T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI MUKOZA KALINLIKLARININ, İKİ TİP İMPLANT DESTEKLİ OVERDENTURE DİZAYNI ÜZERİNDEKİ STRES DAĞILIMINA ETKİSİ

Özgün Yusuf ÖZYILMAZ

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Prof. Dr. Filiz AYKENT

KONYA-2013

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

FARKLI MUKOZA KALINLIKLARININ, İKİ TİP İMPLANT DESTEKLİ OVERDENTURE DİZAYNI ÜZERİNDEKİ STRES DAĞILIMINA ETKİSİ

Özgün Yusuf ÖZYILMAZ

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Prof. Dr. Filiz AYKENT

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından 10202052 proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2013

ii. ÖNSÖZ

Protetik Diş Tedavisi doktora ve klinik eğitimimde ve tezimin hazırlanmasında değerli bilgilerini, tecrübelerini, zamanını ve desteğini benden hiçbir zaman esirgemeyen sevgili hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Filiz AYKENT'e

Fotoelastite konusu hakkındaki bilgi ve deneyimlerini paylaşarak bana yardım eden Anabilim Dalımızın değerli hocası Prof. Dr. Özgür İNAN'a

Doktora eğitimim süresince yakın ilgilerini ve paylaşımlarını esirgemeyen Selçuk Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyelerine, birlikte çalıştığım araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma ve bölümümüz personellerine ayrı ayrı,

Modellerin hazırlanmasında yardımlarından dolayı Dt. Elif Sümeyye TOBİ'ye, bana olan desteğini hiçbir zaman esirgemeyen ev arkadaşım Yrd. Doç. Dr. Tevfik YAVUZ'a

Doktora eğitimim ve tez sürecim boyunca sabırla her zaman yanımda olan kız arkadaşım Dt. Sema Nur SEVİNÇ'e

Tüm yaşamım boyunca karşılıksız sevgi ve emeklerini, sonsuz desteklerini benden esirgemeyen ve benim bu günlere gelmemi sağlayan kıymetli annem Mediha ÖZYILMAZ, babam Ali Yaşar ÖZYILMAZ, ablam Uzm. Dr. Özlem SARICI'ya ve sevgili yeğenim Asya'ya

sonsuz teşekkürlerimi sunarım…

iii. İÇİNDEKİLER

ii. ÖNSÖZ ii
iii.İÇİNDEKİLER iii
iv. SİMGELER VE KISALTMALAR vi
1.GİRİŞ 1
1.1.Oral İmplantolojinin Tarihçesi 2
1.2.Dental İmplant Sınıflandırılması 3
1.2.1.Kullanılan Materyale Göre Dental İmplantlar 4
1.2.2.Kemik İle Olan İlişkisine Göre Dental İmplantlar 5
1.3.Osteointegrasyon 8
1.3.1.Tanımı 8
1.3.2.Osteointegre İmplantların Başarı Kriterleri 9
1.3.3.Osteointegrasyonun Başarısını Etkileyen Faktörler 9
1.4.Total Dişsiz Vakalarda İmplant Destekli Protetik Tedavi Planlaması 11
1.5.Alt Çene İmplant Destekli Overdenture Protezler 12
1.5.1.Alt Çene Overdenture Protezlerde Tedavi Seçenekleri 14
1.5.2.Alt Çene Overdenture Protezlerin Avantajları 16
1.5.3.Alt Çene Overdenture Protezlerin Dezavantajları 17
1.6.İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Tutucu Tipleri 17
1.6.1.Bar tutucular 19
1.6.2.Stud Tutucular 20
1.6.3.Magnet Tutucular 24
1.6.4.Teleskopik Tutucular 25
1.7.İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Okluzyon 26
1.8.Mukoza 27
1.9.Peri-implanter Yumuşak Dokuların Anatomisi 28

1.9.1.Peri-implanter Hastalıklar 29
1.10.Peri-İmplant Tepkisi 30
1.11.Marjinal Kemik Kaybı 31
1.12.Marjinal Kemik Kaybı Etiyolojisi 32
1.12.1.Cerrahi travma 32
1.12.2.Aşırı okluzal kuvvetler 32
1.12.3.Peri-implantitis 33
1.12.4.Mikro aralık oluşumu 33
1.12.5.Biyolojik genişliğin oluşumu 34
1.12.6.İmplant kret modulü 34
1.13.Stres Analiz Yöntemleri 35
1.13.1.Strain Gauge (Gerilim Ölçer) Kuvvet Analiz Yöntemi 36
1.13.2.Finite Element (Sonlu Eleman) Kuvvet Analiz Yöntemi 37
1.13.3.Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi 38
1.13.4.Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi 38
1.13.5.Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi 38
1.13.6.Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi 38
1.13.7.Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi 39
2.GEREÇ VE YÖNTEM 44
2.1.Fotoelastik Modellerin Hazırlanması 45
2.1.1.Mum Modellerin Hazırlanması 45
2.1.2.Akrilik Modellerin Hazırlanması 46
2.1.3.Akrilik Modellere İmplantların Yerleştirilmesi 47
2.1.4.Fotoelastik Modellerin Hazırlanması 49
2.2.İmplant Üstü Overdenture Protezlerin Hazırlanması 53
2.2.1.Mukoza Morfolojisinin Oluşturulması 53
2.2.2.Diş Diziminin Standardizasyonu ve Protezlerin Bitim İşlemleri 55

2.3.Modellerin Polariskop Cihazında Yüklenmesi 59

3.BULGULAR.....61

3.1.Tek Taraflı Kuvvet Uygulanan Modellerin Değerlendirilmesi.....63

3.2.Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Modellerin Değerlendirilmesi.....72

4.TARTIŞMA.....77

5. SONUÇ ve ÖNERİLER.....93

6.ÖZET.....94

7.SUMMARY.....95

8.KAYNAKLAR.....96

9. EKLER.....105

10. ÖZGEÇMİŞ 106

iv. SİMGELER VE KISALTMALAR

°C: Santigrat Derece

cm: Santimetre

cm² : Santimetre kare

cm^3: Santimetre küp

g: Gram

Gpa: Gigapaskal

kg : Kilogram

lb: Libre

MPa: Megapaskal

m^2: Metre Kare

µm: Mikrometre

mm: Milimetre

N: Newton

Pa: Paskal

°: Derece

1. GİRİŞ

Günümüz diş hekimliğinin amacı, hastanın oral bölgesinde kaybettiği doğal konturlarını, fonksiyonunu, rahatlığını, estetiğini, fonasyonunu ve sağlığını yeniden hastaya kazandırmaktır. Kaybedilen dişlerin fazlalığı ve çevre dokulardaki kayıplar geleneksel protezlerin başarısını kayda değer biçimde düşürmektedir (Misch 1999). Alt çene tam dişsizlik durumunda, implant destekli overdenture protezler etkin bir tedavi yöntemidir. Genellikle konvensiyonel total protezlerin stabilizasyon ve retansiyon problemlerinden dolayı kullanım zorlukları yaşayan hastalar implant destekli overdenture protezleri tercih etmektedirler (Mericske-Stern ve Zarb 1993).

Genellikle alt çene tam dişsiz hastaların tedavisinde interforaminal bölgeye iki veya 4 implant yerleştirilir. McGill konsensusuna göre kemik desteği yeterliyse iki implant destekli overdenture ilk tedavi seçeneği olarak düşünülmelidir (Thomason 2002). İmplant destekli overdenture' ların daha az sayıda implantın kullanılarak yapılması; cerrahi işleminin daha kolay olması, tamir ve laboratuvar işlemlerinin daha basit olması gibi avantajlarından dolayı ulaşılabilir bir tedavi seçeneği haline gelmesini sağlamıştır (Setz ve ark 1998). Mukoza ve implantlar, implant üstü overdenture protezi için destek, retansiyon ve stabilite sağlamaktadır. Daha çok sayıda implant kullanıldıkça, bu görevler mukozadan implantlara geçmektedir (Chung ve ark 2004).

İmplantlar ile overdenture protezleri bağlamak için çeşitli yöntemler önerilmiştir (Naert ve ark 1991, Barao ve ark 2008). İmplant destekli overdenture protezlerde ball, bar, magnet ya da locator gibi çok sayıda kullanılabilecek ataçman çeşidi mevcuttur (Heckmann ve ark 2001). Overdenture protezlerde retansiyon için ataçman seçimi; destekleyici dokularda ve implantlarda yıkıcı strese sebep olabileceğinden çok kritiktir çünkü fonksiyon esnasında gelen yük kemik desteğe iletilir (Duyck ve ark 2001). Çok yüksek başarı oranlarının rapor edilmesine rağmen implant başarısızlıkları hem hekim hem hastalar için korkutucu ve hayal kırıklığı yaratıcı bir durumdur. Tam dişsiz hastalarda ilerleyici karakterli rezidüel kret kaybı olması sonucu protezin destek aldığı doku alanı azalmakta bu azalma çoğu zamanda simetrik olmamaktadır. Bunun sonucunda farklı kemik yüksekliğine ve mukoza kalınlığına sahip olunabilmekte ve implantlara daha fazla ve eşit olmayan stres

iletimi olabilmektedir (Meijer ve ark 1994). Okluzal yükler altında implantların yer değiştirme miktarı ile mukozanın yer değiştirme miktarı birbirinden farklıdır ve bu fark stres birikimine sebep olur (Ichikawa ve ark 1996). İmplant destekli overdenture' larda mukoza kalınlığı ve reziliensinin artması implantlarda oluşan stresi arttıracaktır. İmplant ile protez arasında kullanılan ataçman tipi de implantlar üzerinde oluşan stresi arttırabilir ya da azaltabilir. Bu nedenle ball ataçman ile günümüzde kullanımı gittikçe artan locator ataçman tiplerinin farklı mukoza kalınlıklarında implantlar üzerinde oluşan stres yoğunlaşmalarını nasıl etkileyeceklerini ortaya çıkarmak klinik açıdan önemlidir.

1.1.Oral İmplantolojinin Tarihçesi

mplant kelime anlamı olarak canlı dokulara tedavi amacıyla yerle tirilen materyal olarak tanımlanırken; dental implant sabit veya hareketli protezlerin yapımında mukoza veya periost'un altına yerle tirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze retansiyon ve destek sa lamak için kullanılan protetik alloplastik materyal olarak tanımlanır (Stellingsma ve ark 2004).

lk ça dönemine ait bir Honduron iskeletinde alt çene keser di yerine kullanılmı ta implant di hekimli inde implantlara ait ilk bulgu olarak tarihe geçmi tir (Becker 1999).

Arkeolojik çalı malar sonucunda, Mısır, Arap ve Çin uygarlıklarında ba layan kayıp olan di dokusunun yerinin doldurulması için giri imlerde bulunuldu u ö renilmi tir. 4000 yıl önce eski Çin medeniyetinde yontulmu bambu sopaları bo olan sokete yerle tirilirken, antik Mısırda kıymetli metallerin aynı ekilde çivi haline getirilerek kafatasına yerle tirildi i bulunmu tur (Misch 2005, Göre 2010).

Avrupa'da bulunmu bir kafatasında demir di implantına rastlanırken; nka'lara ait deniz kabu u implantları gibi antik kalıntılar insano lunun geçmi te de estetik ve fonksiyon için giri imlerde bulundu unun kanıtı olarak sunulmu tur (Ring 1995). Oral implantolojide ilk kayıtlı çalışma 1809 yılında altından yapılmış yapay bir kökü, diş çekiminden hemen sonra çekim boşluğuna yerleştiren Maggiolo tarafından yapılmıştır (Scacchi 2000). 1887 yılında California' da Haris, kurşun

kaplama postlara porselen uyumlandırarak çekim soketini doldurmayı amaçlarken, 1886 yılında New York' da Edmonds demirden kemik içi implant yapmayı denemiştir. 1900 yılların başında Lambotte ise aliminyum, gümüş , bakır, pirinç, magnezyum, altın ve nikelle kaplanmış yumuşak çelikten implantlar hazırlanmıştır fakat bu materyallerin çoğunun vücuttaki elektrolitik aksiyon nedeniyle korozyona uğradığı rapor edilmiştir (Tunalı 2000, Misch 2005).

1909 yılında Greenfield cerrahi bir i lemle implant kronunu ata man ile implanta ba lamı ve bir ilki gerçekle tirip implantasyonu foto raf ve diyagramlarla bilimsel olarak incelemi tir. 1938 yılında ise Strock kobalt-krom ala ımı üst sol kesici di in yerine implant olarak yerle tirmi ve bu yerle tirilen implantın 40 yıl fonksiyon gördü ü rapor edilmi tir. 1937 yılında Müller, 1941 yılında Dahl, total protez kullanamayan di siz hastalara subperiostal implantlar uygulamı lardır. Ancak subperiostal implantlarda kayıpların çok oldu unu rapor etmi lerdir (Ring 1995). 1946 yılında Mc Call vida implanttan bahsetmi tir; Grordano Muratori 1963 yılında vitalyumdan mamul pencereli implantları ba arı ile uygulamı ve 1967 yılında bunu daha da geli tirmi tir (Güzel ve Me e 2006).

Brånemark ve ark'larının insanlar üzerinde 1965 yılında ba lattıkları 10 yıllık takip çalı maları günümüzdeki implantolojinin temellerini olu turmaktadır. Brånemark'ın yaptı ı yara iyile mesi, kemik ve yumu ak dokuların uyumu ile ilgili yaptı ı mikroskobik çalı malar, osseointegrasyon kavramının geli mesine ı ık tutmu tur (Adell ve ark 1981, sayev 2011). Bu ı ık altında 1986 yılında Jemt adlı ara tırmacı ise osseointegre dental implantları tek di eksiklerinde kullanmaya ba lamı tır (Jemt 1986). Titanyum dental implantların ba arılı uzun dönem uygulamaları, total ve parsiyel di siz hastalarda 30 seneyi a kın bir süredir yapılmaktadır (Nowzari 2001).

1.2.Dental İmplant Sınıflandırılması

Dental implantlar günümüzde kullanılan materyale, kemikle olan ilişkisine ve proteze verdiği desteğe göre sınıflandırılmaktadırlar (Meffert ve ark 1992).

1.2.1. Kullanılan Materyale Göre Dental İmplantlar

1) Metal ve alaşımları

-Titanyum ve titanyum 6-alüminyum-4 vanadyum

-Kobalt-krom-molibden

-Demir-krom-nikel

2) Seramikler

-Alüminyum oksit (alümina safir)

-Hidroksilapatit

-Trikalsiyum fosfat

-Kalsiyum alüminat

3) Karbonlar

-Polikristal (vitröz) cam karbon

-Karbon-silikon

4) Polimerler

-Polimetilmetakrilat

-Politetrafloroetilen

-Polietilen

-Silikon lastik

-Polisülfon

Dental implantlar için en sık kullanılan biyomateryaller, metaller ve bunların alaşımlarıdır. İlk başlarda kobalt-krom alaşımı ve paslanmaz çelik darbelere dayanıklı oluşu ve kabul edilebilir özelliklerinden dolayı kullanılmış olsalar da çatlak ve ağız içinde korozyonun en sık karşılaşıldığı materyaller olarak karşımıza çıkarlar (Meffert ve ark 1992). Altın, palladyum, tantalyum ve platin gibi materyallerde implant yapımında kullanılmış fakat inert olmadıkları ve ekonomik olarak uygun olmadıklarından günümüzde kullanılmamaktadırlar (Neville ve ark 1995). Seramikler inert olmalarından ve biyolojik uyumlarından dolayı dental implantlar için uygundur fakat ağız içinde gerilme ve bükülme kuvvetlerine karşı dayanıksızdırlar. Klinik çalışmalarda aliminyum-oksit içerikli poliskristalin veya tek kristalin yapıda olan safir seramikler başarı göstermişlerdir (Dayangaç 1988, Hakkı ve Ertuğrul 2009). Karbon implantlar karbon-silikon bileşiği ve vitröz karbon materyalleri vardır. Ağız içi dokularla enfektif tepki vermemesine rağmen oldukça

kırılgan materyallerdir, fazla tavsiye edilmezler. Polimerlerin ise ucuz ve kolay hazırlanabilmelerine karşın toksik ve karsinojen olduklarına dair birçok çalışma vardır (Türker ve Yücetaş 2004). Polimerler, kemiğe yükü rijit implantlardan daha fazla iletmeleri ve immünolojik reaksiyon meydana getirmelerinden dolayı tercih edilmezler (Sykaras ve ark 2000). Metallerin içinde saf titanyum ve titanyum-aliminyum-vanadyum alaşımı en sık kullanılanlardır. Bu metalin gitgide daha çok vakada tercih edilmesinin sebebi havada ve suda hızlı bir şekilde üzeri titanyum dioksitle kaplanır ve bu oluşan dioksit tabakası organizmadaki sıvı hücumuna karşı direnç gösterir. Osseointegrasyon, oksit tabakasına birtakım doku ürünlerinin yapışması ve onların üzerlerine kollajen demetlerinin tutunmasıyla başlar (Bişkin 1988).

1.2.2. Kemik İle Olan İlişkisine Göre Dental İmplantlar

- Subperiosteal İmplantlar
- Endodontik İmplantlar
- Transmandibular (Transosseal) İmplantlar
- İntramukozal İmplantlar
- Endoosseoz (Endosteal-kemikiçi) İmplantlar (Neville ve ark 1995)

-Subperiosteal implantlar

Alveol kret ile mukoza arasına kişiye özel hazırlanarak yerleştirilen implant çeşididir. İnce metal alaşımlardan yapılan kafes şeklindeki yapılardır ve periostun altında kemiğe direkt integre olurlar. Kemik üzerinden ölçü alınarak hastaya özgü materyal hazırlanır. Bu implantlar alveol kemik üzerine eğer gibi otururlar ve çiğneme kuvvetlerini kemiğin tamamına dağıtırlar. Kemik üzerine yerleştirildikleri zaman implantın etrafı bağ dokusu ile kaplanır ve kapsüle olarak görev yapar. Aşırı rezorbe kretlerde ve endosteal implantların yerleştirilmesinin mümkün olamayacağı alveol kret yetersizliklerinde kullanılır (Stellingsma ve ark 2004). Şekillerine göre; çevresel, tripodal ve unilateral olarak adlandırılırlar.

-Endodontik İmplantlar

Günümüzde osteojenik pimlerin geliştirilmesi sonucu pimlerin dişin kanalının içinden geçirilerek apeksten kemiğe integre olması sağlanmıştır. Mobiliteye sahip dişlerin splintlenmesi ve dengeli kuvvet dağılımının sağlanması istenen durumlarda endikedir. Transdental fiksasyonlar ve endodontik stabilizatörler olarak da adlandırılırlar (Türker ve Yücetaş 2004).

-Transmandibular İmplantlar

Vertikal kemik boyutunun yeteri kadar destek olmadığı durumlarda her iki kortikal kemik tabakasından yararlanmak için sadece alt çeneye uygulanan implant çeşididir. Ayrıca alt çenenin kaza sonucu veya cerrahi rezeksiyon sonrasında ileri derecede defektli durumlarda uygulanır. Fakat bu sistemin uygulanabilmesi için kaninler bölgesinde en az 9 mm'lik kemik desteği olmalıdır. Cerrahi safhası zor ve sadece alt çenede uygulanabildiği için günümüzde pek kullanılmamaktadır (Türker ve Yücetaş 2004).

-İntramukozal İmplantlar

1943 yılında Gustav Dahl tarafından ortaya atılan mantar şeklindeki titanyumdan yapılan materyallerdir. Labial uzantıların kısa olması istenen protezlerde, protezin palatinal bölümünün istenmediği, üst çene atrofi nedeni ile retansiyon problemi yaşanan vakalarda endikedir. Sadece üst çeneye uygulanırlar. Total veya parsiyel protezlerde retansiyonu arttırmak amacıyla bu protezlerin içerisine yerleştirilen metal tutucuların mukoza içerisinden kemiğe integre olmadan tutuculuk sağlaması esasına dayanır (Tunalı 2000).

-Endooseeoz İmplantlar

Günümüzde oldukça yaygın bir kullanımı olan implant çeşididir (Knapp ve Small 1990). Lokal anestezi altında alt veya üst çeneye uygulanan ve mukoperiost üzerinde yapılan ensizyonlar yardımıyla uygulanırlar. Hem sabit hem de hareketli protezlerde sürekli olarak kullanılmaktadırlar. Osseointegrasyon yani canlı kemik ile

yükü taşıyan implant arasında yapısal ve fonksiyonel birleşme diğer implant çeşitlerine oranla çok daha başarılı olmaktadır (Stellingsma ve ark 2004, İsayev 2011). Zarb ve Symington'nun (1983) çalışmalarında yüksek oranda başarı bildirmesinden sonra titanyum endosseoz implantların kullanımı artarak devam etmiştir. Şekilerine göre 3 gruba ayrılırlar (Stellingsma ve ark 2004);

1)Kök Formundaki İmplantlar

a) Silindirik Tip

Bu tip implantların primer stabilizasyonunu, implantın dış yüzeyiyle kemi in sürtünmesi sağlar. Bu primer stabilite implant yatağı ile implant çapı arasındaki boyut farkına ve implant yüzeyinin retansiyonuna bağlıdır. Perforasyonlu hazırlananlardaki amaç; kemik gelişiminin implantın içine doğru olarak kaynaşmanın daha retantif olmasıdır. Çok sayıda ve farklı çene-lokazisyonda yerleştirilebilmesi; başarısızlık durumunda doğal diş kaybı gibi sonuçlanması başlıca avantajlarıdır (Siegele ve Soltesz 1989, Türker ve Yücetaş 2004).

b) Vida Tip

Bu tipteki implantlar üzerlerindeki yivlerin kemiğe mekanik retansiyonu sayesinde vidalanarak uygulanırlar. Yivler primer stabiliteyi sağlamak, implant yüzey alanını genişletmek ve ara yüzdeki streslerin dağılmasını sağlamak amacıyla kullanılmaktadır. Vida tip implantlarda kemik, mekanik fiksasyon sağlayan vida yivlerine dogru büyüme gösterir ve bu implantlarda, diğer implant tiplerine göre daha iyi primer stabilizasyon sağlanır. Yivlerin derinliği, kalınlığı, alanları, yüzey ve girinti açıları fonksiyonel yiv yüzeyini belirleyen parametrelerdir (Siegele ve Soltesz 1989, Hobo ve ark 1990, İsayev 2011). Günümüzde de birçok firma bu implantları geliştirmek için uğraşlar vermektedir (Stellingsma ve ark 2004).

2) Bikortikal İmplantlar

Alveol kretine giriş yaptıkları kemiğin en tepesinden ve kret içerisinde ulaştıkları en derin noktadan olmak üzere kortikal kemiğin iki farklı bölgesinden destek almalarından dolayı bu ismi alırlar (Stellingsma ve ark 2004).

3) Blade İmplantlar

İlk olarak 1966'da Linkow tarafından ortaya atılmıştır. Serbest sonlanan olgularda, tek diş eksikliklerinde, total diş eksikliklerinde endikedir. Yumuşak dokuda oluşturdukları enflamasyon ve kemik yapıdaki yıkımlar sebebiyle günümüzde pek tercih edilmemektedir (Stellingsma ve ark 2004).

1.3.Osteointegrasyon

1.3.1. Tanımı

Dental implantların her yönde çiğneme kuvvetlerine karşı koyabilmeleri ve stabilitelerini uzun süre koruyabilmelerinin temelinde osseointegrasyon kavramı bulunmaktadır (Albrektsson ve Sennerby 1991). Latince ''os'': kemik ve ''integrate'' tamamlamak kelimelerinin birleşmesiyle oluşmuş ve ilk olarak 1977 yılında Branemark tarafından ortaya atılmıştır (Zarb 1985). Kemik-implant ilişkisinde iki temel teori ortaya atılmıştır. Bunlardan biri fibro-osseöz entegrasyondur. İmplant kemik ilişkisi çalışmalarında ilk olarak kabul gören bu teori olmuştur. Fibro-osseöz entegrasyonda kemik ve implant yüzeyi arasında organize olmuş kollagen doku bulunmaktadır. Bu fibro-osseöz yapı periodontal membrana benzetilmiştir. Fakat oluşan bu fibro-osseöz yapının, periodontal fibrillerden farklı olarak, implant yüzeyine paralel seyretmeleri sebebiyle kemik implant ilişkisini zayıflattıkları gösterilmiştir. Fibro-osseöz entegrasyon günümüzde kesinlikle istenmemektedir ve başarısızlık nedeni olarak görülmektedir. Dental implant uygulamalarında kabul gören teori ise Branemark tarafından ortaya konmuş ve bugün tüm dünyada başarı ile uygulanan bir implant tekniği olmuştur (Meffert ve ark 1992). Branemark'ın tanımına göre osseointegrasyon ışık mikroskobundan yapılan büyütmede gözlenen implant yüzeyi ile sağlıklı kemik dokusu arasında direkt ve düzenli bir yapıda fonksiyonel bir bağlantı olarak tanımlamıştır (Branemark ve ark 1977). Osseointegrasyon terimi sadece mikroskobik bir durumu değil aynı zamanda klinik durumu da tanımlamaktadır. Kemik yüzeyi ile implant yüzeyinin kaynaşması ve yatay veya dikey yönlerden uygulanan 1 ila 500 gr arasında uygulanan yükler karşısında mobilitenin olmaması 'rijit fiksasyon' olarak tanımlanır (Adell ve ark 1981)

1.3.2. Osteointegre İmplantların Başarı Kriterleri

Günümüzde osseointegre implantlar için en çok kabul gören başarı kriterleri; (Albrektsson ve ark 1981, Cochran 1999)

1- Klinik olarak herhangi bir mobilitenin olmaması,

2- İmplantlarda ağrı, hassasiyet, rahatsızlık veya enfeksiyon olmaması,

3- Radyografik görüntülerde implantlarda radyolusensi olmaması,

4- Bir yıllık fonksiyonu takiben her yıl ortalama vertikal kemik kaybı 0.2mm'den fazla olmaması,

5- Hastaların beş yıllık takip sonuçlarında başarı oranı en az % 85, 10 yıllık takip sonrası başarı oranının ise en az % 80 olması,

6-İmplant üst yapısının hem fonksiyon hem de estetik açıdan hasta ve doktor için başarılı sonuç elde edilmesine imkan vermesi olarak sıralanabilir.

1.3.3. Osteointegrasyonun Başarısını Etkileyen Faktörler

Osseointegrasyonun başarısını etkileyen faktörler aşağıdaki altı değişkenin uygun olmasına bağlıdır (Albrektsson ve ark 1981);

1. İmplant materyali
2. İmplantın dizaynı (makro)
3. İmplantın yüzey özellikleri (mikro)
4. Kemiğin durumu
5. Uygulanan cerrahi teknik
6. İmplanta etkiyen kuvvetler

Materyaliğin karakteristiği ile ilgilidir. İmplant kemik içerisine yerleştirilmeden önce steril olarak saklanmalı, hiçbir metal veya protein ile temas etmemelidir (Turkyilmaz ve ark 2010). Doku uyumluluğu açısından değerlendirme yapıldığında titanyum malzemesinin en uygun olduğu kabul edilmiştir (Saruwatari ve ark 2005).

Kemik ile implant arasında tam uyum olmalıdır. Kemik ile implant arasında aralık kalırsa direkt kemik yüzeyi teması yerine yumuşak doku proliferasyonu olacak

ve bu da osseointegrasyonu olumsuz etkileyecektir (Hakkı ve Ertuğrul 2009). İmplant dizaynı ile ilgili yapılan çalışmalar, yiv dizaynı ve implant geometrisi üzerine yoğunlaşmaktadır (Göre 2010). Yapılan bir hayvan deneyinde aynı vida adımı ve derinliğine sahip üç implant yiv formu (V, kare, ters payanda) kullanılmış ve kare yiv formunun iyileşme sonrasında geri çıkarma tork değerinin daha yüksek olduğu görülmüştür (Steigenga ve ark 2003). Kan ve ark'ları (2002) yaptıkları retrospektif taramada vida tipi implantların başarı oranının silindirik implantlara göre fazla olduğunu ileri sürmüşlerdir.

Günümüze kadar osseointegrasyonu arttırmak amacıyla implant yüzey özellikleri ile ilgili de pek çok çalışma yapılmıştır ve hidroksiapatit kaplama, plazma sprey kaplama ve kumlama ve asitleme gibi pek çok yöntem kullanılmıştır (Göre 2010). Son olarak nano teknolojideki ilerlemelerin ışığında hidroksiapatit nano parçacıklarının kullanımı gündeme gelmiş ve Saruwatari ve ark'ları (2005) tarafından bu durumun osseointegrasyonu oldukça yüksek oranlarda arttırdığı bildirilmiştir. Arttırılmış yüzey pürüzlülüğü kemik apozisyonu ve remodelingi dengeler. Bunun sebebi de okluzal kuvvetleri kemiğe ileten yüzey alanının artmış olmasıdır. Bundan da öte pürüzlü yüzeyler içlerine doğru kemik büyümesine izin verdiklerinden cilalı yüzeylere oranla daha iyi bir mekanik tutunma sağlarlar (Buser ve ark 1998).

Kemiğin boyutu ve yoğunluğu da tedavi planlaması aşamasından itibaren dikkatlice incelenmeli, kortikal kemik ve trabeküler kemik miktarlarına göre uygun tedavi yapılmalıdır. Sennerby ve ark'ları (1992) yaptıkları hayvan çalışmasında, kortikal kemiğe stabilize edilen bir implantın, tamamen trabeküler kemikle sarılmış implanta göre daha yüksek oranda implant-kemik teması sağladığını, ayrıca bu implantı yerinden geri çıkarma kuvvet değerinin daha yüksek olduğunu rapor etmişlerdir.

Cerrahi teknik açısından atravmatik çalışma ve kemiği aşırı ısıtmaktan kaçınmaya dikkat edilmesi gerekir. Cerrahi müdahale esnasında oluşabilecek ısı artışı, kemik dokusunun ve osteoblastların canlılığını olumsuz yönde etkilemektedir. Kemik 42 dereceden fazla ısınırsa canlılığını yitirir ve alkalen fosfataz dengesi bozulmaya başlar. İdeal çalışma sıcaklığı 39 derecedir (Turkyilmaz ve ark 2010).

İyileşme periyodunda alt çenede 2-4 ay, üst çenede ise 3-4 ay implant üzerine herhangi bir yük gelmemesi gerekmektedir. Ancak, son yıllarda yapılan çalışmalar, cerrahi ile aynı seansta yapılan yüklemelerin osteointegrasyonu olumsuz olarak etkilemediği uzun dönemli takiplerde gecikmiş yükleme ile aralarında istatiksel olarak bir fark olmadığını göstermektedir (Turkyilmaz ve ark 2010).

Birçok çalışma implant kayıplarının, plakla oluşan peri-implantitis veya mekanik aşırı yükleme sonucu olduğunu göstermiştir. Osseointegrasyonu tamamlanmış implantın aşırı yüklemesini önlemek, mekanik streslerin implant çevresindeki kemiğe nasıl aktarıldığını ve bu yüklerin çevre dokularda nasıl etki yaptığını bilinmesine bağlıdır (Rosenberg ve ark 1991).

1.4.Total Dişsiz Vakalarda İmplant Destekli Protetik Tedavi Planlaması

Dişsiz arklardaki sabit restorasyon veya overdenture seçimi birkaç faktöre bağlıdır. Kemiğin kalite ve kantitesi, oral hijyen durumu, arkların şekli ve kurvatürü, bağ dokusunun miktarı ve durumu, hastanın ihtiyaçları, anatomik koşullar ve fasiyal konturların restorasyon ihtiyacı olarak sıralanabilir. Fonasyon ve hastanın ekonomik durumu da farklı tedavi planlamasını etkileyen faktörlerdir (Beumer ve ark 1993). İmplant destekli protezlerde, total veya parsiyel dissiz arklara göre bir sınıflama geliştirmiştir (Sadowsky 1997):

Total dişsiz vakalarda protetik tedavi planlaması

1) mplant-doku destekli overdenture protezler
a. mplant-doku destekli ball ata manlı protezler
b. mplant-doku destekli ball-bar ata manlı protezler
c. mplant-doku destekli bar ata manlı protezler

2) mplant destekli köprü ve overdenture protezler
a. implant destekli overdenture protezler
mplant destekli ball-bar overdenture protezler
mplant destekli bar-klips overdenture protezler
b. mplant destekli vida ile takıp çıkarılabilen köprü ve overdenture protezler

Hekim tarafından takılıp çıkarılabilen köprüler

Hekim tarafından takılıp çıkarılabilen overdenture protezler

c. mplant destekli sabit köprüler

Parsiyel dişsiz hastalarda protetik tedavi planlaması

1) Sabit kron ve köprüler
2) Hekim tarafından takılıp çıkarılabilen köprüler
3) Hasta tarafından takılıp çıkarılabilen köprüler

1.5.Alt Çene İmplant Destekli Overdenture Protezler

İmplant üstü overdenture protez tedavisi zaman ile dikkate değer bir kabul kazanmıştır. Özellikle nispi basitliği, asgari müdahale gerekliliği ve ucuzluğu nedeniyle ilgi çeken bir tedavidir (Mericske-Stern 1990, Zarb ve Schmitt 1990, Naert ve ark 1991) İmplant destekli overdenture protezler genelde kabul edilmiş olmasına rağmen uzun süreli çalışmalar 1987'den itibaren yapılmaya başlanmıştır (Sadowsky 2001). Protez hem implant hem de mukoza ile desteklenmektedir ve genellikle bütün olarak implant destekli protez tasarımı ile kıyaslandığında daha az implant gerektirmektedir. Daha az implant sayısı ve çıkarılabilir protez dişsiz hastalar için daha az karmaşık ve daha ucuz bir seçenek sunmaktadır (Johns ve ark 1992, Meijer ve ark 1994). Alt çenede yerleştirilecek implant sayısında farklı görüşler olmasına rağmen ortak görüş raporuna göre dişsiz alt çene de akla gelen ilk tedavi seçeneği, iki implant ile tutuculuğun sağlandığı bir overdenture olmalıdır (Mericske-Stern 1998a, Feine ve ark 2002). Alt çene implant destekli overdenture protez kullanan hastaların yiyecekleri daha kolay çiğneyebildikleri ve konuşabildikleri, yaşam kalitelerinin ve beslenme durumlarının geliştiği bildirilmiştir (Zarb ve Schmitt 1994, Sadowsky 1997). Geleneksel tam protez kullanan hastalar sıklıkla çiğneme problemlerinden (Zarb ve Schmitt 1994) ve ilerleyen yaşlarıyla beraber motor yeteneklerinin zayıflamasına bağlı problemlerden (Mericske-Stern 1998a) şikayet etmişlerdir ve şikayetler osseointegre dental implantların kullanılması ile çözüme kavuşup yaşam kalitelerini arttırmıştır (Agerberg ve Carlsson 1981). Van der Wijk ve ark'ları (1998) alt çene dişsizliği için değişik tedavi stratejilerinin maddi masraflarını karşılaştırmışlardır. Geleneksel protez tedavisi, ya endosseous ya da transmandibular

implant sistemi kullanılan alt çene implant üstü overdenture protez tedavisi ve preprotetik cerrahi ile geleneksel protezin birleşimi olan bir tedavi ile ilişkilendirerek birinci yıl tedavi masraflarını karşılaştırmışlardır. Araştırmacılar transmandibular implant ile desteklenen protez tedavisinin maliyetini geleneksel protez tedavisinin 7 katı, hem endosseous implant ile desteklenen protez tedavisini hem de preprostetik cerrahi sonrası geleneksel protez tedavisini, geleneksel tedavi masrafının 3 katı olarak hesaplamışlardır (Burns 2000).

İmplant üstü overdenture' lar geleneksel tam protezlere göre stabiliteyi ciddi şekilde arttırmaktadır. İmplant destek sisteminin mekanik tutucuları restorasyonun retansiyonunu da arttırmaktadır. Jemt ve ark'ları (1996) bar ile bağlanan implantlar uzaklaştırıldığında oklüzal kuvvetlerdeki azalma, retansiyon, stabilite ve destekteki kaybı çalışmalarında göstermişlerdir.

Konuşma ve fonksiyon sırasındaki çene hareketleri sonucu geleneksel tam protezler çoğunlukla hareket etmektedir. Mentalis, buccinator ve mylohyoid kasların kontraksiyonu protezin yumuşak dokulardan uzaklaşmasına neden olabilir. Sonuçta konuşma sırasında dişler temas ederek tıkırtı sesi oluşturabilir. Retantif implant üstü overdenture çene hareketleri sırasında yerinde kalır (Misch 2005).

İmplant overdenture'lar yumuşak dokuların daha az miktarda örtülmesi ve protezin geniş yapılmamasını sağlayabilir. Bu özellikle yeni protez kullanmaya başlayanlar, torus ve ekzositozu olanlar için önemlidir. Ayrıca geleneksel protezdeki labial kenar yüz konturlarının şişmesine neden olabilir. İmplant destekli protezlerde labial kenara ve yumuşak dokuların fazla kaplanmasına gerek duyulmaz (Misch 2005). Alt çenedeki kemiğin yoğunluğu ve kalitesi sebebiyle üst çeneye göre başarı oranı daha fazladır (Simons ve Campbell 1993).

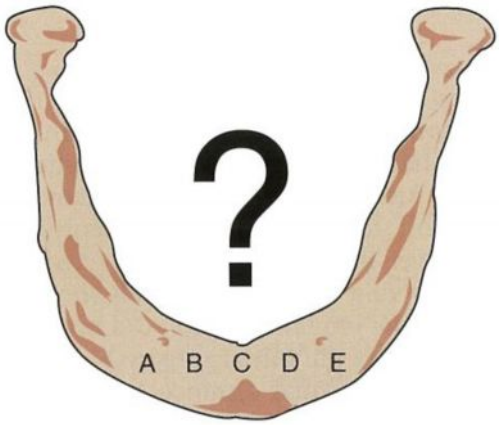
Geleneksel tam protez ile implant destekli tam protezi karşılaştırıldıkları çalışmalarda, ısırma ve çiğneme fonksiyonlarında artış (Van Kampen ve ark 2004), ve yine hasta memnuniyetinde (Bakke ve ark 2002, Naert ve ark 2004, Quirynen ve ark 2005) belirgin bir artış bulunmuştur. İmplant destekli protezlerin başlangıç verilerinin işaret ettiği diğer bir faydası ise implant üstü overdenture kullanan hastaların daha lifli besinler tüketebilmeleridir. Bu durum da implant destekli

overdenture protezler hastanın genel sağlığına önemli bir katkıda bulunmuş olacaktır (Quirynen ve ark 2005).

Araştırmalardaki hastalar genel nüfusla doğrudan karşılaştırılamasalar da implant destekli protez uygulanan hastalar ilerleyen muayeneler için yüksek oranda aynı hekime gitmişlerdir. İmplant üstü protezlerin dişsiz hastalarda tedavilerinin etkinliği üzerine McGill Üniversitesi, Monreal, Quebec, Kanada'da 2002 yılında düzenlenen sempozyumun bilim adamları ve klinik uzmanları tarafından düzenlenen ortak bildirisinde altçene implant üstü overdenture protezler dişsizlik tedavisinde ilk seçenek olarak gösterilmiştir (Thomason ve ark 2003)

1.5.1. Alt Çene Overdenture Protezlerde Tedavi Seçenekleri

Alt çene ön bölge mental foramenler arasında A, B, C, D ve E diye sınıflandırılarak beş eşit bölüme ayrılır (Misch 1999) (Resim 1.1).



Resim 1.1. Potansiyel implant yerleşim bölgeleri (Misch 1999).

Misch' e göre implant destekli alt çene overdenturelar için 5 tedavi seçeneği vardır. Bunlar şu şekilde açıklanabilir (Misch 2005):

İlk tedavi seçeneğinde; yeterli kalite ve hacme sahip kemik dokusu varlığında birbirinden bağımsız iki implantın B ve D nolu bölgelere yerleştirilmesi öngörülür. Bu bölgelerde implantlar kullanıldığında protezin ön bölgedeki hareketi azalır böylece implantlara gelen yük azalır. En ideal protetik tedavi seçeneğidir. Bu tip

protezlerin en önemli avantajı maliyeti ve hastanın ağız içi hijyenini daha kolay sağlamasıdır. Dezavantajı ise implantların tek başına olmasından dolayı diğer alternatiflere göre daha az stabilizasyonun olması ve implantların prognozu açısından mutlak suretle birbirlerine paralel yerleştirilme zorunluluklarının bulunmasıdır (Misch 2005).

İkinci tedavi seçeneğinde; B ve D pozisyonundaki implantlar distal kantilever kullanılmadan üst yapı ile birbirine bağlanır. A ve E pozisyonunda implant yerleştirilmesinden kaçınılmalıdır çünkü alveol kavsin formuna uygun şekilde eğim gösteren metal bar daha fazla okluzal yüklere maruz kalır. İki nokta arasında düz bir çizgidense eğimli bir üst yapının tercih edilmesi ön bölgede oluşan kuvvet momentlerini daha dengeli dağıtır. B ve D pozisyonunda yerleştirilen implantlar kuvvetlere daha mukavemetli ve protetik rehberlik için daha uygundurlar. Dişsiz bölgenin uzunluğu, barın pozisyonu, metal bağlantının fleksibilitesi görülebilecek muhtemel risklerdir. Bar altında daha fazla gıda birikimi ve retantif elemanların (klips gibi) daha pahalı bakımı olması da dezavantajlarındandır (Misch 2005).

Üçüncü tedavi seçeneğinde; A,C ve E pozisyonlarına 3 implant yerleştirilerek distal uzantı olmadan üst yapı ile implantlar birbirine splintlenir. İlave implant üst yapıda 6 kat retansiyon sağlar. Vida gevşemeleri daha az meydana gelir, implant üzerine gelen kuvvetler daha iyi dağıtılır. Bu nedenle kemik kaybını en aza indirir. Ataşmanlar protezin distal bölümünün hareketine izin verecek şekilde yerleştirilir. İlk iki seçenekle karşılaştırıldığında maliyet problemi olmayan, primer olarak retansiyon ve stabilite kaygısı olan hastalarda ilk tedavi seçeneğidir (Misch 2005). Bu tedavi seçeneğinde splintlenen implantlar düz bir hat oluşturmamalıdır. İmplant üzerindeki stresi azaltmak ve barın biyomekanik özelliğini arttırmak için ortadaki implant daha ön konumda olmalıdır (English 1994).

Dördüncü tedavi seçeneğinde; A, B, D ve E pozisyonlarına 4 implant yerleştirilip her iki distal bölgeye 10 mm'ye kadar kantilever uzatılarak implantların birbirine splintlendiği tedavi seçeneğidir. Retansiyon ve stabilite kaybı, yumuşak doku abrazyonları, yetersiz posterior anatomi ve konuşma bozukluğu olan hastalarda daha kısıtlı protez hareket alanı elde etmek için endikedir. Rotasyona izin veren

klipslerin kantileverli üst yapılarda kullanımı zordur (White ve ark 1994, Misch 2005).

Beşinci tedavi seçeneğinde; A, B, C, D ve E pozisyonlarına 5 implant yerleştirilip üst yapıyla implantlar birbirlerine splintlenirler. İki hasta tipi için dizayn edilmiştir. Birincisinde üst yapı eğer stres faktörleri (kuvvet faktörleri, anterior-posterior mesafe) düşükse ortalama 15 mm uzunluğunda kantilever yapılır ve birinci molar bölgesinin altına yerleştirilir. Eğer stres faktörleri istenen durumda değilse, kantilever küçültülür. Stresler kantilever uzunluğuyla artar ve bu uzunluk, kuvvet faktörleri ile mevcut anatomi dikkate alınarak planlanmalıdır (English 1994).

1.5.2. Alt Çene Overdenture Protezlerin Avantajları

İdeal koşullarda yapıldığında bile alt çene total protezler tatminkar olmayabilir. Total dişsiz hastalarda en çok tercih edilen tedavi yöntemlerinden biri alt çene implant üstü protezlerdir. Son yıllarda iki veya dört implantla desteklenen implant destekli overdenture' ların çok güvenilir bir tedavi yöntemi olduğu gösterilmiştir (Mericske-Stern 1990, Meijer ve ark 1994, Batenburg ve ark 1998, Fontijn-Tekamp ve ark 1998) .

İmplant destekli overdenture protezler hastaya birçok avantaj sağlamaktadır bunlar şöyle sıralanabilir (Misch 2005);

1. Estetiğin daha iyi olması
2. Anterior bölgede kemik kaybını oldukça azaltması
3. Stabilizasyonda artış
4. Okluzal etkinlikte artış
5. Çiğneme etkinliğinde artış
6. Retansiyonda artış
7. Okluzyonun uyumlama kolaylığı
8. Yumuşak dokuda abrazyonda azalma
9. Konuşmada iyileşme
10. Protez hacminde azalma
11. Maksillofasiyal protezlerde iyileşme

İmplant destekli overdenture protezlerin sabit parsiyel protezlere göre de birtakım üstünlükleri vardır. Bunları (Misch 2005);

1. Daha az implant yerleştirilmesi

2.Yapay dişlerle yumuşak doku desteği sağlanarak estetiğin arttırılması

3. Protezin hijyenik açıdan daha kolay temizlenebilmesi

4. Gece oluşabilecek parafonksiyonların yokluğu

5. Düşük maliyet, düşük laboratuvar ücreti

6. Sabit protezler yapılana kadar geçici protez görevi görmesi olarak sıralayabiliriz.

1.5.3. Alt Çene Overdenture Protezlerin Dezavantajları

İmplant destekli alt çene overdenture protezlerin dezavantajları;

1. Protezin hareketinden rahatsız olunması

2. Astarlama gereksinimi

3. Isırma ve çiğneme fonksiyonları yetersizlik

4. Posteriorda kemik kaybının devamı

5. Ataşmanlardaki mekanik yıpranma

6. Protezin altına gıda sıkışması

7. Abutment yüksekliğine gereksinim olarak sıralanabilir (Fontijn-Tekamp ve ark 1998, Geertman ve ark 1999, Misch 2005).

1.6.İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Tutucu Tipleri

İmplant destekli overdenture protezlerde farklı tutucu tipleri kullanılmaktadır. Bu tip protezlerde gelen kuvvetler implantlar ile mukoza arasında paylaşılır. Bu paylaşımın hangi oranlarda gerçekleştiği ve kemiğe ne kadar stres iletildiği seçilen tutucu tipine ve mukozanın yer değiştirme miktarına bağlıdır (Heckmann ve ark 2001, Mersin ve ark 2009) Tutucu tipi seçiminde implantlar arası mesafe, hastanın psikolojisi ve sosyal statüsü, ekonomik koşullar, retansiyon ihtiyacının miktarı, anatomik koşullar, oral hijyen, alveol kretin rezorbsiyon miktarı, kretin genişliği ve formu, destek implant ihtiyacı ve lokalizasyonları belirleyici faktörlerdir (Bergendal ve Engquist 1998, Pasciuta ve ark 2005, Uludağ ve Polat 2010).

Hangi tutucu tipinin en iyisi olduğu yönünde fikir birliği olmamasına rağmen bazı araştırmacılar kullanılan tutucu tipinin implant başarısını etkilemediğini, ikiden fazla implant yerleştirilmesine veya bunların splintlenmesine gerek duyulmadığını bildirmişlerdir (Mericske-Stern 1990, Mericske-Stern 1998b). El-Sheikh ve ark'ları (1999) implant destekli overdenture'da üst yapı planlamasının kuvvet iletimi üzerinde belirgin etkisi olduğunu belirtmiştir.

Tutucu sistemlerdeki esneklik miktarı, kuvvetlerin implantlarla birlikte dişsiz krete de iletilmesini sağlar. Esnek tutucuların hareket şekilleri şu şekildedir;

-Rijit (hareketsiz), esnek olmayan

İmplant ile abutment arasında hiçbir harekete izin vermeyen, tüm çiğneme kuvvetlerinin direkt olarak implantlara iletildiği tutucu tipidir. Yeterli sayıda implant varlığında endikedir. Örnek: vidalı hibrit protezler (Shafie 2007, İsayev 2011).

-Kısıtlı dikey esneklik

Bu tip tutucularda kuvvetlerin %5-10'u destek dokular tarafından geriye kalan kuvvet ağızdaki mevcut implantlar tarafından karşılanır. Protez sadece dikey yönde, yukarı-aşağı hareket edebilir. Örnek: Locator tipi tutucular (Shafie 2007, İsayev 2011).

-Menteşe esnekliği

Ağız içi kuvvetlerin %30-35'i destek dokular tarafından, diğer kısmı mevcut implantlar tarafından karşılanır. Menteşe esnekliğine sahip tutucuların kullanıldığı protezlerde çiğneme kuvvetleri, tutucular ve alveol kretinin arka tarafı, bukkal shelf ve retromolar kabartılar gibi posterior kısımlar tarafından paylaşılır. Örnek: Hader bar veya yuvarlak kesitli bar (Shafie 2007, İsayev 2011).

-Kombinasyon esnekliği

Bu tip tutucular sınırsız menteşe ve dikey harekete izin verirler. Kuvvetlerin %40-45'i destek dokular tarafından diğer kısmı mevcut implantlar tarafından karşılanır. Örnek: Yumurta kesitli Dolder bar (Shafie 2007, İsayev 2011).

-Döner (rotasyon) esnekliği

Bu tip tutucular, rotasyon hareketlerine izin verirler. Hareketlerin şiddet ve yoğunluğuna göre kuvvetlerin büyük kısmı destek dokulara iletilirken implantlara gelen kuvvetler %75–85 oranında azalır. Örnek: Bazı çivi başlı tutucular (Shafie 2007, İsayev 2011).

-Üniversal esneklik

Bu tip tutuculara her türlü harekete izin verilir. Tutucu sadece protezin dokulardan uzağa doğru olan hareketine direnç sağlar. Örnek: Mıknatıs tutucular (Shafie 2007, İsayev 2011)

İmplant destekli overdenture protezlerde retansiyonun sağlanması için esas olarak bar, stud, mıknatıs, teleskop sistemler kullanılabilmektedir (Heckmann ve ark 2001, Shafie 2007, Geçkili ve ark 2010).

1.6.1. Bar tutucular

Bu tutucu tipinin kullanımı 1980'li yılların başında başlamıştır. Bar tutucular, 1970 ve 1980'li yıllarda kök veya diş destekli protezlerdeki filozofiden kaynaklanmıştır (Waddell ve ark 2006). Alt çene aşırı rezorbe kret varlığında, rezeksiyon hastalarında, daha iyi retansiyon ve stabilizasyon istenen hastalarda endikedir (Misch 2005). Bar tutucuların avantajlarını tutuculuk ve stabiliteyi olumlu yönde etkilemesi, vertikal kuvvetleri splintlemenin etkisiyle daha iyi dağıtması, alt çenede 3-4 implant üzerine bar ile yüklemenin hemen yapılabilmesi olarak sayabilirken ekonomik olmayışı, yapım aşamasındaki zorluklar, yetersiz ağız hijyen varlığında plak birikimi, ginigival büyümeye eğimli olmasını da dezavantajları olarak sayabiliriz (Naert ve ark 1999, Uludağ ve Polat 2010) (Resim1.2). Kesit şekilerine göre 3'e ayrılırlar;

-U Şeklinde Kesitli Bar

-Rijittirler

-Dört destek implanta ihtiyaç vardır

-Kennedy 3 vakalarında endikedirler

-İmplantlar düz dayanak halinde birleştirilirler.

-Yuvarlak Kesitli Bar

-Rezilienttirler

-Yumurta Kesitli Bar (Dolder)

-Oval kesitlidir

-Rezilienttirler. Daha fazla harekete izin verirler.

-İndirek tutucu açısından avantajlıdır

-Hader Bar

-Menteşe hareketine izin verir

-Yarı rezilienttir

-Paralel olmayan durumu tolere edebilir (Uludağ ve Polat 2010).



Resim 1.2. Bar tutucular

1.6.2. Stud Tutucular

Stud tutucular implant üstü overdenture protezler için uygun retansiyon ve stabilite sağlarlar ve kullanımları oldukça kolaydır. Ekonomik açıdan ucuz olması, daha iyi hijyen sağlaması, retansiyonlarının ayarlanabilir olması, daha az interark mesafeye ihtiyaç duyması ve daha az teknik hassasiyet gerektirmesi başlıca avantajlarıdır (Sadowsky 1997, Menicucci ve ark 1998)

Ball /O'ring Tutucular

Kullanımları en kolay olan ve en popüler hassas bağlantı sistemleri ball ataşmanlardır. Top başlı tutucu sistemi esas olarak simit şeklinde bir lastik, lastiğin içine yerleştiği metal parça ve bu lastiğin oturduğu belirli andırkata sahip metal

posttan oluşur. İmplant destekli hareketli protezlerde hemen hemen tüm sistemlerde yaygın olarak kullanılmakta olan bir sistemdir (Misch 2005) (Resim 1.3).

İçindeki naylon destek ile kaide arasında menteşe ve rotasyon hareketine izin verecek şekilde esnek bir düzenektir. Kimi sistemde O'ring şeklinde bağlantılı tutucular kimi sistemde klips şeklinde bağlantılar piyasada mevcuttur. Bar ve teleskopiklere göre daha ucuzdurlar (Naert ve ark 1991, Cune ve ark 1994a). Top başlı abutmentların çapları her firma için farklı olup, 2-3 mm arası değişmektedir. İleri zamanda yaşanan tutuculuk kaybı ince bir frez yardımıyla lastiklerin çıkarılıp değiştirilmesi veya klipslerin sıkıştırılmasıyla giderilir. Lastikleri yerleştirmek, aktive etmek ve deaktive etmek için özel apareyleri mevcuttur (Shafie 2007). İmplantlar arasında 28 dereceye kadar olan eğimleri kompanse edebilir (Uludağ ve Polat 2010).

O-ringler direnç karşısında eğilme ve daha sonra yaklaşık olarak eski şekillerine geri dönebilme yeteneğine sahip simit şeklindeki sentetik polimer contalardır (Misch 2005). Bu tutucular hastanın yemek yeme alışkanlıklarına, çiğneme fonksiyonuna, protezin kompleksliğine ve takılıp çıkarılması esnasında gösterilen dirence bağlı olarak 6-9 aylık süreç sonunda aşamalı olarak retansiyon kaybına uğrarlar. Yeni tutucuların değiştirilmesiyle problem ortadan kalkar (Winkler ve ark 2002, Uludağ ve Polat 2010)



Resim 1.3. Ball tutucular

Locator Tutucular

Locator tutuculu sistemler, Zaag, Zest, Preat gibi birçok hassas bağlantı üretici firmalarla işbirliğinde uygun abutment seçenekleriyle satışa sunulmuşlardır. Locator tutucu sistemi, tüm implant çap ve boylarına uygun locator abutmentlar, içerisinde siyah plastik bulunan metal tutucu, şeffaf, pembe, mavi, yeşil ve kırmızı renklerde farklı retansiyon kuvvetine sahip tutuculardan oluşmaktadır. Locator tutucular, menteşe ve dikey esneklik sağlamaktadırlar. Diğer tutuculardan farklı olarak, metal tutucunun içerisindeki siyah naylon, locator tutuculardan 0,4 mm daha uzundur. Böylece locator tutucular metal tutucunun içerisine yerleştirildikleri zaman arada 0,4 mm.'lik bir boşluk kalır. Böylece hem menteşe, hem de dikey esneklik sağlanmış olmaktadır. Locator tutucular da tüm tutucu şekillerinde olduğu gibi hem klinikte direk ağız içerisinde, hem de laboratuvarda indirekt olarak proteze yerleştirilebilirler (Geçkili ve ark 2010). Yetersiz interark mesafesine sahip hastalarda kullanır ve yüksek retansiyon-stabilizasyon sağlarlar. 40 dereceye kadar eğimli yerleştirilmiş implantların restorasyonunda kullanılabilirler (Pasciuta ve ark 2005) (Resim 1.4).

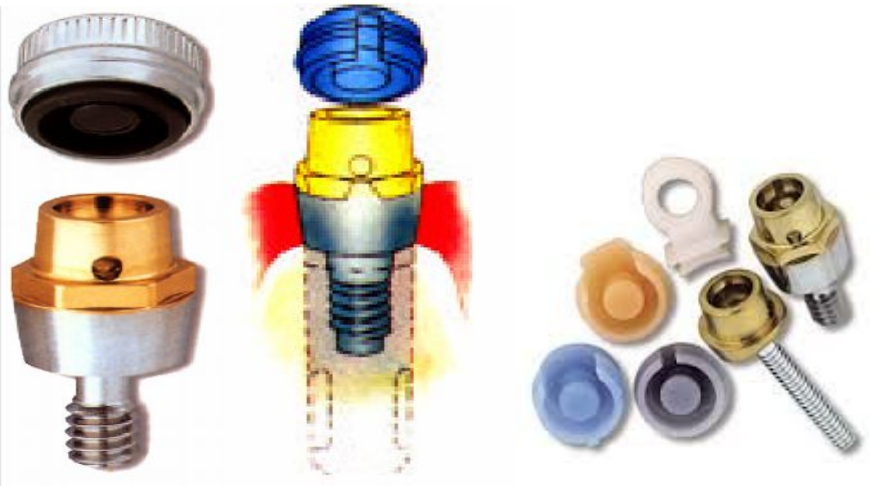


Resim 1.4. Locator tutucular

Era Tutucular

Era tutucular, rezilient tutucular olarak sınıflandırılan ve hemen hemen tüm implant sistemlerine uygulanabilen tutucu sistemleridir. En önemli kullanım amaçları, ekonomik olmalarıdır. Açılı ve düz abutment çeşitleri içermektedir. ERA

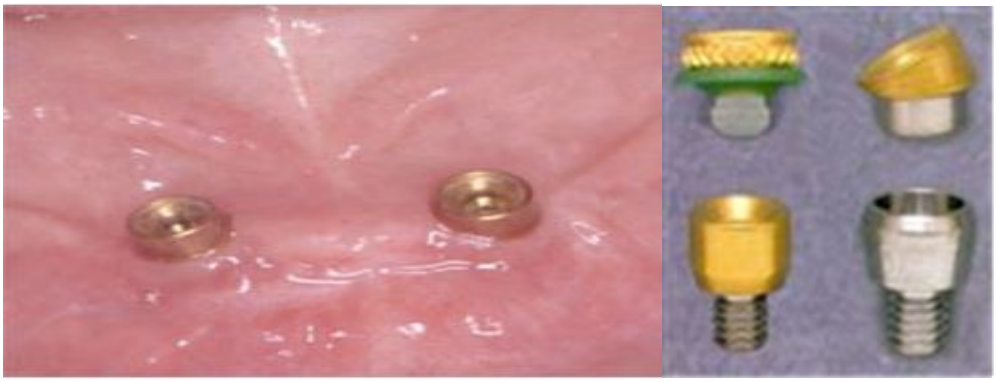
sisteminde açılı abutmentlar, interokluzal mesafe problemi olan hastalarda sorun yaratabilmektedir (Landa ve ark 2001). Ayrıca açılı abutmentların ayarlanmaları ve tutucuların protez içerisine bağlanması sırasında problemlerle karşılaşılabileceğinden birbirne paralel olan implantlarda tercih edilmesi gerektiği bildirilmiştir (Landa ve ark 2001, Geçkili ve ark 2010). Yapılan araştırmalarda ERA tutucu kullanan hastaların memnuniyetlerinin olumlu şekilde arttığı, implant çevresindeki kemiğe uygun yük transferi sağlayarak çevre dokularda sağlığı koruduğu bildirilmiştir (Federick ve Caputo 1996, Landa ve ark 2001, Porter ve ark 2002). ERA tutucuların giriş rehberinin implanttan ve alveolar kretten daha yüksek olması sebebiyle kuvvetlere karşı dayanıklılığı azalır (Uludağ ve Polat 2010) (Resim 1.5).



Resim 1.5. Era tutucular (Davidoff ve Davis 1995)

Zaag Tutucular

Zaag tutucular, rezilient tutucular olarak sınıflandırılan, Zest tutucunun benzeri bir stud tutucu türüdür. ERA tutucudan farklı olarak giriş rehberinin implant desteğinin daha apikaline ve alveolar krete daha yakın olmasından dolayı kuvvetlere karşı daha dayanıklıdır. Paralel olmayan implantlarda kullanılabilirken rijit bağlantının mutlak istendiği vakalarda endike değildir (Uludağ ve Polat 2010) (Resim 1.6).



Resim 1.6. Zaag tutucu (Rossein 2006)

1.6.3. Magnet Tutucular

Protezin giriş yolundan bağımsız olarak da uygulanabilen diş üstü protezlerde, çene-yüz protezlerinde, tam veya bölümlü protezlerde ve implant destekli protezlerde kullanılan ataşman tipidir (Resim 1.7). Minimal kemik rezorbsiyonu olan hastalarda endikedir, mıktanıs özelliğini ve retansiyonunu zamanla kaybeder (Mizutani ve Rutkunas 2004). Felç, Parkinson hastalığı gibi nedenlere bağlı olarak becerilerini kaybeden bireylerde veya kişinin protezini tek başına takıp çıkarmasının mümkün olmadığı durumlarda mıknatıs tutucu sistemler kullanılabilir (Chu ve ark 2004).

Manyetik sistemler neodimyum-demir-boron veya samaryum-kobalt alaşımından olan mıktanısı içerir. Bu alaşımlar ağızda korozyona uğrar ve bunu engellemek için koruyucu kaplama uygulamak gerekir. Sistemin ikinci parçası ise abutment' a vidalanacak şekilde yapılan ferromagnetik keper parçadır (Riley ve ark 1999). Top başlı ve barlı bağlantıların karşılaştırıldıkları çalısmaların çoğunda mıknatıslı bağlantılar tutuculuk ve hasta memnuniyetinde daha zayıf bulunmuştur (Naert ve ark 1999, Chung ve ark 2004, Cune ve ark 2005). Tokuhisa ve ark'ları (2003) ise yaptıkları çalışmada mıknatıslı protezlerde doğal dişe veya implanta lateral kuvvet iletiminin daha az olduğunu belirtmişlerdir.



Resim 1.7. Magnet tutucular

1.6.4. Teleskopik Tutucular

Teleskopik tutuculu restorasyonlar çok yönlülüğü ve uzun dönem başarısından dolayı protetik diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Destek dişlerdeki az miktardaki eğim farklılıkları teleskop tutucuların primer yapısının konturları ile giderilmekte, sekonder yapı ise protezin içinde yer almaktadır (Preiskel ve Tsolka 1998, Geçkili ve ark 2010) (Resim 1.8).

Kullanımı 1989 yılında başlayan teleskopik tutucular günümüzde hala popülaritesini korumaktadır (Preiskel ve Tsolka 1998). Paralel yüzlü planlaması sebebiyle uygun giri yolu ve horizontal stabilite sağlar ve böylece protezi lateral çıkarıcı kuvvetlere karşı stabilize eder. Teleskop tutuculu overdenture'ların kolayca takılıp yerine takılması sebebiyle hastanın becerilerinin etkilendi i ya lılık hastalıklarında endikedir (Heckmann ve ark 2004a, Çelik; 2006). Ball ve magnet tutuculara göre daha pahalıdır. Birinci ve ikinci kron arasında bulunan 0,3 mm'lik bo luk yumu ak doku reziliensini kompanse ederek çi neme boyunca implantta olu acak momenti en aza indirir (Uluda ve Polat 2010).



Resim 1.8. Teleskopik tutucular (Goma ve Aggarwal 2012)

1.7. İmplant Destekli Overdenture Protezlerde Okluzyon

İmplant üstü protezlerde tedavi planından önce mutlaka hangi oklüzyon tipinin kullanılacağı belirlenmelidir (Wismeijer ve ark 1995). İmplant protezlerinin başarısında, cerrahi teknik ne kadar başarılı olursa olsun, fizyolojik limitleri aşan stresler implant çevresinde kemik rezorbsiyonu oluşmasının ana sebebidir. Prostodontist, kemik-implant bağlantısında gelebilecek aşırı yükleri ortadan kaldırmada büyük sorumluluk taşımaktadır. Bu sorumluluklar doğru teşhis, iyi bir tedavi planlaması, uygun form ve retansiyonu ihtiva eden pasif bir döküm metodu, kemik yoğunluğu ve kalitesine uygun olarak pasif yükleme ve fizyolojik limitleri aşan yükleri azaltmaktır. Bu da oklüzyonun temel kurallarını bilinçli bir şekilde uygulamakla sağlanabilir (Dawson 1989, Bayındır ve Denizoğlu 1999).

Total dişsiz hastaların rahatsızlık, ağrı, çiğneme fonksiyonu eksikliği gibi sorunları implant destekli overdenture protezler ile çözülebilmektedir (Lewis ve ark 1992, Menicucci ve ark 1998, Ochiai ve ark 2003). Overdenture protezler implantların sayısına ve lokalizasyonuna bağlı olarak mukoza-implant destekli veya implant destekli olarak planlanabilir (Wismeijer ve ark 1995). Mukoza hassas ve kolaylıkla irrite oluyorsa, alt çene kemik rezorbsiyonu sonucu alveolar sinire baskı varsa ve bıçak sırtı şeklindeki kret varlığında sadece implant destekli overdenturelar tercih edilmelidir. Mental foramenler arasına yerleştirilen 4-6 implantın desteğinden yararlanılır. Kuvvetlerin dengelenmesi her iki çenede son derece önemlidir. Karşıt çene dişsiz ise implant destekli sabit bir protez ilk seçenek olmamalıdır. İki implant tarafından desteklenen mandibuler bir overdenture, hareket imkanı sağlayan

reziliyens bir ataçman kullanıldığında daha uygun bir planlama olacaktır (Wismeijer ve ark 1995, Acar ve İnan 2001).

İmplant üstü alt overdenture bir protezin yapılması sırasında, üst çenenin durumu oklüzyon tipinin belirlenmesinde önemli rol oynamaktadır. Üst çene tamamen dişsiz ise sadece mukoza destekli overdenture veya mukoza-implant destekli overdenture yapılacaksa balanslı oklüzyon tercih edilir (Wismeijer ve ark 1995, Bayındır ve Denizoğlu 1999). Bu oklüzyon tipinde alt çenenin sentrik ve eksentrik tüm hareketleri sırasında karşılıklı alt ve üst çene dişleri arasındaki sürekli ve tam bir denge durumu söz konusudur. Bu oklüzyon türü, diş ya da implant desteği olmayan mukoza destekli protezlerde kullanılır. Bu oklüzyonda çiğneme basıncı her tarafa eşit olarak dağıldığından spesifik çiğneme basıncı azalır (Wank ve Kroll 1981, Özpınar ve ark 1995).

Üst çenede doğal dentisyon ya da sabit protetik restorasyon varlığında alt çene arkının tamamen implant destekli restorasyonlar ile restore edilmeli ve karşılıklı koruyuculu veya kanin koruyuculu okluzyon tercih edilmelidir (Misch 1999). Aşınma, mukozal reziliyens ve kalan kretin rezorbsiyonu zaman içinde overdenture protezin oklüzyonunu bozacak ve ön bölgede erken temas noktalarının oluşmasına sebep olacaktır. Bu durum sağlamaya çalıştığımız oklüzyondan uzaklaşmaya sebep olacaktır. Bu nedenle hastalar düzenli olarak altı ayda bir kontrol edilmelidir (Wismeijer ve ark 1995, Acar ve İnan 2001).

1.8.Mukoza

Cisimlerin kuvvetle beraber içinde oluşturduğu enerjiyle tekrar eski haline geçebilmesi yani enerjiyi içinde biriktirebilmesi reziliyens özelliğinden dolayıdır. Bu cisimlere elastik cisimler denir. Ağız yumuşak ve sert dokuları elastik değildir. Viskoelastik davranış gösterirler. Bunun elastik özellikten farkı cismin ilk haline dönmesi sırasında süre ile bağlantılı değişmelerin olmasıdır. Kuvvet etkisi altında kan dolaşımı farklılaşacak ve çevre dokular etkilenecektir (Sonugelen ve Artunç 2002, Mersin 2003). Yükleme kuvvetlerinin değiştirilmesi, kan akışı üzerinde çok az etkilidir. Yükleme süresi uzadıkça dokunun eski haline gelmesi daha uzun sürede

gerçekleşir. Çiğneme esnasındaki kısa süreli sıkışmalarda dolaşım bozukluğu olmaz çünkü kan akışı azalsa bile baskı hızla ortadan kalkar (Akazawa ve Sakurai 2002). Ichıkawa ve ark'ları (1996) yaptıkları çalışmada implant (20-30μm) ile yumuşak doku (500μm) arasındaki farklı deplasman (yer değiştirme) miktarlarının implantta stres konsantrasyonunun artmasına ve bu artışın mukozanın reziliensinin artmasına sebep olduğunu ortaya koymuşlardır. Mukoza üzerindeki kaide plağına kuvvet uygulandığında dişteki̇ne benzer özellikte daha fazla yer değiştirme meydana gelir. 4 m/s hızla 4 N'luk kuvvet altında mukozada 200-500 μm yer değiştirme görülür. Mukozanın yer değiştirme ve eski halini alış süresince elastik faz azalmış, viskoelastik faz artmıştır. Vertikal kuvvetler altında serbest sonlanan protezlerde mukozanın yer değiştirmesi destek dişe göre daha fazladır. Bunun sebebi dişsiz bölgedeki kaide plağının dişe tork kuvveti uygulayarak diş döndürmeye çalışmasıdır (Sonugelen ve Artunç 2002). Assad ve ark'ları (2004) mukoza destekli overdenture protez kullanan hastalar ile implant-mukoza destekli overdenture protez kullanan hastaların kemik rezorbsiyon seviyelerini karşılaştırmışlardır. İmplantın distal bölgesi incelendiğinde mukoza destekli overdenture kullananlarda implant-mukoza destekli kullananlara göre daha az kemik rezorbsiyonu olduğunu rapor etmişlerdir. Mukoza kalınlığı 2-3 mm olması halinde, yükleme esnasındaki kan akışı ve dokunun eski halini alma süreci protez altındaki mukoza kalınlığı ile ilişkili değildir (Akazawa ve Sakurai 2002, Mersin 2003). Başka bir çalışmada kalınlaşan mukozanın kemik kaybını azalttığı rapor edilmiştir (Song ve ark 2004). Protez altında basınca maruz kalan mukoza epitelin bazal tabakadaki düzensizlikler sebebiyle zamanla değişim gösterir; kalınlaşır ve parakeratoz mukoza artar. Fibröz kolajen doku yoğunluğunun artması ile stroma kuvvet altında daha aktif hale gelir. Yükler sonrası farklılaşan mukozada atrofi artar. Biyomekanik olarak protezin implantlara bağlanmasının fizyolojik sınırlar dahilinde mukozada yük dağılımının daha düzgün olmasını sağlar (Preti ve ark 1996, Mersin 2003).

1.9.Peri-implanter Yumuşak Dokuların Anatomisi

İmplantın cerrahi olarak yerleştirilmesinden sonra yumuşak doku iyileşirken mukoza ve titanyum dioksit tabaka arasında bir bağlantı gerçekleşmektedir. Bu bağlantıya osseointegre olan kemik dokusunu ağız ortamından uzaklaştırmakla görevli olan peri-implanter mukoza denir (Newman ve ark 2006).

Yapılan hayvan çalışmalarında, implantlar çevresi mukozal bağlantının doğal dişlerle benzerlik gösterdiği bildirilmiştir (Newman ve ark 2006). Berglundh ve ark'larının (1991) yaptığı bir hayvan çalışmasında peri-implanter mukozayı incelemiştir. Elde edilen verilere göre implantların çevresinde klinik olarak sağlıklı, pembe renkli ve sıkı kıvamlı bir mukozal bariyerin oluştuğu gözlemlenmiştir. Bu mukozal bağlantının bir bölümünün epitelden bir bölümünün ise bağ dokusundan oluştuğu bildirilmiştir.

Periodontal ve peri-implanter yumuşak dokular arasında yapısal ve fonksiyonel benzerlikler bulunmaktadır. Peri-implanter yumuşak dokular çevresinde görülen bağlantı epitelleri periodontal dokularla neredeyse aynıdır. Ancak implantlar, içinde bulunduğu kemiğe dişler gibi bir periodontal ligament aracılığıyla tutunmadığı için dişler ve implantlar arasındaki farklar ortaya çıkmaktadır. Peri-implanter yumuşak dokular bağlantı epiteli sayesinde implantlara sadece yüzeye paralel fibrillerle tutunmaktadır. Diş yüzeyinde olduğu gibi implanta dik gelen dentogingival fibriller bulunmamaktadır. İmplant çevresi bağ dokusu kollajenden zenginken fibroblast hücreleri sayıca daha azdır (Berglundh ve ark 2007).

Peri-implanter ve periodontal bağ dokusunda görülen bu farklılıklar nedeniyle implant çevresi dokular doğal diş çevresi dokulara göre bakteriyel ve mekanik travmalara karşı daha hassastır (Berglundh ve ark 2007, Mısırlıoğlu 2011).

1.9.1. Peri-implanter Hastalıklar

Perimukozitis

Gingivitis doğal dişin çevresinde marjinal dişetinin bakteriyel iltihabı olarak tanımlanmaktadır. Sondalamada kanama görülürken radyografide kemik kaybı görülmemektedir. Basit tedaviyle iltihaplı dokuları eski sağlığına kavuşturmak kolay ve zaman alıcı değildir. İmplantlar çevresinde görülen kemik yıkımı ile karakterize olmayan gingivitis hastalığına da perimukozitis denilir (Heitz-Mayfield ve ark 2011).

Peri-implantitis

Peri-implantitis ise implant çevresinde kemik kaybıyla karakterize bir hastalıktır. Cep derinliğinde artış, sondalamada kanama bazı durumlarda eksuda ve

iltihap akışı görülebilir. Peri-implanter dokular doğal dişlerden daha hassas olduklarından yıkımları daha çabuk olmaktadır. Bu nedenle peri-implantitis tedavisi fark edildiği anda başlatılmalıdır. Peri-implantitisin çok hızlı ilerlemesinden dolayı önlenmesi tedavisinden daha iyi sonuçlar vermektedir (Newman ve ark 2006, Mısırlıoğlu 2011).

1.10. Peri-İmplant Tepkisi

İmplant üstü overdenture protez tedavisinde peri-implant bağlantısı, dişeti dokusu ve alveolar kemiğin tepkisinden literatürde çeşitli şekillerde bahsedilmiştir (Wright ve ark 1995, Burns 2000). Geertman ve ark'ları (1996) plak, kanama ve dişeti göstergeleri, sond derinliği, keratinize mukoza nicelik ölçümü ve kemik seviyesi röntgen değerlendirmelerini içeren çeşitli peri-implant parametrelerini değerlendirmiştir. Bu araştırmacılar değerlendirdikleri 3 farklı implant sistemi (transmandibular, intramukozal, endoosseoz) arasında peri-implant ve radyografik parametrelerde önemli ölçüde fark bulamamışlardır.

Protezin takılmasını takiben erken dönemde meydana gelen kemik kaybı genellikle bakteri kaynaklı değildir. Çoğunlukla kemik kaybı; büyük stres faktörleri, implant çevresindeki tam mineralize olmamış kemik ve düz yüzeyli implant çevresindeki biyolojik aralıktaki genişlemelerden dolayı oluşur. Bu yüzden implant farklı bir mekanizma ile erken dönemde kemik kaybına uğrayabilir. Fırsatçı bakteriler de birinci faktör olabilir. Özellikle sulkus derinliğinin 5 mm'den az olduğu durumlarda implant ve abutment ya da sulkus ve implant arasında anaerobik bakterilerin bulunduğu gözlenmiştir (Burns 2000).

Johns ve ark'ları (1992) implantların alveolar mukozaya veya dişetine yerleştirilmesine bakılmaksızın sağlıklı yumuşak doku tepkisinin mümkün olduğuna dair tartışmalı bir konudan bahsetmiştir. Bazı araştırmacılar izole implant ayağı etrafındaki kemik seviyesi ayarlamasının, genel sabit prostodontik literatürde doğal diş destekleri olarak bildirilenlere paralellik gösterebildiğine işaret etmişlerdir (Zarb ve Schmitt 1990, Jemt ve ark 1996). Wright ve ark'ları (1995) implant üstü overdenture protez tedavisinde bağlantı barının etkilerini araştırmış ve inceledikleri hastaların %35'inde implant etrafındaki mukozal dokuda oluşan hiperplazik vakaları

kaydetmişlerdir. Artan oral hijyen ve hiperplastik dokunun cerrahi olarak alınmasıyla sağlanan protez ayarlamaları bu gibi sorunları çözmüştür.

İmplantlar çevresindeki periodontal ligament eksikliğinden dolayı oluşan stresleri implantı çevreleyen kemiğe dağıtılmasına sebep olurlar. Dental implantın kemik ara yüzü, yüklemeye viskoelastik cevap verir. Bir dental implant defleksiyona uğradığını sadece alveolar kemikte bozulma ile gösterir. İmplant ve kemiğin sabit bağlantısı sonucu kemikte rezorpsiyon ve bunun sonucu osseointegrasyonda gevşeme olur (Gültepe 2011).

İmplant sonrası görülen kemik kaybının sadece peri-implantitis kaynaklı olmadığı, erken marjinal kemik kaybı olarak tanımlanan ve etyolojisi tam olarak açıklanamayan bir kemik kaybı olgusunun varlığından bahsedilmektedir. Erken marjinal kemik kaybı genellikle fizyolojik kabul edilirken, peri-implantitiste oluşan kemik kaybı patolojiktir. Erken marjinal kemik kaybının etyolojisi araştırılarak kemik kaybının azaltılması veya tamamen durdurulması planlanmaktadır (Schwartz-Arad ve ark 2005).

1.11.Marjinal Kemik Kaybı

Marjinal kemik kaybı, başarılı bir şekilde osseointegre olmuş implantların krestal bölgesinde tanımlanmakta ve implantın tamamen kaybından marjinal kemik kaybına kadar değişiklik göstermektedir. Erken marjinal kemik kaybı miktar açısından değişiklik göstermekte ve ilk yıldan sonra önemli ölçüde azalmaktadır.

Çalışmalar fizyolojik değişimlere neden olan, dişsiz alt çene ön bölgede yıllık ortalama 0,4 mm alveolar sırt yüksekliğinde azalma olabildiğini göstermiştir. Ek olarak alt çenede rezorbsiyon oranı üst çeneye göre 4 kat daha fazladır (Burns 2000).

Quirynen ve ark'ları (1992) ise implant tedavileri ile ilgili kemik kaybı derecesini araştırmışlardır. Toplam 509 implantın uygulandığı hastaları klinik olarak inceleyerek ortalama kenar kemik kaybını (standart röntgen kullanarak) implantın yerleştirilmesinden sonraki ilk yıl için 0,9 mm, diğer yıllar için ise 0,1 mm olarak bulmuşlardır. Diğer araştırmacılar yaptıkları çalışmada implantın yüklendiği ilk yıl

içerisinde kemik kaybı olduğunu ve bu süreçte görülen ortalama kemik kaybının 1,5 mm olduğunu belirtmişlerdir. Takip eden senelerde yıllık ortalama 0,1 mm kemik kaybından bahsetmektedirler. Bu çalışmada marjinal kemik kaybını değerlendirirken kemik kretini değil implantın ilk yivini referans aldıkları için ilk yılda olan kemik kaybı oldukça yüksek çıkmıştır (Adell ve ark 1981). Diğer araştırmalar da benzer sonuçlar vermiştir (Naert ve ark 1994, Burns 2000). Ulaşılan veriler implantların alveolar kemik korunumu kabiliyetini gösterir niteliktedir.

İmplantın başarılı sayılabilmesi için yüklendikten ilk bir yıl içinde 1mm marjinal kemik kaybı ve takip eden yıllarda 0,2 mm'lik kemik kaybından fazla rezorbsiyon görülmemesi gerekmektedir (Albrektsson ve ark 1986).

1.12. Marjinal Kemik Kaybı Etiyolojisi

Erken marjinal kemik kaybının etiyolojisi ile ilişkili olarak 6 faktörden bahsedilmektedir. Bunlar; cerrahi travma, aşırı okluzal kuvvetler, peri-implantitis, mikro aralık oluşumu, biyolojik genişliğin oluşumu, implant kret modülüdür (Oh ve ark 2002).

1.12.1. Cerrahi travma

Erken implant kaybının etyolojisinde en çok üzerinde durulan konudur. Cerrahi travmadan sonra, implant etrafında sıklıkla fibröz bağ dokusu veya uzun birleşim epiteli oluşmaktadır. İmplant yuvasının açılması esnasında ısı artışı, periosteal flep elevasyonu ve implant yerleştirilirken kret bölgesine aşırı basınç uygulanması, marjinal kemik kaybına neden olmaktadır (Oh ve ark 2002).

1.12.2. Aşırı okluzal kuvvetler

İmplant kaybındaki büyük etkenlerden olan aşırı okluzal kuvvetlerin sıklıkla marjinal kemik kaybıyla ve osseointegrasyonun bozulmasıyla sonuçlanacağı bildirilmektedir. Doğal dişler sahip oldukları periodontal ligament sayesinde

mekanik kuvvetleri absorbe etme ve algılama özelliğine sahiptirler. Bu özellik dişleri ve periodontal dokuları korumaktadır. Doğal dişlerin aksine, implantlar kemiğe ankiloz şeklinde bağlanır ve çevresinde periodontal ligament gibi kuvvetleri absorbe edecek mekanoreseptörler yoktur. İmplantlarda kuvvetler direkt olarak kemiğe iletilmektedir. İmplant etrafındaki krestal kemik kaldıraç hareketleri için bir destek noktası olduğundan mekanik kuvvetlere daha hassastır. Erken marjinal kemik kaybı, fonksiyondaki implantların erken dönemlerinde olgunlaşmamış kemik-implant arayüzüne aşırı stres geldiğinde oluşabilmektedir (Oh ve ark 2002).

Okluzal kuvvetler karşısında implant kaybı olabileceği ilk defa Isidor'un (1996) maymun çalışmasında ortaya atılmıştır. Ayrıca çalışmada aşırı okluzal yüklerin marjinal kemik rezorpsiyonuna neden olabileceği de belirtilmiştir. Daha sonra yapılan bazı çalışmalarda da benzer sonuçlar elde edilmiş ve erken marjinal kemik rezorpsiyonlarının nedeni olarak okluzal travmanın olabileceği düşünülmüştür (Oh ve ark 2002) .

1.12.3. Peri-implantitis

Aşırı okluzal kuvvetlerle birlikte uzun dönemdeki implant kaybının iki önemli sebebinden biridir. Erken dönem marjinal kemik kaybına bakıldığında, anaerobik bakterilerin sayılarını arttıracak uygun ortamlar erken kemik kaybına sebebiyet verebilir ve takip eden yıllarda kemik kaybı artarak devam edebilir. Ancak implantların çoğunda protez yüklenmesinden bir yıl sonra marjinal kemik kaybında önemli ölçüde azalma görülmektedir. Sonuç olarak peri-implantitisin erken marjinal kemik kaybının ana sebebi olmadığı düşünülmektedir (Oh ve ark 2002).

1.12.4. Mikro aralık oluşumu

İmplant cerrahisinde tek aşamalı ve çift aşamalı sistemler olmak üzere iki temel yaklaşım vardır. Genellikle iki aşamalı sistemlerde abutment bağlandıktan sonra implantla abutment arasında kret seviyesinde veya altında mikro aralık oluşmaktadır. Tek aşamalı sistemlerde implant alveoler kret seviyesinden yukarıda olduğu için kemik seviyesinde mikro aralık bulunmamaktadır. Bu aralıklarda zararlı

mikrobiyal türler izole edilmiştir ve bunların kemik kaybında rol oynayabileceği düşünülmektedir. Tek aşamalı sistemlerde kemik seviyesinde mikro aralık olmamasına rağmen marjinal kemik kaybı rapor edilmiştir (Weber ve ark 1992).Bu kayıp çift aşamalılarla karşılaştırıldığında ya aynı ya da biraz daha az bulunmuştur. Fakat 8 yıla kadar takip edilip hiç kemik kaybına rastlanmamış çalışmalar da vardır (Buser ve ark 1999). Mikro aralık kemik seviyesinde veya altında ise erken kemik kaybına sebebiyet verebilir.

1.12.5. Biyolojik genişliğin oluşumu

Doğal dişlerde dentogingival bağlantılar 3 parçadan oluşur: gingival sulkus, epitelyal ataşman ve bağ dokusu ataşmanı. Bu yapılar biraz farklılık gösterse de implant çevresinde de mevcuttur. Epitelyal ataşman miktarı ile bağ dokusu ataşmanının miktarı biyolojik genişliği verir. İmplant yerleştirildikten sonra biyolojik genişlik oluşum süreci başlar. Bu sürecin erken kemik kaybına neden olduğu söylenebilir ancak erken marjinal kemik kaybını sadece biyolojik genişlik oluşum sürecine bağlamak yanlış olur. Kemik kaybının miktarı ve biyolojik genişliğin lokasyonu; implant etrafındaki yumuşak doku kalınlığına, tek aşamalı implantlarda pürüzlü ve polisajlı yüzeylerin birleşim yerine ve çift aşamalı implantlarda mikro aralığın yeri gibi etkenlere bağlı olabilir (Oh ve ark 2002).

1.12.6. İmplant kret modulü

Kret modülü implant gövdesinin alveoler kret bölgesine yakın olan kısmına verilen isimdir ve implant yüklendikten sonra krestal stresin karşılaşıldığı alandır. Kret modülünün yiv yapıları, implant abutment bağlantı şekilleri, polisajlı-pürüzlü yüzey miktarları ve platform şekilleri değiştirilerek erken kemik kaybı önlenmeye çalışılmaktadır (Oh ve ark 2002).

1.13. Stres Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik dayanıklılıklarının arttırılması ve dental yapılarda oluşan gerilmelerin belirlenmesi amacıyla, bu yapıların stres analizlerinin yapılması son yıllarda oldukça önem kazanmıştır. Başarılı bir restorasyon için diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik özelliklerinin, çiğneme kuvvetleri karşısındaki stres ve gerilmelerinin iyi bir şekilde anlaşılması gerekmektedir (Craig 1997, Adıgüzel 2010). Diş hekimliğinde mühendislik bilgisinin uygulanması osseointegre implantlarla ilişkili biyomekanik görünüşlerin anlaşılmasına yardımcı olur (Taylor ve ark 2000). İmplant-kemik arasındaki yük transferi ve stres dağılımının mekanizması implantların başarı oranını etkileyebildiği için iyi bilinmelidir. Aşırı yükleme mekanik komplikasyonlara ve kemik kaybına yol açabilir (Pesqueira ve ark 2012). Buna ilaveten implant destekli protezler aşırı okluzal kuvvet iletmedikleri takdirde daha iyi biyomekanik davranış sergilerler (Sahin ve ark 2002). İmplant tedavisinde biyomekanik cevapların analiz edilmesinde değerlendirmenin direkt klinik çalışmalarla yapılması en doğru yöntem sayılabilir. Fakat ağız içi kompleks ve farklı yapılar, hasta takibinin ve metotun zorluğu, etik konular, harcanan zaman gibi faktörler intraosseoz yapıların biyomekanik davranışlarını klinik olarak değerlendirilmesini neredeyse imkansız hale getirmektedir ve deneysel çalışmalara gereksinim duyulmaktadır (Glantz ve Nilner 1998, Kan ve ark 1999, Goiato ve ark 2009, Rubo ve Capello Souza 2010).

Stres analiz yöntemleri, teorik ve deneysel alt gruplara ayrılabilir. Teorik yaklaşımlar, matematiksel formüller ve sonuç denklemlerinin çözümünü gerektirir. Deneysel yaklaşımlar ise, genellikle ilgili yapı üzerinde doğrudan veya yapının modellenmesi yoluyla elde edilen ölçümlerin kullanımını içerir (Caputo ve Standlee 1987). Stres analizleri için sıklıkla kullanılan yöntemler arasında şunlar yeralmaktadır:

1. Strain Gauge (Gerilim Ölçer) Kuvvet Analiz Yöntemi
2. Finite Element (Sonlu Eleman) Kuvvet Analiz Yöntemi
3. Brittle Lacquer (Kırılgan Vernik) Kuvvet Analiz Yöntemi
4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi
5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi
6. Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

7. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

1.13.1. Strain Gauge (Gerilim Ölçer) Kuvvet Analiz Yöntemi

Çalışma, mekanik deformasyona maruz kaldığında, iletkenin elektrik direncinin değişmesi prensibine dayanır (Craig 1997). Gerilim ölçerler, hafif deformasyon altında akımlarında oluşan direnci değiştiren, küçük elektrik rezistörleridir (Watanabe ve ark 2000, Karl ve ark 2006). Uygulandığı yerdeki objenin deformasyonunu ölçerler. Yakalanan elektrik sinyali, veri edinme panosuna gönderilir, dijital bir sinyale dönüşür ve bilgisayar tarafından okunur. Gerilim ölçerler strese maruz kalan herhangi bir objenin deformasyonunu tam olarak kaydederler ve hem in vitro hem de in vivo olarak implant, diş ve protezlerde stresi belirlemek için kullanılır (Naconecy ve ark 2004, Cehreli ve ark 2005). Gerilim ölçerlere dayalı metotlar, dokudaki stresi ve gerilmesini ölçmekten ziyade hesaplamak için kullanılır. Gerilim ölçüm yönteminin implantlardaki stresleri değerlendirmek için kullanımı klinik olarak güvenilirlik sunmaktadır (Bassit ve ark 2002, Heckmann ve ark 2004b). Sayısal analizlerde, matematiksel modele fiziksel bir problem sunmak için birkaç varsayım gereklidir ve bu varsayımın doğruluğu araştırılmalıdır (Eser ve ark 2009). Bazı otoriteler bu tekniği fotoelastik kuvvet analiz yöntemi ya da sonlu eleman kuvvet analiz yöntemi ile birlikte kullanır (Kim ve ark 1999, Iplikcioglu ve ark 2003, Cehreli ve ark 2004, Karl ve ark 2006, Eser ve ark 2009).

Bununla birlikte, bu tip bir çalışmayı uygulamak için ideal model hakkında kesin bir bilgi yoktur. Bazıları gerilim ölçerleri protez parçalarına direkt yerleştirirken (Naconecy ve ark 2004, Karl ve ark 2006), diğerleri kalibreleri kemik benzeri materyallere yerleştirmişlerdir (Heckmann ve ark 2004, Yang ve Xiang 2007). Gerilim ölçerler yaygın olarak in vivo, in vitro ve hatta immediat implant çevresindeki pıhtıda kullanılır fakat ölçümler kalibrelerin bağlandığı ya da gömüldüğü alanla sınırlıdır. Gerilim ölçerlerin implantlardaki stresleri değerlendirmede kullanımı güvenilirdir (Eser ve ark 2009).

1.13.2. Finite Element (Sonlu Eleman) Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem ilk defa 1960'ların başında havacılık ve uzay endüstrisindeki problemlerin çözümü için geliştirilmiştir (Yang ve Xiang 2007). 1969 yılından sonra diş hekimliğinde çalışmalarda kullanılmaya başlanmıştır (Adıgüzel 2010). Weinstein ve ark'ları 1976 yılında implantoloji alanında sonlu eleman analiz yöntemini kullanan ilk araştırmacılar olmuştur (Pesqueira ve ark 2012). Günümüzde diş hekimliğinin yanısıra statik analiz, akışkanlar mekaniği, ısı transferi, elektromanyetik analiz ve akustik gibi pek çok alanda kullanılmaktadır (Geng ve ark 2001).

Sonlu elemanlar kuvvet analizinde, analiz edilecek canlı ya da cansız değişik şekillerdeki yapıların, bilgisayar ortamına aktarılarak gerçeğe yakın şekilde modellemesi yapılır. Tüm model, matematiksel olarak anlamlı daha basit geometrik parçalara (elemanlara) bölünür. Elemanlar birbirlerine "düğümlerle" bağlı olup değişik geometrik şekillerde olabilir. Düğümler aracılığıyla, bir elemandaki fiziksel değişiklik diğer elemanlara da yansır. Kuvvet dağılımı hesaplaması, yapının tamamı yerine, her eleman için ayrı ayrı bulunacağından dolayı daha hassas bir analiz için eleman sayısı çoğaltılabilir. Böylece boyutları belirlenmiş bir modelde, yazılımlar ile belirlenen şiddet, yön ve alandaki kuvvet uygulamasına bağlı olarak ortaya çıkan gerilimler (stres), gerinimler ve yer değiştirmeler ölçülebilmektedir (Geng ve ark 2001, Adıgüzel 2010).

Yapıların mekanik modellemelerinde bir, iki veya üç boyutlu analizi sayısal olarak yapılabilir. Üç boyutlu analiz karmaşık geometrili modellerde daha tutarlı ve daha gerçek sonuçlar verir (Daas ve ark 2008). Dental implantların çalışmalarında implant sistemini veya kemik geometrisini basitleştirerek kemiği homojen ve izotropik varsayması, sınır şartları, kemik-implant arayüzünün değişken tipi, programların patentli ve lisanslı olması sebebiyle kullanıcıya özel olması ve pahalı olması gibi dezavantajları mevcuttur (Lang ve ark 2003, Daas ve ark 2008, Rubo ve Capello Souza 2010).

1.13.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi

Modelin üzerine özel bir vernik, homojen bir şekilde püskürtülüp fırınlandıktan sonra, belirlenen bir kuvvet ile yüklenmesi sağlanır. Cisme kuvvet uygulandığında, vernik üzerinde bu kuvvete dik yönde, uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan çatlaklar oluşur. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede izlenen çatlaklar kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterirler (Chun ve ark 2005).

1.13.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Lazer ışını kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntem, yüzey deformasyonlarını nanometre (nm) boyutunda algılayıp, görünür ışın saçaklarına dönüştürebilen bir metottur. Test modeli üzerinde tahribat yapmayan, objenin çoğunlukla gerçek boyutlarında incelenebildiği, yüzey deformasyonlarının nm boyutunda kaydedilebildiği çok hassas bir kuvvet analiz yöntemidir (Ulusoy ve Kevser 2003).

1.13.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem Lord Kelvin tarafından bulunan bir prensibi esas almaktadır. Bu prensibe göre; homojen, izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır. Çiğneme sırasında bu yöntem için gerekli olan periyodik yükleme frekansına ulaşmak mümkün olmakla beraber, dental implantların statik yüklenmesi gibi diğer ilgi alanları, bu yöntemin yüklenme frekansı gereksinimlerini karşılamamaktadır (Ulusoy ve Kevser 2003).

1.13.6. Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu metot birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Yöntemde bir güç kaynağı, radiotransmitter, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış bir gerilim ölçer, gerilim ölçer yükselticisi, antenle bir veri kayıt edici mevcuttur. Gerilim

ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrinin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemin en büyük avantajı veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır (Ulusoy ve Kevser 2003).

1.13.7. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi dişhekimliğinde 1949'da Noona tarafından tanıtıldı (Sevimay ve ark 2005). Sonrasında, bu metot dişhekimliğinde sıklıkla kullanıldı. İmplant alanında, fotoelastisite ilk defa 1980 yılında Haraldson tarafından farklı seviyelerde yerleştirilmiş implantlarda fringelerin kalitesini değerlendirmek için kullanıldı (Pesqueira ve ark 2012).

Bu teknik, polarize ışık altında gözlenebilen; strese maruz kaldığında, renk değişikliğini sağlayan kırılma indekslerinde değişiklikler sunan, renksiz plastik materyallerin optik özelliklerine dayalıdır (Turcio ve ark 2009). Bu transparan materyalde baskı altında renkli şekiller oluşur. Fotoelastik materyalde kırmızı ve yeşil renkler arasındaki kuvvet çizgileri "fringe" olarak tanımlanır. Bu şekiller, polarize ışığın iç gerilmeler nedeniyle farklı hızlarda seyreden iki dalgaya ayrılmasıyla oluşur. Uygulanan yükler sonucu modelde oluşan gerilmeler polarize filtre veya polariskop yardımıyla gözlenebilir. Ortaya çıkan izokromatik fringe'lerin fotoğrafı çekilip yorum yapılır. Fringe'lerin rengi, sayısı ve birbirlerine yakınlığına bağlı olarak gerilimin konumu, şiddeti ve yoğunlaşması yorumlanır (Cehreli ve ark 2004, Fanuscu ve Caputo 2004, Sadowsky ve Caputo 2004). Sonuç olarak stresler göz önüne alındığında yorum için üç temel prensip kullanılır:

1. Stres yoğunluğu arttıkça kuvvet çizgilerinin sayısı artar
2. Düzenli renk görünümü düzenli dağılım gösteren stres alanlarını ifade eder
3. İzokromatik kuvvet çizgilerinin birbirine yakınlığı ne kadar artarsa o oranda stres yoğunluğu fazla anlamına gelmektedir.

Stresler genel olarak üç durumda oluşur:

1. Bir cismin diğerine baskı yapması
2. Geometrik cismin devamlılığının bozulması (sıkma, bükme, germe gibi)
3. Cismin iki parçası arasında elastik modülüs farkının olması (Caputo ve Standlee 1987)

Fotoelastik metodun en önemli avantajı, oral yapılar benzeri kompleks yapılarda streslerin görselleştirilebilmesi ve stres büyüklüklerini ölçüp lokalize etmeye izin veren stres modellerini gözlemleyebilmektir (Bernardes ve ark 2009, Goiato ve ark 2009).

Fotoelastik teknik de modelde oluşan streslerin görülebilir olmasını sağlayan aygıta "polariskop" denir. En basit polariskoplar, ışık kaynağı, ekran ve iki polaroidden oluşan cihazlardır. Bu tip polariskoba "düzlemsel polariskop" denir. Polarizör, kaynaktan çıkan ışığı, optik etkiyi ölçmek için gerekli olan polarizelenmiş hale çevirir. Bir tarafı siyah boyalı bir cam levhadan yansıtılarak veya bir polarizörden geçirilerek az çok polarize yani yalnız belirli bir doğrultuda enine titreşimlerden oluşmuş bir ışık demeti elde edilebilir. Bu doğrultu ile ışın doğrultusundan geçen düzleme polarizasyon düzlemi denir. Bu sistem gerilmelerin fotoelastik olarak incelenmesinde kullanılmaktadır (Özkır 2007).

Düzlemsel polariskopta gözlenen iki tip kuvvet çizgisinden belirli renk çizgilerinin görüldüğü "izokromatik kuvvet çizgisi" stresin yoğun olduğu bölgelerde görülürken, siyah olarak görülen alanlar "izoklinik kuvvet çizgisi" olarak adlandırılır. Bu çizgiler ise streslerin yönleriyle ilgilidir (Goiato ve ark 2009). İzokromatik kuvvet çizgilerinin net olarak gözlenmesi modelin iyi analiz edilebilmesi için önemlidir. İzoklinik stres çizgilerinin eliminasyonuyla izokromatik kuvvet çizgilerinin daha iyi analiz edilmesi "sirküler polariskop" ile gerçekleştirilebilir ve bunun filtresi "çeyrek dalga tabakası" olarak adlandırılır (Caputo ve Standlee 1987).

Işık radyo dalgalarına benzer elektromanyetik titreşimdir. Akkor halindeki bir kaynak her yöne dağılan, çeşitli frekans ya da dalga boylarına sahip enerji yayar. Bu spektrum içinde 400–800 nm arası dalga boyları insan gözü tarafından algılanabilir. Işığa eşlik eden titreşim yayılma doğrultusuna diktir. Ancak kaynağın önüne konulan bir polarize filtreyle titreşimlerin sadece bir bölümü geçebilecektir. Bu şekilde polarize edilen ışın düzlemsel polarize olarak adlandırılır çünkü titreşim bir düzlem üzerindedir. Fotoelastik materyalde artan gerilim ile gözlenen renk skalası: Siyah (kuvvetin etkilemediği alan), daha sonra sarı, kırmızı, mavi-yesil, sarı, kırmızı, yeşil, sarı, kırmızı, yeşil v.s. şeklinde devam eder (Ulusoy ve Kevser 2003).

Fotoelastisite teknikte kullanılan deneysel testler, stres dağılımını değerlendirmek için implant destekli protezleri içeren birçok çalışmada uygulanmıştır (Ochiai ve ark 2003, Sadowsky ve Caputo 2004, Celik ve Uludag 2007, Akca ve Cehreli 2008, Goiato ve ark 2009, Turcio ve ark 2009). Bu metot fotoelastik modellerde gözlenen optik efektlerde streslerin kalitatif analizlerine izin verir (Markarian ve ark 2007). Modelin içindeki stresler ölçülebilir ve fotoğraflanabilir. Sayısal verilerden oluşan diğer stres dağılım diagram, grafik ve metotları gerekmektedir. Fotoğraf kayıtları stres yoğunluğunu ve yayılımını değerlendirmek için kalitatif olarak analiz edilir. Stres değerlendirmelerinin çoğunluğu görsel olarak uygulanır. 1995' te Mahler ve Peyton in vitro örnekler arasında kıyaslama için referans olması açısından, fringe' lerin düzeni değerlerine dayanarak, fringeleri tanımlamıştır: 0-siyah, 1-kırmızıdan maviye geçiş, 2-kırmızıdan yeşile geçiş, 3-pembeden yeşile geçiş. Baskı arttıkça, stres konsantrasyonu artmaktadır (Goiato ve ark 2009, Turcio ve ark 2009).

Fernandes ve ark'ları (2003) reflektif fotoelastisitenin etkisini gerilim ölçer tekniğiyle kıyaslandığında benzer stres değerlerinin gözlendiğini rapor etmişlerdir. Böylece, otoriteler in vivo yapıların biyomekanik davranışlarını değerlendirmek için, reflektif fotoelastisiteyi gerekli, uygulanabilir ve geçerli bir metot olarak kabul etmiştir.

Fotoelastisite indirekt bir teknik olmasından dolayı, klinik durumlarla karşılaştırılabilecek benzer modeller gerektirmektedir. Dikkate alınması gereken bir diğer faktör, materyalin kopmasını sağlayan ya da sonuçları değiştirebilen fotoelastik materyalin direncinin limitini aşabilen, eksternal kuvvetleri uygulamanın sınırlığıdır (Cehreli ve ark 2004). Kemik dokuya benzer elastisite modülüsüne sahip deneysel modelleri üretmek için kullanılan rezine rağmen kortikal ve trabeküler kemik arasında farklılık olmaması, yüklemeyle oluşan stres büyüklüğünü değiştirir. Ancak stresin yalnızca lokasyonu değil ayrıca davranışı da klinik gözlemlerle benzerlik gösterir (Cehreli ve ark 2005).

Goiato ve ark' larına (2009) göre, fotoelastik yöntemin klinik olarak uygulanması 3 teknikle sağlanabilir. Bunlar; iki boyutlu, 3 boyutlu, yarı 3

boyutlu (model 3 boyutlu fakat fringes gözlem ve analizleri iki boyutlu). Bunlara ilaveten, kombine fotoelastisite tekniği de tanımlanmıştır.

-İki boyutlu analiz tekniği:

Model tek bir düzlemde oluşturulur. Modellerin yapımı kolay olması, birden çok kuvvet uygulamasının yapılabilmesi ve aynı modelde birden çok yapının tespit edilebilmesi avantajlarındandır. Dezavantajı üç boyutlu model hazırlanmadığı için stres dağılımının üç boyutlu olarak gözlenememesidir (Caputo ve Standlee 1987, Özkır 2007).

-Üç boyutlu analiz tekniği:

Model üç boyutlu olarak ve bütün geometrik gerçekliğe uygun olarak hazırlanmalıdır. Belirlenmiş bir sıcaklıkta modele kuvvet uygulanır ve bu işlem sırasında sıcaklık derecesi düşürülerek modelin içindeki stres dondurularak hapsedilir. Daha sonra model kesitlere ayrılır ve iki boyutlu analiz tekniği gibi incelenir. Tüm kesitlerin incelenmesiyle modelin üç boyutlu resmi elde edilir. En önemli dezavantajı ise yapımı oldukça zordur yapılmadan önce gerekliliğinden emin olunmalıdır (Caputo ve Standlee 1987, Özkır 2007).

-Yarı üç boyutlu analiz tekniği:

İki ve üç boyutlu analiz tekniklerinin bazı avantajlarından yararlanmak için geliştirilmistir. Bu incelemede model ve kesit kalınlığına bağlı önemli stres farklılıkları gözlenmez. İki boyut tekniğindeki gibi kuvvet ve streslerin düzlemsel olması sınırlaması yoktur. Üç boyutlu teknikteki gibi fotoelastik bilginin elde edilmesi için modelin kesilmesine gerek yoktur. Tekniğin esas dezavantajı modeldeki gerçek üç boyutlu stres dağılımının gözlenememesidir (Caputo ve Standlee 1987, Özkır 2007).

-Kombine analiz tekniği:

Birden fazla fotoelastik tekniğin aynı zamanda veya sıralı olarak kullanılmasıdır. İki boyutlu analiz sonrasında sonuçlara dayanarak üç boyutlu yaklaşım kullanılabilir. Üç boyutlu modellerde stres donmuşken üç boyut benzeri teknik kullanarak değerlendirme yapılabilir. Sonrasında model yük uygulanmadan stres dondurma işlemine sokulur ve model streslerden arındırılır. Bu sayede modellere zarar vermeden birçok yükleme yapılabilir (Özkır 2007).

Dental implantlar çevresindeki kemik rezorbsiyonuna aşırı yüklemeler neden olabilir. Vertikal ya da angular (açısal) kemik kayıpları genellikle okluzal travmanın yol açtığı karakteristik kemik rezorbsiyonlarıdır. Doğal dentisyonda aşırı stresler azaltıldığında ya da elimine edildiğinde kemiğin tekrar yapımı olur ancak osteointegre implant sistemlerde kemik rezorbsiyonundan sonra remodelling genellikle oluşmaz. Bu nedenle implant üstü restorasyonlar implant-kemik arayüzeyindeki hasar verici kuvvet yoğunlaşmalarını minimalize edecek şekilde dizayn edilmelidir (Weinberg 1993).

Bu çalışmada implant üstü overdenture protezlerde implantlar çevresinde farklı mukoza kalınlıkları varlığında farklı overdenture dizaynlarının (locator ve ball ataçman) okluzal yükler altındaki implant-kemik arayüzeyinde oluşan stres konsantrasyonlarının fotoelastik stres analizi yöntemi ile incelenmesi amaçlanmıştır. Çalışmamızın ispat edilmemiş hipotezi implantlar etrafında farklı mukoza kalınlıkları olduğunda locator ve ball ataçman dizaynlarının implantlarda oluşan stres açısından bir fark yaratmayacağıdır.

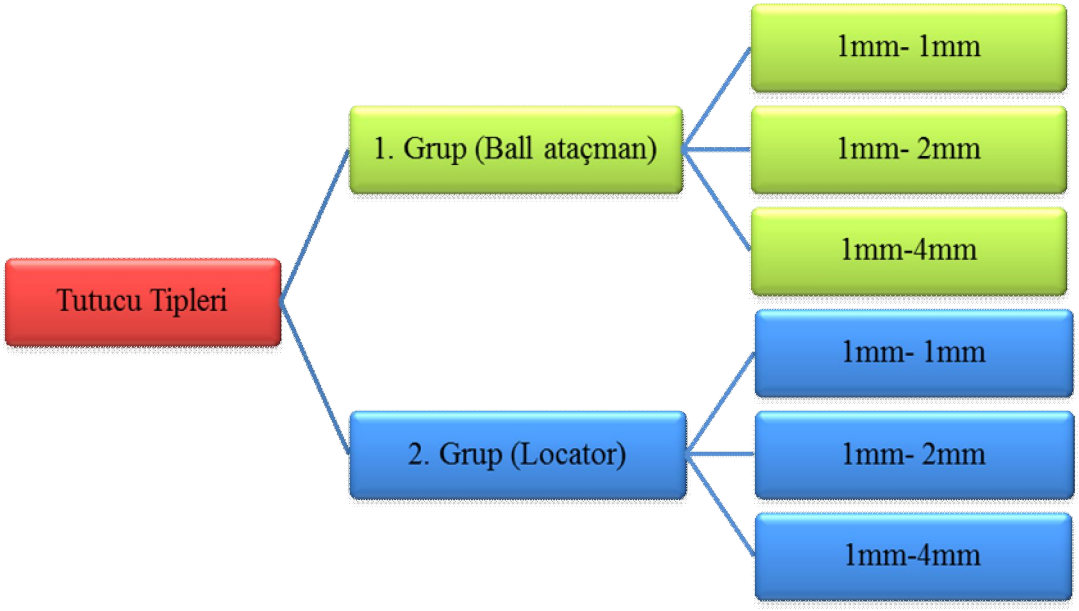
2. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırmada farklı mukoza kalınlıklarına sahip implantlar ile desteklenen iki farklı hassas tutuculu overdenture protezlere tek taraflı ve iki taraflı çiğneme kuvvetlerinin iletimi fotoelastik kuvvet analiz yöntemiyle incelenmiştir.

Çalışma Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı ve Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi Laboratuvarında yapılmıştır.

Alt çene deney modellerini oluşturmak için 4,0 mm çapında, 11 mm uzunluğunda 12 adet dental implant (Fixture Osseospeed İmplant, Astra Tech, Mölndal, Sweden) kullanılmıştır. En az 10 mm uzunluğunda implantların kullanımı önerilmektedir (van Steenberghe ve ark 1990, Chun ve ark 2002, Sadowsky ve Caputo 2004). İki farklı (ball ataçman ve locator) tutucu tipi kullanılan çalışmada farklı dişeti yüksekliklerinde 6 çalışma modeli oluşturulmuştur (Çizelge 2.1).

Çizelge 2.1. Çalışma grupları

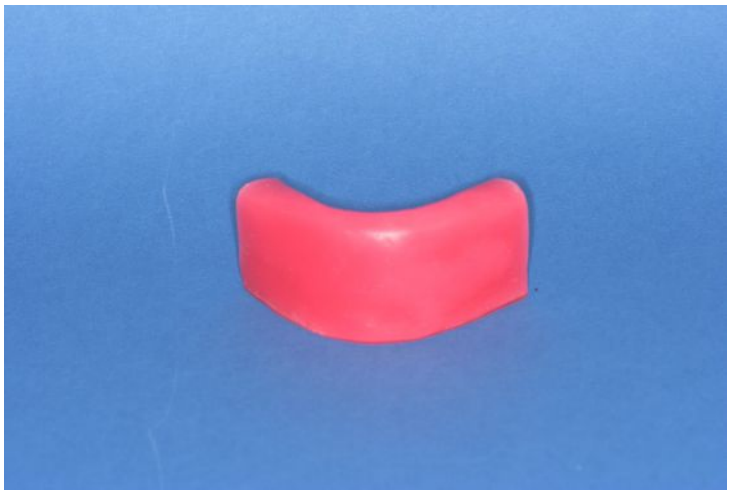


Fotoelastik kuvvet analiziyle modellerde inceleme yapılabilmesi için ilk aşamada fotoelastik modellerin oluşturulması gerekmektedir.

2.1. Fotoelastik Modellerin Hazırlanması

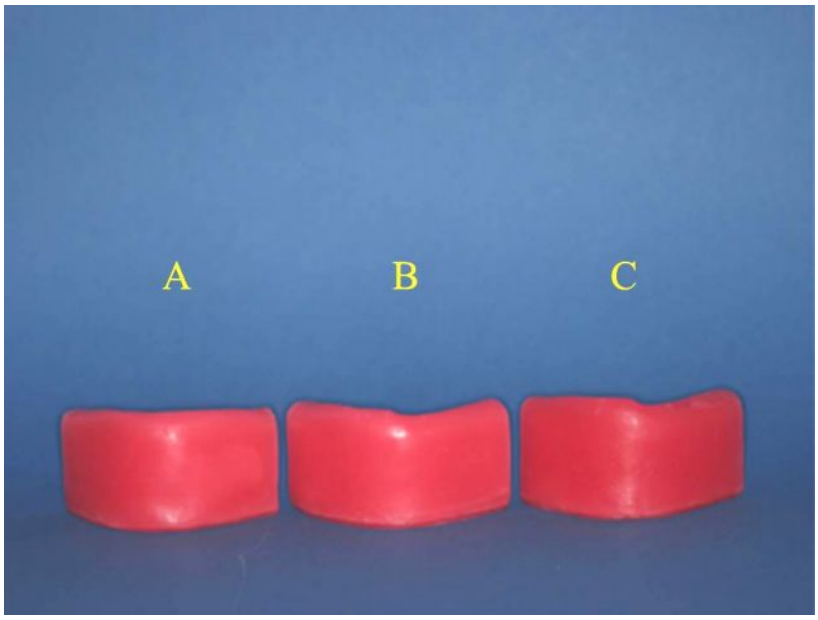
2.1.1. Mum Modellerin Hazırlanması

İmplantların yerleştirilebilmesi için yeterli kemik yüksekliğine sahip alt çene total dişsiz hastadan bir elastomerik ölçü maddesiyle (Zetaplus, Zhermack, Rovigo, İtalya) ölçü alınıp sert alçı dökülüp ana model oluşturulmuştur. Oluşturulan alçı modelin elastomerik ölçü maddesi ile negatifi elde edilmiş ve eritilen pembe modelaj mumu (Poliwax, Bilkim Kimya, İzmir, Türkiye) hava kabarcı ı kalmayacak ekilde dökülmüştür. Böylece alçı modelin mum duplikatı elde edilmiştir. Elde edilen modelin tabanı mumla uzatılarak tüm model elde edilmi tir (Resim 2.1). Ana modelden elastomerik ölçü maddesiyle negatifi elde edilip ikinci bir mum model olu turulmu tur.



Resim 2.1. Mum ana model

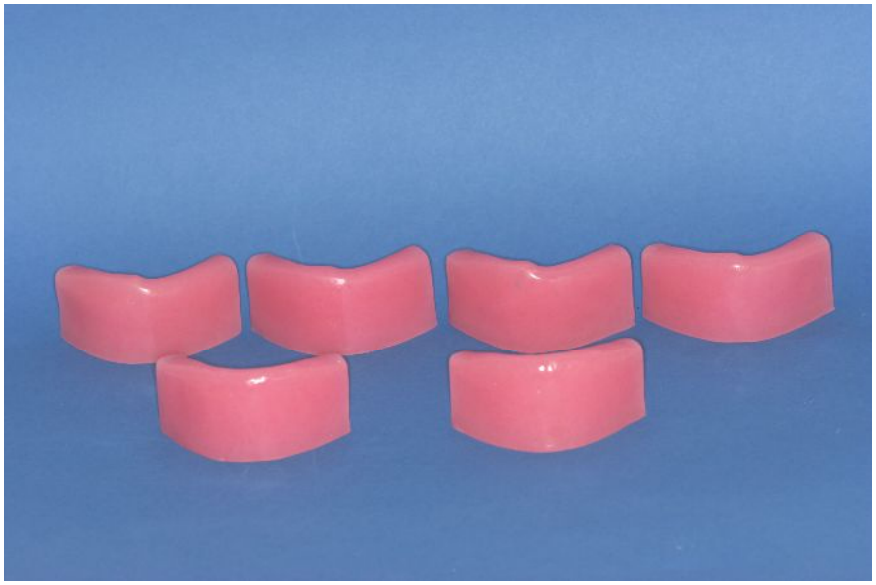
Bu ikinci mum modelin orta hattı belirlenip dijital kumpas yardımıyla sol alt çene bölgesi sağ bölgeye göre 1 mm aşağıda olacak şekilde (kemik seviyeleri sağ bölgeden- sol bölgeye; 1mm-2mm) şekilllendirilmiştir. Bu şekillendirilen modelden elastomerik ölçü maddesiyle negatifi elde edilip ikinci mum modeli elde edilmiştir. Elde edilen ikinci modelde sol taraf 3 mm daha da aşağıda olacak şekilde (kemik seviyeleri sağ bölgeden-sol bölgeye; 1mm-4mm) olarak şekillendirilmiştir. Sonuçta ilk mum modelden basamak basamak şekillendirilerek oluşan farklı kemik seviyelerine sahip 3 mum model elde edilmiştir (Resim 2.2). Bunlar ölçüleri alınıp duplike edilerek 6 mum model oluşturulmuştur.



Resim 2.2. Farklı seviyelerdeki mum modeller. A: 1mm-1mm B: 1mm-2mm C: 1mm-4mm

2.1.2. Akrilik Modellerin Hazırlanması

Mum modeller akril tepimi için muflaya alınmıştır. Mum atımı aşamasında sıcak suyla uzaklaştırılan mum boşluklara üretici firmanın talimatlarına göre, ısı ile polimerize olan akrilik rezin (Meliodent; Heraeus Kulzer, Hanau, Almanya) tepilerek 6 adet akrilik model hazırlanmıştır (Resim 2.3).



Resim 2.3. Akrilik modeller

Akrilik modeller sırasıyla 320-, 400-, 600- grid‘ lik silikon karbit zımpara kağıdı ile zımparalanmış daha sonra ilk olarak alçı-alkol karışımını pamuk fırçayla daha sonra pomza-su karışımını keçe fırçayla polisaj motorunda olmak üzere tüm modeller aynı araştırmacı tarafından parlatma işlemine tabi tutulmuşlardır.

2.1.3. Akrilik Modellere İmplantların Yerleştirilmesi

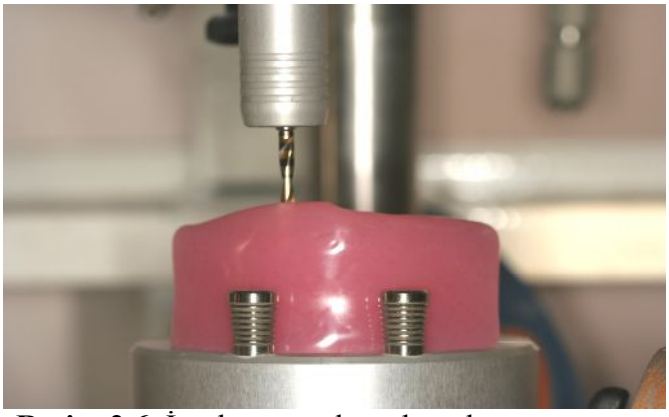
Tüm akrilik modellere birbirinden bağımsız iki implant yerleştirmek için ikişer implant yuvası açılmıştır. Modellere implantlar; ilgili literatürler de belirtildiği gibi kanin dişler arasındaki 22 mm’lik mesafe olacak şekilde yerleştirilmiştir (Hertel ve Kalk 1993, Sadowsky ve Caputo 2004, Celik ve Uludag 2007). Her iki implant orta hatta 11 mm uzaklıktadır. Bu mesafe dijital kumpasla ölçülüp belirlenen noktalar işaretlenmiştir (Resim 2.4).



Resim 2.4. İmplantlar arası mesafe ölçümü

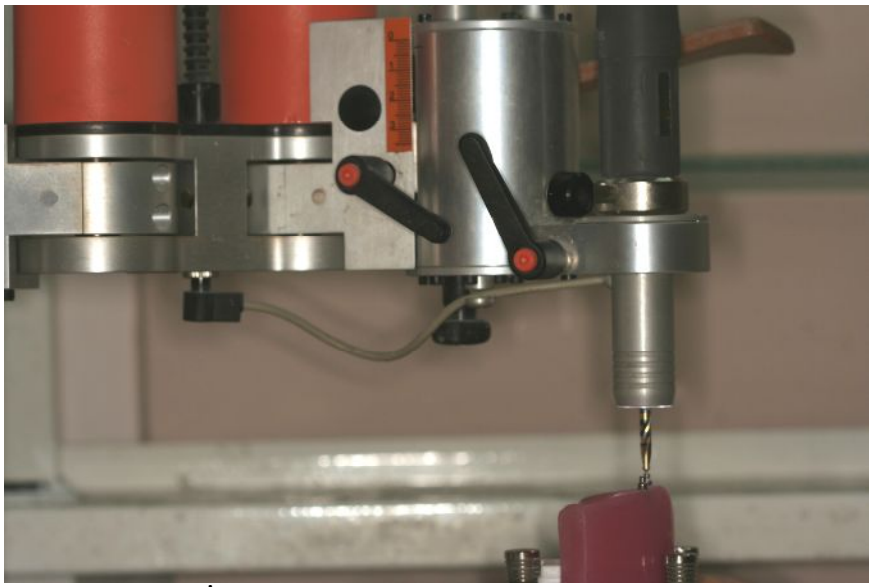

Resim 2.5. Paralelometre

Akrilik modellere implantların birbirine paralel olarak yerleştirilebilmesi için bir paralelometre (Orthofex, Fogászat Gyártơ, KFT, Budapest, Hungary) kullanılmıştır (Resim 2.5). İmplantlar yuvalarının akrilik modellerde hazırlanması esnasında implant firmasının kendi frez seti (Surgical Tray-Instrument Kit, Astra Tech, Mölndal Sweden) kullanılmıştır. Önceden işaretlenen bölgelere 800 rpm hızda öncelikle rehber frez daha sonra sırasıyla 2,0 mm, 2,5 mm, 3,2 mm, 3,7 mm’ lik döngü frezler yardımıyla 11 mm derinliğinde implant yuvaları açılmıştır (Resim 2.6). Yumuşak doku seviyesindeki implantlar hazırlanan yuvalarına parlak yüzeyleri kret seviyesinde kalacak şekilde raşet yardımıyla yerleştirildi.



Resim 2.6. İmplant yuvaların hazırlanma aşaması

Yerleştirilen implantların 1mm-1mm, 1mm-2mm, 1mm-4mm dişeti yüksekliklerini sağladıklarından emin olmak için ball ve locator ataçmanların titanyum abutmentları modellere yerleştirilen implantlarla birleştirildi. Ball ataçman tutucular için topuz kısmın en tepesine paralelometreye takılan frez temas ettirilip cihaz o aksta sabitlendi. Cihazın sabitliği bozulmadan yay hareketi yaptırılarak karşıt taraftaki topuz tepesine değip değmediği kontrol edildi. Bu işlem sırasında her iki taraftada aynı aksta temas olduğundan emin olunsa da topuz tepelerinin aynı düzlemsel doğrudan geçip geçmediğine, vertikal yüksekliklerinin aynı olup olmadığına paralelometrenin yan tarafında bulunan aşağı-yukarı hareketinin mm'lik değişimini gösteren çizgileri kontrol edilerek kesin ayarlamalar yapıldı. Aynı işlem locator tutucu ataçmanlar için tutucunun bukkal en tepe noktası referans alınarak uygulandı (Resim 2.7).



Resim 2.7. İmplantların tepe noktalarının eşitleme kontrolü

2.1.4. Fotoelastik Modellerin Hazırlanması

Akrilik modellerdeki abutmentlar çıkartılıp yerlerine implant transfer parçaları yerleştirildi. Ölçünün alımından önce akrilik modellerin tabanına, ölçü içinden kolay çıkartabilmek amacıyla uç kısmı kanca şeklinde birer vida monte edildi (Alnıaçık 2011). Daha sonra örneklerin üzeri birkaç kat streç film ile kaplandı. Bu işlem ikinci ölçü için gerekli olan boşluğun kolaylıkla temin edilmesine olanak sağladı. İlk ölçüler elastomerik ölçü maddesi (Zetaplus, Zhermack, Rovigo, İtalya) yardımıyla üretici firma talimatları doğrultusunda karıştırılarak ve sertleşmesi için gerekli süre beklenerek alındı. Modellerin üzerindeki streç film çıkartıldı. Modeller ikinci ölçü maddesinin modellere yapışmasını engellemek için bir bebek yağıyla fırça yardımıyla yağlandı. İkinci ölçüde üretici firma talimatları doğrultusunda karıştırılarak elde edilen negatif ölçü boşluğa aktarıldı. Modeller el basıncıyla ölçü maddesi dolan negatif boşluğa dikkatlice yerleştirildi. Ölçü maddesinin her bölgeye aktığından emin olundu. Taşan fazlalıklar uzaklaştırıldı. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda 10 dakika beklendikten sonra akrilik modeller tabanlarına yerleştirilen vidadan destek alınarak dikkatli bir şekilde kalıptan çıkartıldı (Resim 2.8).



Resim 2.8. Akrilik modellerin negatif ölçüsü

Akrilik modellere yerleştirilen implantlar ve onlara bağlı transfer parçaları çıkartılıp negatif boşluklara dikkatlice yerleştirildi (Resim 2.9). Kalıp kuruması için 1 gün bekletilmiştir.



Resim 2.9. İmplantların kalıba yerleştirilmeleri

Çalışmamızda kullanılan fotoelastik rezin (PL–2 ve PLH–2, Measurements Group Inc., North Carolina, USA) fotoelastik stres analizi için kaplama materyali olarak üretilmiş bir malzemedir. İki boyutlu fotoelastik kuvvet analizine uygun olması, hassas değerlendirme yapılmasına imkân tanıması nedeniyle bu malzemenin kullanımı tercih edilmiştir. Bu materyal iki bileşenlidir ve oda sıcaklığında polimerize olan rezinin katalizörü (sertleştiricisi) PLH-2' dir (Resim 2.10). Bu ürün; üretici firmanın talimatları doğrultusunda rezin\sertleştirici 1:1 oranında karıştırılarak kalıba döküldüğünde, oda sıcaklığında polimerize olmaktadır.



Resim 2.10. PL-2 rezin ve PLH-2 sertleştirici

PL-2'nin bazı fiziksel ve optik özellikleri Çizelge 2.2' de verilmektedir.

Çizelge 2.2. PL-2'nin fiziksel ve optik özellikleri

Plastik yoğunluğu	$1{,}13(10)^{-3}$ g/cm^3
Optik gerinme katsayısı	0,02 K
Uzama oranı	%50
Elastik modülü	210 kg/cm^2
Kullanılabilecek maksimum sıcaklık	200°C
Hassas olduğu sıcaklık	40°C

Fotoelastik modelin hazırlanması için gereken materyal miktarı, üretici firma tarafından önerilen Çizelge 2.3' de verilen formülle hesaplandı.

Çizelge 2.3. Üretici firma tarafından önerilen formül

W=D X A X T
W: Gereken toplam malzeme miktarı (g)
D: Plastik yoğunluk ($1{,}13(10)^{-3}$ g/cm^3)
A: Dökülecek modelin yüzey alanı (genişlik x uzunluk mm)
T: İstenen kalınlık (mm)

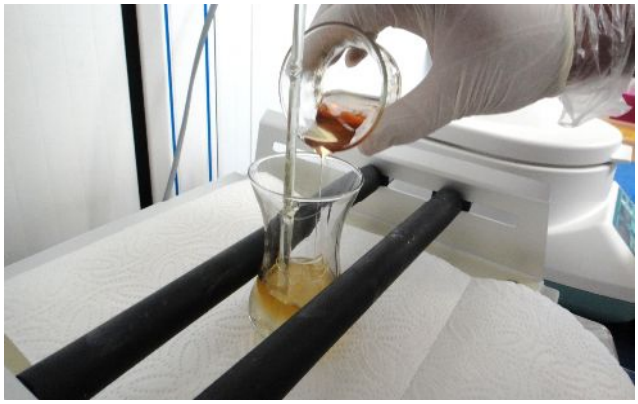
PL-2' nin elastik modülü 0,21 Gpa iken spongioz kemiğin elastik modülü 0,49 , kortikal kemiğin elastik modülü ise 14,7 Gpa' dır.

Çalışmada kullanılan fotoelastik modelin hazırlanması için, hassas elektronik teraziyle (Precisa XB 220A, Gravimetrics AG, Dietikon, İsviçre) 30 g rezin ve 30 g sertleştirici, ayrı ayrı darası alınmış cam bardaklarda tartıldı (Resim 2.11). Üretici firma önerileri doğrultusunda, malzemeler ve elastomerik ölçü maddesinden yapılmış kalıp, etüv (Nüve MF120, Atlan Endüstriyel ve Laboratuar Cihazları A.Ş.,İstanbul, Türkiye) içerisine konularak 50-52°C 'ye kadar ısıtıldı. Rezinin ısıtılmasının amacı viskozitesinin düşürülüp sertleştiriciyle daha homojen karışmasını sağlamaktır. Rezin dolu bardak karıştırıcı cihaza (IKA, MS1 Minishaker, Works do Brasil Ltd, Brasil) sabitlendi. Sertleştirici yavaşça rezine ilave edildi ve bir temiz cam çubuk yardımıyla ani hareketlerden kaçınarak, homojen bir şekilde karıştırıldı (Resim 2.12). Karıştırma cihazının kullanılması ve cam çubukla karıştırma işleminin yapılmasıyla hava

kabarcıklarının oluşmaması amaçlanmıştır (Alnıaçık 2011). Ekzotermik reaksiyon nedeniyle açığa çıkan ısı, bir termometrenin rezine batırılması ile izlendi, rezinin sıcaklığı 55°C'ye yükseldiğinde, ısıtılmış silikon kalıba karıştırıcı üzerinde, yavasça döküldü. Çıkan hava kabarcıkları bir sond yardımıyla patlatıldı. Hazırlanan epoksi rezin örnekler etüv oda ısısına gelinceye kadar bekletildikten sonra, polimerizasyonun tamamlanması için, bu sıcaklıkta 24 saat daha bekletildi. Modeller sertleştikten sonra kalıplardan bir bistüri yardımıyla çıkarıldı (Resim 2.13). Fotoelastik modellerin tesfiye ve polisajları yapıldıktan sonra (Resim 2.14) implant üstü protezlerin hazırlanması aşamasına geçildi.



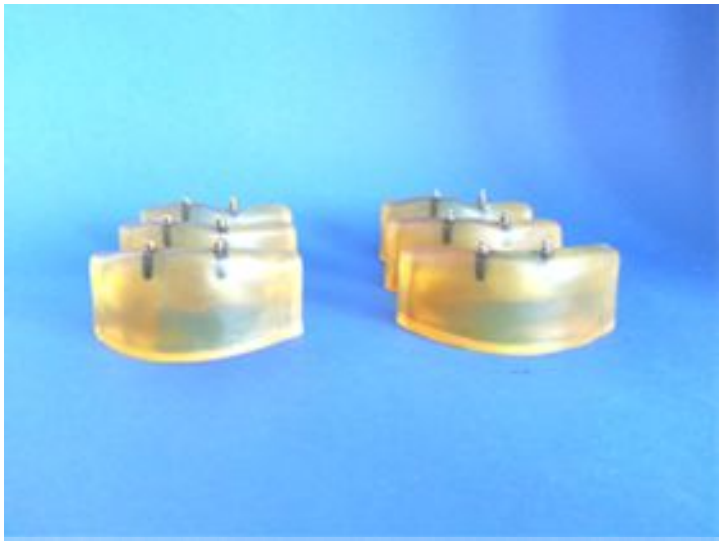
Resim 2.11. Darası alınmış cam bardaklar



Resim 2.12. Rezin'e sertleştirici ilave edilirken



Resim 2.13. Oluşturulan fotoelastik model



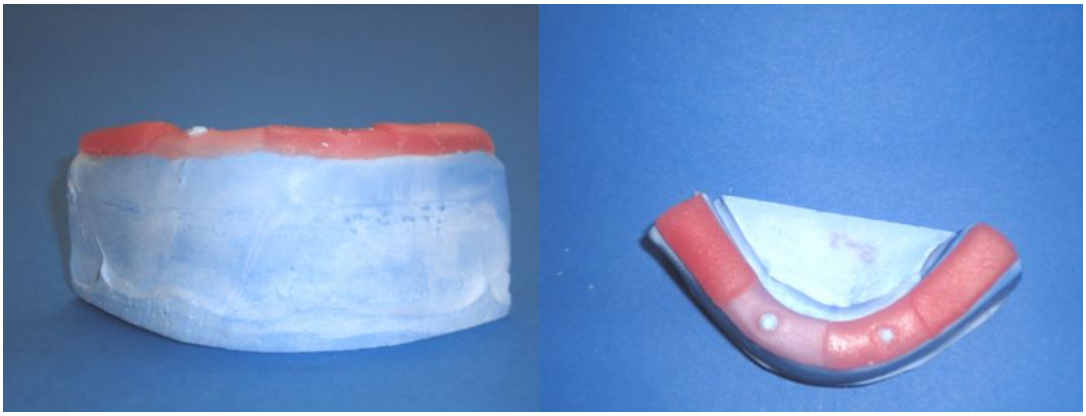
Resim 2.14. Fotoelastik modeller

2.2. İmplant Üstü Overdenture Protezlerin Hazırlanması

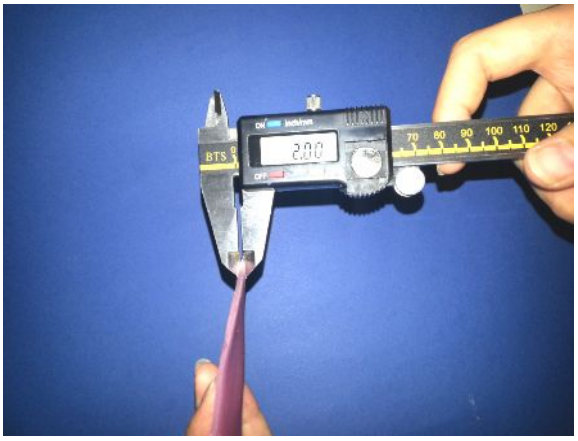
2.2.1. Mukoza Morfolojisinin Oluşturulması

Model üzerinde protez bitim işlemleri stres oluşturabileceğinden modellerin elastomerik ölçü maddesiyle negatifleri elde edilip alçı modeller oluşturuldu. Alçı modellerde implantların orta hatta uzaklığı kadar olan mesafe implantların distal bölgelerinde aynı uzaklaklık olarak bırakılıp sabit kalem yardımıyla işaretlendi. Orta hattın merkezde implant olacak şekilde distal bölgedeki izdüşümü bir sabit kalemle işaretlendi. Orta hat ile iz düşümü arasındaki toplam uzaklık implant çevresi olarak tanımlandı. Böylece implantların hem mezial bölgeden orta hatta hem distal bölgeden izdüşüm noktalarına simetrik uzaklıkta olmaları sağlandı. İzdüşüm

noktalarından sonraki serbest sonlanan posterior bölgeler 3 mm kalınlığında (Ochiai ve ark 2004, Machado ve ark 2011) ışık ile polimerize olan baz plak (Vertex U.V Light Curing Trayplast, Vertex Dental, Zeist, Hollanda) hazırlanarak modele sabitlendi. Anterior bölgedeki mukoza ise her modele göre farklı yüksekliklerde oluşturuldu. 1mm-1mm'lik iki modelin implant çevreleri 1'er mm kalınlığında baz plakla hazırlanırken, 1mm- 2mm' lik iki modelin implant çevreleri sol taraftaki implant çevresi 2mm sağ taraftaki implant çevresi 1mm kalınlığında olacak şekilde hazırlandı (Resim 2.15). 1mm- 4mm'lik kalan iki modelde ise sol taraftaki implant çevresi 4mm sağ taraftaki implant çevresi 1mm kalınlığında olacak şekilde hazırlandı. Baz plağın kalınlığı 2 mm idi (Resim 2.16). 1mm kalınlığına ihtiyacımız olduğunda cam bardak yardımıyla cam tabla üzerinde baz plak homojen bir şekilde 1 mm'ye gelinceye kadar inceltildi. Protezler bitirildiğinde baz plak kaldırılmış, bu boşluğa mukozayı taklit etmek için akıcı kıvamdaki elastomerik ölçü maddesi konulmuştur.



Resim 2.15. Mukoza şekillendirilmesi



Resim 2.16. Işık ile polimerize olan baz plak kalınlığı

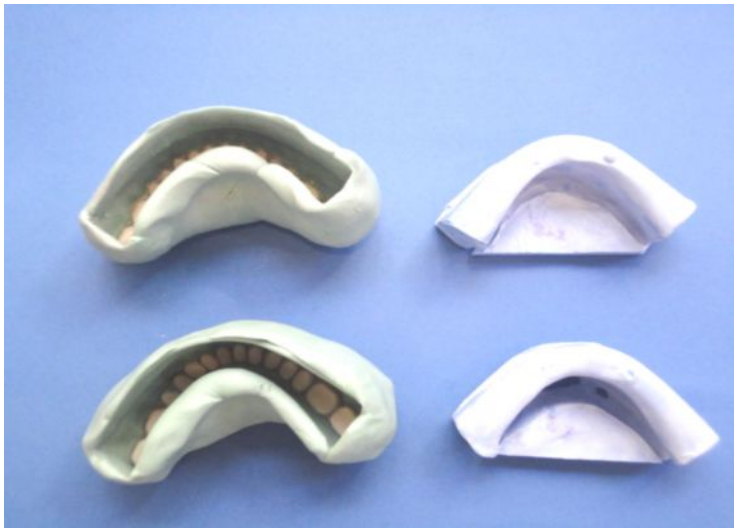
2.2.2. Diş Diziminin Standardizasyonu ve Protezlerin Bitim İşlemleri

Mukoza yüksekliği baz plakla ayarlanmış modelin üzerine plaka pembe modelaj mumu yerleştirilerek diş dizimi yapıldı (Resim 2.17).



Resim 2.17. Diş dizimi standardizasyonu

Diş dizimi yapılan ilk modelin elastomerik ölçü maddesi ile ölçüsü alınarak tüm modeller için diş diziminde bu örnek kalıp kullanıldı. Toplamda içinde diş dizimi negatifi olan 6 kalıp elde edildi. Böylece tüm modellerde diş dizimi standardize edildi (Resim 2.18).



Resim 2.18. Diş dizimi standardize edilen silikon kalıp

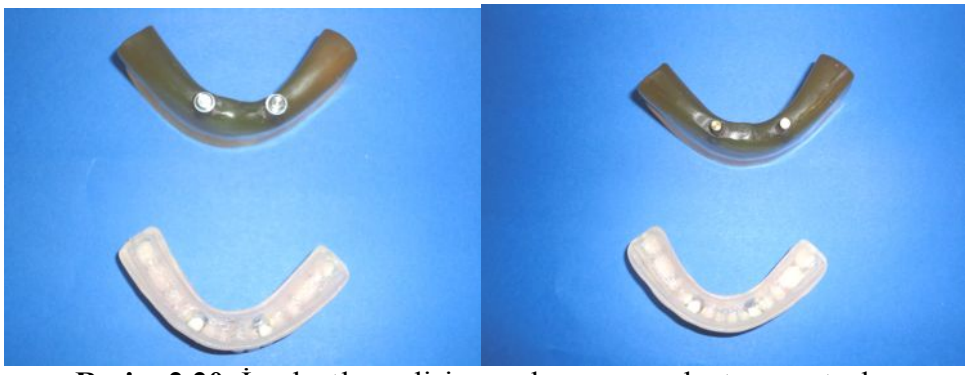
Örnek kalıp içerisindeki modelajlı dizimle beraber kaynar suya atıldı ve 5 dakika bekletildi. Alçı model üzerindeki mukozayla beraber kalıptan çıkartıldı. Eriyen mum sıcak su dökülerek uzaklaştırıldı. Mum atımından sonra negatifinin

içerisinde kalan dişlerin bulunduğu kalıba ısı ile polimerize olan şeffaf akril (Orthoplast, Vertex Dental, Zeist, Hollanda) üretici firmanın talimatlarına uygun olarak toz:likit halinde karıştırılıp döküldü. Mukoza oluşturulmuş alçı model el basıncıyla kalıba yerleştirildi ve taşan fazlalıklar temizlendi. Biodent fırını (Dikan 105, Mersin, Türkiye) içinde 55°C sıcaklıkta 2,5 bar altında 10 dakika bekletildi (Resim 2.19) . Akrilik protez silikon kalıptan çıkartılıp modele oturumu kontrol edilip tesfiye-polisajı yapıldı. Protez yapımında şeffaf malzemenin kullanılmasıyla, stres çizgilerini gözlemlemek için ışığın, modelin tamamından geçmesi amaçlanmaktadır (Ochiai ve ark 2004, Celik ve Uludag 2007). Işık ile polimerize baz plak kullanılmasındaki amaç ise; şeffaf akrilin ısı ile polimerizasyonu esnasında onunla kimyasal tepkimeye girip şeffaf akrille birleşmesini engellemek ve yapılan mm' lik mukoza ölçümlerinin bu birleşmeye bağlı olarak bozulmaması sağlamaktır.

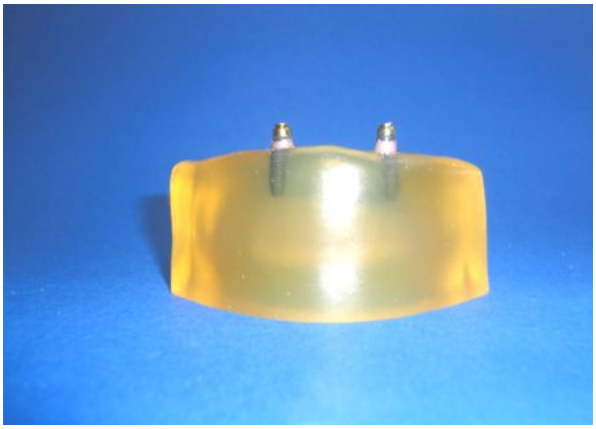


Resim 2.19. Polimerizasyonda kullanılan biodent fırını

Modeller üzerine ball ataçman ve locator abutmentlar tork anahtarı (Astra Tech, Mölndal, Sweden) kullanılarak 25 N.cm kuvvetle yerleştirildi. Locator abutmentların üzerine process kitleri, ball ataçman abutmentların üzerine titanyum dişi parçaları yerleştirildi (Resim 2.20). Overdenture protezleri implantlara bağlama işlemi sırasında protezlerin rahat çıkartılabilmesi ve dişeti morfolojisinin bozulmaması için undercut bölgelerine mumla block-out yapıldı (Resim 2.21).

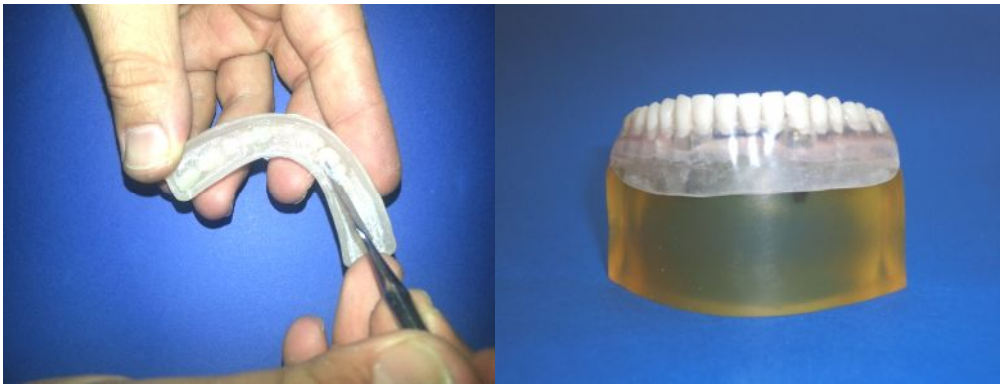


Resim 2.20. İmplantların dişi parçaları ve overdenture protezler



Resim 2.21. Yapılan block-out işlemi

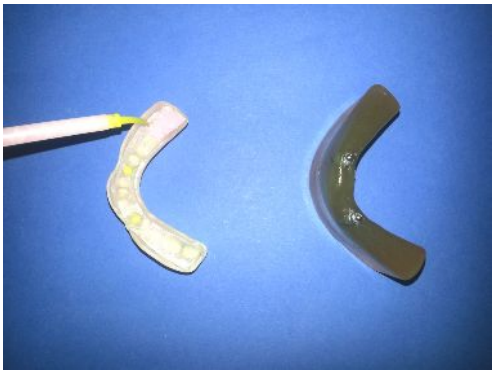
Dişi parçaların yerleşebilmesi için protezin iç yüzeyinde hazırlanan yuvalara ısı ile polimerize olana şeffaf akril ilave edilerek overdenture protezler fotoelastik modellere uyumlandı (Mazaro ve ark 2011) ve polimerizasyon için tekrar biodent fırınına yerleştirildi (Resim 2.22).



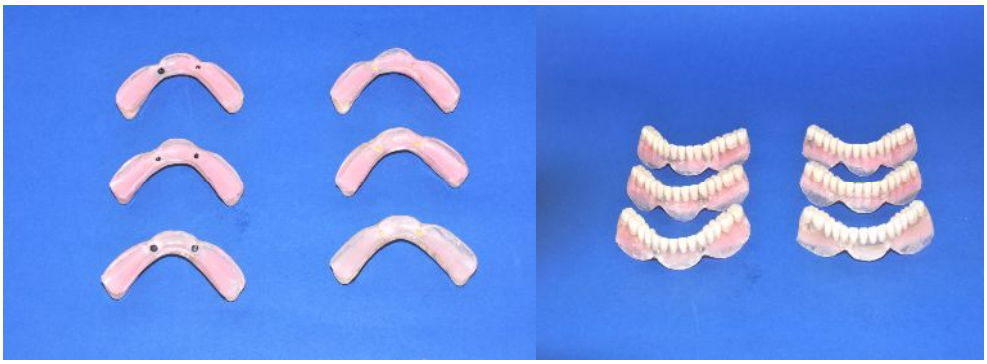
Resim 2.22. Protezin implantlara bağlanması

Fotoelastik modelde mukozayı taklit etmek için protez iç yüzeyinde ışık ile polimerize olan baz plakla oluşturulan boşluğa akışkan kıvamlı elastik materyal

(Gingifast; Zhermack SpA, Badia Polesine, İtalya) (Resim 2.23) konularak fotoelastik modele oturtuldu, taşan parçalar temizlendi (Resim 2.24).



Resim 2.23. Elastik materyal uygulanırken



Resim 2.24. Mukoza oluşturulmuş protezler

Protez kaideleri fotoelastik modellerin fotoğraflanması esnasında implantların çevresindeki stres çizgilerini rahatça görebilmek için şekillendirildi. Böylece üzerinde overdenture protezleri olan fotoelastik deney modelleri tamamlanmış oldu (Resim 2.25).



Resim 2.25. Modellere yerleştirilmiş protezler

2.3. Modellerin Polariskop Cihazında Yüklenmesi

Modellerin hazırlanması tamamlandıktan sonra yükleme ve fotoğraflama işlemlerine geçildi. Bu işlemler Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında yapıldı. Yükleme işlemi üniversal test cihazında gerçekleştirildi (TSTM 02500, Elista Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye). Fotoğrafların alınma esnasında net görüntü elde etmek için makro objektifi (Macro Lens-Canon EF 100mm F/2,8, Canon Inc. Headquarters, Tokyo, Japan) bulunan bir digital fotoğraf makinası kullanıldı (Canon EOS 350D, Canon Inc. Headquarters, Tokyo, Japan). Işının görüntü üzerinde gölge yapmasını engellemek, fotoğrafı çekilen modelin aydınlatılmasının her bölgede aynı olmasını sağlamak için ring flash (Sigma EM 140 DG; Sigma Corporation, New York, USA) kullanıldı. Fotoğraf kaydı alımı sırasında görüntü olabildiğince yakından alınmaya çalışıldı ve el titreşiminin elimine edilmesi için tripot kullanıldı (Manfrotto 785B Modo Tripod, Cassola, İtalya) (Resim 2.26).



Resim 2.26. Yükleme ve fotoğraflama düzeneği

Modeller yükleme esnasında daha net görüntü alabilmek için cihaza yerleştirilmeden önce bir pamuk yardımıyla makine yağıyla (Castrol, İstanbul, Türkiye) yağlanmıştır. Kuvvet uygulanacak olan noktalar yapay dişler üzerinde sabit kalem ile işaretlendi. Modellere 13,7 kg (135 N) yük, birinci moların santral fossa orta noktasından vertikal kuvvetleri taklit etmek amacıyla dikey yönde uygulandı. Birinci molar dişin yükleme işlemi için seçilmesinin nedeni; maksimum okluzal kuvvetler çoğu kez bu bölgede oluşur ki bu bölge elevator kaslarının maksimum kasıldığı etki alanıdır (Sadowsky ve Caputo 2004, Celik ve Uludag 2007). Karşıt çenenin durumuna bağlı olarak, implant overdenture hastaları için normal okluzal

çiğneme aralığında ve maksimum kuvvetlere yakın olduğundan bu yük miktarı seçildi (Mericske-Stern ve Zarb 1996, Sadowsky ve Caputo 2004, Celik ve Uludag 2007). Modellere yüklemeler öncelikle sağ ve sol molar dişlerden tek taraflı (Ochiai ve ark 2004, Mazaro ve ark 2011) daha sonra her iki molar dişten aynı anda temas sağlanarak çift taraflı (Asvanund ve Morgano 2011, Machado ve ark 2011) olacak şekilde uygulandı (Resim 2.27).



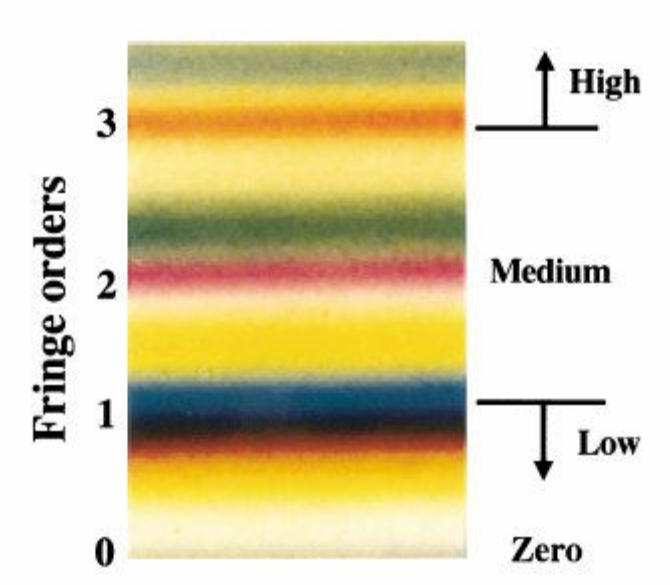
Resim 2.27. Tek taraflı ve çift taraflı yükleme apareyleri

Böylece çalışan taraf da bilateral balanslı okluzyonda tarif edilmiş oldu. Her yüklemeden sonra fotoelastik modeller içerisinde hapsolan stres çizgilerinin elimine edilmesi için modeller 50°C' de 20 dakika etüv'de bekletidi (Machado ve ark 2011). Her yüklemeden önce modeller polariskop cihazında incelenerek stres birikim çizgileri olmadığından emin olundu.

3. BULGULAR

Fotoelastisite, bazı transparan malzemelerin stres altında oluşturduğu, nitelik ve niceliği birbirini izleyen farklı renklerdeki bantların polarize ışık altında stres dağılım görüntülerini verir. Bu görüntüler fringe denilen farklı renk bantlarından (izokromatik) oluşur. Her bant, stresle ilişkili olarak farklı derecelerdeki çift kırınım gösterir. İzokromatik fringe şekli o bölgedeki stresin akışıyla belirlenir. Bu nedenle her bant rengi, bir çift kırınımı veya fringe sırasını ve stres derecesini tanımlamaktadır. Kırmızı renkli fringeler stres dereceleri arasında geçiş bölgelerini gösterir. Kırmızıdan maviye doğru geçiş alanları ilk kuvvet çizgisini oluşturur, daha sonraki geçiş çizgileri stresin arttığı bölgelerde oluşur (Özkır 2007).

Fotoelastik modellerde stres seviyelerinin değerlendirilmesinde, stres seviyesi ve fringe sırası arasındaki renksel ilişkiyi gösteren renk skalası kullanılırken (Fanuscu ve Caputo 2004), (Resim 3.1) beyaz ışık altında polariskop içinde oluşan renklerin fringe sırasını rakamsal olarak ifade etmek için ASTM D4093-95' in (Amerikan Test ve Materyal Topluluğu) tavsiye ettiği tablo kullanıldı (Teixeira FM ve ark 2012), (Çizelge 3.1).



Resim 3.1. Renksel ilişkiyi gösteren skala

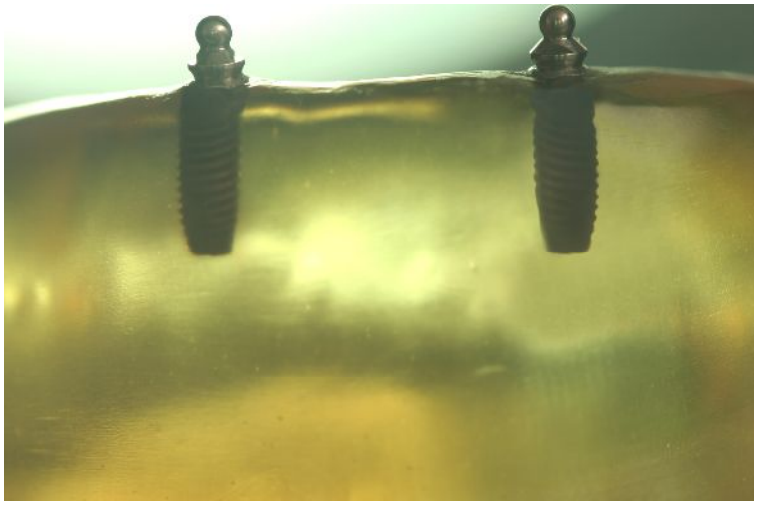
Çizelge 3.1. ASTM' ye göre izokromatik fringe sıraları

Renkler	Fringe Sırası (N)	
Siyah	0	**Düşük Seviye**
Gri	0,28	
Beyaz	0,45	
Açık Sarı	0,60	
Turuncu	0,80	
Donuk Kırmızı	0,90	
Mor (1. Bölüm geçişi)	1,00	**Orta Seviye**
Koyu Mavi	1,08	
Mavi-Yeşil	1,22	
Yeşil-Sarı	1,39	
Turuncu	1,63	
Pembemsi Kırmızı	1,82	
Mor (2. Bölüm geçişi)	2,00	
Yeşil	2,35	
Yeşil-Sarı	2,50	
Kırmızı	2,65	
Kırmızı-Yeşil (3.Bölüm geçişi)	3,00	**Yüksek Seviye**
Yeşil	3,10	
Pembe	3,65	
Pembe-Yeşil geçiş	4,00	
Yeşil	4,15	

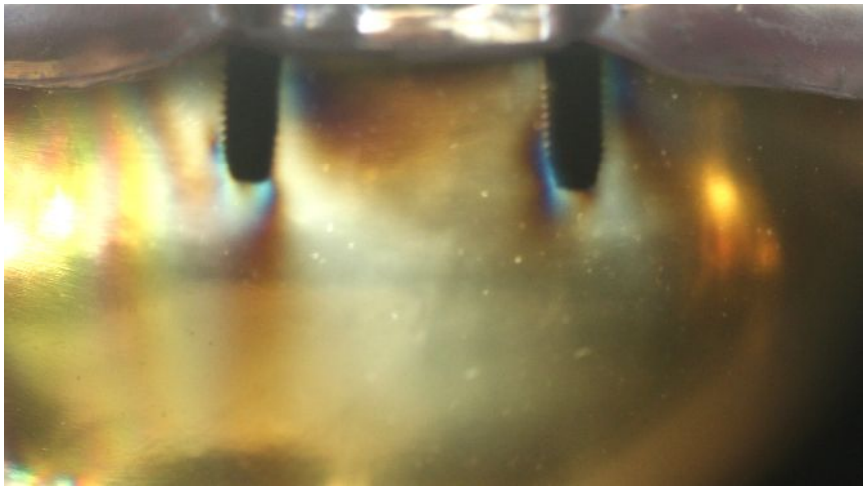
Modellerde görülen fringe sayısı, stres veya gerinim şiddetini gösterirken, fringelerin birbirine yakınlığı o bölgedeki stres yoğunluğunun ne kadar fazla olduğunu göstermektedir (Cehreli ve ark 2004).

Bu çalışmada farklı mukoza yüksekliklerine sahip bağımsız iki implant destekli overdenture protezlere sağ ve sol bölgelerden ayrı ayrı olmak üzere tek taraflı (12 grup) ve aynı anda olmak üzere çift taraflı uygulanan (6 grup) vertikal kuvvet sonucu oluşan stres çizgileri toplamda 18 grupta incelenmiştir.

3.1. Tek Taraflı Kuvvet Uygulanan Modellerin Değerlendirilmesi

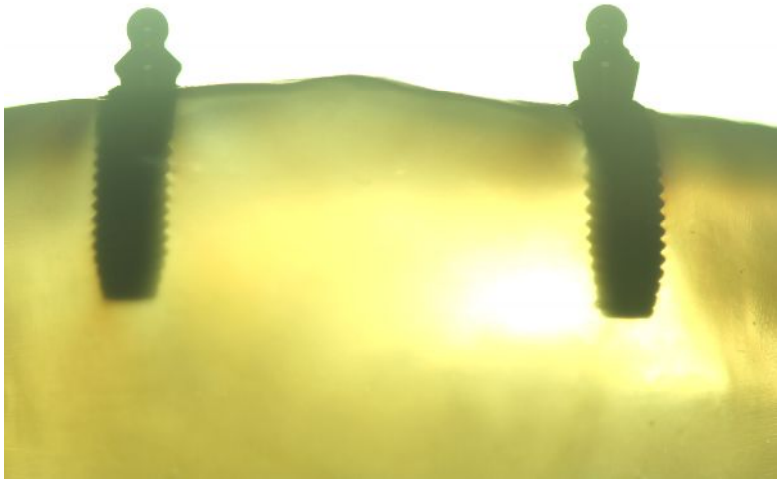


Resim 3.1. Yükleme yapılmadan önce



Resim 3.2. Yükleme yapıldıktan sonra

1mm-1mm dişeti yüksekliğine sahip ball ataçman tutuculu modele (Resim 3.1) sağ taraftan yükleme yapıldığında kuvvet uygulanan taraftaki implantın apikal bölgesinde simetrik olarak orta derecede stres (1,22) ve distal bölgesinin apikalinde orta derecede (1,08) stres gözlendi. Apikal bölgedeki stres distalde koronale doğru dağılım gösterdi. İmplantın mezial koronal bölgesinde geniş bir alana yayılmış orta derecede (1,22) stres bulunmaktadır. Karşı taraf implantın mezial apikal bölgesinde orta derecede (1,08) stres gözlenirken, koronal distal bölgesinde geniş alana yayılmış orta derecede (1,08) gözlendi (Resim 3.2)

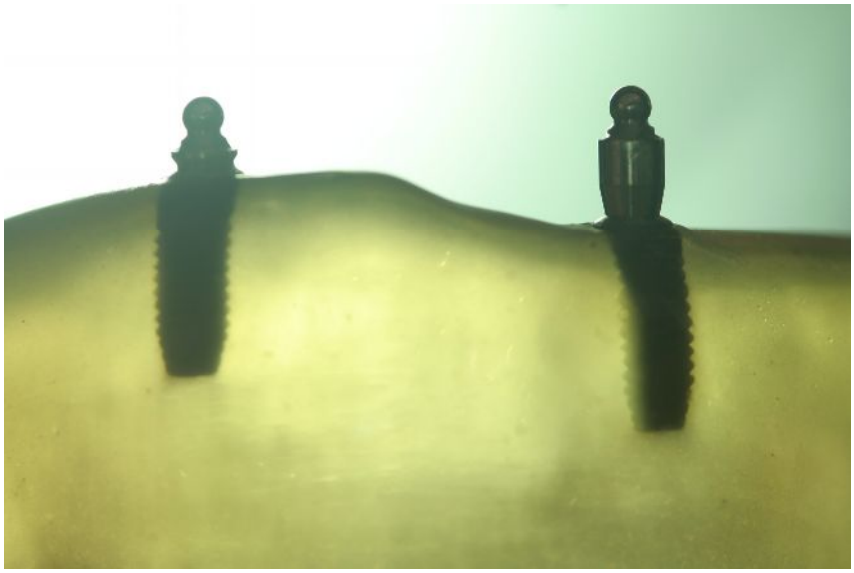


Resim 3.3. Yükleme yapılmadan önce

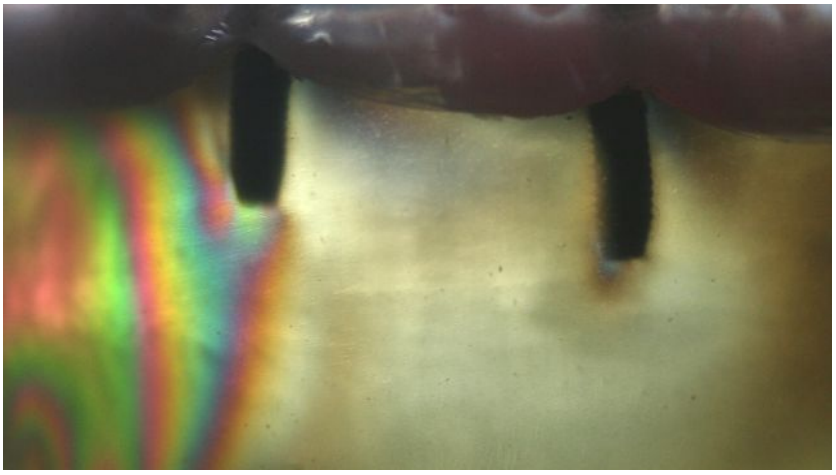


Resim 3.4. Yükleme yapıldıktan sonra

1mm-2mm dişeti yüksekliğine sahip ball ataçman tutuculu modele (Resim 3.3) sağ taraftan yükleme yapıldığında yükleme tarafındaki implant apikalinde mezial ve distal bölgeyi de çevreleyen orta derecede (2,35) stres gözlenirken, kole bölgesinde düşük derecede (0,28) stres görüldü. Karşı taraf implantın apikalinin distalinde düşük derecede (0,28) stres gözlenirken mezial aksında yine düşük derecede (0,45) stres varlığı tespit edildi.

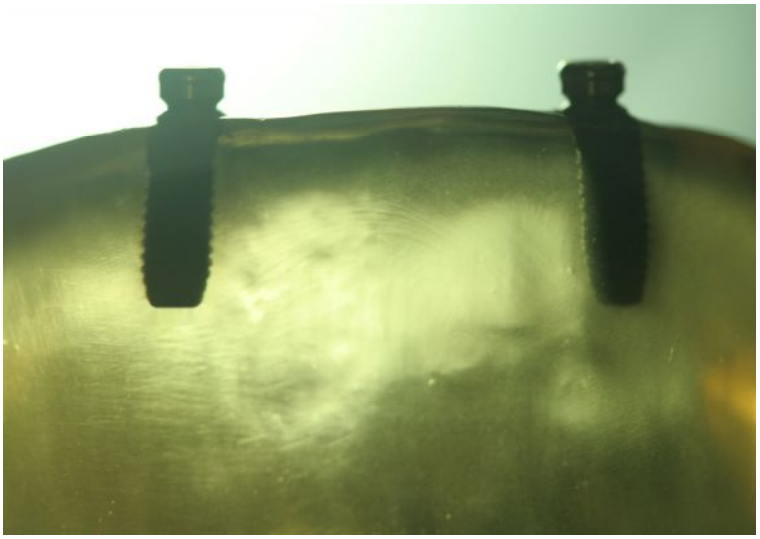


Resim 3.5. Yükleme yapılmadan önce

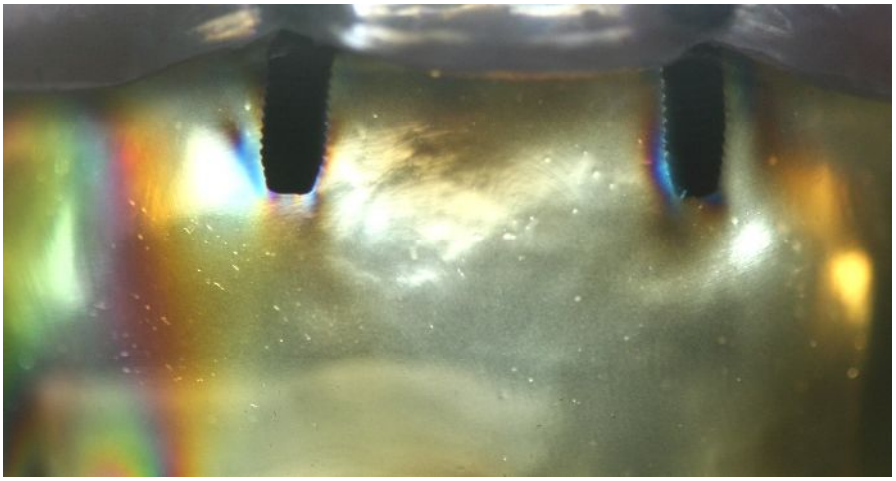


Resim 3.6. Yükleme yapıldıktan sonra

1mm-4mm dişeti yüksekliğine sahip ball ataçman tutuculu modele (Resim 3.5) sağ taraftan yükleme yapıldığında yükleme tarafındaki implantın apikal bölgesinde simetrik olarak orta derecede (2,35) stres gözlendi. Apikal bölgedeki stres distalde koronale doğru dağılım gösterdi. Ayrıca koronal mezial bölgede ve iki implant arası krete yakın bölgede dağılım gösteren düşük seviyede stres (0,28) gözlenmektedir. Karşı taraf implantın mezial apikalinin çok dar bir alanında düşük derecede (0,28) stres gözlenmektedir (Resim 3.6).



Resim 3.7. Yükleme yapılmadan önce

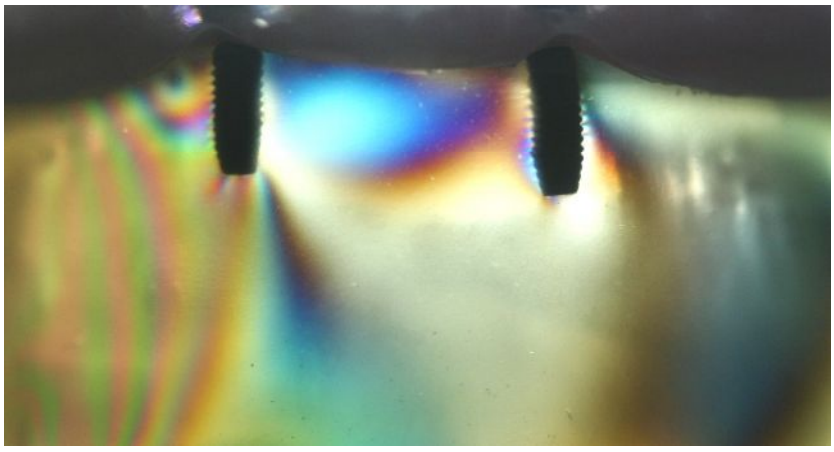


Resim 3.8. Yükleme yapıldıktan sonra

1mm-1mm dişeti yüksekliğine sahip locator tutuculu modele (Resim 3.7) sağ taraftan yükleme yapıldığında kuvvet tarafındaki implantın apikalinde orta derecede (1,08) stres gözlenirken mezial apikal üçlüsünde orta derecede (1,22); distal koronal bölgesinde düşük derecede (0,60) stres bulundu. Karşı taraf implantın mezial aksı boyunca koronale kadar ve distal apikalinde dar bir alan olmakla beraber orta derecede (1,08) stres gözlemlendi. Apikal bölgesinde dar bir alanda orta derecede (1,00) stres gözlemlendi (Resim 3.8).

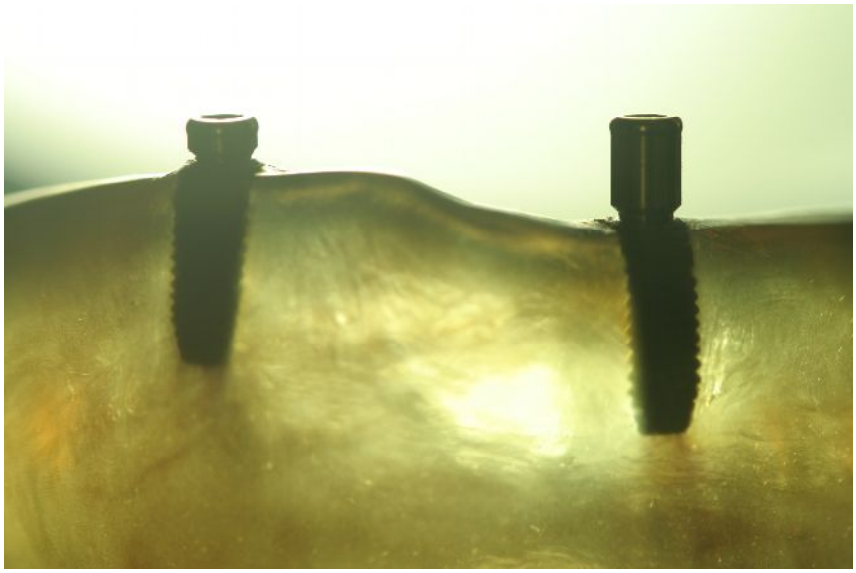


Resim 3.9. Yükleme yapılmadan önce

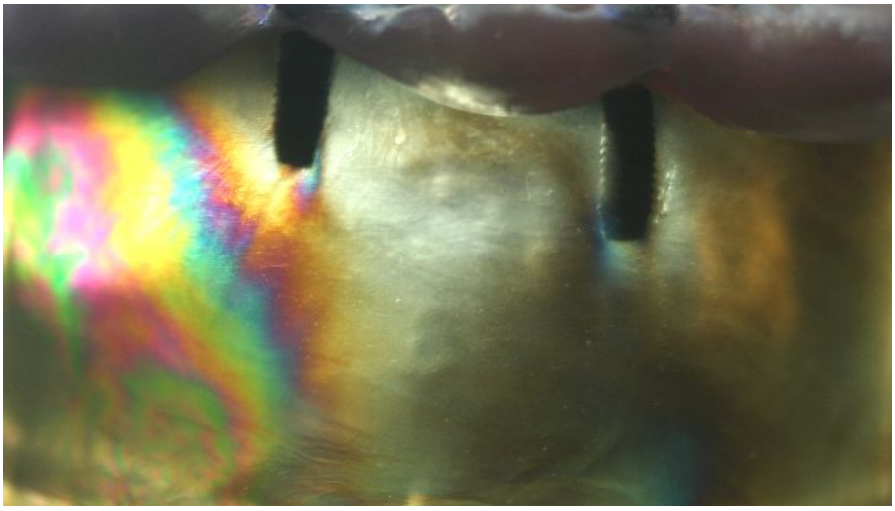


Resim 3.10. Yükleme yapıldıktan sonra

1mm-2mm dişeti yüksekliğine sahip locator tutuculu modele (Resim 3.9) sağ taraftan yükleme yapıldığında yükleme tarafındaki implantın apikalinde orta derecede (2,00) stres gözlemlendi. Distal orta üçlü bölgesinde orta derecede (2,35) stres oluştuğu gözlenirken koronal bölgesinde orta derecede (1,63) stres izlendi. Yükleme yapılan implantın mezial koronal bölgesinde orta derecede (1,08) başlayan stres iki implant arasındaki alveolar kret bölgesinde krete yakın bölgede dağılım göstermiştir. Karşıt taraftaki mezial apikal üçlüsünde orta derecede (1,08), apikalde dar bir alan olarak orta derecede (1,08), distal koronal bölgesinde ise düşük derecede (0,45) stres gözlemlendi (Resim 3.10).



Resim 3.11. Yükleme yapılmadan önce

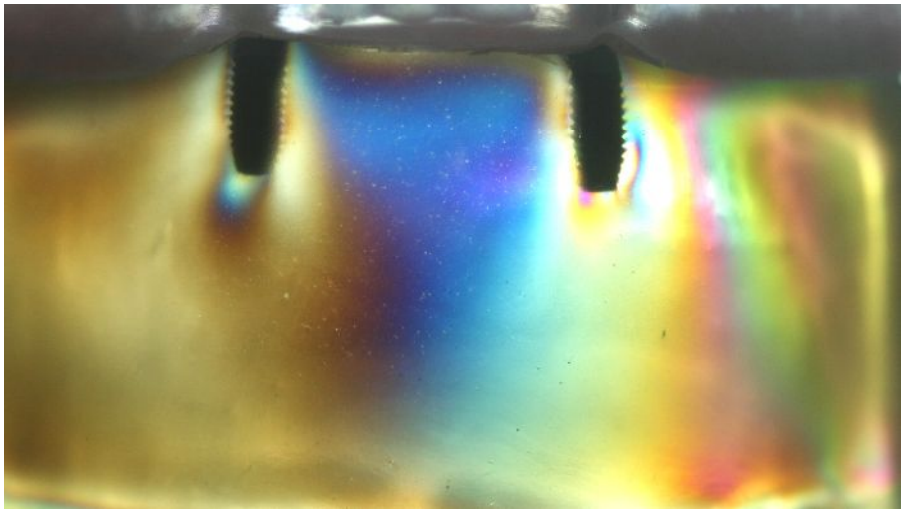


Resim 3.12. Yükleme yapıldıktan sonra

1mm-4mm dişeti yüksekliğine sahip locator tutuculu modele (Resim 3.11) sağ taraftan yükleme yapıldığında yüklenen taraftaki implantın apikalinde orta derecede (1,63) stres gözlendi. Mezial apikal üçlüsünde dar bir alanda orta derecede (1,22) stres bulunurken karşıt taraftaki implantın apikalinde orta derecede (1,08) stres gözlendi. Her iki implantın koronal bölgelerinde herhangi bir stres gözlenmedi (Resim 3.12).

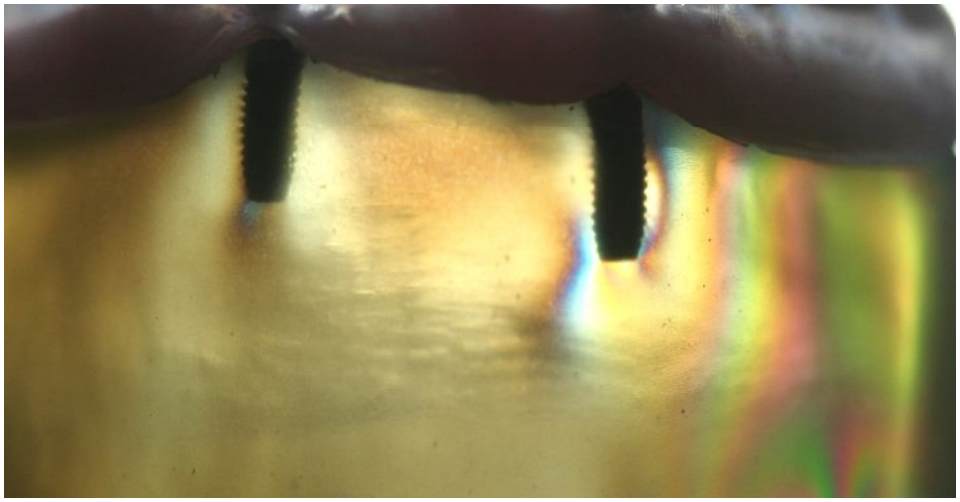
1mm-1mm dişeti yüksekliğine sahip ball ataçman tutuculu modele sol taraftan alt 1. molar dişin santral fossasından kuvvet uygulandığında fotoelastik modelde oluşan stres çizgileri sağ taraftan uygulanan kuvvetin simetriği olması sebebiyle lokazisyon ve büyüklük olarak birbirine yakın olduğu görülmüştür.

Aradaki küçük stres farkları; implantların fotoğraflama esnasında daha iyi görünebilmeleri için akrilik protezin tesfiyesi ile ilgili simetrik açılmamasına ve kuvvetin uygulandığı yapay dişlerin fabrikasyon üretimi olarak ufak farklılıklarının bulunmasına bağlı olarak gözlendiği düşünülmektedir. Sol ve sağ tek taraflı yüklemelerdeki stres çizgileri birbirine çok yakın değer ve lokalizasyonda olduğundan görüntüler konulmamıştır.



Resim 3.13. Sol taraftan yükleme yapılmış 1mm-2mm model (ball ataçman)

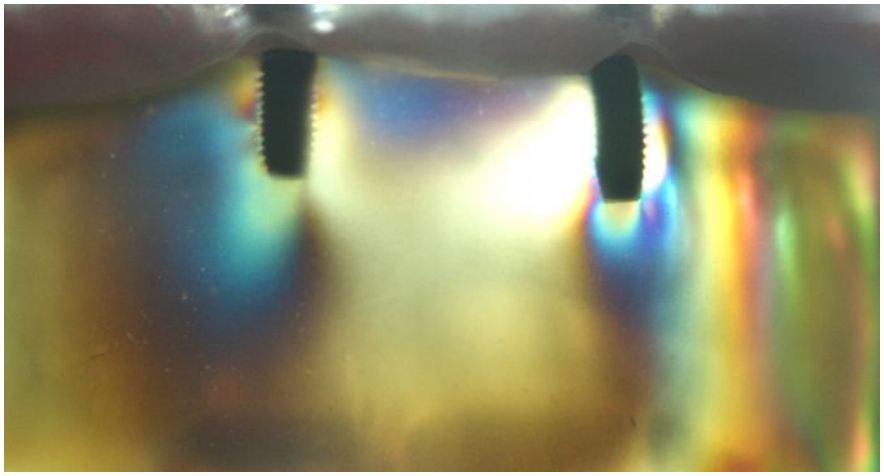
1mm-2mm dişeti yüksekliğine sahip ball ataçman tutuculu modele sol taraftan alt 1. molar dişin santral fossasından vertikal olarak yükleme yapıldığında yükleme tarafındaki implantın apikalinde orta derecede (1,82) stres gözlendi. Distal koronal bölgesinde orta derecede (1,63) stres gözlenirken yükleme yapılan taraftaki implantın mezial koronal bölgesinden karşıt taraftaki implantın koronaline ulaşan ve iki implant arasındaki alveolar kret bölgesinde krete yakın bölgede geniş bir alana yayılan orta derecede (1,08) stres dağılımı gözlendi. Karşıt taraftaki implantın apikalinde orta derecede (1,39), distal yüzeyinde orta derecede (0,80), mezial orta üçlüsünde orta derecede (0,80) stres ve mezial koronal bölgesinde orta derecede (1,22) stres izlendi (Resim 3.13).



Resim 3.14. Sol taraftan yükleme yapılmış 1mm-4mm model (ball ataçman)

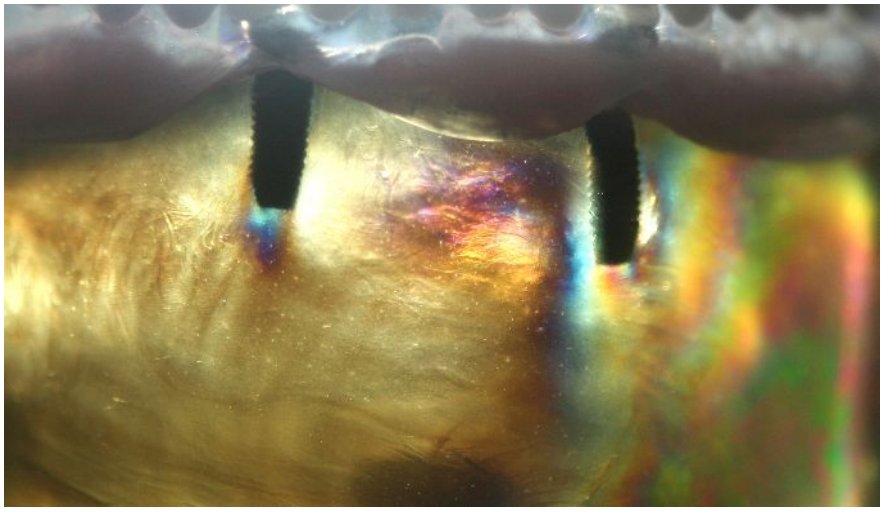
1mm-4mm dişeti yüksekliğine sahip ball ataçman tutuculu modele sol taraftan kuvvet uygulandığında yükleme yapılan taraftaki implantın apikalinde orta derecede (1,63) stres gözlendi. Mezial apikal üçlüsünde orta derecede (1,22) stres varlığı tespit edilirken distal apikal üçlü ve distal koronalinde orta derecede (1,08) stres gözlemlendi. Distal orta üçlüsünde ise düşük derecede (0,60) stres gözlemlendi. Karşıt taraftaki implantın apikalinde dar bir alanda yok denecek ölçüde (0,28) stres gözlemlendi (Resim 3.14).

1mm-1mm dişeti yüksekliğine sahip locator tutuculu modelde protezin sol birinci molar dişin santral fossasından vertikal yönde uygulanan kuvvet sonucu fotoelastik modelde oluşan stres çizgileri sağ taraftan uygulanan kuvvetin simetriği olması sebebiyle lokazisyon ve büyüklük olarak birbirine benzer olduğu görülmüştür. Aradaki küçük stres farkları; implantların fotoğraflama esnasında daha iyi görünebilmeleri için akrilik protezin tesfiyesi ile ilgili simetrik açılmamasına ve kuvvetin uygulandığı yapay dişlerin fabrikasyon üretimi olarak ufak farklılıklarının bulunmasına bağlı olarak gözlendiği düşünülmektedir. Sol ve sağ yüklemelerdeki stres çizgileri birbirine çok yakın değer ve lokalizasyonda olduğundan görüntüler konulmamıştır.



Resim 3.15. Sol taraftan yükleme yapılmış 1mm-2mm model (locator)

1mm-2mm dişeti yüksekliğine sahip locator tutuculu modelde sol taraftan yükleme yapıldığında yükleme yapılan taraftaki implantın apikalinde simetrik olarak orta derecede (1,63) stres bulundu. Distalinin apikal üçlüsünde düşük derecede (0,60) stres bulunurken koronalinde orta derecede (1,22) stres gözlemlendi. Mezial koronalinden karşıt implantın koronaline uzanan alveolar kret bölgesinde krete yakın bölgede geniş bir alana yayılan orta derecede (1,00) stres varlığı tespit edildi. Karşıt implantın apikalinde orta derecede (1,39) stres gözlemlenirken yoğunluğu daha düşük olmakla beraber distal tarafın apikal orta ikilisinde orta derecede (1,22) stres, distal koronalinde daha yoğun orta derecede (1,63) stres gözlemlendi (Resim 3.15).

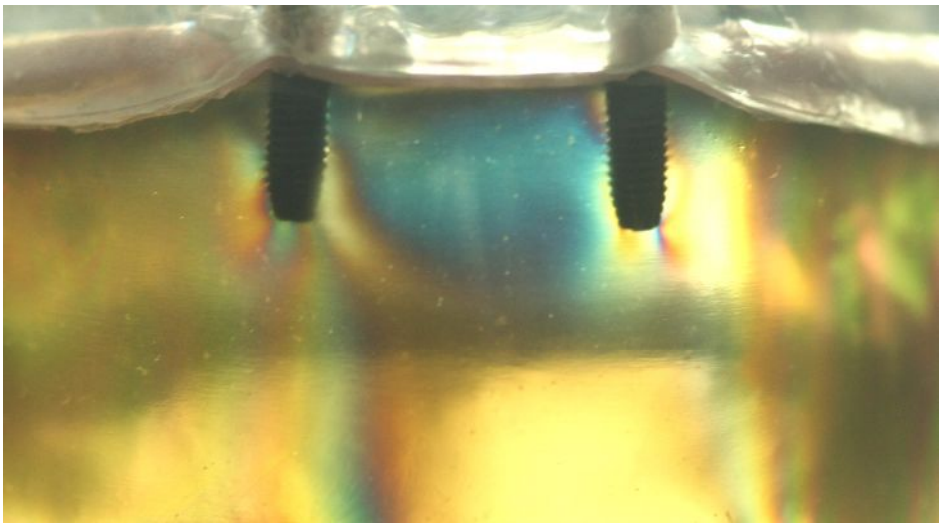


Resim 3.16. Sol taraftan yükleme yapılmış 1mm-4mm model (locator)

1mm-4mm dişeti yüksekliğine sahip locator tutuculu modelde sol taraftan yükleme yapıldığında yüklenen taraftaki implantın apikalinde distal koronale ve mezial kret tepesine doğru yayılan orta derecede (1,82) stres gözlemlendi. Distal

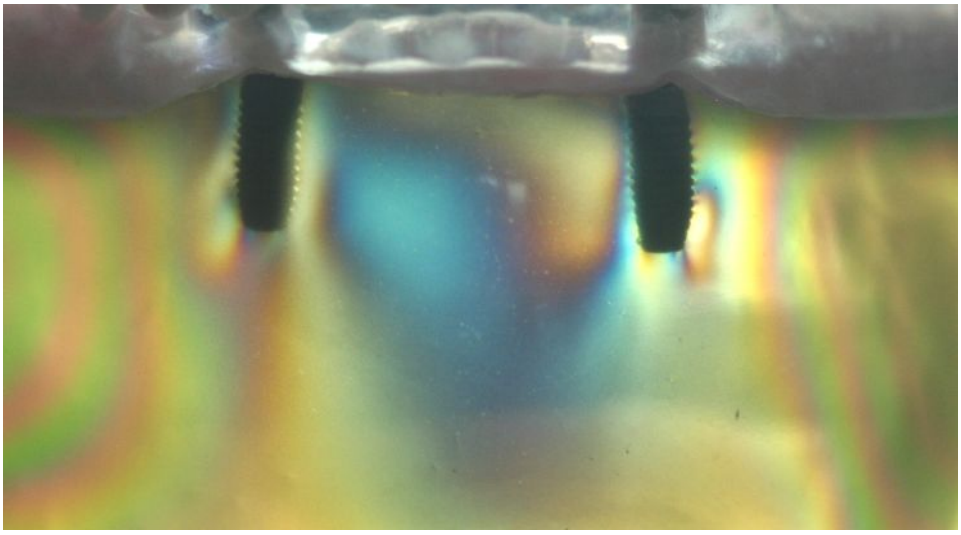
koronal bölgesinde orta derecede (1,22) stres mezial koronalde herhangi bir strese rastlanmadı. Karşıt taraftaki implantın apikalinde orta derecede (1,22) stres varlığı tespit edildi (Resim 3.16).

3.2.Çift Taraflı Kuvvet Uygulandığında Modellerin Değerlendirilmesi



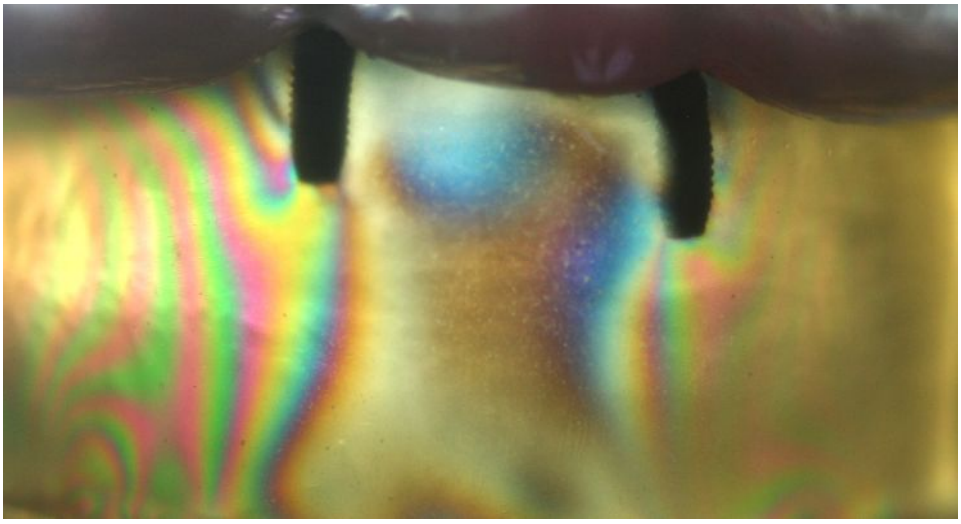
Resim 3.17. Çift taraflı yükleme yapılmış 1mm-1mm model (ball ataçman)

1mm-1mm dişeti yüksekliğine sahip ball ataçman tutuculu modelde sağ ve sol alt 1. molarların santral fossalarından çift taraflı yükleme yapılan modelde her iki bölgede eşit dişeti yüksekliklerine sahip abutmentlar kullanılmıştır. İki implant arasında mezial orta ikili bölgelerinden bağlantılı alveolar kret bölgesinin krete yakın alanını içine alan iki implant arasını kaplayan geniş bir yayılım gösteren orta derecede (1,08) stres gözlemlendi. Yine her iki implantın distal koronal bölgelerinde orta derecede (1,22) stres izlendi. Her iki implantın apikalinde (sağ implant apikal 1,82, sol implant apikal 1,63) biraz yoğunluk farkı olsa da orta derecede stres gözlemlendi (Resim 3.17).



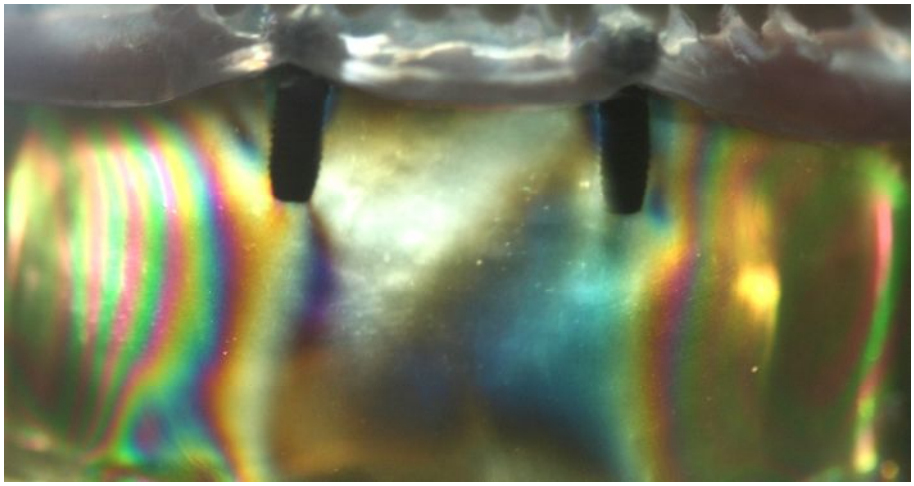
Resim 3.18. Çift taraf yükleme yapılmış 1mm-2mm model (ball ataçman)

1mm-2mm dişeti yüksekliğine sahip ball ataçman tutuculu modelde çift taraflı yükleme yapıldığında sol tarafta 2mm dişeti yüksekliğine sahip abutment bulunan implantın distal koronal bölgesinde geniş alana dağılan orta derecede (1,39) stres gözlemlendi. İmplantın mezial yüzeyi boyunca orta derecede (1,08) stres gözlenirken apikal bölgesinde biraz daha yoğun orta derecede (1,63) stres bantları gözlemlendi. Sol taraftaki implantın mezial aksı boyunca oluşan orta derecedeki (1,08) stres karşıt implantın koronal bölgesiyle bağlantılı olmak üzere iki implant arasında sağ taraftaki (1mm dişeti yüksekliğine sahip) implant bölgesinde alveolar krete daha yakın olmak üzere geniş bir alana dağılım gösterdi. Sağ taraftaki implantın apikal bölgesinde orta derecede (2,00) stres gözlenirken, distal ve mezial koronal bölgelerinde orta derecede (1,22) stres bantları gözlemlendi (Resim 3.18).



Resim 3.19. Çift taraflı yükleme yapılmış 1mm-4mm model (ball ataçman)

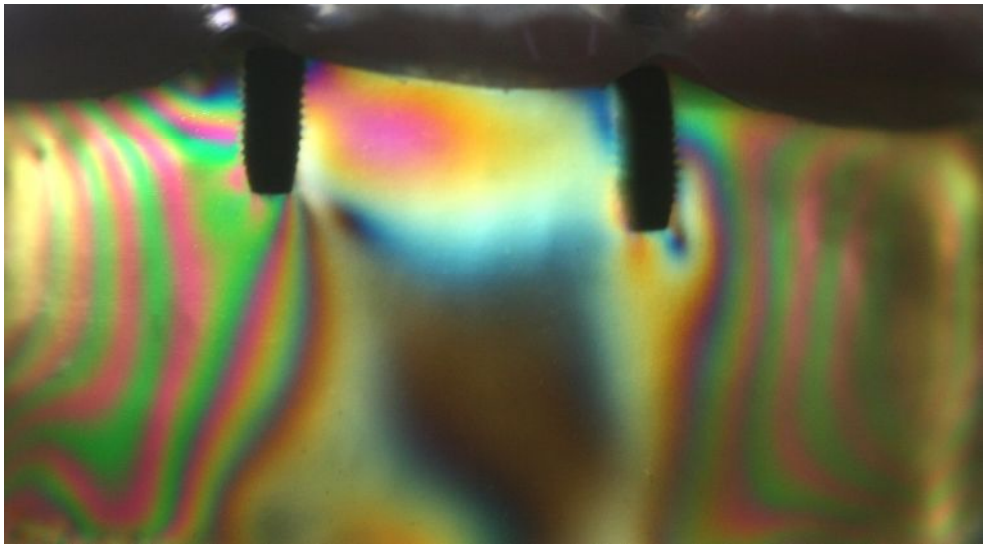
1mm-4mm dişeti yüksekliğine sahip ball ataçman tutuculu modele çift taraflı yükleme yapıldığında modelde sol tarafta 4mm dişeti yüksekliğine sahip abutment bulunan implantın apikal bölgesinde orta derecede (2,35) stres gözlemlendi. Mezial apikal üçlüsünde ve distal koronal bölgesinde orta derecede (1,22) stres bulundu. İki implant arasında yine orta derecede (1,08) stres bulundu. Sağ taraftaki implantın ise (1mm dişeti yüksekliğine sahip abutment bulunan) apikal bölgesinde ve distal apikal üçlüsünde simetrik olarak dağılmış orta derecede (2,50) stres bandı gözlemlendi. Koronal bölgede herhangi bir stres bandı oluşmadı (Resim 3.19).



Resim 3.20. Çift taraflı yükleme yapılmış 1mm-1mm model (locator)

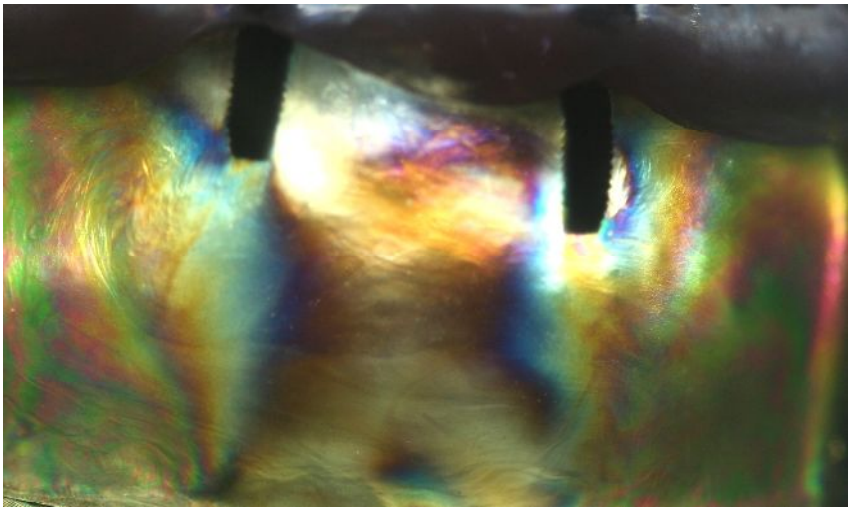
1mm-1mm dişeti yüksekliğine sahip locator tutuculu modele çift taraflı yükleme yapıldığında sol taraftaki implantın apikal bölgesinde orta derecede (1,39) stres gözlemlendi. Koronal distal bölgesinde (1,22) mezialine (1,08) göre biraz daha yoğun olmakla beraber her iki bölgede orta derecede stres bantları gözlemlendi. Sağ

taraftaki implantın apikalinde ise orta derecede (1,63) stres gözlemlendi. Mezial (1,08) ve distal (1,22) koronal bölgelerinde karşıt implantın simetriği orta derecede stresler gözlemlendi. İki implant arasında alveolar kret bölgesinde herhangi bir strese rastlanmadı (Resim 3.20).



Resim 3.21. Çift taraflı yükleme yapılmış 1mm-2mm model (locator)

1mm-2mm dişeti yüksekliğine sahip locator tutuculu modelde çift taraflı yükleme yapıldığında sol taraftaki implantın apikal bölgesinde orta derecede (1,63) stres gözlemlendi. Distal koronal bölgesinde geniş alana dağılım gösteren orta derecede (2,50) stres bulunurken, mezial koronal bölgede implantın uzun aksında orta dercede (1,08) stres bulundu. İki implant arasında ise geniş alana dağılım gösteren alveolar kret bölgesine yakın seyreden düşük derecede (0,90) stres gözlemlendi. Karşı taraftaki implantın (1mm dişeti yüksekliğine sahip abutment bulunan) apikal bölgesinde orta derecede (2,35) stres gözlemlendi. Bu yüksek dereceli stresin implantın distal yüzeyinin büyük bir bölümünü kapladığı görüldü. Distal koronal bölgede ise daha dar bir alanda orta derecede (1,08) stres görüldü (Resim 3.21).



Resim 3.22. Çift taraflı yükleme yapılmış 1mm-4mm model (locator)

1mm-4mm dişeti yüksekliğine sahip locator tutuculu modelde çift taraflı yükleme yapıldığında sol taraftaki implantın apikal bölgesinde orta derecede (1,63) stres gözlemlendi. Distal koronal bölgesinde (1,08) ve mezial orta üçlüsünde (1,00) orta derecede stres gözlemlenirken mezial koronalde herhangi bir strese rastlanmadı. İki implant arasında orta dereceli (1,00) nispeten küçük alana dağılım gösteren stres gözlemlendi. Karşı taraftaki implantın (1mm dişeti yüksekliğine sahip abutment bulunan) apikal bölgesinde orta derecede (1,39) stres gözlemlenirken implantın diğer bölgelerinde strese rastlanmadı (Resim 3.22).

Çizelge 3.2. Apikal bölge stres değerleri (Newton)

Ataçman Tipi	Yükleme Sahası	1-1		1-2		1-4	
BALL ATAÇMAN	Sağ	1,22	1,08	2,35	0,45	2,35	0,28
	Sol	1,08	1,39	1,39	1,82	0,28	1,63
	Çift	1,82	1,63	2,00	1,63	2,50	2,35
LOCATOR ATAÇMAN	Sağ	1,08	1,00	2,00	1,08	1,63	1,08
	Sol	1,00	1,08	1,39	1,63	1,22	1,82
	Çift	1,63	1,39	2,35	1,63	1,39	1,63

4. TARTIŞMA

Bu çalışmada 1mm-1mm mukoza kalınlığına sahip modellerde elde edilen stres yoğunluğu değerleri, 1mm-2mm ve 1mm-4mm mukoza kalınlıklarına sahip olan modellerden elde edilen değerlerden daha az çıkmıştır. Bu farkın ball ataçman tipi modellerde locator tipinden daha fazla olduğu belirlenmiştir. Bu sebepten dolayı çalışmanın hipotezi reddedilmiştir. Çalışmanın diğer bir sonucu olarak da tek taraflı kuvvet yüklemelerinde farklı mukoza kalınlıklarına sahip implantlarda kuvvetin uygulandığı taraftaki implantın en fazla stres aldığı bulunmuştur.

Tam dişsiz hastalarda ilerleyici karakterli rezidüel kret kaybı olması sonucu protezin destek aldığı doku miktarı azalır ve özellikle alt çenede ortaya çıkan tutuculuk problemini aşmak için ek müdahalelere ihtiyaç duyulur (Meijer ve ark 1994, Mersin ve ark 2009). İmplant tedavisi bu tip hastaların anatomik gereksinimlerini ve kişisel isteklerini karşılayan en basit, hesaplı ve öngörülebilen tedavi seçeneği sunmaktadır (Misch 1999, Mersin ve ark 2009). Ağız içi implantlardaki başarı veya başarısızlığın asıl nedeni, streslerin destek dokulara aktarılma biçimidir. İmplantlardan destek dokulara yük aktarımı; gelen kuvvetin büyüklüğüne ve yönüne, kemik-implant ara yüzeyine, implantların sayı, uzunluk, çap ve yüzey özelliğine, yapılan protez tipine, kemiğin kalitesine bağlıdır. Bu etkenlerin yük aktarımındaki rolünün incelenmesi amacı ile kullanılan fotoelastik analiz yöntemi, sonlu eleman kuvvet analiz yöntemi ve strain-gauge yöntemi en çok kullanılan stres analiz yöntemleridir (Sevimay ve ark 2005, Van Staden ve ark 2006, Assuncao ve ark 2009)

Literatürde implant destekli overdenture protezlerde implantlara gelen streslerin genellikle fotoelastik yöntem (Kenney ve Richards 1998, Sadowsky ve Caputo 2000, Ochiai ve ark 2004, Sadowsky ve Caputo 2004, Celik ve Uludag 2007, Machado ve ark 2011, Mazaro ve ark 2011) , sonlu eleman kuvvet analiz yöntemi (Meijer ve ark 1994, Menicucci ve ark 1998, Tanino ve ark 2007, Daas ve ark 2008) ya da strain-gauge (Jemt ve ark 1991, Heckmann ve ark 2001, Mersin ve ark 2009, Haruta ve ark 2011) kuvvet analiz yöntemleri ile araştırıldığı görülmektedir.

Strain-gauge yönteminde gerilim ölçerler yardımıyla strese maruz kalan herhangi bir objenin deformasyonunu tam olarak kaydedilebilir (Cehreli ve ark 2005). Ayrıca statik ve dinamik yükleme altında hem in vivo hem in vitro ölçüm yapmamıza olanak sağlar (Sahin ve ark 2002). Fakat gerilim ölçerlerin uygulamasında hassasiyet sebebiyle her çalışmada uygulanamaz. Çünkü gerilim ölçerlerin implantlara yapıştırılması esnasında azami dikkat gösterilse de implant üzerindeki konumları aynı olmayabilir. Yerleşim ve açılanmada çok küçük de olsa farkın olması iki implantın birbiri ile karşılaştırılmasını olanaksız kılar, veriler ancak kendi içlerinde değerlendirilebilir (Mersin 2003). Gerilim ölçer uygulandığı alandaki bağlantı bölgelerinde yüzeyel streslerle ilgili doğru veriler verir fakat ölçümler kalibrelerin bağlandığı ya da gömüldüğü alanla sınırlıdır (Eser ve ark 2009). Ayrıca kuvvetler, karşı çenedeki dişlerle veya apareyle uygulandığı için protezin oklüzal yüzeylerinde belirli bir noktadan hassas yükleme yapılması zor olur. Strain-gauge yöntemi klinik yükleme esnasında in vivo ölçüm yapan tek yöntem olmasına rağmen bükülme momentlerinin ölçümünde in vivo ve in vitro strain-gauge yöntemlerinin sonuçlarının birbirini destekler nitelikte olmadığı belirtilmiştir (Stegaroiu ve ark 1998, Sahin ve ark 2002).

Sonlu eleman kuvvet analiz yöntemi, teknolojik alandaki gelişmelere paralel olarak günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır (Romeed ve ark 2006). Biyolojik yapılar; düzensiz kenar ve köşeler, ince ya da kalın dokulu farklı özellikli birçok materyalden oluşur. Analiz edilecek canlı ya da cansız değişik şekillerdeki bu karmaşık yapıların bilgisayar ortamına aktarılarak gerçeğe uygun modelleme yapılması bu tekniğin en büyük avantajıdır (Geng ve ark 2001). Kemiği homojen ve izotropik varsayması, sınır şartları, kemik-implant arayüzünün değişken tipi, bilgisayar programlarının patentli ve lisanslı olması sebebiyle kullanıcıya özel olması ve pahalı olması gibi kritik dezavantajları mevcuttur (Lang ve ark 2003, Daas ve ark 2008, Rubo ve Capello Souza 2010).

Fotoelastik stres analizinin diş hekimliğinde; doğal dişlerin etrafında, sabit parsiyel protezlere ve hareketli parsiyel protezlere destek olacak dişlerin etrafında (Deines ve ark 1993, Ueda ve ark 2004) ve osseointegre implantların çevresindeki alanlarda oluşabilecek streslerin belirlenmesinde yaygın bir kullanımı vardır (Federick ve Caputo 1996, Teixeira ve ark 2012). Birçok çalışmada fotoelastik model

içindeki stres şekillerinin doğal yapılarınkine çok yakın çıktığı rapor edilmiştir (Deines ve ark 1993, Teixeira ve ark 2012). Çünkü modelde stres dağılımı direkt olarak gözlenebilir ve oluşan stresin şekli ve oluştuğu alanla doğal yapıların arasında benzerlik vardır. Bu gözlem ise polarize ışık kaynağı altında kuvvet uygulandığı zaman izokromatik fringeler adı verilen renkli şekiller oluşmasına izin veren bazı transparan materyallerin özelliği sayesinde olur (Markarian ve ark 2007).

Fotoelastik stres analiz gibi in vitro çalışmalar deneysel model planlamasında hem hasta hem operatör değişkenlerine bazı limitasyonlar getirir. Çalışmalarda elastik, izotropik ve homojen olarak düşünülen kemik, gerçekte bir miktar viskoelastik, anizotropiktir ve homojen değildir. Fotoelastik stres analizinde kullanılan modelde kemiğin karakteriyle ilgili limitasyonlar olmasına rağmen, sonlu eleman analizinde olduğu gibi (Himmlova ve ark 2004), bu teknik de diş hekimliğinde dokunun tepkisi ile implantların ve protetik restorasyonların fiziksel karakterlerinin etkileşimini anlamada başarılı bir şekilde kullanılmaktadır (Ochiai ve ark 2004, Sadowsky ve Caputo 2004). Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi oluşturulan standart bir model üzerinde belli protetik tasarımlar, tutucular ve tekniklerin karşılaştırılmasına izin vermektedir (Ochiai ve ark 2004).

Fotoelastik model; periodonsiyumu ve implantların durumunu tek bir rezinden oluşarak temsil etmesine rağmen, kortikal ve spongiyoz kemik arasında fark yok sayılmıştır, stres konsantrasyonun ve şiddetinin büyüklüğü değişebilir fakat stresin konsantrasyonun oluştuğu bölgeler önemli ölçüde değişmeyecektir (Sadowsky ve Caputo 2004, Machado ve ark 2011). Kişiye özel kemik ve yumuşak doku miktarına bağlı olarak yumuşak doku elastikiyeti farklılık gösterir, fotoelastik stres analizi yapılan modelde bu tür değişkenler aynı kalır ve kontrol altında tutulabilir (Porter ve ark 2002). Böylece analiz sonuçları implantlar ve çevredeki kemik doku hakkında doğru tahminler yapılmasına yardım eder.

Üç boyutlu fotoelastik yöntemi daha gerçekçi ve ayrıntılı sonuçlar vermesine rağmen (Menicucci ve ark 2002), günümüzde pek çok araştırmacı (Ochiai ve ark 2004, Machado ve ark 2011, Teixeira ve ark 2012) çalışmalarında kuvvet analiz yöntemi olarak iki boyutlu fotoelastik kuvvet analiz yöntemini tercih etmektedirler. Araştırmacılar tarafından sıklıkla tercih edilen bir yöntem olması, sonuçlarının üç

boyutlu yöntem ile kıyaslandığında kabul edilebilir olması ve üç boyutlu yönteme göre uygulama kolaylığı nedenlerine bağlı olarak (Enhoş 2007), bu çalışmada iki boyutlu fotoelastik stres analiz yönteminin kullanılması tercih edilmiştir. Bir analitik metodun diğerinden iyi olması, modelin yapısındaki karmaşıklığa değil analizin hedeflerine ve modeldeki tahminlere bağlıdır. Uygun şekilde kullanılan basit bir model sınırlamalarını anlamadan kullanılmış karmaşık bir modele göre daha üstündür (Brunski 2003, Çelik 2006). Çalışmada iki boyutlu fotoelastik modeli oluşturmak amacıyla, literatürdeki çalışmalar ışığında (Ochiai ve ark 2004, Sadowsky ve Caputo 2004, Celik ve Uludag 2007) PL-2 epoksi rezin kullanılmıştır.

İmplantın geometrisi; okluzal kuvvetler karşısında kemiğin cevabında önemli belirleyici bir faktördür. İmplant çevresinde oluşan kemik konsantrasyonu ve iletilen stresi, implantın makrodizaynı ve şekli belirler. Yapılan çalışmalarda kemik stres dağılımının çeşitli implant şekillerine göre değişiklik gösterdiği bulunmuştur (Misch 2005).

Baggi ve ark'larının (2008) sonlu eleman kuvvet analizi kullanarak çapları 3,3 mm'den 4,5 mm'ye, uzunlukları 7,5 mm'den 12 mm'ye kadar değişen 5 farklı implant kullanılarak yaptıkları bir çalışmada implant çapının ve uzunluğunun osseointegrasyona ve kuvvet iletim mekanizmasına etkisini incelemişlerdir. İmplant çapının ve uzunluğunun artmasının kortikal ve spongiyoz kemikte stres değerlerini düşürdüğünü ve daha homojen kuvvet dağılımı sağladığını rapor etmişlerdir.

Yapılan çalışmalarda geniş, uzun ve düz implantların stres iletiminde daha üstün özelliklere sahip olduklarını (Petrie ve Williams 2005), stabilizasyon ve osseointegrasyonda daha başarılı oldukları belirtilmiştir (Ivanoff ve ark 1999).

Ivanoff ve ark'larının (1999) yaptığı 3 – 5 yıllık retrospektif klinik bir çalışmada implant çapı 3,75mm olanlarda %5, çapı 4,0mm olanlarda %3 başarısızlık gözlenirken implant çapının 5mm olduğu vakalarda başarısızlık oranı %18 olarak rapor edilmiştir. Yine başka bir çalışmada çok geniş çaplı implant kullanımının destek kemik miktarını azalttığı için streslerde artışa neden olduğu bildirilmiştir (Holmgren ve ark 1998).

Tada ve ark'ları (2003) ise yüksek kaliteli kemikte implant uzunluğunun gerilmeler açısından önemli bir farklılık oluşturmayacağını; ancak kemik kalitesinin düşük olduğu durumlarda kısa boylu implant kullanımının kemikteki gerilmeleri oldukça arttırdığını bildirmişlerdir.

Chun ve ark'ları (2002) yaptıkları iki boyutlu sonlu elemanlar stres analiziyle çiğneme kuvvetiyle oluşan stresin implant uzunluğundaki artışla azaldığını fakat implant uzunluğunun 10mm'yi geçtiği durumda stresteki azalmanın önemsiz derecelerde olduğunu rapor etmişlerdir.

Misch (1999) 5mm'den 30mm'ye kadar 5 farklı uzunluktaki implantları kemik modellere yerleştirip 50 N'luk kuvvet uygulamıştır. Yaptığı sonlu elemanlar kuvvet analizinde 10mm ile 15mm uzunluğundaki implantların üzerilerine gelen kuvvetleri dağıtmada yeterli olduğunu rapor etmiştir. Alt çene overdenture protez için iki implant kullanılması planlanan vakalarda en az 10mm uzunluğunda implantların kullanılması tavsiye edilmektedir (Sadowsky ve Caputo 2004).

Bu çalışmada overdenture protezleri desteklemek için 4,0mm çapında 11mm uzunluğunda düz implantlar (apikale doğru incelmeyen) kullanılmıştır. İmplant çapının 4mm kullanılmasının nedeni bu çap ve civarında literatürde herhangi bir kırık olgusuna rastlanmaması ve sıklıkla kullanılan çap olmasıdır (Tada ve ark 2003).

Daha önceki çalışmalarda olduğu gibi çalışmamızda rezinin kalıp içerisinde sertleştirilmesi yöntemi uygulanmıştır (Celik ve Uludag 2007, Özkır 2007, Machado ve ark 2011). Çalışmamızda kullanılan implantlar önce akrilik modellerde hazırlanan yuvalara yerleştirildi daha sonra silikon ölçünün içerisine yerleştirilip fotoelastik rezin negatif kalıba döküldü. Bu yöntemle fotoelastik modellerde yuva hazırlanma esnasında oluşabilecek streslerin önüne geçilmesi hedeflendi. Bu işlem başarılı osseointegrasyonun taklidi için önemlidir. Fakat bu yöntemdeki eksiklik; çene kemiği ve implant arasındaki ara yüz boyunca sabit bağlantı olduğu varsayılmıştır. Yapılan fotoelastik ve sonlu eleman kuvvet analiz yöntemlerinde kemik-implant arasında %100 bağlantı ve osseointegrasyon olduğu kabul edilirken, ağız içinde hücresel düzeyde bunun olması mümkün değildir (Geng ve ark 2001). Çalışmamızda, yapılan fotoelastik stres analizinde kemik ve implantın linear özelliğe

sahip olması gerekliliği nedeniyle implantın, kortikal ve spongiyoz kemikle % 100 osseointegre ve temas halinde olduğu kabul edilmiştir.

Maksimum ısırma kuvveti kişiden kişiye ve ağzın farklı bölgelerinde kas kuvveti, cinsiyet, dişsizlik durumu ve parafonksiyonel aktivitelere bağlı olarak değişmektedir (Celik ve Uludag 2007). İmplant destekli overdenture protezlerle yapılan kuvvet analiz çalışmalarında dikey yönde farklı bölgelerden farklı oklüzal kuvvetler uygulanmıştır. Bazı araştırmacılar dikey yönde yüklemeyi birinci veya ikinci premolar dişlerin santral fossalarından (Fanuscu ve Caputo 2004, Mazaro ve ark 2011, Teixeira ve ark 2012) yaparken çoğu araştırmacı bu yüklemeyi birinci molar dişlerin santral fossalarından (Tokuhisa ve ark 2003, Ochiai ve ark 2004, Sadowsky ve Caputo 2004, Celik ve Uludag 2007, da Silva ve ark 2010, Haruta ve ark 2011, Machado ve ark 2011, Mazaro ve ark 2011) uygulamışlardır.

Tokuhisa ve ark'ları (2003), strain gauge kuvvet analiz yöntemi ile implant destekli alt çene overdenture protezlerde 3 farklı tutucu tipinin implant ve destek dokularda oluşturdukları stresi araştırdıkları çalışmalarında kademeli olarak artacak şekilde 0- 50 N' luk kuvvet uygulamışlardır.

Çelik ve Uludağ (2007), 4 farklı tutucu tipinin 3 implant destekli overdenture protezlerdeki yük iletim karakterlerini fotoelastik kuvvet analiz yöntemiyle karşılaştırdıkları araştırmalarında çiğneme kuvveti olarak dikey yönde 135 N' luk kuvvet uygulamışlardır.

Yine benzer şekilde Sadowsky ve Caputo'da (2004), iki ve 3 implant destekli kantilever bar dizaynlarının alt çene overdenture protezlerde stres iletimini karşılaştırdıkları çalışmalarında çiğneme kuvveti olarak dikey yönde 135 N' luk kuvveti seçmişlerdir.

da Silva ve ark'ları (2010), alt çene sol bölgesi rezeke edilmiş fotoelastik modelde farklı tutucu tiplerinin alveolar kemiğe ve implantlara ilettiği stresi incelerken, modellere dikey ve yatay yönde 67 N' luk kuvvet uygulamışlardır.

Machado ve ark'ları (2011), alt çene implant destekli overdenture protezlerde çeşitli tutucu tiplerinin kuvvet iletim mekanizmalarını fotoelastik kuvvet analiz yöntemi ile incelemişler ve çiğneme kuvveti olarak 100 N' luk kuvveti dikey yönde uygulamışlardır.

Yapılan çalışmalarda overdenture protezlerde ortalama çiğneme kuvvetleri 100 N ile 160 N aralığında kabul edilmiştir (Miyaura ve ark 2000). Fontijn-Tekamp ve ark'larının (1998) implant destekli overdenture protez kullanan hastalar üzerinde yaptıkları bir çalışmada, maksimum tek taraflı ısırma kuvvetlerini molar bölgede yaklaşık olarak 160 N, kaninlerde 90 N ve kesiciler bölgesinde ise 75 N olarak saptamışlardır. Çift taraflı maksimum ısırma kuvvetini ise, molar bölgede 140 N, kaninlerde ve kesiciler bölgesinde 60 N bulmuşlardır (Fontijn-Tekamp ve ark 1998).

Bu çalışmada da önceki çalışmalarda olduğu gibi birinci molar dişin santral fossasına dikey yönde 135 N' luk (Sadowsky ve Caputo 2004, Celik ve Uludag 2007) ortalama çiğneme kuvveti seçilerek hem tek taraflı (Sadowsky ve Caputo 2004) hem çift taraflı (Machado ve ark 2011) olarak kuvvet uygulanmıştır. Çift taraflı yüklemede sağ ve sol molar dişlere 135 N'luk kuvvetin dağıtılabilmesi için özel olarak hazırlatılan aparey ile tepeden 270 N'luk yükleme yapılmıştır. Birinci molar dişin yükleme işlemi için seçilmesinin nedeni ise; maksimum okluzal kuvvetler çoğunlukla bu bölgede oluşur ki bu bölge elevator kaslarının maksimum kasıldığı etki alanıdır (Sadowsky ve Caputo 2004, Celik ve Uludag 2007).

Destek alınacak implantların lokalizasyonu ve eğimi çiğneme kuvveti altındaki implantlar ile destek dokularda oluşan streslerin şiddetini etkileyen faktörlerdir (Asvanund ve Morgano 2011). İdeal kuvvet dağılımını sağlamak için destek alınanacak implantların birbirine ve protez giriş yoluna paralel yerleştirilmesi gerekmektedir (Sadowsky 2001). Seçilen hassas bağlantının tutucu parçaların protezle tam uyumunu sağlamak ve bu parçaların aşınma ve yorulmalarını önlemek için, overdenture proteze destek olması istenen implantlar birbirine paralel olmalıdır (Wiemeyer ve ark 2001). Bu nedenle çalışmamızda implantlar bir paralelometre yardımıyla birbirine paralel olacak şekilde doğal kanin dişlerin lokalizasyonunda yerleştirilmiştir.

Önceki çalışmaların çoğunda (Fanuscu ve Caputo 2004, Ochiai ve ark 2004, Sadowsky ve Caputo 2004, Celik ve Uludag 2007, Machado ve ark 2011, Mazaro ve ark 2011) anterior bölgede bulunan implantların çevresindeki mukoza elimine edilmiş, deney modellerinde sadece posterior bölgede protezin altına yapay mukoza materyali yerleştirilmiştir. Çalışmaların sonuçlarında da bu durum in vivo koşulları tam taklit etmediğinden dolayı eksiklik olarak belirtilmiştir. Bu çalışmada ise anteriordaki implantlar çevresinde yapay mukozayı taklit eden materyalin (Gingifast; Zhermack SpA, Badia Polesine, İtalya) kullanılması ile ağız ortamına daha yakın koşullar sağlanmaya çalışılmıştır.

Overdenture protezlerde tedavi planlamasında protezi destekleyecek implant sayısının belirlenmesi protezin ve implantların prognozu açısından önemlidir. Overdenture protezlerde yapılan planlama kadar yerleştirilecek olan implantların sayı ve lokalizasyonları, implant ve destekleyen kemikteki yüklemeyi etkileyecektir (Fanuscu ve Caputo 2004). Dişsiz çenelerde fazla sayıda implant kullanımı planlansa da maliyet-performans veya anatomik kısıtlamalar düşünüldüğünde implant sayısının azaltılması gerekir (Taylor ve ark 2000). Genellikle alt çene tam dişsiz hastaların tedavisinde interforaminal bölgeye iki veya 4 implant yerleştirilir. McGill konsensusuna göre kemik desteği yeterliyse iki implant destekli overdenture ilk tedavi seçeneği olarak düşünülmelidir (Thomason 2002).

Meijer ve ark'ları (1994) tarafından yapılan ve implant sayısının iki veya dört olmasının etkisini inceleyen sonlu eleman kuvvet analizi çalışmasında, implant sayısının artmasıyla yükün dağıtılmasında oluşan streste azalma olmadığı belirtilmiştir.

Bu tartışmalı konu Batenburg ve ark'ları (1998) tarafından da incelenmiştir. Çalışmada, biri iki diğeri 4 adet dental implant kullanılan iki gruba ayrılmış 60 mandibular implant üstü overdenture hastası kullanılmıştır. Protetik tedavi sonrası hasta memnuniyeti açısından iki grup arasında bir farklılık görmemişlerdir. Araştırmacılar ek çalışmanın gerekliliğini belirtmişlerdir ancak bulgulara dayanarak implant üstü overdenture protezi desteklemek için ikiden fazla sayıda dental implant kullanmayı gerektirecek bir ihtiyacın bulunmadığı sonucuna varmışlardır.

Önceki çalışmalarda da belirtildiği gibi implant destekli overdenture protez planlanırken birbirinden bağımsız iki implant tasarımı retansiyon, stabilizasyon ve stres iletimi açısından yeterli bulunmuştur. Bu çalışmada da yukarıdaki nedenlere ek olarak maliyet ve yapım kolaylıkları açısından birbirinden bağımsız iki implant kullanılarak yapılan overdenture protezlerde destek dokulara iletilen stresin şiddeti belirlenmeye çalışılmıştır.

Uygun tip ve tasarıma sahip ataçman seçimi günümüz diş hekimliğinde önemini korumaktadır. Uzun dönem klinik başarının sağlanabilmesi için hassas tutucunun retansiyon ve stres dağıtım özellikleri ile restorasyon aralığı dikkate alınmalıdır (el-Sheikh ve ark 1999).

Wismeijer ve ark'ları (1997) çalışmalarında alt çene implant üstü overdenture protez tedavisi uygulanan 110 hastayı 3 gruba ayırmışlardır. Hastalar iki implant üzerine ball ataçman, iki implant üzerine bar ve 4 implant üzerine yapılan bar destekli overdenture tedavisi görmüşlerdir. Bireysel tedavi sonuçlarını görmek için hastalardan anket sorularına cevap vermeleri istenilmiştir. Tedavinin üzerinden 16 ay geçmesinin ardından hastaların hemen hepsi genel olarak memnuniyetlerini bildirmişlerdir. 3 tedavi stratejisi arasında belirgin bir fark gözlemlenmemiştir. Çalışmada iki bağlantısız ball ataçman implant kullanımı ile yapılan tedavinin etkili ve yeterli olduğu sonucuna varmışlardır ancak daha fazla klinik çalışmaların gerekliliğini vurgulamışlardır.

Literatür taramasında sonucunda overdenture protezlerde implant ile bağlantıyı sağlamak için genellikle **bar-klip** (Bergendal ve Engquist 1998, Kenney ve Richards 1998, Menicucci ve ark 1998, Sadowsky ve Caputo 2000, Tokuhisa ve ark 2003, Sadowsky ve Caputo 2004, Celik ve Uludag 2007, Barao ve ark 2008, Asvanund ve Morgano 2011, Machado ve ark 2011, Mazaro ve ark 2011), **ball** (Ichikawa ve ark 1996, Bergendal ve Engquist 1998, Menicucci ve ark 1998, Mericske-Stern 1998, el-Sheikh ve ark 1999, Celik ve Uludag 2007), **ball/O'ring** (Kenney ve Richards 1998, Tokuhisa ve ark 2003, Fanuscu ve Caputo 2004, Chun ve ark 2005, Goiato ve ark 2009, Mazaro ve ark 2011), **ERA** (Porter ve ark 2002, Fanuscu ve Caputo 2004, Ochiai ve ark 2004, Shafie 2007), **locator** (Schneider ve Kurtzman 2002, Ochiai ve ark 2004, Celik ve Uludag 2007) ve **magnet** (Ichikawa ve

ark 1996, Tokuhisa ve ark 2003, Goiato ve ark 2009) gibi farklı hassas tutucular kullanıldığı belirlenmiştir. Çalışmamızda ataçman tipi olarak literatürde sıklıkla kullanılan ball ataçmanla daha az kullanılmış ancak kullanımı gittikçe artan locator hassas tutucu karşılaştırılmıştır.

Tanino ve ark'larının (2007) sonlu kuvvet analiz yöntemiyle yaptığı bir çalışmada birbirinden bağımsız iki implanta yerleştirilen stres kırıcı materyallerle yük iletimini incelemişlerdir. İmplant-kemik arayüzünde ve kortikal kemikteki maksimum stres değerlerini yüklemenin yapıldığı bölgede bulmuşlardır. Meijer ve ark'ları (1996) sonlu eleman kuvvet analiz yöntemiyle yaptıkları bir çalışmada dişsiz alt çeneye yerleştirilen iki implantı yükleme koşullarına göre incelemişlerdir. Birbirlerinden bağımsız implantların yüklemelere yakın olan implantlarda en büyük gerilme değerlerinin görüldüğünü belirtmişlerdir. Benzer şekilde farklı ataçman sistemlerinin maksiller implant üstü overdenture protezlerde stres iletimine etkisini inceledikleri çalışmalarında Fanuscu ve Caputo (2004) kuvvetin uygulandığı distal bölgede orta derecede stres oluşumu gözlemlerken kuvvetin uygulanmadığı karşı tarafta çok düşük stres oluştuğunu belirtmişlerdir. Bizim çalışmamızda da önceki çalışmalara benzer şekilde tek taraflı yüklemelerde en yoğun gerilmeler yükün uygulandığı taraftaki implantta yoğunlaşmıştır.

Machado ve ark'larının (2011) üç faklı ataçman sisteminin (O'ring, bar-klip, bar-klip+O'ring) implant destekli mandibular overdenture'larda implantlara iletilen streslere etkisini araştırmışlardır. Çalışmada 100N'luk dikey kuvveti birinci molar bölgeden uygulamışlardır. Bar sisteminde implantlarda oluşan stresler orta seviyede iken O'ring ataçman sisteminde implant çevresinde düşük seviyede stres bulmuşlardır. da Silva ve ark'larının (2010), alt çene sol bölgesi rezeke edilmiş fotoelastik modellere 67N'luk kuvvet uygulayarak farklı tutucu tiplerinin alveolar kemiğe ve implantlara ilettiği stresi inceledikleri çalışmada O'ring ataçman sisteminin implantlara orta seviyede stres ilettiğini bulmuşlardır. Çalışmalarında kuvveti birinci molar dişin santral fossasından uygulamışlardır. Fanuscu ve Caputo (2004) iki faklı ataçman sisteminin (ball, bar-ERA) üst çene overdenturelarda implantlara gelen kuvvet iletimini inceledikleri çalışmada modellere ikinci premolar bölgesinden 144N'luk yük uygulamışlardır. Ball ataçman sisteminin yükleme yapılan implantta yüksek seviyede stres iletimine neden olduğunu belirtmişlerdir.

Çalışmamızda tüm deney modellerinde hem ball hemde locator sistem implant-kemik ara yüzeyine orta derecede stres iletmiştir. da Silva ve ark'larının (2010) rezeke çeneye uyguladıkları 67 N'luk kuvvet tam çenede 135N'a karşılık geleceğinden çalışmada çıkan orta derecedeki stres çalışmamızla uyumlu iken diğer araştırmacılar ile uyumlu değildir. Araştırmalarda çıkan stres büyüklüğündeki farklılıklar çalşımalarda uygulanan kuvvetin büyüklüğündeki ve uygulama sahasının anterior dişlere yakınlığındaki farklılıklara bağlı olduğu düşünülmektedir._Yükün uygulama sahasının anteriordan posteriora kaydırılması dişsiz sahada stresin artmasına, implantlarda ise stresin azalmasına neden olduğu belirtilmiştir (Federick ve Caputo 1996, Sadowsky 2001, da Silva ve ark 2010).

İsayev (2011) iki ve 4 implantla desteklenmiş, üç farklı hassas tutuculu (ball, bar ve locator) maksiller tam ve U plak overdenture protezlerde implantlarda ve çevre dokularında oluşan stresi sonlu kuvvet analizi yöntemiyle incelemiştir. Çalışmasında en yüksek stres oluşumunu barlı modellerde bulurken ball ataçman sisteminin locator ataçman sistemine göre implantlarda daha fazla stres oluşturduğu sonucuna varmıştır. Alnıaçık (2011) farklı doku seviyelerinde (yumuşak-kemik doku) yerleştirilen implantların; sayılarının iki, üç ve dört olmasının üç farklı üst yapı tasarımında oluşturduğu stresleri fotoelastik kuvvet analiz yöntemiyle incelemiştir. Her iki doku seviyesinde de locator tutuculu overdenture protezlerde; bar ve distal uzantılı bar tutuculu overdenture protezlere göre orta dereceli olmak üzere daha az stres gözlemlemiştir. Bu çalışmada önceki çalışmaların bulguları ile uyumlu olarak ball ataçman locator sisteme göre orta stres seviyesi olmakla beraber az farkla da olsa daha fazla stres oluşturmuştur.

Ochiai ve ark'ları (2004) yapmış oldukları fotoelastik stres analizi çalışmasında splintlenmiş veya splintlenmemiş hassas tutucuların destek implantlar üzerine eşit miktarda stres ilettiklerini vurgulamışlardır. Birinci molar dişden tek taraflı 111N'luk yükleme yaptıkları çalışmaları sonucunda bar tipi hassas tutucu sistemlerinin locator ve zaag hassas tutucularına nazaran daha fazla stres oluşturduklarını belirtmişlerdir. Locator ataçman sisteminde yükleme yapılan taraftaki implantta düşük derecede stres gözlemlerlerken yüklenmeyen taraf implantlarda ise az miktarda da olsa stresin dağıtıldığı belirtilmiştir. Çelik ve Uludağ (2007), 4 farklı tutucu tipinin üç implant destekli overdenture protezlerdeki yük

iletim karakterlerini fotoelastik kuvvet analiz yöntemiyle karşılaştırdıkları araştırmalarında locator sisteminde orta stres seviyesi olmakla beraber ball ataçman, bar ataçman ve distaline ball ataçman yerleştirilmiş bar ataçman sisteminden daha yüksek stres gözlemlemişlerdir. Ball ataçman haricindeki tüm tutucu tiplerinde karşıt implantta stres dağılımı gözlenmiş yani ball ataçman hariç diğer tutucu sistemler stresi yaymıştır. Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar Ochiai ve ark'ları (2004) ile Çelik ve Uludağ'ın (2007) yaptıkları çalışmaların sonuçlarını desteklemektedir. Tüm locator deney modellerinde karşıt implantta stres değerleri gözlemlenmiştir. Yani yük her iki implanta dağılmış fakat yüklenen taraf implantta daha yoğun stres görülmüştür. Ball ataçmanda ise 1mm-2mm ve 1mm-4mm olan modellerde kuvvetin uygulandığı taraf fark etmeksizin karşıt implantta yok denecek miktarda stres yoğunluğu görülmüştür. Yani tek taraflı yüklemede karşıt tarafa stres dağılımı olmamıştır.

Hojo ve ark'ları (2004), iki implant destekli mandibular overdenture protezlerde iki farklı magnet, locator ve ERA rezilient ataçman tiplerinin implantlara yük iletimlerini fotoelastik kuvvet analiz yöntemiyle karşılaştırmışlardır. Protezlere birinci molar diş üzerinden hem tek taraflı hem çift taraflı kuvvet uygulamışlardır. Çift taraflı yüklemede en yüksek stres değerleri sırasıyla magnet tutucular, ERA, locator olarak bulurlarken, tek taraflı yüklemede tutucu tipleri arasında çok az farklılıklar bulduklarını rapor etmişlerdir. Çalışmamızda elde ettiğimiz sonuçlar önceki çalışmaların sonuçlarına benzerdir. ERA ile yakın özelliklere sahip ball ataçmanın (Porter ve ark 2002) kullanıldığı çalışmamızda; tek taraflı yüklemelerde eşit seviyede mukoza kalınlığına sahip modellerde (1mm-1mm) her iki rezilient ataçman tipinde de iki implantta birbirine yakın değerlerde stres iletimi olmuştur. Bu durum çift taraflı yüklemelerde de tutarlı şekilde gözlenmiştir. Farklı mukoza kalınlığına sahip modellerde locator dizaynı hem tek taraflı hem çift taraflı yüklemelerde ball ataçman tipine göre implantlara ve alveolar krete daha dengeli ve az stres iletmişdir. Bunun sebebi ball ataçman ile tutuculuğun sağlandığı protezlerde tutucu sisteminin dizaynı gereği erkek ve dişi parçaları arasında boşluk yoktur ve uygulanan kuvvet implantlara direkt olarak iletilir. Locator ataçmanlar gibi reziliens tipte ataçmanlar okluzal yükler altında terminal konuma geldiği zaman erkek ve dişi parça arasındaki boşluğun stres azaltıcı etkisi ile implantlar üzerine doğrudan iletilen kuvvetler azaltılmış olur (Misch 2005). Ayrıca locator tutucularda mukoza desteği

daha fazla olduğundan kuvvetin bir kısmı mukoza aracılığıyla yükleme noktasındaki alveolar krete iletilebilir.

İmplantlarda gözlenen en yüksek stres konsantrasyonu, implant (20–30 μm) ve mukoza (yaklaşık 500 μm) arasındaki reziliens farkı sebebiyle gerçekleşir (Ichikawa ve ark 1996, Barao ve ark 2008). Bu yüzden, daha reziliens bir mukoza implantlar üzerinde stres değerlerini artırır ki bu durumda bu etkiyi azaltmak için protezin daha geniş alana yayılmasına ihtiyaç duyulur (Ichikawa ve ark 1996, Assuncao ve ark 2009).

Overdenture protezlerde çiğneme kuvvetleri altında yük protez kaidesini destekleyen mukoza ile implantlar arasında paylaşılır. Bu paylaşımın hangi miktarlarda olacağı tutucu tipine ve mukozanın yer değiştirme miktarına göre değişir (Heckmann ve ark 2001). Overdenture protezlerin in vitro çalışmalarda dikey yönde yükleme yapılması sonucu anterior kuvvet bileşeninin ortaya çıkması önemlidir. İmplantlara daha posteriorda bir noktadan dikey kuvvet uygulandığında protez implantlardan geçen eksende rotasyon yaparak dokuya doğru gömülme eğiliminde olur (Setz ve ark 1989, Mersin 2003). Alveol kretin anatomisine bağlı olarak çiğneme kuvvetleri altında alt tam protezin anteriora doğru itilme eğilimi vardır (Heckmann ve ark 2001). Yükün ve protezi destekleyen reziliens dokunun deformasyonun artması ile ne oranda bir itilme olacağı bilinmemektedir.

Modele uygulanan kuvvet arttıkça reziliens materyalde deformasyon ve implantlardaki stres değerleri artmaktadır. Bu artışın karakteri, reziliyent materyalin özellikleri ile ilişkili olarak kademeli biçimde gerçekleşmektedir. Oral mukoza ve bunu taklit etmek için kullanılan yumuşak materyalin özellikleri ve kuvvet altında gösterdikleri davranış birbirinden çok farklı olabilir (Heckmann ve ark 2001, Mersin ve ark 2009). Reziliens bir materyale kuvvet uygulandığında madde, kuvvetin bir kısmını üzerine alır, enerjiyi abzorbe ederek şekil değiştirir. Başlangıçta kuvvet uygulanmasıyla deformasyon artmaya başlarken deformasyonun belli bir seviyeye ulaşması ile aynı miktarda kuvvet uygulanması, daha önce ölçülenle aynı miktarda deformasyon oluşturmaz. Madde tamamen sıkıştıktan sonra katı cisim gibi davranmaya başlar ve kuvveti katı cisim prensiplerine göre iletir. Bu nedenle reziliyent bir materyal ile kaplı olan modele kuvvet uygulanması ile oluşan

deformasyonu gösteren grafiğin, parabolik bir seyir göstermesi beklenir. Reziliens materyalin sıkışması tamamlandığında, uygulanan kuvvet ve oluşan deformasyon, birbiri ile doğru orantılı olur (Bidez ve Misch 1992, Shigeto ve ark 1995). Bu bilgiler ışığında 1mm-1mm mukoza kalınlığında ve 1mm-4mm mukoza kalınlığındaki modellerde mukoza materyali kuvvet altında sert doku gibi davranırken 1mm-2mm mukoza kalınlığındaki modellerde yumuşak mukoza gibi davrandığı düşünülmektedir. Her iki tutucu tipinde 1mm-2mm modellerde diğer modellere göre daha yüksek stres gözlemlenirken 1mm-4mm modellerde stres yoğunluğunun azalmasının yukarıda açıklanan yumuşak dokuların belli bir kalınlıktan sonra sıkışarak katı materyal gibi davranma özelliğine bağlanabilir.

Ichikawa ve ark'ları (1996) yumuşak doku ile implantların yer değiştirme açısı arasındaki farkın implant çevresinde stres konsantrasyonuna sebep olabileceğini iddia etmişlerdir. Assunçao ve ark'larının (2009) sonlu eleman kuvvet analiz yöntemi ile yaptıkları çalışmada üç farklı mukoza kalınlıklarına (1mm-3mm-5mm) sahip implant destekli overdenture protezler ile mukoza destekli tam protezlerin stres iletimini araştırmışlardır. Gruplar arasında maksimum stres dağılımları göz önüne alındığında, overdenture grup tam protez gruptan daha yüksek stres değerleri gösterdiğini rapor etmişlerdir. İmplant destekli overdenture protezlerde mukoza reziliensi ve kalınlığı arttığında maksimum stres değerlerinin arttığı bulmuşlardır. Bu stres artışının da protez hareketliliğinin azalmasına bağlı olarak implantlara gelen yükün artmasına bağlamışlardır. Çalışmamız Assunçao ve ark'larının (2009) çalışmasıyla kısmen uyumludur. Çalışmamızda her iki tutucu tipinde önceki çalışmaya uyumlu olarak mukoza kalınlığı 1mm'den 2mm'ye arttığında stres artışı gözlemlenirken önceki çalışmanın tersine mukoza artışının 4mm'ye yükseldiği modellerde oluşan stresin düştüğü gözlenmiştir. Bu farklılık önceki çalışmaların mukoza yüksekliklerinin çenenin her iki bölgesinde de simetrik olmasından bizim modellerimizde ise 1mm-1mm modeller haricinde çenenin iki bölgedesindeki mukoza kalınlıklarının farklı olmasından kaynaklanıyor olabilir. Gelen kuvvetlerde mukozanın kalınlığının ve davranışının stres iletimine etkisi olduğu düşünülmektedir. Kullanılan mukoza materyalinin karakteristik deformasyon özelliğinden dolayı kuvvet altında parabolik seyir göstermektedir. Yumuşak mukoza karakterinin daha etkin olduğu düşünülen 1mm-2mm olan modellerde okluzal yükler altındaki mukoza

stimülanının protezi anteriora doğru ittirerek implantlara daha fazla yük gelmesi olarak yorumlanmıştır (Heckmann ve ark 2001, Bidez ve Misch 1992).

Protez kaidesini destekleyen ağız mukozasının yer değiştirmesi, in vitro çalışmada kullanılan materyallerin reziliensinden daha fazladır. Bu nedenle ağızda, implantlarla yumuşak doku arasında kuvvet paylaşımında implantlara iletilen kuvvet daha fazla olur. Shigeto ve ark'ları (1995), protezin desteklenmesinin rezidüel kretler ve mukobukkal katlantı ile sağlandığını ve yük paylaşımının, farklı kret yüksekliklerinde farklı oranlarda gerçekleştiğini savunmuşlardır.

Meijer ve ark'larının (1992) iki boyutlu sonlu eleman kuvvet analizi kullanarak implant destekli overdenturelar'da stres dağılımını değerlendirmişlerdir. Splintlenmeyen implantlar tarafından desteklenen overdenturelar'da stresin implantların mezial ve distal tarafında yoğunlaştığını bulmuşlardır. Bu çalışmada da Meijer ve ark'nın çalışmalarına benzer şekilde stres yoğunluğu daha çok implantların mezial ve distal taraflarında olmuştur. Bunun nedeni bağımsız destekler üzerine yapılan bir protezde alt çene çiğneme kuvvetlerinin implantları birbirlerine doğru yaklaşmaya zorlamasından olabilir. Bu yüzden, stresler implantların mezial ve distaline eşit bir şekilde iletilir (Menicucci ve ark 1998).

İn vivo ortamda implant destekli overdenture protezlerin posterioruna çiğneme kuvvetleri uygulandığında, protezi destekleyen yumuşak dokuda reziliensi olması kaçınılmazdır. Alt çene overdenture protezlerde, kaide plağının posterior dişsiz krete teması ve desteklenmesi, ideal gerilme dağılımı açısından, kullanılan tutucu tipi kadar önem taşır (Sadowsky ve Caputo 2000). Posteriordaki deformasyon miktarını azaltmaya yönelik fonksiyonel ölçü teknikleri uygulanırsa, protezin hareketi ile ilişkili olarak implantlara iletilen gerilmenin de azaltılması söz konusu olabilir.

İmplantlar veya çevre sert dokularda yıkıma yol açabilecek kuvvetlerin büyüklüğü bilinmediğinden rehabilitasyonun uzun ömürlü olması için kuvvetlerin olabildiğince azaltılmaya çalışılmasında fayda vardır (Porter ve ark 2002). İn vivo koşullarda yükleme yönü ve büyüklüğü in vitro koşuldan çok farklı olmaktadır (Glantz ve Nilner 1998). Çalışmamızda incelenen okluzal yükler sadece vertikal

yönde olmasına rağmen ağızda horizontal yönde kuvvetler de oluşmaktadır. İlaveten implantlar etrafındaki kemik yapısı apikal, orta ve kök bölgesinde farklı olmasına rağmen deneysel modellerde aynı yapıda kabul edilmiştir. Bu nedenle biyomekaniğin daha iyi anlaşılabilmesi için implantların çevresindeki kemiğin mekanik özellikleri, overdenture'ı destekleyen mukozanın özellikleri ve ağızda oluşan tüm kuvvetler gibi, laboratuvar koşullarında taklit edilemeyen değişkenlerin etkilerini incelemek amacıyla, in vivo çalışmaların planlanmasında fayda vardır. Modern diş hekimliğinde büyük önem kazanan implant uygulamalarında başarının anahtarı, okluzyon biyomekaniğinin vakaya göre uygun şekilde değerlendirilmesidir. İmplant üstü protezlerde vakanın anatomik sınırlamalarına göre tedavi planlanmadan önce hangi ataçman tipinin ve hangi okluzyon tipinin uygun olacağı belirlenmelidir.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Üç farklı mukoza kalınlığına sahip implantlar üzerine yapılan ball ataçman ve locator tutuculu overdenture'lara tek ve çift taraflı yükleme yapıldığında implantlarda meydana gelen streslerin fotoelastik stres analiz yöntemi ile değerlendirildiği çalışmamızın limitasyonları dahilinde şu sonuçlar elde edilmiştir;

1- Tek taraflı kuvvet iletiminin yapıldığı modellerde mukoza kalınlığına ve ataçman tipine bakılmaksızın yükün uygulandığı taraftaki implant en fazla stres yoğunlaşmasına maruz kalmıştır.

2- Her iki ataçman tipinde de tek taraflı kuvvet iletiminde implant çevresinde eşit mukoza kalınlığının olduğu durumlarda implantlar üzerinde eşit stres yoğunlaşması gözlemlenirken farklı mukoza kalınlıklarında (1mm-2mm, 1mm-4mm) locator ataçman yükü diğer implant ve çevre dokulara dağıtırken ball ataçman dağıtmamaktadır.

3- Çift taraflı yüklenen tüm modellerde ise mukoza kalınlığı ve ataçman tipi farketmeksizin her iki implantta birbirine yakın orta derecede stres iletimi gözlenmiştir.

4- Bu çalışmanın ışığı altında mecbur kalınmadığı sürece implantlar eşit kemik yüksekliğinde yerleştirilip eşit mukoza kalınlığı oluşturulmasına dikkat edilmelidir. Cerrahi işlem sonrasında farklı kemik yüksekliği ve farklı mukoza kalınlıklarına sahip implantlar üzerine overdenture protezler yapılmak zorunda kalındığında ball ataçman yerine locator tutucu tipinin, unilateral balanslı okluzyon yerine bilateral balanslı okluzyon sağlanmasının implantlara iletilecek stresleri nispeten dengeleyerek implantların prognozunu olumlu etkileyecektir.

6.ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Farklı Mukoza Kalınlıklarının, İki Tip İmplant Destekli Overdenture Dizaynı Üzerindeki Stres Dağılımına Etkisi

Özgün Yusuf ÖZYILMAZ

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ/ KONYA-2013

Farklı mukoza kalınlıklarının, implant destekli mandibular overdenture tasarımlarında stres dağılımına etkisi yeterince değerlendirilmemiştir. Bu çalışmanın amacı fotoelastik stres analiz yöntemi kullanılarak yükleme altında farklı mukoza kalınlığının, iki implant destekli mandibular overdenture tasarımları üzerindeki stres dağılımına etkisini değerlendirmektir.

Kaninler bölgesine iki adet bağımsız implant (4,0x11 mm) yerleştirilmiş altı adet alt çene dişsiz fotoelastik modeller üretildi. Çalışılan ataçman sistemler, locator ve ball stud ataçman sistemlerdi. Ball ve locator grupların her ikisi de, farklı mukoza kalınlıkları (1mm-1mm, 1mm-2mm, 1mm-4mm) sağlayan farklı rezidüel kret yüksekliğine sahip üç farklı modelden oluşmaktadır. Birinci molarların santral fossasına tek taraflı (her birinde sağa ve sola olmak üzere) ve çift taraflı olarak 135 N statik vertikal kuvvet uygulandı. Modeller, yükleme altında implantların etrafında ve implantlar arası bölgede izokromatik fringeleri gözlemek için dairesel polariskop alanına yerleştirildi. Fotoelastik stres fringeleri monitörize edildi ve fotoğrafik olarak kaydedildi.

Tek taraflı ve çift taraflı yükleme altında ball ataçman grupları, locator gruplardan daha yüksek stres değerleri gösterdi. Her iki ataçman sistemi de en düşük stres değerlerini 1mm-1mm mukoza kalınlıklı modellerde üretti. Tek taraflı yüklemelerde her iki ataçman sisteminde 1mm-2mm modeller diğer modellerden daha yüksek stres değerleri gösterdi. Tek taraflı yükleme altında bütün gruplar için en yüksek stres değerleri yüklenen taraftaki implantta gözlendi. Çift taraflı yükleme esnasında her iki ataçman sisteminde de aynı modellerde implantlar arasında birbirine yakın stres değerleri gözlendi. Tüm test modellerinde her iki ataçman sisteminde gözlenen en yüksek stres değerleri orta seviyedeydi.

Bu in vitro çalışma locator ataçmanın kullanımının implant destekli overdenturelar için stresleri optimize etmek ve daha dengeli stres dağılımı sağlamak açısından avantajlı olduğunu önermektedir. Mukoza kalınlığı implantlar üzerindeki stres dağılımını etkilemektedir. Yapay dişlerin oluşturduğu implant-destekli overdenture protezlerde bilateral balanslı okluzyon avantajlı okluzyon dizaynıdır ki bu durumda dişsiz kret korunur ve daha homojen stres dağılımı sağlanır.

Anahtar Sözcükler: Bağımsız implantlar; fotoelastik analiz; mukoza kalınlığı; stres dağılımı.

7.SUMMARY

Effect of Different Mucosa Thickness on Stress Distrubition of Two Types Implant-Supported Overdenture Designs

The effect of different mucosa characteristics on stress distribution of implant-retained mandibular overdenture designs has not been sufficiently evaluated. The aim of this study was to evaluate the effect of different mucosa thickness on the stress distrubition on two implant-retained mandibular overdenture designs under loading using photoelastic stress analysis method.

Six photoelastic models of an edentulous mandibular were fabricated with solitary two implants (4,0x11 mm) which were placed in the canine regions. The attachment systems studied were ball and locator stud attachments. Both ball and locator groups were include three different models which had different residuel ridge height so that provided different mucosa thickness (1mm-1mm, 1mm-2mm, 1mm-4mm). Static vertical force of 135 N was applied unilaterally (each in turn right and left side) and bilaterally to the central fossa of the first molars. Models were positioned in the field of circular polariscope to observe the distribution of isochromatic fringes around the implants and interimplant areas under loading. The photoelastic stress fringes were monitored and recorded photographically.

Ball attachment groups were showed higher stress values than locator groups under both unilaterally and bilaterally loading. Both of attachment system produced the lowest stress values in stimulated 1mm-1mm mucosa thickness models. 1mm-2mm models were higher stress values than other models for both attachment system under unilateral loading. The highest stres values were observed which was loaded-side implant for all groups under unilaterally loading. Stress values were observed to close each others for implants in same models for both attachment systems during bilaterally loading. The highest stress value observed with both attachment systems were moderate in all test models.

This in vitro study suggested that the use of locator attachment could be advantageous for implant-retained overdenture with regard to optimizing stress and provide more uniform stress distribution. The thickness of mucosa influence to stress values on implants. Bilateral balanced occlusion is a favored occlusal design in setting of artificial teeth in implant-supported overdenture dentures, which preserves edentulous ridge and provide more uniform stress distribution.

Key Words: Solitary implants; photoelastic analysis; mucosa thickness; stress distribution.

8.KAYNAKLAR

1.Acar A, İnan Ö. İmplant destekli protezlerde okluzyon. Cumhuriyet Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi. 2001;4(1): 52-6.

2. Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Int J Oral Surg. 1981;10:387-416.

3. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi:Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. Dicle Üni Dişhekimliği Derg. 2010;11(1):18-23.

4. Agerberg G, Carlsson GE. Chewing ability in relation to dental and general health: analysis of data obtained from questionnaire. Odontol Scand 1981,39:147.

5. Akazawa H, Sakurai K. Changes of blood flow in the mucosa underlying a mandibular denture following pressure assumed as a result of light clenching. J Oral Rehabil. 2002;29:336-40.

6. Akca K, Cehreli MC. A photoelastic and strain-gauge analysis of interface force transmission of internal-cone implants. Int J Periodontics Restorative Dent. 2008;28:391-9.

7. Albrektsson T, Zarb GA, Worthington P, Eriksson AR. The long term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. Int J Oral Maxillofac Implants. 1986; 1: 1-7.

8. Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. Acta Orthop Scand. 1981;52:155-70.

9. Albrektsson T, Sennerby L. State of the art in oral implants. J Clin Periodontol. 1991;18:474-81.

10. Alnıaçık G. Farklı seviyelerde uygulanmış implantlar üzerine yapılan mandibular overdenture protezlerin oluşturduğu streslerin incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara, 2011.

11. Assad AS, Abd El-Dayem MA, Badawy MM. Comparison between mainly mucosa-supported and combined mucosa-implant-supported mandibular overdentures. Implant Dent. 2004;13(4):386-94.

12. Assuncao WG, Barao VA, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. J Craniofac Surg. 2009;20:1173-7.

13. Asvanund P, Morgano SM. Photoelastic stress analysis of external versus internal implant-abutment connections. J Prosthet Dent. 2011;106:266-71.

14. Baggi L, Cappelloni I, Di Girolamo M, Maceri F, Vairo G. The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent. 2008;100:422-31.

15. Bakke M, Holm B, Gotfredsen K. Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study. Int J Prosthodont. 2002;15:575-81.

16. Barao VA, Assunçao WG, Tabata LF, de Sousa EA, Rocha EP. Effect of different mucosa thickness and resiliency on stress distribution of implant-retained overdentures-2D FEA. Comput Methods Programs Biomed. 2008;92(2):213-23.

17. Bassit R, Lindstrom H, Rangert B. In vivo registration of force development with ceramic and acrylic resin occlusal materials on implant-supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17:17-23.

18. Batenburg RH, Raghoebar GM, Van Oort RP, Heijdenrijk K, Boering G. Mandibular overdentures supported by two or four endosteal implants. A prospective, comparative study. Int J Oral Maxillofac Surg. 1998;27:435-9.

19. Bayındır F, Denizoğlu S. Dental implant protezleri için okluzyon tipinin seçimi. Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi. 1999; 9(1): 87-90.

20. Becker MJ. Ancient "dental implants": a recently proposed example from France evaluated with other spurious examples. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999;14:19-29.

21. Bergendal T, Engquist B. Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;13:253-62.

22. Berglundh T, Lindhe J, Ericsson I, Marinello CP, Liljenberg B, Thomsen P. The soft tissue barrier at implants and teeth. Clin Oral Implants Res. 1991;2(2):81-90.

23. Berglundh T, Abrahamsson I, Welander M, Lang NP, Lindhe J. Morphogenesis of the peri-implant mucosa: an experimental study in dogs. Clin Oral Implants Res. 2007;18:1-8.

24. Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Simamoto Junior P, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interfaces. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24:781-9.
25. Beumer J, Hamada MO, Lewis S. A prosthodontic overview. Int J Prosthodont. 1993;6:126-30.
26. Bidez MW, Misch CE. Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. J Oral Implantol. 1992;264-74
27. Bişkin T. Osseointegre protezler. Oral dergisi 1986;3:20-3.
28. Branemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindstrom J, Hallen O ve ark. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. Scand J Plast Reconstr Surg Suppl. 1977;16:1-132.
29. Brunski JB. Biomechanics. In: Osseointegration in Dentistry: An Overview, Ed.: P. Worthington, B. R. Lang, J. E. Rubenstein. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc. 2003, p:62.
30. Burns DR. Mandibular implant overdenture treatment: consensus and controversy. J Prosthodont. 2000;9:37-46.
31. Buser D, Mericske-Stern R, Dula K, Lang NP. Clinical experience with one-stage, non-submerged dental implants. Adv Dent Res. 1999;13:153-61.
32. Buser D, Nydegger T, Hirt HP, Cochran DL, Nolte LP. Removal torque values of titanium implants in the maxilla of miniature pigs. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;13:611-9.
33. Caputo A, Standlee J. Biomechanics in clinical dentistry. 1st ed. Quintessence Publishing Co.: Chicao.1987.
34. Cehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain-gauge analysis. Clin Oral Implants Res. 2004;15:249-57.
35. Cehreli MC, Akkocaoglu M, Comert A, Tekdemir I, Akca K. Human ex vivo bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oral implants. Clin Oral Implants Res. 2005;16:540-8.
36. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. J Prosthet Dent. 2007;97:229-35.
37. Chu FC, Deng FL, Siu AS, Chow TW. Implant-tissue supported, magnet-retained mandibular overdenture for an edentulous patient with Parkinson's disease: a clinical report. J Prosthet Dent. 2004;91:219-22.
38. Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC ve ark. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. J Oral Rehabil. 2002;29:565-74.
39. Chun HJ, Park DN, Han CH, Heo SJ, Heo MS, Koak JY. Stress distributions in maxillary bone surrounding overdenture implants with different overdenture attachments. J Oral Rehabil. 2005;32:193-205.
40. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ. Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. J Prosthodont. 2004;13:221-6.
41. Cochran DL. A comparison of endosseous dental implant surfaces. J Periodontol. 1999;70:1523-39.
42. Craig R. Restorative Dental Materials, 10th Ed.,The C.V, Mosby Co., St.Louis, 1997.
43. Cune M, van Kampen F, van der Bilt A, Bosman F. Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. Int J Prosthodont. 2005;18:99-105.
44. Cune MS, de Putter C, Hoogstraten J. Treatment outcome with implant-retained overdentures: Part I-Clinical findings and predictability of clinical treatment outcome. J Prosthet Dent. 1994a;72:144-51.
45. Cune MS, de Putter C, Hoogstraten J. Treatment outcome with implant-retained overdentures: Part II--Patient satisfaction and predictability of subjective treatment outcome. J Prosthet Dent. 1994b;72:152-8.
46. Çelik GU. İmplantların farklı açılarda yerleştirildiği mandibular overdenture vakalarında ortaya çıkan streslerin in vitro değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara, 2006.
47. da Silva DP, Cazal C, de Almeida FC, Dias RB, Ballester RY. Photoelastic stress analysis surrounding implant-supported prosthesis and alveolar ridge on mandibular overdentures. Int J Dent. 2010; 2010:780670 doi: 10.1155/2010/780670.
48. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Rignon-Bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants: comparison between rigid and resilient attachment configurations. Med Eng Phys. 2008;30:218-25.
49. Davidoff SR, Davis RP. The ERA implant-supported overdenture. Compend Contin Educ Dent. 1995;16(5):512-16

50. Dawson PE. Evaluation, Diagnosis and Treatment of Occlusal Problems. 2th Ed., St. Louis C.V. Mosby 1989.
51. Dayangaç B. İmplant materyali olarak titanyum. Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 1988;12(4):241-3.
52. Deines DN, Eick JD, Cobb CM, Bowles CQ, Johnson CM. Photoelastic stress analysis of natural teeth and three osseointegrated implant designs. Int J Periodontics Restorative Dent. 1993;13:540-9.
53. Duyck J, Ronold HJ, Van Oosterwyck H, Naert I, Vander Sloten J, Ellingsen JE. The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: an animal experimental study. Clin Oral Implants Res. 2001;12:207-18.
54. El-Sheikh AM, Hobkirk JA, Kelleway JP. Effects of superstructure type and design on force transmission via implant-stabilised mandibular prostheses. Eur J Prosthodont Restor Dent. 1999;7:45-50.
55. English EC. Bar patterns in implant prosthodontics. Implant Dent 1994 3(4):217-229.
56. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. Int J Oral Maxillofac Implants. 1988;3:129-34.
57. Enhoş D. Rigit ve semirigit bağlantılı implant-diş ve implant-implant destekli sabit parsiyel protezlerde kemik içerisinde oluşan stres dağılımının incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Konya, 2007.
58. Eser A, Akca K, Eckert S, Cehreli MC. Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 2009;24:439-46.
59. Fanuscu MI, Caputo AA. Influence of attachment systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. J Prosthodont. 2004;13:214-20.
60. Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. J Prosthet Dent. 1996;76:624-32.
61. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S ve ark. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Gerodontology. 2002;19:3-4.
62. Fernandes CP, Glantz PO, Svensson SA, Bergmark A. Reflection photoelasticity: a new method for studies of clinical mechanics in prosthetic dentistry. Dent Mater. 2003;19:106-17.
63. Fontijn-Tekamp FA, Slagter AP, van't Hof MA, Geertman ME, Kalk W. Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. J Dent Res. 1998;77:1832-9.
64. Geçkili O, Bura C, Bilmenoğlu Ç. İmplant Destekli Tam Protezlerde Kullanılan Tutucu Sistemler. EÜ Dişhek Fak Derg 2010; 31: 9-18. 2010;
65. Geertman ME, Boerrigter EM, Van Waas MA, van Oort RP. Clinical aspects of a multicenter clinical trial of implant-retained mandibular overdentures in patients with severely resorbed mandibles. J Prosthet Dent. 1996;75:194-204.
66. Geertman ME, Slagter AP, van 't Hof MA, van Waas MA, Kalk W. Masticatory performance and chewing experience with implant-retained mandibular overdentures. J Oral Rehabil. 1999;26:7-13.
67. Geng JP, Tan KB, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2001;85:585-98.
68. Glantz PO, Nilner K. Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. Periodontol 2000. 1998;17:119-24.
69. Goiato MC, Ribeiro Pdo P, Pellizzer EP, Garcia Junior IR, Pesqueira AA, Haddad MF. Photoelastic analysis of stress distribution in different retention systems for facial prosthesis. J Craniofac Surg. 2009;20:757-61.
70. Goma A, Aggarwal NK. Telescopic overdentures with cercon primary coping and gold galvano secondary coping. J Dent Implants. 2012;2(1): 65-70
71. Göre E. Bruksizmi olan hastalarda implantüstü sabit protezler için farklı oklüzyon tiplerinin implant başarısına etkisinin sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirilmesi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, İstanbul. 2010.
72. Gültepe ME. Alt tam dişsiz vakalarda farklı protetik implant üstü protetik tasarımların implant altyapılara kuvvet iletimi açısından sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara, 2011.
73. Güzel K, Meşe A. The history of dental implantology. Journal of medical ethics, Law and History, 2006;14, 41-46.

74. Hakkı S, Ertuğrul S. Dental implantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyondaki önemi, Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi, 2009;18:336-41.
75. Haruta A, Matsushita Y, Tsukiyama Y, Sawae Y, Sakai N, Koyano K. Effects of mucosal thickness on the stress distribution and denture stability of mandibular implant-supported overdentures with unsplinted attachments in vitro. J Dent Biomech. 2011;2011:894395, doi: 10.4061/2011/894395.
76. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures. Clin Oral Implants Res. 2004a;15:560-9.
77. Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD. Cement fixation and screw retention: parameters of passive fit. An in vitro study of three-unit implant-supported fixed partial dentures. Clin Oral Implants Res. 2004b;15:466-73.
78. Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. Clin Oral Implants Res. 2001;12:640-7.
79. Heitz-Mayfield LJ, Salvi GE, Botticelli D, Mombelli A, Faddy M, Lang NP. Anti-infective treatment of peri-implant mucositis: a randomised controlled clinical trial. Clin Oral Implants Res. 2011;22:237-41.
80. Hertel RC, Kalk W. Influence of the dimensions of implant superstructure on peri-implant bone loss. Int J Prosthodont. 1993;6:18-24.
81. Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. J Prosthet Dent. 2004;91:20-5.
82. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and occlusal rehabilitation. 1 Ed., Tokyo: Quintessence Pub. 1990.
83. Hojo S, Ochiai K, Sadowsky S, Toyoda M, Caputo AA. Mandibular implant overdentures load transfer with magnetic and resilient attachments. (13.03.2004). URL:http://iadr.confex.com/iadr/2004Hawaii/techprogram/abstract_42356.htm Erişim tarihi: 08/01/2013.
84. Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis--a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. J Oral Implantol. 1998;24:80-8.
85. Ichikawa T, Horiuchi M, Wigianto R, Matsumoto N. In vitro study of mandibular implant-retained overdentures: the influence of stud attachments on load transfer to the implant and soft tissue. Int J Prosthodont. 1996;9:394-9.
86. Iplikcioglu H, Akca K, Cehreli MC, Sahin S. Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18:258-65.
87. İsayev A. Üst çene tam dişssizlik olgularında kullanılan farklı tutucu ve kaide tasarımına sahip implant üstü overdenture' ların çevre dokularda oluşturdukları yük dağılımının etkisi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara, 2011.
88. Isıdor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load od oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. Clin Oral Implant Res 1996;7:143-152.
89. Ivanoff CJ, Grondahl K, Sennerby L, Bergstrom C, Lekholm U. Influence of variations in implant diameters: a 3- to 5-year retrospective clinical report. Int J Oral Maxillofac Implants. 1999;14:173-80.
90. Jemt T. Modified single and short-span restorations supported by osseointegrated fixtures in the partially edentulous jaw. J Prosthet Dent. 1986;55:243-7.
91. Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jorneus L. In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1991;6:413-7.
92. Jemt T, Chai J, Harnett J, Heath MR, Hutton JE, Johns RB ve ark. A 5-year prospective multicenter follow-up report on overdentures supported by osseointegrated implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1996;11:291-8.
93. Johns RB, Jemt T, Heath MR, Hutton JE, McKenna S, McNamara DC ve ark. A multicenter study of overdentures supported by Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992;7:513-22.
94. Kan JY, Rungcharassaeng K, Bohsali K, Goodacre CJ, Lang BR. Clinical methods for evaluating implant framework fit. J Prosthet Dent. 1999;81:7-13.

95. Kan JY, Rungcharassaeng K, Kim J, Lozada JL, Goodacre CJ. Factors affecting the survival of implants placed in grafted maxillary sinuses: a clinical report. J Prosthet Dent. 2002;87:485-9.
96. Karl M, Taylor TD, Wichmann MG, Heckmann SM. In vivo stress behavior in cemented and screw-retained five-unit implant FPDs. J Prosthodont. 2006;15:20-4.
97. Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. J Prosthet Dent. 1998;80:559-64.
98. Kim WD, Jacobson Z, Nathanson D. In vitro stress analyses of dental implants supporting screw-retained and cement-retained prostheses. Implant Dent. 1999;8:141-51.
99. Knapp JG, Small IA. Fixed mandibular complete denture prostheses supported by mandibular staple bone plate implant. J Prosthet Dent. 1990;63:73-6.
100. Landa LS, Cho SC, Froum SJ, Elian N, Tarnow DP. A prospective 2-year clinical evaluation of overdentures attached to nonsplinted implants utilizing ERA attachments. Pract Proced Aesthet Dent. 2001;13:151-7.
101. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. J Prosthet Dent. 2003;90:539-46.
102. Lewis SG, Llamas D, Avera S. The UCLA abutment: a four-year review. J Prosthet Dent. 1992;67:509-15.
103. Machado AC, Cardoso L, Brandt WC, Henriques GE, de Arruda Nobilo MA. Photoelastic analysis of the distribution of stress in different systems of overdentures on osseous-integrated implants. J Craniofac Surg. 2011;22:2332-6.
104. Markarian RA, Ueda C, Sendyk CL, Lagana DC, Souza RM. Stress distribution after installation of fixed frameworks with marginal gaps over angled and parallel implants: a photoelastic analysis. J Prosthodont. 2007;16:117-22.
105. Mazaro JV, Filho HG, Vedovatto E, Pellizzer EP, Rezende MC, Zavanelli AC. Evaluation of stress patterns produced by implant-retained overdentures and implant-retained fixed partial denture. J Craniofac Surg. 2011;22:2153-7.
106. Meffert RM, Langer B, Fritz ME. Dental Implant. Rewiev. J Periodontol. 1992;63:859-70.
107. Meijer HJ, Kuiper JH, Starmans FJ, Bosman F. Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible. J Prosthet Dent. 1992;68:96-102.
108. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. Int J Prosthodont. 1994;7:271-9.
109. Meijer HJ, Starmans FJ, Steen WH, Bosman F. Loading conditions of endosseous implants in an edentulous human mandible: a three-dimensional, finite-element study. J Oral Rehabil. 1996;23:757-63.
110. Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G. Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;13:369-76.
111. Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. Clin Oral Implants Res. 2002;13:334-41.
112. Mericske-Stern R. Clinical evaluation of overdenture restorations supported by osseointegrated titanium implants: a retrospective study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1990;5:375-83.
113. Mericske-Stern R. Treatment outcomes with implant-supported overdentures: clinical considerations. J Prosthet Dent. 1998a;79:66-73.
114. Mericske-Stern R. Three-dimensional force measurements with mandibular overdentures connected to implants by ball-shaped retentive anchors. A clinical study. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998b;13:36-43.
115. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. Clin Oral Implants Res. 1996;7(2):153-61.
116. Mericske-Stern R, Zarb GA. Overdentures: an alternative implant methodology for edentulous patients. Int J Prosthodont. 1993;6:203-8.
117. Mersin T. Alt çene implant destekli overdenture protezlerde farklı tutucu tiplerinin ve değişik kret yüksekliklerinin implantlarda oluşan strain'e etkisi. Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara, 2003.
118. Mersin TÖ, Akova T, Demirel F, Uysal H. Alt çene implant destekli overdenture protezlerde farklı tutucu tiplerinin ve değişik kret yüksekliklerinin implantlarda oluşan gerinime etkisi. Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi. 2009; 33(4),20-33.
119. Misch CE. Prosthetic options in implant dentistry. Ed Misch CE. Contemporary Implant Dentistry. 2th Ed., St Louis, Mosby, 1999.

120. Misch CE. Dental implant prosthetics. 2th Ed., Elsevier Mosby, St. Louis, Missouri. 2005.
121. Miyaura K, Morita M, Matsuka Y, Yamashita A, Watanabe T. Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prostheses. J Oral Rehabil. 2000;27(12):1073-6.
122. Mısırlıoğlu E. Daraltılmış platform dizaynına sahip implantlarda peri-implanter dokuların klinik olarak değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2011.
123. Mizutani H, Rutkunas V. Preparations of abutments for magnetically retained overdentures. In: Ai M, Shiau YY, editörler. New Magnetic Applications in Clinical Dentistry. Quintessence Pub Co Inc, Chicago, 2004, 70-74.
124. Naconecy MM, Teixeira ER, Shinkai RS, Frasca LC, Cervieri A. Evaluation of the accuracy of 3 transfer techniques for implant-supported prostheses with multiple abutments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2004;19:192-8.
125. Naert I, Alsaadi G, Quirynen M. Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. Int J Prosthodont. 2004;17:401-10.
126. Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, Van Steenberghe D. A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. J Oral Rehabil. 1999;26:195-202.
127. Naert I, Quirynen M, Hooghe M, van Steenberghe D. A comparative prospective study of splinted and unsplinted Branemark implants in mandibular overdenture therapy: a preliminary report. J Prosthet Dent. 1994;71:486-92.
128. Naert I, Quirynen M, Theuniers G, van Steenberghe D. Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. J Prosthet Dent. 1991;65:671-80.
129. Neville B DD, Allen C, Bouquot. Soft Tissue Tumors W.B. Saunders Company J Oral Maxillofac Patol. 1995:373-4.
130. Newman; MG, Takei; H, Carranza; FA, Klokkevold; PR. Carranza's Clinical Periodontology, 10th Edition, Elsevier Books. 2006.
131. Nowzari H. Esthetic implant dentistry. Compend Contin Educ Dent. 2001;22:643-50.
132. Ochiai KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD. Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. J Prosthet Dent. 2003;89:495-502.
133. Ochiai KT, Williams BH, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. J Prosthet Dent. 2004;91:421-7.
134. Oh TJ, Yoon J, Misch CE, Wang HL. The causes of early implant bone loss: myth or science? J Periodontol. 2002;73:322-33.
135. Özkır S. Düz ve eğimli yerlestirilmis farklı implant tasarımları üzerine yapılan sabit restorasyonların fotoelastik stres analiziyle incelenmesi Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Ankara 2007.
136. Özpınar B, Toksavul S, Ulusoy M, Özer H. Doğal dişli genç bireylerde karşılıklı çene ilişkileri ile okluzyon türleri arasındaki ilginin araştırılması, Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi. 1995;16:18-22.
137. Pasciuta M, Grossmann Y, Finger IM. A prosthetic solution to restoring the edentulous mandible with limited interarch space using an implant-tissue-supported overdenture: a clinical report. J Prosthet Dent. 2005;93:116-20.
138. Pesqueira A, Goiato M, Gennari-Filho H, Monteiro D, Dos Santos D, Haddad M ve ark. The use of stress analysis methods to evaluate the biomechanics of oral rehabilitation with implants.J Oral Implantol. 2012 Mar 1. [Epub ahead of print].
139. Petrie CS, Williams JL. Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest. A three-dimensional finite-element analysis. Clin Oral Implants Res. 2005;16:486-94.
140. Porter JA Jr, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17:651-62.
141. Preiskel HW, Tsolka P. Telescopic prostheses for implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;13:352-7.
142. Preti G, Bassi F, Barbero P, Lorenzetti M, Valente G. Histological changes in edentulous oral mucosa under implant-supported overdentures. J Oral Rehabil. 1996;23:651-4.
143. Quirynen M, Alsaadi G, Pauwels M, Haffajee A, van Steenberghe D, Naert I. Microbiological and clinical outcomes and patient satisfaction for two treatment options in the edentulous lower jaw after 10 years of function. Clin Oral Implants Res. 2005;16:277-87.

144. Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, Dekeyser C, Callens A. Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridge. An up to 6-years retrospective study. J Clin Periodontol. 1992;19:118-26.
145. Riley MA., Williams AJ, Speight JD, Walmsley AD, Harris IR. Investigations into the failure of dental magnets. Int J Prosthodont.1999;12(3):249-54.
146. Ring ME. A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. Compend Contin Educ Dent. 1995;16:1060-4
147. Romeed SA, Fok SL, Wilson NH. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. J Oral Rehabil. 2006;33:209-15.
148. Rosenberg ES, Torosian JP, Slots J. Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants. Clin Oral Implants Res. 1991;2:135-44.
149. Rossein KD. Alternative Treatment Plans: Implant-Supported Mandibular Dentures. Inside Dentistry. 2006; 2(6):42-3
150. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. Clin Implant Dent Relat Res. 2010;12:105-13.
151. Sadowsky SJ. The implant-supported prosthesis for the edentulous arch: design considerations. J Prosthet Dent. 1997;78:28-33.
152. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdentures: a literature review. J Prosthet Dent. 2001;86:468-73.
153. Sadowsky SJ, Caputo AA. Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. J Prosthet Dent. 2000;84:327-34.
154. Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. J Prosthet Dent. 2004;92:328-36.
155. Sahin S, Cehreli MC, Yalcin E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses--a review. J Dent. 2002;30:271-82.
156. Saruwatari L, Aita H, Butz F, Nakamura HK, Ouyang J, Yang Y ve ark. Osteoblasts generate harder, stiffer, and more delamination-resistant mineralized tissue on titanium than on polystyrene, associated with distinct tissue micro- and ultrastructure. J Bone Miner Res. 2005;20:2002-16.
157. Scacchi M. The development of the ITI dental implant system. Part 1: A review of the literature. Clin Oral Implants Res. 2000;11 Suppl 1:8-21.
158. Schneider AL, Kurtzman GM. Restoration of divergent free-standing implants in the maxilla. J Oral Implantol. 2002;28:113-6.
159. Schwartz-Arad D, Herzberg R, Levin L. Evaluation of long-term implant success. J Periodontol. 2005;76(10):1623-8.
160. Sennerby L, Thomsen P, Ericson LE. A morphometric and biomechanic comparison of titanium implants inserted in rabbit cortical and cancellous bone. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992;7:62-71.
161. Setz I, Lee SH, Engel E. Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study. J Prosthet Dent. 1998;80:323-9.
162. Setz J, Kramer A, Benzing U, Weber H. Complete dentures fixed on dental implants: chewing patterns and implant stress. Int J Oral Maxillofac Implants. 1989;4:107-11.
163. Sevimay M, Turhan F, Kilicarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. J Prosthet Dent. 2005;93:227-34.
164. Shafie HR. Principles of attachment selection. In: Clinical and Laboratory manual of implant overdentures. Roxford: Blackwell, 2007; p.: 31-6.
165. Shigeto N, Hamada T, Iwanaga H, Murata H. Pressure distribution using tissue conditioners on simplified edentulous ridge models. Part 1: The influence of the height of the residual ridge. Int J Prosthodont. 1995;8:490-5.
166. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. Int J Oral Maxillofac Implants. 1989;4:333-40.
167. Simons AM, Campbell Z. The implant-supported overdenture prosthesis for the edentulous maxilla. J Oral Implantol. 1993;19:39-42.
168. Song WZ, Yin WZ, Li MH. [Energy relieving effect of different thickness of mucosa beneath mandibular complete denture]. Zhonghua Kou Qiang Yi Xue Za Zhi. 2004;39:57-9.
169. Sonugelen M, Artunç C. Ağız protezleri ve biyomekanik. Ege Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Yayınları No:17, Ege Üniversitesi Ege Meslek Yüksekokulu Basımevi. 2002;1-158.

170. Steigenga JT, al-Shammari KF, Nociti FH, Misch CE, Wang HL. Dental implant design and its relationship to long-term implant success. Implant Dent. 2003;12:306-17.
171. Stellingsma C, Vissink A, Meijer HJ, Kuiper C, Raghoebar GM. Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. Crit Rev Oral Biol Med. 2004;15:240-8.
172. Sykaras N, Iacopino AM, Marker VA, Triplett RG, Woody RD. Implant materials, designs, and surface topographies: their effect on osseointegration. A literature review. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15:675-90.
173. Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H. Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: a 3-dimensional finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18:357-68.
174. Tanino F, Hayakawa I, Hirano S, Minakuchi S. Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. Int J Prosthodont. 2007;20:193-8.
175. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15:66-75.
176. Teixeira FM, de Assis Claro CA, Neves AC, de Mello Rode S, da Silva Concílio LR. Influence of loading and use of occlusal splint in implant-supported fixed prostheses.J Craniofac Surg. 2012;23(5):e477-80.
177. Thomason JM. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular 2-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Eur J Prosthodont Restor Dent. 2002;10:95-6.
178. Thomason MJ, Lund JP, Chehade A, Feine JS. Patient satisfaction with mandibuler implant overdentures 6 months after delivery. Int J Prosthodont 2003;16(5):467-73.
179. Tokuhisa M, Matsushita Y, Koyano K. 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. 2003;16:128-34.
180. Tunalı B. Multidisipliner bir yaklaşımla oral implantoloji, geliştirilmiş 2. baskı, Nobel tıp kitabevleri. İstanbul 2000.
181. Turcio KH, Goiato MC, Gennari Filho H, dos Santos DM. Photoelastic analysis of stress distribution in oral rehabilitation. J Craniofac Surg. 2009;20:471-4.
182. Turkyilmaz I, Tozum TF, Tumer C. Early versus delayed loading of mandibular implant-supported overdentures: 5-year results. Clin Implant Dent Relat Res. 2010;12 Suppl 1:e39-46.
183. Türker M, Yücetaş Ş. Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Yayıncılık. 2004;3:501-532.
184. Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Lagana DC. Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. Braz Oral Res. 2004;18:45-52.
185. Uludağ B, Polat S. İmplant destekli overdenture uygulamalarında kullanılan tutucular. Türkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics 2010;1(1):80-6.
186. Ulusoy M, Kevser A. Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 2003;25(1):96-119.
187. van der Wijk P, Bouma J, van Waas MA. The cost of dental implants as compared to that of conventional strategies. Int J Oral Maxillofac Implants 1998;13:546-553.
188. van Kampen FM, van der Bilt A, Cune MS, Fontijn-Tekamp FA, Bosman F. Masticatory function with implant-supported overdentures. J Dent Res. 2004;83:708-11.
189. Van Staden RC, Guan H, Loo YC. Application of the finite element method in dental implant research. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2006;9:257-70.
190. Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T, Henry P, Herrmann I ve ark. Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. Int J Oral Maxillofac Implants. 1990;5:272-81.
191. Waddell JN, Payne AG, Swain MV. Physical and metallurgical considerations of failures of soldered bars in bar attachment systems for implant overdentures: a review of the literature. J Prosthet Dent. 2006;96:283-8.
192. Wank GS, Kroll YJ. Occlusal trauma. An evaluation of its relationship to periodontal prostheses. Dent Clin North Am. 1981;25:511-32.
193. Watanabe F, Uno I, Hata Y, Neuendorff G, Kirsch A. Analysis of stress distribution in a screw-retained implant prosthesis. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15:209-18.
194. Weber HP, Buser D, Fiorellini JP, Williams RC. Radiographic evaluation of crestal bone levels adjacent to nonsubmerged titanium implants. Clin Oral Implants Res. 1992;3:181-8.
195. Weinberg LA. The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8(1):19-31.

196. White SN, Caputo AA, Anderkvist T. Effect of cantilever length on stress transfer by implant-supported prostheses. J Prosthet Dent. 1994;71:493-9.
197. Wiemeyer AS, Agar JR, Kazemi RB. Orientation of retentive matrices on spherical attachments independent of implant parallelism. J Prosthet Dent. 2001;86:434-7.
198. Winkler S, Piermatti J, Rothman A, Siamos G. An overview of the O-ring implant overdenture attachment: clinical reports. J Oral Implantol. 2002;28:82-6.
199. Wismeijer D, van Waas MA, Kalk W. Factors to consider in selecting an occlusal concept for patients with implants in the edentulous mandible. J Prosthet Dent. 1995;74:380-4.
200. Wismeijer D, van Waas MA, Vermeeren JI, et al: Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures. A comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. Int JOral Maxillofac Surg 1997;26:263-267
201. Wright PS, Watson RM, Heath MR. The effects of prefabricated bar design on the success of overdentures stabilized by implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1995;10:79-87.
202. Yang J, Xiang HJ. A three-dimensional finite element study on the biomechanical behavior of an FGBM dental implant in surrounding bone. J Biomech. 2007;40:2377-85.
203. Zarb GA. Clinical application of osseointegration. An introduction. Swed Dent J Suppl. 1985;28:7-9.
204. Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto Study. Part II: The prosthetic results. J Prosthet Dent. 1990;64:53-61.
205. Zarb GA, Schmitt A. Osseointegration for elderly patients: the Toronto study. J Prosthet Dent. 1994;72:559-68.
206. Zarb GA, Symington JM. Osseointegrated dental implants: preliminary report on a replication study. J Prosthet Dent. 1983;50:271-6.

9. EKLER

EK-A: Etik kurul kararı.

Toplantıya Katılan Başkan ve Üyeler :.....

SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
GİRİŞİMSEL OLMAYAN KLİNİK ARAŞTIRMALAR
DEĞERLENDİRME KOMİSYONU

Toplantı sayısı : 2010/02	Toplantı tarihi : 05.10.2010

Girişimsel olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu Prof.Dr.Tamer ATAOĞLU'nun başkanlığında 05.10.2010 tarihinde Dekanlık toplantı salonunda toplandı.

Girişimsel olmayan Kinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonunda aşağıdaki kararlar alındı.

1- Proje yürütücüsü Filiz AYKENT ve Özgün Yusuf ÖZYILMAZ tarafından hazırlanan **" Farklı Mukoza Kalınlıklarının, İki Tip İmplant Destekli Overtenture Dizaynı Üzerindeki Stres Dağılımına Etkisi "** konu başlıklı projenin bilimsel etik açısından sakıncası olmadığına,

2- Proje yürütücüsü A.Nilgün ÖZTÜRK ve Erhan DİLBER tarafından hazırlanan **" Farklı Yüzey İşlemlerinin Mine Ve Dentinin Mineral İçeriğine Ve Bağlantısına Olan Etkisi "** konu başlıklı projenin bilimsel etik açısından sakıncası olmadığına, , oy birliği ile karar verildi.

Prof.Dr.Tamer ATAOĞLU
Başkan

Prof.Dr.Mihrikar GÜRSEL
Üye

Prof.Dr.Nimet ÜNLÜ
Üye

Prof.Dr.Doğan DOLANMAZ
Üye

Prof.Dr.Duygu FINDIK
Üye

Prof.Dr.Nilgün ÖZTÜRK
Üye

Doç.Dr.Yağmur ŞENER
Üye

Doç.Dr.Abdullah DEMİR
Üye

Doç.Dr.Ender ERDOĞAN
Üye

Doç.Dr.Funda KONT ÇOBANKARA
Üye

Yrd.Doç.Dr.Füsun YAŞAR
Raportör

Yrd.Doç.Dr.Hüsamettin VATANSEV
Üye

Yrd.Doç.Dr.Fatih KARA
Üye

10. ÖZGEÇMİŞ

1983 tarihinde Konya, Ereğli'de doğdu. İlk ve orta öğrenimini Antalya'da tamamladıktan sonra, 2002 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ne başlama hakkı kazandı. 2007 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ni bitirerek diş hekimi ünvanını aldı. 2008 yılında Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda doktora eğitimine başladı. 2011 yılında aynı bölümde araştırma görevlisi kadrosuna atandı. Halen aynı bölümde araştırma görevlisi olarak çalışmaktadır. Yabancı dili İngilizcedir.