

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

129878

ALT ÇENE İMPLANT DESTEKLİ OVERDENTURE PROTEZLERDE
FARKLI TUTUCU TİPLERİNİN VE DEĞİŞİK KRET YÜKSEKLİKLERİNİN
İMPLANTLARDA OLUŞAN STRAIN'E ETKİSİ

Dt. Tuğgen MERSİN

129878

TEZ DANIŞMANI
Doç. Dr. Figen DEMİREL

T.C. YÜCEKÖKÜKÜRETTİMİN KÜLD
DOKTORA TEZİ

Hacettepe Üniversitesi
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetmeliğinin
Protez (Diş) Programı İçin Öngördüğü
DOKTORA TEZİ
olarak hazırlanmıştır.

ANKARA
2003

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğüne:

Bu çalışma jürimiz tarafından Protez (Diş) Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı:

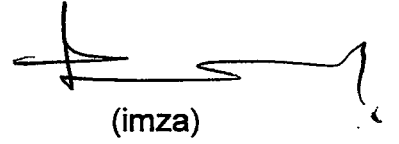
Doç. Dr. Figen Demirel
(Hacettepe Üniversitesi)



(imza)

Üye:

Prof. Dr. Muhittin Yenigül
(Hacettepe Üniversitesi)



(imza)

Üye:

Prof. Dr. Erdal Şahin
(Hacettepe Üniversitesi)



(imza)

Üye:

Prof. Dr. Mutahhar Ulusoy
(Ankara Üniversitesi)



(imza)

Üye:

Doç. Dr. Filiz Keyf
(Hacettepe Üniversitesi)



(imza)

ONAY:

Bu tez, Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun kararıyla kabul edilmiştir.



(imza)

Prof. Dr. N. Sezgin İgi
Enstitü Müdürü

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesinde katkılarından dolayı, aşağıda adı geçen kişi ve kuruluşlara içtenlikle teşekkür ederim.

Doktora eğitimim sırasında ve tez çalışmamın her aşamasında düşünce ve eleştirileri ile katkıda bulunan, Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Başkanı Sayın Prof. Dr. Muhittin Yenigül'e,

tez konusunun belirlenmesi ve çalışmanın yürütülmesinde her konuda destek sağlayan, bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan tez danışmanım, Sayın Doç. Dr. Figen Demirel'e,

tez çalışmasının gerçekleştirilmesi için gerekli teknik altyapı ve ortamı sunan, her aşamada destek ve yardımlarını esirgemeyen, Sayın Doç. Dr. Hakan Uysal, Dr. Tolga Akova, Dt. Cem Kırçelli başta olmak üzere Çukurova Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı mensuplarına,

çalışmanın istatistiksel olarak planlanmasını yönlendiren Sayın Dr. Gülşah Seydaoğlu'na,

araştırmada kullanılan implantlar ve sarf malzemesini sağlayan, ITI Institute Straumann'a,

ayrıca, doktora eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı öğretim üyeleri ve öğretim elemanlarına.

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Araştırma Birimi tarafından desteklenmiştir.

ÖZET

Mersin, T., Alt Çene İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Farklı Tutucu Tiplerinin Ve Değişik Kret Yüksekliklerinin İmplantlarda Oluşan Strain'e Etkisi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez (Diş) Programı Doktora Tezi, Ankara, 2003. Bu çalışmada, implant destekli overdenture'larda iki farklı tutucu tipi ve üç farklı kret yüksekliğinin, implantlardaki straine etkisi araştırılmıştır. Kanin bölgelerinde, kolelerine rozet strain gauge yerleştirilmiş iki adet implant bulunan, yüksek rezidüel kretlere sahip, mandibular dişsiz, otopolimerizan akrilik rezin model elde edildi, ve mukozayı taklit eden, 1.5 mm kalınlığında bir plaka ile kaplandı. Altı adet bar/matriks tutuculu, altı adet topuz tutuculu overdenture hazırlandı ve tutucular, protezlerin ilgili bölgeleri delinerek otopolimerizan akrilik rezin akıtma yöntemi ile protezlere tutturuldu. Her bir protez modele yerleştirilerek üçer kez, posteriordan dikey yönde, çift taraflı ve eşzamanlı olarak 100, 150, 200, 300, 400 N statik kuvvet ile yüklendi. İmplantlardaki strain ve mukozayı taklit eden plakadaki deformasyon miktarı, eşzamanlı olarak kaydedildi. İndeks yardımıyla protez kenarları kısaltılarak, orta ve düşük kret yüksekliklerini temsil eden protezler hazırlandı. Yükleme ve kayıt işlemleri ilk modeldeki gibi tekrarlandı. Veri toplama ve analog sinyal işleme sistemi ile elde edilen strain verileri ve deformasyon miktarları, tutucu tipleri arasında Mann Whitney U testi, kret yükseklikleri arasında Friedman testi ile istatistiksel olarak değerlendirildi. Topuz tutuculu protezler, bar tutuculu protezlerden istatistiksel olarak anlamlı düzeyde yüksek strain verilerine sahipti ($p < 0.05$). Farklı kret yükseklikleri arasında ise fark bulunmadı ($p > 0.05$). Farklı tutucu tipinin kullanıldığı iki protez grubundan elde edilen deformasyon değerleri 200 N ($p = 0.065$) dışındaki yüklerde, istatistiksel olarak anlamlıydı ($p < 0.05$). Farklı kret yüksekliklerinde deformasyon miktarları arasındaki fark anlamlı bulundu. İmplant destekli overdenture'larda kullanılan tutucu tipinin, implantlar ile destek doku alanları arasında yük paylaşımını etkilediği saptandı. İki implantın da boyun kısımlarının lingualinde gerilme gözlemlendi. Overdenture'ların in vitro çalışma ortamında dikey yönde yüklenmesi ile alveolar kretin anatomisine bağlı olarak protezin anteriora doğru itilme eğilimi olduğu görüldü.

Anahtar kelimeler: dental implant, overdenture, hassas tutucu , alveolar kret , strain,

Destekleyen Kurumlar: HÜAF 00T10102001

ITI Institute Straumann

ABSTRACT

Mersin, T., The effect of attachment type and mandibular crest height on the strain induced on implants supporting overdentures, Hacettepe University Health Sciences Institute PhD Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2003. The purpose of this study was to investigate the strains induced on implants, supporting mandibular overdentures, with respect to two different attachment types and different amounts of alveolar bone resorption. In order to assess the strains on implants, a strain gauge rosette was bonded on the collar of each implant and was incorporated into the canine regions of an acrylic resin experimental model with high residual ridges. Experimental model was coated with 1.5 mm thick elastomeric material for tissue resiliency simulation. Ovoid-shaped bar attachments and ball attachments were used as retentive elements on implants and six specimens were constructed for each configuration. Each specimen was loaded with 400 N static axial force, applied on the posterior teeth bilaterally and simultaneously, for three times. For each loading sequence, strain induced on implant and deflection of mucosa simulant were recorded. Residual ridge height was altered by means of index moulds and loading - recording sequences were repeated for different residual ridge heights. 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 ($p>0.05$). As a result, attachment type used effects the load distribution between implants and edentulous ridge. Tension was observed at the lingual sides of the neck of the implants. Therefore, it can be predicted that, when loaded vertically in vitro conditions, an anterior component of force is formed on the dentures, related with the anatomy of alveolar ridge.

Keywords: dental implant, overdenture, denture precision attachment, alveolar ridge, strain.

Supported by HÜAF 00T10102001 and ITI Institute Straumann

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	vii
SİMGELER VE KISALTMALAR	viii
ŞEKİLLER	ix
TABLolar	xi
GİRİŞ	1
GENEL BİLGİLER	2
2.1. İmplant Materyalleri	3
2.2. Titanyum	5
2.3. Osseointegrasyon ve Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler	9
2.4. Kemiğin Sınıflandırılması ve Özellikleri	12
2.5. <i>Overdenture</i> 'lar	16
2.6. Biyomekanik	19
2.6.1. Stres ve Strain	20
2.6.2. Ağızda Oluşan Kuvvetler	22
2.7 Mukoza	31
2.8. Osseointegre (İmplant Üstü)Protezlerde Okluzyon Kavramı	34
GEREÇ VE YÖNTEM	37
3.1 Test Modelinin Hazırlanması	37
3.2 Test Modelinin Yüklenmesi	44
3.3 İstatistiksel Yöntem	48
BULGULAR	49
TARTIŞMA	60
SONUÇLAR	72
KAYNAKLAR	73

SİMGELER VE KISALTMALAR

N	Newton
mm/dak	milimetre/dakika
CpTi	ticari saf Titanyum
MPa	megapascal
Ti	Titanyum
Al	Alüminyum
V	Vanadyum
Ti6Al4V	Titanyum-Alüminyum-Vanadyum alaşımı
Ni	Nikel
Co	Kobalt
Cr	Krom
σ	stres
ϵ	strain
$\mu\epsilon$	mikrostrain ($10^{-6} \epsilon$)
ν	poisson oranı
s	saniye
SI	International System of Units
Kgf	kilogramkuvvet
N.m	Newton-metre
N.cm	Newton-santimetre
lb.in	pound-inch
oz.in	ounce-inch
Ω	ohm
$\text{\AA}$	angstrom (10^{-8} m)

ŞEKİLLER

	Sayfa
Şekil 2.1. Ağızda oluşan impakt kuvvetlerin zaman ile ilişkisi – Hobo ve ark.(74)'ndan alınmıştır.	24
Şekil 3.1. Lehimleme işlemleri tamamlanmış bar alçı model üzerinde.	39
Şekil 3.2. Çalışma modelinin hazırlanacağı ölçü, açık ölçü yöntemi ile alındı. Bar ölçünün içindedir.	39
Şekil 3.3. Yüzeyi hazırlandıktan sonra rozet <i>strain gauge</i> yapıştırılmış implant.	39
Şekil 3.4. <i>Strain gauge</i> yapıştırılmış ve ölçünün içine yerleştirilmiş implantlar.	41
Şekil 3.5. Bar ve topuz tutucular yerleştirilmiş çalışma modeli.	41
Şekil 3.6. Şablonların hazırlanmasında kullanılan üç parçalı indeks.	42
Şekil 3.7. Altısı bar, altısı topuz tutuculu toplam on iki adet protez.	42
Şekil 3.8. Yükleme tablası protezlere standart konumda, üç noktadan patern rezin ile tutturuldu.	45
Şekil 3.9. Üniversal test cihazı ve veri toplama - analog sinyal işleme sistemi.	45
Şekil 3.10. Her yükleme için elde edilen üç grafik eşlendi.	46
Şekil 3.11. Farklı kret yüksekliklerinin oluşturulmasında kullanılan indeksler ve indekslerin proteze yerleştirilip, kenar uzunluklarının belirlenmesi.	48
Şekil 4.1. Farklı tutucu tipleri ve kret yüksekliklerinde, uygulanan yüke karşılık sağ implanttaki <i>strain gauge</i> 'in aksiyel elemanında oluşan strain.	54
Şekil 4.2. Farklı tutucu tipleri ve kret yüksekliklerinde, uygulanan yüke karşılık sağ implanttaki <i>strain gauge</i> 'in horizontal elemanında oluşan strain.	55

Şekil 4.3. Farklı tutucu tipleri ve kret yüksekliklerinde, uygulanan yüke karşılık sol implanttaki <i>strain gauge</i> 'in aksiyel elemanında oluşan strain.	56
Şekil 4.4. Farklı tutucu tipleri ve kret yüksekliklerinde, uygulanan yüke karşılık sol implanttaki <i>strain gauge</i> 'in horizontal elemanında oluşan strain.	57
Şekil 4.5. Mukozayı taklit eden maddede, 100 N, 150 N, 200 N, N doğrusal, 300 N, 400 N yükler altında, dikey yönde oluşan deformasyon miktarları.	59



TABLOLAR

	Sayfa
Tablo 2.1. Endoosseöz implantların yapımında kullanılan maddeler- Wataha (13)'dan alınmıştır.	4
Tablo 2.2. CpTi ve Ti alaşımlarının bileşenleri (%ağırlık)- Lautenschlager ve Monaghan (19)'dan.	6
Tablo 2.3. Titanyum alaşımlarının ve bazı dokuların mekanik özellikleri- Wataha (3)'dan alınmıştır.	7
Tablo 2.4. Arkin çeşitli bölgelerinde doğal dişli veya protetik restorasyonlara sahip bireylerdeki aksiyel kuvvetlerin büyüklükleri- Brunski ve ark. (14)'ndan alınmıştır.	26
Tablo 3.1. Her bir protezin, modele yerleştirilmesi ile oluşan strain değerleri ($\mu\epsilon$)	43
Tablo 3.2. Farklı kret yükseklikleri ve tutucu tiplerine sahip protezlerin yüzey alanları.	48
Tablo 4.1. Tutucu tiplerine göre farklı kret yüksekliği ve kuvvetlerde sağ implant aksiyel strain değerleri.	50
Tablo 4.2. Tutucu tiplerine göre farklı kret yüksekliği ve kuvvetlerde sağ implant horizontal strain değerleri.	51
Tablo 4.3. Tutucu tiplerine göre farklı kret yüksekliği ve kuvvetlerde sol implant aksiyel strain değerleri.	52
Tablo 4.4. Tutucu tiplerine göre farklı kret yüksekliği ve kuvvetlerde sol implant horizontal strain değerleri.	53
Tablo 4.5. 100 N, 150 N, 200 N, N doğrusal, 300 N, 400 N kuvvet uygulandığında protez kaidesinde dikey yönde oluşan deformasyon miktarları.	58

GİRİŞ

Modern dişhekimliğinin amacı stomatognatik sistemin normal kontur, fonksiyon, rahatlık, konuşma, estetik, ve sağlığının restore edilmesidir. Ancak kaybedilen diş sayısı arttıkça bu hedeflerin geleneksel yöntemlerle yerine getirilmesi zorlaşır. Tedavi planlaması, implant tasarımları, materyal (gereç) ve tekniklerin sürekli araştırılıp geliştirilmesi ile zorlu klinik durumların rehabilitasyonu mümkün olabilmektedir (1). Alt çene tam dişsizlik durumunda, geleneksel tam protez uygulamasının yanısıra, 2002 yılında sunulan bir ortak görüş raporuna göre iki implant-destekli *overdenture*’lar ilk akla gelen tedavi seçeneğidir. İki implant ile tutuculuğun sağlandığı *overdenture*’ları kullanan hastalar, protezlerinin daha rahat, stabil olduğunu ve farklı yiyecekleri daha kolay çiğneyebildiklerini, daha kolay konuşabildiklerini bildirmişlerdir. Hastaların yaşam kalitesi ve beslenme durumları gelişmiştir (2).

İmplant üstü *overdenture* uygulamalarında farklı tutucu tipleri kullanılmaktadır. Farklı tutucu tipleri implantlara değişik oranlarda stres iletmekte ve sistemin biyomekaniğini etkilemektedir. Ancak hangi tutucu sistemin en iyi olduğu konusunda fikir birliği yoktur (3-9).

Tam dişsiz hastalarda ilerleyici karakterli rezidüel kret kaybı olması sonucu protezin destek aldığı doku alanı azalmakta ve implantlara daha fazla stres iletildiği düşünülmektedir (10).

Bu in vitro 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 straini incelemektir.

GENEL BİLGİLER

Dental implant; sabit veya hareketli bölümlü proteze destek ve tutuculuk sağlamak amacıyla mukoza ve/veya periost tabakasının altına, ve/veya çene kemiğinin içine yerleştirilen, alloplastik materyalden yapılmış protetik bir gereçtir (11).

Dental implantlar alveol kemiğine tutunma bileşenlerine göre epostal, endosteal, transosteal olarak sınıflandırılır. Epostal dental implantlar (subperiosteal implantlar); alveolar kemik üzerinde yer alan dental implantlardır (11). Subperiosteal implantlarda kişiye özel üretilmiş metal iskelet cerrahi işlemle periost tabakasının altına yerleştirilir. Başarı oranı farklılık gösterdiği ve yumuşak dokuyla ilgili komplikasyonlar olduğu için kullanımı giderek azalmıştır (12). Transosteal dental implantlar (mandibular *staple* implant, transmandibular implant); her iki kortikal tabakadan geçip alveolar kemiğin tam kalınlığını kateden implantlardır (11). Anatomik nedenlerle yalnızca alt çene *symphysis* bölgesinde uygulanabilir. İmplantın başarısız olması durumunda transmandibular postların çıkartılması önemli miktarda kemik kaybına yol açar. İntramukozal implantlar ise günümüzde kullanılmamaktadır (12).

Endosteal dental implantlar; bir kortikal tabakayı geçerek mandibula veya maksillanın alveolar ve/veya bazal kemiğine yerleştirilen implantlardır. Ankraj, kemiğin içine yerleştirilen implant gövdesi ile sağlanır. Endosteal dental implantlar şekillerine göre vida, silindir, içi boş silindir, içi boş vida, *blade*, *basket*, kök formunda, *fin*, ve benzeri şekilde sınıflandırılabilir (11).

Endosseoz implantların yerleştirilmesinin amacı kemiğin implant ile osseointegrasyonunu veya biyointegrasyonunu sağlamaktır. İmplantların üretiminde çok çeşitli maddeler kullanılmışsa da pek azında osseointegrasyon ve biyointegrasyon sağlanmıştır (13).

Osseointegrasyon, bugünkü tanımı ile yüklenen implant materyalinin canlı kemikle doğrudan temasıdır (13, 14). Osseointegrasyon kavramı uzun yıllar süren hayvan deneylerini takiben en az on yıllık insan deneyleri sonucunda Brånemark tarafından 1982 yılında ortaya konmuştur. İmplant,

inert bir yabancı cisim gibi değil, vücudun bir parçası gibi kemiğe kaynaşır (13). İmplant ile kemik arasında fibröz doku tabakası yoktur, bulunması halinde implantın başarısızlığının göstergesidir. Fibröz doku tabakasının izlenmesinde önceleri ışık mikroskobu kullanılırken, günümüzde *transmission* elektron mikroskobu kullanılır. Osseointegrasyon kavramı implantın çevresindeki 100 A⁰luk alanda kalsifiye kemik bulunmasını gerektirir (13, 15).

Biyointegrasyon kavramı implant ve kemik arasında kimyasal bir bağlantıyı savunur. Hidroksiapatit veya trikalsiyum fosfat gibi seramikler kullanıldığında implant materyali ile kalsifiye doku arasında boşluk gözlenmez (13).

2.1. İmplant Materyalleri

Endoosseoz implantların yapımında seramikler, polimerler, metaller gibi çok çeşitli maddeler kullanılmıştır (Tablo 2.1).

Karbon, 1970'lerde kırılgan özelliği nedeniyle paslanmaz çelik üzerine kaplama olarak uygulanmıştır. Karbonların mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla yapısına silikon eklenerek C-Si seramikler elde edilmiştir. Buna ek olarak izotropik (kristalin) özelliklere sahip olan düşük ısıli izotropik (LTI), çok düşük ısıli izotropik (ULTI) formlar daha yüksek dayanıklılık, modulus ve daha iyi sertlik özellikleri gösterirler. Önceleri düşük korozyon özellikleri ve toksik elemanları bulunmaması avantajlı görüldüyse de biyolojik cevap günümüz beklentilerinden çok uzaktır ve bu implantların çoğu doku tarafından reddedilmiştir. Beş yıllık yerinde kalma oranları en iyi koşullarda bile %24-65 tir. 1960 ve 70'lerde önerilen seramiklerden hidroksiapatit ve trikalsiyum fosfat günümüzde metal korların üzerinde kaplama materyali olarak kullanılmaktadır. Bazı klinik durumlarda aluminanın bir türü olan *single* kristal safir yeterli dayanıklılığa sahip olduğu için implant kitlesini oluşturabilir. Biyolojik cevap oldukça iyidir ve çoğunlukla osseointegrasyon gerçekleşir. Başarı oranı beş yılda %69-91 arasında değişir. Biyoglas da implant materyali olarak kullanılabilen karmaşık bir camdır. Seramik yüzeyin çözünerek silikadan zengin jel tabakası ve bunu kaplayan kalsiyum ve fosfor

açısından zengin seramik tabakası oluşturmaları söz konusudur. Bu tabakalar kemikle kimyasal bağlantı kurarlar (13).

Tablo 2.1. Endoosseöz implantların yapımında kullanılan maddeler- Wataha (13)'dan alınmıştır.

İmplant Materyali	Bilinen ismi veya kısaltması
METALLER	
Titanyum	CpTi (ticari saf Titanyum)
Titanyum Alaşımı	Ti6Al4V
Paslanmaz Çelik	SS, 316 L SS
Kobalt-Krom alaşımı	Vitallium, Co-Cr-Mo
Altın Alaşımları	
Tantalum	Ta
SERAMİKLER	
Alumina	Al ₂ O ₃ , amorf veya tek kristal safir (kyocera)
Hidroksiapatit	HA, Ca ₁₀ (PO ₄) ₁₀ (OH) ₂
Beta-trikalsiyum fosfat	β-TCP, Ca ₃ (PO ₄) ₂
Karbon	C, vitroz, düşük ısıli izotropik, çok düşük ısıli izotropik
Karbon-Silikon	C-Si
Bioglass	SiO ₂ / CaO / Na ₂ O / P ₂ O ₅
POLİMERLER	
Polimetilmetakrilat	PMMA
Politetrafluoroetilen	PTFE
Poliyeten	PE
Polisülfon	PSF
Poliüretan	PU

Mekanik özelliklerinin daha düşük ve biyolojik cevabın daha zayıf olması nedeniyle polimerlerin dental implant materyali olarak kullanımları kısıtlıdır. İstenen şekilde kolaylıkla üretilibilmelerine rağmen, karbonla kaplı olsalar bile genellikle fibröz doku cevabı gelişir (13).

Metaller geçmişte ve günümüzde en sık kullanılan dental implant materyalleridir. Altın esaslı alaşımlar dişhekimliğinde daha önce de kullanıldıkları için ilk akla gelen dental implant materyali olmuşlardır. Ancak fibröz ara yüzey oluşturdıkları için 1940 ve 50'lerde yerlerini paslanmaz çelik

ve tantalyum'a bırakmışlardır. Kobalt-krom alaşımları da eş zamanlı geliştirilmiş ve kullanılmıştır. Tüm bu metaller ve alaşımlarıyla ilgili temel problem kemiğin bu maddelere karşı geliştirdiği fibröz yanıttır. Vücuda yerleştirildiklerinde, korozyon ve doku içerisine elementlerin salınımı söz konusu olur. Bu maddelerin hiçbiri günümüz standartlarında osseointegre olmaz ve yerlerini titanyum (Ti) ve titanyum alaşımları almıştır (13). İmplantlar (%99.75 saf) titanyumdan üretilirler (16).

2.2. Titanyum

Titanyum ve titanyum alaşımları en sık kullanılan endoosseöz implant materyalleridir (13). Korozyona karşı dirençli (17-20), çok dayanıklı, düşük özgül ağırlıklı (17, 19), düşük elastisite modüllü (19) olmalarının yanısıra mükemmel biyouyumluluk göstermeleri (18, 19), bölgesel lehimlenebilirliklerinin iyi olması, bazı mekanik ve elektrokimyasal işlemlerle kolay şekillendirilebilmeleri (19) nedeniyle tercih edilirler.

Titanyum yer kabuğunun %0.6'sını oluşturur. Alüminyum, demir ve magnezyumdan sonra en bol bulunan elementtir (13, 18, 19). Doğada çoğunlukla titanyum dioksit (TiO_2) (rutile) veya imenite ($FeTiO_3$) olarak bulunur (13, 19). Titanyum oda sıcaklığında ($25^{\circ}C$) α fazı denenen hegzagonal kristalin yapıdadır. $883^{\circ}C$ 'ta kübik kristal bir yapı olan β fazına dönüşür (13, 17). α ve β fazları, yükselen ve alçalan ısı değerleriyle yer değiştirebilir (17). Titanyum $1672^{\circ}C$ 'ta erir (19). Karbon, nitrojen, oksijen (13), alüminyum, zirkonyum, kalay, indiyum, galyum, bakır, hafniyum (17) içeren titanyum alaşımlarında α fazının stabilitesi artar. Vanadyum (13), molibden, niobyum, tantal, demir, krom (17) ise β fazının stabilitesini artırır (19). En sık kullanılan titanyum alaşımı $Ti4Al6V$, oda sıcaklığında α ve β fazlarının karışımından oluşur (19).

Endoosseöz implantların üretiminde ticari saf titanyum (CpTi) ve Titanyum-Alüminyum-Vanadyum ($Ti6Al4V$) alaşımı kullanılır. Bu alaşımlar, içinde diğer elementlerin de bulunduğu oksijen ve titanyum alaşımlarıdır (13,19) (Tablo2.2).

Tablo 2.2. CpTi ve Ti alaşımlarının bileşenleri (%ağırlık) - Lautenschlager ve Monaghan (19)'dan alınmıştır.

	N	C	H	Fe	O	Al	V	Ti
CpTi, Tip1	0.03	0.10	0.015	0.02	0.18	—	—	denge
CpTi, Tip2	0.03	0.10	0.015	0.03	0.25	—	—	denge
CpTi, Tip3	0.05	0.10	0.015	0.03	0.35	—	—	denge
CpTi, Tip4	0.05	0.10	0.015	0.05	0.40	—	—	denge
Ti6Al4V	0.05	0.08	0.012	0.25	0.13	5.5-6.5	3.5-4.5	denge

Oksijen içerikleri farklılık gösteren dört tip CpTi bulunur (18, 19). En fazla oksijen içereni %0.4 ile CpTi tip 4'tür. İçerikte bulunan nitrojen, karbon, hidrojen, demir oranları tipler arası büyük farklar göstermez. Demir, korozyona direnç için eklenmiştir (13, 18). Minör elementlerin oranlarındaki ufak değişiklikler alaşımların mekanik ve korozyon özelliklerini belirgin biçimde değiştirebilir (13, 18, 21). Ti6Al4V alaşımı ağırlık olarak %6 alüminyum ve %4 vanadyum içermesinin yanısıra düşük konsantrasyonlarda nitrojen, karbon, demir ve oksijen içerir. Alüminyum alaşımın dayanıklılığını artırır, özgül ağırlığını düşürür (13, 21). Vanadyum korozyonu inhibe eder (13).

Titanyum alaşımlarının ve bazı dokuların mekanik özellikleri Tablo 2.3'de görülmektedir (13). Ortopedik ve dental implant materyalleri kemikten daha dayanıklı, elastisite modülleri kemiğinkine yakın olmalıdır (18).

Dental implant materyallerinde bulunması gereken özelliklerden biri dayanıklılıktır. İmplantlar çiğneme kuvvetine karşılık verecek kadar kuvvetli olmalıdırlar. Çiğneme kuvveti bireyler arası değişkenlik gösterir. Molar bölgede 370-890 N (37.7 - 90.7 kgf), premolar bölgede 230-450 N (23.4 - 45.9 kgf), kaninlerde 140-330 N (14.2 - 33.6 kgf) ve kesicilerde 88-250 N (8.9 - 25.5 kgf) arasında değişiklik gösterebilir. Bir dişin boyun kısmındaki sıkışma tipi stres, ısırma kuvveti ve dişin boynunun alanından faydalanılarak hesaplandığında 13-17 MPa'lık bir değer ortaya çıkar. Diş dokusunun oransal limiti (*proportional limit*) 125-224 MPa, sıkışma tipi kırılma dayanımı (*compressive breaking strength*) 232-305 MPa' dır (22, 23).

Tablo 2.3. Titanyum alaşımlarının ve bazı dokuların mekanik özellikleri- Wataha (13)'dan alınmıştır.

	Elastik Modülü (GPa)	<i>Ultimate</i> gerilme dayanımı (MPa)	Uzama (%)	Özgül Ağırlık (g/cm ³)	Ortalama erime noktası (°C)
CpTi, Tip 1	100	240	24	4.5	1660
CpTi, Tip 2	100	345	20	4.5	1660
CpTi, Tip 3	100	450	18	4.5	1660
CpTi, Tip 4	100	550	15	4.5	1660
Ti6Al4V	110	900	12	4.5	1670
Co-Cr-Mo	240	700	8	8.5	1400
316L SS	200	965	20	7.9	NA
Altın	90	130	45	19.3	1064
Altın Alaşımları	99	448	6-34	15-18	850-1050
Kortikal Kemik	18	140	1	0.7(kuru)	—
Dentin	18.3	51.7	—	—	—
Mine	84.1	10.3	—	—	—
Alumina*	380	350	düşük	4.0	—
Karbon vitreous	35	—	—	1.5	—
LTI	—	—	—	2.2	—
HA	10	40	NA	3.1	—
β-TCP	—	—	—	3.1	—

(-) işaretli alanlar bilinmemektedir veya bahsedilen madde için gereksizdir.

*Alumina için özellikler porozite miktarına bağlı olarak değişir. Burada minimal porozitedeki değerler verilmiştir.

Ticari saf Ti'un elastisite modülü 100 GPa kadardır. Ti alaşımının 110 GPa'dır. Bu değerler kortikal kemiğinkinden 5-6 kat fazladır. Ticari saf Ti ve Ti alaşımının 4.5 g/cm³ civarındaki özgül ağırlıkları, Co-Cr alaşımlarının yarısı, altın alaşımlarının dörtte biri kadardır. *Ultimate* gerilme dayanımı ve uzama maddenin içeriğine bağlıdır. CpTi Tip 1'in *ultimate* gerilme dayanımı 240 MPa iken CpTi Tip 4'ünki artan oksijen içeriğine bağlı olarak bunun iki katı kadardır. Ti alaşımının *ultimate* gerilme dayanımı 900 MPa'dır. Bu alaşımların gerilme dayanımları kortikal kemik veya diştten belirgin olarak

yüksek, paslanmaz çelikten düşüktür. Dayanıklılığın ağırlığa oranı gözönünde bulundurulduğunda bu materyaller tüm implant materyallerine göre daha iyi gerilme dayanımına sahiptirler. CpTi ve Ti alaşımı %24 ile %12 arasında değişen uzama değerlerine sahiptirler. CpTi ve alaşımları metalik renktedir ve elektriği iletir ancak dökümü çok zordur. Bu zorluk titanyumun okside olmaya çok eğilimli olmasından ve oksijenle kontaminasyonun döküm kitlesinin veya yüzeyinin özelliklerini aşırı derecede değiştirmesinden kaynaklanır. Erimiş alaşımla reaksiyona girmeyen revetman bulmak da zordur. Döküm işlemini bu kadar zorlaştıran oksidasyon, CpTi ve Ti alaşımının yüksek korozyon direncini sağlamaktan sorumludur. Her iki alaşımın da yüzeyleri, bilinen implant materyalleri içinde en iyi korozyon direncini sağlayan, bağlantısı kuvvetli oksit tabakası ile kaplıdır (13, 19). Saf demir gibi diğer metaller de oksit tabakası oluştururlar ancak titanyumdan farklı olarak bunlar inert değildir ve ana metal kitlesine sıkıca yapışmazlar (19).

İmplantların yüzey özellikleri biyolojik cevap açısından önem kazanmaktadır. Titanyum alaşımlarının üzerinde oluşan oksit tabakası faydalı biyolojik özellikler açısından çok önemlidir (13, 19). Hava ortamında nanosaniyeler (10^{-9} s) içinde oksit tabakası oluşmaya başlar ve 1s'de 20-100 Å kalınlığa ulaşır (13, 19, 21). Oksit tabakasının kalınlığı metalik yüzeyi oluşturan tomalama tipine, yüzey pürüzlülüğüne, tomalama esnasında kullanılan soğutuculara ve yüzeyi pasifize veya sterilize etmek için uygulanan işlemlere bağlıdır (13, 19). Oksit tabakanın bileşimi esasen TiO_2 'dir ancak oksit tabakasının içindeki yerleşime göre diğer oksitlerin yanı sıra TiO ve Ti_2O_3 de içerir. Ti alaşımında oksit tabakasında Al bulunur ancak V yoktur. Oksit tabakasının kalınlığı ve bileşimi, muhtemelen alaşım implante edildikten yıllar sonra değişmektedir (13, 15).

Titanyum yüzeyinde oksit tabakasının oluşumunu takiben organik ve inorganik kontaminantlar birikir ancak biyolojik yanıtta rolleri bilinmemektedir. Kalınlığı değişken olmakla birlikte iyi araştırılmamıştır ve muhtemelen 9 Å'dan azdır. Titanyum ve alaşımlarının, yüzeylerindeki oksit oluşumu nedeni ile son derece düşük korozyon göstermesi, dokular içine

metalik elementlerin salınımını kısıtlar. Ti implantlar diğer implant materyallerine kıyasla daha az çözünürler. Titanyum materyallerden kısıtlı miktarda iyon salınımı olması, çözünme sonrası materyalin stabil olması, iyonların biyolojik etkilerinin kısıtlı olmasına bağlı olarak uygun doku cevabı gelişir. Çoğu araştırmacı salınımın biyolojik cevabı etkileyebileceğini düşünür. Yüzeydeki oksit tabakası korozyona direnç sağlasa da elementlerin vücuda salınımını tamamen önleyemez. Ortopedi alanında yapılan araştırmalarda Ti alaşımları implante edildiğinde lokal ve sistemik olarak daha yüksek düzeyde bileşen elementlere rastlanmıştır. Ancak bu sonuçların, hareket etmeyen ve çok daha küçük yüzey alanına sahip dental implantlarda geçerli olup olmayacağı açık değildir. Buna rağmen bu elementlerin olumsuz etkiler yaratma potansiyeli mevcuttur (13). Pöröz yüzeyli CpTi implantlar artan yüzey alanına bağlı olarak daha fazla çözünebilirler (13, 24). Titanyum'un diğer dental alaşımlarla birlikte kullanılması Ti'un korozyonunu artırabilir. Böyle bir elektrokimyasal korozyon riski Ti, (Ni esaslı) soy olmayan alaşımlarla eşlendiğinde daha fazladır (13).

2.3. Osseointegrasyon ve Osseointegrasyonu Etkileyen Faktörler

Albrektsson (25) ve Ramp (26)'a göre implantın yerleştirilmesinden sonra üç tür biyolojik cevap gelişebilir: İnterfasial kemik implant çevresinde iyileşir (osseointegrasyon), kemik nekrotik sekester olarak kalır, veya ara yüzde fibröz doku oluşumu gerçekleşir.

Osseointegrasyon, canlı kemik ile yük taşıyan bir implantın yüzeyi arasında yapısal ve fonksiyonel olarak doğrudan bağlantı olmasıdır. Metal yüzeyi ile kemik arasında boşluk bulunmaması direkt kimyasal bağlantı olasılığını akla getirir. Osseointegrasyon implanttan kemiğe etkin stres iletimini sağlar (27). Yolunda giden iyileşme sürecinde implantların hava veya su ile teması sonucunda kemikle osseointegrasyonu sağlayan pasif bir oksit tabakası oluşur (16). İmplantasyon esnasında 20-100 Å kalınlığında olan oksit tabaka yıllar geçtikçe kalınlaşır (13, 15). Mineralize doku ile oksit tabakası arasındaki 1-10 µm'lik boşluk, 6 ay içinde osseointegrasyonun gerçekleşmesi ile 100 Å'a kadar düşer. Bu boşluğun yapısını tanımlamak

güçtür. Osseointegrasyonun nasıl ve niçin olduğu, bu alanın biyolojisi ile ilgilidir (13). Işık mikroskobu altında implant ile kemik arasında doğrudan sıkı bir temas gözlenir (16). Doğal bir dişte periodontal ligament bileşimi nedeniyle gözlenen normal fizyolojik mobilite ankiloze olmuş implantta söz konusu değildir (16, 28). Sağlıklı doğal dişlenmede horizontal yöndeki mobilite 80-100 μm 'dir. Vertikal yönde ise premolarlarda 30 μm ile molarlarda 80 μm arasında değişir (16).

Kemikle düzgün ankrajın sağlanması için implant materyalinin biyouyumluluğu, implantın tasarım ve yüzey özellikleri, implant yatağının durumu, cerrahi teknik, primer stabilite ve yükleme koşulları önem taşır (29, 30).

Kemiğe herhangi bir yabancı cismin yerleştirilmesi, implantı, çevre dokuyu ve implant-doku ara yüzeyini içeren çok yönlü bir problemdir (15). İleri kemik yıkımının bulunduğu, kemik kalitesinin düşük olduğu, kemik grefti veya yarık damağın bulunduğu durumlarda implantın başarısızlık olasılığı artar. Ayrıca radyasyon veya ısıya maruz kalmış implant yatakları da risk taşıyan durumlardır (13, 31). Osteoporoz, yaş ve cinsiyet dental implantların osseointegrasyonunda risk faktörü değildir (32). Seksen yaşın üzerindeki bireylerde yapılan bir araştırmanın sonuçlarına göre implantların prognozu genç hastalardaki ile benzerlik gösterir (33). İmplantın kimyasal bileşimi, yüzey özellikleri, *yield strength* (germe dayanımı), uzama gibi mekanik özelliklerinin yanı sıra dokunun farklı dış uyaranlara göstereceği uyum ve canlılığı önemlidir. İmplant sisteminin uzun süreli başarısı, kullanılan malzemelerin biyolojik uyumluluğuna (*biocompatibility*) ve dokunun, implant yerleştirilmeden önceki ve yerleştirilme anındaki durumuna bağlıdır. İmplant yerleştirildiğinde kemik dokusu farklı cevaplar verebilir. Eğer implante edilen madde uyumsuz ise (örneğin bakır) implant çevresinde kalın bir konnektif doku kapsülü oluşur ve hızla reddedilir. Vitalyum, altın, ve diğer paslanmaz çelik tiplerinde konnektif doku gözlenmese de implant çevresindeki kemik düzensiz karakterdedir. Düzenli kemik yapısının mevcut olmaması maddenin tamamen kabul edilmediğini ve zaman içerisinde kullanılan maddenin korozyon veya diğer toksik etkilerine bağlı olarak reddedilebileceğini gösterir (15).

İmplantın çevresinde düzenli havers tipi kemik bulunması doku tarafından implantın kabul edildiğini gösterir. Alkali açıdan zayıf seramik implantlarda ve ticari saf titanyum implantlarda böyle doğrudan kemik bağlantısı görülebilir. Biyoglas veya trikalsiyumfosfat gibi iyi tolere edildiği söylenen implant yüzey kaplamaları geliştirilmiştir. Titanyumun kendine özgü biyouyumluluğu metal üzerinde hızla oluşan, TiO , TiO_2 , Ti_2O_3 ve Ti_3O_4 bileşimindeki oksit tabakası ile açıklanabilir. Seramik implantlar da biyouyumludurlar ancak kırılgan oldukları için yüklendiklerinde fonksiyonel problemler ortaya çıkabilir (15).

İmplant mukogingival dokularla da ilişki içerisindedir. Titanyum yüzey üzerinde hemidesmozomların oluşması titanyumoksidin yumuşak dokularla da uyumlu olduğunun açık göstergesidir (15, 21).

Bir implantın klinik olarak osseointegre olup olmadığını anlamak, hekim için sorun teşkil eder. Radyograflar dental implantların değerlendirilmesinde önemli araçlar olsalar da kesin bilgi vermezler. Ara yüzde yumuşak doku oluşumu mevcut olsa bile radyografta sıkı kemik teması varmış gibi görünebilir. Ancak implant çevresinde radyolusensi görülmesi klinik başarısızlığı gösterir. Bunun dışında hekim implantın yerleştirilmesinden 4-6 ay sonra implant mobilite testlerini uygulayabilir (29).

Cerrahiden hemen sonra yüzeyler arasında aşırı mikrohareket varsa kemiğin yüklenmeye cevabı fibröz doku oluşumu şeklinde olabilir (34). İmplant ara yüzeyinin anatomik yapısına bağlı olarak yük iletimi değişkenlik gösterir (35). Kuvvetlerin implanttan kemiğe aktarımı, implant geometrisine göre de değişir (36-38).

İyileşme sonrasında yüzeyler arası dayanıklılık, yüzey pürüzlülüğüne bağlıdır. Ara yüzey uzun dönemde dinamik olarak şekillenir ve yenilenir (*modeling* ve *remodeling*) (35). Bir implantın başarısında mekanik streslerin implanttan kemiğe iletilme şekli de önemli rol oynar. Hem implantın hem de kemiğin, yorulma kapasitelerinin üstünde uzun süreli strese maruz kalmamaları gereklidir. Kemiğin abrazyonuna veya implantın giderek gevşemesine yol açacak implant hareketi önlenmelidir. Bu gereksinimler implant üzerine angstrom düzeyinde kemik apozisyonu olması ve osseointegrasyon ile karşılanır. Bir implant osseointegre ise herhangi bir

yükleme yapıldığında titanyum ve kemik tek bir ünite halinde hareket eder. Stres ara yüzün tümüne iletilir (39).

Titanyum kemikten daha güçlü ve serttir. Titanyumun elastik modülü $1.1 \times 10^{11} \text{ N/m}^2$ ve *yield strength* (germe dayanımı) $3 \times 10^8 \text{ N/m}^2$ 'dir (Bkz. Tablo 2.3.). Spongioz kemik için bu değerler sırasıyla yaklaşık 10^{10} N/m^2 ve $5 \times 10^7 \text{ N/m}^2$ dir. Kortikal kemiğin elastik modülü ve dayanıklılığı spongioz kemikten düşük ve daha değişkendir. Bu durumda bağlantıda kopma olacaksa kemikte veya kemik-implant arayüzünde olur (39).

Vida şeklindeki osseointegre bir implantta aksiyel gerilme ve sıkışma tipi yükler vidanın eğimli yüzleri vasıtasıyla çevredeki kemiğe iletilebilir. Bu şekilde kemiğin kesme dayanıklılığı geliştirilebilir. İmplant-kemik bağlantısının bütün kesme streslerine dayanması gerekmez. Silindirik bir implantta ise ara yüz bağlantısı tek başına bütün kesme streslerine kaymadan, ayrılmadan dayanmak zorundadır. İmplant yüzeyinin pürüzlülüğünün stres dağılımındaki olumlu etkileri, ancak gerçek osseointegrasyon varsa söz konusu olur (39).

2.4. Kemiğin Sınıflandırılması ve Özellikleri

Rezidüel kret rezorpsiyonu (RKR), diş çekiminden sonra kemik kaybına bağlı olarak rezidüel kret boyutlarının devamlı olarak azalmasıdır (40). Rezidüel kretlerin boyutlarında azalma olması pek çok dişsiz hastada fiziksel, fonksiyonel, ekonomik ve psikolojik sorunlara yol açar. Rezidüel kretlerde kayıp kronik, ilerleyici, geriye dönüşümsüz, çok çeşitli sebepleri olan bir durumdur (40-42). Bireyler arasında anatomik, protetik, fonksiyonel, metabolik ve sistemik faktörlere bağlı olarak büyük değişkenlik gösterir (40, 41, 43). Bunun yanısıra aynı bireyde farklı zamanlarda veya farklı bölgelerde de değişkenlik gösterir (40, 44). Diş çekimini takibeden ilk altı ayda RKR hızlıdır, sonraları yavaşlarsa da ömür boyu devam eder (40). Geleneksel protez altında ilk yılda ortalama 4 mm, implant üstü *overdenture* altında ilk beş yılda ortalama 0.6 mm rezorpsiyon gözlenirken, izleyen yıllarda ortalama 0.1 mm ile, rezorpsiyon hızı yavaşlar. Alveolar kretin genişliği çekimi izleyen ilk birkaç yılda % 40 azalır (1). Rezidüel kret rezorpsiyonu ve mineral kaybında, dişlerin çekimini takip eden dönemde lokal faktörlerin, kretler

rezorbe olduktan sonra sistemik etkenlerin baskın olduğu düşünülmektedir. Dişsiz alveolar kretlere aşırı yük iletilmesi lokal kemik yıkımını hızlandırabilir. Her iki çenede tam protezlerin varlığında birim alana düşen basınç miktarı mandibulada maksilladakinin yaklaşık iki katı kadardır. Maksilladaki ince kortikal ve kalın trabeküler kemik kitlesi, üzerine gelen kuvvetlerin mandibuladakinden daha etkin biçimde karşılanmasını sağlar. Mandibulada maksilladakinden üç-dört kat hızlı rezidüel kret rezorpsiyonu olması bu sebeplere bağlanabilir (45). Osteoporoz ile rezidüel kret kaybı arasında ilişki olup olmadığı tartışmalıdır. Von Wowern'in araştırmasında sistemik osteoporozlu bireyler ile yaşları eşlenmiş sağlıklı bireyler karşılaştırılmış, osteoporozlu grupta maksillar atrofi derecesi daha fazla iken mandibular atrofi derecesi açısından önemli fark bulunmamıştır (46). Hirai ve ark. (47)'na göre ise, osteoporoz ile rezidüel kret yüksekliği arasında korelasyon mevcuttur. Uzun süreli dişsizliği takiben mandibular atrofi ilerler. Ancak kemik yüksekliğinde azalma olması, kemik kalitesinin de kötü olmasını gerektirmez, osteoporozun da göstergesi değildir (48). Osteoporoz, osseointegrasyonun gerçekleşmesinde engel teşkil etmez (32, 49).

Farklı araştırmacılar kemiği çeşitli şekillerde sınıflandırmışlardır.

Mandibula, sadece tanımlayıcı biçimde, tamamen korunmuş, orta derecede genişlik ve yükseklikte, dar ve yüksek, keskin kenarlı ve yüksek, yüksekliği azalmış ama geniş, ileri derecede atrofik olarak altı kategoride sınıflanabilir (50).

Cawood ve Howell (51), mandibulanın anterior ve posteriorundaki rezorpsiyon modelini inceleyerek şematik olarak altı grupta toplamışlardır: Sınıf I dişli durumu, Sınıf II diş çekimlerinden hemen sonraki durumu, Sınıf III yeterli genişlik ve yükseklikte iyi yuvarlanmış kret formunu, Sınıf IV yüksekliği yeterli, genişliği yetersiz bıçak sırtı kret formunu, Sınıf V yetersiz yükseklik ve genişlikte düz kret formunu, Sınıf VI bazal kemik kaybı olan kret formunu ifade eder.

Mercier ve Lafontant (42) da lateral sefalometrik filmler üzerinde alan hesapları yaparak kemiği sınıflandırmışlardır.

Üçyüz kurutulmuş kafatası üzerinde yapılan morfolojik çalışma sonucunda alveolar kemikteki şekil değişikliklerinin belli bir sırayla olduğu ve zarar verici lokal etkenler bulunmadığı sürece bazal kemikte şekil değişikliği olmadığı bildirilmiştir. Kemik kaybı mandibulanın anteriorunda vertikal ve horizontal yönde olurken posteriorda vertikal yöndedir (51).

İmplant yerleştirilecek kemik, yükseklik, genişlik, uzunluk, açılanma ve kron-implant gövdesi oranı gözönünde bulundurularak değerlendirilir. Misch (50, 52), doğal rezorpsiyon sırasını takip ederek implant yerleştirilmesi düşünülen maksilla ve mandibulayı dört gruba ayırmıştır. Cerrahi ve protetik tedavi seçeneklerinin daha belirgin sınırlarla ayrılabilmesi için dört grup altı kategoride incelenir:

Grup A: (Bol kemik) Kemik genişliği 5 mm'den, yüksekliği 10 mm'den, uzunluğu 7 mm'den fazla olan durumlardır. Kemiğin açılanması 30 dereceden az, kron-implant oranı 1'den küçüktür. Sıklıkla kök formunda implantlarla restore edilir. Her türlü protetik seçenek ile restorasyon tamamlanabilir.

Grup B: (Ancak yetecek kadar kemik) Hafif veya orta derecede atrofi söz konusudur. Kemik genişliği 2.5 - 5 mm'dir. Kemik yüksekliği 10 mm'den, uzunluğu 12 mm'den fazladır. Açılanma 20 dereceden küçük, kron- implant oranı 1'den azdır. Üç tedavi seçeneği mevcuttur: 1. Osteoplasti ile kemik genişliğini arttırmak ve 4 mm veya daha geniş çaplı implantlar yerleştirmek, 2. Çapı küçük implant yerleştirmek, 3. Ogmentasyon ile divizyon B kemiği grup A'ya çevirmek. Bu tedavi seçenekleri protetik üst yapıyı etkiler.

Grup C: Kriterlerden bir veya birkaçı istenmeyen niteliktedir. Kemik genişliğinde rezorpsiyon nedeniyle, yeterli kemik yüksekliği bulunmasına rağmen endosteal dental implant yerleştirilemeyebilir. Bu duruma divizyon C-w (genişlik negatif) denir. Mevcut kemik yüksekliğinin de rezorbe olması ile divizyon C-h (yükseklik negatif) ortaya çıkar. Genellikle kret tepesi ağız tabanı ile aynı seviyededir. İmplant pozisyonunu belirlemede yardımcı anatomik oluşumlar yoktur ve implantların yerleştirilmesi daha fazla cerrahi beceri gerektirir, protezler de daha karmaşıktır. Açılanmanın 30 dereceden

fazla olduğu alt gruba da divizyon C-a denir. Anterior mandibula veya maksillada *undercut*lar nedeniyle gözlenir.

Divizyon C kemikte tedavi seçenekleri şunlardır: 1. Osteoplasti, 2. Kök formunda implantlar, 3. Subperiosteal implantlar, 4. Ogmentasyon işlemleri, 5. *Ramus frame* implantlar, 6. Transosteal implantlar.

Divizyon D: Bazal kemikte de rezorpsiyon olması ile ileri derecede yıkım meydana gelir. İmplant yerleştirilmeden önce otojen kemik greftleri ile kemiğin geliştirilmesi önerilir. Eğer karşıt ark dişsiz ve kalan kemik yoğun yapıda ise mandibulada divizyon D kemiğe otojen greft uygulamadan endosteal implant uygulanabilir, ancak yerleştirme sırasında ve sonrasında riskler gözönünde bulundurulmalıdır (50).

İmplantolojide protetik tedavi seçenekleri beş grupta incelenir. İlk üç grup yerini doldurdıkları dokunun miktarına bağlı olarak isimlendirilen sabit protetik restorasyonlardır. Sabit protez-1 (FP-1) sadece doğal dişin kronunu, sabit protez-2 (FP-2) kronla birlikte kökün bir kısmını, sabit protez-3 (FP-3) ise dişsiz alanın eksik olan dişlerini ve dişeti dokularını tamamlar. Diğer iki grubu oluşturan hareketli protez seçenekleri implantlardan aldıkları destek miktarına bağlı olarak sınıflandırılırlar. Hareketli protez-4 (RP-4) desteğin tamamını implantlardan alır. Restorasyon esnek değildir. İmplant dayanaklarını birbirine splintleyen üstyapıdaki tutucu elemanlar ile protezin bağlantısı sağlanır. RP-5 hareketli protezlerde hem implant hem yumuşak doku desteği söz konusudur. İmplantların sağladığı destek miktarı değişkendir. Kanin bölgesine yerleştirilmiş iki adet splintli veya tek tek implant ile tutuculuk artırılabilir, premolar ve santral bölgelere yerleştirilmiş üç implantla lateral stabilite sağlanabilir veya kantileverli bar ile splintlenmiş dört adet implant ile destekleme için gerekli yumuşak doku örtüm miktarı azaltılabilir. Maliyeti daha düşüktür. Protez geleneksel *overdenture*'lara benzer. İmplant tedavisinin hedefi hastanın anatomik gereksinimlerini ve kişisel isteklerini karşılayan ancak en basit, en hesaplı ve öngörülebilir tedavi seçeneğini sunmaktır (53).

2.5. *Overdenture*'lar

Hastanın tam protez kullanmaya alışması hem somatik hem de psikolojik açıdan zordur. İlerleyen yaş ile birlikte motor yetenekler azalma eğilimi gösterir. Protezin destek aldığı dokulardaki yetersizlikler, tükrük miktarının azalması, dokuların hassaslaşması (yaralanabilir olması) ve ileri derecede kret rezorpsiyonu protez kullanımını zorlaştırır (48). Dişlerin sağladığı 45 cm²'lik bağlantı ve destek mekanizması, total dişsizlikte yerini üst çenede 24 cm²'lik, alt çenede 12 cm²'lik protezin destek alabileceği potansiyel alanlara bırakmıştır. Desteğin nitelik ve miktarı belirgin şekilde değişir. Proteze destek sağlayan alanı artırmak için uygulanan sulkus derinleştirmesi veya kret augmentasyonu gibi geleneksel preprotetik cerrahi işlemlerin etkinliği kesin değildir (49).

Alt çenede implant tutuculu *overdenture*'lar özellikle ileri yaşlarda dişlerini kaybetmiş, tam protez kullanmaya alışmamış veya uzun yıllar tam protez kullanmış ancak motor yeteneklerinin azalması ile protezini kullanamayan hastalarda büyük fayda sağlarlar (48, 49, 54). 1980'lerde standart protokolde dört implant yerleştiriliyordu. 1985'te *overdenture* desteği için iki veya üç implantın yeterli olacağı görüşü yerleşti (48). Önceleri implantların kemik içindeki stabilizasyonlarının geliştirilmesi ve protezin aşırı yüklenmesinin önlenmesi için 3-4 implantın splintlenmesi gerektiği düşünülürdü. Ancak, osseointegre olmuş implantların, tam protezlerin tutuculuğunu sağlamak için splintlenmelerine gerek yoktur (5). Tam protezin başarısında hastanın estetik gereksinimlerini karşılayan stabil bir protezin yapımı anahtar rol oynar. Stabilizasyon iki implant ile sağlanabilir (49). İki implant ile tutuculuğun sağlandığı *overdenture*'ları kullanan hastalar, protezlerinin daha rahat, stabil olduğunu, farklı yiyecekleri daha kolay çiğneyebildiklerini ve daha kolay konuşabildiklerini bildirmişlerdir. Hastaların yaşam kalitesi ve beslenme durumları gelişmiştir. Son olarak geçen yıl sunulan ortak görüş raporuna göre dişsiz mandibulada akla ilk gelen protetik tedavi seçeneği, iki implant ile tutuculuğun sağlandığı bir *overdenture* olmalıdır (2). Jemt ve Stalblad (55)'in yaptıkları araştırmaya göre, tam

protezden implant destekli *overdenture* kullanımına geçilmesi, çiğneme hareketlerinde özellikle çiğneme hızını ve yeteneğini geliştirir. Maksillada kemiğin kalitesi ve yoğunluğu nedeniyle başarı oranları mandibulaya göre daha düşüktür (56, 57). Orta veya ileri derecede rezorbe olmuş dişsiz maksillanın rehabilitasyonunda estetik, fonetik, retansiyon, ağız hijyeni, dudak desteği, hiperaktif vagus refleksi, doğru dikey boyut, çeneler arası ilişki gözönünde bulundurulduğunda hareketli bir *overdenture* yapılması endike olabilir (56).

Dişsiz hastalarda implant destekli hareketli bir protezin, sabit restorasyonlara oranla pek çok avantajı vardır (53, 54, 58-62.):

1. Daha az sayıda implant gereklidir.
2. Protetik randevular daha kısa, maliyet daha düşük, protezler daha basittir.
3. Uzun dönem idame ve komplikasyonların tedavileri mümkündür.
4. Evde günlük bakımı kolaydır.
5. Labial uzantılar ve yapay dişlerle yüz estetiği geliştirilebilir. Hijyen sorunu yaratmaksızın kaybedilmiş kemik genişlik ve yüksekliği tamamlanabilir, labial yumuşak dokular desteklenebilir.
6. Parafonksiyonel hareketlere karşı gece çıkartılabilirler.

Overdenture'ların dezavantajları : Bazen kaybedilen doku ile orantılı olarak çok hacimli olabilirler (62). Bazı hastalar, anatomik, fizyolojik veya psikolojik nedenlerle ısrarla hareketli protez istemeyebilirler (62, 63). Hareketli bir proteze alışmak ve konuşma, çiğneme gibi işlevleri düzgün şekilde yerine getirmek, sabit protezdekinden daha uzun zaman alır (63).

Dişsiz çenelerde implant destekli sabit protetik restorasyon veya *overdenture* yapımına karar verirken çene ilişkileri, arklar arası mesafe, karşı arktaki diş veya restorasyonlar göz önünde bulundurulmalıdır. Ayrıca rezidüel kretler üzerindeki yapışık dişetinin kısıtlı olduğu durumlarda, yükü karşılayacak dokuların kalitesi nedeniyle sabit restorasyonların tercih edilmesi daha doğru olabilir (60). Parel, ileri derecede atrofik mandibulada implant destekli sabit protez yapıldığında, kemiğe *overdenture*'dan fazla stres ileteceğini düşünmüştür (61). Buna karşın Eckert (64), *overdenture*

yapıldığında alttaki mukoza ve kemiğin fonksiyonel basınç kuvvetlerine maruz kalacağını ve buna bağlı olarak kemik rezorpsiyonunun artacağını savunmuştur. Bu durumda *overdenture*'larda, geleneksel hareketli protezlerdeki gibi besleme ve yenileme işlemlerine ihtiyaç duyulmaktadır (64). Jacobs ve ark. (65)'nin iki implant destekli *overdenture*, implant destekli sabit restorasyon ve geleneksel tam protezleri, posterior dişsiz krette rezorpsiyon açısından karşılaştırdığı araştırma sonuçlarına göre de *overdenture*'ların altında daha fazla rezidüel kret rezorpsiyonu olmaktadır ancak klinik olarak önemli miktarda değildir.

İmplant tutuculu bir *overdenture*, implant, kullanılan implant sistemine bağlı olarak tutucunun dişi veya erkek parçasını üzerinde taşıyan dayanak ve tutucunun diğer bileşenini barındıran *overdenture*'dan oluşur (66). İmplant destekli *overdenture*'larda destekleme hem protezin oturduğu mukozadan, hem de implantlardan sağlanır (67,68). Tutuculuk ise implantların üzerindeki tutucu elemanlar ile sağlanır. Protez ve tutucu elemanlar yerlerinde iken, destekleme, tutuculuk ve stabilite, mukoza ve implantlarla karşılanır. Protez, dişsiz rezidüel kretleri kaplayan rezilient mukozanın elverdiği ölçüde hareket edebilmeli, ancak implantlara tork iletmemelidir. Seçilen tasarımın implantlar üzerindeki stresi dağıtması arzu edilir. Rijid olmayan tutucu elemanların kullanıldığı implantların oluşturduğu fulkrum eksenini sagittal düzleme dik olduğunda, bu sağlanmış olur (68). Okluzal kuvvetlerle oluşacak torku azaltmak için bar, gingival dokulara yakın yerleştirilmelidir. Oral hijyenin sağlanabilmesi için dişeti ile bar arasında 2 mm mesafe olmalıdır (62). Protezin üst yapı tasarımında implantların sayısı ve yerleşim bölgeleri önem taşır. İmplantlar çizgisel yerleştirildiklerinde bar ile splintlenebileceği gibi, splintlenmeden rezilient olan *O-ring* veya topuz tutucularla da kullanılabilirler (68). Bar tipi tutucular kullanıldığında bar, dilin kaplayacağı alanı işgal etmemeli, okluzal düzleme ve terminal menteşe eksenine paralel yerleştirilmelidir (69, 70). Bar - tutucu matriks ile tutuculuğun sağlandığı *overdenture*'larda implantlara iletilen sıkıştırma ve germe tipi kuvvetlerde azalma olmasına karşın, protez hareketi ile bar büküldüğü için daha yüksek devirici momentler oluşur (67, 71). Barın altındaki mukozada hipertrofi

gelişmesi gibi basit yumuşak doku problemleri ağız hijyeninin geliştirilmesi ile çözülebilir (48).

2.6. Biyomekanik

Mekanik; cisimlere etkiyen kuvvetleri, oluşan hareketleri ya da dengeyi, kısaca cisimler arasındaki ilişkiyi inceler (72). Biyomekanik; uygulanan kuvvetlere biyolojik dokuların yanıtı ile ilgilenir (72, 73). Dişhekimliğinde özellikle ortodonti ve prostodonti bilim dallarında klinik tedaviler sırasında, kuvvet ile doğrudan ilişki bulunması biyomekaniği ön plana çıkarmaktadır. Ağıza uygulanan yapay ünitelerin doğal dokular ile olan süreli veya sürekli ilişkileri, klinik tedavinin süreci veya sonrasının bilinmesi ve yönlendirilmesi açısından büyük önem taşımaktadır (72). Canlılarda yapı-fonksiyon ilişkisini araştırmada, teşhis ve tedavi planlamasında mühendislik araç ve yöntemlerinden yararlanılır (73).

Genel anlamda mekanikte üç temel büyüklük vardır; kütle, uzunluk ve zaman (72).

Kütle bir cismin içinde bulundurduğu madde miktarıdır. Birimi metrik sistemde (SI) kilogram (kg), İngiliz sisteminde pound kütle (lbm)'dir (1). Maddenin harekete karşı gösterdiği direnç olarak da tanımlanır.

Kuvvet; cisimleri harekete zorlayan ve şekillerini değiştiren etkidir (72). Kuvvet vektörel bir ifadedir, yönü ve büyüklüğü ifade edilmelidir. Birimi Newton (N) (SI sistemi) veya pound (lb)'dur ($1 \text{ lb} = 4.448 \text{ N}$). Kuvvetin uygulandığı yön, hareket hattını da gösterir. Kuvvetin uygulandığı nokta önem taşır. Kuvvet vektörü, uygulandığı noktadan geçen birbirine dik üç eksenle (*Cartesian* koordinat sisteminde) bileşenlerine ayrılabilir. Uygulanan kuvvetin eksenlerle yaptığı açılar bilindiğinde bileşenlerin büyüklükleri de hesaplanabilir. Bir cisim üzerine birden fazla kuvvet uygulanıyorsa bileşke kuvvet, uygulanan kuvvetlerin vektörel toplamı kadardır (14).

Uzunluk; iki nokta arasındaki çizgisel uzaklığa verilen isimdir.

Zaman ise ortalama güneş gününün $1/86400$ 'üne eşit olan bir birim olan saniye (s) ile açıklanmaktadır.

Üzerine kuvvet uygulanan her cisim sabit bir nokta veya eksenine çevresinde hareket etmek ister. Bu hareket dönme (devrilme)(*bending*) dir. Buna yol açan kuvvet (F) ve kuvvetin uygulandığı noktanın dönme eksenine uzaklığı, döndürme momentini etkiler (72).

Moment veya tork bir cismi döndürmeye çalışan harekettir. Kuvvet ve kuvvetin eksene uzaklığının çarpımına eşittir. Birimi SI sisteminde N.m veya N.cm, İngiliz sisteminde lb.ft veya oz.in'tir (14).

Newton kanunlarının, mekaniğin anlaşılmasında önemi vardır.

1. Kanun: Bir cisim, üzerine uygulanan kuvvetlerle durumunu değiştirmeye zorlanmadıkça, denge durumunu ya da düz bir doğru üzerindeki hareketini korur. Dengedeki bir cisme uygulanan kuvvetlerin toplamı sıfıra eşittir.
2. Kanun: Bir cismin ivmelenmesi, bu ivmeyi oluşturan kuvvet yönündedir. Kuvvet ile doğru, cismin kütlesiyle ters orantılıdır. İvme kuvvetin şiddetine ve yönüne bağlıdır.

$$F \text{ (kuvvet)} = m \text{ (kütle)} \times a \text{ (ivme)}$$

3. Kanun: Her bir kuvvet (etki) için, ters yönde eşit bir kuvvet vardır. Kuvvete karşı oluşan tepki cismin içinde gerçekleşir (72).

2.6.1. Stres ve Strain

Stres (iç gerilme); bir yapıya dışarıdan uygulanan kuvvete karşı yapının iç cevabıdır. Bu cevap uygulanan kuvvete zıt yönde fakat eşdeğerdedir. Üç türü vardır: Sıkışma, gerilme, makaslama (yırtılma) (72).

$$\text{Stres } (\sigma) = \text{Kuvvet} / \text{Alan} \text{ (kg/cm}^2 \text{ , kN/m}^2 \text{ , N/m}^2 \text{)}.$$

Sıkışma (bası) stresi; bir yapıyı küçülmeye zorlayan kuvvete karşı gelişen iç dirençtir. Yapıdaki kısalmayı açıklar.

Çekme stresi; bir yapının gövdesini uzaklaştırıcı şekilde çeken kuvvete karşı oluşan iç dirençtir. Yapıdaki uzamayı açıklar, stres boyu ve yönü olan

kuvvettir. Gerilme, birim alandaki kuvvet olarak ölçülür, dışarıdan uygulanan kuvvet sonucu oluşan stres (iç gerilme) yapının içinde dağılmaktadır.

Makaslama (shear); bir parçayı diğeri üzerinden kaydırmaya neden olan kuvvete karşı oluşan iç dirençtir. Kuvvetler birbirleriyle paralel fakat zıt doğrultudadır, aynı düzlemde değildir. Şekil değişikliği bir parçanın diğeri ile yaptığı açıya göre açıklanır.

Strain (ϵ); bir yapının uzunluğundaki değişikliğin, normal uzunluğuna oranıdır. Bir cisme dış kuvvet uygulandığında cisim ya hareket eder, ya da deformasyona uğrar. Cisimdeki bu hareket ya da birim şekil değişikliğine strain denir.

Yük ve uzunluk değişimi aralıksız olarak kayda alındığında stres ve strainin anlık değişim değerleri hesaplanabilir. Dikey ve yatay eksenlerde ayrı ayrı tanımlanmaları ile bir grafik oluşur. Bu grafik materyalin kuvvet karşısındaki davranış değişim çizgisidir. Kuvvet ortadan kalktığında yapı başlangıçtaki şekline döner. Grafikte ilk hale dönüşün gerçekleşebildiği bu bölgeye elastik davranış bölgesi denir. Kuvvetin kaldırılmayıp sürdürüldüğü durumlarda, yapıda kalıcı değişimler, kırılma-kopma oluşur.

Elastisite modülü; stres'in strain'e oranıdır, materyalin katılığının (eğilmezliğinin) ölçüsüdür. Eşit kuvvet altında elastik modülü yüksek materyal düşük olana göre daha az deforme olur.

Poisson oranı (ν); kuvvet etkisi altında olan malzemelerin değişime uğrayan boyunun, enine olan oranıdır. Her malzeme için sabit bir değerdir.

Bazı materyallerin zamanla değişen davranışlar sergilemesini viskoelastik davranış tanımlar. Viskoelastik bir materyalin cevabı, uygulanan kuvvet oranına ve ne kadar uzun süre uygulandığına bağlıdır. Elastik davranıştan farkı elastik davranışın zamandan bağımsız ve tamamen geri dönüşümlü olmasıdır.

Dişlerden ve çevre dokulardan kaynaklanan kuvvetlerin oluşumu ve dağılımı, ağız ve çevre dokuların gelişimini ve tedavinin prognozunu doğrudan etkiler. Çiğneme sırasında oluşan yüklerin doğrudan ve yoğun olarak protez basıncı ile periodonsiyuma aktarılması, yansıtılması patolojik olaylara yol açarak fonksiyon kaybına neden olabilir. Bu nedenle kuvvetin

fizyolojik sınırlar açısından da değerlendirilmesi gerekir. Ağız protezleri yitirilen doku ve işlevleri iade etmektedir. Ancak bu sırada protezi destekleyen dokuların sağlıklarının korunması ve sürekliliği temel koşuldur. Bu, biyomekanik prensiplerin uygulanması ile mümkündür. Protezin üzerine gelen kuvvetlerin nerelerde yoğunlaştığını görmek, uygulama sırasında dokuların durumunu ve yapısını gözlemleyerek protezi dayanıklı ve güçlü hale getirmek için çeşitli stres analizleri yapılır. Bunlar; fotoelastik kuvvet analiz yöntemi, *strain gauge*'li kuvvet analiz yöntemi, kırılma vernik tekniği ile kuvvet analiz yöntemi, lazer ışınli kuvvet analiz yöntemi, matematiksel (sonlu elemanlar) kuvvet analiz yöntemi olarak sıralanabilir (72).

Protezlerin biyomekaniğini anlayabilmek için öncelikle protezlere uygulanan çiğneme kuvvetleri bilinmelidir. Bu kuvvetlerin implant ve çevre dokulara dağılımında dayanak sayısı, ark üzerindeki yeri, konumu, dayanakların özellikleri ve kemiğin özellikleri rol oynar. Ayrıca kuvvetin kemiğe doğru aktarılmasında implantın şekli ve boyutu önem taşır. Biyomekanik analizlerin amacı bu sistemdeki zayıf ögeleri tesbit etmektir (14).

2.6.2. Ağızda Oluşan Kuvvetler

Gıdalar kesme, çiğneme, yutma aşamalarından geçerek sindirilmeye hazırlanır. Ağıza alınan lokmayı kesmek için alt çene protruziv veya laterotruziv bir hareket yapar. Koparılan besin tükürük ile yumuşatılır ve alt çenenin dikey ve yatay hareketleri ile küçük parçalara ayrılır. Dikey ve yatay hareketler, doğal dişli bireylerde gıdanın büyüklüğüne, sertliğine, diş ve destek dokuların sağlamlığına, morfolojisine bağlıdır. Kişinin kassal çiğneme gücü ve temporomandibular eklemlerinin sağlığı da rol oynar (72).

Isırma, zamanla değişen dinamik bir olaydır. Mandibulanın en yüksek kapanma hızı maksilla rehber alındığında 140 mm/s'dir. Bir öğündeki net çiğneme süresi 450 s'dir. 1 Hz'lik çiğneme frekansı ile çiğnenirken her çiğneme darbesinde 0.3 s diş teması olduğu düşünülürse, çiğneme kuvvetleri dişler üzerinde günde 9 dakika süreyle etkili olur. Yutkunma gibi diğer

aktiviteler de bu süreye eklendiğinde dişlerin günde 17.5 dakika temasta kaldıkları söylenebilir (14).

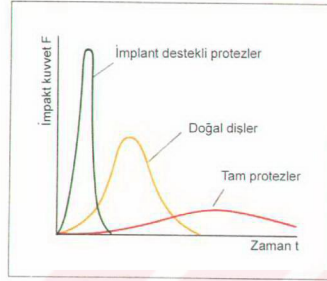
Alt çeneyi kapatma hareketi karşıt çeneye ani ve tam temasla sonlanır. M kütleli mandibula v hızı ile kapanırken, dişlerin temas etmesi kapanma olayını durdurur. Durmanın sebebi temasın gerçekleşmesi ile ortaya çıkan F impakt kuvvetidir ve t gibi bir zaman süresince devam eder. Momentum ve impuls birbirine eşittir. Bu ilişki şu şekilde ifade edilebilir:

$$M \times v = F \times t.$$

Moment sabit olarak düşünüldüğünde impakt kuvvet ile zaman birbirleriyle ters orantılıdır (74). Kapatma hareketinin sonlanmasının zamana yayılması, yapılar üzerinde etkili olacak kuvveti azaltır. Yumuşak bir cisim ısırıldığında süre uzar, şok emme durumu artar. Sert bir cisim ısırılmasıyla süre kısaldığında şok emme de azalır. Daha az şok emildiğinde daha büyük impakt kuvveti oluşur (72, 74). Doğal dişler ve periodonsiyumun aşırı okluzal kuvvetlerden koruyucu mekanizması, periodontal ligament reseptörleri bulunur. Kuvvet alveolar kemiğe azalarak ve dağılarak iletilir (75). Doğal dişlerde periodontal ligamentin mikro-harekete (0.5 mm) olanak sağlaması ile kuvvet, apikal üçlûdeki dönme eksenini çevresinde, diş kökünün yüzeyleri boyunca dağılır (76). Osseointegre implantlarda böyle bir savunma mekanizması yoktur (75, 76). Kuvvet kret tepesinde implantın boynuna komşu kemikte yoğunlaşır (76). İmplant destekli protezlerde okluzal çarpışma sırasındaki impakt kuvvet doğal dişli durumdakinden farklı olarak zamana yayılmadan destek kemiğe iletilir (74). Başarılı bir dental implantın en önemli biyomekanik işlevi, implant-kemik ara yüzündeki dokuların, çiğneme kuvvetlerini uzun süre destekleyebilmesidir (77). İmplantları çevreleyen kemik, elastisite modülü nedeniyle mikron düzeyinde (100 µm'den az) hareket edebilir, ancak implantlarda mikrohareket söz konusu değildir (76).

Şekil 2.1.'de implant destekli protezler, doğal dişler, tam protezlerde şok emme durumlarına göre impakt kuvvetlerle zamanın ilişkisi

karşılaştırılmıştır. Şok veya impakt kuvvetler çok kısa süreyle etkili olsalar da mekanik açıdan değerlendirilmelidirler (74).



Şekil 2.1. Ağızda oluşan impakt kuvvetlerin zaman ile ilişkisi – Hobo ve ark.(74)'ndan alınmıştır.

Optimum şok emilimi için yük tüm dayanaklar üzerinde eşit dağılmalıdır. Alt ve üst dişler arasında eş zamanlı, eşit miktarda temaslar olmalı, eksentrik hareketlerde dişlerde ayrılma olmalıdır. Kapatırken prematür (erken) temas olursa dayanaklara aşırı ve ani bir kuvvet iletimi sonucunda kemikte aşırı stres veya kırılma olabilir (74).

Fonksiyon ve kuvvet dağılımı açısından çiğneme sisteminde üç farklı okluzal durum tanımlanabilir. Sıkma ve yutkunmayı da kapsayan sentrik okluzyonda kuvvetler, ağırlıklı olarak molarlar ve premolarlar ile çift taraflı iletilirler. Devamlı çiğneme sırasında ise lokmanın büyüklüğüne, hastanın çiğneme biçimine bağlı olarak kuvvetler, dentisyonun bir tarafına odaklanır. Mandibula lateral konumdan sentrik okluzyona geçerken transvers yönde kuvvetler oluşur. Dişlerin gıcırdatılması sırasında tek veya çoklu okluzal temasların olduğu farklı sentrik ve eksentrik mandibula pozisyonları ise fizyolojik olmayan, üçüncü okluzal durumu tanımlar. Bu durumda dişlere veya implantlara iletilen yükler anormal nitelikte ve sürededir (28).

Hareketli bölümlü protezlerin çiğneme işlevi sırasında ortaya çıkan, protez ve doğal dokuları etkisi altına alan kuvvetler, dikey kuvvetler,

vestibulo-lingual (lateral) kuvvetler ve anteroposterior yöndeki kuvvetler olarak sınıflandırılabilir (72).

Dikey Kuvvet Etkisi

Çiğneme, dentisyonda esas olarak vertikal kuvvetlerin oluşmasına neden olur. Ancak mandibulanın horizontal hareketi veya dişlerin tüberkül eğimleri nedeniyle transvers kuvvetler de oluşur (74, 78). Arkın çeşitli bölgelerinde doğal dişli veya protetik restorasyonlara sahip bireylerdeki aksiyel kuvvetlerin büyüklükleri çeşitli araştırmacılar tarafından bildirilmiştir (Tablo 2.4.) (14).

Üst total, alt implant destekli sabit protez kullanan hastalarda ikinci premolar diş bölgesindeki maksimum okluzal kuvvet 43 - 303 N (4.38 - 30.91 kgf) (ortalama 143 N = 14.59 kgf) arasında değişir (79). Üst total, alt implant destekli *overdenture* kullanan hastalarda ikinci premolar bölgesindeki maksimum okluzal kuvvet ortalama 142 N (14.48 kgf), doğal diş destekli *overdenture* kullananlarda ortalama 131 N (13.36 kgf)'dur. Doğal diş veya implantlardan destek alan *overdenture*'lar oral fonksiyonlar ve maksimum okluzal kuvvet açısından benzerlik gösterirler. İmplant destekli *overdenture*'larda periodontal ligament bulunmamasına rağmen maksimum okluzal kuvvetlerde artış görülmez (80). Bu görüşe karşın, Haraldson ve ark. (81)'nin yaptığı çalışmada iki implanttan yararlanılarak alt çeneye *overdenture*'lar yapılmıştır. Protezler implant destekli hale getirildiğinde ve bir yıl sonra, hafif ısırma, çiğneme, en yüksek ısırma kuvvetleri ölçülüp karşılaştırılmıştır. Tüm deneklerin subjektif değerlendirme ve klinik muayenelerinde kuvvetlerde artış olduğu görülmüştür.

Overdenture kullanan bireylerdeki kuvvet büyüklüğü ve karakteri implant destekli sabit protetik restorasyon kullanan bireylerdekinden farklılık gösterir. Mandibular atrofi derecesinin, alveolar kretin şekil ve boyutunun, *overdenture*'un dinamik fonksiyonunda, ve buna bağlı olarak implantlara iletilen kuvvetlerin yön ve büyüklüğünde etkisi olduğu düşünülür (82).

Tablo 2.4. Arkın çeşitli bölgelerinde doğal dişli veya protetik restorasyonlara sahip bireylerdeki aksiyel kuvvetlerin büyüklükleri- Brunski ve ark. (14)'ndan alınmıştır.

Veri	Değerler	Referans
Erişkinlerde ısırma kuvvetinin dikey komponentinin birkaç diş üzerinde ortalaması	200-2440 N	Craig
Erişkinlerde ısırma kuvvetinin dikey komponenti, molar bölge	390-880 N	Craig
Erişkinlerde ısırma kuvvetinin dikey komponenti, premolar bölge	453 N	Craig
Erişkinlerde ısırma kuvvetinin dikey komponenti, kesiciler bölgesi	222 N	Craig
Tam protez kullanan erişkinlerde ısırma kuvvetinin dikey komponenti	77-196 N	Meng ve Rugh, Ralph, Colaizzi ve ark., Haraldson ve ark.
Üst tam protez alt doğal dişli erişkinlerde ısırma kuvvetinin dikey komponenti	147-284 N	Meng ve Rugh
İmplant destekli hareketli protez kullanan erişkinlerde ısırma kuvvetinin dikey komponenti	42-412 N (median 143 N)	Carlsson ve Haraldson
<i>Overdenture</i> tutuculu protez kullanan erişkinlerde ısırma kuvvetinin dikey komponenti	337-342	Meng ve Rugh
Erişkinlerde ısırma kuvvetinin lateral komponenti	~ 20 N	Graf
Çiğneme frekansı	60-80 defa/ dak	Harrison ve Lewis
Çiğneme hızı	1-2 defa/ s	Ahlgren, Graf
Bir çiğneme siklusunda diş temas süresi	0.23-0.3 s	Graf
24 saatte toplam diş temas süresi	9-17.5 dak	Graf
Çiğneme esnasında çenelerin en yüksek kapanış hızı	140 mm/s	Harrison ve Lewis
Dişler üzerindeki en yüksek temas stresleri	20 MPa	Carlsson

Premolar veya molarlarda çiğneme esnasında ortalama yük 8-50 N arasında değişir ancak değerlerin hangi ölçme yöntemi ile belirlendiği önem taşır (28). Doğal dişleri olan sağlıklı bireylerde maksimum okluzal kuvvet, molar bölgede bireyler arasında ortalama 67 - 112 lb arasında değişir. Geleneksel hareketli protez kullananlar, en yüksek okluzal kuvvet bakımından, dişleri olan bireylere göre daha düşük kuvvetlere sahiptirler. Bu kuvvetler dişli bireylerdekinin üçte biri ile altıda biri arasında değişebilir. Sabit parsiyel protez kullananlarda maksimum okluzal kuvvet dişli bireylerdekine yakındır. İmplant protezi kullanan hastalarda maksimum okluzal kuvvet artar (83). Lindquist ve Carlsson, tam protez kullanan hastaların alt çenelerine implant destekli sabit protezler yapılmasından iki ay sonra maksimum okluzal kuvvette % 85 oranında artış bildirmişlerdir (84, 85). Mericske-Stern ve ark. (86)'nın iki implant destekli mandibular *overdenture* kullanan beş hastada piezzo elektrik transduserler kullanarak yaptıkları ölçümler sonucunda çiğneme esnasında aksiyel kuvvetlerin yanısıra daha düşük düzeyde lateral kuvvetlerin de olduğu bildirilmiştir. Oluşan maksimum okluzal kuvvetlerin doğal dişli veya implant destekli sabit protezler kullananlardan daha düşük düzeyde olması, implant çevresindeki kemiğe iletilecek stresler açısından avantaj oluşturabilir (86). Jemt ve ark. (71), implant dayanaklarından doğrudan okunan sıkışma kuvvetlerinin, *overdenture*'a uygulanan kuvvetten düşük olduğunu bildirmişlerdir .

Overdenture'ın posterior kısımlarına uygulanan çiğneme kuvvetleri, istenmeyen bükülme (*torking*) kuvvetlerine ve dolaylı olarak kemik kaybına yol açabilirler (81).

Dikey kuvvet karşısında mukoza hareketi, direkt tutucunun yapısı ile ilişkili olarak, protetik sistemi iki farklı şekilde etkiler: Eğer direkt tutucu rijid yapılı ise ve dişi sıkı sarıyorsa dişe uygulanan tork kuvveti fazla, alveoldeki yük az olur. Direkt tutucu esnek bir sistem ise dişe gelen tork etkisi azalır, alveoldeki yük artar. Bu artma veya azalma direkt tutucunun çeşidine, şekline, materyaline bağlı olarak değişir (72).

Lateral Kuvvet Etkisi

Doğal sert dokularda, lateral bileşen içeren kuvvetler en çok yıkıma neden olurlar. Alt çenenin sentrik ve eksentrik hareketleri sonucu lateral kuvvetler etkinlik kazanır. Yapay dişlerin tüberkül eğimleri ile doğrudan ilgilidir. Yan kuvvetin etki ölçütü, buna karşı koyan etkenin direncine bağlıdır.

Distal uzantılı hareketli bölümlü protezlere yan yönde etkiyen kuvvetler dişlere ek olarak alveolar kretler ile karşılanır. Alveolar kemiğin silik ve yetersiz olması bu direnci azaltır. Alveol kemiğini örten mukozanın deplasmanı önem kazanır. İnce bir mukoza ile örtülü kalın ve yüksek alveoler kretler lateral kuvvetlere karşı direnci artıracaktır.

Yan kuvvet etkisi ile ortaya çıkan lateral yer değiştirme hareketleri, yalnızca çalışan taraf bukkal alveol duvarı ile ilgili değildir. Denge tarafındaki protez elemanları ve alveolar kretin lingual yüzeyleri de direnç sağlar. Yan kuvvetlerin etkisi, rijid protez elemanları kullanılarak tüm çeneye daha iyi dağıtılabilir.

Antero-posterior Kuvvet Etkisi

Çiğneme ile oluşan ön-arka yönde hareketlerin yanı sıra, dişlerin çiğneyici yüzeylerindeki tüberkül eğimleri antero-posterior kuvvetlerin oluşmasına neden olur. Serbest sonlanan protezlerde bu harekete karşı direnç distal dayanak dişlerdeki direkt tutucularla sağlanır (72).

İmplantlarda ankraj ünitesine iletilen kuvvetler iki ana başlıkta incelenebilir: Aksiyel kuvvet ve bending moment. Bu iki yükleme tipi birbirinden tamamen farklıdır. Aksiyel kuvvet, stres implant boyunca daha eşit dağıldığı için daha fazla tercih edilir. Bending moment ise implant ve kemikte stres dağılımında farklılıklar gösterir. Farklı kuvvetlerin dengesini kaldırıcı kollarının oranları sağlar. Kuvvet ile bunun kuvvet eksenine uzaklığının çarpımı bending momentini verir (78). Bending momentin yanı sıra düşük şiddette fakat sürekli kuvvetler uygulanırsa veya implant-kemik temas alanının yetersiz olduğu durumlarda aşırı iç gerilme oluşacağından implant

başarısız olabilir. Kuvvetin şiddeti, frekansı ve süresi önem taşır. Yumuşak dokudan da destek alan hareketli protezler implant üstü sabit protezlere göre avantajlıdır (72). İmplant destekli protezlerde oluşan okluzal kuvvetler doğal dentisyondaki kuvvetlere benzer. Okluzal kuvvetleri kontrol eden nöromusküler geri-iletim mekanizmalarında implantın yüksek dayanımının ve kemikle kuvvetlice bağlanmasının etkili olduğu söylenebilir (72, 74). Çiğneme kuvvetleri protez aracılığı ile önce implanta, sonra kemiğe iletilir. Kuvvet akışı sırasında okluzal kuvvetler protezin geometrik yapısı ve tipine bağlı olarak oldukça farklı stres ve strain paternleri gösterirler (78). İmplant sayısı (14, 72), yerleşimi, açılanması, çiğneme sıklığı, ısırma kuvveti, tercih edilen tarafın kullanılması, çene hareketleri, protez-implant-kemik üçlüsündeki yapı ve materyallerin biyomekanik özellikleri kuvvet dağılımını etkiler (14).

Dental implantlar fonksiyon esnasında çeşitli büyüklük, sıklık ve süre ile okluzal yüklere maruz kalırlar. Ayrıca iyileşme döneminde mandibular eğilme, iyileşme başlığının temasta olması gibi nedenlerle de pasif mekanik yüklerle karşılaşabilirler. Dil ve ağız çevresindeki kaslar implant dayanaklarına küçük ama sık yatay yük iletebilir. Yapılan üst yapının pasif olmaması sonucunda okluzal yükler uygulanmadan bile dayanak üzerinde mekanik yük oluşabilir (73).

Protetik üst yapının özellikleri dışında implant-kemik birleşiminde implant materyalinin kimyasal özellikleri, implant yüzeyinin fiziksel özelliklerinin ve implantın yerleştirildiği kemiğin yapısı stres dağılımında rol oynar. Alveoler kemik yapısı kortikal ve spongiyöz kemik olarak farklılık gösterir.

Kortikal kemik, lameller şeklinde yoğun kemikten oluşmuştur ve gözenekli değildir. Spongiyöz kemik ise boşluklar içeren süngerimsi yapıdadır. Alveoler kemik alt çenede kortikal, üst çenede spongiyöz yapıdadır. Kalın bir kompakt tabakanın altında yoğun spongiyöz kemik bulunması oral implantların başarısında etkindir (72).

İmplant-kemik ara yüzünü gerilme birikimlerinden korumak için protetik klinik önlemler alınabilir: Sabit implant üstü protezlerden kaçınılıp hareketli implant üstü protezler yapılması, protezde üst yapı materyali olarak akrilik

dişler kullanılması, oral implant sistemi kendi içinde şok abzorbsiyonu sağlayan elemanlar içermesi, okluzal yüz şekillendirilmesinde kuvvet dağılımı ve yoğunluğu düzenlenmesi gibi (72). Mericske -Stern ve ark. (80), okluzal şemanın, implantlar üzerindeki kuvvet dağılımı ve büyüklüklerini etkileyebileceğini bildirmiştir. Ayrıca implantın anatomik yapı elverdiğince geniş ve uzun olması, gövdesinde vertikal eksenle dönme eğilimini engelleyecek pencere ya da düz yüzey bulunması, vida şeklinde ve mikro düzeyde pürüzlendirilmiş olması implant-alveol bütünlüğünü güçlendirir. Yivli (vida) implantlar yerinden çıkartıcı kuvvetlere karşı dayanak oluşturur, kesme kuvvetlerine karşı direnç sağlar, primer stabilizasyonu sağlar, implant-kemik temas yüzeyini artırır.

Devrilme moment etkisi üç farklı eksenle incelenebilir:

1. okluzoapikal (uzun aks) eksen
2. vestibulo-lingual eksen
3. mesiodistal eksen

İmplantın alveol içinde ve dışında kalan kısımlarının oranı, okluzoapikal moment kolu açısından önem taşır. Uzun eksenindeki momentler ve sonuçları, yapılacak protezin dikey boyutunun saptanmasında, tek diş eksikliğinde yapılan implant üstü restorasyonlarda etkili olur.

Özellikle tüm çene dişsizliklerde kemik kaybı nedeniyle interalveolar aralık artmıştır. Buna yönelik seçilen dayanak boyu, sistemin oluşturacağı kuvvet kolunu uzatır. İmplant ünitesinin boyunun biyomekanik kurallara uygun olduğu durumlarda protez de kaldıraç kolunu uzatabilir. Bu olumsuz sonuçlarla karşılaşmamak için dikey boyut saptaması implant yerleştirilmeden önce yapılmalıdır.

İki ya da daha fazla implant varlığında implantların birleştirilmesi, uzun eksenindeki moment etkisine karşı direnç oluşturur. Kuvvete karşı yatay eksenindeki ünitelerle direnç gösterilir. Tekli yapıya oranla moment etkisine direnç oluşturmakla birlikte yine de horizontal düzlemde kuvvetler, sistemin belli bir yerinden geçen eksen çevresinde dönme momenti etkisi yaratır.

Eğimli bir yüzeye dik gelen kuvvetin bileşenleri yeni lateral kuvvetlere neden olur. Dikey doğrultudaki bir kuvvetin bile horizontal kuvvet oluşturma

eğilimi vardır. Doğal dişli bireylerde bu durum doğal karşıt diş temasları ile karşılanır. Yapay ilişkilerde de bu durum sağlanmalıdır. Aksi takdirde lateral okluzal kuvvetler oluşacak; sonuçta implantı kaldıraç etkisi altında bırakacak kuvvet kolu etkisi oluşacaktır.

Provalar sırasında pasif uyumu yeterince sağlanmamış protetik üst yapılar ağıza takılırlarsa, implant-kemik ara yüzünü sürekli stres altında bırakacaklardır. Bu durumda servikal bölgeden başlayan rezorpsiyonlar kaçınılmazdır. Pasif uyum protetik aşamalarda akıcı ölçü malzemeleri ve macunlar kullanılarak kontrol edilmelidir. Fonksiyon dışında iken implant alt yapıya kuvvet iletmeyen bir restorasyon yapılmalıdır (72).

2.7 Mukoza

Kuvvet uygulandığında şekil değiştiren, kuvvet kalktığında ilk halini alan cisimlere elastik cisimler denir. İlk haline dönmeyen cisimler ise plastik davranış gösterir. Elastik sınırlar içinde cisim kuvvetin etkisi ile şekil değiştirirken üzerine enerji alır, kuvvet kalktıktan sonra bu enerjiyi kullanarak ilk şekline döner. Cisimlerin uygulanan enerjiyi biriktirebilme özelliğine reziliyans denir.

Canlı dokular için reziliyans terimi geçerli değildir. Yapıları homojen olmadığı için “sıkışabilirlik” terimi de doğru değildir. Yumuşak dokularda basınç uygulanan bölgede hücreler sıkışır, yumuşak dokular yanlara doğru yer değiştirirler, damarlardaki kan yer değiştirir, dokudaki sıvı gözeneklerden sızarak yer değiştirir. Elastik ve kollajen lifler gerilir. Gerçekte basınç altında kalan dokular yanlara doğru yer değiştirmektedir. Bu özelliğe deplasman denir (72).

Ağız yumuşak ve sert dokuları elastik değil, viskoelastik davranış gösterirler. Viskoelastik davranış biçiminde cismin üzerindeki kuvvet kalktıktan sonra ilk haline dönmesi sırasında süre ile bağıntılı olarak bir takım değişimler vardır. Hemen ilk haline dönemez. Biyolojik dokuların kuvvet altında ne gibi değişimler gösterdiği iyi bilinmelidir. Kuvvet etkisi altında kaldığı süreçte dolaşım farklılaşacak ve dokular etkilenecektir. Kuvvetin kalkmasından sonra bunların geriye dönüp dönmeyeceği tartışmalıdır (72).

Akazawa ve Sakurai (87), protez altındaki mukozaya sürekli baskı uygulanmasının kan dolaşımı üzerine etkilerini incelemişlerdir. Yükleme kuvvetlerinin değiştirilmesi, kan akışı üzerinde çok az etkilidir. Yükleme süresi uzadıkça kanlanmanın eski düzeyine ulaşması ve dokunun eski haline dönmesi daha uzun sürede gerçekleşmektedir. Yükleme süresi kısa olduğunda mukoza kısa süreli sıkışma ile elastik deformasyon gösterir. Çiğneme esnasında dolaşım bozukluğu olmaz çünkü kan akışı geçici olarak azalsa bile baskı hızla ortadan kalkar. Çiğneme, pompa işlevi ile dolaşımı artırabilir (87). Mukoza çiğneme süresince kısa süreli basınçları tolere edebilir (72).

Bir dişe eksenî yönünde kuvvet uygulandığında ilk aşamada hücrelerin sıkışması, sıvıların yer değiştirmesi ve kollajen liflerin gerilmesi ile beraber, diş hızla alveolüne gömülür. İkinci aşamada kuvvetin alveol kemiğine iletilmesi ile *deplasman* daha yavaş bir hızla gerçekleşir. Alveol kemiğinin de elastik özelliği vardır. Kuvvet kaldırıldığında ilk aşamada diş, ani gömüldüğü miktarın %75'i kadar geri döner. Elastik özellikte olan bu aşamadan sonra, kalan %25'lik geri dönüş 1-2 dakikada viskoelastik karakterde tamamlanır. Yükleme hızı arttıkça *deplasman* miktarı ve geri dönüş süresi azalır. Yükleme hızı yavaşladıkça ve uygulama süresi arttıkça geri dönüş süresi artar.

Mukoza üzerindeki kaide plağına kuvvet uygulandığında diştekinde benzer özellikte, fakat daha fazla miktarda *deplasman* ortaya çıkar. Bu *deplasman* distale gidildikçe artar. 4 m/s hızla 4 N'luk bir kuvvet uygulandığında mukozanın özelliğine göre 200-500 µm'lik *deplasman* görülür. Mukozanın *deplasman* ve geri dönüşünde elastik faz diş göre azalmış, viskoelastik faz artmıştır. Serbest sonlanımlı hareketli bölümlü protezlerde, dişsiz bölge mukozası, vertikal kuvvetler uygulanması sonucu destek diş göre daha fazla yer değiştirme gösterir. Bu *deplasman* farkı nedeni ile dişsiz alveol üzerindeki protez parçası doğal diş tork kuvveti uygular, zorlayarak dişi döndürmeye çalışır. Tork kuvvetinin miktarı; dikey kuvvetin uygulandığı yere, serbest sonlu protez bölümünün genişliğine, direkt tutucunun esnekliğine, dişsiz bölge mukozasının sıkışabilirliğine, serbest

sonlanan protez kısmı ile direkt tutucunun arasındaki ilişkinin katılığına bağlıdır (72).

Kaide plağının mukozaya oturma yüzeyi %50 azaldığı zaman *deplasman* dört misli artmaktadır. Kuvvet arka arkaya, çiğneme darbesini taklit eder şekilde uygulanırsa *deplasman* miktarı ve geri dönüş süresi yirminci darbeye kadar artmaktadır (72). Akazawa ve Sakurai (87)'ya göre mukoza kalınlığı 2.0 - 3.0 mm arasında değiştiğinde, yükleme esnasındaki kan akışı ve *recovery* zamanı, protez altındaki mukoza kalınlığı ile ilişkili değildir. İlerleyen yaş ile birlikte, kollajende meydana gelen fiziksel ve kimyasal değişiklikler, elastikiyetin azalması, *rebound kapasitesinde* azalmaya yol açar (88).

Mukoza, kaide plağı ile alveolar kemik arasında yer alarak çiğneme kuvvetlerinin doğrudan kemiğe gelmesini önler. Alveol üzerini örten mukoza tabakası şekil ve nitelik farklılıkları gösterir. Her noktada eşit kalınlıkta, aynı histolojik ve morfolojik özelliklerde değildir. Bu değişikliklerin nedenleri şunlardır (72):

1. Anatomik olarak üzerinde bulundukları bölgeye göre kalınlıkları ve yapıları farklıdır. (damak mukozası, kret üzerindeki mukoza,vb.)
2. Erken diş çekimi yapılmış bölgedeki mukoza yeni çekim yapılmış bölgedekine göre daha az kan damarı ve sinirsel ağ içerir.
3. Diş çekim nedenlerine bağlı olarak yapısal farklılıklar görülebilir. Örneğin, hiperplastik bir dişeti rahatsızlığı sonrası örtücü mukoza diğer bölgelere göre farklılık kazanabilir.
4. Oluşan dişsiz alanın protez ile rehabilite edilip edilmediği, protezin kullanım şekli, ve planlama mukozada farklılık oluşturabilir.
5. Daha önce kullanılan protezin okluzyonu, kuvvetlerin hatalı iletilmesine neden olmuş olabilir veya uzun süre değiştirilmemiş bir protezin altındaki mukoza farklı yapısal özellikler gösterebilir.
6. Dişsiz bölgenin karşısında doğal diş bulunması, kalın ve hareketli mukoza oluşmasına yol açar.

Protez altındaki mukoza kalınlığı bir çok araştırmaya konu olmuştur. Mukoza kalınlığını Kydd ve ark. 2.1-2.5 mm, Kishi 1.8-2.7 mm, Yoshida ve

ark. 1.7-3.3 mm, Akazawa ve Sakurai 2.0-2.9 mm olarak bildirmişlerdir (87). Mandibular rezidüel kret tepesinde mukoza kalınlığı Turck tarafından 1.1-1.3 mm, Uchida ve ark. (89) tarafından 1.45-1.58 mm olarak bildirilmiştir. Uchida ve ark. (89)'na göre, genel inanışın aksine, ilerleyen yaşlarda mukoza kalınlığında azalma görülmemiştir. Preti ve ark.(90)'nın yaptığı araştırmaya göre protez altında basınca maruz kalan mukoza zamanla değişim gösterir. Protez altındaki epitelin bazal tabakasında düzensizlikler ve daha çok akantoz ile birlikte, kalınlaşma söz konusu olur. Zamanla parakeratoz da artar. Fibröz kollajen doku yoğunluğunun artması ile, stroma kuvvet altında daha aktif hale gelir. Önceden atrofik olan mukoza, mekanik yüklere maruz kalınca iyi farklılaşmış bir hal alır ve trofi artar. Biyomekanik açıdan protezin implantlara tuturulmasının, fizyolojik sınırlar dahilinde mukozada yük dağılımının daha düzgün olmasını sağladığı söylenebilir (90).

2.8. Osseointegre (İmplant Üstü) Protezlerde Okluzyon Kavramı

Okluzyon üç ana başlıkta incelenebilir: Okluzal belirleyiciler, okluzal tasarım ve materyaller, okluzal kuvvetler ve bunların destek dokulara iletimi (91).

Protezin okluzyonu, temporomandibular eklemler ve nöromuskuler mekanizma, okluzal belirleyicilerdir. Tüm biyolojik bileşenlerin fizyolojik veya fonksiyonel biçimde uyumlu olması esastır. Temporomandibular eklemlerde rahatsızlık belirti ve semptomları olmaması, fizyolojik olarak oluşmuş dikey kapanış yüksekliği ve sentrik okluzyon, gerilimsiz, dengeli ve tekrarlanabilir bir kapanış bulunması fizyolojik bir okluzyon olduğunun göstergeleridir. İmplant hastalarında fizyolojik bir okluzyonun sağlanması için tedaviye başlamadan önce hastanın mevcut okluzyon durumu incelenmeli, gerekli ise geçici protezler, stentler yapılarak ileride oluşabilecek protetik sorunlar en aza indirilmeye çalışılmalıdır (91).

İmplant protezlerinde düzgün okluzal tasarım için (91):

1. Tüberkül şekli ve kron birleşimi stresleri implantın uzun eksenine iletecek şekilde yapılmalıdır. Lateral stresler önlenmeli veya azaltılmalıdır.
2. İmplantın üzerindeki kronun okluzal tablası daraltılmalıdır.

3. İmplanta gelebilecek lateral stresleri azaltmak için tüberkül yüksekliği azaltılmalıdır.

İmplantların hangi maddeden yapıldığının yanı sıra, üst yapının hangi maddeden yapıldığı da önem taşır. Protezin dental implantla bağlantısının rijid mi, yoksa esnek mi olacağı materyal seçiminde rehber olabilir. Resin, metal, porselen kullanılabilir (92).

Doğal ve yapay okluzyon arasında belirgin farklılıklar vardır. Bir tek dişe veya protezdeki birkaç dişe kuvvet iletilmesinin, protezde yaratacağı etki farklıdır. Doğal dişlenmede tek dişe uygulanan kuvvet yalnızca o diş üzerinde etki gösterir (92).

Osseointegre protezlerde şu okluzyon prensipleri uygulanır:

1. Okluzyon dikey boyutu kabul edilebilir yöntemlerle saptanır.
2. Anterior rehberlik sağlanır.
3. Sentrik ilişkide, dişlerin interkaspal kapanışı ve stabilite için eş zamanlı çift taraflı çoklu temas noktaları oluşturulur.
4. Çalışan tarafta kanin koruyuculu veya grup fonksiyonu ile temas sağlanır.

Her iki çenede tamamen implant destekli protezler söz konusu ise kanin koruyuculuğu veya grup fonksiyon oluşturulur. Osseointegre bir implantın yüklenmesi karşıt arkın dentisyon tipine ve okluzal şemasına bağlıdır. Doku destekli hareketli bir protez karşıt arktaki sabit parsiyel proteze doğal dişlerden daha az stres iletir. Bu nedenle doğal dişlere veya sabit restorasyonlara karşı gelen hareketli protezler okluzal yükü hafifletici materyaller ve tasarımlar kullanılarak korunmalıdır. *Overdenture*'larda sıklıkla kullanılan *O-ring*'ler okluzal darbenin bir kısmını emebilir. Okluzal yüzeylerin tasarımı, yapılacak restorasyona göre değişir. Maksillar tam proteze karşı mandibular doku destekli bir protez kullanılıyorsa bilateral balanslı okluzyon oluşturulur (92).

Farklı tipteki implant üstü protezlerde farklı okluzyon kuralları geçerlidir (93):

1. Tamamen implant destekli bir protezde posterior dişlerin ayrılması için karşılıklı korumalı (*mutually protected*) okluzyon uygulanmalıdır.

2. *Overdenture*'larda balanslı okluzyon seçilmelidir.

3. Anterior bölgede kaninlerin de dahil olduğu sabit parsiyel protezlerde grup fonksiyonu sağlanmalıdır.

4. Doğal anterior dişler mevcut iken eksik posterior dişlerin implant destekli sabit protezle tamamlanması durumunda posterior aralanmanın sağlandığı karşılıklı korumalı okluzyon uygulanmalıdır.



GEREÇ VE YÖNTEM

İmplant tutuculu mandibular *overdenture* protezlerde iki farklı tutucu tipinin ve üç farklı rezidüel kret yüksekliğinin implant yüzeyinde oluşturduğu straine etkisi, in vitro çalışma modeli ile incelendi.

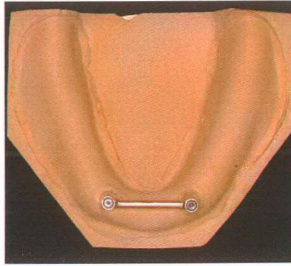
Çalışma, Çukurova Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Dişhekimliği Bilimleri Araştırma Birimi, Biyomekanik Araştırma Laboratuvarında gerçekleştirildi.

Dişsiz alveolar kretin akrilik modeli hazırlanırken, üzerlerine birer adet üç elemanlı *strain gauge* yapıştırılmış iki adet implant, kanin diş bölgelerine yerleştirildi. Model üzerine altı adet bar/matriks tutuculu, altı adet topuz/matriks tutuculu *overdenture* protez hazırlandı. Protezler üzerine yapılacak bilateral statik yüklemde uygulanacak kuvvetin büyüklüğü ve hızı, bir ön çalışma ile tespit edildi. Protezler model üzerine sırayla yerleştirildi ve üçer kez yükleme yapıldı. Yüklemeler sırasında implantların lingual yüzeyinde oluşan strain, veri toplama ve analog sinyal işleme sistemi ile kaydedildi. Protezlerin dokuya uyumu değiştirilmeksizin, protez kenarları, hazırlanan bir indeks yardımı ile kısaltılarak, orta derecede kret rezorpsiyonunu temsil eden ikinci kret yüksekliğine göre modifiye edildi. Yükleme ve oluşan strain değerlerini kaydetme işlemleri tekrarlandı. Protezler ileri derecede alveolar kret rezorpsiyonunu temsil eden üçüncü kret yüksekliği için, tekrar modifiye edildi, yükleme ve kayıt işlemleri tekrarlandı. Kret yüksekliğinin azalması ile protezlerin destek alanlarında oluşan azalma rakamsal olarak tesbit edildi. Farklı tutucu tiplerinin kullanıldığı protezler üzerine üç farklı kret yüksekliğinde yapılan yüklemelerde implantlar üzerinde oluşan ortalama strain değerleri karşılaştırıldı.

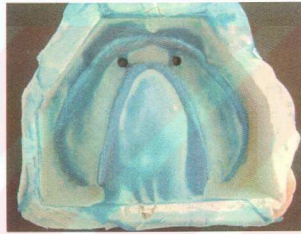
3.1 Test Modelinin Hazırlanması

İdeal rezidüel kretleri olan bir mandibular modelin polisiloksan ölçü maddesi (Speedex, Coltène AG, CH-9450 Altstätten, İsviçre) ile ölçüsü alındı. Ölçüye pembe mum (Modeling Wax, Dentsply Limited, Surrey, İngiltere) dökülerek modelin mum duplikatı elde edildi. Kanin diş bölgelerine

iki adet 4.1 mm çapında 10 mm uzunluğunda implant, (Institut Straumann AG, CH-4437-Waldenburg, İsviçre) merkezleri arasında 20 mm bulunacak şekilde paralelometre ile yerleştirildi. İmplantların ölçüsü alındı ve implant analogları (synOcta® analog, Institut Straumann AG, CH-4437-Waldenburg, İsviçre) bulunan, iki adet alçı model elde edildi. Bu modeldeki implant analoglarına, dayanaklar (synOcta abutment®, Institut Straumann AG, CH-4437-Waldenburg, İsviçre) ve altın kopingler (Institut Straumann AG, CH-4437-Waldenburg, İsviçre) vidalandıktan sonra, ovoid kesitli Dolder Bar (Dolder bar regular®, Institut Straumann AG, CH-4437-Waldenburg, İsviçre) dişetinden 2 mm uzakta (10, 62), okluzal düzleme paralel, sagittal düzleme dik olacak şekilde uyumlandı ve altın kopinglere lehimlendi. Polisaj işlemleri tamamlanan bar, ikinci bir modelde implant analoglarına bağlandı (Şekil 3.1.). Açık ölçü yöntemi ile silikon ölçü maddesi (Speedex, Coltène AG, CH-9450 Altstätten, İsviçre) kullanılarak ölçü alındı ve barın ölçü maddesinin içinde kalması sağlandı (Şekil 3.2.). Dayanaklar implantlara tork kontrol cihazı (ITI®Institut Straumann AG, CH-4437-Waldenburg, İsviçre) kullanılarak 35 N.cm sıkıştırma kuvveti ile vidalandı. İmplantların boyun kısmı hafifçe düzleştirildi polisajlandı. Birer adet üç elemanlı rozet *strain gauge* (FRA-1-11-1L, TML, Tokyo Sokki Kenkyojo Co., Ltd, Japonya) (Gauge uzunluğu: 1mm; Gauge rezistansı: 120 ± 0.5 ohm; Gauge faktörü: $1=2.07$, $2=2.07$, $3=2.07 \pm 1\%$; Sıcaklık Kompansasyonu: $11 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$) hazırlanan her iki implant yüzeyine yapıştırıldı (CN Adhesive, TML, Tokyo Sokki Kenkyojo Co., Ltd, Japonya) (Şekil 3.3.). *Strain gauge* elemanlarının implantın aksına göre konumları önem taşıdığından her iki gauge de aynı konumda yapıştırıldı. Elemanlardan biri implantın uzun ekseni ile paralel, ikincisi uzun eksene dik, üçüncüsü ise bu iki eleman ile 45° açılı konumda idi.



Şekil 3.1. Lehimleme işlemleri tamamlanmış bar, alçı model üzerinde.



Şekil 3.2. Çalışma modelinin hazırlanacağı ölçü, açık ölçü yöntemi ile alındı. Bar ölçünün içindedir.



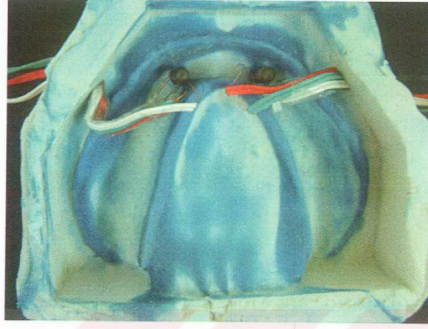
Şekil 3.3. Yüzeyi hazırlandıktan sonra rozet *strain gauge* yapıştırılmış implant.

Strain gauge yapıştırılmış implantlar, ölçünün içindeki bara yerleştirildi (Şekil 3.4.).

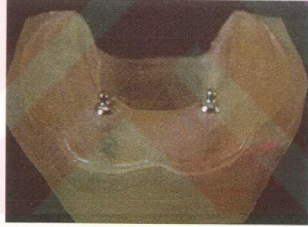
Overdenture'in posteriorundan kuvvet uygulandığında krete doğru bir gömülme olacağı ve implantlarda oluşacak strainin lingualde daha belirgin olacağı düşünülerek, implantların, *strain gauge*'ler lingualde kalacak şekilde konumlandırılmasına karar verildi (94, 95). Okluzal vidalar 15 N.cm ile sıkıştırıldı. Ölçünün içine otopolimerizan akrilik resin (Rodex, Rodont, s.r.l., Milano, İtalya) döküldü. İki psi basınç altında polimerizasyon gerçekleşikten sonra model ölçüden ayrıldı.

Modeli, ağız mukozasını taklit eden rezilient bir materyal ile kaplamak için alçı bir duplikat üzerine 1.5 mm kalınlığında, oda ısısında yumuşak kalan termoplastik bir plaka, (Essix, Raintree Essix, Inc., LA, ABD) model üzerine uyumlandı. Materyalin kalınlığı çeşitli noktalarda tekrar ölçülerek kontrol edildi. Rezilient plaka, kenarları kesilerek ana model üzerinde uyumlandı ve modele yapıştırıldı. Böylece kanin bölgesinde *strain gauge* yapıştırılmış iki adet implant bulunan ve yumuşak dokuyu taklit eden bir materyal ile kaplı bir model elde edildi (Şekil 3.5.). Modeldeki kret yükseklikleri anteriorda orta hatta 9 mm, bukkal raf bölgesinde 14 mm, retromylohyoid bölgede 19 mm idi.

Modelin içindeki *strain gauge*'lerden çıkan kabloların dirençleri, direnç ölçere bağlanarak kontrol edildi. Her iki implantın üzerindeki aksiyal ve horizontal konumlu elemanların direnci $120 \pm 0.9 \Omega$ iken, oblik konumlu elemanların dirençlerinde 0.9Ω 'dan fazla değişiklik olduğu gözlemlendi. *Strain gauge*'ler veri toplama ve analog sinyal işleme sistemine (*strain indicator*) (ESAM Traveller I Data Acquisition System, Measurements Group, Inc. Raleigh, North Carolina) bağlanırken Wheatstone köprü dengesi, çeyrek köprü ile kuruldu. Veriler bilgisayarda sistemin kendi programı (ESAM USB, Measurements Group, Inc. Raleigh, North Carolina) ile strain / zaman grafiği şeklinde kaydedildi.

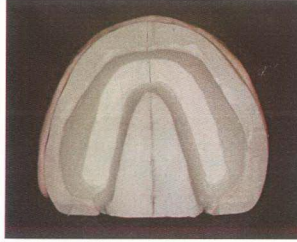


Şekil 3.4. *Strain gauge* yapıştırılmış ve ölçünün içine yerleştirilmiş implantlar.



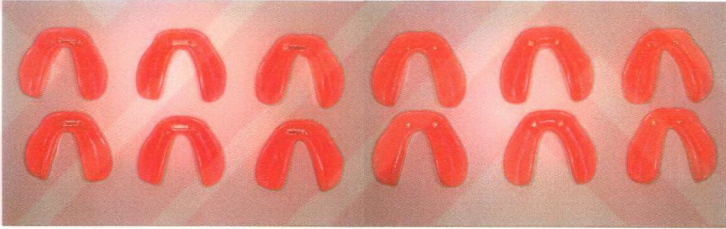
Şekil 3.5. Bar ve topuz tutucular yerleştirilmiş çalışma modeli.

Topuz tutuculu ve bar tutuculu protezlerin yapımında kullanılmak üzere iki ayrı ölçü (Panasil, Kettenbach, Eschenburg, Almanya) alındı. Bu ölçülere *retantif anchor analogları* ve *implant analogları* altışar kez yerleştirilerek toplam on iki adet sert alçı (Giludur Synthetic Dental Stone, BK Giulini Chemie GmbH & Co. OHG, Ludwigshafen) model elde edildi ve üzerine şablon hazırlandı. Rezidüel kreten ve üzerinde hazırlanan şablonun, her ikisinin de, yer düzlemine paralel olması sağlandı. Üç parçalı indeks hazırlanarak bütün alçı modellerin üzerine standart mum modelajı yapıldı (Şekil 3.6.).



Şekil 3.6. Şablonların hazırlanmasında kullanılan üç parçalı indeks.

Hazırlanan modelajlar muflaya alınıp akril tepildi. (Meliodent Denture Acrylic, Bayer UK Limited Pharmaceutical Division, Newbury, Berkshire). On iki adet protezin tesviye ve polisajları tamamlandı (Şekil 3.7.).



Şekil 3.7. Altısı bar, altısı topuz tutucu içeren toplam on iki adet protez.

Protez kaidesinin maksimum doku örtümü sağlaması ve doku yüzeyinin modele uyumu, destekleme açısından büyük önem taşır (96) . Bu nedenle oral mukozayı taklit eden materyale uyumu geliştirmek amacı ile protezlerin doku yüzeyine, polimetilmetakrilat protezlerle uyumlu, klinikte kullanılan sert besleme materyali (Ufi Gel Hard, Voco, Cuxhaven, Almanya) ile besleme yapıldı.

Mukozayı taklit eden materyalin, sulkus tabanındaki kalınlığının, kret yüzeyindeki ortalama kalınlıktan (1.4 -1.6 mm) daha fazla olduğu görüldü. Yapılan ön çalışmada da protez kenarlarının dokuya gömülme miktarının,

sulkus tabanından destek almadan sadece kenar tıkaçı sağladı. Böylece üç kret durumunu temsil eden tüm protezlerde sulkus tabanı-protez arası ilişki benzer şekilde sağlanmış oldu.

Tutucu parçalar protezlerle birleştirilirken, aradaki ilişkinin en iyi şekilde sağlanması amacı ile, tutucu matriksler, protezlerin ilgili bölgeleri delinerek ve buradan otopolimerizan akrilik rezin (Palavit G, Heraus, Kulzer GmbH and Co KG, Grüner Wag, Almanya) akıtma yöntemi ile protezlere tutturuldu. Böylece, model üzerine yerleştirildiklerinde, protezlerin, tutucular terminal konumunda pasif iken implant desteklerde minimal stres oluşturmaları sağlandı.

Bar/matriks tutuculu örneklerin test edilmesi için implantlara synOcta® dayanaklar 35 N.cm tork ile vidalandı. Dayanakların üzerine bar tutucu, 15 N.cm tork ile vidalandı. Protezler sıra ile modele yerleştirilerek deneyler yapıldı. Topuz tutuculu protezlerin test edilmesi için modeldeki implantlara topuz dayanaklar® 35 N.cm tork ile vidalandı.

Protezler modele yerleştirildiklerinde, hassas tutucuların erkek ve dişi parçalarının ilişkisinin implantlarda stres oluşturup oluşturmadığını izlemek amacı ile bir ön çalışma yapıldı. Bunun için her protezin modele yerleştirilmesinden önce *strain gauge*ler sıfırlandı ve kalibrasyonu yapıldı. Protezin modele yerleştirilmesi ile oluşan en büyük strain bir tabloya işlenerek gözden geçirildi. (Tablo 3.1.)

Tablo 3.1. Her bir protezin, modele yerleştirilmesi ile oluşan strain değerleri

($\mu\epsilon$)

Eleman	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	P8	P9	P10	P11
Sağ aksiyel	+60	+30	0	+30	+10	0	+30	-15	0	0	-7
Sağ horizontal	-30	-20	0	0	2	+30	0	+60	+28	+60	+60
Sol aksiyel	+60	+30	-25	+50	+55	-27	-30	0	0	0	-25
Sol horizontal	+30	+30	0	+30	+22	0	+51	0	+30	+50	+1

Tutucuların dişi parçaları protezlere yerleştirilirken, pasif olmaları için azami dikkat gösterilse bile, implantlara düşük düzeyli de olsa, stres iletildiği

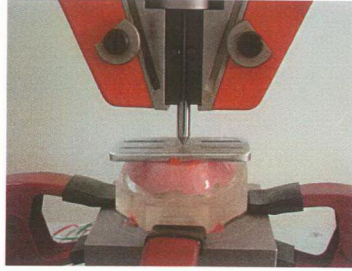
tespit edildi. Bu nedenle protezler modele yerleştirildikten sonra, yükleme yapılmadan önce *strain gauge*’ler sıfırlandı ve kalibrasyonu yapıldı.

3.2 Test Modelinin Yükleneşmesi

Protezlere aksiyal yönde bilateral, eşzamanlı kuvvet uygulamak amacıyla bir yükleme tablası kullanıldı. Yükleme tablasının protezler üzerinde standart konumlandırılması için, dikdörtgen şeklindeki tablanın ön kenarı, implantların merkezlerini birleştiren çizgi üzerine yerleştirildi. Yükleme tablası üç noktadan patern rezin (Palavit G, Heraus, Kulzer GmbH and Co KG, Grüner Wag, Almanya) ile protezlere sabitlendi (Şekil 3.8.). Kuvvet uygulama ucu orta hatta, implantları birleştiren çizginin 17 mm posteriorunda konumlandırıldı.

Uygulanacak kuvvetin büyüklüğü yapılan ön çalışma ile saptandı. 20, 50, 100, 150, 200, 300, 400 Newton (N) kuvvetler tek tek uygulandığında elde edilen yük/deformasyon grafikleri değerlendirildi. Modelin oral mukozayı taklit eden rezilient bir madde ile kaplı olması nedeniyle, kuvvet uygulandığında rezilient materyalin, enerjinin bir kısmını emerek sıkıştığı; ancak sıkışması tamamlandıktan sonra modelin katı materyal mekaniği gösterdiği gözlemlendi. Rezilient materyaldeki gömülmenin 238-334 N arasındaki yüklerle sona erdiği tespit edildi. Rezilient materyaldeki deformasyonun ve bu deformasyonla, protez plağındaki hareketin neden olduğu moment kuvvetlerinin, implant üzerindeki etkisini ortaya koyabilmek amacıyla uygulanan üst yük sınırı 350 N’un üzerinde (400 N) tutuldu.

Yükleme tablasına üniversal test cihazı (Testometric M 500-25kN, Rochdale, İngiltere) ile 0.3 mm/dak hızla 400 N statik kuvvet uygulandı (Şekil 3.9.).



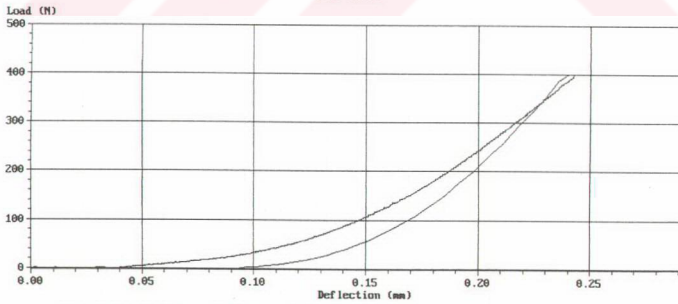
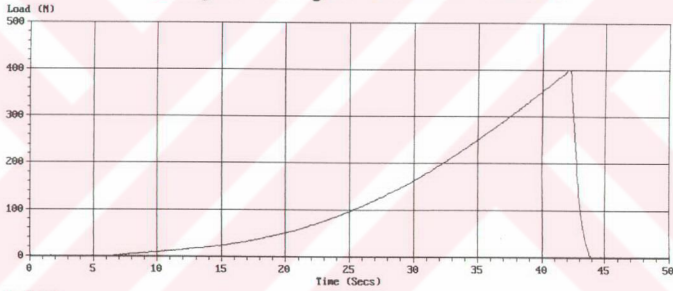
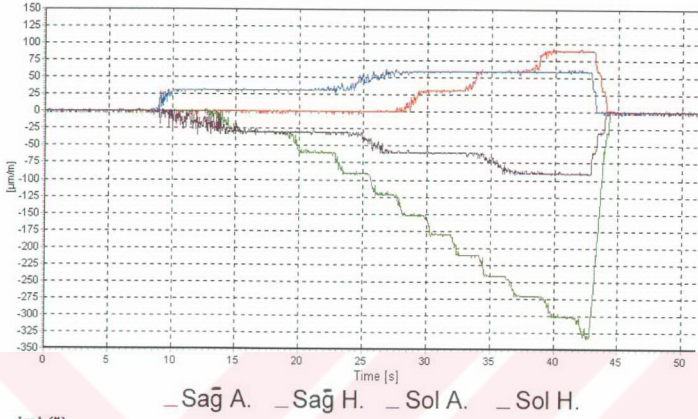
Şekil 3.8. Yükleme tablası protezlere standart konumda, üç noktadan pattern rezin ile tutturuldu.



Şekil 3.9. Üniversal test cihazı ve veri toplama - analog sinyal işleme sistemi.

Her bir yükleme deneyi için üç adet grafik elde edildi (Şekil 3.10.). Üniversal test cihazından, yük/zaman grafiği ve artan kuvvetlerde rezilient materyalin davranışının bir sonucu olarak kaide plağının dokuya doğru yer değiştirmesini gösteren yük/deformasyon grafiği elde edildi. Veri toplama ve analog sinyal işleme sisteminden ise implantlarda oluşan strain/zaman grafiği elde edildi. Üç grafik eşzamanlı kaydedildi.

Topuz tutuculu 1. protez, Düşük Kret, 1. yükleme



Şekil 3.10. Her yükleme için elde edilen üç grafik eşlendi.

Yük/deformasyon grafiğinde, 100 N, 150 N, 200 N, 300 N, 400 N yük altında, rezilient materyaldeki deformasyon miktarları mm cinsinden ölçüldü.

Aynı grafik üzerinde, modelin katı cisim özellikleri göstermeye başladığı yük (N doğrusal) ve deformasyon miktarı (D doğrusal) tespit edildi.

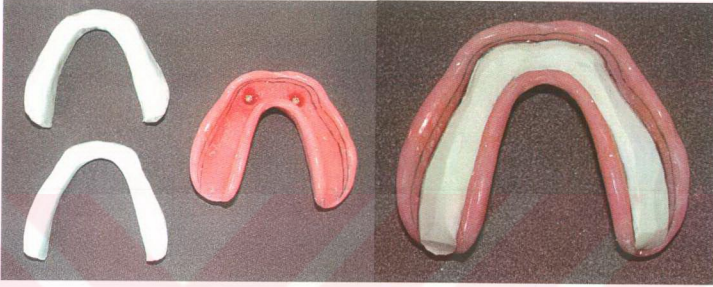
Yük/zaman grafiğinde 100 N, 150 N, 200 N, N doğrusal, 300 N, 400 N yüklerin deneyin kaçınıcı saniyesinde uygulandığı tespit edildi. Elde edilen zaman verileri strain/zaman grafiği ile eşlenerek bahsedilen yükler altında, implantlar üzerinde oluşan strain değerleri belirlendi. Grafikler üzerinde yapılan tüm ölçümler iki araştırmacı tarafından yapıldı ve ortalama değerler hesaplanarak esas kabul edildi.

Yükleme deneyi, her bir protez için üç kez tekrarlandı ve her yüklemenin sonunda elde edilen yük/zaman, yük/deformasyon, strain/zaman grafikleri eşlendi. Yük/deformasyon grafiklerinde ön çalışmada tesbit edilen, materyale ait yük/deformasyon ilişkisinin, taklit edilemediği ya da görülemediği deneyler tekrar edildi.

İmplantlar üzerindeki *strain gauge*lerin 45° açılı elemanlarında kalibrasyon yapılamadı. Bu nedenle bu elemanlardan alınan veriler çalışmaya dahil edilmedi.

Her protezin üç kez yüklenmesi tamamlandıktan ve veriler kaydedildikten sonra, protezlerde, orta derecede kret rezorpsiyonu gösteren iki numaralı modele uygun değişiklikler gerçekleştirildi. Kret yüksekliği, orta hatta 6 mm, bukkal raf bölgesinde 10 mm, retromylohyoid bölgede 14 mm olacak şekilde, silikon esaslı ölçü maddesinden (Speedex, Coltène AG, CH-9450 Altstätten, İsviçre), protezlerin doku yüzeyine tam uyan bir indeks hazırlandı. İndeks her bir protezin içine yerleştirilip sınırları çizildi (Şekil 3.11.). Protez kenarları kısaltılıp tesviye polisajı tamamlandı. İkinci modelin protezleri için yükleme işlemleri, birinci model ile aynı şekilde tekrarlandı, veriler kaydedildi. Üçüncü kret yüksekliği için, orta hatta 3 mm, bukkal raf bölgesinde 6 mm, retromylohyoid bölgede 10 mm olacak şekilde, aynı materyal kullanılarak bir indeks daha hazırlandı. İndeks her bir protezin içine yerleştirilip sınırları çizildi. İleri derecede rezidüel kret kaybını temsil eden üçüncü model için, indeks yardımı ile, protezlerin kenarları kısaltılıp tesviye polisajı tamamlandı. Yükleme ve kayıt işlemleri birinci ve ikinci modellerdeki ölçümlerle aynı şekilde gerçekleştirildi. Rezidüel kret kaybı ile protez yüzey

alanının ne ölçüde değiştiğini belirlemek için, birinci, ikinci ve üçüncü kret yüksekliklerine ait protezlerin doku yüzeylerinden alınan silikon indeksler, milimetrik kağıt ile kaplanarak protezlerin doku destek alanı hesaplandı. (Tablo 3.2.)



Şekil 3.11. Farklı kret yüksekliklerinin oluşturulmasında kullanılan indeksler ve indekslerin proteze yerleştirilip, kenar uzunluklarının belirlenmesi.

Tablo 3.2. Farklı kret yükseklikleri ve tutucu tiplerine sahip protezlerin yüzey alanları.

	1. kret	2. kret	3.kret
Bar/matriks	3398mm ²	2425mm ²	1640mm ²
Topuz	3447mm ²	2474mm ²	1689mm ²

3.3. İstatistiksel Yöntem:

Verilerin analizi "SPSS 9.0 for Windows " paket programı ile yapıldı. Gruplar (Topuz ve Bar tutucu grupları) arası karşılaştırmalarda Mann Whitney U testi, grup içinde farklı kret yükseklikleri ve kuvvetler Friedman testi ile karşılaştırılmıştır. Veriler ortalama $\pm$ SS, ortanca (altdeğer-üstdeğer) olarak gösterilmiştir. Anlamlılık düzeyi $p<0,05$ olarak kabul edilmiştir.

BULGULAR

Her iki implant üzerinden birbirinden farklı büyüklükte, ancak aynı karakterde strain değerleri elde edildi. Her iki implant üzerindeki gauge'lerin aksiyel elemanlarından pozitif, horizontal elemanlarından negatif değerler elde edildi.

Her iki tutucu tipinde de kuvvet arttıkça her iki aksiyel ve her iki horizontal elemandan elde edilen strain değerlerinin de arttığı tespit edildi ($p=0.000$) (Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3, Şekil 4.4). Diğer taraftan *strain gauge*'ın yapıştığı implant yüzeyinin oblik eleman doğrultusunda fazla eğimli olması nedeniyle oblik eleman kalibre edilemedi ve yapılan ölçümler kaydedilmedi. Bu nedenle *principle strainler* de hesaplanamadı.

Farklı kuvvetler uygulandığında düşük, orta ve yüksek kretlerde iki farklı tutucu tipinin strain değerleri birbirinden farklı bulundu ($p<0.05$) (Tablo 4.1., Tablo 4.2., Tablo 4.3., Tablo 4.4.) (Şekil 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3, Şekil 4.4).

Her iki tutucu tipinde de düşük, orta ve yüksek kretlerde strain değerleri farklı bulunmadı ($p>0.05$).

İstatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte yüksek kret değerleri diğer kret yüksekliklerinde elde edilen değerlerden daha düşüktü.

Protez kaidesinin altında, yumuşak dokuyu taklit eden maddede, 100 N, 150 N, 200 N, N doğrusal, 300 N, 400 N yükler altında, dikey yönde oluşan deformasyon miktarları Tablo 4.5.'te görülmektedir. Tüm kret yükseklikleri ve her iki tutucu tipinde, artan yük uygulaması ile, oluşan deformasyon seyri benzerlik gösterdi (Şekil 4.5.). Farklı tutucu tipinin kullanıldığı iki protez grubundan elde edilen deformasyon değerleri 200 N ($p=0.065$) dışındaki yüklerde, istatistiksel olarak anlamlı bulundu ($p<0.05$) (Tablo 4.5). Gruplar içerisinde, farklı kret yüksekliklerinde oluşan deformasyon miktarları arasındaki fark tüm yüklerde anlamlı bulundu. Farklılık yüksek kretten kaynaklanmaktadır. Düşük ve orta kret deformasyon miktarları farklı saptanmazken, yüksek kret ile orta ve düşük kret arasında anlamlı fark saptanmıştır ($p<0.02$).

Tablo 4.1. Tutucu tiplerine göre farklı kret yüksekliği ve kuvvetlerde sağ implant aksiyel strain değerleri.

	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 4.2. Tutucu tiplerine göre farklı kret yüksekliği ve kuvvetlerde sağ implant horizontal strain değerleri.

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

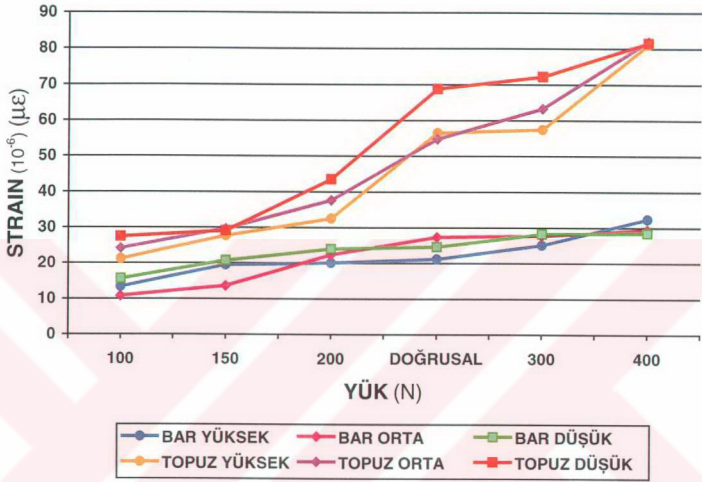
Tablo 4.3. Tutucu tiplerine göre farklı kret yüksekliği ve kuvvetlerde sol implant aksiyel strain değerleri.

	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 4.4. Tutucu tiplerine göre farklı kret yüksekliği ve kuvvetlerde sol implant horizontal strain değerleri.

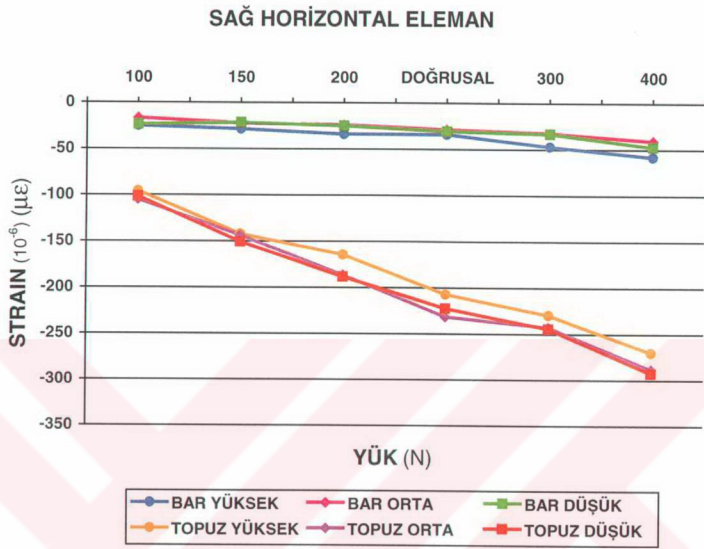
	Bar Ortalama $\pm$ ss Ortanca (altdeğer-üstdeğer)	Topuz Ortalama $\pm$ ss Ortanca (altdeğer-üstdeğer)	P değeri
100 N			
Yüksek kret	-21.1 $\pm$ 9.4 -22.7 ((-)30.7-(-)10.0)	-53.5 $\pm$ 23.4 -57.4 ((-)90.28-(-)22.0)	0.015
Orta kret	-35.9 $\pm$ 12.5 -31.2 ((-)61.4-(-)29.2)	-63.7 $\pm$ 18.4 -60.1 ((-)90.2-(-)40.0)	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	

SAĞ AKSİYEL ELEMAN



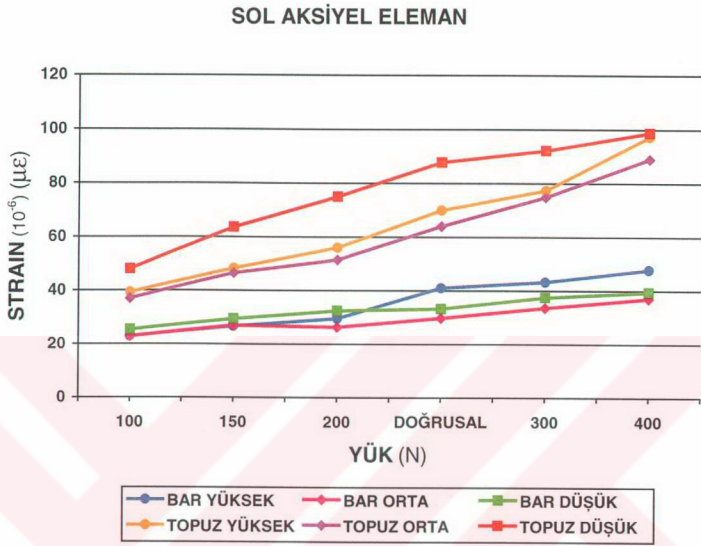
	YÜKSEK		ORTA		DÜŞÜK	
	BAR	TOPUZ	BAR	TOPUZ	BAR	TOPUZ
100 N	13,3622	21,1383	10,7282	24,1533	15,6840	27,4020
150 N	19,4868	27,6450	13,5582	29,6650	20,7265	29,0700
200 N	20,1035	32,5133	22,2737	37,6183	24,0045	43,4300
Doğrusal	21,1445	56,4517	27,3055	54,7133	24,6023	68,7350
300 N	25,1095	57,4550	27,6860	63,2450	28,2853	72,1533
400 N	32,3905	81,1033	29,3607	81,9433	28,5127	81,4867

Şekil 4.1. Farklı tutucu tipleri ve kret yüksekliklerinde, uygulanan yüke karşılık sağ implanttaki *strain gauge*'ın aksiyel elemanında oluşan strain.



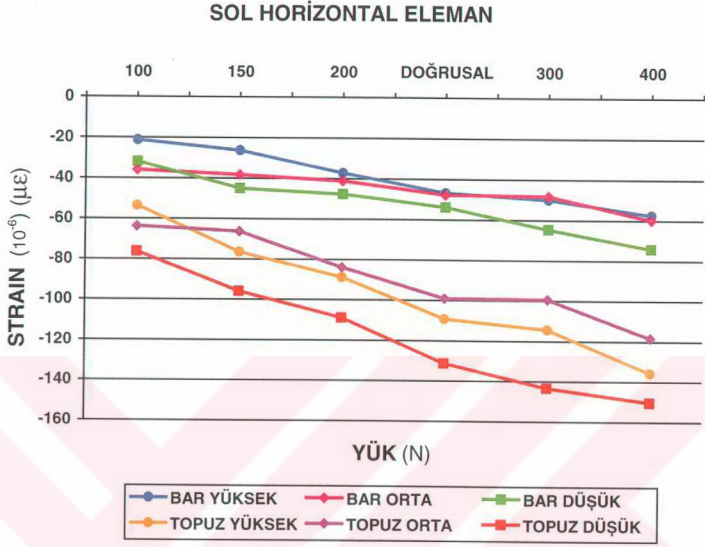
	YÜKSEK		ORTA		DÜŞÜK	
	BAR	TOPUZ	BAR	TOPUZ	BAR	TOPUZ
100 N	21,2950	34,3207	21,1600	36,9387	26,2700	44,7020
150 N	23,2350	40,4975	27,2617	46,4622	32,0150	68,6813
200 N	28,5000	55,9860	26,2967	51,4213	35,0050	83,4067
Doğrusal	39,9100	69,9877	29,6967	65,7475	35,4733	96,0425
300 N	42,0000	77,3993	33,5433	78,1462	37,5250	100,5307
400 N	46,1417	97,2680	37,0017	92,2457	39,5250	108,3995

Şekil 4.2. Farklı tutucu tipleri ve kret yüksekliklerinde, uygulanan yüke karşılık sağ implanttaki *strain gauge*’ın horizontal elemanında oluşan strain.



	YÜKSEK		ORTA		DÜŞÜK	
	BAR	TOPUZ	BAR	TOPUZ	BAR	TOPUZ
100 N	21,2950	34,3207	21,1600	36,9387	26,2700	44,7020
150 N	23,2350	40,4975	27,2617	46,4622	32,0150	68,6813
200 N	28,5000	55,9860	26,2967	51,4213	35,0050	83,4067
Ndoğrusal	39,9100	69,9877	29,6967	65,7475	35,4733	96,0425
300 N	42,0000	77,3993	33,5433	78,1462	37,5250	100,5307
400 N	46,1417	97,2680	37,0017	92,2457	39,5250	108,3995

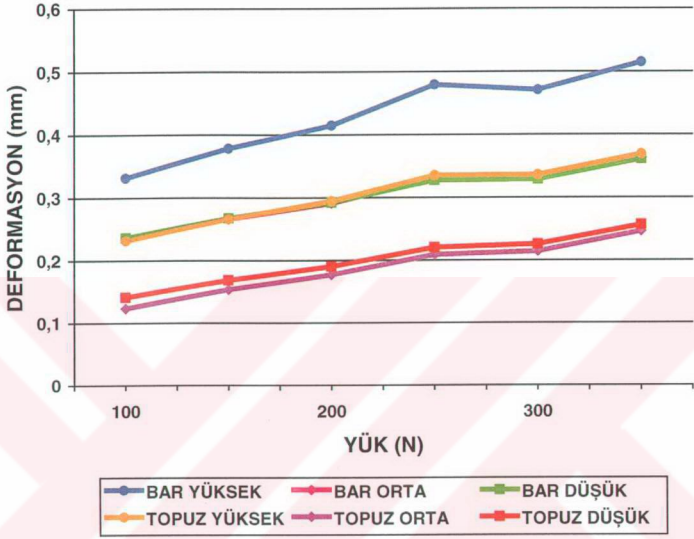
Şekil 4.3. Farklı tutucu tipleri ve kret yüksekliklerinde, uygulanan yüke karşılık sol implanttaki *strain gauge*'in aksiyel elemanında oluşan strain.



Şekil 4.4. Farklı tutucu tipleri ve kret yüksekliklerinde, uygulanan yüke karşılık sol implanttaki *strain gauge*'in horizontal elemanında oluşan strain.

Tablo 4.5. 100 N, 150 N, 200 N, N doğrusal, 300 N, 400 N kuvvet uygulandığında protez kaidesinde dikey yönde oluşan deformasyon miktarları.

	Bar Ortalama $\pm$ ss Ortanca (altdeğer-üstdeğer)	Topuz Ortalama $\pm$ ss Ortanca (altdeğer-üstdeğer)	P değeri
100 N			
Yüksek kret	0.332 $\pm$ 0.1 0.302 (0.23-0.53)	0.231 $\pm$ 0.04 0.224 (0.18-0.30)	0.026
Orta kret	0.232 $\pm$ 0.03 0.240 (0.17-0.26)	0.123 $\pm$ 0.01 0.119 (0.11-0.15)	0.002
Düşük kret	0.236 $\pm$ 0.03 0.232 (0.19-0.28)	0.141 $\pm$ 0.02 0.142 (0.11-0.18)	0.002
P değeri	0.009	0.006	
150 N			
Yüksek kret	0.378 $\pm$ 0.1 0.347 (0.27-0.59)	0.266 $\pm$ 0.05 0.249 (0.21-0.36)	0.041
Orta kret	0.266 $\pm$ 0.03 0.275 (0.21-0.30)	0.153 $\pm$ 0.02 0.148 (0.13-0.20)	0.002
Düşük kret	0.267 $\pm$ 0.03 0.263 (0.22-0.31)	0.168 $\pm$ 0.02 0.167 (0.13-0.22)	0.004
P değeri	0.009	0.002	
200 N			
Yüksek kret	0.415 $\pm$ 0.1 0.388 (0.31-0.63)	0.294 $\pm$ 0.06 0.270 (0.24-0.42)	0.065
Orta kret	0.291 $\pm$ 0.03 0.300 (0.23-0.32)	0.177 $\pm$ 0.02 0.167 (0.15-0.23)	0.002
Düşük kret	0.292 $\pm$ 0.03 0.290 (0.25-0.33)	0.190 $\pm$ 0.03 0.185 (0.15-0.25)	0.004
P değeri	0.009	0.002	
N doğrusal			
Yüksek kret	0.479 $\pm$ 0.1 0.452 (0.38-0.72)	0.335 $\pm$ 0.08 0.305 (0.27-0.50)	0.041
Orta kret	0.330 $\pm$ 0.03 0.330 (0.27-0.37)	0.208 $\pm$ 0.04 0.191 (0.18-0.28)	0.004
Düşük kret	0.327 $\pm$ 0.03 0.323 (0.28-0.37)	0.220 $\pm$ 0.04 0.207 (0.18-0.31)	0.009
P değeri	0.009	0.009	
300 N			
Yüksek kret	0.471 $\pm$ 0.1 0.449 (0.36-0.69)	0.336 $\pm$ 0.08 0.304 (0.27-0.49)	0.041
Orta kret	0.330 $\pm$ 0.03 0.335 (0.28-0.36)	0.214 $\pm$ 0.03 0.201 (0.19-0.28)	0.004
Düşük kret	0.329 $\pm$ 0.03 0.331 (0.28-0.37)	0.225 $\pm$ 0.04 0.218 (0.19-0.30)	0.009
P değeri	0.009	0.006	
400 N			
Yüksek kret	0.515 $\pm$ 0.1 0.492 (0.40-0.74)	0.369 $\pm$ 0.08 0.338 (0.31-0.53)	0.041
Orta kret	0.362 $\pm$ 0.02 0.366 (0.32-0.39)	0.246 $\pm$ 0.04 0.232 (0.21-0.32)	0.004
Düşük kret	0.361 $\pm$ 0.03 0.366 (0.31-0.40)	0.256 $\pm$ 0.04 0.245 (0.22-0.34)	0.009
P değeri	0.01	0.006	



	YÜKSEK		ORTA		DÜŞÜK	
	BAR	TOPUZ	BAR	TOPUZ	BAR	TOPUZ
.100 N	,3320	,2318	,2325	,1235	,2367	,1413
.150 N	,3785	,2660	,2660	,1535	,2673	,1685
.200 N	,4150	,2948	,2910	,1770	,2923	,1902
Ndoğrusal	,4795	,3355	,3307	,2087	,3277	,2203
.300 N	,4710	,3363	,3305	,2140	,3292	,2255
.400 N	,5150	,3692	,3628	,2460	,3612	,2560

Şekil 4.5. Mukozayı taklit eden maddede, 100 N, 150 N, 200 N, N doğrusal, 300 N, 400 N yükler altında, dikey yönde oluşan deformasyon miktarları.

TARTIŞMA

İmplant tutuculu *overdenture*larda, fonksiyon esnasında, implantların çevresindeki alveolar kemiğe, dayanaklara ve rezidüel krete istenmeyen kuvvetlerin iletilmesi önlenmelidir. İmplant biyomekaniğinin daha iyi anlaşılması ile, her hastanın özel durumuna göre tedavi planlaması yapılarak komplikasyonlar azaltılabilir (66). Dental implantlara aşırı kuvvet uygulamanın, başarıyı tehlikeye atabileceğine inanılmaktadır (97-99). İmplantları çevreleyen kemikte, uygulanan kuvvete uyum sağlamak için, *remodeling* olsa da, olayın biyomekanik yönü henüz açıklık kazanmamıştır (100). Protetik dişhekimliğinde ve oral implantlarda mekanik ve biyomekanik problemlere açıklık getirmek amacıyla birçok araştırmacı, fotoelastik modellerden (101-106), sonlu eleman analizinden (3, 10), matematiksel hesaplamalardan (39, 107) ve *strain gauge* tekniğinden (71, 103, 108-114) yararlanarak stres analizleri yapmıştır. Fotoelastik stres analizinde kullanılan materyal, kemiğin, homojen olmayan anizotropik yapısını taklit etmemektedir. Sonlu eleman analizleri ve matematiksel modellerin ise gerçek duruma ne kadar benzediği bilinmediği için, bu yöntemlerle yapılan araştırmalarda tartışmalı noktalar söz konusudur. Farklı tasarımlarda implantların nasıl yüklendiğini tahmin etmek için hazırlanan sonlu eleman bilgisayar modelleri, implant destekli sabit protezlerde faydalı bilgiler verseler de, implant destekli *overdenture*larda kullanımları açıklık kazanmamıştır (66). Menicucci ve ark. (3)'nın *overdenture*larda tutucu tiplerini irdeledikleri sonlu eleman analizinde, mukozanın -viskoelastik özellikleri bilinmesine rağmen- izotropik olduğu ve doğrusal elastikiyet gösterdiği varsayılmıştır.

Strain gauge tekniği, hem in vitro hem in vivo çalışmalarda kullanılabilen ölçüme dayalı bir yöntemdir. Karmaşık rehabilitasyon seçeneklerinin biyomekaniğini incelenmede kullanılabilir (103). Birkaç stres analiz yönteminin birarada kullanılması, araştırma sonuçlarını kuvvetlendirir (115, 116).

İmplantlara uygulanan kuvvetlerin analizi için ilk adım, protezler vasıtasıyla implantlara iletilen kuvvetin nitelik ve niceliğinin belirlenmesidir.

Protezlerden implantlara iletilen kuvvetlerin tespit edilmesi için, protez ile destekleyen implantlar arasına bir ölçüm cihazı yerleştirilmelidir (28, 108). Bu amaçla pek çok araştırmacı değişik yöntemler geliştirmiştir. Richter (28), *strain gauge*’lerle iki boyutlu kayıtlar alırken, Mericske-Stern ve ark. (86, 117), piezoelektrik kuvvet transduserleri ile üç boyutlu çalışmalar yapmışlardır. Glantz ve ark. (108), implantların in vitro ve in vivo yüklenmelerini, *strain gauge*’lerden yararlanarak araştırmışlardır. Duyck ve ark. (118) da *strain gauge* teknolojisine dayalı üç boyutlu ölçüm cihazı kullanarak aksiyel kuvvet ve dik eksenlerde iki eğilme momentini hesaplamışlardır.

Birçok çalışmada tek elemanlı *strain gauge*’ler kullanılmıştır, ancak, *principle strain*’lerin yönünün öngörülemediği karmaşık geometrideki yapılar üzerinde çalışılırken, rozet *strain gauge*’ler tercih edilmeli ve *principle strain*’lerin büyüklük ve yönü, rozet analizi ile saptanmalıdır (119, 120).

Üç boyutlu sonlu eleman analizleri, *bending moment*’lerin, implantın boyun kısmında en fazla streslerin birikimine yol açtığını bildirmiştir (105, 121, 122) . Klinik çalışmalar, kemik kaybının implantın koronal bölgesinde olduğunu göstermektedir (123). Brosh ve ark. (103)’nın in vitro araştırması da bu sonuçları desteklemektedir.

Bu çalışmada, implantların boyun kısımları (103, 123) hafifçe düzleştirildikten (103, 124) sonra, implantlara birer adet üç elemanlı 90° (dikdörtgen) rozet *strain gauge* yapıştırıldı. *Strain gauge*’ler, eğimli bir yüzey üzerinde yerleştirildikleri için oblik (45° açılı) elemanlarda kalibrasyon yapılamadı. Bu nedenle 45° açılı elemanlardan alınan veriler çalışmaya dahil edilmedi. Aynı nedenle *principle strain*’lerin yönü ve büyüklüğü tesbit edilemedi.

Dayanakların implantlara vidalanması ile oluşan streslerin tekrarlanabilirliği, implantın iç kısmındaki yivlerin aşınması, implantların mekanik özellikleri, dayanaklar, protezler, implant-dayanak-protez bağlantıları, vidalama esnasında kullanılan tork kontrol cihazının manuel olup olmamasına bağlıdır

(117) . Bu nedenle dayanaklar implantlara bağlandıktan ve protezler modele yerleştirildikten sonra, ölçümlere başlanmadan, *strain gauge*'ler kalibrasyon yapılarak sıfırlandı.

İmplantların çevresindeki akrilik rezinin, plastik deformasyon gösterme olasılığına karşı, tekrarlayan yüklemelerde, *strain gauge*'lerin üzerinde kalan strain değerleri kontrol edilmelidir. Bu sebeple, bir sonraki yükleme işlemine geçilmeden önce, *strain gauge*'lerin sıfır strain değerine ulaşmaları beklendi. Bir sonraki yükleme için *strain gauge*'ler tekrar sıfırlandı ve kalibre edildi.

Bar tutucu kullanıldığında barın lehimlenme pozisyonunun okluzal düzleme paralel, sagittal düzleme dik olması, implantlara iletilen strain büyüklüklerini etkileyebilir. Bar okluzal düzleme paralel yerleşimli değil ise implantlarda yük paylaşımı eşit olmayabilir ve implantlardan biri daha fazla yüklenebilir.

Model ve protezlerden biri deney düzeneğine yerleştirilerek yapılan ön çalışma sonuçlarına göre, örnekleri tehlikeye atmayacak kuvvet belirlendi ve yük uygulama tablası kullanılarak 400 N'a kadar bilateral, eşzamanlı statik yüklemeler her deney durumu için üçer kez tekrarlandı. Ichikawa ve ark. (95) da, benzer bir çalışmada 500 N'luk statik yükleme yapmışlardır.

İmplantların uzun aksı ile paralel yönde, okluzal düzleme dik, ancak implantlardan daha posteriora bir noktadan kuvvet uygulanacağı için, protezin implantlardan geçen ekseninde rotasyon yaparak dokuya doğru gömüleceği tahmin edildi. Bu nedenle lingualde daha fazla stres oluşacağı düşünüldü (81,94). Karşılaştırılabilir en büyük straini kaydetmek için *strain gauge*'ler, implantların boyun bölgesinde linguale yerleştirildi. Veriler, bu bölgede beklendiği gibi sıkışma tipi deformasyon olmadığını, aksine gerilme tipi strain oluştuğunu gösterdi. Bir cismin dikey yönde gerilmesine ve uzamasına neden olan bir kuvvet, aynı cismin yatay yönde daralmasına neden olmaktadır. Kuvvet aksiyel yönde uygulandığı ve *strain gauge*'in 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. *Strain gauge*'ler aynı noktaya farklı konumlarda yerleştirildiği için, gerçek durum, konumları dikkate alınarak yorumlanmalıdır (112).

Eğer proteze posteriordan dikey yönde kuvvet uygulandığında, tutuculardan geçen eksende saf burkulma olsa idi, implantların lingualinde sıkışma olması beklenirdi. Posteriordan protezin yüklenmesi ve protezin dokuya doğru gömülmesi ile birlikte yükleme açısı değişti. Protezi, ve dolaylı olarak implantı vestibule iten bir bileşen ortaya çıktı. Bu, implantın fasiyale doğru devrilmesine yol açtı, lingual yüzeyde gerilme stresleri ortaya çıktı. *Overdenture*'ların in vitro çalışma ortamında dikey yönde yüklenmesi ile anterior kuvvet bileşeninin ortaya çıkması önemlidir. İmplantların, genellikle aksiyel yönde yüklenmelerine karşın, implantın dental ark üzerindeki konumuna bağlı olarak çiğneme fonksiyonu veya parafonksiyonlar sırasında yatay kuvvetler, hatta moment oluşturabilecekleri başka araştırmacılar tarafından da bildirilmiştir (114, 125). Alveolar kretin anatomisine bağlı olarak çiğneme kuvvetleri altında alt tam protezin anteriora doğru itilme eğilimi vardır (126). Bu durumda gerek bar tutuculu, gerek topuz tutuculu *overdenture*'larda yük, dokunun yanı sıra implantlara da doğrudan iletilmektedir. Yükün ve protezi destekleyen rezilient maddede deformasyonun artması ile, ne oranda olduğu bilinmemekle birlikte, implantların anteriora doğru itilmesi söz konusudur. Bunun sonucunda iki implantın da boyun kısımlarının lingualinde gerilme olmaktadır. Aksiyel konumlu *strain gauge* elemanlarında pozitif değerler okunurken, horizontal elemanlarda negatif değerler okunmuştur. Bar tipi tutucu kullanıldığında, implantlara gelen kuvvetler dağılmakta ve iki implant arasında paylaşılmaktadır.

Overdenture'lara çiğneme kuvvetleri uygulandığında kuvvet, protez kaidesini destekleyen mukoza ve implantlar arasında paylaşılır. Bu paylaşımın hangi oranlarda gerçekleştiği tutucu tipine ve mukozanın deplasman miktarına bağlıdır (126) . Tutucuların dişi-erkek parça ilişkisi ve arada reziliense imkan sağlayan boşluk (*spacer*) bulunup bulunmaması, dişsiz alveolar kret ile implantlar arasına yük paylaşımını etkiler. Heckmann ve ark.(126)'nın

araştırmasında *Dolder bar* kullanıldığında protez kaidesine iletilen kuvvet, topuz tutucudakinden az iken, implantlara iletilen kuvvet daha fazladır. Rezilient tipte tutucular kullanıldığında implantlar üzerine doğrudan iletilen kuvvet azaltılmış olur ve bar tutuculu *overdenture*'larda implantlarda oluşan stres azalır. Bar tutucu terminal konumuna geldiğinde, ara boşluğun stresi azaltıcı etkisine rağmen, implantların anteriora doğru itilmesi engellenmez. İmplantlar üzerine doğrudan kuvvet uygulanmamıştır. Kuvvet, protez, tutucu parça ve erkek parça üzerinden implanta iletilmiştir. Topuz tutucu ile tutuculuğun sağlandığı protezlerde tutucunun özelliği nedeniyle dişi ve erkek parçalar arasında reziliense imkan sağlayan boşluk yoktur ve uygulanan kuvvet doğrudan implantlara iletilir. Bu nedenle topuz tutucular kullanıldığında uygulanan kuvvetin implant ve dişsiz destek alan arasında ne oranda paylaşılacağı önemlidir. Posteriordeki yumuşak dokunun fonksiyon sırasında deplasmanını azaltacak fonksiyonel ölçü teknikleri önem kazanır.

Model deneysel koşulların elverdiği ölçüde simetrik olmasına rağmen, iki rozet *gauge*'in implantlar üzerindeki yerleşimlerinin birebir aynı olması beklenemez. Bu nedenle sağ ve sol implantlardan elde edilen strain verilerinin büyüklük açısından birbiri ile karşılaştırılması söz konusu değildir. Buna karşın, her iki implantın da, kuvvetin uygulandığı noktaya aynı uzaklıkta olması, ve *strain gauge*'lerin yükün uygulandığı yere göre implantların aynı tarafında yer alması nedeni ile, aksiyel elemanlar ve horizontal elemanlar kendi içlerinde benzer karakter sergilediler. İmplantın üzerine yerleştirilen *strain gauge*'in elemanlarının konumu, yerleşimi büyük önem taşır. Tutucu parçaların yerleşimi, bu parçaların erkek parçalarla ilişkisi, protezin dokuya uyumu önem taşır. Protezler arasında ortaya çıkan farklı veriler, tutucu parçaların erkek parçalara göre konumu ile ilişkili olabilir. Akril protezin yapım tekniği, implanta gelecek kuvvetleri ve oluşacak stresleri önemli şekilde etkileyebilir. *Strain gauge*'lerin implantlara yapıştırılması esnasında azami dikkat gösterilse de, *strain gauge*'lerin implant üzerindeki konumları aynı olmayabilir. Yerleşim ve açılanmada, çok küçük de olsa fark olması, iki implanttan elde edilen verilerin

birbirleri ile karşılaştırılmasını olanaksız kılar. Buna karşın veriler büyüklük olarak karşılaştırılamasa da karakter olarak birbirleriyle benzerlik gösterir. Bu deneyde iki implantta *strain gauge*lerin yapıştırıldığı nokta birebir aynı olmadığı, rezilient materyal kalınlığı ve tutucu parçaların özellikleri değişkenlik gösterebildiği için iki implantta farklı veriler elde edilmiştir. Her implant kendi içerisinde değerlendirilmeli ve iki implant birbiri ile karşılaştırılmamalıdır.

Yüklemenin etkisi, *strain gauge*ler üzerinde sağ ve sol implantta her zaman eş zamanlı görülmedi. Bu, *strain gauge* elemanlarının, implant üzerinde simetrik yerleşimli olmamasından, modeldeki minimal asimetriden, tutucu matriksin, erkek parçası ile veya protezle ilişkisinin farklı olmasından, doku uyumunun tam olmamasından, alttaki rezilient materyalin farklı kalınlıklarda ve rezilienste olmasından kaynaklanabilir. Mukozayı taklit eden rezilient plakanın, her noktada aynı kalınlıkta olması, maddenin abzorbe edeceği enerji miktarı açısından önemlidir.

Rezilient materyale kuvvet uygulandığında, materyal, yük/zaman grafiğindeki gibi değil, strain/zaman grafiğindeki gibi davranış gösterir; önce stresi soğurur ve kademeli biçimde şekil değiştirir (Bkz. Şekil 3.10.). Bu nedenle, en fazla stres birikiminin olduğu ve hemen ardından şekil değişikliğinin gerçekleştiği strain değerleri, büyüklük olarak birbirinden çok farklıdır. Buna ek olarak deneyler öncesinde yapılan ön çalışmada protezlerin model üzerine yerleştirilmeleri ile, az veya çok strain olduğu gözlenmişti (Bkz. Tablo 3.1.). Buradan yola çıkarak, protezlerin yapımında kullanılan yöntemlerin, protez-tutucunun dişi parçası-tutucunun erkek parçası arasında, standart bir ilişki sağlayamadığı görülmektedir. İlişki en iyi şekilde sağlanmaya çalışılsa bile implantlar üzerinde ek stresler oluşmaktadır. Bu nedenle her bir implant için standart yükleme yapılsa da farklı strainler oluşur. Modele uygulanan kuvvet, doğrusal artış göstermesine rağmen strain değerlerinin artışı, bahsedilen etkenler nedeniyle aynı karakterde değildir. Strain değerlerinin standart sapması deneysel bir çalışmada beklenenden yüksek olmuştur.

Bu çalışmada topuz tipi tutucular kullanıldığında implantlarda oluşan strainin bar tipi tutuculara göre istatistiksel olarak anlamlı artış gösterdiği gözlemlendi.

İn vivo veya in vitro koşullarda *overdenture*'lara özgü yük iletme karakterlerini inceleyen az sayıda araştırma mevcuttur. Menicucci ve ark. (3), *overdenture*'larda bar ve topuz tutucuların, mukoza ve implantlara ilettiği stresi değerlendirmek amacıyla üç boyutlu sonlu eleman stres analizi yapmışlardır. Stres, topuz tutucular kullanıldığında mukozada daha fazla yoğunlaşırken, bar tutucular kullanıldığında implantlar üzerinde yoğunlaşmaktadır (3). Aynı araştırmacıların daha sonra üç hastada yaptıkları in vivo çalışmada da, mukozaya iletilen stres ile ilgili olarak benzer sonuçlar ortaya konmuştur ancak istatistiksel olarak anlamlı fark bildirilmemiştir. Topuz tutucular protezin stabilitesine bar-klips tutuculardan daha fazla katkıda bulunurlar (4). Duyck ve ark. (9), beş hastada topuz tutuculu, kantilever uzantısız ve uzantılı bar tutuculu *overdenture*'ların, implantlara ilettiği aksiyel kuvvetleri ve devirici momentleri hesaplamışlardır. Çalışmanın sonuçlarına göre, istatistiksel olarak anlamlı olmamakla birlikte, topuz tutucu sistemler daha fazla aksiyel yüklenme oluştururken, bar tutucu sistemler, implantlar üzerinde daha yüksek devirici momentler oluşturmaktadırlar (9). Bu çalışmada *strain gauge*'lerin 45° konumlu elemanlarında kalibrasyon yapılamadığı ve veri kaydedilmediği için *principle strain*'lerin yönü ve devirici momentler hesaplanmamıştır.

Kesiti yumurta şeklinde olan prefabrik *Dolder bar* kullanımı, dayanaklar üzerindeki torku azaltan protez hareketine olanak sağlar (62).

Meijer ve ark. (105)'nin yaptıkları iki boyutlu sonlu eleman analizinde implantlar dikey yönde yüklenmiş, ancak, kuvvetlerin *overdenture* üzerinden iletimi sonlu eleman analizinde incelenmemiştir. Bu sınırlar dahilinde elde edilen sonuçlar, alt çenede kemik yüksekliği azaldıkça mandibular deformasyona bağlı olarak oluşan stresin de arttığı yönündedir. Aynı araştırmacının bir başka çalışması da bu sonuçları desteklemektedir (10). İmplantın boyun kısmında, üst kortikal tabakada daha fazla stres birikimi olur. Dayanakları bağlayan bar, dikey yönde

yüklendiğinde, bar olmayan duruma göre daha fazla sıkışma tipi stres oluşur. Atrofik mandibulada mandibular deformasyon nedeni ile oluşan kuvvetleri en aza indirmek için tek başına tutucuların kullanılması daha uygun olabilir (105). Dar arklarda ve implantların linguale eğimli olduğu olgularda, açılabilir bar tutucu yerine tek tek topuz tutucular kullanılarak oluşacak stresler azaltılabilir (121).

Sadowsky ve ark. (101)'na göre tek başına olan tutucular, destek yapıları, birbirine bar ile bağlanmış tutucu tiplerinden daha az stres iletirler. Kenney ve Richards (102), yaptıkları fotoelastik stres analizi sonucunda optimal stres dağılımı ve implantlara iletilen kuvvetlerin azaltılması için topuz / *O-ring* tutucuların kullanılmasını önermişlerdir.

Mericske-Stern (5)'in retrospektif bir araştırmasına göre *overdenture*'larda kullanılan tutucu tipi biyolojik açıdan implant başarısını etkilememektedir. İki den fazla implant yerleştirilmesine veya bunların splintlenmesine gerek yoktur. Ancak klinik deneyimler, özellikle ileri derecede rezidüel kret kaybı olan hastalarda topuz tutucuların her zaman yeterli tutuculuğu sağlayamadığı yönündedir.

Mericske-Stern (8)'in topuz tutucularla desteklenen *overdenture*'larda yaptığı in vivo çalışmada implantlara iletilen kuvvetin üç ekseninde de azaldığı görülmüştür. Çiğneme esnasında kuvvetin transvers komponenti, özellikle anterior yönde, dikey komponente göre yüksek değerdedir. Ancak bu veriler, klinikte en ideal tutucu tipinin hangisi olduğu konusunda belirleyici değildir. Mericske-Stern ve ark. (86)'nın kullandığı piezzo elektrik transduser yöntemi ile implantların çevresinde oluşan stres ve proteze destek veren dokulara iletilen yükleme kuvvetleri ölçülemez. Stresin implantlar üzerinde mi, alttaki dokularda mı, yoksa tüm mandibulada eşit olarak mı dağıldığı bilinemez. Kuvvetler bireyler arasında da değişkenlik gösterdiği için protezi destekleyen dokulara iletim de farklı olabilir. Rezidüel alveolar kretlerin boyutu ve şekli, bireysel çiğneme şekli ve okluzal performansı etkileyebilir.

İleri derecede rezidüel kret kaybı olan vakalarda implantların splintlenmesi, stabilite açısından iyi sonuç verir. Tutucu matriksin bar ekseninde

dönebilmesi, özellikle yatay kuvvetler söz konusu olduğunda kuvvetin iki implant arasında paylaşılmasını ve implant çevresindeki kemiğin korunmasını sağlar (66) .

Mericske-Stern ve ark. (6), implantların splintlenmesinin, retansiyon mekanizmasının rijid veya stres kırıcı özellikte olmasından daha önemli bir faktör olduğunu bildirmişlerdir. Klinik bulgular karşılaştırıldığında teleskop, yuvarlak bar veya ovoid bar arasında belirgin fark yoktur ancak rijid barların kullanımı kuvvetin paylaşılması açısından faydalı olabilir (6). Splintli implantlara distal bar uzantıları eklenmesi ise yük paylaşımını olumsuz etkiler ve gerilme tipi kuvvetlerin oluşmasına yol açar (7).

Tutucu tipi seçilirken mekanik değerlendirmelerin yanı sıra morfolojik durum, hasta ile ilişkili faktörler (7), üst yapının uyumu ve okluzyon (8) göz önünde bulundurulmalıdır. İmplantlar ve protezi destekleyen mukozanın aynı kuvvet altında farklı miktarda deplasman gösterdikleri de değerlendirilmelidir (95).

Bilinen protez yapım yöntemleri ile elde edilen protezlerde, protez kaidesi-doku uyumu, protez kaidesi-tutucu eleman uyumu, ve bütün bunların doğrudan implant üzerindeki tutucu parça ile ilişkisi pasif olmayabilir. Pasif olmayan bu uyumun klinik olarak implant çevresindeki kemiği hangi boyutlarda etkileyeceği bilinemez. Bu bulgular, tutucu parçaların protez yapıldıktan sonra ağız içinde uyumlanmasını savunan çalışmalarla paralellik göstermektedir.

Sadece protezin model üzerine yerleştirilmesi ile dahi implantlara stres iletilebilir. Bunu en aza indirmek için tutucuların pasif biçimde yerleştirilmesine özen gösterilmiş, ön çalışma ile implantlardaki strain tespit edilmiştir.

Modele uygulanan kuvvet arttıkça rezilient materyalde deformasyon ve implantlardaki strain değerleri artmaktadır. Bu artışın karakteri, rezilient materyalin özellikleri ile ilişkili olarak kademeli biçimde gerçekleşmektedir.

Ağızda mukoza deplasmanı standart miktarda olmamaktadır. Deplasman miktarının ne kadar olduğuna veya kişiden kişiye ne kadar değişiklik

gösterdiğine ilişkin çalışma azdır. Deplasman miktarı, doğal dişte yaklaşık 100 μm , yumuşak dokuda 500 μm civarındadır (127, 128) .

Oral mukoza ve bunu taklit etmek için kullanılan yumuşak materyalin özellikleri ve kuvvet altında gösterdikleri davranış birbirinden çok farklı olabilir (114). Rezilient bir materyale kuvvet uygulandığında madde, katı bir cisim gibi davranmaz. Uygulanan kuvvetin bir kısmını üzerine alır, enerjiyi abzorbe ederek kendisi 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, yani doğrusal olur (125, 129). Bu çalışmada da bu bilgilerle uyumlu bulgular elde edilmiştir.

Dışsiz alveolar kreti örten mukozanın özellikleri ile mukozayı taklit etmek için kullanılan rezilient materyalin davranışlarının ne kadar benzerlik gösterdiği bilinmemektedir. Dışsiz kretleri örten sağlıklı mukoza için basınç altında ne kadar deplasman olacağı veya bu deplasman için eşik kuvvet miktarının ne olduğu bilinmemektedir. Heckmann ve ark. (114)'nın stereolitografik modelleme ile yaptıkları in vivo ve in vitro çalışmalarda, mukozayı taklit eden materyalin özelliklerinin önemi üzerinde durulmuş ve mukozayı taklit eden materyal ile ağız mukozasının farklı deplasman gösterdiği vurgulanmıştır. Protez kaidesini destekleyen ağız mukozasının deplasmanı, in vitro çalışmada kullanılan maddenin reziliensinden daha fazladır. Bu nedenle ağızda, implantlarla yumuşak doku arasında kuvvet paylaşımında implantlara iletilen kuvvet daha fazla olur. İn vitro modelde reziliens miktarı daha az olduğu, mukoza simülantı daha katı olduğu, protez kaidesi daha çok desteklendiği için implantlara daha az, protez kaidesine daha çok kuvvet iletilir (114).

İn vivo koşullarda yumuşak dokunun gösterdiği deplasman miktarı, mevcut kemik ve yumuşak doku miktarına bağlı olarak kişiden kişiye farklılık göstermektedir. Bu değişkeni kontrol altında tutmak amacı ile deneydeki tüm modellerde aynı rezilient plaka kullanılmıştır (66). Farklı kret yükseklikleri için farklı plakalar hazırlanması, aynı maddeden aynı yöntemle üretilse bile kalınlık farklılıklarına, protezlerin doku uyumunda değişikliklere ve farklı sonuçlara yol açacaktır.

Shigeto ve ark. (130), 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 hazırlandı. Böylece üç kret durumunu temsil eden tüm protezlerde sulkus tabanı-protez arası ilişki benzer şekilde sağlanmış oldu.

Deformasyon, biyomekanik kriterleri belirlediği için daha fazla önem verilerek incelenmelidir. Ağızda *overdenture*'un posterioruna çiğneme kuvvetleri uygulandığında, protezi destekleyen yumuşak dokularda deplasman olması kaçınılmazdır. Posterioradaki deplasman miktarını azaltmaya yönelik ölçü teknikleri uygulanırsa, protezin hareketi ile ilişkili olarak implantlara iletilen stresin de azaltılması söz konusu olabilir. Bu nedenle fonksiyonel ölçü çok önem kazanır.

Sadowsky ve Caputo (101)'nin fotoelastik stres analizi sonuçlarına göre, mandibular *overdenture*'larda, kaide plağının posterior dışsız krete teması, ideal stres dağılımı açısından, kullanılan tutucu tipi kadar önem taşır.

Kret yüksekliği değiştiğinde (yüksek, orta, düşük) bununla bağlantılı olarak protezin kapladığı alan da değişmektedir (Bkz. Tablo 3.2.). Bir numaralı model için topuz tutuculu protezin doku yüzeyi alanı 3447 mm², bar tutuculu protezlerin doku yüzey alanı 3398 mm²'dir. İki numaralı model için topuz tutuculu protezin doku yüzeyi alanı 2474 mm², bar tutuculu protezlerin doku yüzey alanı 2425 mm²'dir. Üç numaralı model için topuz tutuculu protezin doku yüzeyi alanı

1689 mm², bar tutuculu protezlerin doku yüzey alanı 1640 mm²'dir. Bir proteze uygulanan kuvvet aynı ise ve yalnızca protezin kapladığı alan azaltılırsa basınç daha fazla olur.

$$P(\text{basınç}) = F (\text{kuvvet}) / A (\text{alan})$$

Kuvvet aynı iken protezin kapladığı alan arttığında, birim alanda oluşan basınç azalır ve protezin dokuya doğru gömülmesinin azalması beklenir. Protez doku yüzey alanı ile strain değerleri arasında nasıl bir ilişki olduğu, implanttaki üst yapı parçası tarafından oluşturulan torka ve gömülme miktarına bağlıdır.

Bu araştırmada protezlerin deplasmanları (dokuya gömülme miktarları), rezilient materyalin özelliği nedeniyle, farklı kret yüksekliklerinde benzer seyir gösterdi (Bkz. Şekil 4.5.). Her iki tutucu tipinde de yüksek kretli protezlerde anlamlı fark gösteren deplasman miktarları, deneysel modelden kaynaklanabilir. 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 olabilirler. Bu durumda yükleme başladığında, protezler modele oturana kadar oluşan hareket de deplasman olarak kaydedilmiştir.

İmplantlar veya çevre sert dokularda yıkıma yol açan kuvvetlerin büyüklüğü bilinmemektedir. İmplantlar ve çevre dokulara iletilen kuvvetler, rehabilitasyonun uzun ömürlü olması için olabildiğince azaltılmaya çalışılmalıdır (66). Glantz ve ark. (108), biyomekaniğin daha iyi anlaşılabilmesi ve geçerli sonuçlar elde edilebilmesi için in vivo çalışmalar yapılması gerektiğini savunmuşlardır. Klinikte yükleme yönü ve büyüklüğü in vitro koşuldan çok farklı olabilir ve farklı sonuçlar doğabilir (108). 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 (66).

SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmanın deneysel koşulları çerçevesinde yapılan araştırmanın sonuçları aşağıdaki verilerle açıklanabilir:

1. İmplant 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 dokuya daha fazla, implantlara daha az kuvvet iletilmektedir. Proteze gelen kuvvetin dağılımının hem destek implantlara, hem de destek dokulara paylaştırılması için fonksiyonel ölçü tekniklerinin ne kadar önemli olduğu ortaya çıkmıştır.

2. *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.

Bu çalışmadan önce yapılan ön çalışmanın bulgularından elde ettiğimiz sonuçlar, *overdenture* tipi protezlerin yapımında kullanılan yöntemlerin, protez, tutucunun dişi parçası ve tutucunun erkek parçası arasında tanımlanabilir (standart) bir ilişkiyi sağlayamadığı yönündedir. Tutucu parçaların protez içindeki konumu, bu parçaların erkek parçalarla ilişkisi, protezin dokuya uyumu önemli parametrelerdir. Protezin yapım tekniği, implanta gelecek kuvvetleri ve oluşacak stresleri önemli şekilde etkileyebilir.

Biyolojik ve mekanik prensipler üzerine inşa edilen *overdenture*'larda, protezin dokuya gömülme miktarı daha fazla önem verilerek incelenmelidir. Ağızda *overdenture*'un posterioruna çiğneme kuvvetleri uygulandığında, posteriordaki deplasman miktarını azaltmaya yönelik ölçü teknikleri uygulanırsa, protezin hareketi ile ilişkili olarak implantlara iletilen stresin de azaltılması söz konusu olabilir.

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.

Ayrıca bilateral balanslı okluzyon olsa da ağızda lokmanın çiğnenmesi tek taraflı gerçekleşmektedir. Bu nedenle, tek taraflı yüklemede kuvvet dağılımının nasıl olduğu daha ileriki çalışmalarda sorgulanmalıdır.



KAYNAKLAR

1. Misch, C.E., Rationale for dental implants, "Contemporary Implant Dentistry" (Ed. C.E. Misch)'de, 2. baskı, Mosby Inc., St. Louis, 1999, s. 3-12.
2. Fine 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. 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.
4. 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.
5. 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.
6. Mericske-Stern R., Piotti M., Sirtes G., 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. Clin Oral Impl Res 1996; 7: 387-396.
7. 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.
8. 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.

9. 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.
10. 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.
11. The Glossary of Prosthodontic Terms, 7. baskı, Mosby, J Prosthet Dent 1999; 81(1): 65, 69, 104.
12. Van Steenberghe D., Implant systems, "Osseointegration In Oral Rehabilitation, An Introductory Textbook" (Ed. I. Naert, D. Van Steenberghe, P. Worthington)'ta 5-2. bölüm , Quintessence Publishing Co, Ltd, London, 1993, s. 77-86.
13. Wataha J.C., Materials for endosseous dental implants. J Oral Rehabil, 23: 79-90, 1996.
14. Brunski J.B., Skalak R., Biomechanics of osseointegration and dental prostheses, "Osseointegration In Oral Rehabilitation, An Introductory Textbook" (Ed. I. Naert, D. Van Steenberghe, P. Worthington)'ta, Quintessence Publishing Co, Ltd, Londra, 1993., s. 133- 156.
15. Albrektsson T. Direct bone anchorage of dental implants. J Prosthet Dent 1983; 50: 255-61.
16. Zitzman N.U., Schärer P. Oral Rehabilitation with dental implants. Clinical compendium., III. Cilt, 1. bölüm, KBM, Zurich, 1997, s. 5-39.
17. Zaimoğlu A., Can G., Ersoy A.E., Aksu L. Dişhekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınlarından Sayı:17, Ankara, 1993, s. 464-471.
18. Wang R.R., Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature. Quintessence Int 1996; 27: 401-408.

- 19.** Lautenschlager E.P., Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. *Int Dent J* 1993; 43: 245-253.
- 20.** Placko H.E., Mishra S., Weimer J.J., Lucas L.C. Surface characterization of Titanium-based implant materials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 355-63.
- 21.** Donley T.G., Gillette W.B. Titanium endosseous implant-soft tissue interface: A literature review. *J Periodontol* 1991 feb; 62(2): 153- 160.
- 22.** Asaoka K., Kuwayama N., Okuno O., Miura I. Mechanical properties and biomechanical compatibility of porous titanium for dental implants. *J Biomed Mater Res* 1985; 19: 699-713.
- 23.** Phillips R.W. *Science of Dental Materials*, 9.baskı, W. B. Saunders Company, Philadelphia, 1991, sf 57-59.
- 24.** Vargas E., Baier R.E., Meyer A.E. Reduced corrosion of cpTi and Ti6Al4V alloy endosseous dental implants after glow-discharge treatment: a preliminary report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7: 338-344.
- 25.** Branemark P.-I., Zarb G.A., Albrektsson T. *Tissue-integrated Prostheses, osseointegration in clinical dentistry*, Quintessence Pub. Co., Chicago, 1985, s. 129-143.
- 26.** Ramp L.C., Reddy M.S., Jeffcoat R.L. Assessment of osseointegration by nonlinear dynamic response. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 197-208.
- 27.** Steinemann S.G. Titanium - the material of choice?. *Periodontology* 2000, 1998; 17: 7-21.
- 28.** Richter E.J. In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(1): 99-108.
- 29.** Albrektsson T.O., Johansson C.B., Sennerby L. Biological aspects of implant dentistry: osseointegration. *Periodontology* 2000, 1994; 4: 58-73.

30. Hobo S., Ichida E., Garcia L.T., Introduction, "Osseointegration And Occlusal Rehabilitation", Quintessence Publishing Co., Tokyo, 1990, s. 3-19.
31. Thomsen P., Titanium and the inflammatory response, "The Branemark osseointegrated implant" (Ed. T. Albrektsson, G.A. Zarb)'ta, Quinessence Pubishing, Chicago, Illinois, 1989, s. 25-35.
32. Dao T.T.T., Anderson J.D., Zarb G.A. Is osteoporosis a risk factor for osseointegration of dental implants? Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8: 137-144.
33. Jemt T. Implant treatment in elderly patients. Int J Prosthodont 1993; 6: 456-461.
34. Brunski J.B. Invivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. Adv Dent Res 1999; 13: 99-119.
35. Stanford C.M. Biomechanical and functional behavior of implants. Adv Dent Res 1999; 13: 88-92.
36. Kinni M.E., Hokama S.N., Caputo A.A. Force transfer by osseointegration implant devices. Int J Oral Maxillofac Implants 1987; 2(1): 11-14.
37. Rieger M.R., Fareed K., Adams W.K., Tanquist R.A. Bone stress distribution for three endosseous implants. J Prosthet Dent 1989; 61: 223-228.
38. Rieger M.R., Mayberry M., Brose M.O. Finite element analysis of six endosseous implants. J Prosthet Dent 1990; 63(6): 671-676.
39. Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. J Prosthet Dent 1983; 49(6): 843-848.
40. Jahangiri L., Devlin H., Ting K., Nishimura I. Current perspectives in residual ridge remodeling and its clinical implications: a review. J Prosthet Dent 1998; 80: 224-37.
41. Atwood D.A., Çoy W.A. Clinical, cephalometric, and densitometric study of reduction of residual ridges. J Prosthet Dent 1971; 26(3): 280-295.

- 42. Mercier P., Lafontant R. Residual alveolar ridge atrophy: Classification and influence of facial morphology. J Prosthet Dent 1979 jan; 41(1): 90-100.**
- 43. Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: A mixed-longitudinal study covering 25 years. J Prosthet Dent 1972; 27(2): 120- 132.**
- 44. Scortecchi, G.M., The completely edentulous mandible, "Implants and Restorative Dentistry" (G. M. Scortecchi, C. E. Misch, K-U. Benner)'de, Martin Dunitz Ltd., Londra, 2001, s. 241-264.**
- 45. Klemetti E., Vainio P. Effect of maxillary edentulousness on mandibular residual ridges. Scand J Dent Res 1994; 102: 309-312.**
- 46. Von Wowern N., Kollerup G. Symptomatic osteoporosis: A risk factor for residual ridge reduction of the jaws. J Prosthet Dent 1992; 67: 656-660.**
- 47. Hirai T., Ishijima T., Hashikawa Y., Yajima T. Osteoporosis and reduction of residual ridge in edentulous patients. J Prosthet Dent 1993; 69: 49-56.**
- 48. Mericske-Stern R. Treatment outcomes with implant-supported overdentures: Clinical considerations. J Prosthet Dent 1998; 79: 66- 73.**
- 49. Zarb GA, Schmitt A. Osseointegration for elderly patients: The Toronto study. J Prosthet Dent 1994; 72: 559-568.**
- 50. Misch, C.E., Divisions of available bone, "Contemporary Implant Dentistry" (Ed. C. E. Misch)'de, 2. baskı, Mosby Inc., St. Louis, 1999, s. 89-108.**
- 51. Cawood J.I., Howell R.A. A classification of the edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Surg 1988; 17: 232-236.**
- 52. Misch, C.E., Divisions of available bone, "Implants and Restorative Dentistry" (G. M. Scortecchi, C. E. Misch, K-U. Benner)'de, Martin Dunitz Ltd., Londra, 2001, s. 59-87.**

53. Misch, C.E., Prosthetic options in implant dentistry, "Contemporary Implant Dentistry" (Ed. C.E. Misch)'de, 2. baskı, Mosby Inc., St. Louis, 1999, s. 67-87.
54. Sadowsky S.J. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. J Prosthet Dent 1997; 78: 28-33.
55. 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.
56. Simons A.M., Campbell Z. The implant-supported overdenture prosthesis for the edentulous maxilla. J Oral Implantology 1993; 19(1): 39-42.
57. Naert I.E., Prosthetic aspects of implant-supported prostheses, "Osseointegration In Oral Rehabilitation, An Introductory Textbook" (Ed. I. Naert, D. Van Steenberghe, P. Worthington)'ta 5-4. bölüm , Quintessence Publishing Co, Ltd, London, 1993, s. 105-122.
58. Johns R., Overdenture treatment with the Branemark implant, "The Branemark osseointegrated implant" (Ed. T. Albrektsson, G.A. Zarb)'ta, Quintessence Publishing, Chicago, Illinois, 1989, s. 215-220.
59. Zarb G.A., Schmitt A. Implant prosthodontic treatment options for the edentulous patient. J Oral Rehabil 1995; 22: 661-671.
60. DeBoer J. Edentulous implants: Overdenture versus fixed. J Prosthet Dent 1993; 69: 386-390.
61. Parel S.M. Implants and overdentures: The osseointegrated approach with conventional and compromised applications. Int J Oral Maxillofac Implants 1986; 1(2): 93-99.
62. Hobo S., Ichida E., Garcia L.T., Osseointegrated implants in overdentures, "Osseointegration And Occlusal Rehabilitation"da, Quintessence Publishing Co., Tokyo, 1990, s. 187-208.
63. Karlsson S., Carlsson G.E., Oral motor function and phonetics in patients with implant-supported prostheses, "Osseointegration In Oral

Rehabilitation, An Introductory Textbook” (Ed. I. Naert, D. Van Steenberghe, P. Worthington)’da, Quintessence Publishing Co, Ltd, London, 1993. Sf: 123-132.

64. Eckert S.E., Laney W.R. Patient evaluation and prosthodontic treatment planning for osseointegrated implants. Dent Clin North Am 1989; 33(4): 599-618.
65. Jacobs R., Schotte A., van Steenberghe D., Quirynen M., Naert I. Posterior jaw bone resorption in osseointegrated implant-supported overdentures. Clin Oral Impl Res 1992; 3: 63-70.
66. 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.
67. Norton M., Dental implants. A guide for the general practitioner. Quintessence Publishing Co Ltd, London, UK, 1995, s. 113-131.
68. Ben-Ur Z., Gorfil C., Shifman A. Anterior implant-supported overdentures. Quintessence Int 1996; 27: 603-606.
69. Chan M.F.W-Y., Johnston C., Howell R.A., Cawood J.I. Prosthetic management of the atrophic mandible using endosseous implants and overdentures: A six year review. Br Dent J 1995; 179: 329-337.
70. Zitzman N.U., Schärer P. Oral Rehabilitation with dental implants. Clinical compendium., III. Cilt, 2. bölüm (Edentulous mandibula), KBM, Zurich, 1997, s.97-103.
71. Jemt T., Carlsson L., Boss A., Jörméus 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.
72. Sonugelen M., Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik. 2002, Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları No:17, Ege Üniversitesi Ege Meslek Yüksekokulu Basımevi, Bornova, İzmir. S.1-158.

73. Misch, C.E., Clinical Biomechanics in implant dentistry, "Contemporary Implant Dentistry" (Ed. C.E. Misch)'de, 2. baskı, Mosby Inc., St. Louis, 1999, s. 303-316.
74. Hobo S., Ichida E., Garcia L.T., Biomechanical considerations on osseointegrated implants, "Osseointegration And Occlusal Rehabilitation", Quintessence Publishing Co., Tokyo, 1990, s. 265-280.
75. Hobo S., Ichida E., Garcia L.T., The importance of occlusion, "Osseointegration And Occlusal Rehabilitation", Quintessence Publishing Co., Tokyo, 1990, s. 257-263.
76. Weinberg L.A. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8: 19-31.
77. Brunski J.B., Hipp J.A. In vivo forces on endosteal implants: A measurement system and biomechanical considerations. J Prosthet Dent 1984; 51(1): 82-90.
78. Rangert B., Jemt T., Jörneus L. Forces and moments on Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants 1989; 4: 241-247.
79. Mericske-Stern R., Zarb G.A. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. Clin Oral Impl Res 1996; 7: 153-161.
80. Mericske-Stern R., Hofmann J., Wedig A., Geering A.H. In vivo measurements of maximal occlusal force and minimal pressure threshold on overdentures supported by implants or natural roots: A comparative study, part 1. Int J Oral Maxillofac Implants 1993; 8: 641-649.
81. 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.
82. 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.

83. Carr A.B., Laney W.R. Maximum occlusal force levels in patients with osseointegrated oral implant prostheses and patients with complete dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1987; 2(2): 101-108.
84. Lindquist L.W., Carlsson G.E. Long-term effects on chewing efficiency and bite force of treatment with mandibular fixed prostheses on osseointegrated implants in complete denture wearers. Universities of Lund and Göteborg, Dept. Of Stomatognathic Physiology. Report Series No. 14, 1986.
85. Lindquist L.W., Carlsson G.E. Long-term effects on chewing with mandibular fixed prostheses on osseointegrated implants. *Acta Odontol Scand* 1985; 43: 39-45.
86. 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.
87. Akazawa H., Sakurai K. Changes of blood flow in the mucosa underlying a mandibular denture following pressure assumed as a result of light clenching. *J Oral Rehabil* 2002; 29: 336-340.
88. Nedelman C.I., Bernick S. The significance of age changes in human alveolar bone and mucosa. *J Prosthet Dent* 1978; 39(5): 495-501.
89. Uchida H., Kobayashi K., Nagao M. Measurement in vivo of masticatory mucosal thickness with 20 MHz B-Mode ultrasonic diagnostic equipment. *J Dent Res* 1989; 68(2): 95-100.
90. Preti G., Bassi F., Barbero P., Lorenzetti M., Valente G. Histological changes in edentulous oral mucosa under implant-supported overdentures. *J Oral Rehabil* 1996;23: 651-654.
91. Ismail J.Y.H., Occlusal considerations in implant prosthodontics, "Implant Prosthodontics: Surgical and prosthetic techniques for dental implants" (Ed. M. J. Fagan)'ta 15. bölüm, Mosby-Year Book Inc., St. Louis,1990, s. 217-229.

92. Pipko D.J., Effects of occlusion on dental implants, "Implant Prosthodontics: Surgical and prosthetic techniques for dental implants" (Ed. M. J. Fagan)'ta 16. bölüm, Mosby-Year Book Inc., St. Louis, 1990, s. 230-237.
93. Hobo S., Ichida E., Garcia L.T., Ideal occlusion, "Osseointegration And Occlusal Rehabilitation", Quintessence Publishing Co., Tokyo, 1990, s. 315-328.
94. 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.
95. 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.
96. Feit D.B. The altered cast impression technique revisited. JADA 1999; 130: 1476-1481.
97. Quirynen M., Naert I., Van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in Branemark® system. Clin Oral Implant Research 1992; 3: 104.
98. Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. Clin Oral Implant Research 1996; 7: 143.
99. Isidor F. Loss of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque. Clin Oral Implant Research 1997; 8: 1.
100. Hoshaw S.J., Brunski J.B., Cochran C.V.B. Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modelling and remodeling. Int J Oral Maxillofac Implants 1994; 9: 345.

101. 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.
102. Kenney R., Richards M.W. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 559-564.
103. 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.
104. Thayer H.H., Caputo A.A. Photoelastic stress analysis of overdenture attachments. *J Prosthet Dent* 1980; 43(6): 611-617.
105. 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.
106. Federick D.R., Caputo A.A. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 624-632.
107. Koolstra J.H., Van Eijden G.J., Weijs 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.
108. Glantz P.O., Rangert B., Svensson A., Stafford G.D., Arnvidarson B., Randow K., Linden U., Hulten J. On clinical loading of osseointegrated implants. A methodological and clinical study. *Clin Oral Implants Res* 1993; 4: 99-105.
109. Glantz P.O., Strandman E., Svensson S.A., Randow K. On strain in fixed mandibular reconstructions. I. An in vitro study. *Acta Odontologica Scandinavica* 1984; 42: 241-249.
110. Stafford G.D., Glantz P.O. Intraoral strain gauge measurements on complete dentures: a methodological study. *J Dent* 1991; 19: 80-84.

111. Tashkandi E.A., Lang B.R., Edge M.J. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis. *J Prosthet Dent* 1996; 76: 158-164.
112. Glantz P-O., Nyman S., Strandman E., Randow K. On functional strain in fixed mandibular reconstructions. *Acta Odontol Scand* 1984; 42: 269-276.
113. Patterson E.A., Burguete R.L., Thoi M.H., Johns R.B. Distribution of load in an oral prosthesis system: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1995; 10(5): 552-560.
114. 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.
115. Assif D., Marshak B., Horowitz A. Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported fixed partial denture. *J Prosthet Dent* 1996; 75: 285-291.
116. Clelland N.L., Gilat A., Mc Glumphy E.A., Brantley W.A. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993;8(5): 541-548.
117. Mericske-Stern R., Assal P., Buergin W. Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo. A methodological study. *Clin Oral Impl Res* 1996; 7: 378-386.
118. Duyck J., Van Oosterwyck H., De Cooman M., Puers R., Vander Sloten J., Naert I. Three-dimensional force measurements on oral implants: a methodological study. *J Oral Rehabil* 2000; 27: 744-753.
119. Yamashita J., Shiozawa I., Takakuda K. A comparison of in vivo and in vitro strain with posterior fixed partial dentures. *J Prosthet Dent* 1997; 77: 250-255.

- 120.** Dally J.W., Riley W.F. Experimental Stress Analysis, 2.baskı, Mc Graw Hill Book Company, New York, 1978, s. 127- 338.
- 121.** 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.
- 122.** 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.
- 123.** 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.
- 124.** Lindström H., Physics E., Preiskel H. The implant-supported telescopic prosthesis: a biomechanical analysis. Int J Oral Maxillofac Implants 2001; 16: 34-42.
- 125.** Bidez M.W., Misch C.E. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. J Oral Implantol 1992; 18: 264-274.
- 126.** 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.
- 127.** Muhlemann H.R. Tooth mobility: a review of clinical aspects and research findings. J Periodont 1967; 38: 686-713.
- 128.** Picton D.C.A. Vertical mobility of cheek teeth during biting. Arch Oral Biol 1963; 8:109-118.
- 129.** Timoshenko S.P., Goodier J.N. Theory of elasticity, 3.baskı, Mc Graw-Hill Book Company, New York, 1970.
- 130.** 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.



THE UNIVERSITY OF MICHIGAN
JOURNAL OF PROSTHODONTICS