004
Düşük kret	24.6 $\pm$ 6.9 25.8 (12.3-30.8)	68.7 $\pm$ 16.7 59.5 (55.4-90.2)	0.002
P değeri	0.1	0.2	
300 N			
Yüksek kret	25.1 $\pm$ 3.0 26.0 (20.2-27.7)	57.4 $\pm$ 5.0 59.5 (47.1-59.5)	0.002
Orta kret	27.6 $\pm$ 4.8 30.5 (20.7-31.4)	63.2 $\pm$ 20.9 62.9 (28.7-90.2)	0.026
Düşük kret	28.2 $\pm$ 2.8 28.4(24.0-31.7)	72.1 $\pm$ 15.1 66.6 (59.5-90.28)	0.002
P değeri	0.3	0.1	
400 N			
Yüksek kret	32.3 $\pm$ 7.2 29.9 (27.5-46.7)	81.1 $\pm$ 16.7 90.2 (59.5-93.5)	0.002
Orta kret	29.3 $\pm$ 5.5 31.1 (20.7-35.7)	81.9 $\pm$ 24.6 77.3 (59.5-119.0)	0.002
Düşük kret	28.5 $\pm$ 2.6 28.7 (24.6-31.7)	81.4 $\pm$ 14.9 85.8 (59.5-99.0)	0.002
P değeri	0.8	0.8	

TABLO II

Tutucu tiplerine göre farklı kret yüksekliği ve kuvvetlerde sağ implant horizontal gerinim değerleri (10^{-6}) (μN).

	Bar Ortalama $\pm$ ss Ortanca (altdeğer-üstdeğer)	Topuz Ortalama $\pm$ ss Ortanca (altdeğer-üstdeğer)	P değeri
100 N			
Yüksek kret	-25.1 $\pm$ 6.4 -26.4 ((-)30.7-(-)16.4)	-95.7 $\pm$ 11.5 -90.2 ((-)119.0-(-)90.2)	0.002
Orta kret	-16.9 $\pm$ 7.7 -19.1 ((-)24.6-(-)4.1)	-105.1 $\pm$ 15.6 -104.0 ((-)121.0-(-)90.2)	0.002
Düşük kret	-23.7 $\pm$ 5.1 -22.8 ((-)28.7-(-)16.4)	-101.9 $\pm$ 15.0 -94.3 ((-)121.0-(-)90.2)	0.004
P değeri	0.3	0.9	
150 N			
Yüksek kret	-28.5 $\pm$ 2.8 -29.7 ((-)30.7-(-)24.0)	-142.3 $\pm$ 23.8 -151.8 ((-)164.1-(-)110.2)	0.002
Orta kret	-22.3 $\pm$ 4.1 -22.0 ((-)28.7-(-)12.3)	-143.8 $\pm$ 18.1 -150.3 ((-)160.0-(-)121.0)	0.002
Düşük kret	-21.5 $\pm$ 5.3 -22.5 ((-)28.7-(-)14.3)	-150.8 $\pm$ 27.0 -151.8 ((-)180.5-(-)119.0)	0.002
P değeri	0.06	0.2	
200 N			
Yüksek kret	-34.0 $\pm$ 3.8 -32.8 ((-)39.5-(-)30.7)	-164.4 $\pm$ 37.4 -180.5 ((-)207.2-(-)114.9)	0.002
Orta kret	-24.1 $\pm$ 2.7 -24.4 ((-)28.7-(-)20.7)	-186.6 $\pm$ 29.1 -196.7 ((-)211.3-(-)151.83)	0.002
Düşük kret	-24.8 $\pm$ 3.5 -22.5 ((-)28.7-(-)22.0)	-188.4 $\pm$ 47.1 -208.2 ((-)227.7-(-)119.0)	0.004
P değeri	0.9	0.3	
N doğrusal			
Yüksek kret	-33.9 $\pm$ 3.1 -33.4 ((-)38.2-(-)28.7)	-207.3 $\pm$ 57.4 -243.1 ((-)247.1-(-)127.2)	0.002
Orta kret	-28.9 $\pm$ 3.4 -30.5 ((-)31.1-(-)22.0)	-231.8 $\pm$ 41.5 -244.0 ((-)270.8-(-)180.5)	0.002
Düşük kret	-30.5 $\pm$ 2.0 -30.7 ((-)34.0-(-)28.2)	-222.6 $\pm$ 55.7 -242.1 ((-)272.8-(-)151.8)	0.004
P değeri	0.4	0.2	
300 N			
Yüksek kret	-46.9 $\pm$ 10.3 -49.1 ((-)59.5-(-)30.7)	-229.7 $\pm$ 54.6 -257.4 ((-)270.8-(-)151.0)	0.002
Orta kret	-32.5 $\pm$ 3.3 -30.7 ((-)38.4-(-)29.6)	-242.7 $\pm$ 48.2 -270.8 ((-)276.9-(-)180.5)	0.002
Düşük kret	-32.9 $\pm$ 5.0 -31.7 ((-)42.0-(-)28.7)	-244.5 $\pm$ 66.2 -270.8 ((-)301.6-(-)153.8)	0.002
P değeri	0.03	0.1	
400 N			
Yüksek kret	-58.0 $\pm$ 14.3 -62.8 ((-)69.7-(-)32.8)	-270.2 $\pm$ 73.7 -306.9 ((-)332.3-(-)161.8)	0.002
Orta kret	-40.9 $\pm$ 7.1 -40.9 ((-)49.6-(-)28.8)	-288.6 $\pm$ 69.7 -332.5 ((-)334.4-(-)188.7)	0.002
Düşük kret	-47.1 $\pm$ 12.1 -48.9 ((-)60.0-(-)30.7)	-292.7 $\pm$ 79.7 -327.2 ((-)359.0-(-)180.5)	0.004
P değeri	0.1	0.1	

TABLO III

Tutucu tiplerine göre farklı kret yüksekliği ve kuvvetlerde sol implant aksiyel gerinim değerleri (10^{-6}) (μm).

	Bar Ortalama $\pm$ ss Ortanca (altdeğer-üstdeğer)	Topuz Ortalama $\pm$ ss Ortanca (altdeğer-üstdeğer)	P değeri
100 N			
Yüksek kret	22.9 $\pm$ 2.8 22.4 (12.0-27.8)	39.3 $\pm$ 11.0 37.1 (26.6-58.2)	0.041
Orta kret	22.8 $\pm$ 2.3 22.1 (20.0-27.8)	36.9 $\pm$ 7.9 34.7 (30.7-50.7)	0.002
Düşük kret	25.4 $\pm$ 2.6 25.7 (21.7-28.7)	48.0 $\pm$ 9.7 46.9 (37.5-63.6)	0.004
P değeri	0.1	0.3	
150 N			
Yüksek kret	26.7 $\pm$ 2.5 27.4 (22.0-28.7)	48.3 $\pm$ 10.1 46.6 (38.7-68.2)	0.009
Orta kret	26.9 $\pm$ 3.1 26.6 (22.7-31.7)	46.4 $\pm$ 15.9 44.1 (28.7-69.5)	0.009
Düşük kret	29.5 $\pm$ 2.0 30.1 (26.7-31.7)	63.6 $\pm$ 24.0 54.2 (40.2-96.8)	0.002
P değeri	0.009	0.1	
200 N			
Yüksek kret	29.6 $\pm$ 3.9 30.7 (22.0-32.6)	55.9 $\pm$ 19.1 52.6 (30.7-89.5)	0.026
Orta kret	26.2 $\pm$ 3.4 25.6 (22.5-31.7)	51.4 $\pm$ 18.1 49.5 (30.7-75.9)	0.004
Düşük kret	32.5 $\pm$ 2.6 31.7 (29.5-36.6)	75.0 $\pm$ 32.5 60.1 (42.5-121.1)	0.004
P değeri	0.1	0.2	
N doğrusal			
Yüksek kret	41.0 $\pm$ 11.1 39.6 (29.0-54.7)	69.9 $\pm$ 31.4 59.8 (30.7-121.0)	0.026
Orta kret	29.6 $\pm$ 4.4 28.7 (24.6-36.0)	64.0 $\pm$ 30.5 58.8 (30.7-108.7)	0.015
Düşük kret	33.3 $\pm$ 4.6 31.2 (29.5-39.6)	87.7 $\pm$ 32.8 80.0 (50.7-131.8)	0.002
P değeri	0.04	0.06	
300 N			
Yüksek kret	43.3 $\pm$ 11.5 44.2 (30.0-57.4)	77.3 $\pm$ 34.3 71.1 (36.7-130.2)	0.041
Orta kret	33.5 $\pm$ 9.8 28.7 (26.6-50.8)	74.8 $\pm$ 28.9 69.2 (38.7-121.0)	0.009
Düşük kret	37.5 $\pm$ 10.2 31.7 (32.0-61.6)	92.1 $\pm$ 27.1 86.0 (62.8-129.7)	0.002
P değeri	0.1	0.2	
400 N			
Yüksek kret	47.8 $\pm$ 14.0 49.5 (24.0-61.6)	97.2 $\pm$ 42.9 87.8 (46.8-161.8)	0.015
Orta kret	37.0 $\pm$ 13.0 33.8 (26.6-61.4)	88.9 $\pm$ 34.7 80.6 (58.9-151.8)	0.009
Düşük kret	39.5 $\pm$ 9.8 35.6 (30.7-51.7)	98.7 $\pm$ 28.8 94.8 (62.5-141.3)	0.002
P değeri	0.3	0.3	

TABLO IV

Tutucu tiplerine göre farklı kret yüksekliği ve kuvvetlerde sol implant horizontal gerinim değerleri (10^{-6}) (μN).

	Bar Ortalama $\pm$ ss Ortanca (altdeğer-üstdeğer)	Topuz Ortalama $\pm$ ss Ortanca (altdeğer-üstdeğer)	P değeri
100 N			
Yüksek kret	-21.1 $\pm$ 9.4 -22.7 ((-)30.7-(-)10.0)	-53.5 $\pm$ 23.4 -57.4 ((-)90.28-(-)22.0)	0.015
Orta kret	-35.9 $\pm$ 12.5 -31.2 ((-)61.4-(-)29.2)	-63.7 $\pm$ 18.4 -60.1 ((-)90.2-(-)40.0)	0.026
Düşük kret	-31.7 $\pm$ 4.9 -30.7 ((-)38.9-(-)26.7)	-76.2 $\pm$ 44.0 -72.8 ((-)151.8-(-)32.8)	0.015
P değeri	0.4	0.03	
150 N			
Yüksek kret	-26.2 $\pm$ 11.0 -31.8 ((-)36.1-(-)12.0)	-76.4 $\pm$ 28.4 -72.8 ((-)121.0-(-)42.0)	0.002
Orta kret	-38.3 $\pm$ 13.7 -31.7 ((-)65.7-(-)30.6)	-66.2 $\pm$ 19.9 -58.8 ((-)92.3-(-)47.1)	0.026
Düşük kret	-44.9 $\pm$ 15.9 -45.0 ((-)59.5-(-)29.5)	-95.9 $\pm$ 41.8 -91.9 ((-)174.4-(-)55.4)	0.015
P değeri	0.8	0.03	
200 N			
Yüksek kret	-37.1 $\pm$ 21.4 -42.8 ((-)59.5-(-)6.2)	-88.8 $\pm$ 30.5 -78.9 ((-)131.8-(-)58.7)	0.004
Orta kret	-41.2 $\pm$ 19.7 -31.7 ((-)80.5-(-)30.7)	-83.9 $\pm$ 29.0 -70.4 ((-)121.0-(-)59.5)	0.026
Düşük kret	-47.6 $\pm$ 15.1 -50.5 ((-)63.5-(-)30.7)	-108.8 $\pm$ 43.7 -110.2 ((-)180.5-(-)59.5)	0.004
P değeri	0.6	0.6	
N doğrusal			
Yüksek kret	-46.7 $\pm$ 25.3 -53.9 ((-)80.0-(-)16.5)	-109.2 $\pm$ 26.9 -104.6 ((-)140.5-(-)80.7)	0.002
Orta kret	-47.8 $\pm$ 24.0 -40.0 ((-)93.2-(-)30.7)	-99.1 $\pm$ 41.2 -84.0 ((-)151.8-(-)61.55)	0.026
Düşük kret	-53.7 $\pm$ 14.5 -55.6 ((-)69.7-(-)36.9)	-131.3 $\pm$ 53.1 -137.8 ((-)211.3-(-)67.7)	0.009
P değeri	0.5	0.3	
300 N			
Yüksek kret	-49.9 $\pm$ 23.9 -53.3 ((-)84.1-(-)22.7)	-114.3 $\pm$ 36.9 -92.5 ((-)171.8-(-)88.2)	0.002
Orta kret	-48.1 $\pm$ 24.0 -41.0 ((-)93.2-(-)30.7)	-99.4 $\pm$ 42.2 -86.0 ((-)151.8-(-)59.5)	0.026
Düşük kret	-57.4 $\pm$ 22.9 -62.0 ((-)90.2-(-)30.9)	-143.4 $\pm$ 57.4 -151.8 ((-)213.3-(-)63.6)	0.015
P değeri	0.6	0.1	
400 N			
Yüksek kret	-57.4 $\pm$ 22.9 -62.0 ((-)90.2-(-)30.9)	-135.7 $\pm$ 32.4 -125.9 ((-)180.5-(-)102.3)	0.002
Orta kret	-59.9 $\pm$ 23.8 -53.0 ((-)105.0-(-)38.9)	-118.4 $\pm$ 51.7 -90.4 ((-)188.7-(-)71.8)	0.026
Düşük kret	-74.1 $\pm$ 12.9 -74.5 ((-)90.2-(-)59.5)	-150.4 $\pm$ 72.8 -136.4 ((-)264.6-(-)88.2)	0.009
P değeri	0.7	0.07	

TABLO V

100 N, 150 N, 200 N, N doğrusal, 300 N, 400 N kuvvet uygulandığında protez kaidesi altında dikey yönde oluşan deformasyon miktarları (mm).

	Bar Ortalama ± ss Ortanca (altdeğer-üstdeğer)	Topuz Ortalama ± ss Ortanca (altdeğer-üstdeğer)	P değeri
100 N			
Yüksek kret	0.332±0.1 0.302 (0.23-0.53)	0.231±0.04 0.224 (0.18-0.30)	0.026
Orta kret	0.232±0.03 0.240 (0.17-0.26)	0.123±0.01 0.119 (0.11-0.15)	0.002
Düşük kret	0.236±0.03 0.232 (0.19-0.28)	0.141±0.02 0.142 (0.11-0.18)	0.002
P değeri	0.009	0.006	
150 N			
Yüksek kret	0.378±0.1 0.347 (0.27-0.59)	0.266±0.05 0.249 (0.21-0.36)	0.041
Orta kret	0.266±0.03 0.275 (0.21-0.30)	0.153±0.02 0.148 (0.13-0.20)	0.002
Düşük kret	0.267±0.03 0.263 (0.22-0.31)	0.168±0.02 0.167 (0.13-0.22)	0.004
P değeri	0.009	0.002	
200 N			
Yüksek kret	0.415±0.1 0.388 (0.31-0.63)	0.294±0.06 0.270 (0.24-0.42)	0.065
Orta kret	0.291±0.03 0.300 (0.23-0.32)	0.177±0.02 0.167 (0.15-0.23)	0.002
Düşük kret	0.292±0.03 0.290 (0.25-0.33)	0.190±0.03 0.185 (0.15-0.25)	0.004
P değeri	0.009	0.002	
N doğrusal			
Yüksek kret	0.479±0.1 0.452 (0.38-0.72)	0.335±0.08 0.305 (0.27-0.50)	0.041
Orta kret	0.330±0.03 0.330 (0.27-0.37)	0.208±0.04 0.191 (0.18-0.28)	0.004
Düşük kret	0.327±0.03 0.323 (0.28-0.37)	0.220±0.04 0.207 (0.18-0.31)	0.009
P değeri	0.009	0.009	
300 N			
Yüksek kret	0.471±0.1 0.449 (0.36-0.69)	0.336±0.08 0.304 (0.27-0.49)	0.041
Orta kret	0.330±0.03 0.335 (0.28-0.36)	0.214±0.03 0.201 (0.19-0.28)	0.004
Düşük kret	0.329±0.03 0.331 (0.28-0.37)	0.225±0.04 0.218 (0.19-0.30)	0.009
P değeri	0.009	0.006	
400 N			
Yüksek kret	0.515±0.1 492.492 (0.40-0.74)	0.369±0.08 0.338 (0.31-0.53)	0.041
Orta kret	0.362±0.02 0.366 (0.32-0.39)	0.246±0.04 0.232 (0.21-0.32)	0.004
Düşük kret	0.361±0.03 0.366 (0.31-0.40)	0.256±0.04 0.245 (0.22-0.34)	0.009
P değeri	0.01	0.006	

uzun aksı ile paralel yönde, okluzal düzleme dik, ancak implantlardan daha posteriora bir noktadan yükleme yapılacağı göz önüne alınarak protezin implantlardan geçen ekseninde rotasyon yapıp dokuya doğru gömüleceği ve lingualde daha fazla gerilme oluşacağı için^{33,34} karşılaştırılabilir en büyük gerinimi kaydetmek amacıyla gerinim ölçerler, implantların boyun bölgesinde lingualde konumlandırıldı^{16,17,31,35,36}. Model deneysel koşulların elverdiği ölçüde simetrik olmasına rağmen, iki rozet gerinim ölçerin implantlar üzerindeki yerleşimlerinin birebir aynı olması beklenemeyeceğinden sağ ve sol implantlardan elde edilen gerinim verileri büyüklük açısından birbiri ile karşılaştırılmadı. Buna karşın, her iki implantın da, kuvvetin uygulandığı noktaya aynı uzaklıkta olması ve gerinim ölçerlerin yükün uygulandığı yere göre implantların aynı tarafında yer alması nedeniyle, aksiyel elemanlar ve horizontal elemanlar kendi içlerinde benzer karakter sergiledi. Asal gerinim değerleri hesaplanamadıysa da veriler gerinim ölçerlerin konumları dikkate alınarak yorumlandı²¹.

Protez parçalarının uyumunun pasif olmaması veya sadece protezin model üzerine yerleştirilmesi bile implantlarda gerilmeye yol açabilir. Protezler arasında ortaya çıkabilecek farkları en aza indirmek için tutucuların pasif biçimde yerleştirilmesine özen gösterildi, ölçümler öncesinde gerinim ölçerlerin kalibrasyonu yapıldı.

Kuvvet aksiyel yönde uygulandığı ve gerinim ölçerin aksiyel elemanı, implantın uzun eksenine paralel yerleştirilmiş olduğu için, aksiyel elemanlarda pozitif değerlerin, horizontal elemanlarda da negatif değerlerin okunması, implantın kole bölgesinde lingual yüzeyde gerilme olduğunu göstermektedir. Veriler, bu bölgede beklendiği gibi sıkışma tipi deformasyon olmadığını, aksine gerilme tipi gerinim oluştuğunu göstermektedir. Posteriora protezin yüklenmesi ve protezin dokuya doğru gömülmesi ile protezi ve implantları vestibule iten bir bileşen ortaya çıkmaktadır. Bu bulgumuz daha önce alveolar kretin anatomisiyle ilişkili olarak çiğneme kuvvetleri altında alt tam protezin anteriora doğru itilme eğilimi olduğunu gösteren çalışmayla uyumludur²⁷. İmplantların, genellikle

aksiyel yönde yüklenmelerine karşın, implantın dental ark üzerindeki konumuna bağlı olarak çiğneme fonksiyonu veya parafonksiyonlar sırasında yatay kuvvetler, hatta moment oluşturabilecekleri de bildirilmiştir^{22,37}. Bunun sonucunda iki implantın da boyun kısımlarının lingualinde gerilme olmaktadır. Bu durumda gerek bar tutuculu, gerek topuz tutuculu overdenture'larda yük, dokunun yanı sıra implantlara da doğrudan iletilmektedir.

Bu çalışmada topuz tipi tutucular kullanıldığında implantlarda oluşan gerinimin bar tipi tutuculara kıyasla anlamlı artış göstermesi, topuz tutucu ile tutuculuğun sağlandığı protezlerde tutucunun özelliği nedeniyle dişi ve erkek parçalar arasında reziliense olanak sağlayan boşluk bulunmaması ve uygulanan kuvvetin doğrudan implantlara iletilmesiyle ilişkili olabilir. Bar tipi tutucu kullanıldığında, implantlara gelen kuvvetler splintlenme nedeniyle dağılarak iki implant arasında paylaşılıyor^{29,38} ve bar tipi tutucudaki implantların gerinim değerleri bu yüzden daha düşük saptanıyor olabilir.

Bar tipi tutucu kullanıldığında mukozayı taklit eden materyalde dikey yönde oluşan deformasyon, topuz tutucudakinden anlamlı derecede yüksektir. Bunun nedeni bar tipi tutucu kullanıldığında gerilmenin daha fazla mukozada, topuz tutucular kullanıldığında ise implantlar üzerinde yoğunlaşması olabilir. Çalışmamızın protezlere uygulanan kuvvetlerin implant-mukoza arasında yük paylaşımı ile ilgili bu bulgusu önceki bir çalışmanın⁹ üç boyutlu sonlu eleman stres analizi bulgularıyla çelişmektedir, ancak deney düzenekleri farklıdır. Bizim çalışmamızda gerinim değerleri gerinim ölçer yöntemi ile ölçülmüş, matematiksel model kullanılmamıştır.

Bu çalışmada her iki tutucu tipinde de kret yükseklikleri arasında implantlara iletilen gerinim değerleri açısından anlamlı fark bulunmasına rağmen literatürdeki bazı çalışmalar farklı görüşler ortaya koymaktadır. Meijer ve ark.^{7,17} alt çenede kemik yüksekliği azaldıkça mandibular deformasyona bağlı olarak oluşan gerilmenin de arttığını bildirilmişlerdir fakat çalışmalarında

kuvvetlerin, overdenture üzerinden iletimi değil, doğrudan implantlara yüklenmesi söz konusudur. Rezidüel alveolar kretlerin boyut ve şeklinin okluzal performansı etkileyebileceğini¹⁹, atrofik mandibulada mandibular deformasyon nedeni ile oluşan kuvvetleri en aza indirmek için tek başına tutucuların kullanılmasının daha uygun olabileceğini bildiren çalışmalara^{15,17} rağmen çalışmamızın bulguları farklı kret yüksekliklerinde implantlara iletilen gerinim açısından anlamlı fark olmadığını göstermektedir. Bu nedenle tutucu tipi seçiminde kret yüksekliği kritik rol oynamamaktadır. Tutucu tipi seçilirken mekanik değerlendirmelerin yanı sıra morfolojik durum, hasta ile ilişkili faktörler^{11,15}, üst yapının uyumu ve okluzyon¹² göz önünde bulundurulmalıdır. İmplantlar ve protezi destekleyen mukozanın aynı kuvvete maruz kaldıklarında farklı miktarda deplasman gösterdikleri de değerlendirilmelidir³⁹.

Modele uygulanan kuvvet arttıkça rezilient materyalde deformasyon ve implantlardaki gerinim değerleri artmaktadır. Bu artışın karakteri, rezilient materyalin özellikleri ile ilişkili olarak kademeli biçimde gerçekleşmektedir. Oral mukoza ve bunu taklit etmek için kullanılan yumuşak materyalin özellikleri ve kuvvet altında gösterdikleri davranış birbirinden çok farklı olabilir²². Rezilient bir materyale kuvvet uygulandığında madde, kuvvetin bir kısmını üzerine alır, enerjiyi absorbe ederek şekil değiştirir. Başlangıçta daha küçük kuvvetlerle daha fazla deformasyon gösterirken, deformasyonun belli bir seviyeye ulaşması ile aynı miktarda kuvvet uygulanması, daha önce ölçülenle aynı miktarda deformasyon oluşturmaz. Madde tamamen sıkıştıktan sonra katı cisim gibi davranmaya başlar ve kuvveti katı cisim prensiplerine göre iletir. Bu nedenle rezilient bir materyal ile kaplı olan modele kuvvet uygulanması ile oluşan deformasyonu gösteren grafiğin, önce parabolik bir seyir göstermesi beklenir. Rezilient materyalin sıkışması tamamlandığında, uygulanan kuvvet ve oluşan deformasyon, birbiri ile doğru orantılı olur^{37,40}. Bu çalışmada da bu bilgilerle uyumlu bulgular elde edilmiştir. Protez kaidesini destekleyen ağız mukozasının deplasmanı, in vitro çalışmada kullanı-

lan maddenin reziliensinden daha fazladır. Bu nedenle ağızda, implantlarla yumuşak doku arasında kuvvet paylaşımında implantlara iletilen kuvvet daha fazla olur. İn vitro modelde reziliens (deformasyon) miktarı daha az olduğu, mukoza simülantı daha katı olduğu, protez kaidesi daha çok desteklendiği için implantlara daha az, protez kaidesi ne daha çok kuvvet iletilir²².

Farklı kret yükseklikleri için farklı rezilient plakalar hazırlanması, aynı maddeden aynı yöntemle üretilse bile kalınlık farklılıklarına, protezlerin doku uyumunda değişikliklere ve farklı sonuçlara yol açacağından²⁸, deneydeki tüm modellerde aynı rezilient plaka kullanılmıştır. Shigetö ve ark.⁴¹, protezin desteklenmesinin rezidüel kretler ve mukobukkal katlantı ile sağlandığını ve yük paylaşımının, farklı kret yüksekliklerinde farklı oranlarda gerçekleştiğini savunmuşlardır. Bu değişkenin kontrol altında tutulabilmesi için protezler, sulkus tabanından destek almadan, yalnızca kretlerle desteklenecek şekilde hazırlanmış, böylece üç kret durumunu temsil eden tüm protezlerde sulkus tabanı-protez arası ilişki benzer şekilde sağlanmışır.

Bu çalışmada protezlerin dokuya doğru gömülmesi ile rezilient materyalde dikey yönde oluşan deformasyonlar, rezilient materyalin özelliği nedeniyle, farklı kret yüksekliklerinde benzer seyir gösterdi (Şekil 3). Her iki tutucu tipinde de yüksek kretli protezlerde deformasyon miktarının istatistiksel olarak fazla bulunması deneysel modelden kaynaklanıyor olabilir. Yüksek kret durumunu temsil eden protezler, rezilient materyal ile kaplı deneysel modele yerleştirildiklerinde, rezilient materyal ile daha geniş bir temas alanına sahip olmaları ve arada sürtünme oluşması nedeniyle modele tam oturmamış ve bu durumda yüklemeye başladığında, protezler modele oturana kadar oluşan hareket de deformasyon olarak kaydedilmiş olabilir.

Ağızda overdenture'un posterioruna çiğneme kuvvetleri uygulandığında, protezi destekleyen yumuşak dokuda reziliens olması kaçınılmazdır. Mandibular overdenture'larda, kaide pla-

ğının posterior dişsiz krete teması ve desteklenmesi, ideal gerilme dağılımı açısından, kullanılan tutucu tipi kadar önem taşır¹⁵. Posteriordeki deformasyon miktarını azaltmaya yönelik fonksiyonel ölçü teknikleri uygulanırsa, protezin hareketi ile ilişkili olarak implantlara iletilen gerilmenin de azaltılması söz konusu olabilir. İmplantlar veya çevre sert dokularda yıkıma yol açabilecek kuvvetlerin büyüklüğü bilinmediğinden rehabilitasyonun uzun ömürlü olması için kuvvetlerin olabildiğince azaltılmaya çalışılmasında fayda vardır²⁸. Klinikte yükleme yönü ve büyüklüğün in vitro koşuldan çok farklı olabilir ve farklı sonuçlar doğurabilir²⁰. Biyomekanikğin daha iyi anlaşılabilmesi için implantların çevresindeki kemiğin mekanik özellikleri, overdenture'ı destekleyen mukozanın özellikleri gibi, laboratuvar koşullarında taklit edilemeyen değişkenlerin etkilerini incelemek amacıyla, in vivo çalışmaların planlanmasında fayda vardır²⁸.

SONUÇ

1. Bu çalışmanın deneysel koşulları çerçevesinde implant destekli overdenture'larda kullanılan tutucu tiplerine bağlı olarak, implant ve hareketli protezin destek doku alanları arasında yük paylaşımı etkilenir. Topuz tipi tutucularda implantlara daha fazla, dokuya daha az kuvvet iletilmektedir. Bar tipi tutucularda ise aksi paylaşım geçerlidir.

2. Kret yüksekliğinin değişmesi ile implantlara iletilen gerinimde anlamlı fark oluşmamaktadır.

3. Overdenture'ların in vitro çalışma ortamında posteriordan dikey yönde yüklenmesi ile protezin üzerinde anterior yönde bir kuvvet bileşeni ortaya çıkmaktadır. Alveolar kretin anatomisine bağlı olarak, çiğneme kuvvetleri altında alt tam protezin anteriora doğru itilme eğilimi vardır.

İmplantların çevresindeki kemiğin mekanik özellikleri, overdenture'ı destekleyen mukozanın özellikleri gibi, laboratuvar koşullarında taklit edilemeyen değişkenlerin etkilerini incelemek amacıyla, in vivo çalışmaların planlanmasında fayda vardır.

KAYNAKLAR

1. Misch C.E. Prosthetic options in implant dentistry. Ed. Misch CE. Contemporary Implant Dentistry. 2. Baskı. St. Louis: Mosby Inc. 1999: 67-87.
2. Feine J.S., Carlsson G.E., Awad M.A., Chehade A., Duncan W.J., Gizani S., Head T., Lund J.P., MacEntee M., Mericske-Stern R., Mojon P., Morais J., Naert I., Payne A.G.T., Penrod J., Stoker G.T., Tawse-Smith A., Taylor T.D., Thomason J.M., Thomson W.M., Wismeijer D., McGill consensus statement on overdentures. Int J Oral Maxillofac Implants 2002; 17(4): 601-602.
3. Mericske-Stern R. Treatment outcomes with implant-supported overdentures: Clinical considerations. J Prosthet Dent 1998; 79: 66- 73.
4. Zarb GA, Schmitt A. Osseointegration for elderly patients: The Toronto study. J Prosthet Dent 1994; 72: 559-568.
5. Sadowsky S.J. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. J Prosthet Dent 1997; 78: 28-33.
6. Jemt T, Stalblad PA. The effect of chewing movements on changing mandibular complete dentures to osseointegrated overdentures. J Prosthet Dent 1986; 55(3): 357-361.
7. Meijer H.J.A., Starmans F.J.M., Steen W.H.A., Bosman F., A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. Int J Prosthodont 1994; 7: 271-279.
8. Mericske-Stern R. Forces on implants supporting overdentures: A preliminary study of morphologic and cephalometric considerations. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8: 254- 263.
9. Menicucci G., Lorenzetti M., Pera P., Preti G., Mandibular implant-retained overdenture: Finite element analysis of two anchorage systems. Int J Oral Maxillofac Implants 1998; 13: 369-376.
10. Menicucci G., Lorenzetti M., Pera P., Preti G., Mandibular implant-retained overdenture: A clinical trial of two anchorage systems. Int J Oral Maxillofac Implants 1998; 13: 851-856.
11. Mericske-Stern R., Force distribution on implants supporting overdentures: the effect of distal bar extensions. A 3-d in vivo study. Clin Oral Impl Res 1997; 8: 142-151.
12. Mericske-Stern R., Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. Int J Oral Maxillofac Implants 1998; 13: 36-43.
13. Duyck J., Van Oosterwyck H., Vander Sloten J., De Cooman M., Puers R., Naert I., In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: The influence of attachment system. Clin Oral Investig 1999; 3: 201-207.
14. Sonugelen M., Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları No:17, Ege Üniversitesi Ege Meslek Yüksekokulu Basımevi 2002 Bornova, İzmir: 1-158.
15. Sadowsky S.D., Caputo A.A. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. J Prosthet Dent 2000; 84: 327-334.

16. Brosh T., Pilo R., Sudai D. The influence of abutment angulation on strains and stresses along the implant/bone interface: comparison between two experimental techniques. *J Prosthet Dent* 1998; 79: 328-334.
17. Meijer H.J.A., Kuiper J.H., Starmans F.J.M., Bosman F. Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J Prosthet Dent* 1992; 68: 96-102.
18. Eser A., Akça K., Eckert S., Çehreli M.C. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediatelyloaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2009; 24: 439-446.
19. Jemt T., Carlsson L., Boss A., Jörnér L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: A comparative pilot study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1991; 6: 413-417.
20. Glantz P.O., Rangert B., Svensson A., Stafford G.D., Arvidsson B., Randow K., Linden U., Hultén J. On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res* 1993; 4: 99-105.
21. Glantz P.O., Nyman S., Strandman E., Randow K. On functional strain in fixed mandibular reconstructions. *Acta Odontol Scand* 1984; 42: 269-276.
22. Heckmann S.M., Winter W., Meyer M., Weber H.P., Wichmann M.G. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1: In vivo verification of stereolithographic model. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12: 617-623.
23. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent* 1983; 49(6): 843-848.
24. Koolstra J.H., Van Eijden G.J., Weijers W.A., Naeije M. a three-dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J Biomechanics* 1988; 21(7): 563-576.
25. Mericske-Stern R., Geering A.H., Bürgin W.B. Three-dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7: 185-194.
26. Dally J.W., Riley W.F. Experimental Stress Analysis. Mc Graw Hill Book Company 1978 New York 2. Baskı: 127-338.
27. Heckmann S.M., Winter W., Meyer M., Weber H.P., Wichmann M.G. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12: 640-647.
28. Porter J.A., Petropoulos V.C., Brunski J.B. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2002; 17: 651-662.
29. Çekiç C., Akça K., Çehreli M.C. Effects of attachment design on strains around implants supporting overdentures. *Quintessence Int* 2007; 38: 525.e291-297.
30. Mericske-Stern R., Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: A retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1990; 5(4): 375-383.
31. Lindquist L.W., Rockler B., Carlsson G.E. Bone resorption around fixtures in edentulous patients treated with mandibular fixed tissue-integrated prosthesis. *J Prosthet Dent* 1988; 59: 59-63.
32. Lindström H., Physics E., Preiskel H. The implant-supported telescopic prosthesis: a biomechanical analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2001; 16: 34-42.
33. Haraldson T., Jemt T., Ståhlblad P., Lekholm U. Oral function in subjects with overdentures supported by osseointegrated implants. *Scand J Dent Res* 1988; 96: 235-242.
34. Setz J., Krämer A., Benzing U., Weber H. Complete dentures fixed on dental implants: chewing patterns and implant stress. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1989; 4: 107-111.
35. Meijer H.J.A., Starmans F.J.M., Steen W.H.A. Location of implants in the interforaminal region of the mandible and the consequences for the design of the superstructure. *J Oral Rehabil* 1994; 21: 47-56.
36. Van Oosterwyck H., Duyck J., Vander Sloten J., Van De Perre G., De Cooman M., Lievens S., Puers R., Naert I. The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res* 1998; 9: 407.
37. Bidez M.W., Misch C.E. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 1992; 18: 264-274.
38. Akça K., Akkocaoğlu M., Cömert A., Tekdemir İ., Çehreli M.C. Bone strains around immediately loaded implants supporting mandibular overdentures in human cadavers. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 101-109.
39. Ichikawa T., Horiuchi M., Wigianto R., Matsumoto N. In vitro study of mandibular implant retained overdentures: the influence of stud attachments on load transfer to the implant and soft tissue. *Int J Prosthodont* 1996; 9: 394-399.
40. Timoshenko S.P., Goodier J.N. Theory of elasticity. Mc Graw-Hill Book Company 1970 New York 3. Baskı,
41. Shigeto N., Hamada T., Iwanaga H., Murata H. Pressure distribution using tissue conditioners on simplified edentulous ridge models. Part 1: The influence of the height of residual ridge. *Int J Prosthodont* 1995; 8: 490-495.

Geliş Tarihi : 04.10.2009
Kabul Tarihi : 15.03.2010

Received Date : 04 October 2009
Accepted Date : 15 March 2010

İLETİŞİM ADRESİ

Dr. Tuğgen ÖZCİVELEK MERSİN

Şair Nazım Sokak 4/30 D Blok Yukarı Ayrancı Ankara

Tel: (312) 595 98 56 Faks: (312) 332 03 43 E-posta adresi: tuggenm@yahoo.com