



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



MARBURG ÇİFT KRON TUTUCULU İMPLANT ÜSTÜ PROTEZLERİN BİYOMEKANİK ANALİZİ

Fatma Şehnaz KAZOKOĞLU

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

DANIŞMAN

Prof. Dr. K. Funda AKALTAN

2010 - ANKARA

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**MARBURG ÇİFT KRON TUTUCULU İMPLANT ÜSTÜ
PROTEZLERİN BİYOMEKANİK ANALİZİ**

Fatma Şehnaz KAZOKOĞLU

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

DANIŞMAN

Prof. Dr. K. Funda AKALTAN

**Bu tez, Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Müdürlüğü
tarafından 2007-08-02-082 proje numarası ile desteklenmiştir.**

2010 - ANKARA

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Doktora **Programı**

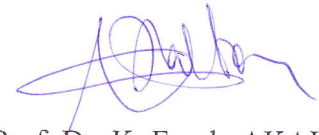
çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından
Doktora **Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 08/07/2010

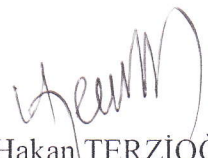
Prof. Dr. Ali ZAIMOĞLU
Ankara Üniversitesi
Jüri Başkanı



Prof. Dr. Sevil M. ŞAHMALI
Hacettepe Üniversitesi
Raportör



Prof. Dr. K. Funda AKALTAN
Ankara Üniversitesi



Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU
Ankara Üniversitesi



Prof. Dr. Kıvanç AKÇA
Hacettepe Üniversitesi

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay	ii
İçindekiler	iii
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
Şekiller	viii
Çizelgeler	x
Denklemler	xi
1. GİRİŞ	1
1.1. İmplant Üstü Protezler	1
1.1.2. Tutucular	6
1.1.2.1. Bar Tutucular	7
1.1.2.2. Stud Tutucular	10
1.1.2.3. Mıknatıs Tutucular	11
1.1.2.4. Teleskop Tutucular	13
1.1.2.5. Teleskop Tutucunun Türleri	13
1.1.2.5.1. Rijit Teleskop Tutucular	13
1.1.2.5.2. Esnek Teleskop Tutucular	16
1.1.2.5.3. Ataşmanlı Teleskop Tutucular	18
1.2. Temel Mekanik Kavramlar	20
1.2.1. Gerilme (Stress)	20
1.2.2. Gerinim (Strain)	21
1.2.3. Gerilme-gerinim ilişkisi	22
1.2.4. Germe/Akma dayanıklılığı	22
1.2.5. Orantı sınırı	22
1.2.6. Elastik Modülü	23
1.2.7. Poisson Oranı	23
1.3. Kuvvet Analiz Yöntemleri	23
1.3.1. Teorik Kuvvet Analizi Yöntemleri	24

1.3.2.	Deneyisel Kuvvet Analizi Yöntemleri	25
1.4.	Çalışmanın Amacı	28
2.	GEREÇ VE YÖNTEM	29
2.1.	Deney Kurgusu	29
2.1.1.	Gerinim Ölçerlerin Seçilmesi	29
2.1.1.1.	Gerinim Ölçer uzunluğu	29
2.1.1.2.	Gerinim Hassasiyeti	30
2.1.1.3.	Kendiliğinden Isı Kompanzasyonu (S.T.C)	30
2.1.1.4.	Gerinim Ölçer Şekli	30
2.1.1.5.	Gerinim Ölçer Direnci	31
2.1.1.6.	Kaide Materyali	31
2.1.2.	Üst Çene Modelinin Hazırlanması	32
2.1.2.1.	İmplantların Konumlandırılması	32
2.1.1.2.	Gerinim Ölçer Yerleştirme Tekniği	32
2.1.2.3.	Üst Çene Modelinin Tamamlanması	37
2.1.3.	Protezlerin Hazırlanması	38
2.1.4.	İmplant Üstü Protezlerin Bitirilmesi	40
2.2.	Gerinim Ölçer Yönteminde Ölçümde Kullanılan Aletler	41
2.2.1.	Wheatstone Köprüsü	41
2.2.1.1.	Çeyrek Köprü	43
2.2.1.2.	Yarım Köprü	43
2.2.1.3.	Tam Köprü	44
2.2.2.	Yükselteçler (Amplifikatörler)	44
2.1.4.	Üst Çene Modelinin Yükleme Düzenine Bağlanması ve Yükleme Yapılması	44
2.2.	Verilerin Elde Edilmesi	45
3.	BULGULAR	47
3.1.	İmplantlara ait Gerinimlerin Değerlendirilmesi	47
3.2.	Dişsiz Kretlere ait Gerinimlerin Değerlendirilmesi	50
3.3.	İmplantlara ait Gerinim Yönleri	53
4.	TARTIŞMA	54

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	65
ÖZET	66
SUMMARY	67
KAYNAKLAR	68
ÖZGEÇMİŞ	78

ÖNSÖZ

Üst çenede kullanılan implant üstü protezler ve ülkemizde az tanınan Marburg çift kron tutucu ile ilgili yeterli çalışma mevcut değildir. Ana bağlayıcı kullanılmadan da yapılabileceği öne sürülen, sabit protezlere benzer rahatlık, fonksiyon sağlama özelliği ve sürtünmesiz tutuculuk sağlayan yapısı sayesinde Marburg çift kron sisteminin diğer teleskop sistemlerine göre avantajları vardır. Doğal dişlerle desteklenen Marburg çift kron tutuculu hareketli protezlerin biyomekanik analizi yapılmış olmasına rağmen, implant üstü protezlerde kuvvet dağılımı konusunda literatürde çalışmalara rastlanmamıştır. In vitro çalışmamızın amacı, klinik olarak başarılı sonuçların gözlendiği ileri sürülen Marburg çift kron tutuculu implant üstü protezlerin implant çevresi ve destek dokular üzerinde oluşturdıkları gerinimlere ışık tutmaktır.

Doktora eğitimim ve tez çalışmam süresince deneyimini, bilgisini, sabrını ve desteğini benden esirgemeyen; aynı zamanda geleneksel hoca öğrenci ilişkisinin ötesinde düşüncelerimi ve duygularımı rahatlıkla paylaşabileceğim bir ortam yarattığı için çok sevgili hocam, Prof. Dr. Funda Akaltan'a teşekkürlerimi sunarım.

Maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen aileme ve doktora hayatımda hep yanımda olan çok sevgili arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Çene modelini oluştururken tüm lehim işlemlerini büyük bir sabır ve titizlikle gerçekleştiren Teknik Destek Grubu'ndan Uğur Kurd'a; teknik konulardaki sorularımı bıkmadan yanıtlayan Dr. Dt. Volkan Şahin'e teşekkürü bir borç bilirim.

Çalışmanın gerçekleşmesi için maddi destek sağlayan Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Müdürlüğü'ne ve Astra Tech implant firmasına teşekkür ederim.

SİMGELER ve KISALTMALAR

E	Elastik modülü
ϵ	Gerinim (epsilon)
K	Gerinim hassasiyeti
L	Uzunluk
μ	Mikron
MÇK	Marburg çift kron (Marburg Double Crown)
mm	Milimetre
N	Kuvvet birimi (Newton)
ν	Poisson oranı (nu)
Ω	Elektriksel direnç birimi (ohm)
P	Basınç
Pa	Basınç birimi
pH	Asitlik veya alkalinite derecesini tarif eden ölçü birimi
ϕ	Asal gerinimin referans elemana göre açısı (phi)
PMMA	Polimetilmetakrilat
R	Direnç
ρ	Özdirenç birimi (rho)
σ	Gerilme birimi (sigma)
SS	Standart sapma
STC	Self temperature compensated (Kendiliğinden ısı kompanzasyonu)
τ	Kayma gerilmesi birimi (tau)
V	Elektriksel potansiyel birimi (Volt)

ŞEKİLLER

Şekil 1.1.	İki posterior segmentin oluşturduğu açının açıortayına dik yerleştirilen bar	9
Şekil 1.2.	Silindirik ve konik tasarımlı teleskop tutucular	14
Şekil 1.3.	Sürtünmesiz dikey hareketliliğe sahip ve kısmen paralel alt yapı ile üst yapıdan oluşan esnek teleskop tutucu	17
Şekil 1.4.	Rotasyonel harekete izin veren teleskop tutucu ünite	17
Şekil 1.5.	Çiğneme kuvvetleri altında MÇK sistemi	20
Şekil 1.6.	Gerilme-gerinim ilişkisi	22
Şekil 2.1.	Tek elemanlı ve 45°'lik dikdörtgen rozet gerinim ölçer	30
Şekil 2.2.	Gerinim ölçerlerin model üzerindeki konumları ve numaralandırılmaları. Dişsiz kretteki gerinim ölçerler (anterior bölgedeki, A; posterior bölgedekiler, P ve P'); implantlara ait gerinim ölçerler (G1, G2, G1' ve G2').	35
Şekil 2.3.	Tek elemanlı gerinim ölçerin akril yapı üzerine yapıştırılması	35
Şekil 2.4.	Üç elemanlı rozet gerinim ölçerlerin akril yapılar üzerine yapıştırılması ve lehimlerin tamamlanması	36
Şekil 2.5.	Direnç kontrolü	36
Şekil 2.6.	Şeffaf akrilik rezinin polimerizasyonu sonucu elde edilen model	37
Şekil 2.7.	Lehimleri tamamlanmış kabloların modeldeki konumu	38
Şekil 2.8.	Silikon materyalin model üzerine yerleştirilmesi	38
Şekil 2.9.	MÇK sistemine ait alt yapılar	39
Şekil 2.10.	TC-Snap tutucular	39
Şekil 2.11.	Barın modele yerleştirilmesi	39
Şekil 2.12.	MÇK, topuz ve bar tutuculu implant üstü protezler	40
Şekil 2.13.	Ana bağlayıcıları kesildikten sonra MÇK, topuz ve bar tutuculu implant üstü protezler	40

Şekil 2.14.	Gerinim ölçüm sistemi bileşenleri	41
Şekil 2.15.	Wheatstone köprüsü	42
Şekil 2.16.	Çeyrek köprü düzeni	43
Şekil 2.17.	Yarım köprü düzeni	44
Şekil 2.18.	İmplant üstü proteze yükleme yapılması	45
Şekil 2.19	Saatin ters yönüne göre yapılmış gerinim ölçer elemanlarının numaralandırılması ve açı ölçümü	46
Şekil 3.1	İmplantlara ait asal gerinim yönleri	53

ÇİZELGELER

Çizelge 3.1.	Tutuculara göre implant çevresindeki farklı gerinim ölçerlerden ana bağlayıcı ve ana bağlayıcısız olarak yapılan ölçümlere ilişkin tanımlayıcı istatistikler ($\mu\epsilon$)	48
Çizelge 3.2.	İmplant çevresinde tekrarlayan ölçümlerde varyans analizine göre varyasyon kaynaklarının önemliliğinin test edilmesine ilişkin istatistik sonuçları	48
Çizelge 3.3.	İmplant çevresinde ana bağlayıcı x tutucu ile ilgili tanımlayıcı istatistikler ($\mu\epsilon$)	49
Çizelge 3.4.	İmplant çevresinde gerinim ölçer x tutucu ile ilgili tanımlayıcı istatistikler ($\mu\epsilon$)	49
Çizelge 3.5.	Dişsiz bölgede farklı konumlardaki gerinim ölçerlerde protezlere göre ana bağlayıcı ve ana bağlayıcısız olarak yapılan ölçümlere ilişkin tanımlayıcı istatistikler ($\mu\epsilon$)	50
Çizelge 3.6.	Dişsiz bölgede tekrarlayan ölçümlerde varyans analizine göre varyasyon kaynaklarının önemliliğinin test edilmesine ilişkin istatistik sonuçları	51
Çizelge 3.7.	Dişsiz bölgede ana bağlayıcı x tutucu ile ilgili tanımlayıcı istatistikler ($\mu\epsilon$)	51
Çizelge 3.8.	Dişsiz bölgede gerinim ölçer x tutucu ile ilgili tanımlayıcı istatistikler ($\mu\epsilon$)	52
Çizelge 3.9.	Dişsiz bölgede tutucu x gerinim ölçer ile ilgili tanımlayıcı istatistikler ($\mu\epsilon$)	52

DENKLEMLER

Denklem 1.1. Gerilme denklemi	20
Denklem 1.2. Gerinim denklemi	21
Denklem 1.3. Elastik modülü denklemi	23
Denklem 1.4. Bir iletkenin elektriksel direncinin hesaplanması	27
Denklem 1.5. Gerinim hassasiyetinin hesaplanması	27
Denklem 2.1. Wheatstone köprüsü çıkış denklemi	42
Denklem 2.2. Maksimum ve minimum asal gerinim değerinin hesaplanması	46
Denklem 2.3. Asal gerinim yönünün hesaplanması	46

1. GİRİŞ

1.1. İmplant Üstü Protezler

Diş çekimini takiben gerçekleşen kemik rezorbsiyonu, orofasiyal morfolojinin değişimine yol açar. Rezorbsiyon sonucu dokuların kuvvetlere yeterince karşı koyamamasıyla beraber tutuculuk ve stabilite eksikliği, konvansiyonel tam protez kullanan hastada acıya, rahatsızlığa ve yetersiz oral fonksiyona neden olur (Chan ve ark.,1998).

Konvansiyonel tam protezlerin dezavantajları şu şekilde sıralanabilir:

- Düzgün fabrikasyon için aşırı detay gerekliliği,
- Stabilite eksikliği (özellikle alt protezde),
- Retansiyon eksikliği (özellikle alt protezde),
- Sürekli devam eden kemik yıkımının retansiyon ve stabilite kaybını arttırması,
- Çiğneme fonksiyonunda bozukluk,
- Sosyal problemler (protezin düşmesi, doğal olmayan görünüm),
- Tam protez kullanan hastaların bir daha diş tedavisine ihtiyaç duymayacaklarını düşünmeleri (Doundoulakis ve ark., 2003).

Dental implantların kullanımı, protezlerin tutuculuk, stabilite ve çiğneme fonksiyonunu geliştirerek tam dişsiz hastaların yaşam kalitesini artırmaktadır (Kenney ve Richards, 1998; El Sheikh ve ark., 1999; Chun ve ark., 2005).

Tam dişsizlik durumunda, tedavi planını belirlerken kemiğin kalitesi, implantların dağılımı, konumu, sayısı, ark formu, karşıt çenedeki doğal dişler ve protez tipi, çeneler arası ilişki, okluzal ilişki, tamir kolaylığı, hastanın ekonomik durumu, beklentileri ve estetik gibi faktörler dikkate alınır (Mericske-Stern ve ark., 2000; Jivraj ve ark., 2006).

Tam dişsizlikte implantların kullanıldığı farklı tedavi seçenekleri, implant destekli sabit protezleri, hibrit protezleri ve implant üstü protezleri içerir (Bueno-Samper ve ark., 2010).

İmplant destekli sabit protezler, minimal rezorbsiyon, sınırlı arklar arası mesafe varlığında, sadece eksik dişlerin restore edileceği durumlarda tercih edilir. Beumer (1993), minimum altı implant kullanılması gerektiğini önermiştir. Ciddi miktarda labial rezorbsiyon olması halinde, restore edilen dişler çok uzun olur ve interproksimallerde büyük boşluklar gözlenir. Yüksek dudak hattı olan hastalarda, sonuç estetik açıdan yetersiz olabilir. Ayrıca büyük boşluklar konuşmayı olumsuz yönde etkiler. Bu problem için kemik greftleme işlemleri gerekebilir. Maliyeti, implant kaybı halinde tüm protezin etkilenmesi ve porselen yapının kırılması halinde tamir güçlüğü de dezavantajları arasında sayılabilir (Sadowsky, 1997; Bueno-Samper ve ark., 2010). Ancak, implant destekli sabit protezler doğal dişlere benzer rahatlık ve fonksiyonları nedeniyle pek çok hastanın tercihi olabilir (Zitzmann ve Marinello, 1999b).

Hibrit protezler; orta ve ileri çene rezorbsiyonunda, genellikle dört ya da beş (üst çenede dört ile altı) implant kullanılarak yapay dişlerin, akrilik rezin ile metal alt yapıya bağlanmasıyla oluşturulan bir protez tipidir (Sadowsky, 1997). Alt yapı titanyum, kıymetli bir alaşım ya da zirkonyumdan oluşturulup üzerine porselen diş ve dişeti de yerleştirilebilir (Bueno-Samper ve ark., 2010). Ancak, yeterli dudak desteği sağlanamayabilir. Fonetik problemler en sık karşılaşılan şikayetlerdendir. Ayrıca hijyen sağlamak zordur (Sadowsky, 1997). Labial flanjlara hijyen sağlamak amacıyla kısaltılması ise hastada tükürük ve hava kaçışına neden olabilir. Ayrıca implant vida açıklıklarının bukkale doğru konumlanması vidalı protezler için estetik problemler oluşturur. Hibrit protezler, yüksek gülme hattı olmayan hastalarda, düşük maliyetli bir sabit proteze imkan sağlamış olur. Metal destekli porselen tasarımına göre daha basit, ucuz ve tamiri daha kolaydır (Stevens ve ark., 2000; Bueno-Samper ve ark., 2010).

İmplant/diş üstü protezler, bir ya da daha fazla doğal diş, kök ve/veya implantı örten ve destek alan hareketli protezlerdir. Bu protezler doğal diş, kök ve/veya implantlar tarafından kısmen desteklenir ve bu destekleri örter (Glossary Prosthodontic Terms, 2005). İmplant üstü protezler tasarım şekline, tutuculuk yöntemine ve destek aldığı dokuya göre farklılık gösterir. İmplant üstü protezler, implant-doku destekli (tutuculu) ve implant destekli olarak sınıflandırılabilir (Hebel ve ark., 2000).

İmplant destekli protez, ileri kret rezorbsiyonu varlığında yüz desteği ve hijyen sağlayabilecek flanjlı bir hareketli protez gerektiğinde tercih edilebilir (Sadowsky, 1997). İmplant ve implant destekli protez arasında rijit bir ilişki vardır. Yumuşak dokudan desteğe ihtiyaç duyulmaz. Biyomekanizması sabit ve hibrit protezlere benzemektedir (Bueno-Samper ve ark., 2010). İmplant destekli bir protez için dört ile altı implant gereklidir. Yüksek kas bağlantılarına, bıçak sırtı kretlere, keskin mylohyoid çıkıntılara, yüzeysel mental sinire ya da protezin basıncıyla kolaylıkla irrite olabilen hassas mukozaya sahip hastalarda implant destekli protez uygulanabilir (Sadowsky, 1997).

İmplant-doku destekli protez, stabilite problemi olan hastalarda basit ve etkili bir çözüm sağlar. En az iki, en çok dört implant kullanılarak yapılır (Bueno-Samper ve ark., 2010). Az sayıda implant kullanıldığı için uzun cerrahi işlemlerin yaratabileceği riskler ve maliyet azaltılmış olur (Sadowsky, 1997). İmplant-mukoza destekli protezlerde kullanılan tutucu tipi nedeniyle bir miktar rotasyonel ve vertikal hareket gözlenir. Bazı hastalar için bu istenmeyen bir durumdur (Hebel ve ark., 2000). Ayrıca implant yerleştirilmemiş bölgelerde kronik okluzyon basıncı alveoler kemiğin rezorbsiyonuna neden olabilir (Bueno-Samper ve ark., 2010).

İmplant üstü protezlerin avantajları şu şekilde özetlenmiştir:

- Minimum anterior kemik kaybı, kemik kaybının önlenmesi,
- Daha iyi estetik,
- Daha iyi stabilite,
- Daha iyi okluzyon
- Yumuşak doku yaralanmalarında azalma,
- Çiğneme performansı ve kuvvetinde belirgin artış,
- Okluzal etkinlikte artış,
- Daha iyi retansiyon,
- Daha iyi destek,
- Daha düzgün fonetik,
- Konvansiyonel tam proteze kıyasla protez hacminde azalma (Misch, 2005),
- Daha düşük maliyet (Alharbi, 2006),
- Oral hijyenin daha rahat sağlanması,
- Geceleri protezin çıkarılması sayesinde nokturnal parafonksiyon etkilerinin azalması,
- İmplant pozisyonunun daha az kritik olması (Hebel ve ark., 2000),
- Prognatik görünümün düzeltilmesi (Fanuscu ve Caputo, 2004).

İmplant üstü protezlerin, implant destekli sabit protezlere olan üstünlükleri ise şu şekilde belirtilmiştir:

- İmplant sayısında azalma (cerrahi işlemlerin daha kolay olması),
- Labial flanaj ve yapay dişlerle daha iyi bir estetik,
- Yumuşak dokulardaki üstünlük (peri-implant dokularda daha kolay iyileşme ve sondlamada daha az cep oluşumu),
- Parafonksiyonel alışkanlığı olan bireylerde geceleri protezlerin çıkartılabilmesi,
- Cerrahi, protetik ve laboratuvar aşamalarının daha ucuz ve basit olması (Misch, 2005),
- İmplant pozisyonunun daha az kritik olması (DeBoer, 1993),

- Çoğu zaman açılı abutment kullanılmaya gerek duyulmadan paralel yerleştirilmemiş implantlarla protetik tedavinin daha rahat uygulanması(Ercoli ve ark., 1998).

İmplant üstü protezlerin dezavantajları şu şekilde özetlenebilir:

- Psikolojik (takıp çıkarılan bir protez istenmemesi),
- Çeneler arası belli bir mesafe gerektirmesi,
- Uzun dönem bakım gerektirmesi (besleme, tutucu değişimi ve her yedi yılda bir yeni protez yapılması),
- Posterior bölgede kemik yıkımının devam etmesi,
- Protezin altına gıda kaçması,
- Protezin hareket etmesi (Misch, 2005),
- Kusma refleksi olan hastalarda damak bölgesinin açık bırakılmasının gerekliliği (DeBoer, 1993).

Alt çeneye kıyasla, dişsiz üst çenede tedavi planlaması, alt çenedeki doğal dişlerin stabilizasyonu bozan etkisi, iskeletsel ilişkilerdeki sapmalar ve kusma refleksi nedeniyle daha karmaşıktır (Chan ve ark., 1998). Üst çenede kemik miktarı ve kalitesinin yetersiz olması ile yüksek estetik beklentiler tedavi planlamasını güçleştirir. Ayrıca diş çekimini takiben üst çenede anterior bölgede horizontal kemik rezorbsiyonu vertikal rezorbsiyonun iki katı kadardır. Posterior bölgede ise vertikal ve horizontal atrofi aynı oranda gerçekleşir. Kret genişliği çoğunlukla yeterli olmakla beraber alveoler kret ile nazal ve maksiler sinus tabanı arasındaki dikey mesafe implant uygulaması için kısıtlayıcı birer faktördür ve çoğunlukla ileri cerrahi işlemlere ihtiyaç duyulabilir (Narhi ve ark., 2001; Jivraj ve ark., 2006).

1.1.2. Tutucular

İmplant üstü protezler; implant, sistemin tipine bağlı olarak tutucunun dişi ya da erkek parçasını içeren abutment ve tutucunun tamamlayıcı parçasını taşıyan protez unsurlarından oluşur (Davis, 1990).

Tutuculuk ve stabilite esas olarak tutucular yoluyla implantlar tarafından; desteklik ise hem implant hem de dişsiz posterior kretler tarafından sağlanır (Fanuscu ve Caputo, 2004).

Tutucu unsurlar, yükü implant ve kemiğe iletirler. Ancak, kuvvet iletiminin yapısı tam olarak bilinmemektedir (Assunção ve ark., 2008). Tutucular, implant çevresinde kuvveti en uygun şekilde dağıtmalı ve kemikteki yükün fizyolojik sınırlar içerisinde kalması sağlanmalıdır. Aksi takdirde, bu kuvvetler implant üzerinde yıkıcı etki oluşturur (Porter ve ark., 2002; Çekiç ve ark., 2007).

Günümüzde pek çok farklı tutucu tipi kullanılmaktadır. Tutucu seçiminde ağız hijyeni, anatomik koşullar (alt-üst çene ilişkisi, mesafesi, karşit ark dentisyonu vb.), implantlar arası mesafe, retansiyon ihtiyacının miktarı, biyomekanik etkenler, protezin hasta tarafından rahatlıkla takılıp çıkartılabilmesi, hastanın psikolojik durumu ve beklentileri, hastanın sosyal statüsü ve ekonomik durumu, hekim ve teknisyenin deneyimi belirleyicidir. Bu faktörlere ek olarak destek sayısı ve kretteki dağılımı, alveoler kretin formu ve rezorbsiyon miktarı da göz önünde bulundurulmalıdır (Wismeijer ve ark., 1995; Menicucci ve ark., 1998; Bergendal ve Engquist, 1998; Duyck ve ark., 1999; Pasciuta ve ark., 2005; Trakas ve ark., 2006; Shafie, 2007).

Farklı tutucu tipleri kullanıldığında daha yüksek oranda başarı elde edilebileceği düşünülerek pek çok çalışma yapılmakta; ancak herhangi bir tutucu sistemin diğerine üstünlüğüne dair bilimsel bir kanıt bulunmamaktadır (Mericske-Stern, 2003).

İmplant üstü protezlerde kullanılan tutucular:

- Bar tutucular,
- Stud tutucular,
- Miknatıs tutucular,
- Teleskop tutucular olarak sınıflandırılabilir (Heckmann ve ark., 2001; Shafie, 2007).

1.1.2.1. Bar Tutucular

Bar tutucular iki ya da daha fazla implant alt yapıyı birbirine bağlayan ünitelerdir. İmplantların birbirine bağlanması daha fazla dayanıklılık sağlamaktadır (Ichikawa ve ark., 1996).

Kesit şekillerine göre üç tip bar bulunmaktadır. Bunlar, okluzal yüzü yuvarlatılmış paralel kenarlı, yuvarlak ve oval kesitlidir (Spiekermann ve ark., 1995).

a) Paralel (U şeklinde) kesitli bar:

- Rijittir.
- Dört destek varlığında uygundur.
- Kennedy CI III vakalarında kullanılabilir.
- İmplantlar düz bir hat şeklinde birleştirilir.

b) Yuvarlak kesitli bar:

- Esnektir.
- Dayanıklara yatay ve çapraz kuvvetler gelmesini azaltır (Bilhan ve Mumcu, 2007).
- Kaidenin vertikal hareketine daha çok izin verir ve implantlar üzerinde U şeklindeki barlardan daha az tork oluşturur (Abd El-Dayem ve ark., 2009).

c) Oval kesitli bar (Dolder):

- Hem esneklik hem de indirekt tutuculuk açısından avantajlıdır (stres kırıcı mekanizmadır) (Bilhan ve Mumcu, 2007).

Ayrıca üst kısmı yuvarlak kesitli ve dokuya doğru uzantısı olan Hader bar, yarı esnek özellikte bir bar çeşididir. Dokuya uzanan kısım, barın dayanıklılığını artırır; esnekliğini azaltır (Misch, 2005).

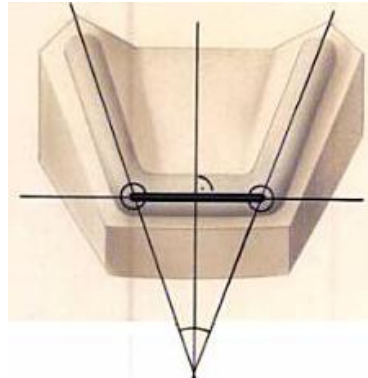
Barlar, prefabrik ya da şahsi olabilir. Millenmiş ya da şahsi barların yerine daha ucuz ve sağlam olmaları nedeniyle prefabrik barlar tercih edilir (Abd El-Dayem ve ark., 2009). Şahsi barlarda (custom-fabricated bar) protez kaidesinin tam olarak adaptasyonunu sağlamak için rehber düzlemler oluşturulur. Böylece, rotasyonel ve lateral kuvvetlere karşı stabilite ve dayanıklılık elde edilmiş olur. Ayrıca şahsi barlar dil boşluğuna uygun olarak kret şekline göre hazırlanabilir. Bu bar tasarımının o-ring, topuz, ERA ve locator tutucularla kullanılabilmesi diğer bir avantajıdır. Protezin vertikal hareketini engelleyen tüm tutucu sistemleri bar sistemine ya da implanta bağlanarak kullanılabilir. Ayrıca implant üstü protez alt yapısının daha uyumlu olması için “spark erosion” tekniği de kullanılabilir. Ancak, bu işlem millenmiş bara göre masraflı ve teknik olarak daha hassastır (Alharbi, 2006). Bar tutuculu implant üstü protezlere klipslerin uygun şekilde yerleştirilmesine imkan vermeyen yetersiz bir mesafe varlığında millenmiş barlar tavsiye edilir (Zitzmann ve Marinello, 1999a).

Barlar, metal veya plastik klipslerle kullanılabilir. Plastik klipsler metalden ucuz olması ve daha kolay yerleştirilebilmesi açısından avantajlıdır. Ayrıca plastik klipsler, bar üzerinde metal klipslerden daha az aşınmaya neden olurlar. Fakat plastik klipslerde uyumlandırma yapılamaz (Walton ve Ruse, 1995).

Barlar rutin olarak, üst çenede implant üstü protezlerde, atrofik rezidüel kretli alt çenede ve belirgin kret konturuna bağlı olarak ikiden fazla implantın yerleştirildiği alt çene implant üstü protezlerde tavsiye edilir. İntraoral defektler varsa, yaralanabilir yumuşak dokulardaki yükü azaltmak amacıyla rijit barlar tercih edilir (Zarb ve ark., 2004).

İnterokluzal mesafe yetersizse, hastanın ekonomik durumu uygun değilse ve iyi hijyen sağlayamayacağı düşünülen hastalarda bar tutuculu protezlerin uygulanması tercih edilmez (Bilhan ve Mumcu, 2007). Ayrıca çene anatomisinden dolayı ya da implantların çok distale yerleştirilmesi nedeniyle bar tutucu yapıldığı takdirde dil hareketlerinde kısıtlamalar meydana gelecekse, bar tutuculu implant üstü protez yapımı kontrendikedir (Krennmair ve ark., 2006).

Barın doğru konumu, implantların uygun yerleştirilmesi ile sağlanır. İdeal olarak bar, iki posterior segmentin oluşturduğu açının açıortayına dik olarak yerleştirilir (Şekil 1.1) (Spiekermann ve ark., 1995). Ancak, barın menteşe eksenine paralel yerleştirilmesi gerektiği hipotezi yapılan çalışmalarca desteklenmemiştir (Oetterli ve ark., 2001; Shafie, 2007).



Şekil 1.1. İki posterior segmentin oluşturduğu açının açıortayına dik yerleştirilen bar.

Optimum bar uzunluğu 22-27 mm olarak belirtilmiştir (Svetlize ve Bodereau, 2004). İmplantların merkezleri arasında minimum 10-12 mm mesafe gerektiği ileri sürülmüştür (Zitzmann ve Marinello, 1999a). Anterior arkın kurvatürü ve büyüklüğüne göre bar uzunluğunun 15-25 mm aralığında değişebileceği de belirtilmiştir (Mericske-Stern, 2003). İmplantlar birbirine çok yakın yerleştirilirse, bar çok kısa olur. Bu durumda, protez için yeterli tutuculuk ve rehberlik sağlanamaz. İmplantlar arkta birbirlerine çok uzak yerleştirilirse, düz bir hatta seyreden bar, dil boşluğunun daraltılması gibi yapısal ve fonksiyonel problemlere neden olabilir (Spiekermann ve ark., 1995). Bar kullanmak için arklar arası mesafenin minimum 10 mm kadar

olması gerekmektedir. Bu mesafe alveoler kret mukozasından alt kesicilerin insizalleri ya da posterior dişlerin okluzal düzlemleri arasında ölçülür (Zitzmann ve ark., 1999a).

Rijit barlardan uzanan kısa distal uzantılar (kantilever), protezin horizontal hareketini önler ve stabiliteyi artırır (Zarb ve ark., 2004). Ancak, üst çenede kemik kalitesi ve kuvvet yönü açısından kantilever barlar önerilmemekle beraber (Kramer ve ark., 1992; Benzing ve ark., 1995), üst çenede sadece dört destek varlığında 4 mm'lik bir kantilever uygulanabileceğini belirten araştırmacılar da vardır. Distal lehim bağlantılarında kırılmalar olabileceğini de eklemişlerdir (Preiskel ve Preiskel, 2009). Alt çenede ise kantilever birinci premolardan daha posteriora doğru uzatılmamalıdır (Mericske-Stern, 2003).

1.1.2.2. Stud Tutucular

Bu tutucular iki gruba ayrılır: (1) ekstraradiküler, ana parça implanttan uzanır, ve (2) intraradiküler, ana parça protez kaidesinin bir parçasıdır ve implant içinde özel hazırlanmış girintiye tutunur. Bu tutucular, ilave destek, stabilite ve retansiyon sağlarlar (Preiskel, 1996). Farklı türleri arasında, topuz, o-ring, locator, ERA, ZAAG tutucular sayılabilir.

Topuz tutucular, bar tutucuyla beraber en çok tercih edilen tasarımlardan biridir. Ayrıca, implantlar çizgisel yerleştirildiğinde bar dışında uygulanabilecek esnek bir tutucu türüdür (Ben-Ur ve ark., 1996). İmplant üstü protezlerde hemen hemen tüm sistemlerde yaygın olarak kullanılmakta olan bir tutucudur. Avantajları:

- Düşük maliyeti,
- Farklı retansiyon derecelerine sahip olması,
- Protezin komplike bir şekilde yapılmasının getireceği zaman kaybına neden olmamasıdır (Misch, 2005).

Topuz tutucular, doku destekli tam dişsiz ağızların restorasyonunda tercih edilir. Birbirinden bağımsız destekler kaide içindeki metal bir başlık ya da halka şeklinde bir lastik içine bağlanırlar. İçindeki naylon yapı vertikal sıkıştırıcı hareketler sonucunda destek ile kaide arasında rotasyona izin verir; yani esnek bir düzeneştir. İmplantlar arasında 28°'ye kadar olan paralellikten sapmaya izin verir.

Ayrıca anatomik kısıtlılığı olan hastalar için topuz tutucular ideal bir seçenektir. Topuz tutucular barlara nazaran uygulamalarının daha kolay olması, teknik hassasiyet ve fazladan laboratuvar işlemleri gerektirmemeleri, daha az yer kaplamaları, daha hijyenik olmaları, vertikal yüksekliğin bar yapımına izin vermediği ve implantlar arasındaki mesafenin fazla olduğu durumlarda endikasyon bulan bir bağlantı türüdür. Ayrıca bar uygulamaları dil için gerekli mesafeyi vermeyebilir. Tüm implant sistemlerinde topuz tutucu üst yapı seçeneği mevcuttur. Kimi sistemlerde o-ring şeklinde bağlantılı tutucular kimi sistemde de klips şeklinde bağlantılar kullanıma sunulmaktadır. Zamanla gözlenen tutuculuk kaybı; naylonların değiştirilmesi ve klipslerin özel anahtarlarla aktive edilmesi ile giderilir (Menicucci ve ark., 1998).

1.1.2.3. Mıknatıs Tutucular

Diş hekimliğinde kullanılan mıknatıslı sistemler, mıknatıs ve keeper'ı içerir. Mıknatıs, neodimyum-demir-boron veya samaryum-kobalt alaşımından oluşur. Neodimyum- demir-boron alaşımının, samaryum-kobalt alaşımından birim hacim başına % 20 daha güçlü olduğu belirtilmiştir. Keeper ise manyetize olabilen paslanmaz çelik ya da yüksek paladyum alaşımından yapılır. Protez ağza yerleştirildiğinde, keeper'ın protezdeki mıknatısla teması sonucu keeper, indüklenmiş mıknatıs haline geçer. Protez çıkartıldığında ise, keeper manyetize olmamış haline döner ve keeper çevresindeki manyetik alan yok olur (Akaltan ve Can, 1995).

Mıknatıs tutucular, giriş yoluna bakılmaksızın uygulanabilir; böylece farklı tutucularla da beraber kullanılabilir. Yaşlı ve engelli hastalar için protezin takip çıkartılması kolaydır. Ayrıca lateral kuvvetler nedeniyle protezde kayma ya da mıknatıs tutucunun dislokasyonu olduğundan lateral kuvvetlerin destekler üzerindeki olumsuz etkisi önemli derece azalır (Preiskel ve Preiskel, 2009).

Neodimyum-demir-boron gibi mıknatıslar oral sıvılarda kolayca korozyona uğrar. Ağız ortamında, mıknatıs ve keeper'ın kimyasal erozyon ve çiğneme, fırçalama gibi işlemler neticesinde mekanik aşınmaya karşı koyması gerekir. Bunun için parilen ve epoksi rezinle sırlanmış paslanmaz çelik kaplama, lehim ya da lazerli lehim işlemleri uygulanabilir (Thean ve ark., 2001).

Mıknatıs tutucuların mekanik tutuculara kıyasla en büyük avantajları korozyona uğramadıkları takdirde tutuculuk özelliklerini kaybetmeden fonksiyon görebilmeleri ve kullanıma bağlı olarak uyumlama gerektirmeyişleridir (Thean ve ark., 2001).

Mıknatıs tutucular, küçük boyutları, düşük maliyeti, teknik zorluk içermemesi, uygun yük dağılımı sayesinde tercih edildiği halde tutuculuğun stud ataşmanlara kıyasla yetersiz olduğu belirtilmiştir (Rutkunoz ve Mizutani, 2004).

Yapılan bazı çalışmalar, mıknatıs tutucuların horizontal yer değiştirme kuvvetlerine karşı direnç gösterememesine rağmen, çiğneme etkinliği ve maksimum ısırma kuvveti açısından diğer tutucu sistemlerine az ya da çok benzer olduğunu göstermiştir (Van Kampen ve ark., 2002; Van Kampen ve ark., 2004). Bar ve topuz tutuculara kıyasla tutuculuğunun yetersiz olduğu da belirtilmiştir (Chung ve ark., 2004).

Mıknatıs tutucuların, küresel tutuculara göre daha çok plak retansiyonuna neden olduğu (Davis ve Packer; 1999) ve hastaların bar ve küresel tutuculara kıyasla daha az tercih ettikleri gözlenmiştir (Preiskel ve Preiskel, 2009).

1.1.2.4. Teleskop Tutucular

Teleskop tutucular, çift kron tasarımına dayanır. Çift kron tasarımı, destek yapıya simante edilen bir alt yapı (primer koping) ve hareketli proteze rijit bir şekilde bağlanmış uyumlu bir üst yapıdan oluşmaktadır. Üst yapı, alt yapı üzerine yerleşerek bir teleskop tutucu ünitesi meydana getirir. Alt yapı, destek dişi çürük ve termal iritasyonlardan korunurken, üst yapının tutuculuk ve stabilitesi için temel oluşturur. Teleskop tutucunun sayısı, açılanması ve dental arktaki dağılımı ise protezin tutuculuğunu ve stabilitesini etkiler. Teleskop tutucuların avantajları olarak; desteklerden birinde başarısızlık gözleendiğinde, protezin yeniden düzenlenebilmesi, splintleme etkisinin sabit protezlere benzemesi ve oral hijyenin kolaylıkla sağlanması sayılabilir (Langer, 1980; Langer ve Langer, 2000). Ayrıca destek yapıdaki açılanmalar teleskop sistemin üst yapısı ile telafi edilebilir (Preiskel ve Tsolka, 1998). Teleskop tutucular tek veya çok sayıda kullanılabilirler (Langer 1980).

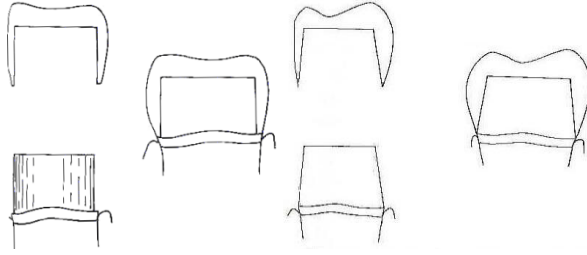
1.1.2.5. Teleskop Tutucunun Türleri

Teleskop tutucuların tasarımında iki temel prensip izlenir. İlk prensip, alt ve üst yapı arasında geleneksel rijit ilişki yaklaşımını takip eder. Diğer prensip ise, alt ve üst yapı arasında hareket veya esnekliğe dayanır.

1.1.2.5.1. Rijit Teleskop Tutucular

Rijit teleskop tutucular, üst yapının yerleştirilip çıkarılması esnasında her iki yapı arasındaki yüzeyler arası sürtünmeyi esas alan, teleskobun silindirik prensibine dayalı alt yapıları içerir (Şekil 1.2) (Langer, 1980).

Estetik gereksinimler sonucunda ise konik tasarımlar geliştirilerek estetik malzemeye yer sağlanmış; sıkıca birleşen tutucuların konik tasarımları gibi modifikasyonları ortaya çıkmıştır (Şekil 1.2). Rijit ve stabil ilişki, protezin tutuculuğunu sağlarken, restorasyonda birden fazla tutucu kullanıldığında destek dişler de splintlenmiş olur (Langer, 1980).



Şekil 1.2. Silindirik ve konik tasarımlı teleskop tutucular (Langer, 1980).

Alt yapı ile üst yapı arasındaki yüzey etkileşiminin rijitliği iki faktöre bağlıdır:

- 1- Tasarımın mekanik temelini oluşturan ve yüzeyler arası sürtünmenin miktarını belirleyen alt yapı tasarımı,
- 2- Ünite yüzeyleri arasında gerekli olduğunda harekete izin verecek tarzda bir boşluk hazırlanarak temas sıklığının modifikasyonu.

Teknik olarak alt yapının duvarları ne kadar paralelse, alt yapının üst yapıyla tutuculuğunu sağlayan mekanik sürtünme o kadar fazla olacaktır. Mekanik kavramanın gücü, doğrudan temas yüzeyi miktarına ve ünitenin karşılıklı yüzeyleri arasındaki uyumun başarısına bağlıdır. Alt yapı duvarlarının konikleştirilmesi ünite bileşenleri arasındaki kavramayı azaltır. Alt yapının konik formu üst yapıyı yerinde tutan sıkıştırma kuvvetlerinin oluşmasını sağlayacak şekilde eğik düzlem prensibine uyar. Üst yapı, alt yapıya doğru bastırıldığında, alt yapı kama görevi yaparak üst yapıyı yerinden çıkarıcı kuvvetlere karşı koyar. Konikleşme açısı azaldıkça birbirine uyan yüzeyler arasındaki sıkıştırma kuvvetleri artar ve üst yapıyı yerinden çıkarmak için daha fazla kuvvet gerekir (Langer, 1980).

Alt ve üst yapı duvarları arasında sürtünme mevcut olmadığında aralarındaki kavrama uygun konikleşme açısı seçilerek belirlenir. Bu açı her bir diş için ayrı ayrı seçilebilir. Bunu sağlamak için freze işlemleri, *konometer* adı verilen ve destek dişlerin giriş açıları arasındaki etkileşmeyi önleyen cihazda yapılmaktadır. 2-12° arasında bir açı seçilerek, hem uygun bir tutuculuk hem de proteze rahat bir giriş yolu sağlanır. Normal koşullarda 6°'lik bir konikleşme açısı tavsiye edilir. Freze teknikleri ile tutucuya yüksek derecede hassasiyet ve etkinlik kazandırılabilir (Langer, 1980).

Konik tasarımlı alt yapıların hazırlığında kullanılan diğer yöntem serbest el yöntemidir; alt yapılar freze cihazları kullanılmaksızın hazırlanır ve servikal marjin tasarımı omuz (cervical shoulder), oluk (chamfer) ya da bizotajlı (bevelled) olabilir. Üst yapılar dişeti hizası üzerinde sonlanır ve marjinleri alt yapının bitiş çizgisiyle uyumludur; bu şekilde dişeti sağlığı için en uygun koşullar sağlanmış olur. Labial yüzde hazırlanan omuz, oluk veya bizotaj estetik malzeme için yer sağlar.

Galvano-teleskopik alt yapıların kullanımıyla da üst yapıyla uyumlu ve takıp çıkarılabilen protezler yapılabilir. Galvano işlemi, negatif yüklü katoda, elektrolit çözeltisindeki metal iyonlarının çökmesi ve katot yüzeyinde saf metal bir yapının oluşmasıyla gerçekleşir. Bu teknik sayesinde dental restorasyonun tam olarak uyumu sağlanır. Elektroforming tekniğinin diğer bir avantajı ise kullanılan %99,9 saf galvano altınının biyouyumluluğudur. Konvansiyonel metal-seramik kronlara komşu marjinal dokularda kıymetsiz alaşım ve oksit tabakasının neden olduğu koyu renklenme galvano-seramik restorasyonlarda gözlenmez.

Alt yapıya ince bir tabaka gümüş iletken uygulandıktan sonra, üst yapı elektroforming yoluyla %99,9 saf altından elde edilir. Bu yöntem, tam bir marjinal uyum ve telekop ünitesinin sürtünmesel tutuculuğunu sağlar. Döküm teleskop restorasyonların üst yapıları için istenen tutuculukta hazırlanması için gerekli teknik beceri ve zamana ihtiyaç duyulmaz (Greven ve ark., 2007).

Elektroforming işlemi, döküm metal alt yapılara kıyasla üstün uyumu ve ekonomik olması sayesinde avantajlıdır. Ayrıca tam seramik sistemler kullanılabilir. Tam seramik sistemler, korozyona dirençli olmakla beraber düşük ısı ve elektrik iletkenliğine sahiptir. Özellikle direnci sayesinde zirkonyum seramikler hareketli bölümlü protez desteği olarak kullanılabilir. Ayrıca zirkonyum kronlar, alt ve üst yapılar arasındaki galvanik akımı engelleyip destek yapıyı ısıya karşı koruyabilir. Ancak, zirkonyum kronlar, döküm alt yapılardan daha hacimlidir (Uludağ ve ark., 2008).

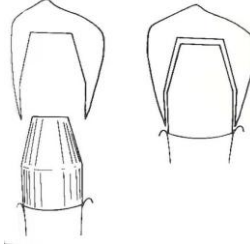
1.1.2.5.2. Esnek Teleskop Tutucular

Esnek teleskop tutucularda, fonksiyon esnasında doku destekli hareketli protez ile destek arasında esneklik oluşur ve kuvvet kırıcı etki tutucunun kendisi tarafından sağlanır.

Tutucunun her iki kısmı arasında esneklik alt ve/veya üst yapının şekli modifiye edilerek veya aralarındaki sıkı yüzey teması kesilerek elde edilir. Bu tür tasarımlar sonucu elde edilen dikey veya rotasyonel hareket serbestliği hareketli protezin destek dişlere göre esneklik göstermesini sağlar (Langer, 1980).

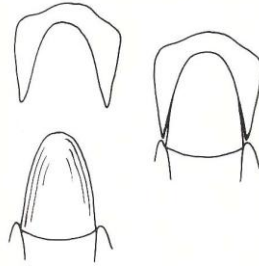
Langer'e göre, Hofman ve Ludwig ile Hofman, alt yapıların tüm yüzeylerini, yüksekliklerinin yarısına kadar freze cihazında hazırlarlar. Vestibül yüzeyler ve alt yapının kalan okluzal yarısı konik şekillidir. Okluzal yüzde oral mukozanın esneklik miktarına bağlı olarak 0,2-0,5 mm arası bir boşluk bırakılır. Mukozanın esnekliği arttıkça, bırakılacak boşluk miktarı da artar. Üst yapının geri kalan kısmında 0,03-0,04 mm'lik bir boşluk hazırlanır (Şekil 1.3). Üst yapı sürtünmesiz bir dikey hareketliliğe sahiptir. Protezler rahatça yerleştirilip çıkarılabilir; çünkü destek dişler sayılarına bakılmaksızın ortak bir giriş yoluna göre freze işlemine tabi tutulurlar. Hareketli protez diş

destekli değildir ve tutucunun her iki bileşeni yalnızca okluzyonda temas ederler (Langer, 1980).



Şekil 1.3. Sürtünmesiz dikey hareketliliğe sahip ve kısmen paralel alt yapı ile üst yapıdan oluşan esnek teleskop tutucu (Langer, 1980).

Alt yapısı hafif konik bir forma sahip olan ve bileşenleri arasında rotasyon sağlanan bir teleskop tutucu Şekil 1.4'te gösterilmektedir. Teleskop tutucu, okluzal kuvvetler yumuşak dokuların serbest sonlu kısımda basınç altında bükülmesine sebep olduğunda protezin rotasyonuna imkan sağlayan ikinci bir döküm boşluğuna sahiptir. (Langer, 1980).



Şekil 1.4. Rotasyonel harekete izin veren teleskop tutucu ünite (Langer, 1980).

Teleskop tutuculu sistemlerde protezin doku destekli kısmından destek dişlere kuvvet iletimi genellikle dişin uzun aksına paraleldir (Wenz ve Lehmann, 1998; Wenz ve ark., 2001).

Teleskop tutucular dental restorasyonlara hem sabit hem de hareketli restorasyonların birçok avantajını kazandırmaktadır. Tasarım ve yapıları herhangi bir hasta için splintleme, stabilizasyon, desteklik, tutuculuk veya kuvvet kırıcılık gereksinimlerini karşılayacak tarzda değiştirilebilir (Langer, 1980).

Üst yapının hareketli olması avantajlıdır; sabit bir restorasyonu destekleyen bir veya birden fazla diş erken kaybedilecek olursa restorasyonun yeniden yapılması veya tamiri gerekeceğinden teleskop tutuculu sistemler bu tür restorasyonlara iyi bir alternatif oluştururlar. Sabit protezlerin aksine anterior dişlere dokunulmaksızın çift taraflı splintleme sağlanabilir. Bir diğer avantaj ise daha iyi bir estetik görüntü sağlamak için kaybedilen kemik doku yerine protez kaidesinin kullanılabilmesidir (Langer, 1980).

Destek dişin tüm marjin çevresi boyunca dişetine kolayca ulaşım mümkündür; bu sayede ağız bakımının sağlanması da kolaydır (Langer,1980). Yine ortak bir giriş yolunun sağlanması, uzun sabit protetik restorasyonların parçalara ayrılabilmesi, daha uygun marjinal adaptasyonun sağlanabilmesi, üst yapının geçici olarak simante edilebilmesi ve ileride tedavi planında değişiklikler yapılmasına imkan vermeleri de teleskop tutuculu sistemlerin diğer avantajlarıdır (Weaver, 1989).

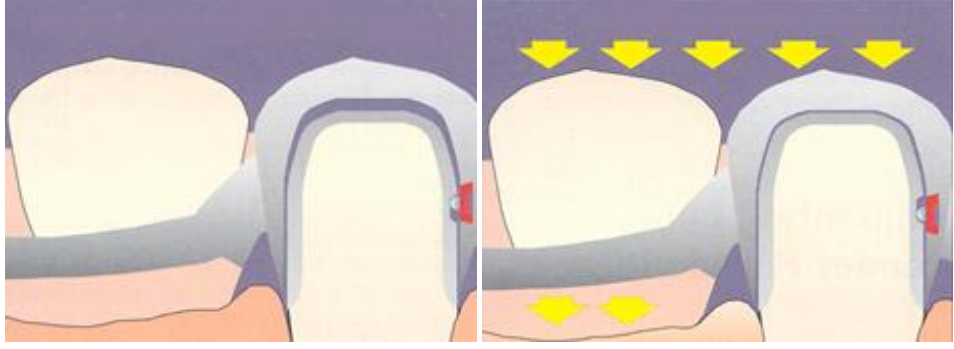
Diğer yandan teleskop tutucuların uygulanması için yeterince klinik deneyim ve beceri gereklidir. Klinik işlemler uzun zaman alır ve hasta basında geçen fazla zamanın yanı sıra pahalı ve karmaşık laboratuvar işlemleri tedavi masraflarını arttırır ve bazı durumlarda estetiğin sağlanması zordur (Langer,1980; Weaver, 1989).

1.1.2.5.3. Ataşmanlı Teleskop Tutucular

Battesti gibi prefabrike tutucular (Langer, 1980), yaylı piston tipi hassas tutucular (Berg ve Caputo, 1992) teleskop tutucularla beraber kullanılabilirler. Magno-teleskopik kron da tutuculuk için miknatısın kullanıldığı bir teleskop sistemdir. Genellikle, alt yapının okluzal yüzeyine bir keeper simante edilir. Üst yapının okluzal iç yüzeyine de miknatıs simante edilerek kullanılır (Makihara ve ark., 2007).

Marburg çift kron (MÇK) sistemi ise iç esnekliğe sahip özel bir teleskop sistemidir. Destek dişe ya da abutment'a simante edilen alt yapının sadece apikal 1/3'ü üst yapıya paraleldir. Üst yapı implant üstü protezin döküm metal alt yapısının bir parçasıdır ve alt yapı üzerine herhangi bir sürtünme veya kama etkisi göstermeksizin hassas bir şekilde yerleşir. Esnek tasarım, minimal düzeyde gözle tespit edilemeyen bir lateral harekete ve giriş yolu boyunca yumuşak ve kuvvet gerektirmeyen bir kaymaya izin vermektedir. Bu sistemde teleskop tutucu; rehberlik, desteklik ve protezi yerinden çıkarıcı kuvvetlere karşı stabilite sağlamakla beraber tutuculuk sağlamaz. Tutuculuk sağlamak amacıyla TC-SNAP adı verilen bir sistemden faydalanılır. Üst yapının iç yüzeyine aynı alaşımdan hazırlanmış prefabrik bir metal yer tutucu yapıştırılır veya bu boşluk hazır rezin parçalar kullanılarak döküm esnasında elde edilir. Titanyum top içeren küçük elastik rezin tutucu ünite bu boşluğun içine yerleştirilir ve bu ünite tutuculuk azaldığı zaman kolayca değiştirilebilir. Alt yapılar ve protezin metal alt yapısı Cr-Co-Mo alaşımından döküm yoluyla hassas bir şekilde elde edildiğinden herhangi bir lehim veya kaynak işlemine gerek kalmaz. Bu alaşımların yüksek elastik modülleri sayesinde hazırlanan metal alt yapı yüksek rijitliğe sahiptir ve ana bağlayıcıların kullanılmayabileceği ileri sürülmektedir; bu durumda üst yapılar minor bağlayıcı olarak görev yaparlar (Wenz ve Lehmann, 1998; Wenz ve ark., 2001). Protezleri, aynı zamanda uygun bir alaşımla dökmek mümkün olmakla beraber, implant uygulamalarında titanyum da tercih edilebilir. (Mengel ve ark., 2007).

Serbest sonlu hareketli protezlerde kullanılacak olan teleskop tutucuların protez kaidesinin 0,3-0,5 mm'lik dikey hareketine izin vermesi gerekir. MÇK sisteminde, alt ve üst yapı arasına kalay yaprak yerleştirilerek, kolayca bu hareketi sağlayacak şekilde modifiye edilebilir. Böylece alt ve üst yapı sadece fonksiyonel çiğneme kuvvetleri altında temas ederler (Wenz ve Lehmann, 1998; Wenz ve ark., 2001) (Şekil 1.5).



Şekil 1.5. Çiğneme kuvvetleri altında MÇK sistemi.

Wenz ve arkadaşlarına (2001) göre MÇK sisteminde dört veya daha fazla destek diş varlığında rijit; üç ya da daha az sayıda destek diş mevcut olduğunda ise esnek tasarım önerilir.

MÇK sistemi, tüm ark restorasyon sistemidir ve çok az istisna haricinde, mevcut dişlerin tümü destek alınır. Destek dişin marjinal periodonsiyumu protez kaidesi tarafından örtülmez. Destek dişe komşu protez kaidesi sabit protezlere benzer tasarımıyla oral hijyen işlemlerini kolaylaştırır (Wenz ve Lehmann, 1998; Wenz ve ark., 2001).

1.2. Temel Mekanik Kavramlar

1.2.1. Gerilme (Stress)

Maddeye bir dış kuvvet etki ettiğinde, madde şeklini korumak için bir tepki kuvveti oluşturur. Oluşan iç kuvvetin, birim alana oranına gerilme denir. Gerilme birimi, Pa(Pascal) ya da N/m^2 'dir. Gerilme, σ (sigma) ile ifade edilir (Kyowa Strain-Gage Technologies, 2010):

$$\sigma = - (Pa \text{ ya da } N/m^2)$$

Denklem 1.1. Gerilme denklemi.

Gerilme, yönü ve boyutu cinsinden tanımlanır. Yönü açısından üçe ayrılır. Çekme gerilmesi, kütleyi uzatmak veya germek isteyen bir yükün yarattığı deformasyona karşı çıkan kuvvettir. Eğer bir kütle kendisini sıkıştırmaya ya

da kısaltmaya çalışan bir yüke maruz bırakılırsa, bu yüke karşı çıkan iç kuvvetlere sıkışma gerilmesi denir. Çevirme hareketine ya da bir kütleyi diğerinin üzerinde kaydırmaya karşı çıkan gerilmeye, makaslama ya da kayma gerilmesi adı verilir (Zaimoğlu ve ark.,1993). Normal gerilme(σ) maddenin yüzeyine dik olarak etki ederken, kayma gerilmesi yüzeye paralel etki eder ve τ (tau) sembolü ile ifade edilir (Park, 1997). Bunlar dışında, bükülmeye neden olan kuvvetler tarafından kompleks gerilmeler de oluşabilir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

1.2.2. Gerinim (Strain)

Gerinim ya da birim boyut başına uzunluk değişimi, gerilmeye maruz kalan maddenin deformasyonudur (Anusavice, 2003). Gerinim, uzama ve kısılma oranı olduğu için birimi yoktur; ϵ (epsilon) ile ifade edilir:

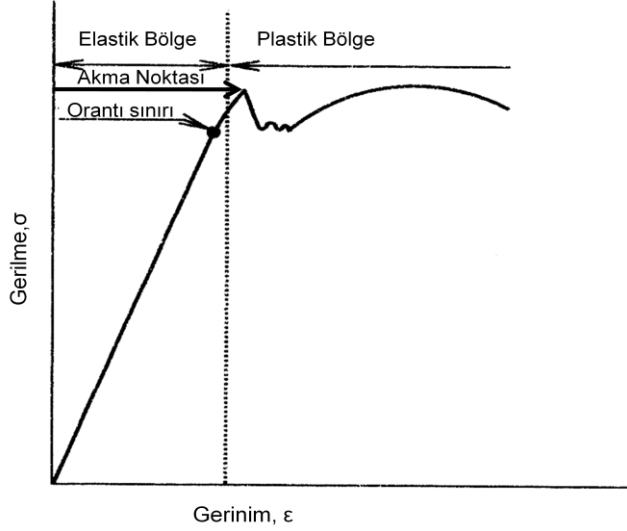
$$\epsilon = \frac{\Delta L}{L_0}$$

Denklem 1.2. Gerinim denklemi.

Genellikle, bu oranın çok küçük bir değer olması nedeniyle gerinim değeri “ $\mu\text{m/m}$ ” ya da “ $\mu\epsilon$ ” şeklinde kullanılır (Kyowa Strain-Gage Technologies, 2010).

1.2.3. Gerilme-Gerinim İlişkisi

Gerilme-gerinim ilişkisi Şekil 1.6'da gösterilmiştir.



Şekil.1.6. Gerilme-gerinim ilişkisi (Kyowa Strain-Gage Technologies, 2010).

1.2.4. Germe/Akma Dayanıklılığı

Materyalin gerilme ile gerinim arasındaki orantıdan gösterdiği ilk büyük sapma noktasındaki gerilme, germe ya da akma dayanıklılığı olarak bilinir (Zaimoğlu ve ark., 1993).

1.2.5. Orantı Sınırı

Pek çok materyalde, elastik sınır aşılmadıkça gerilme ve gerinimin arasında orantılı bir ilişki bulunur. Bu ilişki, "Hooke Kanunu" olarak da bilinir (Kyowa Strain-Gage Technologies, 2010). Gerilme ve gerinimin orantılı olduğu en yüksek gerilme miktarı, orantı sınırı olarak tanımlanır (Zaimoğlu ve ark., 1993). Orantı sınırının altındaki gerilmelerde atomlar orijinal pozisyonlarına dönerler (elastik deformasyon). Orantı sınırı aşıldığında ise kuvvet ortadan kalksa bile yapı orijinal boyutlarına dönemeyiz (kalıcı deformasyon) (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.2.6. Elastik Modülü

Elastik modülü (E), orantı sınırının altında gerilmenin gerinime oranıdır. Aynı zamanda Young modülü olarak da bilinir. Her bir materyale özgü bir elastik modülü vardır (Zaimoğlu ve ark., 1993). Birimi gigapascal (GPa) ya da GN/m²'dir.

$$E = \frac{\sigma}{\epsilon} \quad (\text{Anusavice, 2003}).$$

Denklem 1.3. Elastik modülü denklemi

Kortikal kemik gibi homojen olmayan yapılar için, E değeri fizyolojik verilere dayanır, çok değişkendir ve tespit edilmeleri zordur (Gençel, 2004).

1.2.7. Poisson Oranı

Bir malzemeye bir yönde kuvvet uygulandığında, meydana gelen boyutsal değişim tek boyutla sınırlı kalmaz; üç boyutludur. Malzeme çekme kuvvetlerine maruz kaldığında, boyundaki uzamaya (çekme gerinimi), çekme gerilmesine dik yönde olacak şekilde bir boyutsal azalma eşlik eder. Malzeme uzun ve ince bir yapı kazanır. Eğer aksiyal çekme gerilmesi σ_z , bir çekme gerinimi ϵ_z ve buna eşlik eden x ve y yönündeki ϵ_x ve ϵ_y sıkıştırma gerinimlerini meydana getiriyorsa; $\nu = -\frac{\epsilon_x}{\epsilon_z}$ veya $\nu = -\frac{\epsilon_y}{\epsilon_z}$ oranı *Poisson oranı* adını alır; sembolü ν 'dir. İdeal, izotropik davranış gösteren sabit hacimli bir malzeme için Poisson oranı 0,5'tir. Mühendislikte kullanılan birçok malzemenin Poisson oranı yaklaşık olarak 0,3'tür (Phillips, 1991).

1.3. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Ağız içinde oluşan kuvvetlerin analiz edilmesi, yönlendirilmesi, fizyolojik dayanılabilirlik sınırları içerisinde tutulabilmesi ve restorasyonların, oral rehabilitasyon ilkelerini gerçekleştirebilecek uygun şartlarda olması önem taşır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

Gerilme analiz yöntemleri ile bir yapı içerisinde kuvvetlere bağlı olarak oluşabilecek gerilmeler incelenir. Teorik ve deneysel alt gruplara ayrılabilirler. Teorik yaklaşımlar bir takım matematiksel formüller ve denklemlerin çözümünü içerirken, deneysel yaklaşımlar ya incelenecek yapının doğrudan kendisi ya da modellenmesi yoluyla elde edilen ölçümleri içerir (Çıkmaz, 2001).

1.3.1. Teorik Kuvvet Analizi Yöntemleri

Sonlu elemanlar analiz yöntemi, biyomekanik sistemin gerçeğe uygun matematiksel modelini çıkartıp bilgisayar ile bu modelin çözümlenmesi esasına dayanır (Ulusoy ve Aydın, 2003). Üzerinde çalışılacak sistem küçük ve basit parçalara ayrılır. Daha sonra bu elemanlar, birbirlerine düğüm (node) adı verilen noktalarda bağlanırlar. Bu işlem, yüzlerce ya da binlerce matematiksel denklemle ifade edilir (Cook ve ark., 2002).

Sayısal bir yaklaşım olması ve pek çok sayısal varsayım yapılması bu yöntemin güvenilirliğini etkiler. Modelin geometrisini sayısal bir modele dönüştürmek beceri ve zaman gerektirir. İyi bir bilgisayar belleğine ihtiyaç duyulur (Karl ve ark, 2009).

Ancak, doğruluğu yüksek seviyededir ve farklı stres durumlarını gösterebilir. Değişik mekanik parametrelere sahip objeler araştırılabilir. Etik açıdan uygun bulunmayan deneyler bu teknikle gerçekleştirilebilir (Karl ve ark, 2009).

Sınırlı elemanlar analizi yönteminde ise problemin boyutları küçültülür. Hacim problemi, yüzey problemine; yüzey problemi çizgi problemine indirgenir. Bu yöntem sayısal olarak sonlu elemanlar yöntemi kadar etkili olmasa da çeşitli akustik problemlerinde ve sonlu elemanlarla beraber hibrit bir yöntem olarak kullanılabilmektedir (Huebner ve ark., 2001).

1.3.2. Deneysel Kuvvet Analizi Yöntemleri

Fotoelastik kuvvet analizi, bazı transparan materyallerin polarize ışık altında renkli şekiller oluşturması özelliğine dayanır. Bu şekiller, polarize ışığın iç gerilmeler nedeniyle farklı hızlarda seyreden iki dalgaya ayrılması sonucu oluşur. Uygulanan yükler sonucu modelde oluşan gerilmeler polarize filtre veya polariskop yardımıyla gözlenebilir (Caputo ve Wylie, 2010). Ortaya çıkan izokromatik fringe'lerin fotoğrafı çekilip yorum yapılır. Fringe'lerin rengi, sayısı ve birbirlerine yakınlığına bağlı olarak gerilme konumu, şiddeti ve yoğunlaşması yorumlanır. Fotoelastisite, fotostres (fotoelastik kaplama), iki ve üç boyutlu model analizi olmak üzere üç şekilde incelenir (Akaltan, 1992).

Fotoelastik tekniğinin kullanımı kolay ve ucuzdur. Mekanik problem için genel bir bilgi sağlar. Ancak, in vivo olarak uygulanamaz. Fotoelastik modeldeki iç stresler ölçüm sonuçlarının hatalı olmasına neden olabilir. Kantitatif ölçümler zorlukla elde edilebilir (Karl ve ark., 2009).

Holografik interferometri, lazer ışını kullanılarak yük uygulamalarında oluşan küçük hareketlerin nanometre boyutunda tespit edilmesini ve gerilmelerin nitelik ve niceliklerinin gözlenmesini sağlar (Campos ve ark., 2006). Bu teknikte kullanılan hologramlar, bir objeden yansıyan ışığın yoğunluk ve fazını kaydedebilme özelliğine sahiptir (Doyle, 2004).

Kırılgan vernik kaplama tekniği, analizi yapılacak materyalin yüzeyine uygulanan kaplamanın çatlaması esasına dayanır. Materyale yükleme yapıldığında, gerinin en büyük olduğu yerde çatlak oluşur. Çatlaklar maksimum gerinin yönlerini de gösterir (Haern, 1997).

Termografik yöntem, termo mekanik ilişki nedeniyle materyal yüzeyindeki sıcaklığın değişmesi esasına dayanır. Yüksek duyarlılıktaki yeni jenerasyon kameralar ve sinyal işlemciler ile yükleme altındaki materyal üzerindeki gerilmeyi ölçmek mümkündür (Bremond, 2007).

Radyoteleometri yöntemi, verilerin herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Yöntemde bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış gerinim ölçerler, gerinim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kayıt edici mevcuttur. Gerinim ölçerlerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebep vermekte ve bu da radyotelemetrenin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemin en büyük avantajı, veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır (Lambert ve ark., 1991).

Üç boyutlu deformasyon analizinde, bir çift senkronize yüksek çözünürlükte dijital CCD (charged coupled device) fotoğraf makinası modelin üç boyutlu koordinatlarını ve yük altında deformasyonlarını ölçer. Gerinim ölçümlerinin üç boyutlu olarak yapılması doğru gerinim ölçümleri ve yükleme cevabının ölçümü açısından önem taşır. Üç boyutlu gerinim analizi, diş hekimliğinde biyomekanik çalışmalarda henüz yaygınlık kazanmamıştır (Karl ve ark., 2009).

Elektriksel gerinim ölçer yöntemi, ilk defa Lord Kelvin tarafından 1856 yılında ortaya konan ve bir iletkenin kesit alanındaki değişimin, iletkenin direncinde değişiklik meydana getirmesi prensibine dayalı bir yöntemdir (Doyle, 2004).

Birim uzamalar, mekanik, optik, elektriksel, akustik ve pnömatik gerinim ölçerlerle ölçülebilir. Pratikte en çok elektriksel gerinim ölçerler kullanılır (Gençel, 2004).

Tüm elektriksel iletken malzemeler, iletkenin direncindeki değişimin uzunluğuna oranı olarak tanımlanan bir gerinim hassasiyetine sahiptir. Bir iletkenin elektriksel direnci Denklem 1.4. ile ifade edilir:

—

$R = \text{direnç}, l = \text{uzunluk}, A = \text{kesit alanı}, \rho = \text{özdirenç}$

Denklem 1.4. Bir iletkenin elektriksel direncinin hesaplanması (Window ve Holister, 1983).

Gerinim ve direnç arasında lineere yakın bir ilişki vardır ve bu oranın sabiti, hassasiyet faktörü ya da K faktörü olarak bilinir. Gerinim ölçer için bu sabit, gerinim hassasiyeti ya da gerinim ölçer faktörü olarak da bilinir ve F sembolü kullanılır. Materyale bağlı olarak K ve F değerleri iki ve dört arasındadır. Gerinim hassasiyetinin birimi yoktur ve Denklem 1.5 ile ifade edilir:

$$K = \frac{\Delta R}{R \cdot \Delta l}$$

K = gerinim hassasiyeti, R = başlangıç direnci, ΔR = dirençteki değişiklik, L = başlangıç uzunluğu, Δl = uzunluktaki değişim

Denklem 1.5. Gerinim hassasiyetinin hesaplanması (Scott, 2010).

Pek çok gerinim ölçer çeşidi olmakla beraber yaygın olarak, ince plastik bir filmin (15-16 μm kalınlık) üzerine ızgara şeklinde ince metalik bir direnç folyosu (3-6 μm kalınlık) yerleştirilip ince bir film tabakasıyla kaplanarak oluşturulmuş gerinim ölçerler kullanılır (Kyowa Strain-Gage Technologies, 2010).

Üretimlerinde bakır-nikel, nikel-krom, platin-%8 tungsten gibi alaşımlar kullanılmaktadır. Özellikle bakır-nikel alaşımları çok yaygın olarak tercih edilir. Bu alaşımların bazılarının, STC (Self Temperature Compensated=Kendiliğinden Isı Kompanzasyonu) olarak da adlandırılan ve gerinim ölçerin uygulanacağı malzemenin genleşme katsayısına uygun bir ısı kompanzasyonunun sağlandığı formları da mevcuttur (Window ve Holister, 1983).

1.4. Çalışmanın Amacı

Çalışmamızda, Marburg çift kron tutuculu implant üstü protezlerin destek dokular ve implantlar çevresinde oluşturdukları gerinimlerin, gerinim ölçer yöntemiyle bar ve topuz tutuculu implant üstü protezlerle kıyaslamalı olarak değerlendirilmesi amaçlanmıştır; ana bağlayıcının kuvvet iletimine etkisi de incelenmiştir.

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Marburg çift kron tutuculu implant üstü protezlerin, gerinim ölçer yöntemiyle kuvvet analizini amaçladığımız çalışmamızda beşer adet MÇK, bar ve topuz tutuculu implant üstü protez hazırlanmış; bu protezlerin, ana bağlayıcılı ve ana bağlayıcısız olarak ölçümleri yapılmıştır.

2.1. Deney Kurgusu

2.1.1. Gerinim Ölçerlerin Seçilmesi

Değişik uygulamalarda, değişik amaçlarla kullanılmak üzere değişik tip ve boyutlarda gerinim ölçerler üretilir. Ölçümü yapılacak her problemin şartlarına uygun gerinim ölçerlerin seçilmesi gerekir (Gençel, 2004). Gerinim ölçer seçiminde önem taşıyan parametreler arasında alaşımın gerinim hassasiyeti, sıcaklık kompanzasyonu, kaide materyali, ölçer uzunluğu, şekli ve direnci sayılabilir (Ünsal, 1994).

2.1.1.1. Gerinim Ölçer Uzunluğu

İlk belirlenen ve gerinim ölçer seçiminde en belirleyici olan kriterdir. Gerinim ölçümleri genelde bir yapı üzerindeki en gerilmeli noktalardan oluşan kritik noktalarda yapılır. Genelde bu noktalar çok küçüktür ve buraya yerleştirilecek büyük gerinim ölçerler çok düşük gerinim değerleri gösterecektir (Window ve Holister, 1983). Uygulamalarının kolay olması ve daha az ısınmaları gibi avantajlarından dolayı ve homojen olmayan malzemelerde büyük gerinim ölçerler öncelikle tercih edilir (Window ve Holister, 1983). Ancak, gerilme ve şekil değiştirme noktadan noktaya büyük ölçüde değişiyorsa, bu durumda mümkün olduğu kadar küçük boyutlarda gerinim ölçer seçilir (Gençel, 2004).

2.1.1.2. Gerinim Hassasiyeti

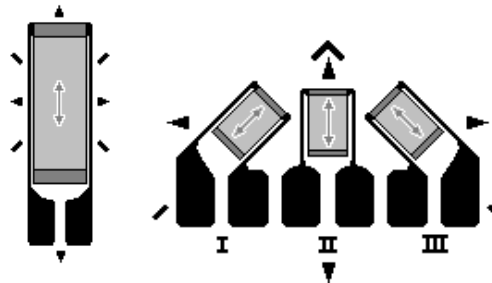
Gerinim ölçerler seçiminde kullanılan alaşım önem taşır. Özellikle bakır-nikel alaşımları çok yaygın olarak tercih edilir. Bu alaşımın yüksek gerinim hassasiyeti ve direnci, küçük boyutlarda hazırlanabilmesine olanak sağlar (Ünsal, 1994).

2.1.1.3. Kendiliğinden Isı Kompanzasyonu (S.T.C)

Test materyaline yapıştırılan gerinim ölçerin, test materyalinden farklı bir ısısal genleşme katsayısı olması halinde, sıcaklık değişimi gerinim değerini ve dolayısıyla direnci değiştirebilir. Bu durum, gerinim analizindeki en önemli hata sebeplerinden biri sayılabilir. Kendiliğinden ısı kompanzasyon özelliğine sahip gerinim ölçerler tercih edilebilir (Window ve Holister, 1983).

2.1.1.4. Gerinim Ölçer Şekli

Gerinim ölçerler kullanım alanlarına göre farklı boyutlarda ve şekillerde üretilmektedirler. Bunlara örnek olarak tek elemanlı gerinim ölçerleri, iki veya üç elemanlı rozetleri vermek mümkündür. Asal aksların yönü biliniyorsa tek elemanlı gerinim ölçerler, bilinmiyorsa üç elemanlı rozetlerin kullanımı gerekir. Üç elemanlı rozetler 45°'lik dikdörtgen ve 60°'lik delta tasarımında mevcuttur. Veri analizinin kolay olması sebebiyle genelde dikdörtgen tasarım tercih edilir (Window ve Holister, 1983) (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Tek elemanlı ve 45°'lik dikdörtgen rozet gerinim ölçer (Vishay Precision Group Micro-Measurements, 2007).

2.1.1.5. Gerinim Ölçer Direnci

Açığa çıkan ısıyı azaltmak için yüksek dirençli gerinim ölçer tercih edilir (Window ve Holister, 1983).

2.1.1.6. Kaide Materyali

Tüm folyo gerinim ölçerler, polyimid ve cam fiberle güçlendirilmiş epoksi fenolik gibi materyallerden yapılmış bir kaideye yapıştırılır (Vishay Precision Group Micro-Measurements, 2007). Gerinim ölçerler kaide malzemesinin yorulma ömrü ve çevre sıcaklığına uygun seçilmelidir. Ayrıca yapıştırıcı ile ölçüm yapılan cismin malzemesi kimyasal reaksiyonlara uygun seçilmelidir (Gençel, 2004).

Çalışmamızda, dışsız kretler için EA-05-125BT-120 Option LE kodlu tek elemanlı gerinim ölçer (Vishay Precision Group Micro-Measurements, ABD), implantlar için ise EA-05-031RB-120 Option LE kodlu üç elemanlı dikdörtgen rozet gerinim ölçer (Vishay Precision Group Micro-Measurements, ABD) seçilmiştir.

Bu sınıflamada EA, gerinim ölçerin açık yüzülü, esnek polyimid kaideli bir bakır nikel alaşımı olan konstantan alaşımı olduğunu; 05 STC numarasını; 125BT veya 031RB boyut ve geometrisini; 120 ise 120 Ω 'luk dirence sahip olduğunu göstermektedir. Opsiyon seçeneği LE ise gerinim ölçerin önceden lehimlenmiş bakır-kurşun tellere sahip olduğunu ve açık yüzeyinin de ince bir polyimid film tabakasıyla korunmuş olduğunu göstermektedir (Vishay Precision Group Micro-Measurements, 2007).

2.1.2. Üst Çene Modelinin Hazırlanması

2.1.2.1. İmplantların Konumlandırılması

Standart dişli üst çene kalıbı kullanılarak, sert alçı (Sherapremium, Shera Werkstoff-Technologie GmbH&Co. KG, Almanya) model elde edilmiş; kanin ve 2. premolarlar haricindeki tüm dişler kazınarak yoğun kıvamlı (Zetaplus, Zhermack S.p.A, İtalya) elastomerik ölçü maddesi ile modelin ölçüsü alınmıştır.

Ölçüdeki kanin ve 2. premolar dişler bölgesine otopolimerizan polimetilmetakrilat (PMMA) rezin (Temdent Classic, Schütz-Dental GmbH, Almanya) dökülmüş; implant (Osseospeed, 3,5 S-11 mm, Astratech Dental, İsveç) ve abutment'lar (Direct abutment, 3,5/4,0-4,4 mm, Astratech Dental, İsveç) birleştirilerek henüz polimerize olmamış rezin içerisine paralelometre yardımıyla yerleştirilmiştir. Böylece abutment'lara uygun geçici kronlar hazırlanmıştır. Bu kronlar, implant ve abutmentların, hareketsiz ve modele uyacak şekilde kalmasına yardımcı olmak için kullanılmıştır.

2.1.2.2. Gerinim Ölçer Yerleştirme Tekniği

Gerinim ölçerin yerleştirme işlemi aşağıdaki basamakları içerir (Window ve Holister, 1983):

- 1- Planlama
- 2- Yerleştirme malzemesinin seçimi
- 3- Deney yüzeyinin hazırlanması
- 4- Gerinim ölçer hazırlığı
- 5- Yerleştirme malzemesinin uygulanması
- 6- Klempleme
- 7- Polimerize etme işlemi
- 8- Tellerin bağlanması ve lehimleme

9- Koruyucu malzemenin uygulanması

10- Kullanımdan önce yerleştirmenin doğrulanması

Planlamanın amacı, yerleştirme materyallerinin ya da kullanılacak tekniğin seçimini etkileyecek test materyali, yüzeyi, deney ortamı ve ortam sıcaklığı gibi konularda her türlü bilgiyi edinmektir.

Gerinim ölçer teorisi, gerinim ölçerlerdeki gerinimin yapıldığı yüzeydeki gerinimle aynı olması varsayımına dayandığı için uygun *yerleştirme malzemesinin seçimi* ve uygulanması da önem taşır. Hızla sertleşmesi ve kullanımın kolay olmasından dolayı en yaygın olarak siyanoakrilat tercih edilir.

Deney yüzeyinin hazırlanması; çözücü yağların uzaklaştırılması, yüzeyin aşındırılması, gerinim ölçer yerleştirme çizgilerinin çizilmesi, yüzeyin şartlandırılması ve nötralizasyonu işlemleriyle gerçekleştirilir.

Çözücü yağların uzaklaştırılması değişik teknikler ve izopropil alkol, Freon TF gibi çözücüler kullanılarak yapılabilir. Amaç, yüzeyden mümkün olduğu kadar organik kontaminasyonu ve yağı uzaklaştırmak ve işlem sonucunda test yüzeyini pH 7 gibi bir alkaliniteye getirerek yapışkanın ıslatabileceği bir yüzey oluşturmaktır

Yüzey temizlenmesinden sonra düzgün ve mat bir bitim yüzeyi oluşturabilmek için malzeme yapısına uygun zımpara ya da zayıf fosforik asit solüsyonu ile aşındırma yapılabilir.

Gerinim ölçerin doğru şekilde konumlandırılması için ölçüm yapılacak bölgeye zarar vermeyecek şekilde işaretlenmesi gerekir. Gerinim ölçer çizgilerinin yerleştirilmesinden sonra, deney yüzeyi leke kalmayınca kadar şartlandırıcılarla silinir. Şartlandırıcı kullanılması sonunda hafifçe asidik kalan yüzey su bazlı amonyak solüsyonu uygulanarak yüzey pH 7'ye getirilir.

Gerinim ölçerlerin kontamine edilmemesi için preselle folyodan mümkün olduğunca uzak kaide bölgesinden tutulur. Tutma ve yerleştirmeye yardımcı olması için gerinim ölçer selofan bant gibi bir yapışkan banta yerleştirilir. *Yerleştirme işlemi* de küçük bir cam parçası gibi sert ve temizlenmesi kolay bir madde üzerinde yapılır.

Gerinim ölçer yerleştirilmesi sırasında yapışkanın sertleşmesi ve uygun kalınlıkta film tabakası elde etmek için basınç uygulamak gerekir. Basınç için parmak basıncı yeterli olabileceği gibi teflon yaprakla beraber silikon yastık ve sert bir plaka da kullanılabilir. Bu işleme *klempleme* denir.

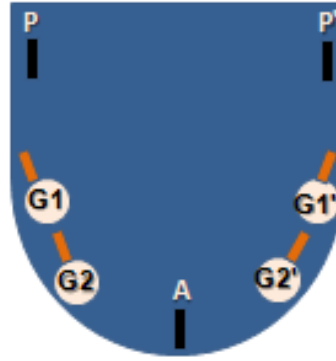
Polimerize etme işleminin malzemeye göre değişiklik göstermesi nedeniyle en iyi sonuca ulaşmak için imalatçının önerilerine uymak gerekir (Window ve Holister, 1983).

Tellerin bağlanması ve lehimleme işleminde, ölçüm esnasında ya da daha sonra bağlantı kablolarının hareketi ve zorlanması sonucu gerinim ölçerlerin uçlarından kopmaması için gerinim ölçer uçları önce terminal adı verilen ve gerinim ölçerin yanına yapıştırılan elemana lehimlenir. Bağlantı kabloları ise daha sonra teminalin diğer uçlarına lehimlenir. Bu şekilde kablolarla gelen zorlamalar gerinim ölçer tellerine iletilmezler. Terminal seçilirken de gerinim ölçerlerde olduğu gibi büyüklük, şekil ve taban malzemesinin ölçme şartlarına uygunluğuna dikkat edilir (Gençel, 2004).

Açık yüzeyli gerinim ölçerlerde elle temas sonucu bile oluşabilecek direnç değişikliklerini engellemek için *koruyucu uygulaması* yapılmalıdır.

Kullanımdan önce yerleştirmenin doğrulanması için gerinim ölçer kullanılmadan önce, yapıştırma, tellerin bağlanması ve koruyucu uygulanmasından sonra imalatçı tarafından verilerle kontrol edilmelidir (Window ve Holister, 1983).

Çalışmamızda, üst çene modeli üzerinde gerinim ölçerlerin yerleştirilme bölgeleri olarak anterior dişsiz kretin orta noktası ile her iki serbest sonlu dişsiz kretin distali ve tüm implantların alveolar kemiklerinin distali seçilmiştir (Şekil 2.2).



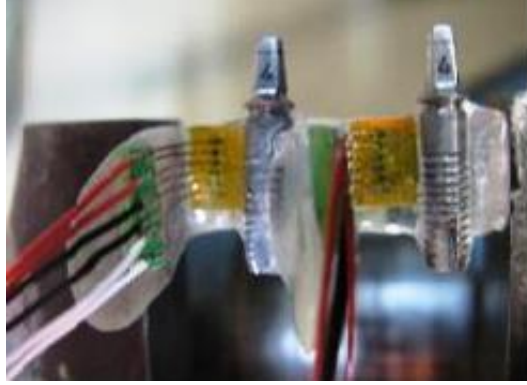
Şekil 2.2. Gerinim ölçerlerin model üzerindeki konumları ve numaralandırılmaları. Dişsiz kretteki gerinim ölçerler (anterior bölgedeki, A; posterior bölgedekiler, P ve P'); implantlara ait gerinim ölçerler (G1, G2, G1' ve G2').

Tek elemanlı ve üç elemanlı gerinim ölçerlerin model içerisinde uygun pozisyonda kalmaları ve baskı devre kartına lehimlerinin rahatlıkla yapılmasını sağlayacak akrilik yapılar oluşturulmuştur. Gerinim ölçerlerin, implantların servikal bölgesine yakın olacak şekilde akrilik yapılar üzerine yapıştırılması hedeflenmiştir. Bunun için önce izopropil alkol (Birpa Kim. Md. Paz., Ankara) uygulanmıştır. Düzgün ve mat bir bitim yüzeyi elde etmek için ise keçe frez kullanılmıştır. Daha sonra, gerinim ölçer ve materyalin yüzeyine siyanoakrilat (CN-E Adhesive, TML, Tokyo Sokki Kenkyujo Co., Ltd., Japonya) uygulanarak, gerinim ölçerler akrilik yapı üzerine, bir selofon kağıdı üzerine parmakla basınç yapılarak yapıştırılmıştır (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Tek elemanlı gerinim ölçerin akrilik yapı üzerine yapıştırılması.

Gerinim ölçerler, baskı devre kartı üzerine lehim teli (96SC kalay/gümüş/bakır, 0,5 mm, Multicore Solders, Amerika) ve lehim cihazı (PU81, Weller Electronics, Almanya) yardımıyla lehimlenmiştir (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Üç elemanlı rozet gerinim ölçerlerin akril yapılar üzerine yapıştırılması ve lehimlerin tamamlanması.

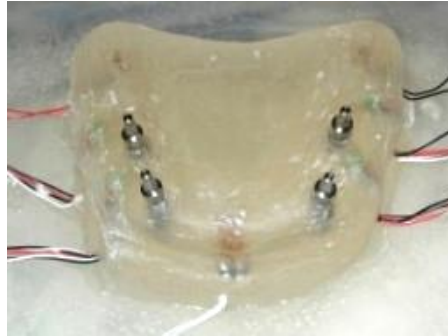
Lehim işlemi sonrasında tüm gerinim ölçerlerin gösterdikleri dirençler devre kartları üzerinden ohmmetre (Digital Multimeter BM859CF, Brymen Technology, Tayvan) ile ölçülmüş ve imalatçı tarafından öngörülen $120 \Omega \pm \% 0,3$ 'lük direnci gösterdikleri belirlenmiştir (Şekil 2.5). Devre kartı üzerindeki tüm veri yollarının da kısa devre kontrolleri aynı esnada yapılmıştır.



Şekil 2.5. Direnç kontrolü.

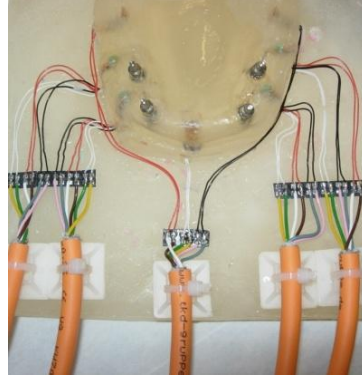
2.1.2.3. Üst Çene Modelinin Tamamlanması

Lehim işlemleri tamamlanmış gerinim ölçerlerin yapıştırıldığı akril yapılar silikon ölçü içerisine yerleştirilmiştir. Akril yapının bir parçası olan abutment'lar da silikon ölçüdeki geçici kronlara geçici yapıştırma simanı (Cavex Temporary Cement, Cavex Holland BV, Hollanda) ile yapıştırılmıştır. Daha sonra modelin geri kalan kısmı şeffaf otopolimerizan akrilik rezinle (Orthocryl, Dentaaurum Group, Almanya) doldurulmuştur (Şekil 2.6). Otopolimerizan rezinlerin polimerizasyon reaksiyonları ekzotermik olduğundan, açığa çıkan ısınn gerinim ölçerlere zarar vermesini önlemek için model, basınçlı polimerizasyon cihazında (Ivoclar Ivomat IP 3, Ivoclar Vivadent AG, Liechtenstein) 6 dakika süresince 40°C'de 3 atmosfer basınç altında polimerize edilmiştir.



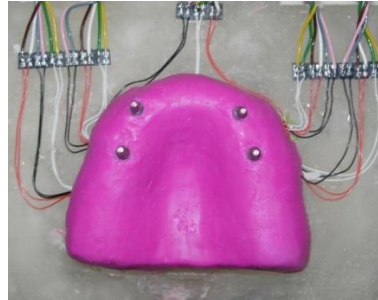
Şekil 2.6. Şeffaf akrilik rezinin polimerizasyonu sonucu elde edilen model.

Gerinim ölçerleri ölçüm cihazına bağlamak için, elektromanyetik gürültüye karşı korumalı, yeterli uzunluktaki kabloların (3340 SK-TP-C-PUR, 3x2x0.25 mm², Kaweflex, Amerika) terminallere (TFY-2S, TML, Tokyo Sokki Kenkyujo Co., Ltd., Japonya) lehimleri yapılmış ve ohmmetre ile daha önceden anlatıldığı şekilde kontrol edilmiştir (Şekil 2.7). Kablolardan kaynaklanan direnç artışının eşit düzeyde kalabilmesi için kabloların eşit uzunlukta tutulmasına özen gösterilmiştir.



Şekil 2.7. Lehimleri tamamlanmış kabloların modeldeki konumu.

Elektriksel bağlantılar tamamlandıktan sonra model yüzeyi alveoler mukozayı taklit etmek için 2 mm kalınlığında pembe mumla kaplanmış, mum kalınlığı mid palatal sutur bölgesine doğru gittikçe inceltilmiştir. Modelin bu şekilde negatifi elde edildikten sonra içine silikon esaslı ölçü malzemesi (Express XT Light Body Quick VPS, 3M Espe, Almanya) yerleştirilerek ağız mukozası taklit edilmiştir (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. Silikon materyalin model üzerine yerleştirilmesi.

2.1.3. Protezlerin Hazırlanması

Hazırlanan alt çene modeline uygun beşer adet MÇK, topuz ve bar tutuculu implant üstü protez yapmak için polieter ölçü maddesiyle (Impregum Penta Soft, Medium Body, 3M ESPE, Seefeld, Almanya) modelin ölçüsü alınmıştır. İlk önce çene modeline daha önce yerleştirilmiş abutment'lara uygun olarak MÇK sistemi için dört adet alt yapı hazırlanmıştır. Alt yapıların mum modelaj hazırlığı için TC-Snap tutucu negatifi (Si-tec GmbH, Almanya) paralelometrede birbirlerine paralel olacak şekilde alt yapıların distal

yüzeylerine yerleştirildikten sonra; Cr-Co-Mo alaşımından dökümleri tamamlanmıştır (Şekil 2.9). Daha sonra alt yapıların modele geçici simantasyonunu takiben polieter ölçü maddesiyle ölçüsü alınıp sert alçı model elde edilmiştir. Üreticinin talimatları doğrultusunda TC-SNAP hassas tutucusu (Şekil 2.10) için gereken hazırlık tamamlandıktan sonra Cr-Co-Mo alaşımı kullanılarak beş adet implant üstü protez dökülmüştür.



Şekil 2.9. MÇK sistemine ait alt yapılar. **Şekil 2.10.** TC-Snap tutucular.

Beşer adet topuz ve bar tutuculu implant üstü protez hazırlamak için oluşturulan model üzerine abutment'lar (Direct Abutment 3,5/4,0-4,4 mm; 20° UniAbutment 3,5/4,0-4 mm, Astratech Dental, İsveç) yerleştirilmiştir. Bar tutuculu protez için abutment üzerine silindir yapı (OD Gold Cylinder 20, AstraTech Dental, İsveç) vidalanmıştır. Daha sonra yuvarlak kesitli barın (Round Bar, Astratech Dental, İsveç) dört abutmentı birleştirecek şekilde lehimleri yapılmış ve uyumları kontrol edilmiştir (Şekil 2.11). Metal iskelet alt yapıların hazırlanması için polieter maddesiyle ölçü alınmıştır. Metal iskelet alt yapılarda ana bağlayıcı olarak, daha sonra rahat kesilebilmesi ve yeterli rijiditeyi sağlayabilmesi nedeniyle anteroposterior bar tercih edilmiştir. İskelet alt yapıların dökümü ve bilinen yöntemlerle tesviye ve polisajları yapıldıktan sonra implant üstü protezlerin bitirilme işlemine geçilmiştir.



Şekil 2.11. Barın modele yerleştirilmesi.

2.1.4. İmplant Üstü Protezlerin Bitirilmesi

Her bir tasarıma ait alt yapı sırasıyla model üzerine konumlandırıldıktan sonra implant üstü protezlerin metal iskeletleri yerleştirilmiştir. Topuz tutucular için abutmentlar üzerine dişi parçalar (Clix Female ve Inser Clix, AstraTech Dental, İsveç); bar tutucular için metal klipsler (Rider Round Bar, AstraTech Dental, İsveç) konumlandırılmıştır (Şekil 2.12). Otopolimerizan PMMA rezin (Paladur, Heraeus-Kulzer, Almanya) vasıtasıyla okluzal şablonlar hazırlanmıştır (Şekil 2.12). Rezinin polimerizasyonu tamamlanmadan okluzal şablonlar üzerine bir siman camı yerleştirilmiş, su terazisi yardımıyla okluzal düzlemin yer düzlemine paralel olması sağlanmıştır.



Şekil 2.12. MÇK, topuz ve bar tutuculu implant üstü protezler.

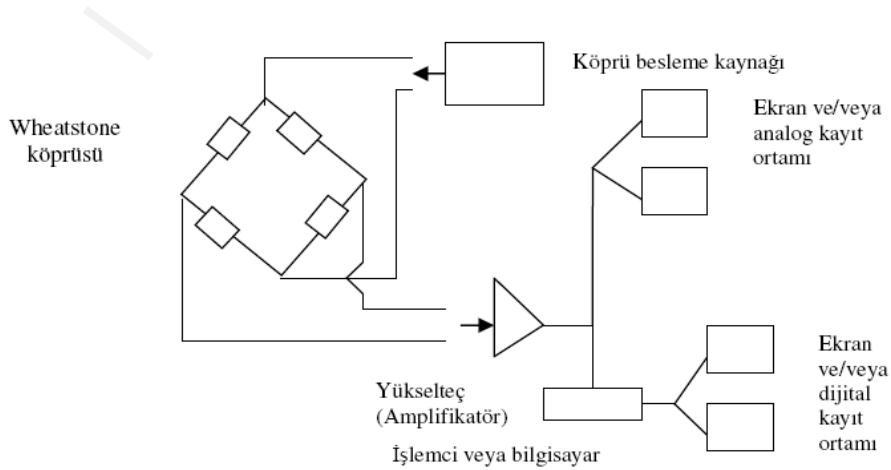
Veriler elde edildikten sonra ana bağlayıcılar kesilmiş ve ölçümler tekrar edilmiştir (Şekil 2.13).



Şekil 2.13. Ana bağlayıcıları kesildikten sonra MÇK, topuz ve bar tutuculu implant üstü protezler.

2.2. Gerinim Ölçer Yönteminde Ölçümde Kullanılan Aletler

Gerinim ölçere enerji verilmesinden, istenilen birimden sonuçları elde etmeye kadar kullanılan her aleti içerir. Tüm gerinim ölçüm sistemleri Şekil 2.14'deki gibi bileşenlere ayrılabilir.

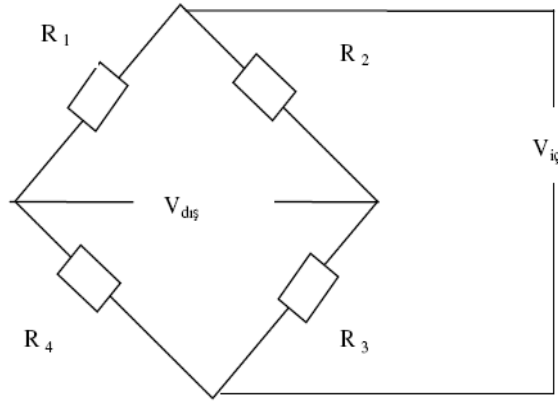


Şekil 2.14. Gerinim ölçüm sistemi bileşenleri (Window ve Holister, 1983).

Gerinim ölçer, güç kaynağı gerektiren pasif bir direnç olarak ele alınır. Mekanik gerinim tarafından oluşturulan direnç değişiklikleri, denge bozulduğunda voltaj üreten köprü devresi ile ölçülür. Bu voltajın yükseltilmesi ve işlenerek istenilen birimlere dönüştürüldükten sonra ekranda gösterilmesi ve/veya kaydedilmesi gerekir. İşleme donanım vasıtasıyla yapılabileceği gibi, bilgisayar kontrollü sistemlerde yazılımla da yapılabilir (Window ve Holister, 1983).

2.2.1. Wheatstone Köprüsü

Wheatstone köprüsü (Şekil 2.15), bir veya daha fazla gerinim ölçerin dirençlerindeki küçük değişimlerin yükseltme (amplifikasyon) ve işleme işlemleri için uygun voltaja dönüştürülmesinde en çok kullanılan devredir.



Şekil 2.15. Wheatstone köprüsü (Window ve Holister, 1983).

R_1 , R_2 , R_3 ve R_4 dirençlerdir. $— = —$ koşulu sağlandığında köprü dengededir ve $V_{dış}$ sıfırdır. R_1 direncindeki herhangi bir değişim köprünün dengesini bozacak ve çıkış terminaleri arasında bir potansiyel farkı oluşacaktır (Window ve Holister, 1983).

Gerinim ölçer amaçlı olarak kullanılan köprünün çıkış denklemi Denklem 2.1'deki gibidir:

$$V_{dış} = \frac{K \cdot \epsilon \cdot N \cdot V_{ç}}{4}$$

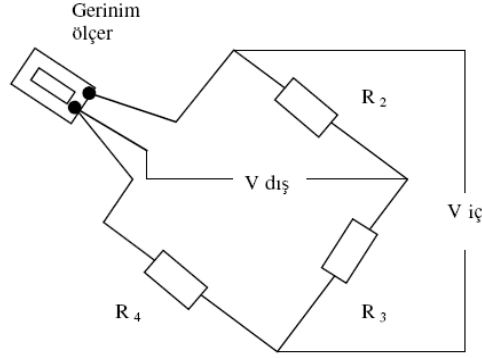
K = gerinim ölçer faktörü, $V_{ç}$ = köprü voltajı,
 ϵ = gerinim değeri, N = köprünün aktif kol sayısı.

Denklem 2.1. Wheatstone köprüsü çıkış denklemi (Window ve Holister, 1983).

$V_{dış}$ voltajı doğrudan ölçülebilir ve istenilen birimden gerinim hesaplanabilir. Buna köprünün doğrudan okuması adı verilir (Window ve Holister, 1983). Pozitif değerler çekme gerilmesini; negatif değerler ise sıkıştırma gerilmesini gösterir (Ünsal, 1994). Wheatstone köprüsünün üç tür kullanımı vardır. Bunlar çeyrek köprü, yarım köprü ve tam köprülerdir (Window ve Holister, 1983).

2.2.1.1. Çeyrek Köprü

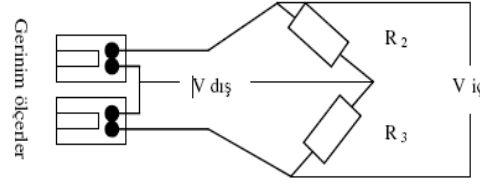
Ölçüm noktasında tek bir gerinim ölçer kullanılıyorsa, buna *çeyrek köprü* operasyonu adı verilir (Şekil 2.16). Gerilme analizinde yaygın kullanılan bir yöntemdir (Window ve Holister, 1983).



Şekil 2.16. Çeyrek köprü düzeni (Window ve Holister, 1983).

2.2.1.2. Yarım Köprü

Köprünün komşu kollarında iki gerinim ölçer kullanıldığında bu sisteme yarım köprü adı verilir (Şekil 2.17). Bu köprünün çalışması için bir gerinim ölçerin uzaması, diğerinin ise sıkışması gerekir ya da ölçerlerden birinde hiç gerinim oluşmamalıdır. Bu durum, gerinim ölçerlerden birinin sadece sıcaklık kompanzasyonu amacıyla kullanılması halinde gerçekleşir (Ünsal, 1994). Sıcaklık kompanzasyonu için gerinim ölçerlerden biri ölçüm yapılacak materyale yapıştırılır. Diğer gerinim ölçer (dummy gauge) ise aktif gerinim ölçer ile aynı sıcaklık ortamında, aynı materyale yapıştırılır. Ancak, gerilmeye maruz bırakılmaz ve iki gerinim ölçer köprünün komşu kollarına bağlanır. Sıcaklığa bağlı olarak gözlenen uzama veya kontraksiyon aktif ve pasif (dummy) gerinim ölçerlerde aynı derecede olacağı için köprünün dengesi bozulmaz (Kyowa Strain-Gage Technologies, 2010).



Şekil 2.17. Yarım köprü düzeni (Window ve Holister, 1983).

2.2.1.3. Tam Köprü

Wheatstone köprüsünün tüm kollarında gerinim ölçer bulunan *tam köprü* yarım köprünün mantıksal uzantısıdır ve ölçüm sisteminin hassasiyetini daha da arttırmak için kullanılırlar. Böylece daha iyi bir sıcaklık kompanzasyonu ve istenmeyen sinyallerin eliminasyonunu sağlanmış olur. Tam köprüler ölçüm noktasının okuma noktasından oldukça uzak olduğunda, özellikle de çok fazla ısısal ve çevresel değişimin olduğu durumlarda tercih edilir (Window ve Holister, 1983).

2.2.2. Yükselteçler (Amplifikatörler)

Bir gerinim ölçer yükselteci, çeyrek ve yarım köprü kullanımı için uygun köprü tamamlama dirençleri; denge elemanları ve bir güç kaynağından oluştuğu varsayılır. Ayrıca mikrogerinim gibi bir birim üzerinden okuma yapılabilecek dijital voltmetre gibi göstergeye sahip olması gerekir. Genelde kullanılan yükselteç türü, ölçümün statik veya dinamik olmasına göre farklılık gösterir (Window ve Holister, 1983).

2.3. Üst Çene Modelinin Yükleme Düzenine Bağlanması ve Yükleme Yapılması

Hazırlanmış olan üst çene modeli, implant üstü protezlerin okluzal düzlemi yer düzlemine paralel olacak şekilde yükleme düzenine otopolimerizan akrilik rezin ile sabitlenmiştir. 1. molarlar bölgesi yükleme bölgesi olarak seçilmiştir. Yükleme, her bir protezin her iki tarafındaki 1. molar dişler arasına

yerleştirilen bir metal çubuğun merkezine uygulanan 280 N'lik kuvvet ile çift taraflı olarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 2.18).



Şekil 2.18. İmplant üstü proteze yükleme yapılması

2.4. Verilerin Elde Edilmesi

Yüklemeler esnasında, verilerin toplanması için dört kanallı statik gerinim gösterici ve kaydedici cihazı (P3 Strain Indicator Recorder, Vishay Precision Group Micro-Measurements, ABD) kullanılmıştır. Gerinim ölçerler, bu cihaza her seferinde tek bir üç elemanlı rozet veya üç adet tek elemanlı gerinim ölçer okunacak şekilde, yarım köprü düzeninde bağlanmıştır.

Köprünün tamamlanması için bir adet EA-05-031RB-120 Option LE üç elemanlı gerinim ölçer, eşit şartlarda polimerize edilmiş otopolimerizan akrilik rezin içerisine yerleştirilerek gerinim gösterici ve kaydedici cihazına *dummy gauge* olarak bağlanmış ve termal kompanzasyon sağlanmıştır.

Yükleme esnasında oluşan gerinimler tüm HBP'lerde rozet gerinim ölçerler için üç kanaldan (ϵ_1 , ϵ_2 , ϵ_3) elemanlı gerinim ölçerler için ise tek kanaldan beşer kez okunarak kaydedilmiş ve ortalama değerleri alınmıştır. Tek elemanlı gerinim ölçerden okunan değerler aynen kullanılırken; üç

elemanlı rozet gerinim ölçer için maksimum asal gerinim miktarı ($\epsilon_{\max}$), minimum asal gerinim miktarı ($\epsilon_{\min}$) Denklem 2.2 ve asal gerinim yönü (ϕ) Denklem 2.3 kullanılarak hesaplanmıştır:

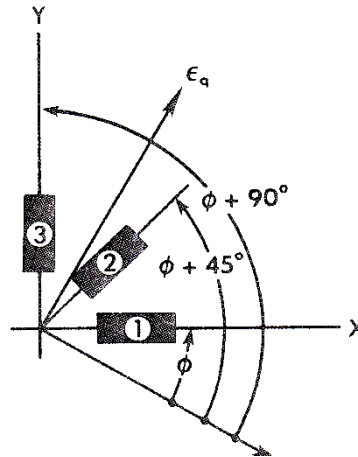
$$\epsilon_{\max,\min} = \frac{\epsilon_1 + \epsilon_2 + \epsilon_3}{3} \pm \frac{\sqrt{(\epsilon_1 - \epsilon_2)^2 + (\epsilon_2 - \epsilon_3)^2 + (\epsilon_3 - \epsilon_1)^2}}{3}$$

Denklem 2.2. Maksimum ve minimum asal gerinim değerinin hesaplanması (Vishay Precision Group Micro-Measurements, 2007).

$$\phi = -\tan^{-1} \left(\frac{\epsilon_2 - \epsilon_3}{\epsilon_1 - \epsilon_2} \right)$$

Denklem 2.3. Asal gerinim yönünün hesaplanması. (Vishay Precision Group Micro-Measurements, 2007)

ϕ açısı, üç elemanlı rozet gerinim ölçerin bir numaralı elemanından asal aksa doğru olan açıdır. Gerinim ölçümünde, rozet gerinim ölçerler elemanlarının numaralandırılmasında yapılacak bir hata, asal gerinim yönünün yanı sıra gerinim büyüklüklerinde de yanlışlıklara neden olabilir (Şekil 2.19) (Perry, 1989).



Şekil 2.19. Saatin ters yönüne göre yapılmış gerinim ölçer elemanlarının numaralandırılması ve açı ölçümü (Perry, 1989).

3. BULGULAR

MÇK, topuz ve bar tutuculu implant üstü protezlerdeki implantlara ait gerinim ölçerlerden elde edilen maksimum ve minimum asal gerinim değerleri ile gerinim yönleri hesaplanmıştır. Maksimum ve minimum asal gerinimlerden mutlak değer açısından büyük olan veriler, mutlak değer halinde istatistiksel değerlendirmeye dahil edilmiştir. Dişsiz boşluktaki gerinim ölçerlerden elde edilen veriler de mutlak değer olarak kullanılmıştır.

Verilerin analizi *SPSS for Windows 11.5* istatistik paket programında yapılmıştır. İstatistiksel değerlendirmelerde *tekrarlayan ölçümlerde varyans analizi* kullanılmıştır. Greenhouse-Geisser test istatistiği sonuçları elde edildikten sonra, gerinim ölçerler arasında farkın önemini tespit amacıyla, *Bonferroni düzeltmeli çoklu karşılaştırma testi*; ana bağlayıcılı ve ana bağlayıcısız ölçümler arasındaki farkın önemi için ise *bağımlı (Paired) t testi* kullanılmıştır. Tutucu türleri arasındaki fark, *tek yönlü varyans* (One-Way ANOVA) analizi ile değerlendirilmiştir. Tek yönlü ANOVA test istatistiği sonucunun önemli bulunması halinde, anlamlı farklılıkları belirlemek amacıyla; *post hoc Tukey* testi kullanılmıştır. Olası tüm çoklu karşılaştırmalarda Tip I hatayı kontrol altına alabilmek amacıyla Bonferroni Düzeltmesine başvurulmuştur.

3.1 İmplantlara ait Gerinimlerin Değerlendirilmesi

Tutuculara göre dört adet rozet gerinim ölçerden ana bağlayıcılı ve ana bağlayıcısız yapılan ölçümlere ilişkin tanımlayıcı istatistikler Çizelge 3.1’de ve varyasyon kaynaklarının önemliliğinin test edilmesine ilişkin istatistik sonuçları ise Çizelge 3.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.1. Tutuculara göre implant çevresindeki farklı gerinim ölçerlerden ana bağlayıcı ve ana bağlayıcısız olarak yapılan ölçümlere ilişkin tanımlayıcı istatistikler ($\mu\epsilon$).

Gerinim Ölçerler	Tutucular	Ana Bağlayıcı (+)		Ana Bağlayıcı (-)	
		$\bar{x}$	SS	$\bar{x}$	SS
G1	MÇK	27,80	8,38	28,40	8,53
	Topuz	19,60	10,97	21,20	12,48
	Bar	26,20	7,22	26,40	10,01
G2	MÇK	9,40	1,82	11,80	2,68
	Topuz	23,80	6,83	26,80	10,38
	Bar	11,00	3,00	11,40	3,91
G1'	MÇK	34,80	9,15	34,40	12,42
	Topuz	36,00	9,14	34,80	9,88
	Bar	23,00	9,72	21,80	9,55
G2'	MÇK	13,20	2,17	15,40	4,16
	Topuz	10,20	3,19	9,20	5,07
	Bar	17,80	1,92	18,00	2,00

Çizelge 3.2. İmplant çevresinde tekrarlayan ölçümlerde varyans analizine göre varyasyon kaynaklarının önemliliğinin test edilmesine ilişkin istatistik sonuçları.

Varyasyon Kaynakları	F istatistiği	p değeri
Ana Bağlayıcı	2,023	0,180
Tutucu	1,663	0,230
Ana Bağlayıcı x Tutucu	0,889	0,437
Gerinim Ölçer	14,487	<0,001*
Gerinim Ölçer x Tutucu	3,686	0,022*
Ana Bağlayıcı x Gerinim Ölçer	2,447	0,101
Ana Bağlayıcı x Gerinim Ölçer x Tutucu	0,684	0,624

Ana bağlayıcı ve ana bağlayıcısız olarak yapılan ölçümler sonucunda tutucu türleri arasında anlamlı farklılık görülmediği gibi; üç farklı tutuculu protez üzerinde ana bağlayıcısının da istatistiksel olarak anlamlı etkisi saptanmamıştır ($p = 0,437$) (Çizelge 3.3).

Çizelge 3.3. İmplant çevresinde ana bağlayıcı x tutucu ile ilgili tanımlayıcı istatistikler ($\mu\epsilon$).

Tutucu	Ana Bağlayıcı (+)		Ana Bağlayıcı (-)	
	$\bar{x}$	S.Hata	$\bar{x}$	S. Hata
MÇK	21,30	1,231	22,50	1,474
Topuz	22,40	1,231	23,00	1,474
Bar	19,50	1,231	19,40	1,474

İmplant bölgesine yerleştirilen gerinim ölçerlerden elde edilen ölçüm ortalamaları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p<0,001$). Ancak, söz konusu bu farklılığın tutucu tiplerinden bağımsız olarak düşünülemeyeceği görülmüştür ($p=0,022$). G1 ve G1' gerinim ölçerlerinden alınan ölçüm ortalamaları tutucu türlerine göre istatistiksel olarak anlamlı farklılık göstermemiştir ($p=0,440$ ve $p=0,110$). G2 gerinim ölçerinden alınan değerler ise tutuculara göre anlamlı farklılık göstermekte olup ($p<0,001$), topuz tutucunun kullanıldığı örneklerle ait ölçüm ortalaması hem MÇK hem de bar tutucunun kullanıldığı örneklerle göre daha yüksek bulunmuştur ($p=0,003$ ve $p=0,004$). G2' gerinim ölçerinden alınan ölçümler ise protezlere göre anlamlı farklılık göstermekte olup ($p=0,004$), topuz tutucunun kullanıldığı örneklerle ait ölçüm ortalamasının bar tutucunun kullanıldığı örneklerle göre daha düşük olduğu gözlenmiştir ($p=0,003$) (Çizelge 3.4).

Çizelge 3.4. İmplant çevresinde gerinim ölçer x tutucu ile ilgili tanımlayıcı istatistikler ($\mu\epsilon$).

	G1		G1'		G2		G2'	
	$\bar{x}$	S.Hata	$\bar{x}$	S.Hata	$\bar{x}$	S.Hata	$\bar{x}$	S.Hata
MÇK	28,1	4,292	34,6	4,456	10,6	2,408	14,3	1,371
Topuz	20,4	4,292	35,4	4,456	25,3	2,408	9,7	1,371
Bar	26,3	4,292	22,4	4,456	11,2	2,408	17,9	1,371

Dikey çubuklar istatistiksel olarak farklı grupları birleştirmektedir ($p<0,05$).

Ayrıca MÇK tutucuda, G1 ve G2 arasındaki fark normal koşullarda anlamlı ($p=0,037$) görünse de Bonferroni düzeltmesine göre söz konusu farklılık istatistiksel olarak anlamlı bulunmamıştır ($p>0,017$). Topuz tutucuda ise G1' ve G2' arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlı ($p=0,045$) görünse de Bonferroni düzeltmesine göre istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık gözlenmemiştir ($p>0,017$). Bar tutucunun kullanıldığı örneklerde gerinim ölçerler arasında ölçüm ortalamaları yönünden istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmamıştır ($p=0,128$).

3.2. Dişsiz Kretlere ait Gerinimlerin Değerlendirilmesi

Tutuculara göre üç adet tek elemanlı gerinim ölçerlerden ana bağlayıcı ve ana bağlayıcısız yapılan ölçümlere ilişkin tanımlayıcı istatistikler Çizelge 3.5'te ve varyasyon kaynaklarının önemliliğinin test edilmesine ilişkin istatistik sonuçları ise Çizelge 3.6'da gösterilmiştir.

Çizelge 3.5. Dişsiz bölgede farklı konumlardaki gerinim ölçerlerde protezlere göre ana bağlayıcı ve ana bağlayıcısız olarak yapılan ölçümlere ilişkin tanımlayıcı istatistikler(μ).

Gerinim Ölçerler	Tutucular	Ana Bağlayıcı (+)		Ana Bağlayıcı (-)	
		Ortalama	SS	Ortalama	SS
A	MÇK	6,58	1,16	6,28	1,19
	Topuz	7,62	0,18	7,72	0,46
	Bar	7,04	0,68	6,80	0,68
P	MÇK	52,64	5,66	52,56	5,57
	Topuz	43,62	4,78	45,20	5,40
	Bar	39,14	5,65	39,14	6,17
P'	MÇK	44,28	7,09	45,80	9,28
	Topuz	32,62	6,56	35,00	7,12
	Bar	42,90	5,85	44,24	5,83

Çizelge 3.6. Dişsiz bölgede tekrarlayan ölçümlerde varyans analizine göre varyasyon kaynaklarının önemliliğinin test edilmesine ilişkin istatistik sonuçları.

Varyasyon Kaynakları	F istatistiği	p değeri
Ana Bağlayıcı	3,202	0,099
Tutucu	7,512	0,008*
Ana Bağlayıcı x Tutucu	0,697	0,517
Gerinim Ölçer	231,012	<0,001*
Gerinim Ölçer x Tutucu	4,638	0,017*
Ana Bağlayıcı x Gerinim Ölçer	3,489	0,048*
Ana Bağlayıcı x Gerinim Ölçer x Tutucu	0,170	0,950

Dişsiz bölgede, ana bağlayıcılı ve ana bağlayıcısız olarak yapılan ölçümler sonucunda tutucu türleri arasında anlamlı farklılık görülmediği gibi; tutucu türleri üzerinde ana bağlayıcının da istatistiksel olarak anlamlı etkisi saptanmamıştır ($p=0,517$) (Çizelge 3.7).

Çizelge 3.7. Dişsiz bölgede ana bağlayıcı x tutucu ile ilgili tanımlayıcı istatistikler ($\mu\epsilon$).

Tutucu	Ana Bağlayıcı (+)		Ana Bağlayıcı (-)	
	$\bar{x}$	S.Hata	$\bar{x}$	S.Hata
MÇK	34,50	1,112	34,88	1,311
Topuz	27,953	1,112	29,307	1,311
Bar	29,693	1,112	30,060	1,311

Dişsiz bölgeden elde edilen ölçüm ortalamalarında tutucular arasında istatistiksel olarak anlamlı farklılık bulunmuştur ($p=0,008$). Ancak, söz konusu bu farklılığın, ölçüm yapılan gerinim ölçerlerden bağımsız düşünölmeyeceğı görölmüştür ($p=0,017$). Buna göre; A ve P' gerinim ölçerlerinden alınan ölçüm ortalamaları tutuculara bağılı olarak istatistiksel anlamlı değışim göstermemekle beraber ($p=0,069$ ve $p=0,050$), P gerinim ölçerinden elde edilen ölçüm ortalamalarında istatistiksel olarak anlamlı farklılık gözlenmiştir ($p=0,006$) (Çizelge 3.8). Söz konusu farka neden olan durum, bar tutucuya göre MÇK tutucunun ölçüm ortalamasının daha yüksek bulunmuş olmasıdır ($p=0,005$). Öte yandan MÇK, topuz ve bar tutucuların kullanıldığı örneklerde, A gerinim ölçerine göre sırasıyla; P ve P' gerinim ölçerlerinden yapılan ölçümlerin ortalamaları istatistiksel olarak daha yüksek bulunmuştur (MÇK: $p<0,001$ ve $p=0,002$; Topuz: $p<0,001$ ve $p=0,003$; Bar: $p<0,001$ ve $p<0,001$) (Çizelge 3.9).

Çizelge 3.8. Dişsiz bölgede gerinim ölçer x tutucu ile ilgili tanımlayıcı istatistikler ($\mu\epsilon$).

	A		P		P'	
	$\bar{x}$	S.Hata	$\bar{x}$	S.Hata	$\bar{x}$	S.Hata
MÇK	6,430	0,341	52,600	2,408	45,040	3,097
Topuz	7,670	0,341	44,410	2,408	33,810	3,097
Bar	6,920	0,341	39,140	2,408	43,570	3,097

Dikey çubuklar istatistiksel olarak farklı grupları birleştirmektedir ($p<0,05$).

Çizelge 3.9. Dişsiz bölgede tutucu x gerinim ölçer ile ilgili tanımlayıcı istatistikler ($\mu\epsilon$).

	MÇK		Topuz		Bar	
	$\bar{x}$	S.Hata	$\bar{x}$	S.Hata	$\bar{x}$	S.Hata
A	6,430	0,341	7,670	0,341	6,920	0,341
P	52,60	2,408	44,410	2,408	39,140	2,408
P'	45,04	3,097	33,810	3,097	43,570	3,097

Dikey çubuklar istatistiksel olarak farklı grupları birleştirmektedir ($p<0,05$).

Ayrıca ana bağlayıcı, gerinim ölçer etkileşiminde gözlenen farklılığın ($p=0,048$), tutucu türlerinden bağımsız değerlendirilmesi tutucu tipleri ve ana bağlayıcı etkinliğini araştırdığımız çalışmamız açısından anlam taşımamaktadır.

3.3. İmplantlara ait Asal Gerinim Yönleri

İmplant üstü protezlerde, implant destekler çevresinden elde edilen asal gerinim yönleri Şekil 3.1’de gösterilmiştir.

TUTUCU	ANA BAĞLAYICI (+)				ANA BAĞLAYICI (-)			
	G1	G2	G1'	G2'	G1	G2	G1'	G2'
MÇK								
TOPUZ								
BAR								

Şekil 3.1. İmplantlara ait gerinim yönleri.

Asal gerinim yönleri açısından MÇK ve bar tutucular tüm desteklerde benzerlik göstermiştir. Topuz tutucularda ise yalnızca posterior implantlar çevresinde (G1, G1') MÇK ve bar tutuculara göre bir farklılık gözlenmiştir.

4. TARTIŞMA

Biyomekanik etkiler implant çevresindeki kemiğin sağlığında önemli rol oynar. İmplantlara iletilen kuvvetler, implant çevresindeki kemikte gerilmeye yol açar. Aşırı miktarda gerilme ise kemik rezorbsiyonuna ve sonunda implantın kaybına neden olabilir (Meijer ve ark., 1992). Çeşitli hayvan deneyleri ve klinik çalışmalar da uygun olmayan kuvvetlerin implant kaybına neden olduğunu desteklemiştir (Prakash ve ark., 2009).

İmplant üstü protezlerde, kuvvetler implantı çevreleyen alveoler kemiğe, abutment'lara ve rezidüel krete iletilir (Porter ve ark., 2002). İmplant ve protez kaidesi bölgesindeki yükleme değerleri, kullanılan tutucunun rijiditesi ve belli bir dereceye kadar yumuşak dokunun kalınlığı ve esnekliğine bağlıdır (Heckmann ve ark., 2001). Bu yüzden, tutucuların yük iletim mekanizmaları tedavinin başarısı için kritik bir öneme sahiptir. Kemiğin korunması açısından, okluzal kuvvetlerin dengeli iletimini sağlayan sistemler tercih edilir (Federick ve Caputo, 1996). Ancak, herhangi bir tutucu tipinin üstünlüğü ispat edilmemiş (Zarb ve ark., 2004), yapılan araştırmalarda kemik kaybı açısından tutucular arasında fark gözlenmemiştir (Narhi ve ark., 2001; Oetterli ve ark., 2001; Çehreli ve ark., 2010).

Teleskop kron sistemleriyle yıkıcı yatay ve rotasyonel okluzal kuvvetlerin azaltılması ve kuvvetlerin aksiyel olarak yönlendirilmesi hedeflenir (Prakash ve ark., 2008). Rijit teleskop kronlarda, çiğneme kuvvetlerinin büyük bir kısmı implantlara iletilir. Bu durum, implant ya da implant parçalarının yorgunluğuna ve kırılmasına yol açabilir. Ancak, rijit teleskop kronlar, posterior alveoler krete minimum kuvvet iletip alveoler kemik rezorbsiyonunu azaltabilir (Shafie, 2007). Diş-mukoza destekli protezlerde ise esnek teleskop tutucuların kullanılması tercih edilir (Prakash ve ark., 2008).

Marburg çift kron sisteminde, iç ve dış kronlar arasında boşluk bırakılarak esneklik sağlanır (Prakash ve ark., 2008). Tutuculuk için de

sürtünmesiz tutucu üniteler kullanılmaktadır (Wenz ve ark., 2001). Ayrıca bu yöntemle, dişler ve implantlar destek olarak birlikte kullanılabilir (Mengel ve ark., 2007).

Teleskop tutucular, diş destekli hareketli bölümlü protezlerde uzun yıllar boyunca başarılı bir şekilde kullanılmıştır (Hofmann ve ark., 2002). Ancak, elde edilen olumlu tedavi sonuçlarına rağmen, teleskop tutuculu implant üstü protezler ile ilgili yeterli çalışma yoktur (Hoffmann ve ark., 2006). Çalışmamızda, bu nedenle MÇK tutuculu implant üstü protezlerin kuvvet analizinin yapılması amaçlanmıştır.

Esnek teleskop tutucuların kullanıldığı alt çenede iki implant destekli implant üstü protezlerde, implantların on yıllık klinik ve radyografik sonuçları, bu tutucuların ciddi atrofi gözlenen alt çenede güvenilir bir tedavi olarak kullanılabileceğini göstermiştir (Heckmann ve ark., 2004). MÇK kullanılarak yapılan başka bir çalışmada ise beş sene içerisinde tüm destekler %87 oranında, on senede %80 oranında ağızda kalmıştır (Wenz ve Lehmann, 1998). İmplant ve doğal dişlerin destek olarak kullanıldığı MÇK tutuculu protezlerle ilgili yapılan üç yıllık bir başka çalışmada ise agresif generalize periodontitis hastalarında başarılı sonuçlar elde edilmiştir (Mengel ve ark., 2007). MÇK sistemine uygun ana bağlayıcısız protezlerin kullanıldığı bir araştırmada ise destek dişlerin ağızda kalma sürelerinin diğer çift kron sistemlerine benzerlik gösterdiği saptanmış; destek dişlerin sağlığı açısından başarılı sonuçlar elde edilmiştir (Wenz ve ark., 2001).

Esnek çift kronlar kullanılması durumunda bile geleneksel implant üstü protez tasarımlarının uygulanmasına devam edilmektedir. Bu durum, uzun protez kenarlarının tutuculuk ve stabiliteye yardımcı olmasından kaynaklanır. Lokal doku iritasyonları ve hasta şikayetleri ise genellikle major, minör bağlayıcılar, uzatılmış protez kenarları ve destek yapıların gingival kısımlarını örten kaide uzantılarından kaynaklanır. Stabilite, destek ve tutuculuk için ihtiyaç duyulmadığı durumlarda bu kısımların kullanılmayabileceği

belirtmiştir. Ancak, protez stabilitesinin akrilik uzantılarla sağlanması halinde, bu doku koruyucu (perioprotective) tasarım, protez yapısını zayıflatıp kırılmalara yol açabilir. MÇK sisteminde ise rijit bir metal iskelet yapı kullanılır. Tutuculuk, TC-Snap sistemi ile sağlanır. Böylece, doku koruyucu tasarım uygulanabileceği ve ana bağlayıcının kullanılmayabileceği ileri sürülmüştür (Wenz ve Lehmann, 1998).

Gerinim ölçerler, statik ve dinamik yükler altında oluşan gerinimlerin in vivo ve in vitro ölçümlerine olanak sağlar. Heckmann ve arkadaşları, gerinim ölçerlerle yapılan in vivo ve in vitro ölçümlerin benzer sonuçlar gösterdiğini; in vivo ölçümlerin imkansız ya da etik olmadığı durumlarda model üzerinde implant gerinim ölçümlerinin yapılabileceğini belirtmişlerdir (Heckmann ve ark., 2001). Ayrıca, gerinim ölçerler protetik apareylerin bir çoğunun klinik mekanik davranışlarını belirlemek üzere pek çok çalışmada başarılı bir şekilde kullanılmıştır (Ünsal, 1994; Ichikawa ve ark., 1996; Şahin, 2006; Çekiç ve ark., 2007). Gerinim ölçer yönteminin en hassas yöntemlerden biri olduğu da savunulmuştur (Window ve Holister, 1983; Fernandes ve ark., 2003).

Gerinim ölçerlerin, gerilmenin en yüksek olduğu düşünülen bölgeye yerleştirilmesi amaçlanır (Window ve Holister, 1983). Üst çenede labial marjinal kemiğin kırılma ve ince yapısı nedeniyle, okluziyondaki doğal diş ya da implantlarda en yüksek gerinimlerin, kemiğin bukkalinde gözlemlendiğini ve gerinim ölçerlerin kemiğin bukkaline yerleştirilmesini öneren araştırmacılar vardır (Hekimoğlu ve ark., 2004; Çehreli ve ark., 2005). Ancak, çeşitli araştırmalar, okluzal kuvvetlerin en çok implantların distal (Ichikawa ve ark., 1996) ve servikal bölgelerinde (Rubo ve Souza, 2008; Anitua ve ark., 2010) yoğunlaştığını göstermiştir.

Çalışmamızda gerinim ölçerlerin, implantların servikal bölgesinin distaline ve implanta en yakın bölgeye yerleştirmeyi amaçladığımızdan PMMA rezin içine gömülmesi gerekmiştir. Ortopedik protezlerde PMMA

yapıların ya da katı cisimlerin içerisindeki gerinimlerin ölçülmesine yönelik birkaç girişimde bulunulmuştur. In vitro model içerisine sensörlerin yerleştirilmesinin büyük oranda hataya neden olabileceği üzerinde durulmuş (Cristofolini ve Viceconti, 2000); model içine gerinim ölçerlerin uygun şekilde yerleştirilmesinin güç bir işlem olduğu da ileri sürülmüştür. Ancak, bu şekilde aynı modelin statik ve dinamik ölçümlerde kullanılabileceği belirtilmiştir (Little, 1984). Gerinim ölçerlerin model içine gömülmesinin güvenilir bir yöntem olduğu bir başka çalışmada ortaya konmuştur (Şahin, 2006).

Gerinim ölçerlerde STC numarası olarak, cam gibi düşük termal iletkenliğe sahip bir malzeme için uygun bir numara olan 05 tercih edilmiştir. Bu seçimdeki amaç model hazırlığında kullanılan PMMA rezinin termal iletkenliğinin de düşük olmasıdır. Akrilik rezin gibi plastik malzemeler için 1000 Ω gibi yüksek dirençli gerinim ölçerlerin kullanılması uygundur. Böylece gerinim ölçerin ısınma sorunu da ortadan kaldırılmış olur. Ancak, bu dirence sahip uygun boyutlu üç elemanlı rozet gerinim ölçerlerin mevcut olmadığı göz önünde tutularak, çalışmamızda 120 Ω dirence sahip gerinim ölçerler tercih edilmiştir. Seçilen gerinim ölçerler LE opsiyonuna; tam kapsülasyon ve önceden lehimlenmiş bakır tellere sahiptir. Bu opsiyonun seçilme sebebi gerinim ölçerin doğrudan lehimlenmesi ve PMMA rezin içine yerleştirilmesi esnasında mümkün olduğunca zarar görmesini önlemektir (Şahin, 2006).

Çalışmamızda toplam 280 N'luk statik vertikal kuvvet çift taraflı olarak uygulanmış; ideal şartlar altında protez kaidesinin her iki tarafına 140 N etki etmesi beklenmiştir. Hareketli bölümlü protez kullanan bireyler için ortalama çiğneme kuvvetinin farklı kaynaklarda 100 N ya da 140 N civarında olduğu belirtilmiştir (Miyaura ve ark., 2000; Prakash ve ark., 2009). Kuvvetin bukkal ve lateral yönden açılı olarak tek yönlü uygulanması durumunda protezlerin yerinden çıkarak ölçümleri imkansız hale getirdiği (Itoh ve ark., 1998) ya da implantların çevresinde düşük gerinim değerleri elde edildiği ve dengeleyici okluzal temaslar oluşturularak bu sorunun çözümlenebileceği belirtilmiştir (Fanuscu ve Caputo, 2004).

Çalışmamızda üst çene modelinin kullanılma sebeplerinden biri ana bağlayıcının etkinliğinin daha rahat izlenebilmesini sağlamaktır. Alt çenede implant üstü protez uygulamaları ile ilgili pek çok çalışma yapılmış ve implant sayısı ve tutucu mekanizmadan bağımsız olarak yüksek başarı oranı gözlenmiştir. Dişsiz üst çenede ise az sayıda çalışma yapılmış ve başarısızlık oranı yüksek bulunmuştur (Cune ve ark.,1994; Chan ve ark., 1998; Mericske-Stern, 2003; Misch; 2005; Jivraj ve ark.,2006). Bunun nedeni, kemik kalitesi, atrofi ve sinus nedeniyle az sayıda ve kısa boyutlarda implant kullanımı gibi olumsuz etkenlere bağlanabilir. İyi planlanmış üst çenedeki implant üstü protez olgularında ise başarı oranı yüksek bulunmuştur (Mericske-Stern, 2003). Misch de, on yıl boyunca takip ettiği üst çeneye ait yetmiş beş implant üstü protez olgusunda implant başarısını (survival rate) % 97, protez başarısını %100 olarak değerlendirmiştir. İmplant sayısı, konumu ve temel biyomekanik kavramların takip edilmesi ile başarısızlığın azaltılabileceği belirtilmiştir (Misch, 2005). Başka bir çalışma da, alt ve üst çenede bar tutuculu implant üstü protezlerin implant çevresindeki yumuşak doku ve protetik başarı açısından benzer olduğunu göstermiştir (Akça ve ark., 2010).

Bar ve topuz tutucular, implant üstü protezlerde tercih edilen başlıca tutucular olarak kabul edilir (Karabuda ve ark., 2008). Üst çenede kemik kalitesi ve kuvvetlerin yönleri nedeniyle bar tutucu ile implantların splintenmesi önerilmekle beraber (Misch, 2005), topuz tutucuların da uygulanabileceği belirtilmiştir. Ancak, implant akslarının açılı olması nedeniyle topuz tutucuların kimi zaman kullanılamayacağı da dikkate alınmalıdır (Mericske-Stern, 2003). Çalışmamızda, MÇK tutucu ile karşılaştırmak için yaygın olarak kullanılan topuz ve bar tutucular tercih edilmiştir.

Çalışmamızdaki gibi dört implant, üç adet bar ile birleştirilebilir ya da çenenin her iki yanındaki implantlar ayrı ayrı iki adet bar ile birleştirilecek şekilde bir tasarım uygulanabilir. Kuvvet iletimi açısından bu iki farklı tasarım

arasında çok büyük bir gerilme farkı gözlenmese de, üç adet barın kullanıldığı tasarım, diğerine kıyasla daha az gerilme oluşturmuştur (Prakash ve ark., 2009). Ancak, iki ayrı barın paralel olarak yerleştirilmesinin posterior üst çenede yeterli kemik bulunduğu tercih edilebildiği belirtilmiştir (Uludağ ve ark., 2007).

İmplant destekli üst çene protezlerinde damak bölgesinin tam olarak örtülerek sadece iki implant kullanılabileceği belirtilmiştir (Lewis ve ark., 1992). Üst çenede ileri cerrahi teknikler kullanılmaya ihtiyaç duyulmadan iki ya da dört implantın uygulanabileceğini belirten başka araştırmacılar da vardır (Narhi ve ark., 2001; Tanino ve ark., 2007). Ancak, pek çok araştırmacı tarafından üst çenede iki implant kullanmanın standart bir uygulama olmadığı ve minimum dört implant gerektiği vurgulanmıştır (Mericske-Stern ve ark., 2000; Williams ve ark., 2001; Eckert ve Carr, 2004; Jivraj ve ark., 2006).

Üst çenede implantlardaki kuvvet iletiminin azaltılması için yeterli palatal örtücülük ile doku desteği sağlamak gerekebilir. İmplant sayısı ve konumu gibi faktörlerden dolayı implant desteği azalmışsa kısmi palatal örtücülük ile implantlara gelen yükler azaltılabilir (Vogel, 2008). Dört ya da daha fazla implant kullanılıp yeterli tutuculuk ve destek sağlandığında, hijyen ve kusma refleksini kontrol etmek için palatal bölgenin açıkta bırakılabileceği belirtilmiştir (Kramer ve ark., 1992; DeBoer, 1993; De Albuquerque Jr ve ark., 2000; Tanino ve ark., 2007). Ayrıca, palatal mukozanın minimal derecede örtülmesi hasta açısından rahatlık sağlar (Straioto ve ark., 2006). Ancak, implant üstü protezlerde damak kısmının açık bırakılması halinde orta hatta gerilme yoğunlaşmaları oluşacağı için metal bir alt yapının kullanılması ihmal edilmemelidir (Preiskel ve Preiskel, 2009). Çalışmamızda, bar ve topuz tutuculu implant üstü protezlerde hem kırılma gibi komplikasyonları önlemek hem de ana bağlayıcı etkinliğini değerlendirmek amacıyla alt yapı olarak döküm metal iskelet uygulanmıştır.

Ana bağlayıcı rijiditesinin destek yapılar üzerindeki kuvvet dağılımını etkilediği belirtilmiş; ancak oral mukoza ve destekler üzerinde en uygun kuvvet dağılımını sağlayan üst çene ana bağlayıcı tasarımı konusunda görüş birliğine tam olarak ulaşılmamıştır. Rijit bağlayıcılar, uygulanan okluzal kuvvetleri iskelet yapının karşı tarafına iletmekte son derece etkilidirler. En rijit ana bağlayıcı olarak anteroposterior bar kabul edilmiş ve çalışmamızda da kullanılması uygun görülmüştür. U-plak ve yetersiz genişlikteki posterior bantlarda büyük oranda deformasyon gözlenmekte; bu durum, oral mukoza ve destekler üzerinde potansiyel bir tehlike oluşturmaktadır (Eto ve ark., 2002).

Palatal desteğin uzaklaştırılmasının gerilme yoğunlaşmalarına neden olduğu ve tutucu farkından daha fazla etkili olduğu gösterilmiştir (Ochiai ve ark., 2004). Ancak, anteroposterior bar kullandığımız ve daha sonra posterior barı keserek gerinim ölçümlerini tekrarladığımız çalışmamızda, dört implant destekli bir üst çenede MÇK, bar ve topuz tutuculu protezlerde ana bağlayıcının implant çevresinde ve dişsiz boşluktaki gerinim değerleri açısından anlamlı bir etkisi saptanmamıştır.

Üst çenede implant üstü protezlerle ilgili sınırlı sayıda araştırma olduğundan (Slot ve ark., 2010), tutucu tiplerini değerlendirirken alt çeneye ait çalışmalar da göz önünde bulundurulmuştur. Ancak, kemik morfolojisi ve yükleme durumlarındaki farklılık nedeniyle, alt çenedeki implant üstü protezlerle ilgili elde edilen sonuçlar kullanılarak, üst çene ilgili çıkarım yapmanın hatalı olabileceği de belirtilmiştir (Bergendal ve Engquist, 1998).

Konik çift kronların (6° eğimli), topuz ve bar tutuculara (rijit ve eklemlili) alternatif olarak değerlendirilebileceği gösterilmiştir (Besimo ve Kempf, 1995). Blickle ve arkadaşlarının (1991), yapay alt çene üzerinde yapılan bir deneyde, dört implant destekli konik kron tutucuların, rijit bar tutucuya kıyasla daha iyi kuvvet iletimi sağladığı gözlenmiştir (Besimo ve Graber, 1994). Pek çok in vitro ve in vivo çalışma da, barların implantlarda daha çok gerilme

oluşturduğu konusunda birleşmiştir. Ancak, paralel duvarlı ve yuvarlak kesitli bar ile teleskop tutucuların değerlendirildiği klinik bir çalışma, rijit barların teleskop tutuculara kıyasla implantlar arasındaki yük dağılımına faydası olduğunu göstermiştir (Mericske-Stern ve ark., 1996). Dişsiz alt çeneye iki ya da daha çok implant yerleştirilerek teleskop ve (Dolder ve millenmiş) bar tutuculu implant üstü protezlerin klinik açıdan karşılaştırıldığı bir araştırmada ise konik, teleskop ve bar tutuculu protezler arasında fark gözlenmemiştir (Eitner ve ark., 2008).

Esnek teleskop kronlardan MÇK ile topuz tutucuların kıyaslandığı üç yıllık bir klinik çalışmada, implant başarısı ve peri-implant sağlığı açısından farklılık görülmemiştir (Krennmair ve ark., 2006).

İmplant destekli teleskop tutucularla ilgili az sayıdaki çalışmaya karşın, topuz ve bar tutucularda birbirinden farklı sonuçlar elde edilmiş çok sayıda araştırma mevcuttur. Çeşitli in vitro çalışmalarda, alt çenede topuz tutucuların, bar tutuculara kıyasla implantlarda daha az gerilme oluşturduğu belirtilmiştir (Kenney ve Richards, 1998; El-Sheikh ve ark., 1999; Tokuhisa ve ark., 2003; Barao ve ark.,2009). Yapılan bir fotoelastik analiz çalışmasında, bar ve topuz tutucuların kullanıldığı mandibuler implant üstü protezlerde posterior dişsiz bölgeye benzer kuvvetlerin iletildiği gösterilmiştir. (Kenney ve Richards, 1998). Sonlu eleman analizi kullanılarak yapılan bir araştırmada iki implantlı alt çenede o-ring'lerin bar tutucuyla beraber kullanılması halinde kuvvet dağılımının iyileştiği gözlenmiştir (Barao ve ark.,2009).

Bazı araştırmacılar ise, implantların barla splintlenmemesi halinde, implantlar üzerinde gerilme yoğunlaşmaları gözlenebileceğini ve yükün paylaşılması amacıyla barın kullanımını önermişlerdir (Eckert ve Carr, 2004; Vogel, 2008). Farklı çalışmalar, alt çenede iki implant varlığında topuz tutucuların destek dokularda, bar tutuculardan daha yüksek gerilme değerleri oluşturduklarını göstermiştir (Assunção ve ark., 2006; Çekiç ve ark., 2007). Üst çenede implant üstü protezlerdeki implantların ağızda kalma başarısının

kıyaslandığı bir derlemede, dört implant ve bar tutucu kullanımının, dört ya da daha az implant kullanılarak yapılan topuz tutuculu sistemlerden daha başarılı olduğu gözlenmiştir. Ancak, her ikisinde de implant başarısı >%95 olarak değerlendirilmiştir (Slot ve ark., 2010).

Pek çok çalışma ise alt çenede uzun dönem implant başarısında splintlemenin etkisi olmadığını ortaya koymuştur (Vogel, 2008). Alt çenede implant üstü protezlerde implant ve tutucu tipinin marjinal kemik kaybıyla ilişkisi olmadığı saptanmıştır (Gotfredsen ve Holm, 2000; Oetterli ve ark., 2001; Çehreli ve ark., 2010). Üst çenede ise implant üstü protez yapılması halinde implantların splintlenmesi gerektiği söylenmesine rağmen (Jivraj ve ark., 2006), palatal bölgenin kısmen örtüldüğü bir vaka çalışmasında üst çenede implantların splintlenmeden de kullanılabileceği belirtilmiştir (Cavallaro ve Tarnow, 2007). Aynı şekilde, klinik bir çalışma, üst çenede implant üstü protezlerde bar ve topuz tutucular arasında kemik kaybı açısından fark olmadığını göstermiştir (Narhi ve ark., 2001). Çalışmamızda da, implantlar çevresinde oluşan ortalama gerinim değerleri açısından bar ve topuz tutucular arasında fark gözlenmemiştir.

Protezlerde esnek tutucuların implantlar üzerindeki yükü azaltacağı ve okluzal kuvvetlerin bir kısmının alveoler kret tarafından karşılanacağı düşünülür (Vogel, 2008). Başarılı bir protez tasarımı ve ideal şartlar altında stud tutucular ve esnek bar-klips tasarımları arasında implantta oluşan gerilme açısından önemli bir fark bulunmadığı düşünülmektedir. Ancak, rijit tasarımlar ve kantilever barların ise implantlara iletilen kuvveti arttırabileceği de belirtilmiştir. Kemiğin kalite ve miktarı, ark morfolojisi, implant uzunluğu gibi faktörlerin implant başarı oranında daha etkili olduğu düşünülmektedir (Trakas ve ark., 2006).

Alt çenede iki implant destekli implant üstü protezlerdeki gerilmelerin gerinim ölçerler kullanılarak değerlendirildiği bir çalışmada, implant gerinimi ve dişsiz bölgedeki yük değerlerinin zıt ilişkide olduğu gözlenmiştir. Diğer bir

deyişle, implantlarda yüksek gerilme değerine sahip olan tutucu, dişsiz bölgede daha düşük gerilme değerine sahip olmaktadır. Dişsiz bölgede en yüksek gerilme değeri ise esnek teleskopta görülmüş; bunun sebebinin, teleskopta mukoza esnekliği için oluşturulan okluzal boşluk nedeniyle ortaya çıktığı ileri sürülmüştür. Topuz tutucuda da bir miktar yüksek sonuç alınmasının nedeni matriks kısmındaki okluzal esnekliğe bağlanmıştır. Dişsiz boşlukta, bar tutucuda daha düşük, rijit teleskopta ise en düşük değer elde edilmiştir (Heckmann ve ark., 2001).

Klinik bakış açısıyla değerlendirildiğinde, tutucu tipinin, implantlarda oluşan kuvvetler üzerinde çok küçük bir etkisi olabileceği; ancak, implant üstü protezlerde dengeli doku ve implant desteği sağlamak için esnek bir tutucu mekanizmanın kullanılması gerektiği düşünülür (Oetterli ve ark., 2001). Çalışmamızda da ana bağlayıcı ve ana bağlayıcısız yuvarlak kesitli bar, topuz ve MÇK sistemleri arasında implant ve dişsiz boşlukta oluşan ortalama gerinim değerleri açısından bir fark gözlenmemiştir. Bunun yanı sıra, topuz tutucunun gerinim değerlerinin G2 gerinim ölçerinde MÇK ve bar tutucudan yüksek; G2' gerinim ölçerinde ise bar tutucudan daha düşük olduğu saptanmış; gerinim değerlerinin simetrik olmamasının büyük olasılıkla modelin özelliklerinden kaynaklandığı düşünülmüştür. Ancak, topuz sisteminin yine de diğer tutuculara göre farklı biyomekanik davranışa sebep olabileceği göz önünde tutulmalıdır.

Dişsiz bölgede ise, P gerinim ölçerinden, MÇK sistemi için bar tutucuya kıyasla daha yüksek değer elde edilmiştir. Bu sonuç, Heckmann ve arkadaşlarının (2001), dişsiz boşlukta en yüksek yükleme değerinin esnek teleskopta gözlemlendiğini belirten çalışmasıyla uyumlu görünmektedir. Ancak, bu fark simetrik olmadığından dişsiz bölgede MÇK sisteminde daha yüksek gerinim değeri elde edildiğini ileri sürmek doğru değildir.

Sonuç olarak, dört implantın kullanıldığı bir üst çenede MÇK, topuz ve bar tutuculu implant üstü protezlerde damak bölgesinin kısmen örtülmesinin

implantlar ve destek dokular açısından herhangi bir olumsuzluk yaratmadığı ve protezlerin ana bağlayıcısız olarak güvenilir bir şekilde kullanılabileceği saptanmıştır. Çalışmamızda kullanılan üç farklı tutucu tipinin de dişsiz bölge ve implantlar üzerinde önemli bir farklılık yaratmadığı gözlenmiştir. Ancak, in vitro olarak yürütülen çalışmamızın in vivo uzun süreli takip çalışmalarıyla desteklenmesi gerektiğini düşünmekteyiz.

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Üst çenede dört implantın kullanıldığı, MÇK tutuculu implant üstü protezlerin implantlar çevresinde ve destek dokular üzerinde oluşturdıkları gerinimlerin, bar ve topuz tutuculu implant üstü protezlerle kıyaslamalı olarak değerlendirildiği ve ana bağlayıcının kuvvet iletimine etkisinin de incelendiği in vitro çalışmamızda:

1- MÇK tutuculu implant üstü protezler, implantlar çevresinde ve dişsiz bölgede oluşturdıkları gerinimler açısından fark yaratmadığından, topuz ve bar tutuculu protezlere alternatif olabilirler. Bunun yanı sıra topuz tutuculu protezler implant çevresinde gerinim yönleri ve dağılımı açısından diğer iki protez tipine göre farklılık göstermektedir.

2- Üst çenede MÇK, topuz ve bar tutuculu implant üstü protezler ana bağlayıcısız olarak diğer bir deyişle damak bölgesi açık bırakılarak güvenle kullanılabilirler.

ÖZET

Marburg Çift Kron Tutuculu İmplant Üstü Protezlerin Biyomekanik Analizi

Tam dişsiz hastalarda, implant üstü protezler yaşam kalitesini arttırmaktadır. İmplant ve protezi birleştiren tutucunun seçiminin implant ve çevre dokuların sağlığı açısından önem taşıdığı düşünülmektedir. Bar, stud, miknatıs ve teleskop tutucular implant üstü protezlerde kullanılan başlıca tutuculardandır. Marburg çift kron sistemi de ana bağlayıcısız da kullanılabileceği öne sürülen, sürtünmesiz tutuculuğa sahip bir teleskop tutucudur.

Çalışmanın amacı, Marburg çift kron tutuculu (MÇK) implant üstü protezlerin implant çevresinde ve dişsiz kretlerde oluşturdukları gerinimlerin, gerinim ölçer yöntemi kullanılarak topuz ve bar tutuculu protezlerle karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesi ve ana bağlayıcı etkinliğinin incelenmesidir.

Dört implantlı bir üst çene modelinde, implantlar için üç elemanlı rozet gerinim ölçer, dişsiz kretler için ise tek elemanlı gerinim ölçer kullanılmıştır. Beşer adet MÇK, topuz ve bar tutuculu implant üstü protez hazırlanmış ve yükleme çift taraflı uygulanan 280 N statik dikey yük altında ana bağlayıcılı ve ana bağlayıcısız olarak yapılmıştır.

İmplant çevresinde ve dişsiz bölgede oluşturdukları gerinimler açısından ana bağlayıcılı ve ana bağlayıcısız MÇK, topuz ve bar tutucular arasında istatistiksel olarak anlamlı fark gözlenmemiştir ($p>0,05$). Ancak, topuz tutucunun implantlar çevresinde kuvvet dağılımı ve yönü açısından MÇK ve bar tutucuya göre farklılık gösterdiği saptanmıştır.

Üst çenede dört implant kullanıldığında MÇK tutuculu implant üstü protezlerin, bar ve topuz tutuculu protezler gibi ana bağlayıcısız olarak kullanılmasının implant çevresindeki ve destek dokularda oluşturdukları gerinimler açısından sakıncası yoktur.

Anahtar Sözcükler: Bar, gerinim ölçer, implant üstü protez, Marburg çift kron, topuz.

SUMMARY

Biomechanical Analysis of Marburg Double Crown Retained Implant Overdentures

Implant overdentures improve the quality of life of edentulous patients. Selection of attachments connecting overdentures to implants is considered to be of importance for peri-implant region and surrounding tissue health. Major attachments used in implant overdentures are bar, stud, magnetic and telescopic attachments. Marburg double crown (MDC) system, which is suggested to be used without major connectors, is one of the telescopic attachments providing retention without friction.

The aim of this study is to evaluate the strain transmitted to the peri-implant region and edentulous ridges by MDC retained implant overdentures comparing with ball and bar attachments and to investigate the efficiency of major connectors using strain gauge analysis.

Three element rosette strain gauges for implants and single element strain gauges for edentulous ridges were used in a maxillary model with four implants. Five each of MDC, ball and bar implant overdentures were prepared and the loading was made with a static vertical load of 280 N applied bilaterally with and without major connectors.

The strain patterns produced by MDC, ball and bar attachments with and without major connectors on edentulous ridges and peri-implant region were not found to be statistically significant ($p>0,05$). However, the stress distribution and direction of ball attachments were different comparing with MDC and bar attachments in the peri-implant region.

MDC retained maxillary overdentures with four implants can be used safely without major connectors similar to bar and ball retained implant overdentures with regard to the strains generated on edentulous ridges and peri-implant region.

Key Words: Ball, bar, implant overdenture, Marburg double crown, strain gauge.

KAYNAKLAR

- ABD EL-DAYEM, M.A., ASSAD, A.S., ELDIN SANAD, M.E., MAHMOUD MOGAHED, S.A. (2009). Comparison of prefabricated and custom-made bars used for implant-retained mandibular complete overdentures. *Implant Dent.*, **18**: 501-511.
- AKALTAN, F. (1992). Hareketli bölümlü protezlerde manyetik tutuculuk. Doktora Tezi, Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- AKALTAN, F., CAN, G. (1995). Retentive characteristics of different dental magnetic systems. *J. Prosthet. Dent.*, **74**: 422-427.
- AKÇA, K., ÇEHRELİ, M.C., UYSAL, S. (2010). Marginal bone loss and prosthetic maintenance of bar-retained implant-supported overdentures: A prospective study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **25**: 137-145.
- ALHARBI, S.A. (2006). Implant supported milled bar mandibular overdenture with locator attachments: Clinical considerations and laboratory techniques. *International Dentistry South Africa*, **8**: 54-64.
- ANITUA, E., TAPIA, R., LUZURIAGA, F., ORIVE, G. (2010). Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: A finite element analysis. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, **30**: 89-95.
- ANUSAVICE, K.J. (2003). Phillips' Science of Dental Materials. 11th Ed.: USA: W.B. Saunders Company, Chapter 4.
- ASSUNÇÃO, W.G., TABATA, L.F., BARAO, V.A.R., ROCHA, E.P. (2008). Comparison of stress distribution between complete denture and implant-retained overdenture- 2D FEA. *J. Oral Rehabil.*, **35**: 766-774.
- BARAO, V.A., ASSUNÇÃO, W.G., TABATA, L. F., DELBEN, J.A., GOMES, E.A., DE SOUSA, E.A., ROCHA, E.P. (2009). Finite element analysis to compare complete denture and implant-retained overdentures with different attachment systems. *J. Craniofac. Surg.*, **20**: 1066-1071.
- BEN-UR, Z., GORFIL, C., SHIFMAN, A. (1996). Anterior implant-supported overdentures. *Quintessence Int.* **27**: 603-606.
- BENZING, U.R., GALL, H., WEBER, H. (1995). Biomechanical aspects of two different implant-prosthetic concepts for edentulous maxillae. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **10**: 188-198.
- BERG, T., CAPUTO, A.A. (1992). Comparison of load transfer by maxillary distal extension removable partial dentures with a spring-loaded plunger attachment and I-bar retainer. *J. Prosthet. Dent.*, **68**: 492-499.
- BERGENDAL, T., ENGQUIST, B. (1998). Implant-supported overdentures: A longitudinal prospective study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **13**: 253-262.

- BESIMO, C., GRABER, G. (1994). A new concept of overdentures with telescope crowns on osseointegrated implants. *Int. J. Periodont. Rest. Dent.*, **14**: 487-495.
- BESIMO, C., KEMPF, B. (1995). In vitro investigation of various attachments for overdentures on osseointegrated implants. *J. Oral Rehabil.*, **22**: 691-698.
- BİLHAN, H., MUMCU, E. (2007). Tam protez hastalarında kullanılan implant üstü hareketli protezlerde bar tutucular. *Diş Hekimliğinde Klinik*, **21**: 14-22.
- BREMOND, P. (2007). New developments in thermo elastic stress analysis by infrared thermography.
Erişim: [<http://www.ndt.net/article/panndt2007/papers/138.pdf>]. Erişim tarihi: 19.06.2010.
- BUENO-SAMPER, A., HERNANDEZ-ALIAGA, M., CALVO-GUIRADO, J.L. (2010). The implant-supported milled bar overdenture: A literature review. *Med. Oral Patol. Oral Cir. Bucal.*, **15**: 375-378.
- CAMPOS, T.N., ADACHI, L.K., CHORRES, J.E. CAMPOS, A.C., MURAMATSU, M., GIOSO, M.A. (2006). Holographic interferometry method for assessment of static load stress distribution in dog mandible. *Braz. Dent. J.*, **17**: 279-284.
- CAPUTO, A. A., WYLIE, R.S. (2010). Role of biomechanics in periodontal therapy.
Erişim:[<http://www.dent.ucla.edu/pic/members/biomechanics/index.html>].
Erişim tarihi: 19.06.2010.
- CAVALLARO JR., J.S., TARNOW, D.P. (2007). Unsplinted implants retaining maxillary overdentures with partial palatal coverage: Report of 5 consecutive cases. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **22**: 808-814.
- CHAN, M.F.W., CHAN, Y., NARHI, T.O., BAAT, C., KALK, W. (1998). Treatment of the atrophic edentulous maxilla with implant-supported overdentures: A review of the literature. *Int. J. Prosthodont.*, **11**: 7-15.
- CHUN, H.J., PARK, D.N., HAN, C.H., HEO, S.J., HEO, M.S., KOAK, J.Y. (2005). Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. *J. Oral Rehabil.*, **32**: 193-205.
- CHUNG, K.H., CHUNG, C.Y., CAGNA, D.R., CRONIN, R.J. (2004). Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J. Prosthodont.*, **13**: 221-226.
- COOK, R.D., MALKUS, D.S., PLESHA, M.E., WITT, R.J. (2002). Concepts and Applications of Finite Element Analysis. 4th Ed.: USA: John Wiley & Sons, Inc., Chapter 1.
- CUNE, M.S., DE PUTTER, C., HOOGSTRATEN, J. (1994). Treatment outcome with implant-retained overdentures: Part I- Clinical findings and predictability of clinical treatment outcome. *J. Prosthet. Dent.*, **72**: 144-151.

- ÇEHRELİ, M.C., AKKOCAOĞLU, M., CÖMERT, A., TEKDEMİR, İ., AKÇA, K. (2005). Human ex vivo bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oral implants. *Clin. Oral Implants Res.*, **16**: 540-548.
- ÇEHRELİ, M.C., KARASOY, D., KÖKAT, A.M., AKÇA, K., ECKERT, S. (2010). A systematic review of marginal bone loss around implants retaining of supporting overdentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **25**: 266-277.
- ÇEKİÇ, C., AKÇA, K., ÇEHRELİ, M. C. (2007). Effects of attachment design on strains around implants supporting overdentures. *Quintessence Int.*, **38**: 291-297.
- ÇIKMAZ, S. (2001). Sabit protezlerde kullanılan farklı restoratif materyaller tarafından karşılanan kuvvetlerin, kemik yapıya olan iletiminin in vitro olarak incelenmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- DAVIS, D.M. (1990). Role of implants in the treatment of edentulous patients. *Int. J. Prosthodont.*, **3**: 42-50.
- DAVIS, D.M., PACKER, M.E. (1999). Mandibular overdentures stabilized by Astra Tech implants with either ball attachments or magnets: 5-year results. *Int. J. Prosthodont.*, **12**: 222-229.
- DE ALBUQUERQUE JUNIOR, R.F., LUND, J.P., TANG, L., LARIVEE, J., DE GRANDMONT, P., GAUTHIER, G., FEINE, J.S. (2000). Within-subject comparison of maxillary long-bar implant-retained prostheses with and without palatal coverage: Patient based outcomes. *Clin. Oral Impl. Res.*, **11**: 555-565.
- DEBOER, J. (1993). Edentulous implants: Overdenture versus fixed. *J. Prosthet. Dent.*, **69**: 386-390.
- DOUNDOULAKIS, J.H., ECKERT, S.E., LINDQUIST, C.C., JEFFCOAT, M.K. (2003). The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture. *J. Am. Dent. Assoc.*, **134**: 1455-1458.
- DOYLE, J.F. (2004). Modern Experimental Stress Analysis. 1st Ed.: John Wiley & Sons Ltd., West Sussex, England, Chapter 2.
- DUYCK, J., OOSTERWYCK, H.V., SLOTEN, J.V., DE COOMAN, M., PUERS, R., NAERT, I. (1999). In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: The influence of attachment system. *Clin. Oral Invest.*, **3**: 201-207.
- ECKERT, S.E., CARR, A.B. (2004). Implant-retained maxillary overdentures. *Dent. Clin. N. Am.*, **48**: 585-601.
- EITNER, S., SCHLEGEL, A., EMEKA, N., HOLST, S., WILL, J., HAMEL, J. (2008). Comparing bar and double-crown attachments in implant-retained prosthetic reconstruction: A follow-up investigation. *Clin. Oral Impl. Res.*, **19**: 530-537.
- EL-SHEIKH, A.M., HOBKIRK, J.A., KELLEWAY, J.P. (1999). Effects of superstructure type and design on force transmission via implant-stabilised mandibular prostheses. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.*, **7**: 45-50.

- ERCOLI, C., GRASER, G.N., TALLENTS, R.H., HAGAN, M.E. (1998). Alternative procedure for making a metal suprastructure in a milled bar implant-supported overdenture. *J. Prosthet. Dent.*, **80**: 253-258.
- ETO, M., WAKABAYASHI, N., OHYAMA, T. (2002). Finite element analysis of deflections in major connectors for maxillary RPDs. *Int. J. Prosthodont.*, **15**: 433-448.
- FANUSCU, M.I., CAPUTO, A.A. (2004). Influence of attachment systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. *J. Prosthodont.*, **13**: 214-220.
- FEDERICK, D.R., CAPUTO, A.A. (1996). Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. *J. Prosthet. Dent.*, **76**: 624-632.
- FERNANDES, C.P., GLANTZ, P.O., SVENSSON, S.A., BERGMARK, A. (2003). Reflection photoelasticity: A new method for studies of clinical mechanics in prosthetic dentistry. *Dent. Mater.*, **19**: 106-117.
- GENÇEL, B. (2004). Yumuşak astar maddesi ve metal döküm ile alt tam protez kaidesinin desteklenmesinin alt çene kemiğinde gerilme dağılımlarına etkisinin strain-gauge metodu ile incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- GLOSSARY OF PROSTHODONTIC TERMS. (2005). *J. Prosthet. Dent.*, **94**: 10-92.
- GOTFREDSEN, K., HOLM, B. (2000). Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: A randomised prospective 5-year study. *Int. J. Prosthodont.*, **13**: 125-130.
- GREVEN, B., LUEPKE, M., VON DORSCH, S.H. (2007). Telescoping implant prostheses with intraoral luted galvano mesostructures to improve passive fit. *J. Prosthet. Dent.*, **98**: 239-244.
- HAERN, E.J. (1997). Mechanics of Materials. Volume 2, 3rd Ed: Butterworth-Heinemann, Oxford, England, Chapter 6.
- HEBEL, K.S., GALINDO, D., GAJJAR, R.C. (2000). Implant position record and implant position cast: Minimizing errors, procedure and patient visits in the fabrication of the milled-bar prosthesis. *J. Prosthet. Dent.*, **83**: 107-116.
- HECKMANN, S. M., WINTER, W., MEYER, M., WEBER, H.P., WICHMANN, M.G. (2001). Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part II: A methodical study using five types of attachment. *Clin. Oral Impl. Res.*, **12**: 640-647.
- HECKMANN, S.M., SCHROTT, A., GRAEF, F., WICHMANN, M.G., WEBER, H.P. (2004). Mandibular two-implant telescopic overdentures—10 year clinical and radiographical results. *Clin. Oral Impl. Res.*, **15**: 560-569.

- HEKİMOĞLU, C., ANIL, N., ÇEHRELİ, M.C. (2004). Analysis of strain around endosseous dental implants opposing natural teeth or implants. *J. Prosthet. Dent.*, **92**: 441-446.
- HOFFMANN, O., BEAUMONT, C., TATAKIS, D.N., ZAFIROPOULOS, G.G. (2006). Telescopic crowns as attachments for implant supported restorations: A case series. *J. Oral Implantol.*, **32**: 291-299.
- HOFMANN, E., BEHR, M., HANDEL, G. (2002). Frequency and costs of technical failures of clasp- and double crown-retained removable partial dentures. *Clin. Oral Invest.*, **6**: 104-108.
- HUEBNER, K.H., DEWHIRST, D.L., SMITH, D.E., BYROM, T.G. (2001). The Finite Element Method for Engineers. 4th Ed.: USA: John Wiley & Sons Inc., Chapter 1.
- ICHIKAWA, T., HORIUCHI, M., WIGIANTO, R., MATSUMOTO, N. (1996). 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.*, **9**: 394-399.
- ITOH, H., CAPUTO, A.A., WYLIE, R., BERG, T. (1998). Effects of periodontal support and fixed splinting on load transfer by removable partial dentures. *J. Prosthet. Dent.*, **79**: 465-471.
- JIVRAJ, S., CHEE, W., CORRADO, P. (2006). Treatment planning of the edentulous maxilla. *British Dental Journal*, **201**: 261-279.
- KARABUDA, C., YALTIRIK, M., BAYRAKTAR, M. (2008). A clinical comparison of prosthetic complications of implant-supported overdentures with different attachment systems. *Implant Dent.*, **17**: 74-81.
- KARL, M., DICKINSON, A., HOLST, S., HOLST, A. (2009). Biomechanical methods applied in dentistry: A comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur. J. Prosthodont. Restor. Dent.*, **17**: 50-57.
- KAYACAN, R., TOPUZARINI, R., MULLEN, R. L., WANG, R. R. (1997). Effects of attachment clips on occlusal force transmission in removable implant-supported overdentures and cantilevered superstructures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **12**: 228-236.
- KENNEY, R., RICHARDS, M.W. (1998). Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *J. Prosthet. Dent.*, **80**: 559-564.
- KRAMER, A., WEBER, H., BENZING, U. (1992). Implant and prosthetic treatment of the edentulous maxilla using a bar-supported prosthesis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **7**: 251-255.
- KRENNMAIR, G., WEINLANDER, M., KRAINHÖFNER, M., PIEHSLINGER, E. (2006). Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or telescopic crown attachments: A 3-year prospective study. *Int. J. Prosthodont.*, **19**: 164-170.

- KYOWA STRAIN-GAGE TECHNOLOGIES (2010). What's a strain gage. Erişim: [http://www.kyowa-ei.co.jp/english/pdf/whats.pdf]. Erişim Tarihi: 22/06/2010.
- LAMBERT, A., VAXMAN, F., CRENNER, F., WITTMANN, T., GRENIER, J.F. (1991). Autonomous telemetric capsule to explore the small bowel. *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, **29**: 191-196.
- LANGER, A. (1980). Telescope retainers and their clinical application. *J. Prosthet. Dent.*, **44**: 516-522.
- LANGER, Y., LANGER, A. (2000). Tooth-supported telescopic prosthesis in compromised dentitions: A clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, **84**: 129- 132.
- LEWIS, S., SHARMA, A., NISHIMURA, R. (1992). Treatment of edentulous maxillae with osseointegrated implants. *J. Prosthet. Dent.*, **68**: 503-508.
- LITTLE, E.G. (1984). Embedded strain gaging of plastic models. *Experimental Techniques*, **8**: 19-22.
- MAKIHARA, E., MASUMI, S., ARITA, M., OGAWA, T., SHIGETA, Y., FUKUSHIMA, S. (2007). A new technique for good fitness of dental magnetic attachment on the magno-telescopic crown system. Erişim Tarihi: 29.04.2010. Erişim: [http://wwwsoc.nii.ac.jp/jmd/international/6th/S016/].
- MEIJER, H.J.A., KUIPER, J.H., STARMANS, F.J.M., BOSMAN, F. (1992). Stress distribution around dental implants: Influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. *J. Prosthet. Dent.*, **68**: 96-102.
- MENGEL, R., KREUZER, G., LEHMANN, K.M., FLORES-DE-JACOBY, L. (2007). A telescopic crown concept for the restoration of partially edentulous patients with aggressive generalized periodontitis: A 3-year prospective longitudinal study. *Int. J. Periodontics Restorative Dent.*, **27**: 231-239.
- MENICUCCI, G., LORENZETTI, M., PERA, P., PRETI, G. (1998). Mandibular implant-retained overdenture: Finite element analysis of two anchorage systems. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **13**: 369-376.
- MERICSKE-STERN, R. (2003). Prosthodontic management of maxillary and mandibular overdentures. In: *Implant Overdentures: The Standard of Care for Edentulous Patients*, 1st Ed.: G.E. Carlsson, J. S. Feine. IL: Quintessence Publishing, Chapter 10.
- MERICSKE-STERN, R., PIOTTI, M., SIRTES, G. (1996). 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin. Oral Impl. Res.*, **7**: 387-396.
- MERICSKE-STERN, R., TAYLOR, T.D., BELSER, U. (2000). Management of the edentulous patient. *Clin. Oral Impl. Res.*, **11**: 108-125.
- MISCH, C.E. (2005). Dental Implant Prosthetics. Mosby, Inc. 1st Ed: Chapter 15.

- MIYAURA, K., MORITA, M., MATSUKA, Y., YAMASHITA, A., WATANABE, T. (2000). Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prosthesis. *J. Oral Rehabil.*, **27**: 1073-1076.
- NARHI, T.O., HEVINGA, M., VOORSMIT, R.A.C.A., KALK, W. (2001). Maxillary overdentures retained by splinted and unsplinted implants: A retrospective study. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **16**: 259-266.
- OCHIAI, K.T., WILLIAMS, B. H., HOJO, S., NISHIMURA, R., CAPUTO, A.A. (2004). Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. *J. Prosthet. Dent.*, **91**: 421-427.
- OETTERLI, M., KIENER, P., MERICSKE-STERN, R. (2001). A longitudinal study on mandibular implants supporting an overdenture: The influence of retention mechanism and anatomic-prosthetic variables on peri-implant parameters. *Int. J. Prosthodont.*, **14**: 536-547.
- PARK, R.G. (1997). Foundations of Structural Geology. 3rd Ed.: London: Chapman & Hall, Chapter 5.
- PASCIUTA, M., GROSSMAN, Y., FINGER, I.M. (2005). A prosthetic solution to restoring the edentulous mandible with limited interarch space using an implant-tissue-supported overdenture: A clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, **93**: 116-120.
- PERRY, C.C. (1989). Data-reduction algorithms for strain-gage rosette measurements. *Experimental Techniques*, **13**: 13-18.
- PHILLIPS, R.W. (1991). Science of Dental Materials. 9th Ed.: USA: W. B. Saunders Company, Chapter 3.
- PORTER, J.A., PETROPOULOS, V.C., BRUNSKI, J.B. (2002). Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int. J. Maxillofac. Implants*, **17**: 651-662.
- PRAKASH, V., PARKASH, H., GUPTA, R. (2008). Fixed removable prosthesis employing Marburg double crown system. *J. Indian Prosthodontic Society*, **8**: 59-62.
- PRAKASH, V., D'SOUZA, M., ADHIKARI, R. (2009). A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: A three dimensional finite element analysis. *Indian J. Dent. Res.*, **20**: 31-36.
- PREISKEL, H.W. (1996). Overdentures Made Easy: A Guide to Implant and Root Supported Prostheses. 1st Ed.: London: Quintessence Pub. Inc, p.: 81-105.
- PREISKEL, H.W., TSOLKA, P. (1998). Telescopic prostheses for implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **13**: 352-357.
- PREISKEL, H.W., PREISKEL, A. (2009). Precision attachments for the 21st century. *Dent. Update*, **36**: 221-227.

- RUBO, J.H., SOUZA, E.A. (2008). Finite element analysis of stress in bone adjacent to dental implants. *J. Oral Implantol.*, **34**: 248-255.
- RUTKUNOS, V., MIZUTANI, H. (2004). Retentive and stabilizing properties of stud and magnetic attachments retaining mandibular overdenture. An in vitro study. *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*, **6**: 85-90.
- SADOWSKY, S.J. (1997). The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: Design considerations. *J. Prosthet. Dent.*, **78**: 28-33.
- SCOTT, R. (2010). Strain gauges. Erişim tarihi: 10.05.2010. Erişim: [<http://www.dur.ac.uk/richard.scott/gauges.html>].
- SHAFIE, H. (2007). Clinical & Laboratory Manual of Implant Overdentures. 1st Ed.: Blackwell Munksgaard, Chapter 4.
- SLOT, W., RAGHOEBAR, G. M., VISSINK, A., HUDDLESTON, S., MEIJER, H.J.A. (2010). A systematic review of implant-supported maxillary overdentures after a mean observation period of at least 1 year. *J. Clin. Periodontol.*, **37**: 98-110.
- SPIEKERMANN, H., DONATH, K., HASSELL, T., JOVANOVIĆ, S., RICHTER, J. (1995). Color Atlas of Dental Medicine, Implantology. New York: Thieme Medical Pub. Inc., p: 151-220.
- STEVENS, P. J., FREDRICKSON, E.J., GRESS, M. L. (2000). Implant Prosthodontics, Clinical and Laboratory Procedures. 2nd Ed: St. Louis, Mosby, Chapter 10.
- STRAIOTO, F.G., DE AZEVEDO, A.M., DO PRADO, C.J., DAS NEVES, F.D., NETO, A.J. (2006). Rehabilitation of maxillary edentulism with implant-supported milled-bar prostheses. *Implant Dent.*, **15**: 366-371.
- SVETLIZE, C. A., BODEREAU, E. F. (2004). Comparative study of retentive anchor systems for overdentures. *Quintessence Int.*, **35**: 443-448.
- ŞAHİN, V.(2006). Teleskop tutuculu serbest sonlu hareketli bölümlü protezlerin biyomekanik analizi. Doktora tezi, Ankara Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- TANINO, F., HAYAKAWA, I., HIRANO, S., MINAKUCHI, S. (2007). Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *Int. J. Prosthodont.*, **20**: 193-198.
- TOKUHISA, M., MATSUSHITA, Y., KOYANO, K. (2003). In vitro study of a mandibular implant overdenture retained with ball, magnet or bar attachments: Comparison of load transfer and denture stability. *Int. J. Prosthodont.*, **16**: 128-134.
- THEAN, H.P., KHOR, S.K., LOH, P. L. (2001). Viability of magnetic denture retainers: A 3-year case report. *Quintessence Int.*, **32**: 517-520.

- TRAKAS, T., MICHALAKIS, K., KANG, K., HIRAYAMA, H. (2006). Attachment systems for implant retained overdentures: A literature review. *Implant Dent.*, **15**: 24-34.
- ULUDAĞ, B., ŞAHİN, V., ÇELİK, G. (2007). Fabrication of a maxillary implant-supported overdenture retained by two cemented bars: A clinical report. *J. Prosthet. Dent.*, **97**: 249-251.
- ULUDAĞ, B., ŞAHİN, V., ÖZTÜRK, Ö. (2008). Fabrication of zirconium primary copings to provide retention for a mandibular telescopic overdenture: A clinical report. *Int. J. Prosthodont.*, **21**: 509-510.
- ULUSOY, M., AYDIN, K. (2003). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara, 2. Basım: 5. Bölüm.
- ÜNSAL, K. M. (1994). The clinical measurement of stress and strain induced in branemark implant fixtures and abutments during the fitting of a cast beam and during the application of simulated functional loads. Doctoral Thesis. The University of Sheffield.
- VAN KAMPEN, F.M., VAN DER BILT, A., CUNE, M.S., BOSMAN, F. (2002). The influence of various attachment types in mandibular implant-retained overdentures on maximum bite force and EMG. *J. Dent. Res.*, **81**: 170-173.
- VAN KAMPEN, F.M., VAN DER BILT, A., CUNE, M.S., FONTIJN-TEKAMP, F.A., BOSMAN, F. (2004). Masticatory function with implant-supported overdentures. *J. Dent. Res.*, **83**: 708-711.
- VICECONTI, M., CRISTOFOLINI, L. (2000). Development and validation of a technique for strain measurement inside polymethyl methacrylate. *Journal of Strain Analysis*, **35**: 21-33.
- VISHAY PRECISION GROUP MICRO-MEASUREMENTS (2007). Strain gage technology. Technical notes. Erişim: [<http://www.vishaypg.com/micro-measurements/stress-analysis-strain-gages/technotes-list/>]. Erişim Tarihi: 22/06/2010.
- VOGEL, R.C. (2008). Implant overdentures: A new standard of care for edentulous patients current concepts and techniques. *Compend. Contin. Educ. Dent.*, **29**: 270-276.
- WALTON, J. N., RUSE, N. D. (1995). In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures. *J. Prosthet. Dent.*, **74**: 482-486.
- WEAVER, J.D. (1989). Telescopic copings in restorative dentistry. *J. Prosthet. Dent.*, **61**: 429-433.
- WENZ, H.J., LEHMANN, K.M. (1998). A telescopic crown concept for the restoration of the partially edentulous arch: The Marburg double crown concept. *Int. J. Prosthodont.*, **11**: 541-550.

- WENZ, H.J., HERTRAMPH, K., LEHMANN, K.M. (2001). Clinical longevity of removable dentures retained by telescopic crowns: Outcome of the double crown with clearance fit. *Int. J. Prosthodont.*, **14**: 207-213.
- WILLIAMS, B.H., OCHIAI, K.T., HOJO, S., NISHIMURA, R., CAPUTO, A. A. (2001). Retention of maxillary implant overdenture bars of different designs. *J. Prosthet. Dent.*, **86**:603-607.
- WINDOW, A.L., HOLISTER, G.S. (1983). Strain Gauge Technology. Great Britain: Applied Science Publishers Ltd., Essex, England, Chapter 1-2.
- WISMEIJER, D., VERMEEREN, J.I.J.F., VAN WAAS, M.A.J. (1995). A 6,5 year evaluation of patient satisfaction and prosthetic aftercare in patient treatment using overdenture supported by ITI-implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **10**: 744-749.
- ZAİMOĞLU, A., CAN, G., ERSOY, E., AKSU, L . (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, Ankara, Bölüm 3.
- ZARB, G.A., ECKERT S.E., MERICSKE-STERN, R. (2004). Implant Prosthodontics. In: *Prosthodontic Treatment for Edentulous Patients: Complete Dentures and Implant-Supported Protheses*, Ed.: C. L Bolender, G. A. Zarb. 12th Ed.: St.Louis: Mosby, Part 4.
- ZITZMANN, N.U., MARINELLO, C.P. (1999a). Implant-supported removable overdentures in the edentulous maxilla: Clinical and technical aspects. *Int. J. Prosthodont.*, **12**: 385-390.
- ZITZMANN, N.U., MARINELLO, C.P. (1999b). Treatment plan for restoring the edentulous maxilla with implant-supported restorations: Removable overdenture versus fixed partial denture design. *J. Prosthet. Dent.*, **82**: 188-196.

ÖZGEÇMİŞ

I- Bireysel Bilgiler

Adı: Fatma Şehnaz

Soyadı: KAZOKOĞLU

Doğum Yeri ve tarihi: İstanbul – 19.07.1980

Uyruğu: T.C.

Medeni Durumu: Bekar

İletişim adresi: Kaptanpaşa Sokak 13/4 06700 GOP- ANKARA

Tel: 0 533 688 55 08

II- Eğitimi

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Ab.Dalı
Doktora Programı 2004-

Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi 1998-2003.

TED Ankara Koleji Vakfı Özel Lisesi 1991-1998.

Çankaya İlkokulu 1986-1991.

Yabancı Dili: İngilizce

III- Ünvanları

Diş Hekimi 2003

Araştırma Görevlisi 2007

IV- Üye Olduğu Bilimsel Kuruluşlar

IADR (International Association for Dental Research)

V- Bilimsel İlgi Alanları

Poster: “Rehabilitation of a Skeletal Class III Edentulous Patient: A Case Report” – 31st Annual Conference E.P.A, 11-13 Ekim 2007, Atina

“Prosthetic Treatment Options of Surgically Misaligned Implants in the Upper Edentulous Jaw” -10th, Congress of the Balkan Stomatological Society, 11-14 Mayıs 2005, Belgrad

VI- Bilimsel Etkinlikleri

Projeleri: İmplant Destekli Marburg Çift Kron Tutuculu Hareketli Bölümlü Protezlerin Biyomekanik analizi, Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma

Projeleri Müdürlüğü tarafından 20070802082 proje numarası ile desteklenmiştir.

VerdiĖi seminerler: Kısmi Diřsizliklerin Tedavisine Karar Verirken Yařanan Ėeliřkiler, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2005.

Tek Diş İmplant Restorasyonları, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2005.

VII- Diğer Bilgiler

EĖitim programı haricinde aldığı kurslar ve katıldığı eğitim seminerleri:

- 1- Dental İmplantolojide Klinik Gerçekler ve Güncel Protetik Yaklaşımlar, H. Sağlıkta Sürekli EĖitim Etkinlikleri, 15 Mayıs 2009.
- 2- 31st Annual Conference E.P.A, 11-13 Ekim 2007, Atina
- 3- Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Boston Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Toplantısı, 24-26 Kasım 2006, Ankara
- 4- Estetik DiřhekimliĖi Akademisi DerneĖi 10. Uluslararası Estetik DiřhekimliĖi Kongresi, 15-17 Eylül 2006, İstanbul
- 5-Türk Prostodonti ve İmplantoloji DerneĖi Bilimsel Toplantısı, 22-23 Ekim 2005, Ankara
- 6-10th, Congress of the Balkan Stomatological Society, 11-14 Mayıs 2005, Belgrad
- 7- Estetik DiřhekimliĖi Akademisi DerneĖi 8. Uluslararası Estetik DiřhekimliĖi Kongresi, Eylül 2004, İstanbul