T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TOTAL DİŞSİZ ÇENELERDE İMPLANT DESTEKLİ OVERDENTURE PROTEZLER İLE İMPLANT DESTEKLİ HAREKETLİ BÖLÜMLÜ PROTEZLERİN KUVVET İLETİMİ YÖNÜNDEN KARŞILAŞTIRILMASI

Gülsüm SAYIN ÖZEL

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Prof. Dr. Özgür İNAN

KONYA–2014

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TOTAL DİŞSİZ ÇENELERDE İMPLANT DESTEKLİ OVERDENTURE PROTEZLER İLE İMPLANT DESTEKLİ HAREKETLİ BÖLÜMLÜ PROTEZLERİN KUVVET İLETİMİ YÖNÜNDEN KARŞILAŞTIRILMASI

Gülsüm SAYIN ÖZEL

DOKTORA TEZİ

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

Danışman
Prof. Dr. Özgür İNAN

Bu araştırma Selçuk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü tarafından **11102022** proje numarası ile desteklenmiştir.

KONYA-2014

ii. ÖNSÖZ

Protetik Diş Tedavisi doktora eğitimim boyunca değerli tecrübelerini, zamanını ve desteğini hiçbir zaman benden esirgemeyen, değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Özgür İNAN'a,

Protetik Diş Tedavisi doktora eğitimim süresince pratik ve teorik olarak katkıda bulunan tecrübe ve deneyimlerini benimle paylaşan bölümümüzde görev yapmakta olan değerli öğretim üyelerine, doktora eğitimimi anlamlı hale getiren birlikte çalıştığım araştırma görevlisi ve doktora öğrencisi arkadaşlarıma ve personelimize, sevgili arkadaşım Dr. Dt Özlem KARA'ya,

Bana hayatımın her döneminde destek olduklarını hissettiren anneme, babama, ablama ve tüm aileme,

Eşim Dt. Abdullah ÖZEL'e

İçtenlikle teşekkürlerimi sunarım…

İÇİNDEKİLER

SİMGELER VE KISALTMALAR vi

1.GİRİŞ 1

1.1. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi 3

1.2. Osseoentegrasyon ve Osseoentegre İmplantlar 5

1.2.1. Osseoentegrasyonu Etkileyen Faktörler 6

1.2.2. Osseoentegre Dental İmplantların Sınıflandırılması 7

1.3. Dental implantlarda Başarı Kriterleri 9

1.4. Dental İmplantlarda Biyomekanik 11

1.5. İmplant Destekli Protez Sınıflamaları 13

1.6. Dental Seramikler 13

1.6.1.Dental Seramiklerin Özellikleri 14

1.6.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması 14

1.7. Hassas tutucular 15

1.7.1. Hassas Tutucuların Sınıflandırılması 17

1.8. İmplant Destekli Hareketli Protezler 19

1.8.1. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Uygulanacak İmplant Sayısı 20

1.8.2. İmplant Destekli Hareketli Protez Endikasyonları 21

1.8.3.İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Sabit Protezlere Göre Avantajları ve Dezavantajları: 21

1.8.4. Alt Çene İmplant Destekli Hareketli Protezler: 22

1.8.5. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Tutucu Türleri 23

1.8.6. Alt Çene İmplant Destekli Hareketli Protezlerde İmplant Sayısı ve Tutucu Tipine Karar Vermede Dikkat Edilecek Faktörler 23

1.9. İmplant Üstü Protezlerin Neden Olduğu Gerilmeler 27

1.10. Kuvvet Analiz Yöntemleri 29

1.10.1. Sonlu Elemanlar Kuvvet Analiz Yöntemi 30

1.10.2. Fotoelastik Stres Analizi: 30

1.10.3. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) ile Kuvvet Analiz Yöntemi 35

1.10.4. Kırılgan Vernik Kaplama Tekniği ile Kuvvet Analiz Yötemi 35

1.10.5. HoloŞekil İnterferometri (Lazer Işınları) ile Kuvvet Analiz Yöntemi 35

1.10.6. TermoŞekil Kuvvet Analiz Yöntemi 35

1.10.7. Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi 36

2. GEREÇ VE YÖNTEM 37

2.1. Fotoelastik Modellerin Elde Edilmesi 38

2.1.1. Akrilik Modellerin Hazırlanması....38
2.1.2. İmplantların Akrilik Modellere Yerleştirilmesi....39
2.1.3. Fotoelastik Modellerin Oluşturulması....40
2.2. İmplant Üstü Protezlerin Hazırlanması....45
2.2.1. İmplant Üstü Hareketli Bölümlü Protezlerin Hazırlanması....45
2.2.2. İmplant Üstü Overdenture Protezlerin Hazırlanması....54
2.3. Polariskop Cihazında Modellerin Yüklenmesi....58
2.4. Modellerde Oluşan Stres Çizgilerinin Fotoğraflanması....59
2.5. Araştırmanın Etiği....61
3. BULGULAR....62
3.1. Fotoelastik Stres Analizi Yöntemi ile Oluşturulan Modellerin Değerlendirilmesi....62
3.1.1. İki İmplant Yerleştirilen, Locator Tutuculu Overdenture Total Protez Modelin Değerlendirilmesi....62
3.1.2. İki İmplant Yerleştirilen, Sabit Protetik Komponenti Köprü Dizaynlı Kroşe Tutuculu İmplant Üstü Hareketli Parsiyel Protez Modelin Değerlendirilmesi....65
3.1.3. İki İmplant Yerleştirilen, Sabit Protetik Komponenti Köprü Dizaynlı Hassas Tutuculu İmplant Üstü Hareketli Parsiyel Protez Modelin Değerlendirilmesi....67
3.1.4. İki İmplant Yerleştirilen, Sabit Protetik Komponenti Kron Dizaynlı Kroşe Tutuculu İmplant Üstü Hareketli Parsiyel Protez Modelin Değerlendirilmesi....69
3.1.5. Dört İmplant Yerleştirilen, Bar Tutuculu Overdenture Total Protez Modelin Değerlendirilmesi....72
3.1.6. Dört İmplant Yerleştirilen, Sabit Protetik Komponenti Köprü Dizaynlı Kroşe Tutuculu İmplant Üstü Hareketli Parsiyel Protez Modelin Değerlendirilmesi....75
3.1.7. Dört İmplant Yerleştirilen, Sabit Protetik Komponenti Köprü Dizaynlı Hassas Tutuculu İmplant Üstü Hareketli Parsiyel Protez Modelin Değerlendirilmesi....77
3.2. Fotoelastik Modellerin Karşılaştırılması....79
3.2.1. İki İmplant Yerleştirilen Modellerin Karşılaştırılması....79
3.2.2. Dört İmplant Yerleştirilen Modellerin Karşılaştırılması....83
3.2.3. Üst Yapıların Karşılıklı Olarak Değerlendirilmesi....88
4. TARTIŞMA....90
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER....105
6. ÖZET....107
7. SUMMARY....108
8. KAYNAKLAR....109
9. EKLER....122

10. ÖZGEÇMİŞ 123

iv. SİMGELER VE KISALTMALAR

ADA: Amerikan Diş Hekimleri Birliği

A°: Angstrom

°C: Santigrat Derece

cm: Santimetre

cm^2 : Santimetre kare

cm^3: Santimetre küp

dev/dak: Devir/ Dakika

g: Gram

kg: Kilogram

lb: Libre

MPa: Megapaskal

m^2: Metre Kare

µm: Mikrometre

mm: Milimetre

mm^2: Milimetre Kare

M.Ö. : Milattan Önce

M.S. : Milattan Sonra

N: Newton

NSAI: Non-streoidAntiinflamatuar

nm: Nanometre

Pa: Paskal

yy: Yüzyıl

°: Derece

1. GİRİŞ

Tarih boyunca bilimsel ve teknolojik gelişmelerde her zaman tabiat örnek alınmış ve taklit edilmiştir. Bu yaklaşım bütün bilimlerde olduğu gibi sağlık bilimleri ve dolayısıyla diş hekimliğinde de geçerlidir. El Askary kitabında Abd El Salam "Birçok artistin ortak tek bir düşüncesi vardır; o da, gerçeği taklit etmek için rol yapma yeteneklerini kullanmalarıdır; bizler de diş hekimliğinde estetik sonuçlar yaratabilmek için doğal dentisyonu taklit eden artistik yeteneklerimizi en üst düzeyde kullanmalıyız" demektedir. Diş hekimliğindeki bu tabiatı taklit mevcut dentisyonun onarılmasından ve düzenlenmesinden; diş ve doku eksikliklerinin giderilmesine kadar pek çok durumda kendini göstermektedir. Son zamanlarda; diş eksikliklerinin giderilmesi konusunda ön plana çıkan tedavi ise tabiata en yakın şartların elde edilebildiği oral implantolojidir (Enhoş 2007). Diş hekimliğinde eksik dişlerin restorasyonunda dental implantların kullanılması, osseoentegrasyon kavramının kabulünden sonra belirgin bir artış göstermiştir (Mısır 2008).

İmplant sözcüğü Latince "in = içerisine, içerisinde" ve "planto = ekme, dikme, yerleştirme, gömme" anlamına gelen sözcüklerinin bir araya gelmesiyle oluşmuştur. Anlam olarak "Bir fonksiyon elde etme amacıyla, uygun bölgeye yerleştirilen organik veya inorganik cismi" ifade eder ve Fransızca'dan diğer dillere geçmiştir (Tunalı 2000).

Oral implantolojideki asıl amaç kemik yapısının korunması, diş eksikliklerinin giderilmesi, kalan dişlerin stabilizasyonunun sağlanması, hareketli protezin desteklenmesi, estetiğin korunması ve/veya sağlanması, psikososyal korumanın sağlanması ve yaşam kalitesinin iyileştirilmesidir (Kirsch ve ark 2001).

Oral implantolojinin hareketli protezlerin desteklenmesi amacı düşünüldüğünde; geleneksel protezlerle tam olarak elde edilemeyen stabilite ve retansiyonun arttırılması diş hekimliği açısından önemlidir. Özellikle alt çene tam dişsizlik vakalarında uygulanan geleneksel tam protezlerde hasta memnuniyetinin düşük olduğu bilinmektedir. Alt protezlerin üst protezlere oranla çok daha küçük bir alan kaplaması, dil ve çene hareketleri protez başarısını olumsuz yönde etkilemektedir. Zamanla implantların yüksek başarı oranları kullanımlarını büyük ölçüde arttırmıştır

ve implant diş hekimliği protetik diş tedavisinin kaçınılmaz parçası haline gelmiştir. 2002 yılında McGill Konsensusu ile alt çene tam dişsizlik vakalarında iki implantla desteklenen alt tam protezlerin ilk tedavi alternatifi olduğu öne sürülmüştür (Feine ve ark 2002). Günümüzde konvansiyonel total protezlerini kullanamayan hastalarda dişsiz mandibulada implantların destek olarak kullanılması standart bir tedavi yöntemi olmuştur. Dental implantların destek olarak kullanılması, konvansiyonel protezlerin retansiyon, stabilite ve fonksiyonunu arttırarak hastaların yaşam kalitesini yükseltmektedir.

Protetik diş hekimliğinin ideal yaklaşımı tam dişsiz vakaların sabit restorasyon ile tedavi edilmesi olmakla birlikte, hem ekonomik durumlar hem de hastanın cerrahi sonrası yaşayacağı morbidite göz önüne alındığında özellikle dişsiz alt çenelerde az sayıda implantla desteklenen protezlerin daha sık uygulandığı görülmektedir (Arat 2010). Bununla birlikte son yıllarda özellikle klinik diş hekimliğinde; implant üstü sabit ve hareketli bölümlü protezlerin kombine kullanımı da gündemdedir.

İmplant sayısını arttırmanın anatomik oluşumlara zarar verme ihtimalini yükseltmesi ve hastaların ekonomik olarak bu tip tedaviyi karşılamakta güçlük çekmesi gibi bazı dezavantajları bulunmaktadır (Arat 2010). Bu dezavantajlarda göz önüne alındığında dişsiz mandibulada posterior bölgeye implant yerleşiminin zor ya da ileri cerrahi işlem gerektirdiği vakalarda; anterior mandibulanın en güveni bölgelerinden olan interforaminal bölgeye yerleştirilen implantlarla desteklenen sabit bölümlü protez destekli hareketli bölümlü protezlerde bir alternatif tedavi seçeneği olarak düşünülebilir. Bu konuyla ilgili literatürde pek çok klinik vaka bulunurken *in-vitro* çalışmalara rastlanmamaktadır.

Bu çalışmanın amacı, interforaminal bölgeye yerleştirilmiş implantların üzerine uygulanan mandibular overdenture protezlerin ve sabit bölümlü protez ile desteklenen hareketli bölümlü protezlerin meydana getirdiği stres dağılımını fotoelastik stres analiz yöntemi ile değerlendirmek ve karşılaştırmaktır. Deneysel sonuçlar, klinik olarak da onandıktan sonra, kuvvet dağılımı açısından en uygun sayıda implant ve en yararlı protez türünün belirlenmesi klinik olarak fayda sağlayacaktır.

Çalışmamızda iki ve dört implant yerleştirilmiş mandibular modeller üzerine yapılmış overdenture ve implant üstü sabit bölümlü protezler ile desteklenen farklı tutuculara sahip hareketli bölümlü protezlerin oluşturduğu stresler fotoelastik stres analiz metodu kullanılarak incelenecek ve sonuçlar birbirleriyle karşılaştırılacaktır. Çalışmada iddia edilen hipotez; total dişsiz mandibular overdenture protezler ile sabit bölümlü protezlerle desteklenen implant üstü hareketli parsiyel protezlerin implantlarda oluşturdukları stresler açısından fark yaratmayacağıdır.

1.1. Dental İmplantoloji ve Tarihçesi

İmplant kelime anlamı olarak; "kaybolan fonksiyonun yeniden kazanılması amacı ile canlı dokular arasına yerleştirilen organik ya da inorganik maddelerdir" şeklinde tanımlanabilir (Block ve Kent 1995). Literatürde, dental implantların farklı tanımlarına rastlamak mümkündür. Ulusoy ve Aydın (2003), metal veya seramik, doku tarafından kabul edilebilir bir materyalin doğrudan çene kemiği içerisine cerrahi olarak veya yine kabul edilebilir metal bir materyalin, periodonsiyumun kaldırılması sonrası doğrudan kemik üzerine yerleştirilmesi işlemine dental implantoloji, bu iş için kullanılan materyale de dental implant demişlerdir. Başka bir tanımda dental implant, eksik dişin yerini alan, sabit ya da hareketli protezlere destek olmak amacı ile kemik içine yada üzerine yerleştirilen, biyouyumlu ve biyofonksiyonel apareylerdir, şeklinde tanımlanmaktadır. The Glossary of Prosthodontic Terms'de dental implant, sabit veya hareketli bölümlü proteze destek ve tutuculuk sağlamak amacı ile mukoza ve/veya periost tabakası altına ve/veya çene kemiğinin içine yerleştirilen, alloplastik materyallerden; metal, metal alaşımı veya porselenden; yapılmış protetik bir gereçtir, şeklinde tanımlanmıştır (Spiekermann ve ark 1995, İnan 1997, Ulusoy ve Aydın 2003, Enhoş 2007).

Dental implantlar çok eski çağlardan bu yana farklı şekil ve malzemeler ile kullanılmaktadır. Dental implantlara yönelik en eski bilgiye Çin imparatorlarından Chin-Nong' un M.Ö. 3216 ve Hon-ang-Tu'nun M.Ö. 2637 yıllarında akapunktur, altın ve gümüş iğneler, diştransplantasyonları ve reimplantasyonları gibi, o dönemin önemli tıbbi tedavilerini anlattıkları kaynaklarda rastlanmaktadır (Tunalı 2000). 1931'de Dr. Wilson Popenoe, Honduras Ulva Vadisi'ndeki Playa de losMuertos'da M.S. 600 yıllarına ait eksik olan üç kesici diş yerine deniz hayvanlarına ait kabukların diş formu

verilmiş olarak implante edilmiş olduğu bir alt çene kemiği bulmuştur. İlk olarak dişlerin transplantasyon ve reimplantasyonundan bahseden diş hekimi Ambrose Paré (1510–1590)' dir. Paré' nin ilk defa çeneye obtüratör yerleştirdiği ve kaybedilen ön dişlerin yerine transplantasyonlar yaptığı bilinmektedir (Sandallı 2000, Alnıaçık 2011).

17. yy.' da Fransız diş hekimi M. Dupont, çekilen dişlere kanal tedavisi yaparak çekim boşluklarına tekrar yerleştirmiştir. 18 yy.' da diş transplantasyonu uygulamaları Pierre Fauchard (1678-1761) ve John Hunter (1728-1793) tarafından devam ettirilmiştir. 18. ve 19. yy' da İngiliz ve Amerikan kolonilerinde fakir insanların dişlerinin çekilerek zengin soylulara transplante edildiği bilinmektedir, ancak transplante edilen bu dişlerin klinik sonuçları ya ankiloz ya da kök rezorbsiyonu olmuştur. 19. yy.' ın başına kadar transplantasyon güncelliğini korusa bile tatmin edici başarılı sonuçların elde edilememesi, ayrıca hastalıkların bulaşmasına ve hatta ölümlere neden olabileceği görüşlerinin giderek artması üzerine eksik dişlerin yerine koyulabilecek yeni materyallerin arayışına girilmiştir (Watzek 1996, Mısır 2008).

Diş eksikliklerinin rehabilitasyonuyla ilgili çalışmalar eski dönemlere dayanmakla birlikte 19. yy.'ın son döneminde bilimsel ve sistemik çalışmalar büyük bir hız kazanmıştır. 1809'da Maggiolo, yeni çekimi yapılmış bir diş soketine tek aşamalı altın implant yerleştirmiş, ancak operasyon sonrası ciddi ağrı ve gingival enflamasyon oluştuğu gözlenmiştir. T.D. Driskell, E.J. Greenfield ve S.M. Harris gibi araştırmacılar kurşun, altın ve iridyum içerikli implantlar kullanmışlardır (Block ve Achong 2004). 1937'de Adams, günümüzde kullanılanlara benzer overdenture tarzı proteze top ataşmanla tutuculuk sağlayan yivli silindirik implant tasarımına patent almıştır. Bu implant günümüzde kullanılan silindirik implantların öncüsü sayılabilir (McKinney 1991, Mısır 2008).

Strock 1938' de ilk uzun dönem endosseos implantı yerleştirmiştir (Block ve Achong, 2004). Bu implant, jacket kronun simantasyonu için konik şekilli başlık içeren kobalt-krom-molibden vidadan oluşmaktaydı. 1955'te hastanın trafik kazasında ölümüne kadar bu implant stabil ve asemptomatik olarak kalmıştır. Bu sayede Strock, ilk defa metalik endosteal dental implantların insan tarafından tolere edildiğini, 17 yıllık başarı oranıyla ispat etmiştir (Block ve Achong 2004).

Çene kemiklerinin bazı bölgelerinde yeterli alveolar kemik yüksekliği olmaması nedeniyle subperiosteal implantlar geliştirilmiştir. 1943'te Dahl maksiler alveol kemiğine 4 post uzantısı olan metal bir yapı yerleştirmiştir. Bu yapı örnek alınarak pek çok tasarım geliştirilmiş, ancak bunların birçoğunda yara iyileşmesinde problemler meydana gelmiştir. Blade tip implantlar Linkow, Roberts ve Roberts tarafından tanıtılmıştır. Çeşitlerinin çok olması ve geniş kullanım alanıyla blade tip implantlar, dünya genelinde 1960, 1970 ve 1980'lerin ilk zamanlarında en çok kullanılan implant tiplerinden olmuşlardır (Block ve Achong 2004, Mısır 2008).

İlk defa 1965'te iki aşamalı titanyum implantlar kullanılmıştır ve çalışmalar, bu implantların maliyet, fonksiyon ve uzun dönem başarı açısından daha önce denenen implantlara göre daha avantajlı olduklarını göstermiştir (Block ve Achong2004). İlk olarak 1978'de Kuzey Amerika'da, Per-Ingvar Branemark tarafından iki aşamalı, yivli ve kök şeklindeki titanyum implantlar tanıtılmıştır. Branemark yaptığı çalışmada tavşanların femur kemiğine yerleştirilen titanyum disklerin belirli bir iyileşme döneminden sonra osseoentegre olduğunu göstermiştir (Block ve Achong 2004). Mayıs 1982'de Toronto'da Kuzey Amerika Diş Hekimleri Birliği, İsveçli araştırmacıların bilimsel makalesinde geçen osseoentegrasyon kavramı olarak bilinen, kemik ile implant arasındaki ilişkiyi tanımlamıştır. Bu yeni kavram, atravmatik olarak implant yerleştirilmesine ve gecikmiş implant yüklemesine dayanmaktadır. Branemark'ın öncülüğünü yaptığı İsveçli araştırma ekibi, mandibulada 15 yılı aşkın yüksek başarı oranını bildirmişlerdir. Diğer implant sistemlerinin gelişmesinde de Branemark ve arkadaşlarının çalışmaları büyük rol oynamıştır. Günümüzde Amerikan Diş Hekimleri Birliği (ADA) bu sistemle birlikte diğer birçok sistemi de kabul etmektedir (McGlumphy ve Larsen 2003, Mısır 2008).

1.2. Osseoentegrasyon ve Osseoentegre İmplantlar

Klinik terim olan osseoentegrasyon kemik içi implantların çevre kemiğe tutunumu olarak açıklanabilir. Kemik-implant arayüzeyinin gelişmesi, kemik matriksi ve osteoblastın implant yüzeyine yumuşak ya da fibröz doku araya girmeksizin direkt appozisyonu ile karakterize edilir. Bu olay osseoentegrasyon olarak adlandırılır (Krause ve Cowles 2000). Ayrıca "canlı kemik ile yük taşıyan implant yüzeyi arasındaki direkt fonksiyonel ve yapısal birleşme" şeklinde de tanımlanabilir (Morris

ve ark 2000, Şimşek 2010). Diğer bir tanım ise, "implanttan kemiğe devamlı bir kuvvet iletimi ve dağılımı olacak şekilde kemikle implant arasında kemik haricinde bir doku olmaksızın kurulan bağlantı" şeklindedir (Hobo ve ark 1991, Şimşek 2010).

Hayat boyu süren kemik yapımı, fonksiyona adaptasyon ve tamiri ifade eden "osseoentegrasyon", kemik ve implant yüzeyi arasındaki güçlü birleşim için zorunludur. Dental implantların başarısı kemik yapımına, adaptasyonuna ve tamirine etki eden temel biyolojik mekanizmalara dayanılarak belirlenmelidir (Cooper 1998, Şimşek 2010).

Dental implantlarda kemik iyileşmesi

Cerrahi sonrası kemik-implant arayüzünde oluşan olaylar zamana bağlı olarak şu şekilde sıralanabilir (Marco 2005, Şimşek 2010).

- İlk 72 saat: kan pıhtısı oluşumu ve trombosit aktivitesi
- İlk 4 hafta: granülasyon dokusu oluşumu, anjiogenez ve fibroplazi
- 3 hafta-2 ay: primer kemik oluşumu
- 2 ay-4 ay: sekonder kemik oluşumu
- 4 aydan sonra: kemiğin yeniden şekillenmesinin devam etmesi.

1.2.1. Osseoentegrasyonu Etkileyen Faktörler

Osseoentegrasyonu destekleyen ve engelleyen faktörler çok çeşitlidir.

Destekleyen faktörler:

1. İmplant dizaynı ve kimyasal kompozisyon
2. İmplant yüzey topografisi
3. İmplant materyali
4. İmplant şekli
5. İmplant uzunluğu, çapı
6. İmplant yüzey tabakaları
7. Mevcut kemiğin durumu ve kemiğin intrensek iyileşme potansiyeli
8. Primer mekanik stabilizasyon
9. Yükleme koşulları

10. Kemik greftleme gibi tedavilerin uygulanması
11. Osteojenik biyolojik tabakalar
12. Biyolojik stimülasyon
13. Farmakolojik ajanlar (simvastatin, bifosfonatlar)

Engelleyen faktörler:

1. Aşırı implant mobilitesi ve mikro hareketler
2. Uygun olmayan implant yüzey pürüzlülüğü
3. Radyasyon terapisi
4. Farmakolojik ajanlar (siklosporin a, methotrexate ve cis-platinum, warfarin ve heparin, NSAI ilaçlar özellikle COX-2 inhibitörleri)
5. Hastayla ilgili faktörler (osteoporöz, romatoid artrit, ileri yaş, besin yetersizlikleri, renal yetmezlik ve sigara kullanımı vb.) (Şimşek 2010).

1.2.2. Osseentegre Dental İmplantların Sınıflandırılması

4 ana başlık altında sınıflama yapılabilir;

1. İmplant dizaynına göre
2. Makroskopik gövde dizaynına göre
3. İmplant yüzey özelliklerine göre
4. İmplantta kullanılan materyallere göre (Rolant ve Langer 1992, Zarb ve ark 2004, Misch 2005, Hakkı ve Ertuğrul 2009, Anusavice ve ark 2003):

1.İmplant dizaynına göre implantlar;

- Transdental implantlar
- İntramukozal implantlar
- Subperiosteal implantlar
- Transosseöz implantlar
- Endosseöz implantlar

a) Blade İmplantlar
b) Ramus İmplantlar
c) Disk İmplantlar
d) Kök formuİmplantlar

2.Makroskopik gövde dizaynına göre implantlar;

- Yivli implantlar
- Silindirik implantlar
- Solid implantlar
- Plate implantlar
- Oluklu implantlar
- Hollow implantlar
- Perfore dental implantlar

3.İmplant yüzey özelliklerine göre implantlar

- Düz yüzey dental implantlar
- Machined surfaced dental implantlar
- Pürüzlendirilmiş yüzey dental implantlar
- Kaplanmış yüzey dental implantlar

4. Kullanılan materyallere göre implantlar:

a. Metal ve alaşımları

- Titanyum ve titanyum 6-alüminyum-4 vanadyum
- Kobalt-krom-molibden
- Demir-krom-nikel

b. Seramikler

- Alüminyum oksit (alümina ve safir)
- Hidroksilapatit trikalsiyum fosfat
- Kalsiyum alüminat
- Zirkonyumoksit

c. Karbonlar

- Polikristal (vitröz) cam karbon
- Karbon-Silikon

d. Polimerler

- Polimetilmetakrilat
- Politetrafloroetilen
- Polietilen
- Silikon Lastik
- Polisülfon

Osseoentegre implantların taşıması gereken özellikler şu şekildedir:

1. Biyolojik olarak doku dostu (biyouyumlu) yani inert olmalıdır,
2. Vücut sıvılarında fiziksel ya da kimyasal olarak değişime uğramamalı, çözünmemeli, şişmemeli, korozyona ya da absorbsiyona uğramamalıdır,
3. Basınç altında fiziksel değişim göstermemelidir,
4. Toksik, alerjik ve irritan olmamalıdır,
5. Yapımı ve sterilizasyonu kolay olmalıdır,
6. Ekonomik olmalıdır (Lemons ve Natiella 1986, Zaimoğlu ve ark 1993, Çevik 1997, İnan 1997, Ulusoy ve Aydın 2003).

1.3. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri

Branemark implantların 1977'de diş hekimliğine sunulmasından bu yana benzer veya farklı materyallerde, tasarımlarda ve yüzey özelliklerinde pek çok implant piyasaya sunulmuştur (Kürkçüoğlu ve ark 2010). İmplant tedavilerinin klinik sonuçları hem hasta hem de hekim açısından, implant sistemleri ve tedaviler arasında bir karşılaştırma yapabilmek ve diğer hekimlerin tecrübelerinden faydalanabilmek açısından önem taşımaktadır. Ancak bu çalışmaların sonuçlarının güvenilir olması ve uzun süreli başarıları tanımlayabilmesi için objektif, sistemden bağımsız ve bilimsel olarak dünyaca kabul edilmiş belli kriterlere ve standartlara uygun olarak hazırlanması gerekmektedir (Albrektsson ve Zarb 1998, Weng ve ark 2003).

Her yıl literatürde implant tedavilerinin sonuçlarına ait pek çok rapor yayınlanmaktadır. Ancak bu yayınlarda, verilerin ifade edilme şekillerinde ve başarı kriterlerinde bir standart bulunmamaktadır. İmplant sistemlerinin ve tedavilerinin başarılarını değerlendirmek amacıyla 1978'den bu yana farklı ülkelerden farklı araştırmacılar tarafından, daha çok klinik ve radyolojik parametrelerin referans alındığı pek çok kriter tanımlanmıştır. Günümüzde en çok kullanılan başarı kriterleri Albrektsson ve ark'nın kriterleri olmakla birlikte, kronolojik olarak önerilen kriterlerden bazılarını şu şekilde sıralayabiliriz (Kürkçüoğlu ve ark 2010):

- 1978'de Harvard Konsensüsü'nde önerilen kriterler.
- 1986'da Albrektsson ve arkadaşları tarafından önerilen kriterler.

- 1988'de NIH (National Institutes of Health) tarafından kabul edilen kriterler.
- 1989'da Smith ve Zarb'ın önerdiği kriterler.
- 1990'da Buser'in kriterleri.
- 1992'de Naert ve arkadaşlarının önerdikleri kriterler.
- 1993'te Albrektsson ve Zarb'ın modifiye kriterleri.
- 1997 de Roos ve arkadaşlarının oluşturdukları kriterler.
- 2000'de Amerikan Periodontoloji Akademisi tarafından kabul edilen kriterler.
- 2003'de Karoussis ve arkadaşlarının önerdiklerikriterler.
- 2007'de Oral İmplantolojistlerin Uluslararası Kongresi Ortak Görüş Konferansı'nda belirlenen kriterler.

2007 yılı Oral İmplantolojistlerin Uluslararası Kongresi'nin sponsorluğunda gerçekleşen İtalya Ortak Görüş Konferansı'nda James-Misch Sağlık Skalası modifiye edilerek, implant başarısı, sağkalımı (survival) ve başarısızlık şartlarını içeren 4 klinik kategori belirlenmiştir (Çizelge 1.1). Araştırmacılara göre "implant başarısı" terimi ideal klinik şartları tanımlamak için kullanılmaktadır ve implantlar için en az 12 aylık periyodu kapsamalıdır. "Erken implant başarısı" teriminin, 1-3 yıl arası dönem, "orta dereceli implant başarısı" nın, 3-7 yıl arası dönem ve "uzun dönem implant başarısı" teriminin ise 7 yıldan fazla olan dönem için kullanılması önerilmiştir. Klinik raporlarda implant başarı oranının, protetik sağkalım oranını da içermesi önerilmiştir (Misch ve ark 2008).

Çizelge 1.1. Dental İmplantlar İçin Sağlık Ölçeği

İmplant Kalite Ölçeği Grup	Klinik Koşullar
1. Başarı(Optimum Sağlık)	a. Fonksiyonda ağrı veya acı yok b. 0 hareketlilik(mobilite) c. İlk cerrahiden beri radyoŞekil kemik kaybı:<2mm d. Eksuda öyküsü yok
2. Tatmin Edici Sağkalım (Survival)	a. Fonksiyonda ağrı yok b. 0 hareketlilik(mobilite) c. 2-4mm'lik radyoŞekil kemik kaybı d. Eksuda öyküsü yok
3. Sağkalımda (Survivalda) Bozukluk	a. Fonksiyonda hassasiyet olabilir b. Hareketlilik(mobilite) yok c. RadyoŞekil kemik kaybı:>4 mm (implant gövdesinin 1/2sinden daha az d. Eksuda öyküsü olabilir
4. Başarısızlık (Klinik veya Kesin Başarısızlık)	a. Fonksiyonda ağrı b. Hareketlilik(mobilite) c. RadyoŞekil kemik kaybı:>implant gövdesinin 1/2sinden daha fazla d. Kontrol edilemeyen eksuda e. Ağızda yerleşik değil

1.4. Dental İmplantlarda Biyomekanik

İmplant destekli protezlerde biyomekanik kavramlar belirlenirken; mekanik yapı olarak implant, abutment, bunları birleştiren vida ve protetik restorasyon, biyolojik yapı olarak da implantın yerleştirildiği kompakt ya da spongiyöz kemik ile yumuşak dokular ifade edilmektedir (Şahin ve ark 2002). Başarılı bir osseoentegre implantın biyomekanik fonksiyonunda etkili faktörlerden en önemlisi, çiğneme kuvvetlerine olabildiğince uzun süre dayanabilmesidir. Osseoentegre implantları başarısız kılacak kuvvet miktarı tam olarak bilinmemekle birlikte, bunun normal ısırma kuvvetlerinin çok üzerinde olduğu düşünülmektedir (Kansu ve ark 2010).

Dental implantın fonksiyonu gelen yükleri çevre biyolojik dokulara iletmektedir. Böylece birincil fonksiyonel dizaynın amacı, implant destekli protezin fonksiyonunu en uygun hale getirmek için biyomekanik yükleri dağıtarak ve yayarak yönetmektir (Misch 2005).

Biyomekanik yük yönetimi iki faktöre bağlıdır: Birincisi, gelen kuvvetlerin karakteri diğeri ise uygulanan yükün dağıldığı yüzey alanıdır. Doksandan fazla implant gövdesi dizaynı bulunmaktadır. İmplant dizaynının bilimsel temeli bu implantların biyomekanik yüklere karşı dayanıklılıklarının değerlendirilmesini sağlar. İmplantın sadece bir yönünü değil (implant-abutment bağlantısı, tüm yüzey alanı, implant uzunluğu, implant genişliği) sistemin tamamını (tedavi planlamasını kapsayan) değerlendirmek daha faydalıdır (Misch 2005).

Doğal dişli bireylerde maksimum ısırma kuvvetleri, çenenin farklı bölgelerinde ve bireysel olarakta farklılık gösterir (van Steenbergke ve ark 1990). En büyük ısırma kuvveti 443 N olarak ölçülmüştür. Doğal dişli bireylerdeki ısırma kuvvetleri total protez taşıyan hastalara göre 5-6 kat daha fazla olduğu gözlenir. Erkeklerdeki ısırma kuvvetleri bayanlardan daha yüksektir (Hobo ve ark 1990). Raadsheer yaptığı bir çalışmada, ısırma kuvvetlerini erkeklerde ortalama olarak 545,6 N(n=58), kadınlarda 383,6 N(n=6) ve maksimum ısırma kuvvetini de erkeklerde 888 N, kadınlarda 576 N olarak ölçmüştür (Raadsheer ve ark 1999). Isırma kuvvetlerinin miktarı anatomik bölgelere ve dentisyonun durumuna göre değişmektedir. Isırma kuvvetleri 42-1245 N arasında değişmektedir. Carlsson ise ısırma kuvvetlerini birinci keserlerde 209 N,

birinci molarda 819 N ölçmüştür (Carlsson 1974, Brunski 1988, Misch 2005). Normal fizyolojik yükler altında implantın ağızda devamlılığını sağlamak için çeşitli tiplerde implant dizaynları yapılmaktadır.

Dıraçoğlu ve ark (2008)' larının yaptığı çalışmada ise daha düşük keser bölgesi ortalama değerleri elde edilmiştir ama benzer sonuçlar bulunmuştur. Molar bölgedeki ısırma kuvvetleri ile ilgili yapılan çalışmalarda ise; keserler bölgesine göre değerler yaklaşık 4 kat daha yüksek elde edilmiştir. Molar ve premolar bölgelerinde 700 N aşan değerler rapor edilmiştir.

Kemiğin dayanıklılığı**,** yoğunluğu ile yakından ilişkilidir. Yani yoğunluğu az bir kemik dokusu normal fizyolojik ısırma kuvvetleri karşısında bile implanta uzun dönem destek sağlayamayacaktır. Ek olarak, dişli ve dişsiz mandibula karşılaştırıldığında mandibula anterior bölgesi, premolar ve molar bölgesine göre daha fazla trabeküler kemik yoğunluğu göstermektedir (Misch ve ark 1999).

Oklüzal kuvvetlerin yönü ve büyüklüğünün; kemik-implant-protez kompleksinin tüm bileşenlerine etki eden basma ve germe gerilimlerinin nitelik ve niceliğini etkilediği bilinmektedir (Mericske-Stern ve ark 2000). Uygulanan bir kuvvetin biyolojik etkilerini değerlendirirken yükün kaynağının tanımlanması önemlidir. İmplant destekli bir protez dış ve/veya iç kuvvetlerin etkisi altındadır (Duyck 2000).

İmplant destekli protezlerde fonksiyon esnasında oluşan yükler, protez parçaları ve abutmentlar aracılığı ile implantlara iletilir. Bu yüklere, implantın gövdesini çevreleyen sert ve yumuşak dokular tarafından biyolojik bir yanıt verilir (Şahin ve ark 2002).

1.5. İmplant Destekli Protez Sınıflamaları

İmplant destekli protez sınıflandırması çesitli araştırmacılar tarafından farklı şekillerde yapılabilmektedir. Misch implant destekli protezleri sahip oldukları desteklerin tiplerine göre aşağıdaki gibi sınıflandırmaktadır:

1. Sadece implant destekli üst yapı protezleri
2. İmplant-diş destekli üst yapı protezleri
3. İmplant-doku destekli üst yapı protezleri (Misch 2005)

Ancak genellikle Hobo ve ark (1990)'larının yaptığı aşağıdaki sınıflama gibi, hastadaki dişsizlik durumuna göre yapılmaktadır (Enhoş 2007).

1. Parsiyel diş eksikliği vakalarında,
- Sabit, vidalı kron köprü protezler
- Simante edilebilen kron köprü protezler
- İmplant-diş destekli köprü protezleri

2. Total diş eksikliği vakalarında,
- İmplant üstü sabit simante köprü protezler
- İmplant üstü hibrit vidalı protezler
- İmplant üstü overdenture protezler (Hobo ve ark 1990)

1.6. Dental Seramikler

Dental seramikler, temel olarak bir ya da birden fazla metalik veya yarı metalik elementin (alumina, kalsiyum, lityum, magnezyum, fosfor, potasyum, silikon, sodyum, titanyum ve zirkonyum) oksijen ile bileşiminden oluşan, ametalik ve inorganik yapılardır (Anusavice 2003). Daha kısıtlayıcı bir terim olan porselen ise kaolin, kuartz ve feldsparın ($K_2OAl_2O_36SiO_2$) yüksek ısıda fırınlanması ile oluşturulan özel bir seramik türüdür. Dental seramikler, bu formüle bağlı kalınarak üretilen materyaller olduğu için 'dental porselen' tanımı da diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Powers ve Sakaguchi 2006, Yüksel 2011).

Geleneksel dental seramikleri feldspar, kaolin ve quartz oluşturur. Ayrıca, eritgen madde ve pigmentler de eklenir (Johnston ve ark 1971, Yöndem 2006, Enhoş 2007).

1.6.1. Dental Seramiklerin Özellikleri

Dental seramikler kimyasal yapı olarak oldukça stabildir ve uzun zaman bozulmadan mükemmel estetik sağlarlar. Isı iletkenlikleri ve ısısal genleşme katsayıları mine ve dentininkine benzerdir (Van Noort 2002, Bozoğulları 2007). Doku uyumları, aşınmaya karşı dirençleri, renk stabiliteleri ve doğal dişlere benzer özellikleri dolayısıyla en çok tercih edilen dental materyallerdendir (Shillingburg ve ark 1997, Kara 2013). Bu üstün özelliklerinin yanında dental sermaiklerin bir takım fiziksel eksiklikleri de vardır. Dental seramikler için baskı dayanımı 350-550 Mpa gibi yüksek değerlerde iken, çekme dayanımı 20-60 Mpa gibi olduça düşük değerlerdedir. Ayrıca dental seramikler yapısal olarak gerilme kuvvetlerine karşı dayanıksız olmalarına neden olan mikro çatlak yapı özellikleri de göstermektedir. Bu yüzden seramiklerin gerilme streslerine karşı dayanımlarını yükseltecek şekilde mekanik özelliklerinin arttırılması gerekmektedir (Mc Lean 1980, Shillingburg ve ark 1997, Kara 2013).

Dental seramikler klasik olarak fırınlama derecelerine ve güçlendirilme mekanizmalarının esas alındığı yapım tekniklerine göre sınıflandırılabilirler (O'Brien 2002, Altıntaş 2007, Kara 2013).

1.6.2. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması

1.Fırınlama Derecelerine Göre Seramiklerin Sınıflandırılması (Zaimoğlu ve ark 1993):

1. Çok Düşük Isı Dental Seramikler (<870 ^{o}C)
2. Düşük Isı Dental Seramikler (871 -1066 °C)
3. Orta Isı Dental Seramikler (1093-1260 °C)
4. Yüksek Isı Dental Seramikler (1288-1371 °C)

2. Yapım Tekniklerine Göre Seramiklerin Sınıflandırılması (Zaimoğlu ve ark 1993):

I- Metal Destekli Dental Seramikler
1. Döküm Metal Üzerinde Bitirilen Dental Seramikler
2. Metal Yaprak Üzerine Bitirilen Dental Seramikler

II- Metal Desteksiz Dental Seramikler
1. Konvansiyonel Feldspatik Seramikler
2. Kor Yapısı Güçlendirilmiş Seramikler
   a. Alumina Kor ile Güçlendirilmiş Seramikler
   b. Magnezya Kor ile Güçlendirilmiş Seramikler
   c. Zirkonyum ile Güçlendirilmiş Kor Materyali
3. Dökülebilir Cam Seramikler
4. Bilgisayar Yardımı ile Hazırlanan Seramikler
5. Kopya Freze Tekniği ile Yapılan Dental Seramikler
6. Isı ve Basınç Altında Şekillendirilen Cam Seramikler
   a. IPS Empress
   b. IPS Empress 2
   c. IPS Empress e-Max
   d. IPS Empress Estetik
   e. Finesse Tam Seramik

1.7. Hassas tutucular

Diş hekimleri terimleri sözlüğünde "hassas tutucular" şu şekilde tanımlanmaktadır; sabit ya da hareketli bölümlü protez yapımında kullanılan, negatif yuvası destek dişin normal veya genişletilmiş kron konturu içerisinde kalan, pozitif parçası ise gövdeye veya protez iskeletine tespit edilen metal bir yuva ile buna sıkıca uyan bir parçadan oluşan bir tutucudur (Ulusoy ve Aydın 2003, Enhoş 2007).

Hassas tutucular iki ya da daha fazla parçadan oluşabilmektedirler. İki parçalı sistemler genel olarak patrix ve matrix, ya da dişi ve erkek parça adı verilen iki parçadan oluşmaktadırlar. Bu iki parça birbirine tam ve kusursuz bir biçimde bağlanabilme özelliğine sahiptir. Parçalardan biri kök, diş ya da implanta diğeri proteze bağlanır (Sherring-Lucas ve Martin 1994, Jenkins 1999, Enhoş 2007).

Hassas tutucular sahip oldukları esneklikleri sayesinde diş hekimliğine önemli avantajlar sağlamaktadırlar. Geçmiş dönemlerde birçok diş hekimi tarafından, farklı nedenlerle, kullanım alanları sınırlandırılmış olsa da, günümüzde, özellikle dental implantların kullanımının yaygınlaşmasının da etkisi ile popülaritesi artmakta olan diş hekimliği ekipmanlarındandır (Sherring-Lucas ve Martin 1994, Enhoş 2007).

Hassas Bağlantıların Uygulandığı Yerler

- Kron-Köprü restorasyonları
- Parsiyel protez restorasyonları
- Overdenture restorasyonlar
- İmplant restorasyonları (Uludağ 2012).

Hassas tutucuların avantajları ve dezavantajları şu sekilde sıralanabilir;

Avantajları:

1- Estetik olarak üstünlükleri, özellikle kanin ve premolar diş için avantaj taşır,

2- Vertikal ve horizontal kuvvetler dişin uzun eksenine paralel olarak iletilir,

3- Destek dişlerin anatomik şekilleri, yani ekvator altındaki tutucu bölgenin yeterli olup olmaması tutuculuğu etkilemez,

4- Protezin parça sayısı azaldığı için hastalar rahatlık hisseder,

5- Serbest sonlanan olgularda, protezde ön-arka yöndeki hareketleri daha iyi bir şekilde kontrol eder,

6- Bölümlü protezin ağıza uygulanması sırasında destek dişlerde yan kuvvetler oluşmaz,

7- Destek dişlere uygulanan kronlar, ilerideki çürümeleri önler,

8- Karşılayıcı kroşe kolu konulamayacağı zaman endike olabilir,

9- Sürtünmesel yıpranmaları ancak çok uzun bir süre kullanımında mümkündür.

Dezavantajları:

1- Karmaşık klinik ve laboratuar işlemleri fazla zaman alır ve büyük hassasiyet gerektirir,

2- Protezin çıkarılmasına karşı sürtünmesel direncin kaybolması sonucu aşınabilirler,

3- Onarılmaları ve yeniden kullanıma sevk edilmeleri zordur,

4- Bazılarının tutuculukları sürtünmesel dirence bağlı olduğu için yeterli sürtünmesel yüzeyler temin etmek için kron uzunluğunun uygun olması gerekmektedir,

5- Kron içi hassas tutuculardа ünitenin derinliği nedeni ile geniş pulpalı dişlerin sağlığını tehlikeye atabilir,

6- Maliyetleri, konvansiyonel protezlere oranla yüksektir,

7- İyi bir ağız hijyeni gerektirir (Ulusoy ve Aydın 2003).

Hassas tutucular birçok farklı tipte metalden, seramikten ve plastikten üretilebilirler. Metal olanlar genellikle 850ºC ile 1450ºC arasında dökülen metal alaşımlarıdır (Jenkins 1999). Titanyum içerikli olan hassas tutucular döküme ya da lehime uygun olmadıkları için, bu tip hassas tutucular kök post sistemi ya da endodontik ankor ve ataçman olarak kullanılabilmektedirler (Sherring-Lucas ve Martin 1994).

1.7.1. Hassas Tutucuların Sınıflandırılması

Kabcenel, hassas tutucuları, kuvvet iletimleri ve yer değiştirmeye karşı olan dirençlerine göre sınıflandırmıştır. Breisach ise hassas tutucuları; tip, yapım ve fonksiyonuna göre sınıflandırmıştır (Ulusoy ve Aydın 2003).

Hassas tutucular aktif ya da pasif tutunma sağlamalarına göre de sınıflanabilirler. Aktif tutunma da dişi ve erkek parça arasındaki bağlantı ayarlanabilir özelliktedir. Restorasyon yerine yerleştirildikten sonra tutuculuk tekrardan aktive edilebilir. Bu tür tutucular özellikle hareketli parsiyel protezlerde ve overdenturelarda tercih edilmektedir. Pasif tutunmada, dişi ve erkek parça arasındaki bağlantı arttırılamaz ya da azaltılamaz özelliktedir. Bu tür hassas tutucular, destek dişlerde olabilecek giriş yolu sorunlarını gidermede ya da sabit-hareketli simante protezlerde kuvvet kırıcı olarak kullanılmaktadır (Jenkins 1999).

Hassas tutucular bir de sabit ve hareketli hassas tutucu olarak sınıflanabilirler. Sabit hassas tutuculardа, dişi ve erkek parça arasında herhangi bir hareket yoktur. Hareketli hassas tutuculardа ise dişi ve erkek parça arasında hareketlilik söz konusudur. Bu tür tutucular, gelen kuvvetleri destek dişlere zarar vermeden destek yumuşak dokuya iletebilecek özellik gösterirler. Bir bakıma kuvvet kırıcı gibi davranırlar (Jenkins 1999). Sherring-Lucas ve Martin (1994) hassas tutucuları, fonksiyonlarına göre; vidalılar, rijit, menteşe hareketi yapanlar, vertikal yönde hareket edenler ve rotasyonel hareketliler, bağlantı şekline göre ise; sürtünmesel bağlantılılar, mekanik tutuculuk sağlayanlar, mıknatıslılar ve vidalı bağlantılılar olarak sınıflandırmışlardır.

Görüldüğü üzere farklı araştırmacıların farklı tipte yaptıkları sınıflandırmalar vardır. Ancak günümüzde en çok kullanılan sınıflandırma sistemi Preiskel'in (1984) yapmış oldugu sınıflandırmadır. Preiskel'in hassas tutucuları sınıflandırması, bağlantının şekli esas alınarak yapılmıştır:

1. Kron içi hassas tutucular
    A. Tutuculuğu tamamen sürtünmesel olanlar
    B. Tutuculuğu mekanik bir kilit ile arttırılanlar
2.Kron dışı hassas tutucular
    A.Çıkıntılı unsurlar 'projeksiyon üniteleri'
        A.A. Sıkı bir birleşme sağlayanlar
        A.B. Öğeler arasında harekete müsaade edenler
    B.Bağlayıcılar
    C.Bileşik üniteler
3. Çivi baslı hassas tutucular
    A.Sıkı bir birleşme sağlayanlar
    B. İki öge arasında harekete müsaade edenler
4. Bar'lı hassas tutucular
    A.Bar'lı eklemler
    B.Bar'lı üniteler
5. Yardımcı hassas tutucular
    A.Piston tipi tutucular
    B.Vidalı tutucular (Preiskel 1984, Sherring-Lucas ve Martin 1994, Jenkins 1999, Ulusoy ve Aydın 2003).

1.8. İmplant Destekli Hareketli Protezler

Protetik tedavi hizmetinin belirli amaçları vardır ve bu amaçlar kendisini en çok tam dişsizlikte gösterir. Tam protez yapımının 5 temel amacı vardır;

- Fonksiyon
- Estetik
- Fonasyon
- Psikolojik
- Kalan dokuların sağlık ve bütünlüğünün korunmasıdır.

Dişsizliğin geleneksel tedavisinin tam protezler olmasına rağmen hastanın tam protez kullanmaya alışması somatik ve psikolojik açıdan oldukça güçtür. destek dokulardaki yetersizlikler, tükürük miktarının azalması, dokuların yaralanabilirliğinin artması ve ileri derecede kret rezorpsiyonu tam protezlerin kullanımını zorlaştırmaktadır. Alt tam protezlerin üst protezlere oranla daha az alan kaplaması ve dil hareketleri alt tam protezlerin başarısını olumsuz etkileyerek hasta memnuniyetini düşürmektedir (Mericske-Stern 1998, Arat 2010).

En az 2 implantla desteklenen alt tam protezlerde retansiyon ve stabilitenin önemli ölçüde arttığı belirtilmektedir. 2002 yılında Kanada'nın Montreal kentinde yapılan bir bilimsel toplantı sonucunda, iki adet kemik içi implantla desteklenmiş alt tam protezlerin tam dişsiz hastalara önerilmesi gereken ilk tedavi alternatifi olduğu konusunda görüş birliğine varılmıştır. Bu görüş "McGill Konsensüsü" olarak da anılır (Feine ve ark 2002).

Alt çenede implant destekli hareketli protez, özellikle ileri yaşlarda dişlerini kaybetmiş, tam protez kullanmaya alışamamış veya uzun yıllar tam protez kullanmış ancak motor yeteneklerinin azalması ile protezini kullanamayan hastalarda büyük yarar sağlamaktadır (Zarb ve Schmitt 1994, Mericske-Stern 1998, Arat 2010). Tam protezden implant destekli hareketli protez kullanımına geçilmesi sonucunda çiğneme hareketlerinde özellikle çiğneme hızı ve yeteneğinde belirgin artış olduğunu billinmektedir.

1.8.1. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Uygulanacak İmplant Sayısı

İmplant tedavisi planlamasında en zor kararlardan biri planlanan restorasyonun kaç adet implantla destekleneceğidir. Literatür genellikle dişsiz ağızlardaki planlamada kaç adet implantın kullanılacağı ile ilgili anekdotal tavsiyelerde bulunmaktadır. Örneğin dişsiz bir çenede sabit restorasyon için 4 adet ya da 3 adet implantın yeterli olacağını savunanlar ve buna karşılık eksik her dişin yerine bir implant yerleştirilmesini tavsiye edenler ya da orta hata yerleştirilen tek implantın overdenture protez için yeterli olacağını söyleyen çalışmalar bulunmaktadır (De Kok ve ark 2011, Liddelow ve Henry 2010). İmplant sayısının azalmasının hastaları ekonomik açıdan rahatlatması söz konusuyken bir veya daha fazla implantın kaybedilmesi sonucunda restorasyonun durumu, yeni cerrahi işlem ve osseointegrasyon bekleme süresi de değerlendirilmelidir (Taylor ve ark 2000).

Dişsiz alt cenede, implant destekli hareketli protezler için genellikle 2 veya 4 implant yerleştirme konsepti kabul görmüştür. Protezin retansiyon ve stabilitesi icin 2 implant yeterli olabilmektedir (DeBoer 1993, Batternburg ve ark 1998). Hasta memnuniyetlerinin takip edildiği pek çok çalışmada 2 implant destekli hareketli protezlerin hasta memnuniyetini ve hayat kalitesini büyük ölçüde arttırdığı rapor edilmiştir (Boerrigter ve ark 1995, Naert ve ark 2004).

Kuvvetli kas bağlantıları, gelişmiş mylohyoid sırt veya aşırı bulantı refleksi gibi durumlarda alt çene hareketli protezlerin tutuculuğunu arttırmak amacıyla, bıçak sırtı kretlerin, yüzeyel mental foramen veya hassas mukozanın korunması gereken durumlarda implant sayısının arttırılması ve ikiden fazla implant kullanılması tavsiye edilmektedir (Sadowsky ve Caputo 2004). Ayrıca ileri derecede atrofi nedeniyle 8mm'den kısa implant kullanımı, ya da kret darlığı nedeniyle 3,3 mm çapında implant kullanımı zorunluluğunda 3 ya da 4 implant kullanımı önerilmektedir (Merickse-Stern ve ark 2000). Dayanak sayısı artınca doku desteği azalır, böylece implantlara gelen gerilmeler de azalır (Williams ve ark 2001).

İmplant sayısına karar verirken göz önünde bulundurulması gerekenler: hastanın ekonomik durumu, hastanın genel durum değerlendirmesi, yapılacak protez türü, basit cerrahi işlem, kaç implantın gerekli olabileceğine karar verebilecek klinik

deneyimin olmasıdır (Arat 2010). İmplantların sayı ve planlaması lokal ve teknik faktörler tarafından belirlenir. Bar tutucu kullanılıyorsa, implantların 8-10 mm den daha kısa olmaması ve aralarında retantif parcanın yerleşeceği kadar mesafe olması önerilir. İmplantlar mümkün olduğunca simetrik yerleştirilmelidir. Tüm implantların aynı yükseklikte olması tavsiye edilir. Alt cenede 2 implant yeterli olurken ve üst çenede ikiden fazla implant tavsiye edilmektedir. İmplant destekli hareketli protezlerde destek olarak kullanılacak implant sayısı üzerine birçok araştırma yapılmasına rağmen bu konu hala tartışmalar devam etmektedir (Feine ve ark 2002, Geng ve ark 2001, Sadowsky 2001, Şahin ve ark 2002). Literatürün dikkatli ve sistematik değerlendirilmesinin bile implant üstü mandibular overdenture protezler için ideal implant sayısı hakkında tavsiye yapılması mümkün değildir (Klemetti 2008). Meijer ve arkadaşları tarafından 2 ve 4 implant yerleştirilmiş hastaların 10 yıllık takiplerinin yapıldığı çalışmada radyolojik, klinik parametreler, hasta memnuniyeti ve bakım ihtiyaçlarında fark bulunmamıştır (Meijer ve ark 2009).

1.8.2. İmplant Destekli Hareketli Protez Endikasyonları

1. Geleneksel protez için kemik desteğinin yetersiz olması
2. Nöromüsküler koordinasyonun zayıf olması
3. Mukozanın akrilik kaide için düşük toleransa sahip olması
4. Protezin stabilitesini etkileyecek parafonksiyonel alışkanlıklar
5. Aktif ya da hiper aktif bulantı refleksi (özellikle üst protezler için)
6. Hareketli protez kullanımı için psikolojik yetersizlik
7. Hastanın kullandığı tam protezlerinden memnun olmaması, daha fazla stabilite ve rahatlık istemesi
8. Tedavi gerektiren konjenital veya oral ve maksillofasiyal defektlerin varlığı
9. Protetik beklentinin fazla olmasıdır (Shafie 2007).

1.8.3. İmplant Destekli Hareketli Protezlerin Sabit Protezlere Göre Avantajları ve Dezavantajları:

Avantajları (Mericske-Stern R 1998, Misch 2005);

1. Hastanın dokularındaki gerilmeleri azaltır,
2. Daha az zaman harcanır,

3. Daha ekonomiktir,
4. Hastalarda cerrahi riski ve dokulardaki irritasyon riskini minimuma indirir,
5. İmplant sayısı azalır,
6. Protezin kanatları ile sert ve yumuşak doku kayıpları yerine getirilerek estetik beklentiler kolayca karşılanabilir,
7. İmplant çevresi dokularda daha kolay iyileşme ve sondalamada daha az cep oluşumu meydana gelir,
8. İmplantlara gelen yükler azalır,
9. Hem cerrahisi hem protetik ve laboratuar aşamalarının daha ucuzdur.

Ayrıca protezler gece çıkartılabilir, böylece nokturnal parafonksiyonlardan korunulabilir, uzun dönemde tedavi komplikasyonları kolayca halledilebilir, bakımı kolaydır (Arat 2010).

Dezavantajları

- Takıp çıkarılan bir protez olması hastanın motivasyonunu düşürebilir,
- İmplant üstü sabit protezlerden daha ucuz olsalar da konvansiyonel protezlere göre artmış maliyetleri vardır,
- Çiğneme basıncı ve stabilizasyon konvansiyonel protezlere göre artmış olsa da sabit protezler kadar etkili değildir,
- Hareketli protezleri takmadıkları zaman özellikle genç hastalar için estetik sorunlar oluşabilir,
- Kapladıkları alan genişledikçe hastalar için kullanımı zorlaşabilir (Küçük ve Toman 2013).

1.8.4. Alt Çene İmplant Destekli Hareketli Protezler:

Alt çene implant destekli hareketli protezleri desteklemek için interforaminal bölgeye yerleştirilen implantlarda, uzun dönem çalışmalarda yüksek başarı oranı (survival) bildirilmiştir (Mericke-Stern ve Zarb 1993). Ayrıca ağızda kemik içi implantlarda en yüksek başarı oranının alt çene interforaminal bölgede görüldüğü belirtilmektedir. Alt çeneye yerleştirilen implantlar yüklenmelerini takiben beş yıllık başarı oranı %94,5- %99 oranları arasındadır (Sadowsky 2001, Arat 2010).

Mericke-Stern ve Zarb, alt çene implant destekli hareketli protez tedavilerinde genel klinik koşullardan bahsetmişlerdir:

1. Yaşlı hastaların pek çoğu implant destekli hareketli protez tedavisi için uygundur.
2. Genellikle 2 implant yeterli olmaktadır.
3. İmplantların boyları 8mm den kısa ise 3 implant yerleştirilebilir.
4. Vakaların çoğunda standart cerrahi yöntem uygulanabilmektedir (Mericke-Stern ve Zarb 1993).

1.8.5. İmplant Destekli Hareketli Protezlerde Tutucu Türleri

Dişüstü protezlerde kullanılan hassas tutucular şöyle sınıflandırılabilir:

I- Splintlenmeyen tutucular:

1-Kuvvet kırıcı mekanizmalı:

a) Top veya çivi başlı tutucular

b) Mıknatıslı tutucular

2- Rijit mekanizmalı:

a) Özel döküm teleskopik bağlantılar

b) Locator abutmentlar

II- Splintlenmiş tutucular:

1-Kuvvet kırıcı mekanizmalı:

a) Yuvarlak kesitli barlar

b) Yumurta kesitli barlar (Dolder)

2- Rijit mekanizmalı:

U-kesitli barlar (Arat 2010)

1.8.6. Alt Çene İmplant Destekli Hareketli Protezlerde İmplant Sayısı ve Tutucu Tipine Karar Vermede Dikkat Edilecek Faktörler

Bu hassas tutuculardan hangisinin kullanılması gerektiği, genellikle hekimlerin karar vermekte zorlandığı soruların başında gelmektedir. Karar verirken:

- Ağız hijyeni,
- Anatomik koşullar (Alt-üst çene farkı, karşıt çene dentisyonu, interoklüzal mesafe vs.),
- Biyomekanik etkenler,
- Hastanın psikolojik durumu ve beklentileri,
- Ekonomik koşulları,
- Dayanak sayısı ve kretteki dağılımı,
- Alveoler kretin şekli (ovoid, üçgen ya da kare),
- Kret rezorpsiyon miktarı göz önünde bulundurulmalıdır.

Anatomik koşullar uygun, hastanın çok aşırı beklentileri yoksa tutuculuk sağlanmasının yeterli olduğu durumlarda 2 implant üzeri top veya çivi başlı tutucu seçilebilir. Bu seçenek hastaya protezinin daha tutucu olması için yardım etmek amacıyla gerçekleştirilir. Böyle bir durumda yapılan protez alt tam protezin tüm özelliklerini taşımalıdır. Dayanaklara gelen kuvvetin azaltılması isteniyorsa, rezorpsiyon az ise ve kret şekli özellikle kare ark formu arz ediyorsa, iki implant üzeri bar yapımı tercih edilebilir. Bu seçenekte ark formunun barın dile engel olacağı şekilde üçgen olmamasına dikkat edilmelidir. 2 implant ile desteklenen bar tutuculu hareketli protez, uzun vadede stabilitesini koruyabilen ve hasta memnuniyetinde de etkili bir tedavi seçeneğidir (Naert ve ark 1999, Timmerman ve ark 2004).

Hastanın alt çenesinde sadece interforaminal bölgede uygun kemik varsa, arka bölgeler hafifçe rezorpsiyona maruz kalmışsa ve hastanın normalden daha fazla beklentileri varsa, yani tutuculuğun yanında stabilitenin de önemli olduğunu düşünüyorsa, 3 implant üzeri bar tutucu seçilebilir. Mümkünse, implantlar orta hatta ve birer tane de 1. küçük azılar bölgesine yerleştirilmelidir. Arka bölgede biraz daha ileri rezorpsiyon varsa, o zaman kuvvetleri azaltmak ve protezin bir miktar hareket edebilmesi için İmplantlar orta hatta yaklaştırılır, yani orta hatta yerleştirilen implantla beraber kaninler bölgesine birer implant yerleştirilir. Arka bölgelerde aşırı rezorpsiyon varsa ve hastanın beklentileri oldukça zorlayıcı ise 4 implant üzeri bar tutucu seçilebilir. Üçgen ark şeklinde bara distal uzantı yapılabilirken, kare ark şeklinde ise kontrendikedir (Arat 2010).

Top Başlı Tutucular ve O-Ring:

Kullanımları en kolay olan ve en popüler hassas bağlantı sistemleri top başlı tutuculardır. Barlardan daha az yer kaplar, dokudan daha çok destek alırlar ve dahaucuzdurlar. Genellikle hastanın total protezinin değişmesine gerek yoksa ve tutuculuğu arttırmak için implant yerleştirilmiş ise tavsiye edilir (Misch 2005).

Stud atçamanlar/O-ringler/ball ataçmanlar implant üstü overdenture protezler için uygun retansiyon ve stabilite sağlarlar ve kullanımları oldukça kolaydır. Stud ataçmanların biribirine paralel olmaları önemlidir (Shafie 2007).

O-ringler altı farklı yönde harekete izin verirlerken implantlara üst yapı bağlandıktan sonra hareket alanı azalır. Bir tutucunun hareket serbestliği ne kadar yüksekse, tutucudaki moment kuvveti o kadar fazla olur. O-ringin rotasyon noktası o-ring postunun boynunda olduğu için, rotasyon noktası çok yüksek değildir. Ancak eğer protez hatalı yapılmışsa ve posta lateral kuvvetler uyguluyorsa, post yüksekliğinin kaldıraç kolu bara, vidalara, implanta ve kemiğe gelen zararlı kuvvetleri arttırabilir.

O-ringlerin avantajları:

- Bağlantının değiştirilmesindeki kolaylık,
- Geniş hareket alanı,
- Düşük maliyet,
- Değişik derecelerde retansiyon sağlanabilmesi,
- Protezin üst yapısı için harcanan zamanın azalmasıdır (Misch 2005).

Bar Tutucular

İmplant ile desteklenen bar yapımında barın menteşe eksenine paralel yerleştirilmesi ve rezilient bir mekanizma (yumurta veya daire şeklinde kesitli bar) seçilmesi tavsiye edilmektedir (Naert ve ark 1997, Misch 2005). Bunun amacı distal bölgelere yük geldiğinde serbest rotasyona müsaade etmek ve implantlara daha az kuvvet iletilmesidir.

Bar tutucuların avantajları:

1) Tutuculuk ve stabilite daha iyidir.

2) Splintleme nedeniyle kuvvetler dayanaklara daha az iletilir.

3) Hekimin hasta başında geçirdiği süre azalır.

4) Alt çenede 3-4 implant üzerine bar ile hemen yüklemek (immediyat yükleme) mümkün olur.

5) Dolder bar‟ın yer tutucusu sayesinde protez ve bar aynı gün teslim edilebilir (Mericske-Stern ve ark 1996).

Mıknatıs Tutucular

Manyetik sistemler neodimyum-demir-boron veya samaryum-kobalt alaşımından olan mıknatısı içerir. Her iki alaşım da oral sıvılarda kolayca korozyona uğrar ve kontaminasyonu önlemek ve mıknatıs özelliğini kaybettirmemek için koruyucu kaplamayla kaplanmalıdır. Sistemin ikinci parçası "ferromagnetik keper" parçasıdır. Bu kısım, abutmenta vidalanacak şekilde tasarlanmış ve ferromanyetik alaşımdan yapılmıştır. Mıknatıs, protez içinde kalmaktadır (Stevens ve ark 2000, Alnıaçık 2011).

Teleskopik Tutucular

Teleskopik tutucular protez stabilizasyonunda kullanılması, birbirine bağlanmaması sayesinde avantaj sağlamaktadır. Paralel yüzeyler nedeni ile horizontal stabilite sağlar ve protezi lateral çıkarıcı kuvvetlere karsı stabilize eder. Teleskop tutuculu protezler kolay takılıp çıkartılır. Bu nedenle motor yetenekleri azalmış yaşlı bireylerde tercih edilmektedir (Heckmann ve 2004, Alnıaçık 2011).

Locator Tutucular (Zest Anchor'lar)

İnteralveolar mesafe veya protezlerin yükseklikleri top başlı tutucuların yerleşimi için yetersiz olduğu zaman, tutuculara komşu yapay dişlerde çatlamalar veya kırılmaların görüldüğü durumlarda düşük profillerinden dolayı locator tutucular tercih

edilebilir. Farklı retansiyon miktarına sahip plastik parçaları bulunmaktadır (Alsiyabi ve ark 2005, Arat 2010).

1.9. İmplant Üstü Protezlerin Neden Olduğu Gerilmeler

İmplanta bağlanan tutucu mekanizmalar, periodontal ligamanlarla desteklenen dişlerden daha farklı gerilme ve kuvvet dağılımlarına neden olurlar. İmplant ve doğal diş arasındaki önemli farklılık kemik içindeki implantların uygulanan kuvveti iletiminde hareket etmeyişidir. Titanyum implantların doğal dişlerden daha sert olmaları nedeniyle destek kemikte daha büyük gerilmeler oluşturduğu söylenmektedir. Bu kuvvetlerin iyileşme döneminde fizyolojik sınırları aştığı durumlarda, kemikte mikro kırıklara neden olacağı ve mineralize olmayan bağ dokusu oluşumuna neden olacağı söylenmiştir. Bu nedenle implantlar ve protezler aracılığıyla destek kemiğe uygun kuvvet dağılımı sağlanması istenir. Bildirilen yüksek başarı oranlarına rağmen hasta ve hekimi hayal kırıklığına uğratan implant kayıpları da meydana gelmektedir. Kayıplar genellikle zayıf hijyen, implantların uzunluğu, çapı, şekli gibi biyomekanik nedenler, destek kemiğin kalitesi ve miktarı (Sevimay ve ark 2005) çiğneme kuvvetleri ve mukoza reziliensi ile ilişkilendirilmiştir (Tada ve ark 2003).

Alt çene implant destekli hareketli protezlerde çiğneme kuvvetlerinin iletimi implant destekli sabit protezlerden daha farklıdır. Sabit protezlerde gelen tüm kuvvetleri implantlar karşılarken, hareketli protezlerde yumuşak doku ve altındaki kemikte kuvvet iletimine katkıda bulunmaktadır. İmplantla beraber yumuşak doku ve mukoperiostun devreye girmesi nedeniyle hareketli protezlerde kuvvet iletimi sabit protezlere göre daha karmaşıktır. Tutucu parçalar oklüzal kuvvetleri protezden implantlara iletirler ve bu tip protezlerin çoğunda posterior dişsiz kretten destek alınır. Destek mukozanın reziliensi sonucu oluşan protez rotasyonu kaynaklı implantlarda baskı ve tork kuvvetleri oluşur (el-Sheikh ve ark 1999). İmplantlar üzerine genellikle aksiyel kuvvetler geldiği düşünülür, ancak çiğneme kuvvetleri, implantların lokalizasyonları ve sayılarına bağlı olarak horizontal kuvvetler ve moment kuvvetleri meydana gelebilir. Protez kaidelerinin tutucu tipine bağlı olarak fulkrum gibi fonksiyon yaparak, destek kemiğe implantlar aracılığıyla bükülme momenti uygulayabileceği söylenmiştir (Tokuhisa 2003). Jemt ve ark in vivo çalışmaları sonucunda implant destekli hareketli protezlerde implant aracılığıyla destek kemiğe

iletilen baskı/germe kuvvetlerinin distal dişsiz kretlerdeki mukoza reziliensine bağlı olarak, implant destekli sabit protezlerdekine göre daha az olduğunu belirtmişlerdir (Jemt ve ark 1991). İmplant destekli hareketli protezlerde çiğneme kuvvetleri doğal dişler ve implant destekli sabit protezlerdekine göre daha az olmasına rağmen yatay kuvvetlerin daha zararlı olduğunu belirten çalışmalar bulunmaktadır (Mericske-Stern 1992, Arat 2010).

Klinik yüklemede oklüzal kuvvetler ilk olarak proteze gelir ve daha sonra implantlar aracılığıyla kemik implant arayüzüne ulaşır. Bu nedenle araştırmacılar bu adımlara etkiyen biyomekanik faktörler üzerinde çalışmalar yapmaktadır. Bunlar:

- kuvvetlerin yönü,
- kuvvetlerin büyüklüğü,
- protez tipi,
- protez materyali,
- implant şekli,
- implantların sayı ve dağılımı,
- kemik yoğunluğu ve
- kemik-implant arayüzünün mekanik özellikleri (Şahin ve ark 2002).

İmplant destekli proteze kuvvet uygulandığında yük taşıyıcı sistemin bütününde gerilmeye neden olarak destek kemikte teorik olarak aynı büyüklükte ancak ters yönde gerilme reaksiyonu oluşturur. Klinik yüklemeler sırasında kuvvetler nerdeyse hiçbir zaman implantın uzun eksenine paralel gelmemektedir, aksine kuvvetin yüklendiği yer ve sıklığına bağlı olarak kemikte reaksiyon kuvvetleri ve bükülme momenti oluşturabilecek kaldıraç kolu oluşturabilir (Richter 1998). Kuvvet ve etki alanı arasındaki mesafe arttıkça bükülme momentide artar (Arat 2010).

İmplantlardaki Kuvvet Dağılımını Etkileyen Faktörler

- İmplant geometrisi, sayısı, uzunluğu, çapı ve açısı
- İmplantların ark içindeki lokalizasyonları
- Protezin tipi ve şekli
- Tutucu parçaların tipi ve özellikleri
- Protez materyali

- Üst yapının uyumu
- Proteze gelen kuvvetlerin lokalizasyonu, yönü ve büyüklüğü prosthesis
- Karşı arkın durumu (doğal diş-protez)
- Mandibulanın deformasyonu
- Kemik yoğunluğu
- Hastanın yaşı ve cinsiyeti
- Besinlerin sertliği (Shafie 2007).

1.10. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Bir kitle ya da malzeme üzerine dışarıdan bir kuvvet uygulandığı zaman, kitle içinde eşit miktarda, ancak ters yönde bir tepki oluşur (Philips 1991, Craig ve Powers 2002). Dış kuvvete karşı kütlenin gösterdiği direncin birim alandaki miktarına, gerilim yani stres denir.

Stres, birim kuvvetin birim alana bölünmesi ile elde edilir ve Paskal olarak ifade edilir (1 Pa= 1N/m^2). Bilimsel yayınlarda genellikle MPa olarak ifade edilir (1MPa=106Pa) (Craig ve Powers 2002). Uygulanan kuvvetin cinsine göre gerilim tipi farklı olacaktır (Philips 1991). Çekme gerilimi, sıkıştırma-basma gerilimi, makaslama-kayma gerilimi, bükülme gerilimi, şekil alabilme, yorgunluk, korozyon ve akıcılık gerilim çeşitlerindendir (Philips 1991). Stres analiz yöntemleri, teorik ve deneysel alt gruplara ayrılabilir. Teorik yaklaşımlar, matematiksel formüller ve bu denklemlerin çözümünü gerektirir. Deneysel yaklaşımlar ise, ilgili yapı üzerinde doğrudan veya yapının modellenmesi yoluyla elde edilen ölçümlerin kullanımını içerir (Caputo ve Standlee 1987, Alnıaçık 2011).

Diş hekimliğinde kullanılmakta olan kuvvet dağılımı saptama yöntemleri**:**

1. Sonlu elemanlar kuvvet analiz yöntemi
2. Fotoelastik stres analiz yöntemi
3. Gerilim ölçer ile kuvvet analiz yöntemi
4. Kırılgan vernik kaplama tekniği ile kuvvet analiz yöntemi
5. Holografik interferometri (Lazer ışınları) ile kuvvet analiz yöntemi

6. Termografik kuvvet analiz yöntemi

7. Radyotelemetri ile kuvvet analiz yöntemi (Ulusoy ve Aydın 2003).

1.10.1. Sonlu Elemanlar Kuvvet Analiz Yöntemi

Karmaşık bir mekanik sorunun çözümü için kullanılan bir teknik olup, sorun alanını küçük ve basit alanlara ayıran bir analizdir. Bir başka deyişle, genel anlamda bütün haldeki sorunun, daha küçük ve basit hale indirgenerek, her birinin kendi içinde çözümünün sağlanması ile bütünün çözümlenebildiği matematiksel bir analizdir (Sonugelen ve Artunç 2002). Bu bir çeşit, bilgisayar üzerinde tabiatın taklit edilmesidir. Bu yöntemin uygulanması sırasında çok sayıda aritmetik işlem yapıldığından bilgisayar kullanımı şarttır (Ulusoy ve Aydın 2003). Sonlu elemanlar metodu sayısal bir metottur. Bu metot kompleks geometrilerin analizinde çok önemlidir. Bu yöntemle incelenen bir yapının bir, iki veya üç boyutlu analizi yapılabilir. Değişik şekillerdeki yapılar modellenir ve birbirlerine düğüm noktalarında birleşen daha basit geometrik şekillere veya elemanlara bölünür. Kuvvet dağılımı, her eleman için ayrı ayrı bulunacağından, daha duyarlı bir analiz yapabilmek için eleman sayısı çoğaltılmalıdır (Geng ve ark 2001, Alnıaçık 2011). Sonlu elemanlar yönteminin sonuç hassasiyeti, kısa sürede sonuç elde edilmesi, ayrıntlı ve çeşitli sonuç elde edilmesi gibi üstünlükleri vardır (Ulusoy ve Aydın 2003).

Bu yöntem bazı kısıtlamalar da içermektedir. Gerçekçi modeller oluşturabilmek için ileri teknoloji ve teknik donanım gerekmektedir. Bu da artmış maliyet ve zaman ile sonuçlanır (Lin ve ark 1999, Romeed ve ark 2006, Alnıaçık 2011).

1.10.2. Fotoelastik Stres Analizi:

Fotoelastik stres analizleri, bazı transparan malzemelerde oluşan renklidesenlerin polarize ışık altında gözlenmesi olarak açıklanmaktadır. Bu yöntem ile karışık yapılar içinde oluşan stres birikimleri ışık taslakları halinde gözle görülebilir hale dönüştürülebilir (Özkır 2007).

Araştırılan modelin yüzeyinde ve hacminde istenilen kesitte gerilme ve deformasyon alanlarının bulunabilmesi, gerilmenin biriktiği bölgelerde detaylı ölçüm yapılabilmesi, yüksek hassasiyet ve sonuçların güvenilirliği, ölçümlerin ve elde edilmişverilerin işlemlerinin basitliğinden dolayı bu metod sıkça tercih edilmektedir (Dilek 2010).

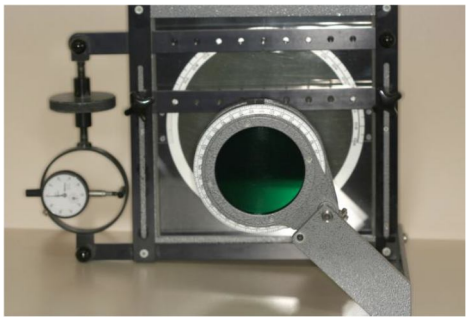
Bu metodun tercih edilmesinin sebepleri (Dilek 2010, Hazer 2011);

- Modelin gerilme oluşmuşalanlarında detaylı ölçüm yapılabilmesi,
- Modelde istenilen kesitte gerilmelerin ve deformasyon alanlarının incelenebilmesi,
- Hassasiyetinin yüksek ve sonuçlarının güvenilir olması,
- Ölçüm ve veri işlemlerinin yapılabilmesinin kolay olmasıdır.

Fotoelastik stres analizinin bazı avantajları vardır:

1. Oral yapılar gibi karmaşık şekillere sahip yapılar modellerle incelenebilir,
2. Çiğneme kuvvetleri gibi kompleks yüklerden ve farklı restoratif uygulamalardan kaynaklı stresler belirebilir,
3. Tüm modellerdeki streslerin yerleri ve büyüklüğü belirlenebilir (Caputo ve Standlee 1987, Alnıaçık 2011).

Fotoelastik teknik ile modelde oluşan stresler görülebilir olmaktadır. Bu streslerin görülebilir olmasını sağlayan aygıta "polariskop" denir (Resim 1.1). En basit polariskoplar, ışık kaynağı, ekran ve iki polaroidden oluşan cihazlardır. Bu tip polariskoba "düzlemsel polariskop" denir. Işık kaynağına yakın olan polaroide polarizör, diğerine ise analizör adı verilmektedir. Polarizör, kaynaktan çıkan ışığı, optik etkiyi ölçmek için gerekli olan polarizelenmiş hale çevirir (Özkır 2007, Hazer 2011). 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 (Dilek 2010, Hazer 2011).



Resim 1.1. Polariskop

Işık radyo dalgalarına benzer bir elektromanyetik titreşimdir. Bir kaynaktan her yöne dağılan enerji çesitli frekans ya da dalga boylarına sahiptir. Bu spektrum içinde insan gözü tarafından algınabilen dalga boyu 400–800 nanometre (nm) arasındadır. Işığa eşlik eden titreşim yayılma doğrultusuna diktir. Kaynağın önüne konulan bir polarize filtreyle titreşimlerin sadece bir bölümü geçebilmektedir. Bu şekilde polarize edilen ışın "Düzlem Polarize" olarak adlandırılır çünkü titreşim bir düzlem üzerindedir (Özkır 2007, Hazer 2011). Düzlem polarize ışık oluşturmak için, ışık titreşimlerini ancak bir düzlemde (titreşim düzleminde) geçirme özelliği olan polarizörler kullanılmaktadır. Bazı doğal kristallerden yapılmış prizmalar, aksettiriciler veya suni yapılmış polaroidler polarizör olarak kullanılabilmektedirler. Suni polaroid filmler ısıtılarak, bir doğrultuda çekilmiş ve selüloid plakaya yapıştırılmış ince polivinil ispirto levhadan oluşturulmaktadır. Bu levhanın açık yüzeyine, sonradan iyotla zenginleştirilmiş kompozitten kaplama yapılmaktadır. Modern cihazların çoğunluğunda suni polaroidler kullanılmaktadır. Bu suni polaroidler iki cam levha arasına yapıştırılmış polaroid filmden oluşmuştur (Dilek 2010).

Polariskopta kullanılan ışık kaynakları beyaz veya monokromatik ışık kaynaklarıdır. Gerilmeli model, beyaz ışık vasıtasıyla aydınlatılırken, beyaz ısığın farklı dalga boylarına sahip renklerden oluşmasından dolayı herbiri bileşene ayrılır. Bu bileşenler birbirlerini karşılıklı olarak kuvvetlendirmek veya zayıflatmak suretiyle polariskopun ekranında çesitli şeritler oluştururlar (Dilek 2010, Hazer 2011).

Fotoelastik materyalde kırmızı ve yeşil renkler arasındaki kuvvet çizgileri "fringe"olarak tanımlanmaktadır. Kuvvet çizgilerinin sayısı arttıkça stres de artmaktadır. Bu renkli bantlar veya kuvvet çizgileri birbirine yaklaştıkça, stres değişimi fazla olmaktadır (Özkır 2007, Hazer 2011).

Genel olarak düzlemsel polariskopta iki tip kuvvet çizgisi gözlenir. Bunlardan birincisi belirli renk çizgilerinin sıralı olarak gözlendiği alanlardır. Bunlara "İzokromatik Kuvvet Çizgisi" denir ve stresin yoğunlaştığı bölgelerde gözlenir. Diğeriyse polariskopta siyah olarak görülen alanlardır ve bunlara "İzoklinik Kuvvet Çizgisi" denir. Bu kuvvet çizgileri streslerin yönleriyle ilgilidir ve izokromatiklerle üstüste binebilirler. Ayrıca modele uygulanan yük miktarı da izokromatik kuvvet çizgilerinin sayılarını artış veya azalma olarak etkileyebilmektedir. Yani yük miktarı ne kadar artırılırsa izokromatik çizgilerin sayısı da o oranda artar (Topbaşı ve ark 2001, Ulusoy ve Aydın 2003, Hazer 2011).

Sonuç olarak; stresler göz önüne alındığında yorum için iki temel prensip kullanılır:

1. Stres yoğunluğu arttıkça kuvvet çizgilerinin sayısı artar,
2. İzokromatik kuvet çizgilerinin birbirine yakınlığı ne kadar artarsa o oranda stres yoğunluğu fazla anlamına gelmektedir (Ulusoy ve Aydın 2003, Alnıaçık 2011).

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 (Tombasco 2003, Anıaçık 2011).

Fotoelastik stres analiz yönteminde 4 farklı analiz tekniği kullanılabilmektedir (Özkır 2007, Hazer 2011):

İki boyutlu analiz tekniği:

Model tek bir düzlemde olusturulur. Modellerin yapımı kolaydır ve çeşitli kuvvet uygulamasının yapılabilmesi avantajlarındandır (Özkır 2007). Dezavantajı üç boyutlu model hazırlanmadığı için stres dağılımının üç boyutlu olarak gözlenememesidir (Ulusaoy ve Aydın 2003, Hazer 2011).

Üç boyutlu analiz tekniği:

Model üç boyutlu olarak ve geometrik gerçekliğe uygun olarak hazırlanmalıdır. Belirlenmiş bir sıcaklıkta modele kuvvet uygulanır ve sıcaklık derecesi düşürülerek modelin içindeki stres dondurulur. Daha sonra model kesitlere ayrılır ve iki boyutlu analiz tekniği gibi incelenir. Tüm kesitlerin incelenmesiyle modelin üç boyutlu resmi elde edilir (Çalıkkocaoğlu 1992, Ulusoy ve Aydın 2003, Alnıaçık 2011).

Üç boyut benzeri 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 (Özkır 2007, Hazer 2011).

Kombine analiz tekniği:

Farklı fotoelastik analiz tekniklerinin aynı zamanda veya sıralı olarak uygulandığı tekniktir. 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).

Fotoelastik metotla yapılan incelemeler sonucunda, asal gerilmelerin farkını tespit etmek için genel olarak renklerin karşılaştırılması metodu, şerit metodu ve kompanse metotları kullanılmaktadır.

1.10.3. Gerilim Ölçer (Strain Gauge) ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Gerilim ölçerler yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan aygıtlardır. Bunların mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip çeşitleri vardır (Akça ve ark 2002, Ulusoy ve Aydın 2003). Bugün için gerilim ölçerin klinik yükleme sırasında in vivo ölçümler yapmaya yardımcı tek teknik olmasına rağmen in vivo ve in vitro gerilim ölçer çalışmaları bükülme momentlerinin miktarı hakkında ortak fikir ortaya çıkaramazlar (Şahin ve ark 2002, Alnıaçık 2011).

1.10.4. Kırılgan Vernik Kaplama Tekniği ile Kuvvet Analiz Yötemi

İncelenecek olan model üzerine 0.10-0.25 mm arasında bir vernik tabakasının püskürtülmesi ve bu verniğin fırınlanmasından sonra bu bölgeye kuvvet yüklenerek bölgede oluşan çatlakların yorumlanması esasına dayanır (Özgövde 2003, Karayazgan 2005, Alnıaçık 2011).

1.10.5. Holografik İnterferometri (Lazer Işınları) ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Lazer ışını kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Cisimlerin üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan, bir koherent ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle oluşan mikroskobik girişim saçaklarının kaydedilmesi işlemidir (Balık 2007, Alnıaçık 2011). Test modeli üzerinde tahribat yapmayan, objenin çoğunlukla gerçek boyutlarında incelenebildiği, yüzey deformasyonlarının kaydedilebildiği çok hassas bir kuvvet analiz yöntemidir (Ulusoy ve Aydın 2003).

1.10.6. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

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 Aydın 2003, Alnıaçık 2011).

1.10.7. Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntem birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Gerilim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrinin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemde en büyük avantaj veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır (Ulusoy ve Aydın 2003, Alnıaçık 2011).

2. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışma Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuvarı, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Merkezi Laboratuvarı ve As Dental Laboratuvarında yapılmıştır. Çalışmada kullanılan implantlara, abutmentlara ve locatorlara ait özellikler ve üretici firmaları Çizelge 2.1 de belirtilmiştir.

Çizelge 2.1. Çalışmada kullanılan implantlar ve parçaları

	Ebatları	Sayısı
Straumann Standart Plus İmplant®	4.1 mm, 12 mm	12 adet
Straumann Locator Abutment®	DişetiYüksekliği 2 mm	2 adet
Straumann Dolder Bar®		3 adet
Straumann Dolder Bar Matrix®		3 adet
Straumann SynOcta Abutment®		4 adet
Straumann Oklüzal Screw®		4 adet
Straumann Gold Coping®		4 adet
Straumann Standart Solid Abutment®	5,5 mm	6 adet

Araştırmada; alt total dişsiz modellerde implant sayısının, farklı protez türlerinin ve farklı tutucu tiplerinin *in-vitro* olarak kuvvet iletimine etkisinin incelenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla, stres dağılımını saptamak için fotoelastik stres analiz yöntemi kullanılmıştır.

Fotoelastik stres analizi için, alt total dişsiz modellerde iki ve dört adet implant yerleştirildikten sonra dört farklı protez türü (locator tutuculu implant destekli total protez, bar tutuculu implant destekli total protez, kroşe tutuculu implant destekli hareketli parsiyel protez ve hassas tutuculu implant destekli hareketli parsiyel protez) hazırlanmıştır.

® Institut Straumann AG, CH-4002, Basel, İsviçre

Tüm modellerde implantlar birbirlerine ve orta hatta paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir. Fotoelastik stres analiz yöntemi ile uygulanan yük karşısında implantlar etrafında oluşan streslerin dağılımı incelenmiştir. Yükleme sırasında modellerde oluşan stres çizgileri fotoğrafları çekilerek tespit edilmiştir.

2.1. Fotoelastik Modellerin Elde Edilmesi

2.1.1. Akrilik Modellerin Hazırlanması

Fotoelastik rezinin yapımı için model oluşturulacak olan akrilik rezinin hazırlanmasında ilk olarak alt total dişsiz modelin mum¥ modelasyonu yapıldı (Resim 2.1). Mum model akril tepimi için muflaya alındı. Mum atımı aşamasından sonra, üretici firmanın talimatlarına göre, ısı ile polimerize olan akrilik rezin£ kullanılarak altı adet akrilik model hazırlandı (Resim 2.2). Polimerizasyon sonrası mufladan çıkartılan akrilik model 300 grid ve 600 grid'lik silikon karbit zımpara kağıdıÞ ile zımparalandı. 15.000 dev/dak'lık tur motorunda, polisaj patıŒ ve pamuk fırça kullanılarak polisaj işlemi tamamlandı.



Resim 2.1. Mum modelasyon



Resim 2.2. Akrilik model

¥ Finowax, Fino Gmbh, Mangelsfeld, Almanya
£ BayerDental Ltd., Strawberry Hill Newbury Berks,İngiltere.
Þ Karbosan, 600 C, Silicon Carbide, water prof, electro coated, abrasive paper, Türkiye
Œ Universal Polishing Paste, Ivoclar Vivadevt AG, FL 9494 Schaan, Liechtenstein

2.1.2. İmplantların Akrilik Modellere Yerleştirilmesi

Akrilik modellere implantları paralel bir şekilde yerleştirebilmek için paralelometre∑ (Resim 2.3), implantların yuvalarını hazırlamak için ise implanta ait cerrahi setΩ kullanıldı (Resim 2.4).



Resim 2.3. Paralelometre cihazı



Resim 2.4. Akrilik modelde implant yuvalarının açılması

∑ Orthofex, Fogászat Gyártơ,KFT, 1141 Budapeste, Macaristan
Ω Straumann Surgical Kit, Institut Straumann AG, CH-4002 Basel, İsviçre

İki implant yerleştirilecek modellerde implantların kanin-lateral bölgesine, aralarında 22 mm mesafe kalacak şekilde yerleştirilmesi planlanmıştır (Hertel ve Kalk 1993, Tokuhisa ve ark 2003). Dört implant yerleştirilecek modellerde ise implantlar arasında 11 mm olacak şekilde implant yuvalarının yerleri planlanmıştır. Sabit kalem ile işaretlenen noktalar sırasıyla 2,2 mm, 2,8 mm ve 4,1 mm' lik implant frezleri kullanılarak genişletildi. Yumuşak doku seviyesindeki implantlar hazırlanan yuvalarına parlak yüzeyleri, kret seviyesinde kalacak şekilde yerleştirildi (Resim 2.5).

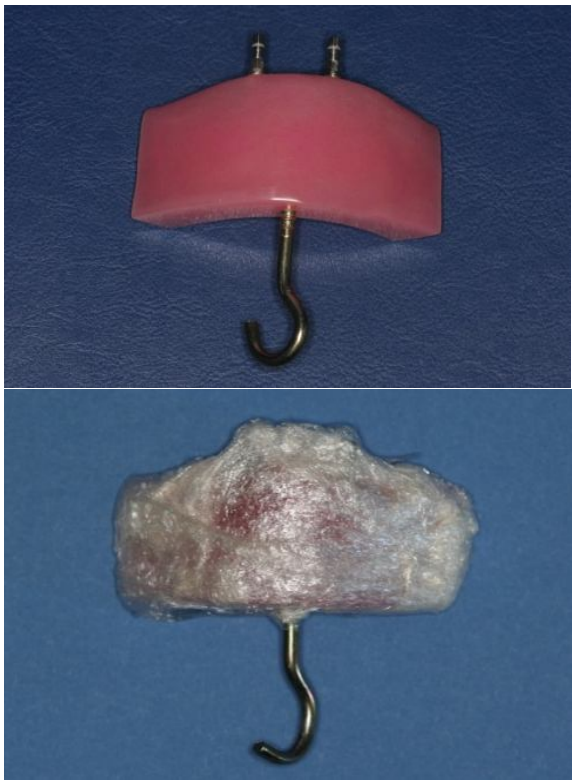


Resim 2.5. Akrilik modellere implantların yerleştirilmesi

2.1.3. Fotoelastik Modellerin Oluşturulması

İmplantların yerleştirildiği akrilik modellerin kondensazyon polimerizasyonlu elastomerik ölçü maddesiyle[ξ] puty-wash tekniğiyle ölçüsü alındı. Ölçü alımından önce örneklerin tabanına, ölçü içinden kolay çıkartabilmek amacıyla uç kısmı kanca şeklinde birer vida monte edildi. Daha sonra örneklerin üzeri birkaç kat streç film ile kaplandı (Resim 2.6). Bu işlem ikinci ölçü için gerekecek olan boşluğun kolaylıkla temin edilmesine olanak sağladı. Elastomerik ölçü maddesinin tiraj yapmaması ve sertleşme büzülmesini minimuma indirmek için elastomerik ölçü maddesinin kalınlığının her alanda eşit olmasına dikkat edildi.

ξ Zetaplus, ZHERMACK S.p.A. via Bovazecchino, 100 -45021- Badia Polesine, İtalya



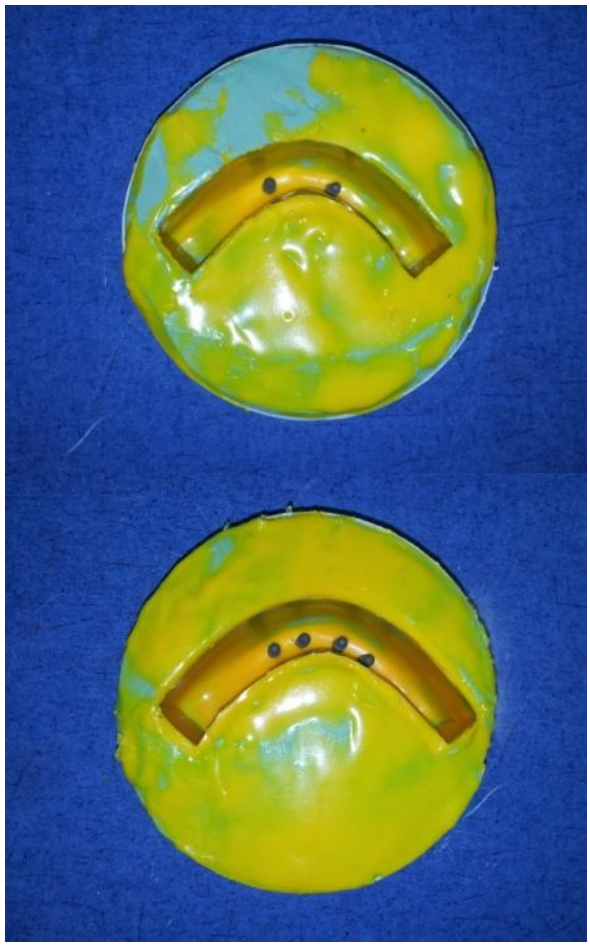
Resim 2.6. Ölçü alımı için hazırlanan akrilik modeller

Baz ve katalizörden oluşan puty ölçü maddesi üretici firma talimatlarına uygun olarak karıştırıldı. Tabanlarına vida yerleştirilen ve streç film ile kaplanan akrilik modeller, ölçü içerisine yer düzlemine dik açıda ve bütün akrilik yüzeyler (vida yerleştirilen taban kısmı hariç) ölçünün içinde kalacak şekilde uygulandı. Üretici firmanın talimatlarına göre 10 dakikalık sertleşme süresinden sonra akrilik modeller, ölçüye zarar vermeden çıkarıldı. Üzerlerindeki streç film uzaklaştırıldı. Wash ölçü maddesi üretici firmanın talimatlarına uygun olarak karıştırıldı ve negatif içerisine ve bir miktarda akrilik model üzerindeki implant desteklerin kole bölgelerine uygulandıktan sonra akrilik modeller negatifleri içerisine tekrar yerleştirildi (Resim 2. 7).



Resim 2.7. Akrilik modellerden ölçü alınması

Taşan fazlalıklar temizlendi. Üretici firmanın önerisi doğrultusunda 10 dakika beklendikten sonra akrilik modellerin bitim sınırları bistüri ile açıldı ve modeller çıkarıldı. Silikon ölçüler, silikon büzülmesine bağlı olarak fotoelastik modelde oluşabilecek artık gerilimlerin elimine edilmesi için oda ısısında 1 hafta bekletildi. 1 hafta sonrasında implantlar akrilik modellerden çıkartılıp silikon ölçüler içindeki yerlerine yerleştirildi (Resim 2.8).



Resim2.8. Akrilik modellerden elde edilen ölçüler

Bu çalışmada kullanılan fotoelastik rezin[Φ]; PL-2 ve katalizörü PLH-2'dir (Resim 2.9). Bu rezin fotoelastik stres analizi için kaplama materyali olarak üretilmiştir. Oda ısısında katı-sıvı halde bulunmaktadır. 1:1 oranında karıştırılarak kalıba dökülür, oda sıcaklığında polimerize olmaktadır. Bu malzemenin bazı fiziksel ve optik özellikleri Çizelge 2. 2 de gösterilmiştir.



Resim 2.9. PL-2 (Fotoelastik Rezin)

Çizelge 2.2. PL-2'nin bazı 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

Φ Measuremants Group Inc., Raleigh, North Carolina 27611, ABD

Fotoelastik modelin hazırlanması için gereken materyal miktarı, üretici firma tarafından önerilen formülle hesaplandı (Çizelge 2.3).

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)

Fotoelastik malzeme ve kemiğin elastik modülleri Çizelge 2.4' de gösterilmiştir.

Çizelge 2.4. Fotoelastik malzeme ve kemiğin elastik modülleri

Elastik modül	**Gpa**
PL-2	0,21
Spongioz kemik	0,49
Kortikal Kemik	14,7

Fotoelastik modellerin hazırlanması için, hassas elektronik teraziyle 35 g rezin ve 35 g sertleştirici, ayrı ayrı darası alınmış cam kaplarda tartıldı. Üretici önerileri doğrultusunda, malzemeler ve elastomerik ölçü maddesinden yapılmış kalıp, etüv[Ж] içerisine konularak 46-52°C'ye kadar ısıtıldı. Malzemelerin bu ısıya ulaşabilmeleri için bir saat beklendi. Rezinin ısıtılması viskozitesini düşürüp sertleştirici ile daha homojen karışım elde edilmesini sağlamaktadır.

Ж Nüve MF120, Atlan Endüstriyel ve Laboratuar Cihazları A.Ş.,İstanbul, Türkiye

Etüvden çıkartıldıktan sonra sertleştirici yavaşça rezine ilave edildi ve temiz bir cam karıştırıcıyla ani hareketlerden kaçınarak çalkalamadan homojen bir şekilde karıştırıldı. Bu esnada hava kabarcıklarının oluşmamasına dikkat edildi ve ısıtılmış ölçülere vibratör üzerinde yavaşça döküldü (Resim 2.10).



Resim 2.10. Ölçüye dökülmüş PL-2 fotoelastik rezin

Polimerizasyonun tamamlanması için rezin, 24 saat oda sıcaklığında bekletildi. Daha sonra rezin, kalıptan çıkartılıp, tesviye ve polisaj işlemleri yapılarak implant üstü protezlerin yapımına geçildi.

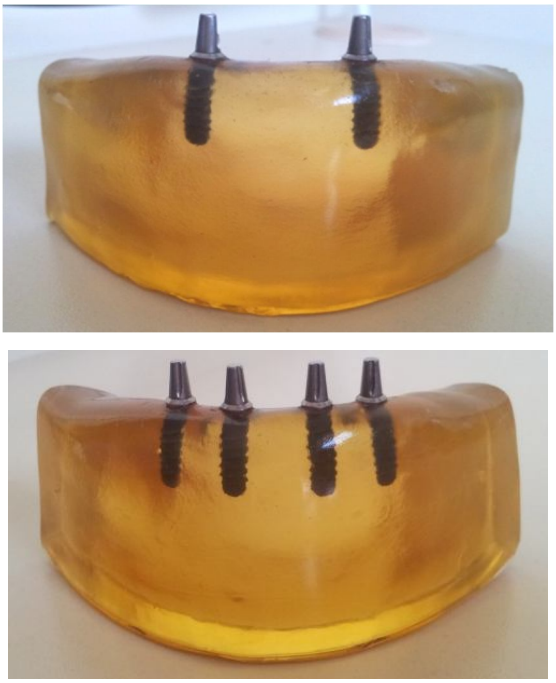
2.2. İmplant Üstü Protezlerin Hazırlanması

2.2.1. İmplant Üstü Hareketli Bölümlü Protezlerin Hazırlanması

İmplant Üstü Hareketli Bölümlü Protezlerin Sabit Komponentlerinin Hazırlanması

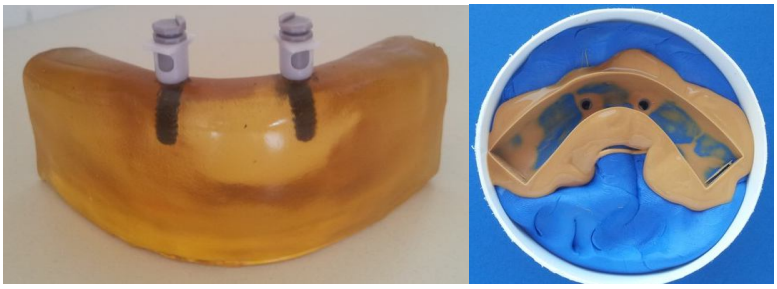
Fotoelastik rezin ile hazırlanan modellerden laboratuvarda çalışılmak üzere master modeller elde edildi. Sabit protetik komponentler için iki ve dört implantlı modeller üzerine ilk olarak 5,5 mm'lik solid abutmentları[д] yerleştirildi, 35 N' luk kuvvet ile torklandı (Resim 2.11).

Д 5,5 mm solid abutment Institut Straumann AG, CH-4002, Basel, İsviçre



Resim 2.11. Abutment yerleştirilmiş modeller

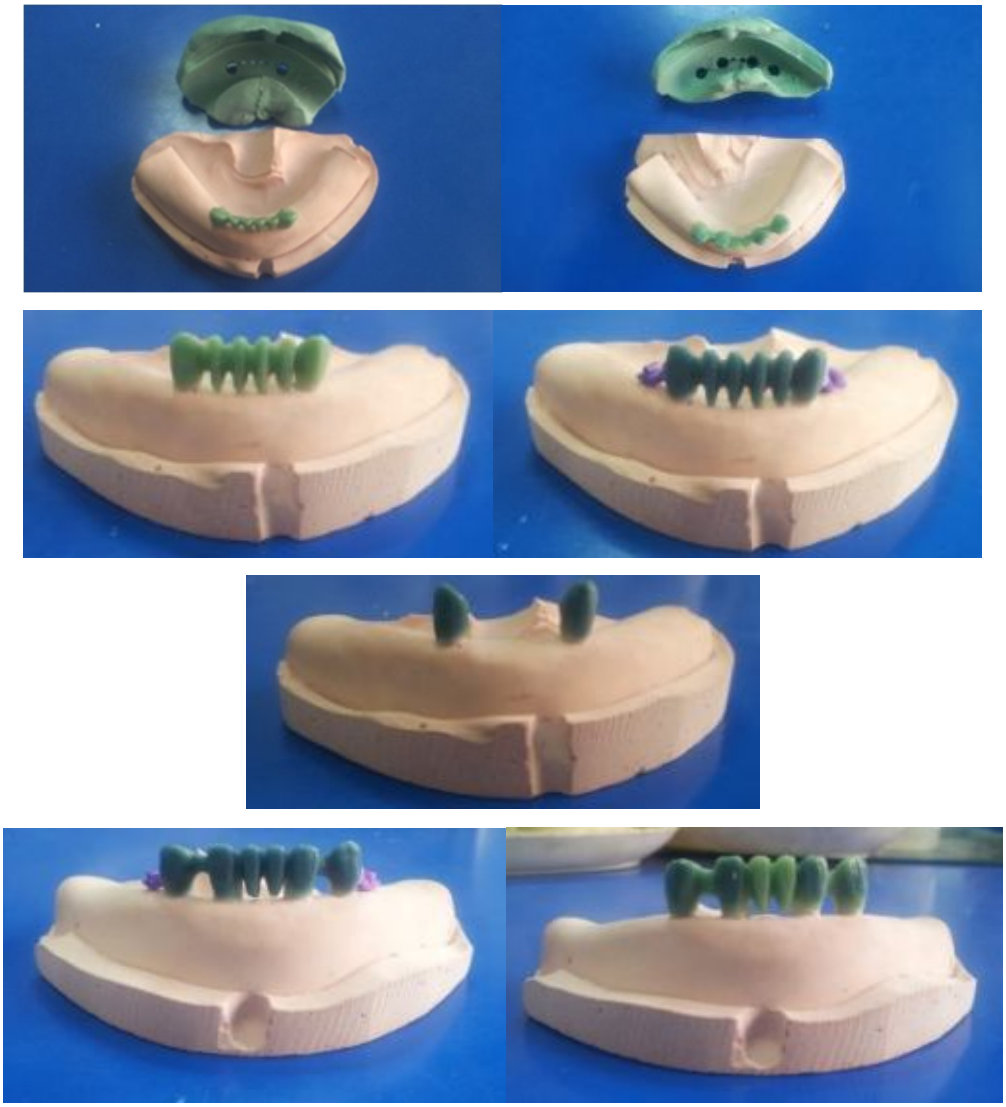
Üretici firmanın ölçü prosedürleri doğrultusunda kapalı kaşık tekniğiyle ölçü alındı. Öncelikle pozisyonlandırma silindirleri ve abutmentlara uygun renkteki ölçü parçaları abutmentlar üzerine yerleştirildi ve ilave reaksiyonlu silikon ölçü maddesi[§] ile ölçüler alındı (Resim 2.12).



Resim 2.12. Master model ölçüleri

§ Virtual ölçü maddesi Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

Alınan ölçü içerisine solid abutment analogları yerleştirildi; tip 4 geliştirilmiş sert alçı∞dökülerek master model elde edildi. İlk olarak elde edilen model üzerinde protezlerin sabit protetik komponentlerinin döküm mumuÞ ile modelasyonu yapıldı. Öncelikle iki ve dört implant destekli köprü restorasyonlarının modelasyonları hazırlandı. Bu modelasyonlardan elde edilen silikon indeksler yardımıyla kron ve hassas tutuculu hazırlanacak olan modellerin standardizasyonu sağlanmış oldu (Resim 2.13).



Resim 2.13. Mum modelasyonlar ve silikon indeksler

Þ IQ, YETI DentalProdukte GmbH, 76234 Engen, Almanya
∞ GC, FujirockEP Dental Stone900482, ABD

Hassas bağlantılı modeller için, kron dışı hassas tutucular tercih edildi; modelasyon sonrasında hassas tutucunun yeri belirlendi ve plastik döküm parçaları modelasyonla birleştirildi (Resim 2.14). Bu çalışmada, kron dışı kullanıma uygun, resilient bir hassas bağlantı ünitesi♣ kullanıldı. 2,0 mm yüksekliğinde ve 4,2 mm uzunluğundaki bu ünite küçük yapısı sayesinde, özellikle ön ve yan bölgede iki destek dişin siplintlendiği ve hastanın oral hijyenine önem verdiği vakaalarda kullanılır. Tutucu özelliği iyi olan, hasta açısından kullanımı kolay olan bir sistemdir. Frezeleme gerektirmez (Uludağ 2012).



Resim 2.14. Hassas tutucuların döküm parçalarının sabitlenmesi

Mum modelasyonu tamamlanan örnekler döküm işlemleri için tijlendi. Tij, kasp tepelerinden, 45º eğim ile uygulandı. Döküm için fosfat bağlı revetmanæ ve kendi özel likitið kullanıldı. Üretici firmanın talimatları doğrultusunda hazırlanan revetmana yerleştirilen mum modeller sertleşme ve soğuma sürelerinin sonunda döküm fırınına alındı. Ön ısıtma işleminden sonra 900º C' de ısıtılan modeller indüksiyonlu döküm makinesineñ alındı (Resim 2.15). Döküm işlemi için kullanılan Cr-Ni alaşımınınø içeriği Çizelge 2.5' de gösterilmiştir.



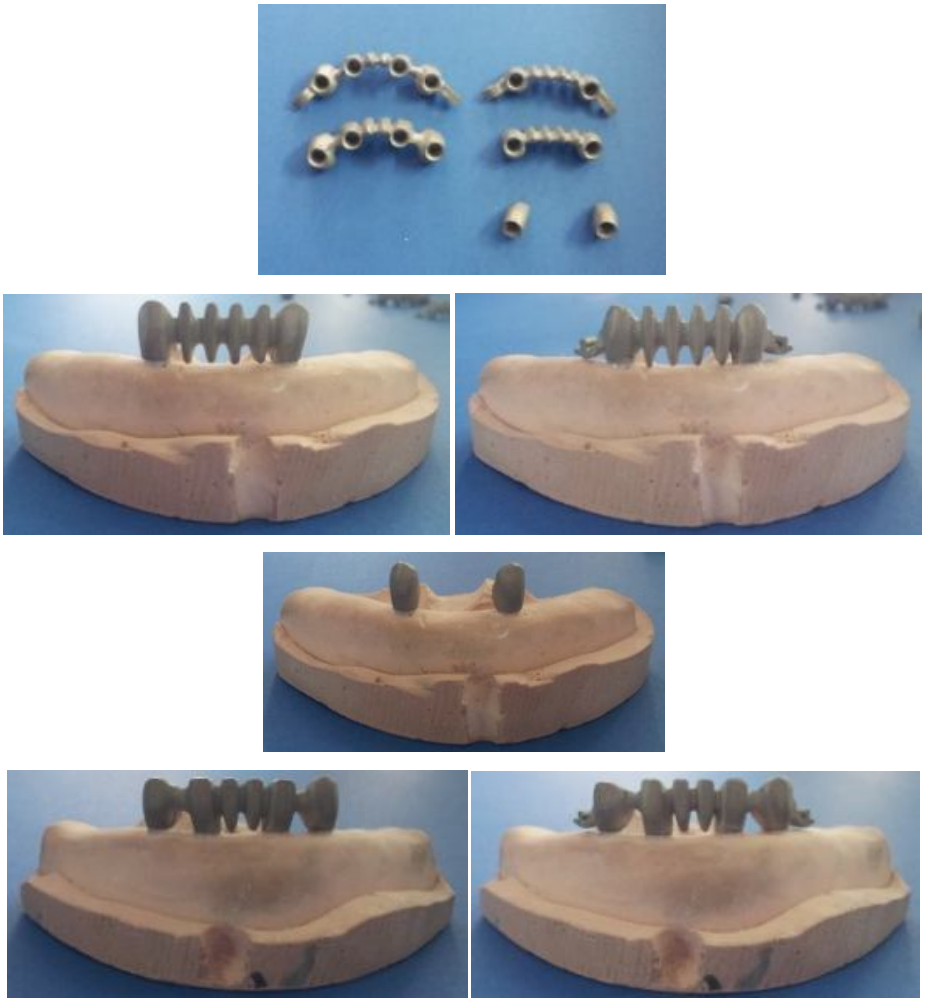
Resim 2.15. İndüksiyonlu döküm makinesi

♣ Probolte Ataçmanlar, Kargı Dental,Bursa, Türkiye
æ Bellavest SH, BEGO, D-28359 Bremen,Almanya
ð Begosol HE, BEGO, D-28359 Bremen, Almanya
ñ Fornax T ,BEGO, Bremen, Almanya
ø Kera C, Eisenbacher, Wörth, Almanya

Çizelge 2.5. Döküm alaşımın içeriği

Ni	Cr	Mo	Si	Mn	C
61	25,60	10,94	1,51	0,01	0,01

Dökümden çıkan örnekler tijlerinden 25.000-40.000 dev/dak' lık tur motoruyla[3] karbon separe[Ж] kullanılarak ayrıldı. Örneklere, aynı tur motoruyla, taş frezler kullanılarak, standart tefsiye işlemi uygulandı ve 25-70 µm' lik Al_2O_3 ile kumlama[Ф] işlemi yapıldı (Resim 2.16). Hazırlanan metal alt yapıların oturumları kontrol edildikten sonra porselen uygulaması aşamasına geçildi.



Resim 2.16. Metal alt yapılar

3 IP Technician Motor TM 41, Düsseldorf, Almanya
Ж Shofu Cut-off Separeting Discs, SHOFU Inc, PN 6507, Kyoto, Japonya
Ф Star Dental, İstanbul, Türkiye

Ultrasonik temizleyicide 15 dakika bekletilen örnekler, önceden belirlenen, feldspatik porselen[ξ] ile restore edildi (Resim 2.17). Örneklere opak uygulandı ve üretici firmanın talimatları doğrultusunda vakum altında, 950º C' de, 3 dakika fırınlama, 1 dakika bekletme süresi ile toplam 4 dakika fırınlandı[@] (Resim 2.18).



Resim 2.17. Kullanılan porselen seti

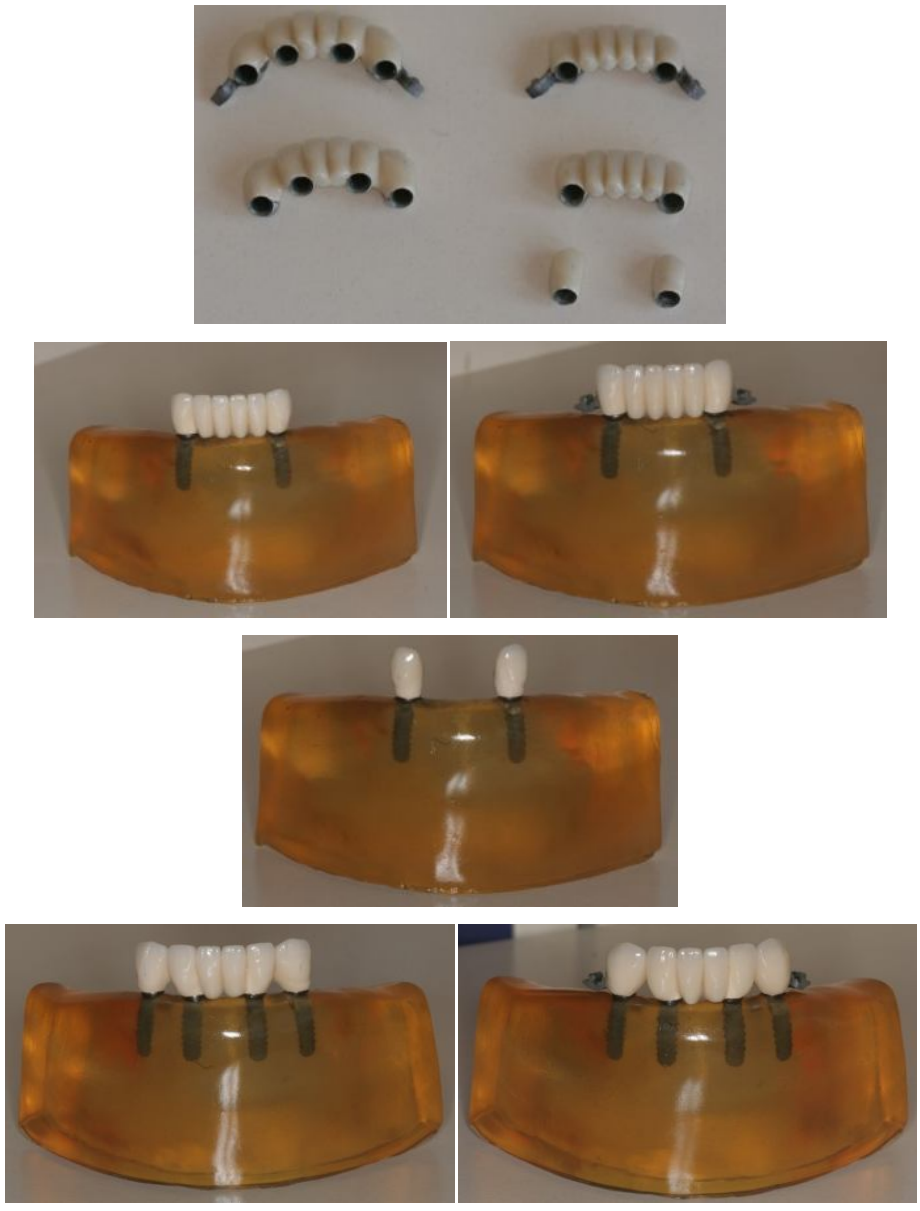


Resim 2.18. Kullanılan porselen fırını

Fırından çıkartılan ve normal soğumaya bırakılan örneklere, A_2 renkte dentin porseleni uygulandı ve vakum altında, 910º C' de, 15 dakika fırınlandı. İlk olarak iki ve dört implantlı köprü restorasyonların porselen yığma ve fırınlama işlemi gerçekleştirildi ve metal aşamasındakine benzer silikon indeks hazırlanarak hassas tutuculu ve kron restorasyonların porselen yığma işlemleri de bu indekse göre yapıldı ve sabit protetik komponentlerin standardizasyonu sağlandı. Tesfiye işlemi tur motorunda, elmas diskler[Ю] ile gerçekleştirildikten sonra örnekler glaze işlemi için son kez basınçsız olarak fırınlandı. Başlangıç sıcaklığı 550º C olan fırında, 900º C' de, 4 dakika fırınlama, ve 4 dakika bekleme süresi olmak üzere toplam 8 dakika fırınlandı.

ξ SHOFU VINTAGE Halo, SHOFU Inc, PN 6507, Kyoto, Japonya
@ Programat P500, Ivoclar Vivadent AG, 9494 Schaan, Liechtenstein
Ю FINO Diadisc, FINO GmbH, Mangelsfeld 18, D 97708 Bad Bocklet, Almanya

Glaze işleminden sonra palatinal bilezikler, kahverengi polisaj diskleriõ ile standart tesfiye işlemine tabi tutuldu. Ardından polisaj patı ve pamuk fırça ile polisaj makinesinde polisajlandı. Hazırlanan sabit protezlerin oturumları kontrol edildi (Resim 2.19).



Resim 2.19. Sabit restorasyonlar

õ Shofu Polisher for Metals, SHOFU Inc, PN 6507, Kyoto, Japonya

İmplant Üstü Hareketli Bölümlü Protezlerin Hareketli Komponentlerinin Diş Dizimi ve Protezlerin Standardizasyonu

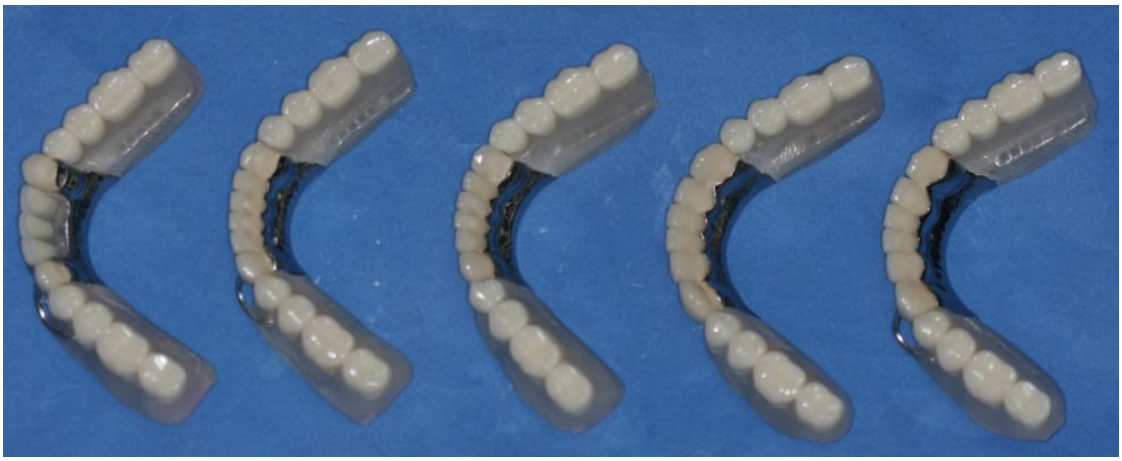
Sabit restorasyonların fotoelastik model üzerindeki oturumları da kontrol edildikten sonra alçı modeller üzerine tekrar yerleştirilerek, hareketli bölümlü protez için hidrokolloid ölçü maddesi[α] ile ölçüleri alındı. Hareketli bölümlü protezler için kroşeli hareketli bölümlü protezlerde I bar kroşe planlaması yapılarak; mum modelasyon yapıldı. Yapılan mum modelasyonlar tijleme işleminden sonra revetmana alınarak Cr-Co alaşım[μ] %64 Co, %28,5 Cr, %8 Fe, %3 Mo ile döküldü. Tefsiye ve polisaj işlemleri bilinen yöntemlerle yapıldı. Hareketli bölümlü protezlerin metal alt yapılarının tamamlanmasından sonra akrilik takım dişler[©] seçilerek diş dizimi aşamasına geçildi. Diş dizimlerini standardize etmek için, silikon indeksler hazırlandı ve diş dizimleri buna uygun olarak yapıldı (Resim 2.20).



Resim 2.20. Standardize edilmişdiş dizimleri

α Wirosil Dublicating silicone PN52001, Bremen/Almanya
μ Wironium plus, Bego, PN 50190 Bremen/Almanya
© Vıta Physıodens®Pn W012, Bad Säckingen/Almanya

Diş dizimlerinin kontrolünden sonra hareketli protezlerin bitim prosedürleri bilinen şekilde uygulandı. Bitim aşamasında ışığın modelden tam olarak geçmesine imkan vermek için ısı ile polimerize olan şeffaf akril[ώ] kullanıldı ve tesfiye polisaj işlemleri tamamlandı (Resim 2.21).



Resim 2.21. Hareketli bölümlü protezler

Fotoelastik modelde mukozayı taklit etmek için serbest sonlu bölgeye yerleştirilen protez kaidesi 3 mm kalınlığında uzaklaştırıldı. Protezlerin serbest sonlu kısımlarında protez iç yüzeyine akışkan kıvamlı dişeti maskesi[Æ] konularak fotoelastik modele oturtuldu ve taşan parçalar temizlendi (Resim 2.22).



Resim 2.22. Dişeti maskesi uygulanmış protezler

ώ Akribel Hot Akril, Atlas Enta Dişçilik Sanayi ve Ticaret, İzmir, Türkiye
Æ Zhermack Gingifast Elastic, C401500; İtalya

2.2.2. İmplant Üstü Overdenture Protezlerin Hazırlanması

İmplant Üstü Overdenture Modellerin Tutucu Parçalarının Hazırlanması

Dört implantlı model üzerine ilk olarak SynOcta abutmentlar yerleştirilerek vidalandı. SynOcta abutmentlar üzerine gold kopingler yerleştirilip vidalanarak sabitlendi. Barlar, kopingler arası mesafeye göre karbon separe[Ж] ile kesildikten sonra barların dokudan 5 mm (3 mm yumuşak doku seviyesi, 2 mm yumuşak dokudan uzaklık) yukarıda olması için utility mum ile block out yapıldı. Kesilen barlar bu mesafede freze[§] yardımıyla yerleştirildi (Resim 2.23). Pattern rezin[£] ile barlar sabitlendi ve vidalar tek tek sökülerek gold kopingden çıkarıldı. Bu şekilde koping ve barlar tek parça halinde elde edildikten sonra fosfat bağlı revetman[©] ve kendine özel likidi[Φ] kullanılarak lehim işlemi gerçekleştirildi (Resim 2.24).



Resim 2.23. Barların konumlandırılması



Resim 2.24. Lehimlenmiş barlar

Ж Dentorium, Newyork, 10100, ABD
§ Mixing, Carlo De Giorgi, Milano, İtalya
£ Pattern Resin, GC, ABD
© Bellavest SH, Bego, D-2359 Bremen, Almanya
Φ Begosol HE, Bego, D-2359 Bremen, Almanya

İki implantlı model üzerine ise Locator abutmentlar tork anahtarı kullanılarak 35 N/cm kuvvetle yerleştirildi (Resim 2.25). Fotoelastik modellerin serbest sonlanan bölgelerine 3 mm kalınlığında (Menicucci ve ark 1998; Sadowsky ve Caputo 2000; Ochiai ve ark 2004) base plakð hazırlanarak modele sabitlendi.



Resim 2.25. Locator yerleştirilmiş model

Overdenture Protezlerin Diş Dizimi ve Protezlerin Standardizasyonu

Modellerin tutucu parçaları hazır hale geldikten sonra diş dizimi aşamasına geçildi. Bar tutucu, model üzerine pasif olacak şekilde oturtulduktan sonra model üzerinde soğuk akrilik rezinЧ kullanılarak dişlerin dizileceği kaide hazırlandı ve diş dizimi yapıldı (Resim 2.26).



Resim 2.26. Diş dizimi Yapılmış Model

ЧBayer Dental Ltd, Strawberry Hill Newbury Berks, İngiltere

Diş dizimi yapılan modelden silikon indeks elde edildi ve diğer model için diş dizimi bu indekse göre yapıldı. Böylece tüm modellerde diş dizimi standardize edildi (Resim 2.27). Diş dizimi bitirildikten sonra modellerin negatifi elde edilerek tutucu parçalar negatif üzerine taşındı. Protezlerin bitim aşaması bu negatifler üzerinde yapıldı.



Resim 2.27. Standardize edilmiş diş dizimi

Dizilen dişler ve kaide kısmı modelden kaldırılarak yine model üzerinde sadece metal parça bırakıldı. Andırkatlar mumla doldurulduktan sonra model laklandı. Muflanın diğer parçasında model muflaya alındı. Daha sonra ısı ile polimerize olan şeffaf akril[ώ] kullanılarak akrilin polimerizasyonu üretici firmanın talimatına uygun olarak sağlandı. Mufla açıldıktan sonra protez çıkartıldı. Silikonlu taraf korunarak model mufladan uzaklaştırıldı. Elde edilen protezin kontrolü yapıldıktan sonra tesviye ve polisajı tamamlandı. Şeffaf malzemenin kullanılması, stres şekillerini gözlemlemek için ışığın, modelin tamamından geçmesini sağlamaktadır (Ochiai ve ark 2004).

ώ Akribel Hot Akril, Atlas Enta Dişçilik Sanayi ve Ticaret, İzmir, Türkiye

Fotoelastik modelde mukozayı taklit etmek için serbest sonlu bölgeye yerleştirilen protez kaidesi 3 mm kalınlığında uzaklaştırıldı. Protezlerin serbest sonlu kısımlarında protez iç yüzeyine akışkan kıvamlı dişeti maskesiÆ konularak fotoelastik modele oturtuldu ve taşan parçalar temizlendi (Resim 2.28).



Resim 2.28. Dişeti maskesi uygulanmış protezler

Æ Zhermack Gingifast Elastic, C401500; İtalya

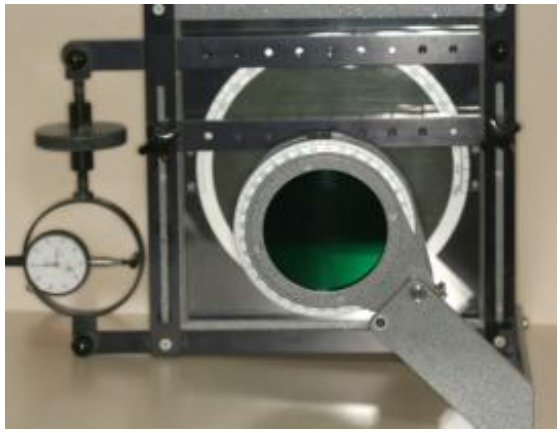
2.3. Polariskop Cihazında Modellerin Yüklenmesi

Protezlerin tamamlanmasının ardından, protezlerin yüklenmesi ve ortaya çıkan stres dağılımının fotoğraflanmasına geçilmiştir. Fotoelastik stres analizi Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuvarında yapıldı. Yüklemeler Üniversal Test Cihazında[Φ] gerçekleştirildi (Resim 2.29).



Resim 2.29. Universal test cihazı

Fotoelastik stres analizinde kullanılacak olan polariskop cihazı [Ж] üniversal test cihazı üzerine yerleştirildi. Bu yerleşim sırası (arkadan öne doğru):beyaz ışık kaynağı, polaroid plaklar, yükleme yapılacak olan model, çeyrek dalga plakları ve fotoğraf makinesi şeklindedir (Resim 2.30).

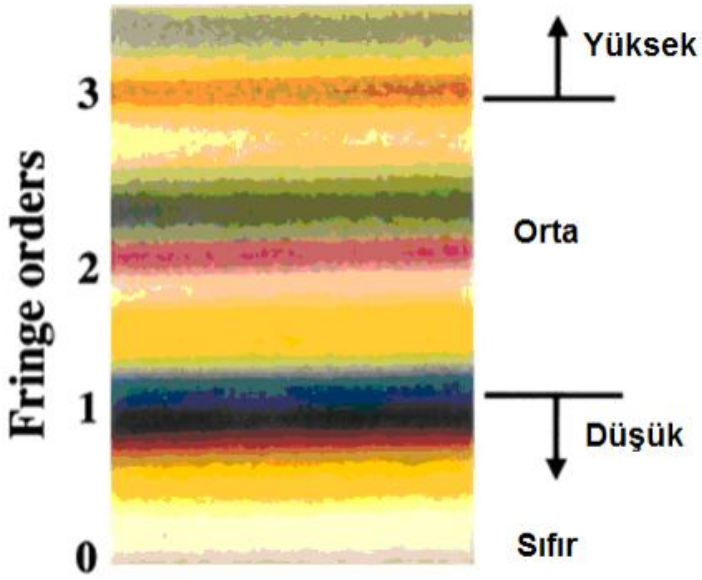


Resim 2.30. Polariskop cihazı

Φ TSTM 02500, Elista Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye
Ж Sharples, 2026, İngiltere

2.4. Modellerde Oluşan Stres Çizgilerinin Fotoğraflanması

Fotoelastik stres analizi sonrasında elde edilen fotoğraflardaki fringeler (stres halkaları) belirli bir alana etki eden kuvvetin özelliğini, miktarını ve dağılımını göstermektedir. Bu fringeler farklı renk bantlarından (izokromatik) oluşur. İzokromatik fringelerin sınırları etki eden kuvvetin miktarı ile belirlenir. Stres seviyelerinin değerlendirilmesinde, stres seviyesi ve fringe sırası arasındaki ilişkiyi gösteren renk skalası Resim 2.31' de gösterilmiştir (Fanuscu ve Caputo 2004, Çelik 2006).



Resim 2.31. Fringe sırası renk skalası

Buna göre izokromatik fringelerin karakteristik özelliklerini rakamsal olarak ifade eden çizelge, Çizelge 2.6' da belirtildiği gibidir (Çehreli ve ark 2004).

Çizelge 2.6. İzokromatik fringelerin karakteristik özellikleri

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	

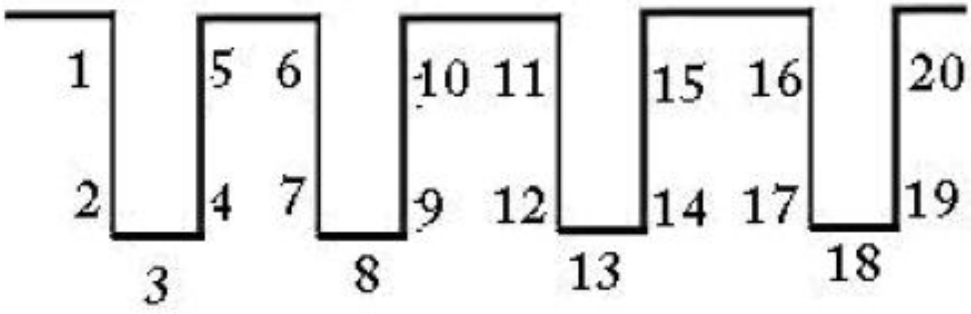
Çizelge 2.6.'da da görüldüğü gibi siyah alanlar gerilimsiz bölgeleri göstermektedir. Kırmızıdan mavi-yeşile geçişler fringeleri oluşturmakta, fringe sayısı arttıkça gerilimin de arttığı anlaşılmaktadır.

Fotoelastisite, bir cisimdeki stresin dağılımını, nitelik ve niceliğini birbirini izleyen, bitişik, farklı renklerdeki bantların görüntüsüyle vermektedir. Test edilen kısımdaki her bant, stresle ilişkili olarak farklı derecelerde çift kırınımı göstermektedir. İzokromatik fringe şekli o bölgedeki stresin akışıyla belirlenir. Bu

nedenle her bant rengi, bir çift kırınımı veya fringe sırasını ve stres derecesini tanımlamaktadır. Birinci sıra fringede kırmızı ve mavi, ikinci sıra fringede kırmızı ve yeşil arasındaki geçiş tonu, birinci ve ikinci fringeleri gösteren ayrım bölgesidir.

Stres seviyelerinin değerlendirilmesinde, stres seviyesi ve fringe sırası arasındak ilişkiyi gösteren renk skalası (Fanuscu ve Caputo 2004) ile oluşan renklerin fringe sırasını rakamsal olarak ifade eden çizelge kullanılmıştır (Çehreli ve ark 2004).

Modellerin daha iyi değerlendirilebilmesi için implant desteklerini içeren bir şema hazırlanmıştır. Bu şemada implant desteklerinin her birinin kök yüzeyleri beş bölüme ayrılmış ve her bölüme ayrı bir numara verilmiştir (Şekil 2.1). Fotoelastik modeller içerisinde bulunan implant desteklerinin etrafında görülen stresler bu numaralandırmaya göre değerlendirilmiştir (Enhoş 2007, Özçelik ve Ersoy 2007).



Şekil 2.1. İmplant desteklerini içeren şema

2.5. Araştırmanın Etiği

Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Girişimsel Olmayan Klinik Araştırmalar Değerlendirme Komisyonu 04. 01. 2011 tarihli 2011/01 sayılı kararı ile etik kurul izni alınmıştır.

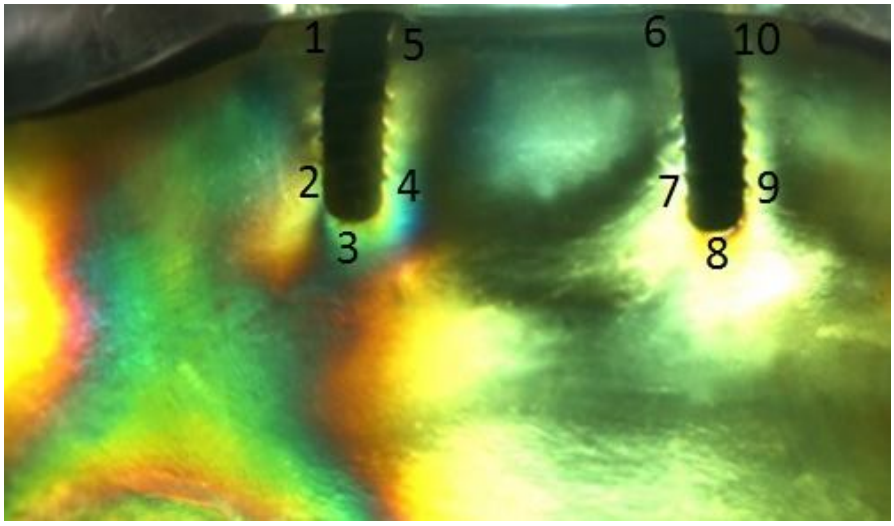
3. BULGULAR

Bulgular, fotoelastik stres analizi yöntemi ile elde edilen renkli fotoğraflar üzerinde yorumlandı, elde edilen fotoelastik modellerin bulguları her örnek için ayrı ayrı, birbirleri ile kıyaslandı ve aralarındaki benzerlikler ve/veya farklılıklar ortaya konuldu. Sırasıyla önce iki implant destekli modeller sonrasında ise dört implant destekli modellerin yüklenmesi yapıldı. İmplantların çevresinde oluşan izokromatik fringe çizgilerinin lokalizasyonlarını daha rahat belirlemek için implantların çevresine iki implantlı modeller için 1'den 10'a kadar, dört implantlı modeller için 1'den 20'ye kadar numaralar verildi. Ve oluşan fringelerin stres değerleri her fotoğraf için çizelgeler şeklinde düzenlendi.

3.1. Fotoelastik Stres Analizi Yöntemi ile Oluşturulan Modellerin Değerlendirilmesi

3.1.1. İki İmplant Yerleştirilen, Locator Tutuculu Overdenture Total Protez Modelin Değerlendirilmesi

Resim 3.1. ve Resim 3.2.' de iki implant yerleştirilen, locator tutuculu overdenture proteze, sağ ve sol birinci premolar oklüzal orta noktasından 300 N' luk statik kuvvet uygulanması sonucu oluşan izokromatik fringeler gösterilmiştir. Oluşan fringelere karşılık gelen stres değerleri Çizelge 3.1. ve Çizelge 3.2.' de gösterilmiştir.

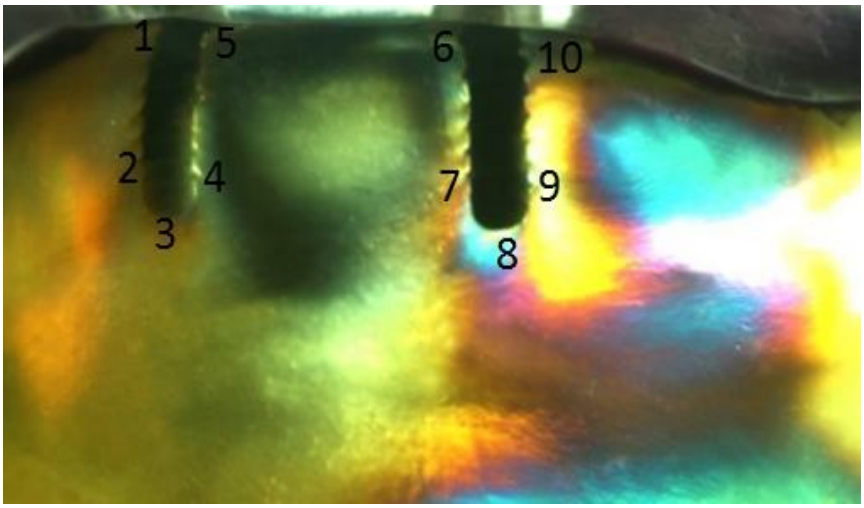


Resim 3.1. İki implant yerleştirilen locator tutuculu overdenture protezin sağ birinci premolar oklüzal orta noktasından yüklenmiş görüntüsü

Çizelge 3.1. Sağ birinci premolar oklüzal orta noktasından yükleme yapıldığında stres noktalarında oluşan fringelerin stres değerleri

Stres noktaları	Stres değerleri(N)
1	1,08 N
2	0,60 N
3	1,39 N
4	1,08 N
5	1,08 N
6	0,28 N
7	0,28 N
8	0,60 N
9	0,28 N
10	0,28 N

Özellikle 1, 2, 3 ve 4 nolu bölgelerde oluşan stresler yükleme yapılan taraftaki implant bölgesinde daha çok stres birikimi olduğunu göstermiştir. Locator tutuculu protezler doku ve implant desteklidir. Yükleme yapılan taraf dişsiz kret bölgesinde oluşan fringeler de bize bunu göstermektedir. 6 ve 10 numaralı bölgelerde düşük seviyede stres oluşumu stresin karşıt taraf implantına eşit olarak aktarılmadığını göstermektedir. 3 ve 8 numaralı bölgelerin sırasıyla 1,39 N ve 0,60 N değerler göstermesinden anlaşılmaktadır ki; implantların apikal bölgelerinde oluşan stres değerleri boyun bölgelerinden daha fazladır. Bu da implant çevresindeki marginal kemik yıkımının önlemesinde anlamlıdır.



Resim 3.2. İki implant yerleştirilen locator tutuculu overdenture protezin sol birinci premolar oklüzal orta noktasından yüklenmiş görüntüsü

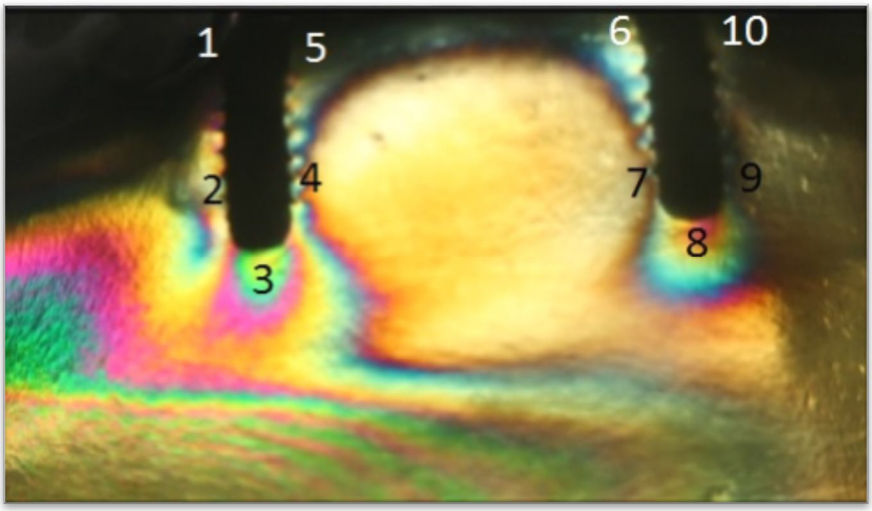
Çizelge 3.2. Sol birinci premolar oklüzal orta noktasından yükleme yapıldığında stres noktalarında oluşan fringelerin stres değerleri

Stres noktaları	Stres değerleri(N)
1	0,60 N
2	0,60 N
3	0,80 N
4	0,28 N
5	0,28 N
6	1,08 N
7	0,80 N
8	1,22 N
9	0,60 N
10	1,08 N

10, 9 ve 8 nolu bölgelerde oluşan stresler yükleme yapılan taraftaki implantta daha çok stres birikimi olduğunu göstermiştir. Yükleme yapılan taraf dişsiz kret bölgesinde oluşan fringeler streslerin kretlere de aktarıldığını göstermektedir. 1 ve 5 numaralı bölgelerde düşük seviyede stres oluşumu stresin karşıt taraf implantına eşit olarak aktarılmadığını göstermektedir.

3.1.2. İki İmplant Yerleştirilen, Sabit Protetik Komponenti Köprü Dizaynlı Kroşe Tutuculu İmplant Üstü Hareketli Parsiyel Protez Modelin Değerlendirilmesi

Resim 3.3. ve Resim 3.4.' de iki implant destekli sabit protetik komponenti köprü dizaynlı kroşe tutuculu implant üstü hareketli parsiyel proteze, sağ ve sol birinci premolar oklüzal orta noktasından 300 N' luk statik kuvvet uygulanması sonucu oluşan izokromatik fringeler gösterilmiştir. Oluşan fringelere karşılık gelen stres değerleri Çizelge 3.3. ve Çizelge 3.4.' de gösterilmiştir.

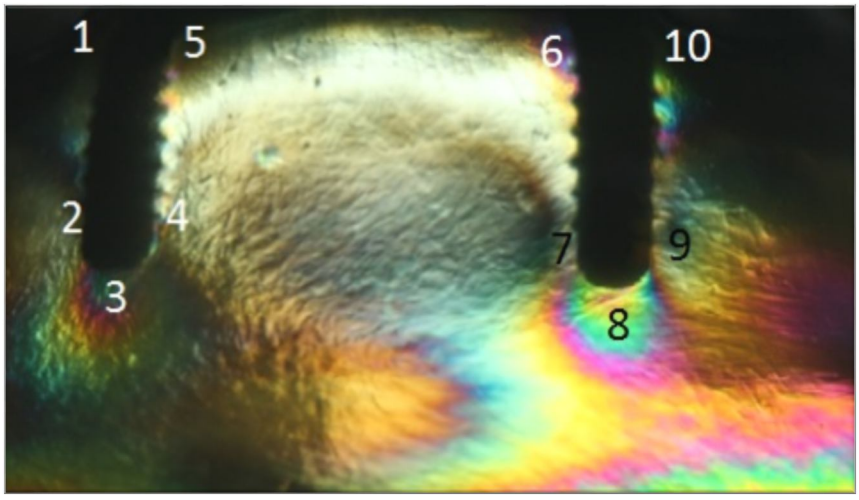


Resim 3.3. İki implant yerleştirilen köprü destekli kroşe tutuculu implant üstü hareketli parsiyel protezin sağ birinci premolar oklüzal orta noktasından yüklenmiş görüntüsü

Çizelge 3.3. Sağ birinci premolar oklüzal orta noktasından yükleme yapıldığında stres noktalarında oluşan fringelerin stres değerleri

Stres noktaları	Stres değerleri(N)
1	1,00 N
2	1,08 N
3	1,63 N
4	1,00 N
5	0,90 N
6	0,45 N
7	0,90 N
8	1,63 N
9	0,90 N
10	0,28 N

8 numaralı bölgede orta derecede stres oluşumu karşıt implanta yükün aktarıldığını göstermektedir. Oluşan fringeler implantların apikal bölgelerinde stres yoğunluğunun implantların boyun bölgelerinden daha fazla olduğunu göstermektedir. Sağ bölgeden yükleme yapıldığı için sağ dişsiz kret bölgesinde de hareketli protezin hareketine bağlı olarak fringeler gözlenmektedir. Yükleme yapılan tarafta implantın boyun bölgesinde karşıt taraftaki implant boyun bölgesinden daha fazla stres birikimi gözlenmiştir.



Resim 3.4. İki implant yerleştirilen köprü destekli kroşe tutuculu implant üstü hareketli parsiyel protezin sol birinci premolar oklüzal orta noktasından yüklenmiş görüntüsü

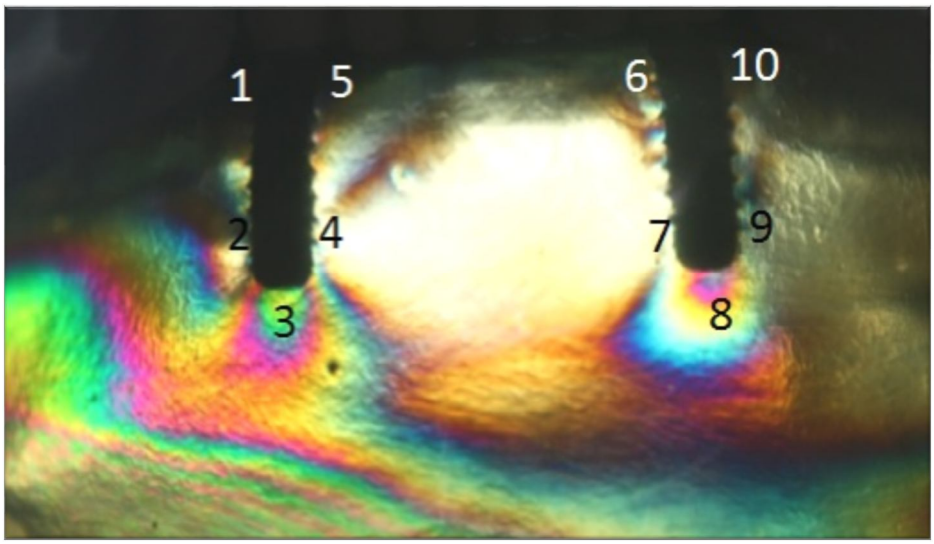
Çizelge 3.4. Sol birinci premolar oklüzal orta noktasından yükleme yapıldığında stres noktalarında oluşan fringelerin stres değerleri

Stres noktaları	Stres değerleri(N)
1	0,28 N
2	0,28 N
3	1,22 N
4	0,60 N
5	0,28 N
6	1,00 N
7	1,08 N
8	1,63 N
9	1,08 N
10	1,08 N

3 ve 8 numaralı bölgelerde sırasıyla 1,22 N ve 1,63 N stres değerleri gözlenmişir. Oluşan fringeler implantların apikal bölgelerinde stres yoğunluğunun implantların boyun bölgelerinden daha fazla olduğunu göstermektedir. Sol bölgeden yükleme yapıldığı için sol dişsiz kret bölgesinde de hareketli protezin hareketine bağlı olarak fringeler gözlenmektedir.

3.1.3. İki İmplant Yerleştirilen, Sabit Protetik Komponenti Köprü Dizaynlı Hassas Tutuculu İmplant Üstü Hareketli Parsiyel Protez Modelin Değerlendirilmesi

Resim 3.5. ve Resim 3.6.' da iki implant destekli sabit protetik komponenti köprü dizaynlı hassas tutuculu implant üstü hareketli parsiyel proteze, sağ ve sol birinci premolar oklüzal orta noktasından 300 N' luk statik kuvvet uygulanması sonucu oluşan izokromatik fringeler gösterilmiştir. Oluşan fringelere karşılık gelen stres değerleri Çizelge 3.5. ve Çizelge 3.6.' da gösterilmiştir.

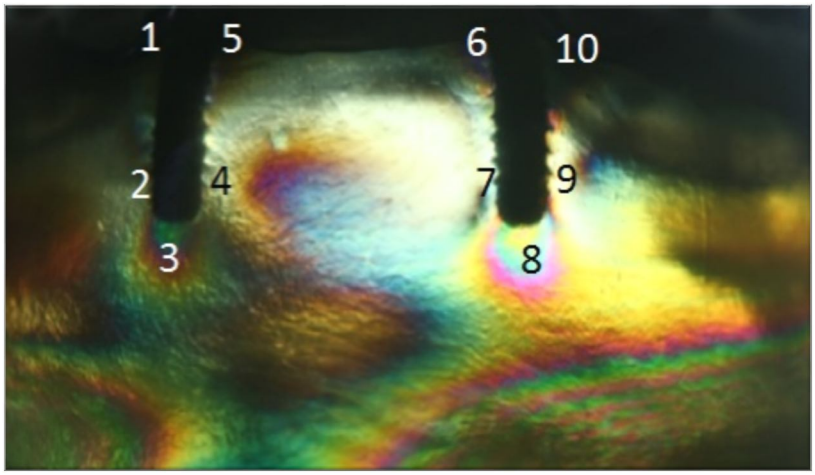


Resim 3.5. İki implant yerleştirilen köprü destekli hassas tutuculu implant üstü hareketli parsiyel protezin sağ birinci premolar oklüzal orta noktasından yüklenmiş görüntüsü

Çizelge 3.5. Sağ birinci premolar oklüzal orta noktasından yükleme yapıldığında stres noktalarında oluşan fringelerin stres değerleri

Stres noktaları	Stres değerleri(N)
1	0,28 N
2	0,45 N
3	1,39 N
4	0,45 N
5	0,28 N
6	0,28 N
7	0,45 N
8	1,08 N
9	0,28 N
10	0,28 N

8 numaralı bölgede stres oluşumu karşıt implanta yükün aktarıldığını göstermektedir. 1, 5, 6 ve 10 numaralı bölgelerde (0,28 N) düşük seviyede fringe çizgisinin oluşması implantların apikal bölgelerinde stres yoğunluğunun implantların servikal bölgelerinden daha fazla olduğunu ve hassas tutuculu modellerde boyun bölgelerinde stres birikiminin daha az olduğunu göstermektedir. Bu durum hassas tutucuların kuvvet kırıcı etkileriyle açıklanabilir. Sağ bölgeden yükleme yapıldığı için sağ dişsiz kret bölgesinde de hareketli protezin hareketine bağlı olarak fringeler gözlenmektedir.



Resim 3.6. İki implant yerleştirilen köprü destekli hassas tutuculu implant üstü hareketli parsiyel protezin sol birinci premolar oklüzal orta noktasından yüklenmiş görüntüsü

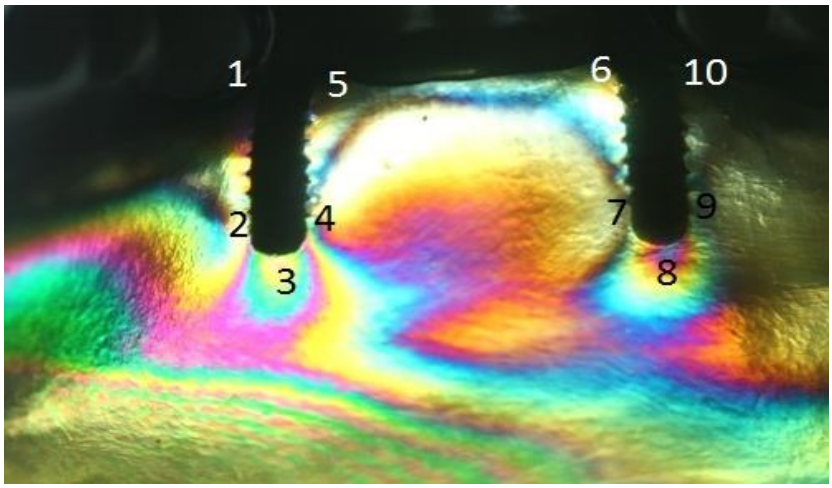
Çizelge 3.6. Sol birinci premolar oklüzal orta noktasından yükleme yapıldığında stres noktalarında oluşan fringelerin stres değerleri

Stres noktaları	Stres değerleri(N)
1	0,28 N
2	0,28 N
3	1,22 N
4	0,60 N
5	0,28 N
6	0,28 N
7	0,60 N
8	1,39 N
9	0,60 N
10	0,90 N

Sol bölgeden yükleme yapıldığı için sol dişsiz kret bölgesinde de hareketli protezin hareketine bağlı olarak fringeler gözlenmektedir. 1, 5, 6 ve 10 numaralı bölgelerde düşük seviyede izokromatik fringe çizgisi oluşması oluşması implantların servikal bölgelerinde stres yoğunluğunun apikal bölgelerinden daha az olduğunu hassas tutuculu modellerde kroşe tutuculu modellere göre daha az boyun bölge stresleri oluştuğunu göstermektedir.

3.1.4. İki İmplant Yerleştirilen, Sabit Protetik Komponenti Kron Dizaynlı Kroşe Tutuculu İmplant Üstü Hareketli Parsiyel Protez Modelin Değerlendirilmesi

Resim 3.7. ve Resim 3.8.' de iki implant destekli sabit protetik komponenti kron dizaynlı kroşe tutuculu implant üstü hareketli parsiyel proteze, sağ ve sol birinci premolar oklüzal orta noktasından 300 N' luk statik kuvvet uygulanması sonucu oluşan izokromatik fringeler gösterilmiştir. Oluşan fringelere karşılık gelen stres değerleri Çizelge 3.7. ve Çizelge 3.8.' de gösterilmiştir.



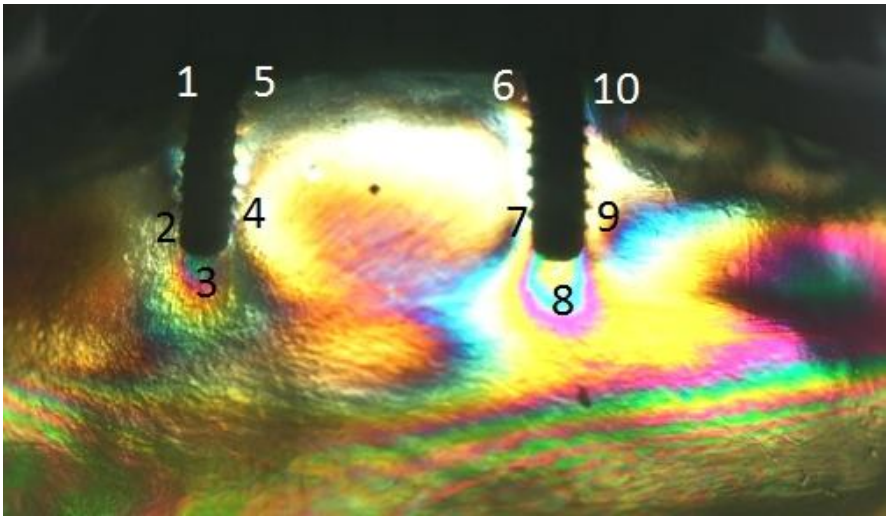
Resim 3.7. İki implant yerleştirilen kron destekli kroşe tutuculu implant üstü hareketli parsiyel protezin sağ birinci premolar oklüzal orta noktasından yüklenmiş görüntüsü

Çizelge 3.7. Sağ birinci premolar oklüzal orta noktasından yükleme yapıldığında stres noktalarında oluşan fringelerin stres değerleri

Stres noktaları	Stres değerleri(N)
1	1,00 N
2	1,00 N
3	2,50 N
4	1,00 N
5	1,00 N
6	0,60 N
7	0,60 N
8	2,00 N
9	1,08 N
10	0,80 N

8 numaralı bölgede stres oluşumu karşıt implanta yükün aktarıldığını göstermektedir. 1 ve 5 numaralı bölgelerde (1,00 N) orta seviyede fringe çizgisinin oluşması bu modelde yüklenen tarafta implant boyun bölgesinde diğer modellerden daha fazla stres oluştuğunu göstermektedir. İmplantların apikal bölgelerinde stres yoğunluğunun implantların servikal bölgelerinden daha fazla olduğu görülmektedir. Ancak diğer modellerle kıyaslandığında iki implantlı sabit protetik komponenti kron destekli kroşe tutucu protezlerin diğer iki implantlı modellerden daha fazla olacak şekilde boyun bölgesi stresleri oluşturduğu görülür ki bu durumda marginal kemik

kaybı için tehlikelidir. Sağ bölgeden yükleme yapıldığı için sağ dişsiz kret bölgesinde de hareketli protezin hareketine bağlı olarak fringeler gözlenmektedir.



Resim 3.8. İki implant yerleştirilen kron destekli kroşe tutuculu implant üstü hareketli parsiyel protezin sol birinci premolar oklüzal orta noktasından yüklenmiş görüntüsü

Çizelge 3.8. Sol birinci premolar oklüzal orta noktasından yükleme yapıldığında stres noktalarında oluşan fringelerin stres değerleri

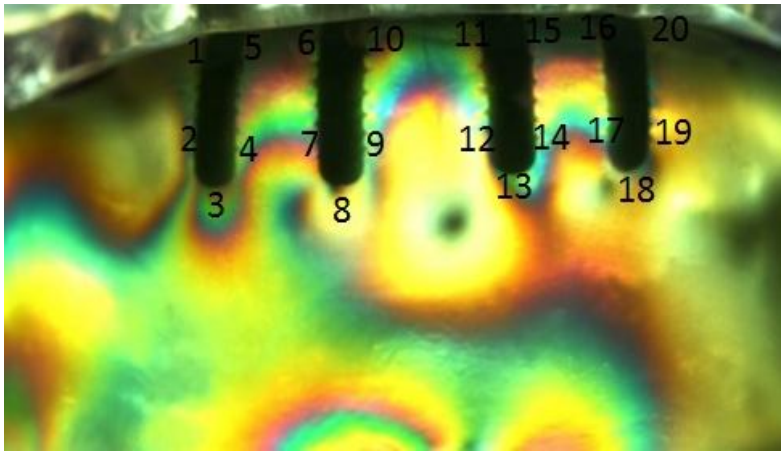
Stres noktaları	Stres değerleri(N)
1	0,60 N
2	0,28 N
3	1,39 N
4	0,45 N
5	0,60 N
6	1,00 N
7	1,08 N
8	2,50 N
9	1,00 N
10	1,08 N

6 ve 10 numaralı bölgelerde (1,08 N) orta seviyede izokromatik fringe çizgisi oluşması bu modelde yüklenen tarafta implant boyun bölgesinde diğer modellerden daha fazla stres oluştuğunu göstermektedir. 5 numaralı bölgede de (1,00 N) orta derece stres oluşumu diğer protezlerden daha fazla boyun bölgesi stres konsantrasyonu oluşturduğunu göstermiştir. İmplantların apikal bölgelerinde stres yoğunluğunun implantların servikal bölgelerinden daha fazla olduğu görülmektedir. Sol bölgeden

yükleme yapıldığı için sol dişsiz kret bölgesinde de hareketli protezin hareketine bağlı olarak fringeler gözlenmektedir. Bu protez türünde ayrıca anterior dişsiz alan bölgesinde de stres fringeleri gözlenmektedir.

3.1.5. Dört İmplant Yerleştirilen, Bar Tutuculu Overdenture Total Protez Modelin Değerlendirilmesi

Resim 3.9 ve Resim 3.10' da yumuşak doku seviyesinde dört implant yerleştirilen, bar tutuculu overdenture proteze, sağ ve sol birinci premolar oklüzal orta noktasından 300 N' luk statik kuvvet uygulanması sonucu oluşan izokromatik fringeler gösterilmiştir. Oluşan fringelere karşılık gelen stres değerleri Çizelge 3.9. ve Çizelge 3.10.' da gösterilmiştir.

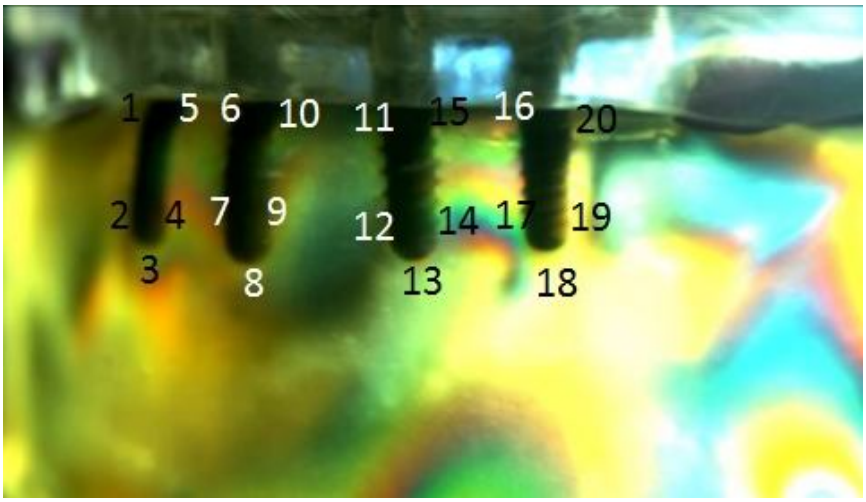


Resim 3.9. Dört implant yerleştirilen bar tutuculu overdenture total protezin sağ birinci premolar oklüzal orta noktasından yüklenmiş görüntüsü

Çizelge 3.9. Sağ birinci premolar oklüzal orta noktasından yükleme yapıldığında stres noktalarında oluşan fringelerin stres değerleri

Stres noktaları	Stres değerleri	Stres noktaları	Stres değerleri
1	1,39 N	**11**	1,22 N
2	1,39 N	**12**	0,60 N
3	1,63 N	**13**	1,22 N
4	1,22 N	**14**	0,60 N
5	1,00 N	**15**	1,08 N
6	1,00 N	**16**	1,08 N
7	1,00 N	**17**	1,08 N
8	1,08 N	**18**	1,08 N
9	1,08 N	**19**	0,80 N
10	1,22 N	**20**	0,28 N

Bar tutuculu overdenture protezde locator tutucuya göre daha fazla stres konsantrasyonları gözlendi. Ancak sadece yüklenen taraf implantlarda değil karşıt taraf implantlarında da oluşan stres konsantrasyonları yükün splintlenme ile tüm implantlara eşit olarak dağıtıldığını gösterdi. Doku desteği daha az olan bu protez türünde dişsiz alanlarda oluşan fringelerden daha az ve seyrektir. Bu durum doku desteğinin daha az olması ve protez tutuculuğunun daha fazla olması ve buna bağlı olarak protez hareketinin daha az olmas ile açıklanabilir.



Resim 3.10. Dört implant yerleştirilen bar tutuculu overdenture total protezin sol birinci premolar oklüzal orta noktasından yüklenmiş görüntüsü

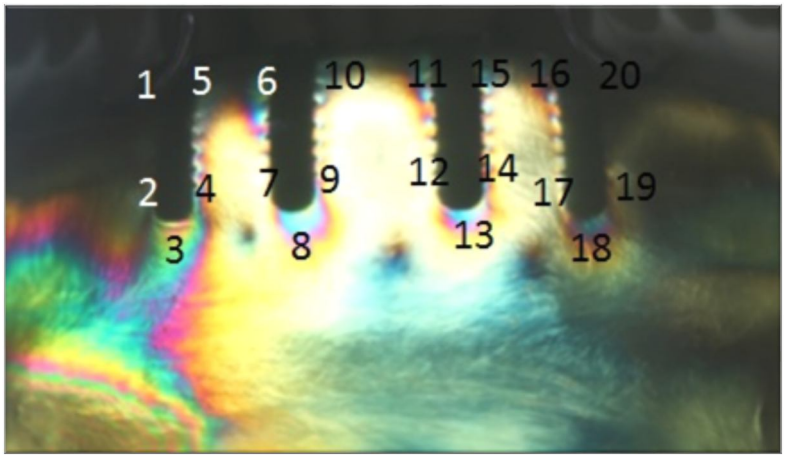
Çizelge 3.10. Sol birinci premolar oklüzal orta noktasından yükleme yapıldığında stres noktalarında oluşan fringelerin stres değerleri

Stres noktaları	Stres değerleri	Stres noktaları	Stres değerleri
1	0,60 N	**11**	1,39 N
2	1,08 N	**12**	1,08 N
3	1,08 N	**13**	1,22 N
4	0,90 N	**14**	1,22 N
5	1,00 N	**15**	1,39 N
6	1,00 N	**16**	1,39 N
7	0,90 N	**17**	1,39 N
8	1,08 N	**18**	1,63 N
9	0,90 N	**19**	1,63 N
10	1,39 N	**20**	1,08 N

Bar tutuculu overdenture protezde locator tutucuya göre daha fazla stres konsantrasyonları gözlendi. Ancak sadece yüklenen taraf implantlar değil karşıt taraf implantlarında da oluşan stres konsantrasyonları yükün splintlenme ile tüm implantlara eşit olarak dağıtıldığını gösterdi. Doku desteği daha az olan bu protez türünde dişsiz alanlarda oluşan fringelerden daha az ve seyrektir.

3.1.6. Dört İmplant Yerleştirilen, Sabit Protetik Komponenti Köprü Dizaynlı Kroşe Tutuculu İmplant Üstü Hareketli Parsiyel Protez Modelin Değerlendirilmesi

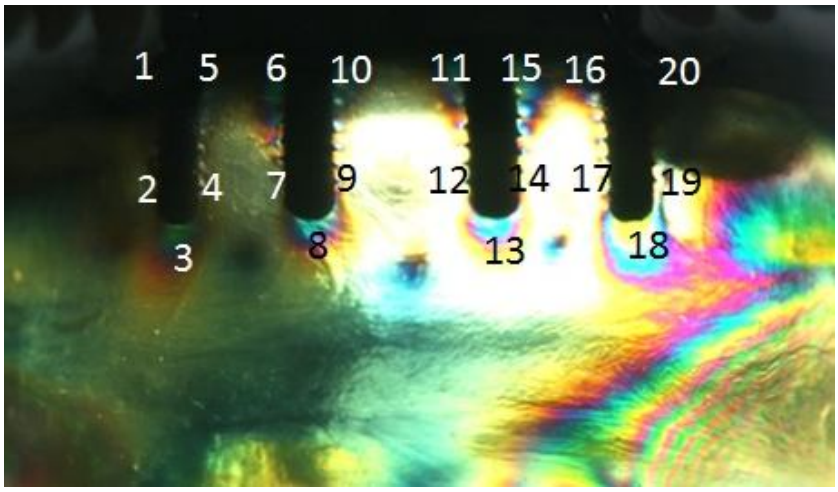
Resim 3.11 ve Resim 3.12' de yumuşak doku seviyesinde dört implant yerleştirilen, sabit protetik komponenti köprü dizaynlı kroşe tutuculu implant üstü hareketli parsiyel proteze, sağ ve sol birinci premolar oklüzal orta noktasından 300 N' luk statik kuvvet uygulanması sonucu oluşan izokromatik fringeler gösterilmiştir. Oluşan fringelere karşılık gelen stres değerleri Çizelge 3.11. ve Çizelge 3.12.' de gösterilmiştir.



Resim 3.11. Dört implant yerleştirilen köprü destekli kroşe tutuculu implant üstü hareketli parsiyel protezin sağ birinci premolar oklüzal orta noktasından yüklenmiş görüntüsü

Çizelge 3.11. Sağ birinci premolar oklüzal orta noktasından yükleme yapıldığında stres noktalarında oluşan fringelerin stres değerleri

Stres noktaları	Stres değerleri	Stres noktaları	Stres değerleri
1	1,08 N	**11**	1,08 N
2	1,00 N	**12**	0,60 N
3	1,39 N	**13**	1,08 N
4	1,00 N	**14**	0,60 N
5	1,08 N	**15**	0,28 N
6	1,08 N	**16**	1,00 N
7	0,60 N	**17**	0,60 N
8	1,08 N	**18**	1,08 N
9	0,60 N	**19**	0,28 N
10	0,28 N	**20**	0,28 N



Resim 3.12. Dört implant yerleştirilen köprü destekli kroşe tutuculu implant üstü hareketli parsiyel protezin sol birinci premolar oklüzal orta noktasından yüklenmiş görüntüsü

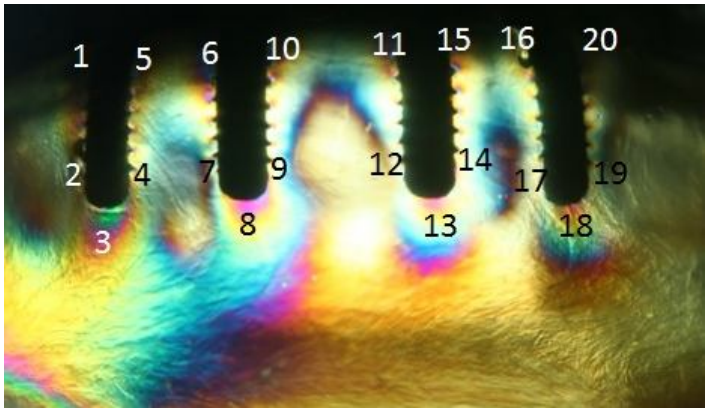
Çizelge 3.12. Sol birinci premolar oklüzal orta noktasından yükleme yapıldığında stres noktalarında oluşan fringelerin stres değerleri

Stres noktaları	Stres değerleri	Stres noktaları	Stres değerleri
1	0,28 N	**11**	1,08 N
2	0,28 N	**12**	0,60 N
3	1,08 N	**13**	1,08 N
4	0,28 N	**14**	0,60 N
5	0,28 N	**15**	1,08 N
6	1,08 N	**16**	1,08 N
7	0,60 N	**17**	0,60 N
8	1,08 N	**18**	1,39 N
9	0,60 N	**19**	0,28 N
10	1,08 N	**20**	1,08 N

Yükleme yapılan implantların dışındaki implantların çevresinde oluşan stres fringelerin yükün diğer implantlarada aktarıldığını göstermektedir. Bar tutuculu protezlere göre yüklenen taraf ve karşıt taraf implantların boyun bölgelerinde daha az stres konsantrasyonları görülmüştür.

3.1.7. Dört İmplant Yerleştirilen, Sabit Protetik Komponenti Köprü Dizaynlı Hassas Tutuculu İmplant Üstü Hareketli Parsiyel Protez Modelin Değerlendirilmesi

Resim 3.13 ve Resim 3.14' de yumuşak doku seviyesinde dört implant yerleştirilen, sabit protetik komponenti köprü dizaynlı hassas tutuculu implant üstü hareketli parsiyel proteze, sağ ve sol birinci premolar oklüzal orta noktasından 300 N' luk statik kuvvet uygulanması sonucu oluşan izokromatik fringeler gösterilmiştir. Oluşan fringelere karşılık gelen stres değerleri Çizelge 3.13. ve Çizelge 3.14.' de gösterilmiştir.

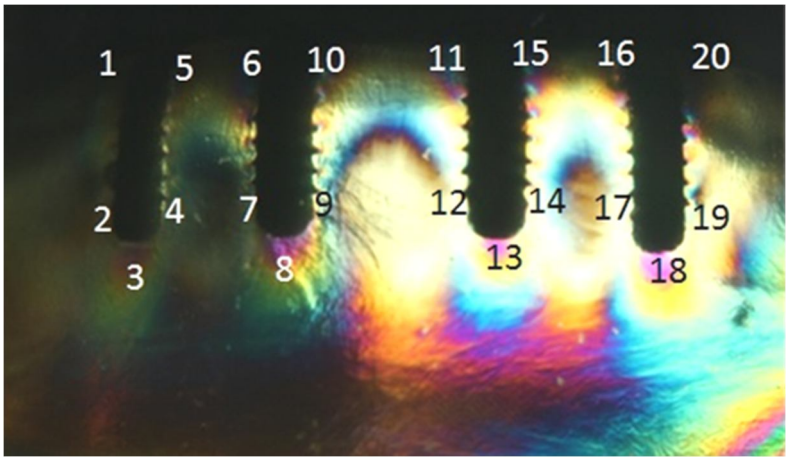


Resim 3.13. Dört implant yerleştirilen köprü destekli hassas tutuculu implant üstü hareketli parsiyel protezin sağ birinci premolar oklüzal orta noktasından yüklenmiş görüntüsü

Çizelge 3.13. Sağ birinci premolar oklüzal orta noktasından yükleme yapıldığında stres noktalarında oluşan fringelerin stres değerleri

Stres noktaları	Stres değerleri	Stres noktaları	Stres değerleri
1	1,00 N	**11**	0,90 N
2	0,60 N	**12**	0,45 N
3	1,22 N	**13**	1,00 N
4	0,60 N	**14**	0,45 N
5	1,00 N	**15**	0,80 N
6	0,90 N	**16**	0,45 N
7	0,45 N	**17**	0,45 N
8	1,00 N	**18**	1,00 N
9	0,45 N	**19**	0,60 N
10	1,00 N	**20**	0,28 N

İkinci, üçüncü ve dördüncü implantlarda oluşan stres çizgileri stresin tüm implant bölgelerine dağıldığını göstermiştir. Genel olarak tüm modellerde olduğu gibi yükleme yapılan taraf implantlarında yüksek stres konsantrasyonları gözlenirken, yükleme yapılan sahadan en uzak bölgedeki implantta en düşük seviyede stres dağılımı gözlenmiştir.



Resim 3.14. Dört implant yerleştirilen köprü destekli hassas tutuculu implant üstü hareketli parsiyel protezin sol birinci premolar oklüzal orta noktasından yüklenmiş görüntüsü

Çizelge 3.14. Sol birinci premolar oklüzal orta noktasından yükleme yapıldığında stres noktalarında oluşan fringelerin stres değerleri

Stres noktaları	Stres değerleri	Stres noktaları	Stres değerleri
1	0,28 N	**11**	1,00 N
2	0,28 N	**12**	0,60 N
3	1,00 N	**13**	1,00 N
4	0,28 N	**14**	0,60 N
5	0,28 N	**15**	1,00 N
6	0,80 N	**16**	1,00 N
7	0,60 N	**17**	0,60 N
8	1,00 N	**18**	1,22 N
9	0,60 N	**19**	0,60 N
10	0,80 N	**20**	1,08 N

Yükleme yapılan implantlar haricindeki implantlarda da stres oluşması yükün aktarıldığını göstermektedir. Hassas bağlantılı protez dizaynlarında hassas tutucunun kuvvet kırıcı etkinliğinden dolayı kroşe tutucularla benzer şekilde boyun bölgelerinde daha az stres konsantrasyonu izlenmiştir. Bu durum marjinal kemik kaybının önlenmesi için bir avantajdır. İmplantlarda oluşan stres çizgileri stresin tüm implant bölgelerine dağıldığını göstermiştir. Yükleme yapılan sahadan en uzak bölgedeki implantta en düşük seviyede stres dağılımı gözlenmiştir.

3.2. Fotoelastik Modellerin Karşılaştırılması

3.2.1. İki İmplant Yerleştirilen Modellerin Karşılaştırılması

İki implant yerleştirilen modellerin sağ premolar bölgesinden yükleme yapıldığında protez türlerine göre yükleme yapılan taraf implant ve karşıt taraf implantlarında oluşturdukları stresler grafikler ile gösterilmiştir (Şekil 3.1, Şekil 3.2).

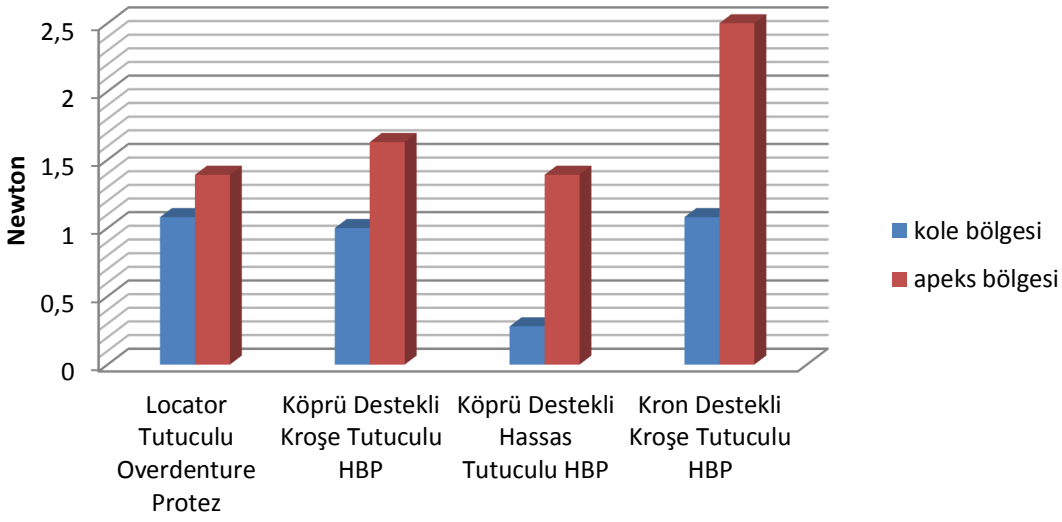
İki implant yerleştirilen overdenture protez modelinde sağ premolar bölgesinden yükleme yapıldığında sağ taraf implantın kole ve apikal bölgelerinde orta diğer bölgelerde düşük seviyede stres konsantrasyonları izlenmiştir. Yükleme yapılmayan taraftaki implantta ne kole ne de apeks bölgesinde düşük seviyeyi aşan bir stres konsantrasyonu gözlenmemiştir.

İki implant destekli sabit protetik komponenti köprü dizaynlı kroşe tutuculu hareketli bölümlü protez modelinde sağ premolar bölgesinden yükleme yapıldığında sağ taraf implantın kole ve apikal bölgelerinde, sol taraf implantın ise apikal bölgesinde orta seviyede; diğer bölgelerde düşük seviyede stres konsantrasyonları oluşmuştur. İki implantlı overdenture modele göre yükleme yapılmayan taraftaki implantta orta seviyede izokromatik fringelerin oluşması stresin karşıt taraftaki implanta da iletildiğini göstermektedir.

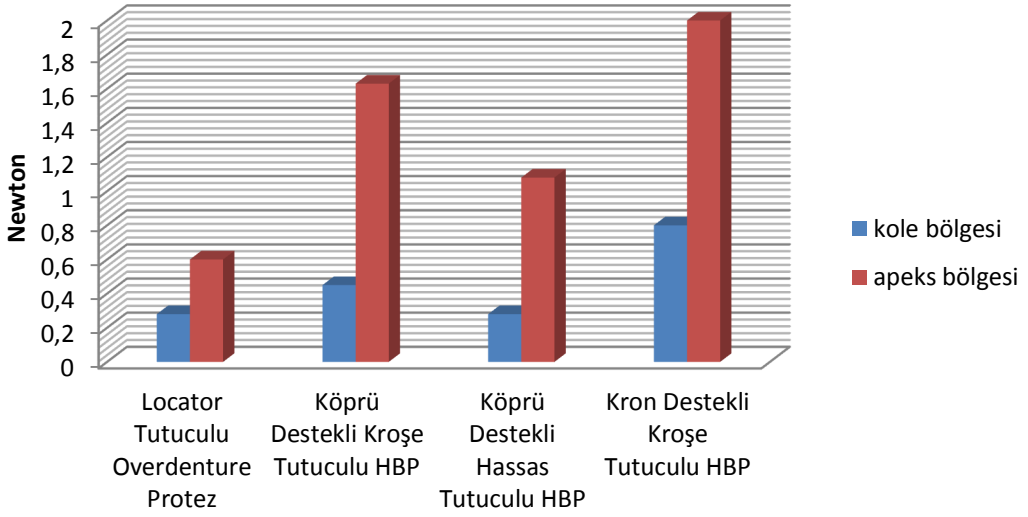
İki implant destekli sabit protetik komponenti köprü dizaynlı hassas tutuculu hareketli bölümlü protez modelinde sağ premolar bölgesinden yükleme yapıldığında her iki implantın apikal bölgelerinde orta seviyede; diğer bölgelerde düşük seviyede stres konsantrasyonları oluşmuştur. İki implantlı sabit protetik komponenti köprü

dizaynlı kroşe tutuculu modele göre yükleme yapılan taraftaki implantın boyun bölgesinde stres konsantrasyonu azalmıştır. İki implantlı sabit protetik komponenti köprü dizaynlı kroşe tutuculu model gibi karşıt taraf implantlarında da stres konsantrasyonu gözlenmiştir.

İki implant destekli sabit protetik komponenti kron dizaynlı kroşe tutuculu hareketli bölümlü protez modelinde sağ premolar bölgesinden yükleme yapıldığında sağ implantın kole ve apikal bölgelerinde, sol implantın ise apikal bölgesinde orta seviyede; diğer bölgelerde düşük seviyede stres konsantrasyonları oluşmuştur. İmplantların apikal bölgelerinde stres konsantrasyonları diğer modellere göre daha fazladır. Yükleme yapılan taraftaki implantın boyun bölgesinde de orta seviyede stres konsantrasyonları oluşması; yükleme yapılan taraftaki implantta diğer modellerden daha fazla stres yoğunluğu olduğunu göstermektedir.



Şekil 3.1. İki implantlı modellerde sağ premolar bölgesinden yükleme yapıldığında yükleme yapılan taraftaki implantın kole ve apeks bölgelerinin değerlendirilmesi



Şekil 3.2. İki implantlı modellerde sağ premolar bölgesinden yükleme yapıldığında karşıt taraftaki implantın kole ve apeks bölgelerinin değerlendirilmesi

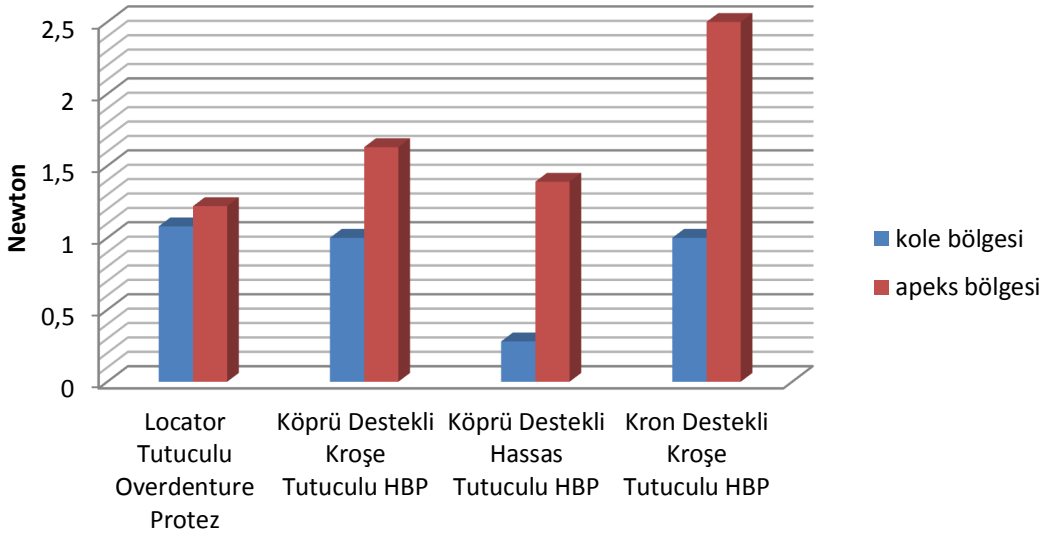
İki implant yerleştirilen modellerin sağ premolar bölgesinden yükleme yapıldığında protez türlerine göre yükleme yapılan taraf implant ve karşıt taraf implantlarında oluşturdukları stresler grafikler ile gösterilmiştir (Şekil 3.3, Şekil 3.4).

İki implant yerleştirilen overdenture protez modelinde sol premolar bölgesinden yükleme yapıldığında, sol implantın kole ve apikal bölgeleri ve sağ implantın apikal bölgesinde orta diğer bölgelerde düşük seviyede stres konsantrasyonları izlenmiştir. Yükleme yapılan bölgedeki implantın apikal bölgesinde kole bölgesinden daha fazla stres konsantrasyonu gözlenmiştir. Yine yükleme yapılmayan taraftaki implantta ne kole ne de apeks bölgesinde düşük seviyeyi aşan bir stres konsantrasyonu gözlenmemiştir.

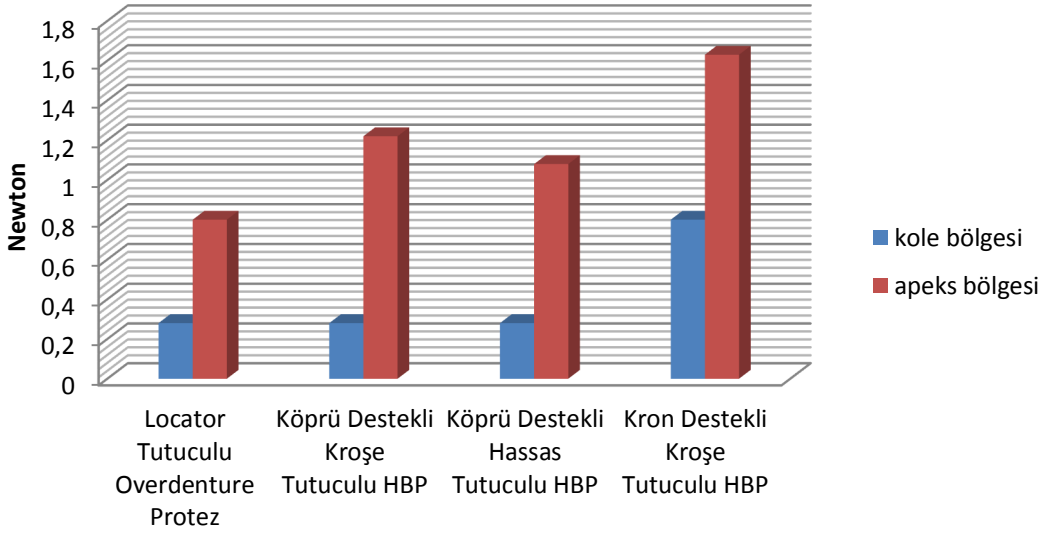
İki implant destekli sabit protetik komponenti köprü dizaynlı kroşe tutuculu hareketli bölümlü protez modelinde sol premolar bölgesinden yükleme yapıldığında sol implant kole ve apikal bölgelerinde ve sağ implant apikal bölgesinde orta seviyede; diğer bölgelerde düşük seviyede stres konsantrasyonları oluşmuştur. İki implantlı overdenture modele göre yükleme yapılmayan taraftaki implantta orta seviyede izokromatik fringelerin oluşması stresin karşıt taraftaki implanta da iletildiğini göstermektedir.

İki implant destekli sabit protetik komponenti köprü dizaynlı hassas tutuculu hareketli bölümlü protez modelinde sol premolar bölgesinden yükleme yapıldığında her iki implantında apikal bölgelerinde orta seviyede; diğer bölgelerde düşük seviyede stres konsantrasyonları oluşmuştur. İki implantlı sabit protetik komponenti köprü dizaynlı kroşe tutuculu modele göre yükleme yapılan taraftaki implantın boyun bölgesinde stres konsantrasyonu azalmıştır. İki implantlı sabit protetik komponenti köprü dizaynlı kroşe tutuculu model gibi karşıt taraf implantlarında da stres konsantrasyonu gözlenmiştir.

İki implant destekli sabit protetik komponenti kron dizaynlı kroşe tutuculu hareketli bölümlü protez modelinde sol premolar bölgesinden yükleme yapıldığında sol implant apikal ve kole bölgelerinde ve sağ implant apikal bölgesinde orta seviyede; diğer bölgelerde düşük seviyede stres konsantrasyonları oluşmuştur. İmplantların apikal bölgelerinde stres konsantrasyonları dahadır. Yükleme yapılan taraftaki implantın boyun bölgesinde de orta seviyede stres konsantrasyonları gözlenmiştir. Bu durum yükleme yapılan taraftaki implantta diğer modellerden daha fazla stres yoğunluğu olduğunu göstermiştir. Aynı şekilde iki implant destekli sabit protetik komponenti kron dizaynlı kroşe tutuculu hareketli bölümlü protez modelinde, hem sağ hem de sol yüklemelerinde karşıt taraf implantında boyun bölgesinde diğer modellerden daha fazla stres konsantrasyonu gözlenmiştir.



Şekil 3.3. İki implantlı modellerde sol premolar bölgesinden yükleme yapıldığında yükleme yapılan taraftaki implantın kole ve apeks bölgelerinin değerlendirilmesi



Şekil 3.4. İki implantlı modellerde sol premolar bölgesinden yükleme yapıldığında karşıt taraftaki implantın kole ve apeks bölgelerinin değerlendirilmesi

3.2.2. Dört İmplant Yerleştirilen Modellerin Karşılaştırılması

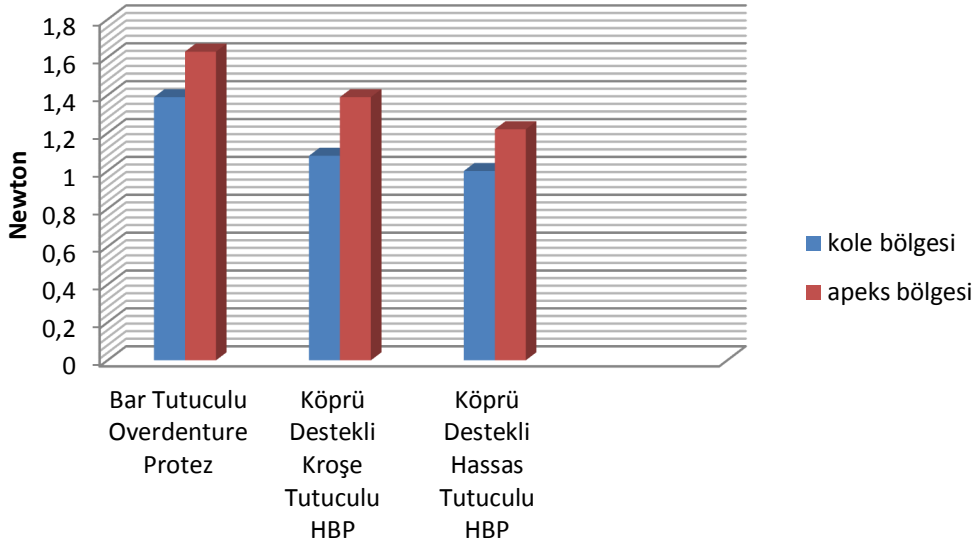
Dört implant yerleştirilen modellerin sağ premolar bölgesinden yükleme yapıldığında protez türlerine göre yükleme yapılan taraf implant, orta bölge implantları ve karşıt taraf implantlarında oluşturdukları stresler grafikler ile gösterilmiştir (Şekil 3.5, Şekil 3.6, Şekil 3.7).

Dört implant yerleştirilen overdenture protez modelinde sağ premolar bölgesinden yükleme yapıldığında kole ve apikal bölgelerde genel olarak orta derecede stres konsantrasyonu gözlenmiştir. Apeks bölgeleri değerlendirildiğinde yükleme yapılan taraftaki implantın apeksinde orta implantlardan yüksek stres seviyesi oluşmuştur. Kole bölgelerinde ise 1 nolu bölge diğer kole bölgelerinden daha yüksek stres konsantrasyonu göstermiştir. Yükleme yapılmayan taraftaki implantlarda en uzak alandaki implantın; distal kole bölgesinde düşük seviyeyede stres konsantrasyonu gözlenmiştir. Yükleme yapılmayan taraflardaki apikal bölgelerde orta seviyede stres konsantrasyonu gözlenmiştir. Dört implantlı overdenture modelde stresin dört implant çevresine yayıldığı görülmüştür.

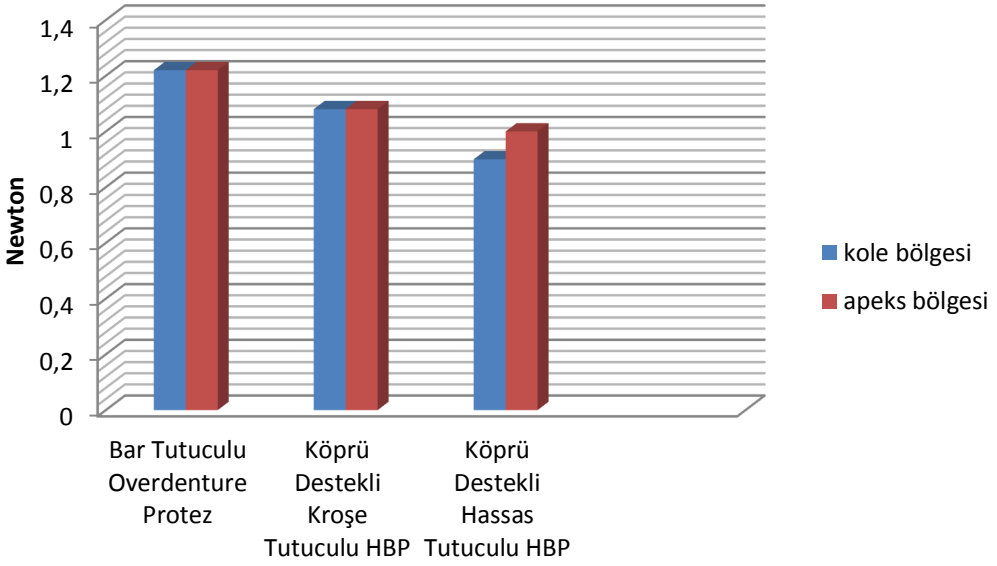
Dört implant destekli sabit protetik komponenti köprü dizaynlı kroşe tutuculu hareketli bölümlü protez modelinde sağ premolar bölgesinden yükleme yapıldığında genel olarak apikal ve kole bölgelerinde dört implant çevresinde de orta seviyede

izokromatik fringe çizgisi oluşmuştur. Yükleme yapılan taraftaki implantın hem apikal hem de kole bölgesinde diğer bölgelerden daha fazla orta seviyede stres konsantrasyonu gözlenmiştir. Yükleme sahasına en uzak alandaki implantta ise düşük seviyede stres konsantrasyonu gözlenmiştir. Dört implant destekli overdenture protez ile karşılaştırıldığında benzer sonuçlar göstermiştir. Her iki modelde de homojen bir dağılım gözlenmiştir ancak dört implant destekli overdenture protezde izlenen stres konsantrasyonlarından daha düşük seviyede stres konsantrasyonları izlenmiştir.

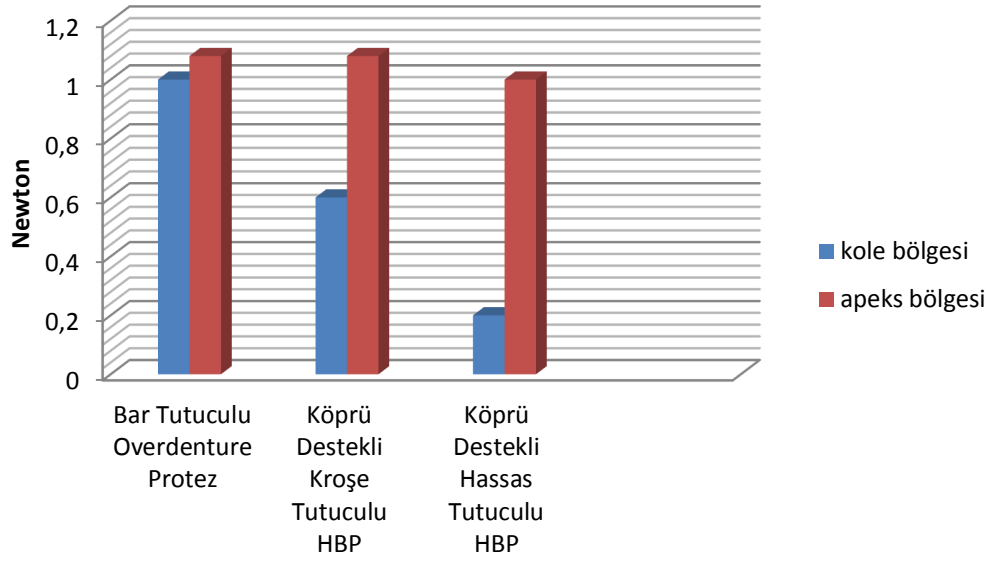
Dört implant destekli sabit protetik komponenti köprü dizaynlı hassas tutuculu hareketli bölümlü protez modelinde sağ premolar bölgesinden yükleme yapıldığında hem apikal hem de kole bölgelerinde genellikle orta seviyede stres konsantrasyonları oluşmuştur. Yükleme yapılan bölgedeki implantın dışındaki orta ve en uzak alandaki implantların apikal bölgelerinde diğer dört implantlı modellerden daha yüksek stres konsantrasyonları oluşurken kole çevresi alanlarda dört implantta da daha düşük değerler gözlenmiştir. Bu modelde orta implantların kole bölgelerinde oluşan stres konsantrasyonu diğer dört implantlı modellerden daha düşüktür. Dört implant destekli sabit protetik komponenti köprü dizaynlı kroşe tutuculu modele ve dört implant destekli overdenture modele göre yükleme yapılan taraftaki implantın boyun bölgesinde stres konsantrasyonu azalmıştır.



Şekil 3.5. Dört implantlı modellerde sağ premolar bölgesinden yükleme yapıldığında yükleme yapılan taraftaki implantın kole ve apeks bölgelerinin değerlendirilmesi



Şekil 3.6. Dört implantlı modellerde sağ premolar bölgesinden yükleme yapıldığında orta bölgedeki implantların kole ve apeks bölgelerinin değerlendirilmesi



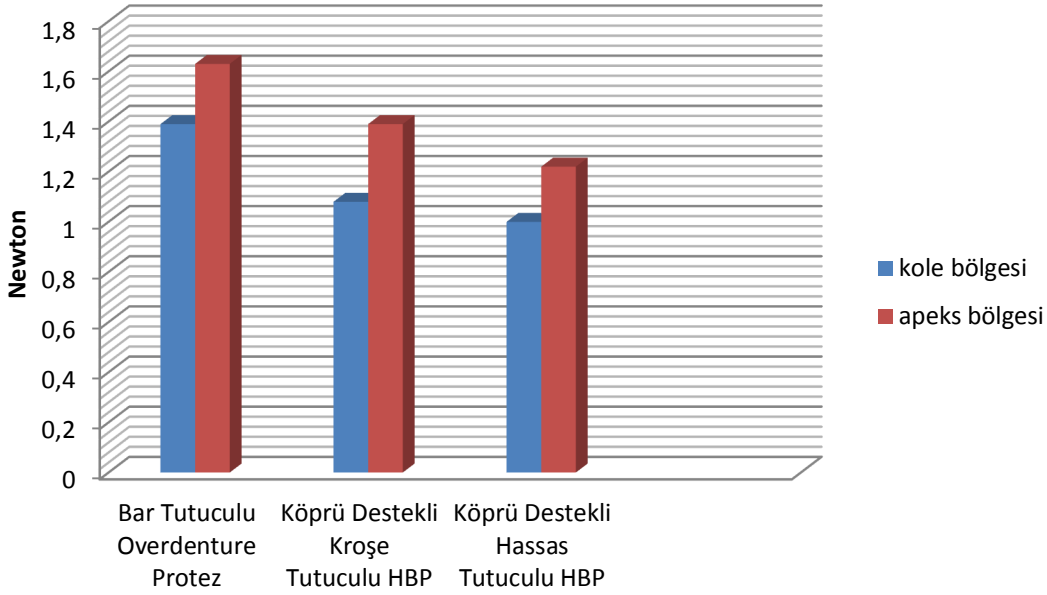
Şekil 3.7. Dört implantlı modellerde sağ premolar bölgesinden yükleme yapıldığında karşıt taraftaki implantların kole ve apeks bölgelerinin değerlendirilmesi

Dört implant yerleştirilen modellerin sol premolar bölgesinden yükleme yapıldığında protez türlerine göre yükleme yapılan taraf implant, orta bölge implantları ve karşıt taraf implantlarında oluşturdukları stresler grafikler ile gösterilmiştir (Şekil 3.8, Şekil 3.9, Şekil 3.10).

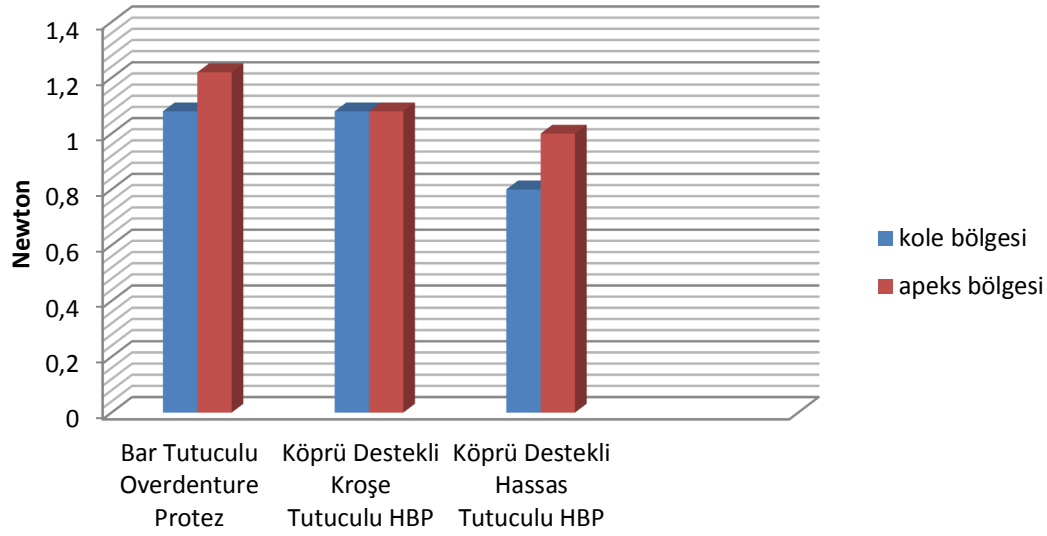
Dört implant yerleştirilen overdenture protez modelinde sol premolar bölgesinden yükleme yapıldığında kole ve apikal bölgelerde genel olarak orta derecede stres konsantrasyonu gözlenmiştir. Apeks bölgeleri değerlendirildiğinde yükleme yapılan taraftaki implantın apeksinde diğer implantlardan daha yüksek stres seviyesi oluşmuştur. Kole bölgelerinde ise 20 ve 16 nolu bölgelerde diğer kole bölgelerinden daha yüksek stres konsantrasyonu göstermiştir. Yükleme yapılmayan taraftaki implantlarda en uzak alandaki implantın; kole bölgesinde düşük seviyeyede stres konsantrasyonu gözlenmiştir. Yükleme yapılmayan taraflardaki apikal bölgelerde orta seviyede stres konsantrasyonu gözlenmiştir. Dört implantlı overdenture modelde stresin dört implant çevresine yayıldığı görülmüştür.

Dört implant destekli sabit protetik komponenti köprü dizaynlı kroşe tutuculu hareketli bölümlü protez modelinde sol premolar bölgesinden yükleme yapıldığında genel olarak apikal ve kole bölgelerinde dört implant çevresinde de orta seviyede izokromatik fringe çizgisi oluşmuştur. Dört implant için de homojen bir dağılım gözlenmiştir. Yükleme sahasına en uzak alandaki implantın kole bölgesinde en düşük seviyede stres konsantrasyonu gözlenmiştir. Dört implant destekli overdenture protez ile karşılaştırıldığında benzer sonuçlar göstermiştir. Her iki modelde de homojen bir dağılım gözlenmiştir ancak dört implant destekli overdenture protezde apikal çevresi bölgelerde orta seviyede izlenen stres konsantrasyonları bu model için düşük seviyede izlenmiştir.

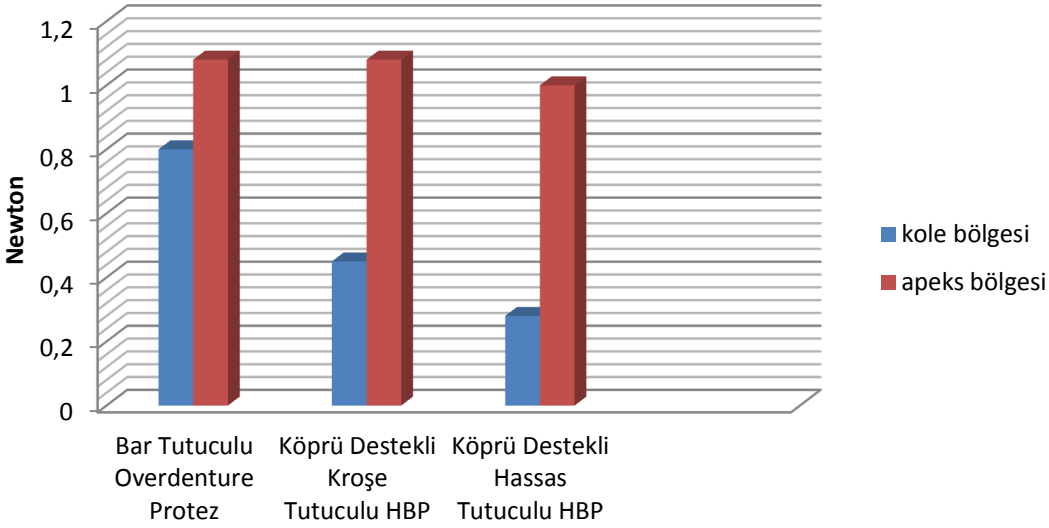
Dört implant destekli sabit protetik komponenti köprü dizaynlı hassas tutuculu hareketli bölümlü protez modelinde sol premolar bölgesinden yükleme yapıldığında hem apikal hem de kole bölgelerinde genellikle orta seviyede stres konsantrasyonları oluşmuştur. Bu modelde implantların apikal çevresi alanlarında dört implantta da daha düşük değerler gözlenmiştir. Bu modelde orta implantların kole bölgelerinde oluşan stres konsantrasyonu diğer dört implantlı modellerden daha düşüktür. Dört implant destekli sabit protetik komponenti köprü dizaynlı kroşe tutuculu modele ve dört implant destekli overdenture modele göre yükleme yapılan taraftaki implantın boyun bölgesinde stres konsantrasyonu azalmıştır.



Şekil 3.8. Dört implantlı modellerde sol premolar bölgesinden yükleme yapıldığında yükleme yapılan taraftaki implantın kole ve apeks bölgelerinin değerlendirilmesi



Şekil 3.9. Dört implantlı modellerde sol premolar bölgesinden yükleme yapıldığında orta bölgedeki implantların kole ve apeks bölgelerinin değerlendirilmesi



Şekil 3.10. Dört implantlı modellerde sol premolar bölgesinden yükleme yapıldığında karşıt taraftaki implantların kole ve apeks bölgelerinin değerlendirilmesi

3.2.3. Üst Yapıların Karşılıklı Olarak Değerlendirilmesi

Overdenture Protezlerin Karşılaştırılması

İki implant destekli locator tutuculu protezde daha az stres oluşumu gözlenirken, sadece yükleme yapılan taraftaki implantta stres dağılımı gözlenmiştir. Dört implant destekli bar tutuculu overdenture protezde ise daha fazla stres konsantrasyonu gözlenirken stresin dört implant bölgesine de yayıldığı görülmüştür. Bar tutuculu overdenture protezin yumuşak doku desteğinin locator tutuculu protezlerden daha az olması nedeniyle bar tutuculu overdenture protezde implant çevresi stres konsantrasyonları daha yüksektir.

Kroşe Tutuculu Hareketli Bölümlü Protezlerin Karşılaştırılması

İki implant destekli sabit protetik komponenti kron dizaynlı kroşe tutuculu hareketli bölümlü protezler her iki implantta da daha fazla stres konsantrasyonuna neden olmuştur. Streslerin; implantların splintlenememesinden dolayı her iki implantın hem kole hem de apikal bölgelerinde yoğunlaştığı gözlemlenmiştir. İki implant destekli protetik komponenti köprü dizaynlı kroşe tutuculu hareketli bölümlü protezde ise stres dağılımı sağlanabildiği için stres konsantrasyonları daha düşük

olmuştur. Dört implant destekli sabit protetik komponenti köprü dizaynlı kroşe tutuculu model de bar tutuculu overdenture proteze benzer stres konsantrasyonları göstermiştir ve her implantta homojen bir stres dağılımı izlenmiştir. Kroşe tutuculu modellerde en yüksek stres konsantrasyonları sabit protetik komponenti kron dizaynlı olan modelde gözlenirken, dört implantlı sabit protetik komponenti köprü dizaynlı kroşe tutuculu modelde en düşük stres konsantrasyonları gözlenmiştir.

Hassas Tutuculu Hareketli Bölümlü Protezlerin Karşılaştırılması

İki implant destekli sabit protetik komponenti köprü dizaynlı hassas tutuculu hareketli bölümlü protezler her iki implantta daha az stres konsantrasyonu oluşturmuştur. Streslerin; implantların splintlenmesinden dolayı her iki implanta da homojen olarak dağıldığı gözlemlenmiştir. Marjinal kemik kaybı açısından apikal bölgeden daha çok marjinal bölgedeki stresler önemlidir. Hassas tutuculu modellerde kole bölgesindeki stres konsantrasyonlarının diğer modellerden daha düşük olduğu görülmüştür. Dört implant destekli sabit protetik komponenti köprü dizaynlı hassas tutuculu modelde de stres dağılımı iki implant destekli sabit protetik komponenti köprü dizaynlı hassas tutuculu modele benzer stres konsantrasyonları göstermiştir ve her implantta homojen bir stres dağılımı izlenmiştir. Ancak iki implant destekli modelde posterior dişsiz alandaki stres konsantrasyonları dört implantlı modele göre daha fazladır.

4. TARTIŞMA

Bu çalışmada önerilen hipotez; "total dişsiz çenelerde implant destekli mandibular overdenture protezler ile sabit bölümlü protezlerle desteklenen implant üstü hareketli parsiyel protezlerin implantlarda oluşturdukları stresler açısından fark yaratmayacağı" yönünde oluşturulmuştur. Çalışmamızın sonuçlarına göre implant destekli overdenture protezler ile implant destekli hareketli parsiyel protezler arasında implant çevrelerinde oluşan stresler açısından fark bulunmuştur. Sabit protetik komponenti köprü dizaynlı hassas bağlantılı implant destekli hareketli protez dizaynlarında implantlarda daha az ve homojen stresler oluşmuştur. Çalışmamızın sonuçları doğrultusunda önerilen hipotez reddedilmiştir.

Güncel dental tedavi planlamalarında; dental implant tedavisi tüm dünyada total ve parsiyel dişsizlik, maksillofasiyal protezler ve ortodontik tedavi ankrajı için diş hekimliğinin alternatif bir tedavisi olarak kabul edilmektedir (Frei ve ark 2004, Çelik ve Uludağ 2007). Klinik diş hekimliğinin diğer tüm branşlarında olduğu gibi implant uygulamasının en önemli aşaması, teşhis ve planlamadır. İmplantın uzun dönem başarısı için anatomik, protetik ve mekanik etkenlerin dikkate alınması gerekir (Altay ve ark 1997, Çelik ve Uludağ 2007).

Dental implantların etrafında oluşan kemik içi stres ve stres seviyeleri ölçülemediği için oluşan stresin nitelik ve niceliği bilinmemektedir (Çehreli ve ark 2004). Elastik, izotropik ve homojen olarak düşünülen kemik, gerçekte bir miktar viskoelastik, anizotropik ve homojen değildir. Bu nedenle çalışmalardan elde edilen sonuçlarda bazı kısıtlamalar olsa da streslerin değerlendirilebilmesi için *in-vitro* çalışmalar yapılmaktadır (Silva ve ark 2010).

Diş hekimliğinde kullanılan implantların boyutları, şekilleri, farklı oklüzal düzlemler ve oklüzal yüklemeler altındaki kuvvet iletimleri gibi implant ile ilgili pek çok farklı konu üzerine birçok *in-vitro* araştırma mevcuttur (Scacchi 2000, Chun ve ark 2002, Akça ve ark 2006, Lazzara ve Porter 2006, Kim ve ark 2008). Deneysel araştırmaların çoğu analiz yöntemi olarak; sonlu elemanlar modelleme yöntemi, fotoelastik ve strain-gauge analiz yöntemlerini içerir, öyle ki sayısal çalışmalar sıklıkla sonlu eleman analizleriyle bağlantılıdır. İplikçioğlu ve arkadaşları 2003 yılında

yaptıkları çalışmada sonlu elemanlar analizi ve deneysel analizleri karşılaştırırken farklı sonuçlar gözlemlemiştir ve sadece sayısal analizlerin tek başına gerçek deformasyonları tarif edemeyeceği sonucuna varmışlardır (İplikçioğlu ve ark 2003). Bu implant çalışmaları için de kısmen doğrudur (Bernandes ve ark 2009).

Strain-gauge yönteminde strese maruz kalan herhangi bir objenin deformasyonu gerilim ölçerler yardımıyla tam olarak kaydedilebilir (Çehreli ve ark 2005). Ayrıca statik ve dinamik yükleme altında hem *in-vivo* hem *in-vitro* ölçüm yapmamıza olanak sağlar (Şahin ve ark 2002). Fakat gerilim ölçerlerin uygulaması hassasiyet gerektirdiği için 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 (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). 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 (Şahin ve ark 2002, Özyılmaz 2013).

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 dokular gibi birçok farklı özellikli 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, Özyılmaz 2013).

Fotoelastisite gerçek bileşenler kullanılarak kompleks yapılarda deneysel stres analizi yapılmasını sağlar. Bu metod belirli transparan materyallerin optik yayılımına dayanır ve bu maddelerdeki farklı stres ve strain altındaki farklı optik kırılma

indekslerini demonstre eder (Bernandes ve ark 2009). Restoratif dişhekimliğinde, fotoelastik stres analiz yöntemi ile ilk çalışma, 1949 yılında Noonanu isimli araştırmacı tarafından yapılmıştır (Topbaşı ve ark 2001). Bütün modeldeki iç baskıları doğrudan göstermesi bakımından, kuvvet çalışmalarında tercih edilen bir yöntemdir (Ulusoy ve Aydın 2003, Alnıaçık 2011). Fotoelastik stres analizinin diş hekimliğinde; doğal dişlerin, sabit parsiyel protezlere ve hareketli parsiyel protezlere destek olacak dişlerin (Deines ve ark 1993, Ueda ve ark 2004) ve osseoentegre 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 yapıların stres şekillerine çok yakın çıktığı rapor edilmiştir (Deines ve ark 1993, Teixeira ve ark 2012). Çünkü modelde stres dağılımı direkt olarak gözlenebilir ve 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).

Yükün iletimi; protetik tutucuların, implant yapılarının ve protezi destekleyen yumuşak ve sert doku yapılarının dayanıklılıkları gibi klinik faktörlere bağlı olabilir. Fotoelastik kuvvet analiz tekniği, *in vitro* kullanımı standart bir model üzerinde belli protetik tasarımlar, tutucular ve tekniklerin karşılaştırılmasına izin vermektedir (Ochiai ve ark 2004). Fotoelastik kuvvet analiz tekniği, sonlu eleman analizi, matematik modeller veya gerilim ölçeri kapsayan diğer bütün modelleme sistemlerinde olduğu gibi uygulanan yüklere karşı biyolojik sistemin cevabını tahmin etmede kısıtlamalara sahiptir. Ancak, bu modelleme sistemleri dikkatli kontrol edildiği zaman, potansiyel strese bağlı değişikliklerin nerede olabileceğini gösterebilir (Jeong ve ark 2003, Ochiai ve ark 2004). 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 modele göre daha üstündür (Brunski 2003, Alnıaçık 2011).

Üç boyutlu fotoelastik yöntemin kullanılması daha gerçekçi sonuçlar içermesinden dolayı tavsiye edilmektedir (DeTolla 2000, Menicucci ve ark 2002). Ancak günümüzde; Topbaşı ve ark (2001), Ochiai ve ark (2003), Çehreli ve ark (2004), Hojo ve ark (2004), Sadowsky ve Caputo (2004), Silva ve ark (2010) ve daha pek çok

araştırmacı çalışmalarında kuvvet analiz yöntemi olarak iki boyutlu fotoelastik kuvvet analiz yöntemini tercih etmektedirler (Alnıaçık 2011).

Fotoelastik stres analizi modellerinde, kortikal ve spongioz kemik tek bir rezinden oluşturulmuştur. Bundan dolayı stres miktarı değişse bile stresin oluştuğu alanlar değişmeyecektir (Sadowsky ve Caputo 2000). Bu nedenler göz önüne alındığında, farklı protetik planlamalarda oluşan stresleri karşılaştırmak için bu yöntem faydalıdır (Sadowsky ve Caputo 2000). Ayrıca kemik ve yumuşak doku miktarına bağlı olarak yumuşak doku elastikiyeti kişiden kişiye değişse bile, fotoelastik stres analizi yapılan modelde bu tür değişkenler aynı kalır ve kontrol altında tutulabilir (Porter ve ark 2002). Pek çok araştırmacı tarafından tercih edilen bir yöntem olması, üç boyutlu yöntem ile kıyaslandığında sonuçlarının kabul edilebilir olması ve üç boyutlu yönteme göre uygulama kolaylığı (Enhoş 2007) nedenlerinden dolayı, bu çalışmada iki boyutlu fotoelastik stres analiz yönteminin kullanılması tercih edilmiştir. Çalışmada iki boyutlu fotoelastik modeli oluşturmak amacıyla, literatürdeki çalışmalara (Ochiai ve ark 2004, Sadowsky ve Caputo 2004, Çelik ve Uludağ 2007, Enhoş 2007, Alnıaçık 2011, Özyılmaz 2013) benzer şekilde PL-2 epoksi rezin kullanılmıştır.

İmplantların sayısı, uzunluğu, çapı ve pozisyonu implant etrafındaki stres dağılımını ve kuvvet transferini etkileyecektir (Hobkirk ve ark 1998, Krekmanov ve ark 2000). İmplant sayısı, uzunluğu ve çapındaki artma özellikle yükle karşılaştığı zaman implantın biyomekanik davranışını geliştirecektir (Hobkirk ve ark 1998, Krekmanov ve ark 2000). Bununla birlikte literatürün dikkatli değerlendirilmesinde bile mandibular implant destekli overdenturelar için ideal implant sayısı için kesin bir görüş bulunamamaktadır (Klemetti 2008). Batenburg ve ark (1998), 60 mandibular overdenture protez hastasını 2 ve 4 implant destekli olmak üzere 2 gruba ayırmışlardır. Çalışma sonucunda implant çevresi dokuların klinik ve radyoŞekil incelenmesinde fark bulunamamıştır. Benzer şekilde Visser ve ark'ın (2005) 5 yıllık çalışmasında 2 ve 4 implant destekli overdenture ile tedavi edilmiş hastalarda klinik ve radyolojik olarak fark olmadığı sonucuna varılmıştır. Benzer sonuçlar Meijer ve ark'ın 10 yıllık takip çalışmasında da görülmüştür (Meijer 2009). Protezin retansiyonunun oldukça zor olduğu alt çenede overdenture proteze destek sağlayan iki veya daha fazla implantın yerleştirilmesi hasta memnuniyeti ve fonksiyon açısından ideal sonuçlar ortaya

koyabilmektedir (Allen ve ark 2003, Visser ve ark 2005). Dişsiz mandibulada overdenture protez desteği olarak genellikle iki veya dört implant yerleştirilmektedir (Setz ve ark 2000). McGill konsensusuna (2002) göre mandibulada iki implant destekli overdenture protez ilk tedavi seçeneği olarak düşünülmelidir (Fitzpatrick 2006, Alnıaçık 2011). Bunun yanısıra literatürde, mandibular overdenture protezler için orta hatta tek implantın yerleştirilmesi görüşüne de rastlanmaktadır. Walton ve ark (2009)'nın dişsiz hastalar için tek ve iki implantla mandibular overdenture protezleri karşılaştırdığı randomize klinik çalışmada her iki grupta da anlamlı hasta memnuniyetinde artış görülmüştür. Bununla birlikte, 12 aylık takiplerinde, tek implantlı hasta grubundan 42 tanesi memnuniyet skalasında olumludan olumsuz tarafa kaymıştır. Bu tedavi yaklaşımının kullanıldığı çalışmalarda uzun dönem sonuçları olmamasına rağmen, implant ağızda kalma oranının çok yüksek olduğu görülmektedir (El-Sheikh ve ark 2012, Harder ve ark 2011). Ama bazı çalışmalarda da tek implantlı overdenturelarda sık protez kırıkları rapor edilmiştir (Gonda ve ark 2010, Harder ve ark 2011).

Tüm bu dişsiz mandibular çeneler için implant sayısı ile ilgili literatürlerin ışığında; çalışmamızda mandibular protezlerin desteklenmesi için literatürde en çok rastlanan iki ve dört implant sayısı tercih edilmiştir.

Sadowsky ve Caputo (2004) yaptıkları çalışmada, overdenture mandibular protez için; iki implantın kullanılması planlanan vakalarda 8,5 mm uzunluğunda implant kullanımından kaçınılması ve en az 10 mm uzunluğunda implantların kullanılmasının uygun olacağını rapor etmişlerdir. Yapılan farklı çalışmalarda da implant çapının artırılmasının, kemik ve implant arasındaki temasın artırılması için etkili bir yöntem olduğu vurgulanmıştır. Bir çalışmada, çapı 5 mm olan bir implantı çevreleyen kemikte oluşan gerilimlerin, çapı 3,75 mm olan bir implantın çevresindeki kemikte oluşan gerilimlerden daha az olduğunu bildirilmiştir (Hsu ve ark 2009). Temas eden yüzey arttıkça implantın kemik içindeki stabilitesi artar ve gelen kuvvetler daha iyi tolere edilir. Gerilim daha çok implantın boyun bölgesinde toplandığından geniş çaplı implantların kullanılması gelen kuvvetlerin daha iyi dağıtılmasını sağlar. İmplant boynu etrafındaki kortikal kemikte gerilimin daha az oluşması kortikal kemikteki rezorpsiyonu engelleyerek implantların başarı oranını artırır (Holmgren ve ark 1998, Himmlová ve ark 2004, Huang ve ark 2005, Renouard ve ark 2006). Ding

ve ark (2009) yaptıkları bir çalışmada, 3,3 mm çapında 10 mm uzunluğunda, 4,1 mm çapında 6 mm uzunluğunda ve 4,8 mm çapında 10 mm uzunluğundaki implantlara vertikal ve oblik olarak 150 N yük uygulamışlardır. En az stresi 4,8 mm çapında 10 mm uzunluğundaki implantlarda elde etmişler ve implant çapı ve uzunluğu arttıkça alveolar krette oluşan stres ve gerilimlerin azaldığını, kerestal stres ve gerilim miktarında implant uzunluğundan ziyade çapının önemli olduğunu bildirmişlerdir.

Araştırmalara göre vidalı implantlar silindirik implantlardan % 30 daha fazla yüzey alanına sahiptirler. Bununla orantılı olarak, yivlerin derinliklerindeki artış yüzey alanında artma ile sonuçlanmaktadır (Misch 2005). Geng ve ark (2001), yaptıkları derlemede, Siegele ve Soltezs' in, silindirik, konik, basamaklı, vidalı ve hollow silindirik implantları kıyasladıkları sonlu eleman çalışmasında, farklı implant tasarımları arasında, kuvvet iletimi açısından, önemli farklılıklar bulduklarını belirtmişlerdir. Sonlu elemanlar analizi ile farklı dental implant tiplerinin (silindirik, konik, basamaklı, vida ve vent) kemik üzerinde oluşturdukları gerilim dağılımını incelemişler, kruvatürlere sahip (konik) ve geometrik devamlılığı olmayan (basamaklı) implantların daha düzgün ve yumuşak hatlara sahip implantlara (silindir ve vida formu) göre daha fazla gerilim oluşturduğunu bildirmişlerdir. Şenel ve arkadaşlarının (2010) farklı tipte endosteal implantların, farklı kuvvetler altında çevre kemikte oluşturduğu değişikliklerin sonlu elemanlar analizi ile inceledikleri çalışmalarında da en yüksek değerler daha keskin bir geometriye sahip blade tip implantlarda gözlemlenmiş, özellikle implantın köşelerine denk gelen bölgelerde gerilimlerin yoğunlaştığı saptanmıştır. Blade tip implantlarla karşılaştırıldığında, konik ve silindir implantlarda değerlerin genel bir düşüş gösterdiği, oluşan gerilimlerin daha geniş bir alana yayıldığı, oluşan gerilme değerlerinin düşük olduğu gözlenmiştir. Bu çalışmaların ışığı altında vidalı implantların kullanımı tavsiye edilmektedir.

Bu çalışmada, 12 mm uzunluğunda ve 4,1 mm çapında, SLA kaplı vida tipli implantlar kullanılmıştır (Institute Straumann AG, CH-4002 Basel, Switzerland).

İmplant destekli protezlerde, implantların en uygun şekilde yerleştirilmesi önemli bir başarı faktörüdür (Asvanund ve Morgano 2004). İstenilen hassas bağlantının tutuculuğunu ve tutucu parçaların tam oturmasını sağlamak ve bu parçaların prematür aşınma ve yorulmalarını önlemek için overdenture protez ile

kullanılması planlanan implantlar birbirine paralel olması gerektiği bir çok çalışmada rapor edilmiştir (Albrektsson ve ark 1986, Engquist ve ark 1988, Burns ve ark 1995, Wiemeyer ve ark 2001). Bununla birlikte, literatürde özellikle anatomik kısıtlamalar kaynaklı açılı implant yerleştirilmesinin değerlendirildiği çalışmalar da bulunmaktadır (Krekmanov ve ark 2000, Watzinger ve ark 2001, Calandriello ve Tomatis 2005, Zampelis ve ark 2007). Kemik implant arayüzünde stres dağılımı açısından açılı ve düz yerleştirilen implantlar arasında fark olmadığını rapor eden çalışmalar (Watanabe ve ark 2003, Satoh ve ark 2005) bulunmasına rağmen bu konuda tam olarak bir fikir birliği yoktur. Vertikal yük altında açılı implantların servikal bölgesinde implantın uzun dönem başarısını etkileyebilen stres konsantrasyonları oluşmasını rapor eden (Canay ve ark 1996) ve açılı yükün, implant etrafında krestal kemikteki stresi arttırdığını, kuvvetin büyük kısmını gerilme ve makaslama kuvvetine çevirdiğini ve baskı ve gerilim ile kemik direncini azaltığını (Rangert ve ark 1989) rapor eden çalışmalarda bulunmaktadır. Mericske-Stern implantların mümkün olduğunca planlanan protez giriş yoluna paralel ve oklüzal düzleme dik yerleştirilmesinin, implantların aksiyel yüklenmesinin ve eğilme momentlerinin azaltılmasını sağladığını rapor etmiştir (Mericske-Stern 1993). Yapılan bir çalışmada; iki implant arasındaki açıyı ölçmek için bir teknik geliştirerek implant açısının cerrahın deneyimi ve protez bakımı ile ilişkisini değerlendirmiştir. Bu çalışmada, implantlar arasındaki açıyı ölçmek için mandibular implant overdenture yapılacak 44 hastadan elde edilen modellerde ball tutucuların üzerine anahtar yerleştirilerek dijital fotoğraflar sagittal ve frontal düzlemden çekilerek değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda 6 dereceden fazla lingule ve 6,5 dereceden az bukkale eğimlendirilen implantlarda protetik komponentin özellikle ball ataçman tutucularının deformasyonunu arttırdığı görülmüştür (Walton ve ark 2001). Bu çalışmanın sonucunda da implantların paralele en yakın olarak yerleştirilmesi önerilmiştir. Başka bir çalışmada ise, açılı olarak yerleştirilen implantlarda dar açılı olarak oluşan kemik implant birleşiminin stresi arttırdığı gözlenmiştir (Pierrisnard ve ark 2003). Bundan yola çıkarak açılı olarak yerleştirilecek implantların da distale açılı yerleştirilmesini öneren çalışmalara da rastlanmaktadır (Zampelis ve ark 2007). Çelik ve Uludağ ise 2013 yılında yaptıkları bir çalışmada total dişsiz mandibular modellere paralel ve distale açılı yerleştirilen modelleri fotoelastik stres analizi ile karşılaştırdıkları çalışmada açılı yerleştirilen implantlarda daha fazla stres konsantrasyonu olduğunu gözlemişler ve paralel implant yerleşimini önermişlerdir (Çelik ve Uludağ, 2013).

Çalışmamızda da literatürde de en sık rapor edilmiş olan paralel implant yerleşimi yapılmıştır. İmplantlar paralelometre yardımıyla birbirlerine paralel olarak yerleştirilmiştir.

Doğal dişli bireylerde maksimum ısırma kuvvetleri, çenenin farklı bölgelerinde ve bireysel olarak farklılık gösterir (Linderholm ve Wennstrom 1997). En büyük ısırma kuvveti 443 N olarak ölçülmüştür (Gibbs ve ark 1986). Doğal dişli bireylerdeki ısırma kuvvetlerinin total protez taşıyan hastalara göre 5-6 kat daha fazla olduğu gözlenir (Haraldson ve ark 1979, Alnıaçık 2011).

İmplant destekli overdenture protezlerdeki stres dağılımlarının değerlendirildiği değişik çalışmalarda (Ochiai ve ark 2004, Sadowsky ve Caputo 2004, Çelik ve Uludağ 2007) oklüzal kuvvetlerin uygulama yerleri ve miktarları farklılık göstermektedir. İmplantlar üzerine gelen kuvvetler implantların dental arktaki lokalizasyonuna bağlıdır (Şahin ve ark 2002). Mericske-Stern ve Zarb (1996) implant destekli sabit parsiyel protez ile tedavi ettikleri bir grup parsiyel dişsiz hastada oklüzal kuvvetleri değerlendirmişler ve maksimum oklüzal kuvveti birinci premolarlar için 200 N, ikinci premolarlar için ise 300 N bulmuşlardır (Alnıaçık 2011).

Çalışmamızda sağ ve sol birinci premolardan 300 N (Mericske-Stern ve Zarb 1996, Şahin ve ark 2002) vertikal kuvvet uygulanmıştır. Bu yükleme bölgesinin seçilmesinin nedeni anterior yükleme uygulamalarında yiyeceklerin premolarlar ve molarlar arasında çiğnenmesidir (Sadowsky ve Caputo 2004, Alnıaçık 2011).

İmplant üstü overdenture protezlerde genel olarak bar, stud, locator, magnet ve teleskop koping gibi farklı tutucular kullanılmaktadır (Heckmann ve ark 2001). 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, Çelik ve Uludağ 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, Çelik ve Uludağ 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, Çelik ve Uludağ 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 locator ve bar ataçman tercih edilmiştir.

Farklı tutucularla kuvvet iletimi üzerine birçok çalışma vardır. Bir çalışmada dört implantlı maksiller fotoelastik modelde kuvvet iletimi değerlendirilmiştir (Fanuscu ve Caputo 2004). Dengeleyen taraf teması sağlanarak laterotrusiv yükün uygulanması sonucunda bar-ERA tutucuda çalışmayan taraf implantta düşük derecede stres gözlenmiş, karşıt ark etkileşiminin az olduğu belirlenmiştir. Yine en yüksek stresler yüklenen taraf posterior implantlarda oluşmuştur. Çalışmamızda da Fanuscu ve Caputonun sonucuna benzer şekilde tüm modellerde en yüksek stres değeri yüklenen taraf posterior implantta meydana gelmiştir.

El-Sheikh ve ark (1999) implant destekli overdenture protezlerde üst yapı planlamasının, kuvvet iletimi üzerinde belirgin etkisi olduğunu belirtmişlerdir. Menicucci ve ark (1998) 2 implantlı overdenture protezlerde ball ve bar-klip ataçmanları 3 boyutlu sonlu eleman analizi ile implant çevresi kemikte yarattıkları stres açısından karşılaştırmışlar ve ball ataçman kullanıldığında daha az stres olduğunu ortaya koymuşlardır.

Kenney ve Richards (1998) fotoelastik stres analizi kullandıkları çalışmada ball/Oring ataçmanların bar-klip ataçmanlara göre implantlarda daha az stres oluşturduğunu belirtmişlerdir. Sadowsky ve Caputo (2000) 4 implant destekli overdenture protezlerde farklı ankor sistemlerinde stres transferini inceledikleri çalışmalarında bar, distal uzantılı bar ve ayrı ataçmanlarda çok az fark bulmuşlardır (Sadowsky 2001).

Çelik ve Uludağ (2007), 3 implant destekli overdenture protezlerde farklı retansiyon mekanizmalarıyla ve düz ve açılı olarak yerleştirilen implantlarda oluşan stres yoğunluğunu fotoelastik stres analizi ile inceledikleri çalışmalarında splintlenmemiş olan yeşil renkli tutucu lastikli locator ataçman sisteminde orta stres

seviyesi olmakla beraber ball, bar-ball ve bar ataçman sisteminden daha yüksek stres gözlemlemişlerdir. Hojo ve ark (2004), 2 implant destekli mandibular overdenture protezlerde magnet ile Locator ve ERA rezilient ataçmanların yük iletimlerini fotoelastik analiz ile karşılaştırmışlar ve aralarında çok az fark bulmuşlardır. Bar tipi tutucu sistemlerinin locator ve zaag tutucularına göre fotoelastik stres analizi ile stres dağılımı karşılaştırmasının yapıldığı bir diğer çalışmada ise, stud tutuculardan Zaag ve Locator tutucunun, bar-ERA tasarımına göre daha düşük stres dağılımı gösterdiği belirtilmektedir. Yüklenmeyen taraf implantlarda düşük stresler gözlenmiştir (Ochiai ve ark 2004). Benzer şekilde Çelik ve Uludağ (2013) çalışmasında da splintlenmemiş ERA tutuculu modelde; bar ataçmanlı, bar ve distal ball ataçmanlı ve bar ve distal easy-slot ataçmanlı modellere göre daha düşük stres konsantrasyonları gözlenmiştir. Ve yüklenmeyen taraf implantlarında daha düşük stres konsantrasyonları izlenmiştir (Çelik ve Uludağ 2013).

Mevcut literatür implant overdenture protezler için ideal bir bağlantı sistemi tavsiye edememektedir. Ancak, Andreiotelli ve ark (2010) yaptıkları son derlemede sıklıkla kullanılan sistemlerin avantaj ve sorunlarını özetlemişlerdir. Barlı sistemler artmış dikey boyut ihtiyacı ve yüksek üretim maliyetleri gösterirken, nadir bakım ihtiyacı ve iyi tutuculuk sergilerler. Bunun aksine, topuz tutucular çok az mesafe gerektirirler, ancak çok çabuk aşınıp, periyodik uyumlama ihtiyacı gösterirler. Teleskopik kronların ve frezelenmiş barlar ise yüksek üretim maliyetleri dezavantajının yanında mükemmel hasta memnuniyeti ve çok az tamir ihtiyacı gösterirler (Heckmann ve ark 2004). Mıknatıslar düşük seviyede tutuculuk sağlamaktadırlar (Andreiotelli ve ark 2010). Locator tutucuların kullanımı ile ilgili uzun dönem kanıt olmamakla birlikte *in-vitro* çalışmalar topuz tutucular ve barlardan daha kısa sürede tutuculuklarını kaybettiklerini göstermektedir (Kobayashi ve ark 2014).

Çalışmamızda iki implant yerleştirilen modellerde locator ataçman ve dört implant yerleştirilen modellerde bar ataçman kullanılmıştır. Ochiai ve ark'ın (2004) sonuçlarına benzer olarak en düşük stres seviyesi implantların splintlenmediği locator ataçmanlarda izlenmiştir. Çelik ve Uludağ'ın (2007) çalışmasında locator tutucularda daha yüksek değerler çıkması ve bunun bizim sonuçlarımızdan farklı olması ise kullanılan tutucu lastiklerin retansiyon kuvvetlerinin farklı olmasından kaynaklanmış

olabilir. Çalışmamızda retansiyon kuvveti 1,5 lbs = 66,7 N olan mavi renkli tutucu lastik kullanılmıştır. Bu lastik seçimi gelen kuvvetlerin tutucu lastik ve locator abutment arasında absorbe edilip implantlara daha az yük aktarılması ile açıklanabilir. Bu durumda resilient tasarım uygun stres dağılım özelliklerini sağlamaktadır. Fakat resilient overdenture protez planlaması posterior mandibular rezorbsiyona neden olabilir (Sadowsky 2001). Ayrıca locator tutuculu modelde implant çevresinde daha düşük stres konsantrasyonunun gözlenmesinin nedeni, locator tutucuda implantın yükleme bölgesinden daha uzakta konumlanması olabilir. Locator tutuculardа mukoza desteği daha fazla olduğundan kuvvetin bir kısmı mukoza aracılığıyla yükleme noktasındaki alveolar krete iletilmesi olabilir. Locator tutucuda yüklemenin yapılmadığı taraftaki implantta çok düşük stres gözlenirken bar tutucuda orta implantlarda orta seviyede karşıt implantlarda ise düşük seviyede stres gözlenmiştir. Bu durum implantların barlarla bağlanmış olması ve stresin bar aracılığıyla diğer implantlara aktarılması ve reziliens tutucu olan locator tutucunun implantlara aşırı yük gelmesini engellediği şeklinde açıklanabilir. Ancak locator tutuculu modelde karşıt taraf implanta stres dağılımının olmaması hem yükleme yapılan taraf implantlarda kemik kaybı gözlenmesi hem de özellikle locator tutucu lastiklerin tek taraf yüklemesine bağlı olarak deformasyona uğraması açısından riskli olabilir.

Çalışmamızda genel olarak tüm ataçman ve protez türlerinde düşük ve orta seviyede stres konsantrasyonları gözlendi. Aynı zamanda sadece implant ve çevresi alanlarda değil dişsiz kretlerde de stres çizgilerine rastlandı. Porter ve ark (2002) mandibular ön orta bölgeye yerleştirilen 2 implant arasından ya da üzerinden direkt proteze uygulanan eksternal yüklemelerde implantlar üzerine gelen kuvvet ve momentlerin arttığını rapor etmişlerdir. Federick ve Caputo (1996) farklı overdenture ataçman sistemlerinin stres transferlerini değerlendirdikleri çalışmalarında; direk implantların üzerinden, ikinci premolar ve ikinci molar bölgeleri üzerinden yükleme yapmışlardır. Yazarlar posterior alana yaklaştıkça dişsiz kret bölgesine stres transferi olduğunu aynı zamanda implantlardaki streslerin azaldığını belirtmişlerdir. Aynı zamanda uygulanan yük posteriora kaydıkça değerlendirilen overdenture ataçman sistemlerinin stres tranferleri arasındaki farkın da azaldığını gözlemlemişlerdir. Çalışmamızda da yüksek stres değerleri yerine, düşük ve orta seviyede stres değerleri gözlenmesinin ve stres çizgilerinin dişsiz kret bölgesinde de izlenmesinin nedeni kuvvetin ikinci premolar bölgesinden uygulanması olabilir. Bunun haricinde

çalışmamızda dişsiz kret bölgelerinde izlenen stres çizgileri iki implant destekli modellerde dört implant destekli modellerden daha fazladır. Bu sonuç De Jong ve ark 'nın (2010) iki ve dört implant yerleştirilen mandibular overdentureların rezidüel kret rezorpsiyonlarının karşılaştırıldığı 10 yıllık klinik takiplerinin sonuçlarıyla benzerlik göstermektedir. De Jong ve ark iki implant yerleştirilen vakalarda dört implantlı vakalara göre anlamlı derecede fazla atrofi gözlendiği sonucunu bulmuşlardır. Bu sonucun peri-implant kemik kaybından bağımsız olduğu görülmüştür ve bu atrofinin posterior protez kaidesinin okluzal kuvvetler altında dokuya doğru hareket etmesine bağlı olarak oluştuğu düşünülmüştür (De Jong 2010, Müller ve Schimmer 2013).

İmplantolojideki gelişmelerle birlikte implant planlamalarında da değişiklikler takip edilebilmektedir. Dişsiz çeneler için implant destekli güncel protetik restorasyonlar genellikle cantileverlı protezleri ya da bunların yerine bar tutuculu alt yapıları ya da vida retansiyonlu hibrit ya da sabit-hareketli protezleri kapsar (Becker ve Kaiser 2000). Bir implant-destekli protezin amacı; hastaların estetik ve fonksiyonel ihtiyaçlarını sağlamak, minimal rahatsızlık ve sınırlı komplikasyonlar ile karşılanmaktadır. Estetik kısıtlamalar, belirli bir bölgedeki kalitesiz kemik ve aşırı kemik greftleme gereklilikleri gibi kritik hususlardır (Becker ve Kaiser 2000). Hastaların posterior alan için daha çok implant gereksinimleri varsa; kantilever protez kullanımı düşünülebilir (Zavanelli ve ark 2012). Bunlara rağmen distal kantileverlı implant destekli sabit protezlerin fonksiyonel ve biyomekanik dezavantajları olabilir. Alt yapının dizaynı ve implant ve alt yapı arasındaki rijit bağlantı; kemik-implant arayüzünde stres transferi ile eğilme ve kesme kuvvetlerinin gelişmesine neden olabilir ve buna bağlı olarak da osseointegrasyon sürecine zarar verebilir. Fonksiyonel açıdan bakıldığında; implant destekli sabit distal kantileverlı protezler çiğneme etkinliğini önemli derecede arttırmazlar (Pellecchia ve ark 2000). Alternatif rekonstrüktif seçenek ise; hastalar için greftleme ve çoklu cerrahi prosedür gerektirmeyen interforaminal bölgeye ya da premaxiller bölgeye yerleştirilen implantlarla desteklenen sabit protezlere bağlanan bilateral hareketli parsiyel protezlerdir. Sabit protezlere bağlı kuvvet kırıcılar kullanılabilir (Zavanelli ve ark 2012). Tam dişsiz ark planlamalarında implant destekli overdenture protezler, implant destekli sabit protezlere ek olarak iki, dört ve altı implantla anterior köprü ve posterior parsiyel protezlerin kombine kullanımı alternatif bir tedavi seçeneği olarak görülmektedir (Uludağ 2012).

Literatürde bu konuyla ilgili birçok vaka raporuna rastlanmaktadır (Jang ve ark 1998, Uludağ ve ark 2007, Chronopoulos 2008, Zavanelli 2012).

Çalışmamızda gelişen bu yeni tedavi seçenekleri göz önüne alınarak mandibuler total dişsiz modeller üzerine iki ve dört implant yerleştirilmiş ve bu implantlar üzerine iki implant için dört farklı tip (locator tutuculu overdenture protez, sabit protetik komponenti köprü dizaynlı kroşe tutuculu hareketli bölümlü protez, sabit protetik komponenti köprü dizaynlı hassas tutuculu hareketli bölümlü protez ve sabit protetik komponenti kron dizaynlı kroşe tutuculu hareketli bölümlü protez); dört implant için ise üç farklı tip (bar tutuculu overdenture protez, sabit protetik komponenti köprü dizaynlı kroşe tutuculu hareketli bölümlü protez ve sabit protetik komponenti köprü dizaynlı hassas tutuculu hareketli bölümlü protez) hazırlanmıştır.

Birçok araştırıcının implant destekli sabit protezlerle kombine hareketli bölümlü protezleri kullandıkları olgu sunumları bulunmaktadır (Jang ve ark 1998, Pellecchia ve ark 2000, Uludağ ve ark 2007, Chronopoulos ve ark 2008, Zavanelli ve ark 2012). Klinisyenler genellikle rezorbe dişsiz çeneler için hastalara etkili ve uygun fiyatlı implant restorasyonları sağlamakta zorlanmaktadır. Rezorbe rezidüel alveol kret ve diğer anatomik sınırlamalar özellikle mandibulanın posterior bölgelerinde (Nevins ve Mellonig 1998, Uludağ ve ark 2007), arzu edilen pozisyonlarda implantların yerleştirilmesini önleyebilir (Taylor ve Agar 2002). Anatomik sınırlamalarla çenelerin posterior alanlarına implant yerleşimi zor olabilir ya da ileri cerrahi teknikler gerektirebilir, bu anatomik sınırlamalara rağmen her iki çenenin ön bölgelerinde implant yerleştirme genellikle güvenilidir (Pellecchia 2000, Starr 2001). İmplantlar minimal sayıda etkin bir şekilde hareketli protez ile kullanımı da dişsiz bir hastalar için daha ekonomik ve rahat bir tedavi seçeneği sunar (Ochiai ve ark 2004). Total dişsiz hastaların bir kısmı; tedavi seçenekleri tartışılırken posterior bölgelerdeki ileri cerrahi yöntemlere gerek kalmadan anterior bölgedeki implant destekli sabit restorasyonlar ve bunlara bağlı olan hareketli bölümlü protezleri tercih etmektedir (Uludağ ve ark 2007). Literatürde klinik olgularla desteklenen bu protez türü için yeterli klinik ve in-vitro çalışma bulunmamaktadır. Bu çalışmadaki amacımız hareketli bölümlü protezlerin implant destekli sabit protezlerle kombine kullanımının in-vitro değerlendirmesini sağlamaktır.

İmplant destekli hareketli bölümlü protezlerde hassas tutucu kullanımının implant ve çevresindeki kemik rezorbsiyonunu engellediği düşünülmektedir (Pellecchia ve ark 2000, Zavanelli ve ark 2012). Bu durumda bizim çalışmamızın sonuçları ile benzerlik göstermektedir. Hem iki hem de dört implantlı modellerde hareketli bölümlü protezlerin hassas tutuculu bağlantısı, kroşe tutuculardan daha az stres konsantrasyonu oluşturmuştur.

Literatürdeki olgu sunumlarında da bahsedildiği gibi total dişsiz çenelerde implant destekli hareketli bölümlü protez kullanımı hastaların çiğneme, estetik ve konuşma açısından daha rahat hareket etmelerini sağlamaktadır (Pellecchia ve ark 2000, Chronopoulos ve ark 2008, Zavanelli ve ark 2012). Overdenture tam protezlerle kıyaslandığında rezidüel kretteki baskı kuvvetleri de implant destekli overdenture protezlerde daha az görülmektedir (Mijiritsky 2007). Aynı zamanda implant destekli hareketli bölümlü protez kullanan hastalarda çiğneme hareketleri daha dengeli ve düzenli hale gelmektedir (Benzing ve ark 1994, Pellecchia ve ark 2000). Zaten konvansiyonel hareketli bölümlü protez ve konvansiyonel total protezlerin karşılaştırıldığı bir klinik çalışmada; mandibuler protezler için hareketli bölümlü protez kullanan hastaların retansiyon ve konfor memnuniyetleri daha yüksek iken, total protez hastalarında en fazla memnuniyetsizlik mandibuler protezlerde görülmüştür (Celebic ve Knezovic-Zlataric 2003). Bu durum da total dişsiz mandibuler çenelerde implant destekli hareketli bölümlü protez kullanımını daha anlamlı hale getirir. Yaşlılıkla birlikte tüm fizyolojik fonksiyonlarda çöküş gözlenir bu nedenle yaşlı bireylerde yapılan implantüstü protezler; yerleştirilip çıkatılması kolay olacak, temizlenmesi kolay olacak, minimal yüzey alanı kaplayacak, tatmin edici tutuculuk gösterecek şekilde dizayn edilmesi gerekir (Müller ve Schimmer 2013). Bunun yanı sıra daha genç total dişsiz hastalar için, tutuculuğun artması ile sosyal ortamlarda kendilerini daha iyi hissetmeleri ve estetik olarak beklentilerinin karşılanması önemlidir (Müller ve Schimmer 2013). İmplant destekli hareketli bölümlü protezler ile anterior bölgede implant destekli sabit protetik restorasyonların olması, genç hastalar için estetik ve psikolojik olumlu etkiler gösterebileceği gibi, yaşlı hastalar için de daha az alanı kaplayan protetik parçalar, daha az plak birikimine neden olacak bakımı kolay protetik komponentler ve daha az karmaşık tutucu yapılar sunabilir.

Çalışmamızda bazı limitasyonlar bulunmaktadır. Fotoelastik stres analiz yöntemi diş hekimliğinde oldukça sıklıkla kullanılan yöntemdir. Ancak bu yöntemin de bazı sınırlamaları bulunmaktadır. Fotoelastik yöntemde farklı homojenlikte ve farklı izotropik özellikleri olan kemiği modellemek amacıyla fotoelastik rezin kullanılır. Ancak bu malzeme homojendir. Ayrıca dişetini taklit etmek için kullanılan materyalde dişetinin özelliklerini tam olarak yansıtmamaktadır. Bunun yanında gerçek restoratif malzemelerin ve protez fabrikasyon tekniklerinin kullanılıyor olması bu yönteme bir avantaj sağlamaktadır. Ek olarak bu çalışmada implantın kemikle bağlantısı mükemmel olarak alınmış ve sadece statik oklüzal yüklerle değerlendirilme yapılmıştır. Aslında doğal çiğneme dinamik bir harekettir ve oblik kuvvetlerde içerir (Geng ve ark 2001). Bu kısıtlamalardan dolayı bu çalışma doğal durumu tam olarak yansıtmamaktadır. Ancak doğal duruma yakın oluşturulmaya çalışılan mandibular modeller ile farklı protez türlerinin yerleştirilen implantlar çevresinde oluşturduğu streslerin dağılımına ilişkin ilişkin önemli bilgiler ortaya koymaktadır.

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Mandibuler dişsiz çenelerde iki ve dört implant destekli farklı protetik dizaynlı protezlerin tasarımının oluşan streslere etkilerinin değerlendirildiği fotoelastik analizi çalışmamızın sonucunda:

1. İki implant destekli locator tutuculu overdenture protezde dört implant destekli bar tutuculu overdenture proteze göre daha az stres gözlenmiştir.

2. İki ve dört implantlı modellerde implantların bağlanmasının yükün diğer implantlara da iletilmesini sağladığı saptanmıştır. Daha fazla sayıda implant kullanımı gerekmediği ve retansiyonun yeterli olacağı durumlarda, iki implant destekli protezlerin kullanımının stres dağılımı açısından yeterli olabilir. Ancak dişsiz kret bölgesinde oluşan streslerin iki implant destekli modellerde daha fazla olduğu unutulmamalıdır.

3. İmplant destekli overdenture protezler ile implant destekli hareketli bölümlü protezler karşılaştırıldığında; kullanım kolaylığı, estetik gereksinimler, hasta istekleri ve protezin kapladığı alanın azalması gibi etkiler de göz önünde bulundurularak, stres iletimi açısından da implant destekli hareketli bölümlü protezler tercih edilebilir.

4. Kroşe tutuculu implant destekli hareketli protezlerin kendi arasında değerlendirilme yapıldığında, sabit protetik komponenti kron dizaynlı protezlerin en fazla stres konsantrasyonu gösterdiği görülmüştür.

5. Hassas tutuculu implant destekli hareketli bölümlü protezlerin karşılaştırılmasında iki implant ve dört implant destekli hareketli bölümlü protezlerde stres yoğunluğunun benzer şekilde, fakat diğer protez dizaynlarından daha az stres yoğunluğu gösterecek şekilde olduğu görülmüştür. Bu durum hassas tutucuların kuvvet kırıcı etkinliği ile açıklanabilir.

6. Dört implant yerleştirilen modellerde hassas bağlantılı hareketli bölümlü protezin, implant destekli overdenture proteze ve kroşe tutuculu hareketli bölümlü proteze göre daha düşük oranlarda stres yoğunluğu gösterdiği bulunmuştur.

7. İki implant yerleştirilen modellerde, en düşük stres yoğunluğu locator tutuculu overdenturelarda gözlenirken hassas bağlantılı modeller, hareketli bölümlü protez dizaynları arasında en düşük stres konsantrasyonu gösteren modellerdendir.

8. Tüm planlamalarda yük uygulanan taraftaki implantta daha fazla stres gözlenmiştir.

9. İmplant destekli hareketli bölümlü protez dizaynları için daha çok klinik takip ve çalışmaya ihtiyaç vardır.

6. ÖZET

T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Total Dişsiz Çenelerde İmplant Destekli Overdenture Protezler ile İmplant Destekli Hareketli Bölümlü Protezlerin Kuvvet İletimi Yönünden Karşılaştırılması

Gülsüm SAYIN ÖZEL

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

DOKTORA TEZİ / KONYA – 2014

Günümüzde total dişsiz hastalar için implant destekli protezlerin kullanılması birincil ve etkili tedavi seçeneği olarak görülmektedir. Genel olarak mandibulanın implantla tedavisinde hareketli protezler dizaynları için 2-4 implant önerilmektedir.

Bu çalışmanın amacı, interforaminal bölgeye yerleştirilmiş implantların üzerine uygulanan mandibular overdenture protezlerin ve sabit bölümlü protez ile desteklenen hareketli bölümlü protezlerin meydana getirdiği stres dağılımını fotoelastik stres analiz yöntemi ile değerlendirmek ve karşılaştırmaktır. Fotoelastik stres analizi için, alt total dişsiz modellerde iki ve dört adet implant yerleştirildikten sonra iki farklı protez türü (implant destekli overdenture protez ve sabit bölümlü protez destekli hareketli parsiyel protez) hazırlanmıştır. Tüm modellerde implantlar birbirlerine ve orta hatta paralel olacak şekilde yerleştirilmiştir. 300 N yük birinci premolar santral fossasından uygulanmış ve fotoelastik stres analiz yöntemi ile uygulanan yük karşısında implantlar etrafında oluşan streslerin dağılımı incelenmiştir. Yükleme sırasında modellerde oluşan stres çizgileri fotoğrafları çekilerek tespit edilmiştir.

Bu çalışmanın sonucunda; implant destekli protezler karşılaştırıldığında iki implant destekli locator tutuculu overdenture protezde daha az stres oluşumu gözlenirken, implantların splintlenmemesinden kaynaklı yükleme sırasında karşıt implantta stres dağılımı gözlenmemiştir. Dört implant destekli overdenturelarda ise mukoza desteği daha az olduğu için stres dağılımı daha fazla olmasına rağmen implantların splintlenmesinden dolayı stres tüm implantlara eşit olarak dağılmıştır. İki implant yerleştirilen sabit protetik komponenti hassas bağlantılı olan modellerde diğer modellere göre boyun bölgesinde en az stres dağılımı gözlenmiştir. Bu durum hassas bağlantının kuvvet kırıcı etkinliğinden kaynaklıdır. Dört implant destekli sabit protetik komponenti hassas bağlantılı modeller de benzer düşük stres konsantrasyonları gözlenmiştir. İki implant destekli sabit protetik komponenti kron dizaynlı kroşe tutuculu protezler implant çevresinde en çok stres konsantrasyonu oluşturan modellerdir. Tüm planlamalarda, yük uygulanan taraftaki implantlarda daha fazla stres gözlenmiştir. İmplant sayısının arttırılması ve splintlenmesinin implant çevresi kemikte oluşan stres konsantrasyonunu azalttığı söylenebilir.

Anahtar Kelimeler: Fotoelastik stres analizi, hareketli bölümlü protezler, implant üstü protezler, overdenture protezler, hareketli bölümlü protezler, stres dağılımı.

7. SUMMARY

Comparison of Implant Supported Overdenture And Removable Partial Denture Prosthesis in Edentolous Mandible For Stress Transmission

Mandibular implant-retained overdentures are primarily and effective treatment modality for edentulous patients, in particular, those who have persistent problems using a conventional mandibular prosthesis. Generaly, in the edentulous mandible, a treatment concept using 2 or 4 implants to retain a mandibular overdenture has been proposed.

The purpose of this study was to compare the stress transfer characteristics of two different types of implant supported prosthesis (implant supported overdenture and implant supported removable partial dentures) retained by 2 and 4-implants via photoelastic stress analysis. Our study was designed to evaluate the force transmission of commercially available titanium implants inserted in edentulous mandibles made of photoelastic resin within 2-4 implants by using two different types of prosthesis: overdentures and implant retained removable partial dentures. In all models, implants were placed parallel to each other and to the midline. 300 N load was applied first premolar. The loading and stress distribution were photographed after the completion of the prostheses.

As a result of this study; In the models with two implants retained removable partial dentures, stress consideration was found lower than four implants retained removable partial dentures. Locator which is a stud attachment showed the most equitable stress distribution for overdenture models. Despite this non-splinted implants were caused high stresses around distal implant on the side of loading. When models were compared, load were transmitted other implants by splinting the implants. The highest stresses were observed in all models around distal implant on the side of loading.

Key words: Implant supported prosthesis, overdentures, photoelastic stress analysis, removable partial dentures, stress distribution.

8. KAYNAKLAR

1. Akça K, Çehreli MC, İplikçioglu H. A comparation of three dimensional finite element anlaysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. Int J Prosthodont. 2002;15:115-21.

2. Akça K, Uysal S, Çehreli MC. Implant–tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. Clin Oral Implants Res. 2006;17:331-36.

3. Albrektsson T, Zarb D, 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):11-25.

4. Albrektsson T, Zarb GA. Determinants of correct clinical reporting. Int J Prosthodont. 1998;1(5):517-21.

5. Allen EP, Bayne SC, Bradine AH. Report of the committee on scientific investigation of the American Academy of Restorative Dentistry: Annual review of selected dental literature. J Prosthet Dent. 2003;90(1):50-80.

6. Alnıaçık G. Farklı seviyelerde uygulanmış implantlar üzerine yapılan mandibular overdenture protezlerin oluşturduğu streslerin incelenmesi. Selçuk Üniversitesi, Doktora Tezi, Konya, 2011.

7. Alsiyabi AS, Felton DA, Cooper LF. The role of abutment-attachment selection in resolving inadequate interarch distance: a clinical report. J Prosthodont. 2005;14:184-90.

8. Altay OT, Uysal H, Öztunç H, Eryımaz M. Comparison of four radiographic imaging techniques for implant diagnosis on dry mandible topography. Hacettepe Üniv Diş Hek Fak Der. 1997;21-51.

9. Altıntaş S. Farklı rezin simanların artık monomer salınımının ın vitro şartlarda incelenmesi. Selçuk Üniversitesi, Doktora Tezi, Konya, 2007.

10. Andreiotelli M, Att W, Strub JR. Prosthodontic complications with implant overdentures: a systematic literature review. Int J Prosthodont. 2010;23:195-203.

11. Anusavice KJ, Shen C, Rawls RH Phillip's-Science of Dental Materials. 11.baskı 2003.

12. Arat ZS. Mandibular implant destekli hareketli protezlerde implant sayısı ve tutucu türünün kemikteki stres dağılımlarına etkisinin sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi, Doktora Tezi, İstanbul, 2010.

13. Asvanud C, Morgano SM. Restoration of unfavorably positioned implants for a partially edentulous patient by using an overdenture retained with a milled bar and attachments: a clinical report. J Prosthet Dent. 2004;91(1):6-10.

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

15. Balık A. Farklı implant abutment bağlatılarının oluşturduğu stresin sonlu elemanlar analiz yöntemi ile incelenmesi, İstanbul Üniversitesi, Doktora Tezi, İstanbul, 2007.

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. Batenburg RH, Meijer HJ, Raghoebar GM, Vissink A. Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: A literature review Int J Oral Maxıllofac Implants. 1998;13:539–45.

18. Becker CM, Kaiser DA. Implant-retained cantilever fixed prosthesis: Where and when? J Prosthet Dent. 2000;84:432-35.

19. Benzing U, Weber H, Simonis A, Engel E. Changes in chewing patterns after implantation in the edentulous mandible. Int J Oral Maxillofac Impl. 1994;9:207-13.

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

21. Bernardes SR, de Araujo CA, Neto AJ, Junior PS, das Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant-abutment interface. Int J Oral Maxillofac Impl. 2009;24:781-9.

22. Block MS, Achong RM. Osseintegration. In: Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery, Second Edition, Eds, Ghali GE, Larsen PE, Waite PD: B.C. Decker Inc, Hamilton, London, 2004;189-203.

23. Block MS, Kent JN. Endosseous implants for maxillofacial reconstruction, WB Saunders, Philadelphia, 1995.

24. Boerrigter EM, Stegenga B, Raghoebar GM, Boering G. Patient satisfaction and chewing ability with implant-retained mandibular overdentures: A comparison with new complete dentures with or without preprosthetic surgery. J Oral Maxillofac Surg. 1995;53:1167-73.

25. Bozoğulları N. İki farklı tam seramik kor materyalinin baskı dayanıklılığı ve marjinal uyumu üzerine farklı marjinal dizayn ve taper açılarının etkisi. Selçuk Üniversitesi, Doktora Tezi, Konya 2007.

26. Brunski JB. Biomechanics of oral implants: future research directions, J Dent Educ. 1988;52:775-87.

27. Brunski JB. Biomechanics osseointegration in dentistry: an overview, Ed: P. Worthington, B. R. Lang, J. E. Rubenstein. Chicago: Quintessence Publishing Co, Inc. 2003;62.

28. Burns DR, Unger JW, Elswick RK, GiglioI JA. Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures . Part I: retention, stability and tissue response. J Prosthet Dent. 1995;73:354-63.

29. Calandriello R, Tomatis M. Simplified treatment of the atrophic posterior maxilla via immediate/early function and tilted implants: A prospective 1-year clinical study. Clin Implant Dent Relat Res. 2005;7(1):1-12.

30. Canay S, Hersek N, Akpınar Ş, Aşık Z. Comparison of stres distribution around vertical and angled implants with finite-element analysis. Quintessence Int. 1996;27:591-8.

31. Caputo AA, Standlee J. Biomechanics in Clinical Dentistry. Quintessence Publ. Co. Inc, Chicago, 1987.

32. Carlsson GE. Bite force and chewing efficiency. Front Oral Physiol. 1974;1:265-92.

33. Celebic A, Knezovic-zlataric D. A comparison of patient's satisfaction between complete and partial removable denture wearers. Journal of Dent. 2003;31:445-51.

34. Chronopoulos V, Sarafianou A, Kourtısj S. The Use of Dental Implants in Combination with Removable Partial Dentures. A Case Report. Esthet Restor Dent. 2008;20:355-65.

35. 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.

36. 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.

37. Cooper LF. Biologic determinants of bone formation for osseointegration: clues for future improvements. J Prost Dent. 1998;80(4):439-49.

38. Craig JM, Powers JM. Restorative Dental Materials. Mosby Co. St Louis, 2002.

39. Çalıkkocaoğlu S. Bölümlü Protezler. İstanbul Üniversitesi Basımevi, 2. Baskı. İstanbul, 1992.

40. Çehreli 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.

41. Çehreli 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.

42. Çelik G, Uludağ B. Investigation by the photoelastic stress analysis of the effect of implant inclination and precision connections load transfer in the mandibular implant-retained overdenture designs Turkiye Klinikleri J Dental Sci. 2013;19(1):17-25.

43. Çelik G, Uludağ B. Photoelastic stres analysis of various retentionn mechanism on 3-implant-retained mandibular overdentures. J Prosthet Dent. 2007;97:229-35.

44. Çelik GU. İmplantların farklı açılarda yerleştirildiği mandibular overdenture vakalarında ortaya çıkan streslerin in vitro değerlendirilmesi. Ankara Üniversitesi, Doktora Tezi, Ankara, 2006.

45. Çevik AB. Alt çene tam ark implant destekli distal uzantılı sabit protezlerde implant sayısı, distal uzantı uzunluğu ve kesit seklinin implant çevre kemik dokusundaki gerilim dağılımına etkisinin fotoelastik stres analiz yöntemi ile incelenmesi, Marmara Üniversitesi, Doktora Tezi, İstanbul, 1997.

46. 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.

47. De Jong MH, Wright PS, Meijer HJ, Tymstra N. Posterior mandibular residüel ridge resorption in patients with overdentures supported by wo or four endosseous implants in a 10 year prospective comparative study. Int J Oral & Maxillofac Imp 2010; 25: 1168-74.

48. De Kok I, Chang K, Lu T, Cooper LF. Comparison of three-ımplant–supported fixed dentures and two-implant–retained overdentures in the edentulous mandible: a pilot study of treatment efficacy and patient satisfaction. Int J Oral Maxillofac Impl. 2011;26:415-26.

49. DeBoer J. Edentulous implants: overdenture versus fixed. J Prosthet Dent. 1993;69:386-90.

50. 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.

51. DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. Role of the finite element model in dental implants. J Oral Implantol. 2000;26:77-81.

52. Dıraçoğlu D, Güçlü B, Alptekin K, Karan A, Aksoy C. Maxımal bıte force measurement by the "istanbul bite force recorder" FTR Bil Der J PMR Sci 2008;3:117-23.

53. Dilek M. Levhalardaki oyuklar civarinda termal gerilme konsantrasyonu. İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul 2010.

54. Ding X, Liao SH, Zhu XH, Zhang XH, Zhang L. Effect of Diameter and Length on Stress Distrubition of the Alveolar Crest around Immediate Loading Implants. Clin Implant Dent and Relat Res. 2009;11(4):279-87.

55. 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.

56. Duyck J. Biomechanical characterisation of in vivo load on oral implants. Katholieke Univ Thesis. Leuven, 2000:8-49.

57. 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.

58. El-Sheikh AM, Shihabuddin OF, Ghoraba SM. A prospective study of early loaded single implant retained mandibular overdentures: preliminary one year results. Int J Dent. 2012;23:640-9.

59. Engquist B, Bergendal T, Kallus T, Linden U. A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. Int J Oral Maxillofac Impl. 1988;3:129-34.

60. Enhoş D. Rigit ve semirigit bağlantılı implant-diş ve implant-implant destekli sabit parsiyel protezlerde kemik içerisinde oluşan stres dağılımının incelenmesi, Selçuk Üniversitesi, Doktora Tezi, Konya, 2007.

61. 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 Impl. 2009;24:439-46.

62. Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thompsen P. Biological factors contributing to failures of osseointegrated dental implants Etiopathogenesis. Eur J Oral Sci. 1998;106,721-64.

63. Esposito M, Thomsen P, Ericson LE, Sennerby L, Lekholm U. Histopathologic observations on late oral implant failures. Clin Implant Dent Relat Res. 2000;2(1):18-32.

64. Fanuscu MI, Caputo AA. Influence of attachment systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. J Prosthodont. 2004;13:214-20.

65. Federick DR, Caputo AA. Effects of overdenture retention designs and implant orientations on load transfer characteristics. J Prosthet Dent. 1996;76:624-32.

66. Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S. The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Int J Oral Maxillofac Impl. 2002;17:601-2.

67. Fitzpatrick B. Standart of car efor the edentulous mandible: Asystematic review. J Prosthet Dent. 2006;95:71-8.

68. Frei C, Buser D, Dula K. Study on the necessity for crosssection imaging of the posterior mandible for treatment planing of standart cases in implant dentistry. Clin Oral Implants Res. 2004;15:490.

69. Geng JP, Tan KBC, Liu GR. Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. J Prosthet Dent. 2001;85:585-98.

70. Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK, Limits of human bite strength. J Prosthet Dent. 1986;56:226-9.

71. 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.

72. Gonda T, Maeda Y, Walton JN, Macentee MI. Fracture incidence in mandibular overdentures retained by one or two implants. J Prost Dent. 2010;103:178-81.

73. Hakkı SS, Ertuğrul AS. Dental implantların yüzey özellikleri ve osseointegrasyondaki önemi, SÜ Diş Hek Fak Derg. 2009;18:336-41.

74. Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B. Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implant bridges. Acta Odontol Scand. 1979;37:195–206.

75. Harder S, Wolfard S, Egert C, Kern M. Three year clinical outcome of single implant retained mandibular overdentures-results of preliminary prospective study. Journal of Dent. 2011;39:656-61.

76. Hazer EÖ. Dört farklı splint tipinin oluşturduğu stres dağılımının fotoelastik stres analizi ve sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi, Doktora tezi, İstanbul 2011.

77. Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP. Mandibular two-implant telescopic overdentures.10-year clinical and radiographical results. Clin Oral Implants Res. 2004;15:560-9.

78. Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG. Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part I: In vivo verification of stereolithographic model. Clin Oral Implants Res. 2001;12:609-16.

79. Himmlová L, Dostálová T, Kácovský A, Konvicková S. Influence of implant length and diameter on stress distribution: a finite element analysis. J Prosthet Dent. 2004;91(1):20-5.

80. Hobkirk JA, Havthoulas TK. The influence of mandibular deformation, implant numbers, and loading position on detected forces in abutments supporting implant superstructers. J Prosthet Dent. 1998;75:285-91.

81. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and occlusal rehabilitation. 1st Edition, Quintessence Pub Co Inc, 1990; Tokyo.

82. Hobo S, Ichida E, Garcia LT. Osseointegration and occlusal rehabilitation. Tokyo Quintessence. 1991; 33-62.

83. Hojo S, Ochiai K, Sadowsky S, Toyoda M, Caputo AA. Mandibular implant overdentures load transferwithmagneticandresilientattachments.(13.03.2004).URL:http://iadr.confex.com/iadr/2004 Hawaii/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(2):80-4.

85. Hsu JT, Fuh LJ, Lin DJ, Shen YW, Huang HL. Bone strain and interfacial sliding analyses of platform switching and implant diameter on an ımmediately loaded implant: experimental and 3D finite element analyses. J Periodontol. 2009;80(7):1125-32.

86. Huang HL, Huang JS, Ko CC, Hsu JT, Chang CH, Chen MY. Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. Clin Oral Implants Res. 2005;16(4):466-72.

87. 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.

88. İnan Ö. İmplant destekli köprü uygulamalarında oklüzal yüzeylerde kullanılan restoratif materyallerin kuvvet dagılımına etkisinin incelenmesi. Selçuk Üniversitesi, Doktora Tezi, Konya,1997.

89. İplikçioğlu H, Akça K, Çehreli M, Sahin S. Comparison of non-linear finite element analysis with in-vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. Int J Oral Maxillofac Impl. 2003;18:258-65.

90. Jang YJ, Emtiaz S, Tarnow DP. Single implant-supported crown used as abutment for a removable cast partial denture: a case report. Implant Dent. 1998;7:199-204.

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. Jenkins G. Precision attachments a link to successful restorative treatment. Quintessence Publishing Co Ltd, 1999;7-12.

93. Jeong CM, Caputo AA, Wylie RS, Son SC, Jeon YC. Bicortically stabilized implant load transfer. Int J Oral Maxillofac Implants. 2003;18(1):59-65.

94. Johnston JF, Phillips RW, Dykema RW. Modern practice in crown and bridge prosthodontics, Saunders, Philadelphia. 1971.

95. Kansu G, Gökdeniz B, Terzi ÜT. İmplant destekli protezler ve biyomekanik kavramlar Turkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics 2010;1(1):73-9.

96. Kara Ö. Farklı seramik inleylerin dentine bağlanma dayanımlarında yüzey işlemlerinin etkisi. Selçuk Üniversitesi, Doktora tezi, Konya,2013.

97. Karayazgan B. Yüz defektlerinde kullanılabilecek farklı implant tasarımlarının kemikte oluşturduğu gerilmelerinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. İstanbul Universitesi, Doktora Tezi, İstanbul, 2005.

98. Kenney R, Richards MW. Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. J Prosthet Dent. 1998;80:559-64.

99. Kim DM, Badovinac RL, Lorenz RL, Fiorellini JP, Weber HP. A 10 year prospective clinical and radiographic stuıdy of one stage dental implants. Clin Oral Implants Res. 2008;254-8.

100. Kirsch A, Neuendorff, G. Ackermann, KL, Nagel, R. Camlog Bağlantısı. Quintessence, 2001;2:1-18.

101. Klemetti E. Is there a certain number of implants needed to retain an overdenture? Joint Conference Of The Scandinavian Society For Prosthetic Dentistry/Danish Society Of Oral Implantology, Copenhagen, Denmark 2008;80-84.

102. Kobayashi M, Srinivasav M, Ammann P, Perriard J, Ohkubo C, Müller F, Belser UC, Schimmel M. Effects of in vitro cyclic dislodging on retentive force and removal torque of three overdenture attachment systems. Clin Oral Implants Res. 2014;25(4):426-34.

103. Krause A, Cowles EA. Integrin-mediated signaling in osteoblasts on titanium implant materials. J. Biomed Mater Res. 2000;52(4): 738-47.

104. Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindstrom H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. Int J Oral Maxillofac Implants 2000;15:405-14.

105. Küçük O, Toman M. İmplantüstü hareketli protezler. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Bitirme tezi, İzmir, 2013.

106. Kürkçüoğlu I, Köroğlu A, Özkır S. dental implantlarda başarı kriterleri ve başarı değerlendirme yöntemleri. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg. 2010;20(3):221-9.

107. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. J Prosthet Dent. 2003;90:539-46.

108. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. Int J Periodontics Restorative Dent. 2006; 26(1):9-17.

109. Lekholm, U. The efficiency of osseointegration for the partially edentulous patient osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessence Pub Co,1990;23-46.

110. Lemons J, Natiella J. Biomaterials, biocompabilitiy and periimplant considerations. Dent Clin North Am. 1986;30:3-23.

111. Liddelow G, Henry P. The immediately loaded single ımplant–retained mandibular overdenture: a 36-month prospective study. Int J Prosthodont. 2010;23:13–21.

112. Lin CL, Chang CH, Cheng CS, Wang CH, Lee HE. Automatic finite element mesh generation for maxillary second premolar, Comput Methods Programs Biomed. 1999; 59: 187-95.

113. Linderholm H, Wennstrom A. Isometric bite force and its relation to general muscle force and body build. Acta Odontol Scand.1997;28:679-89.

114. 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;22:232-6.

115. Marco F, Milena F, Gianluca G, Vittoria O. Peri-implant osteogenesis in health and osteoporosis. Micron. 2005;36(7-8):630-44.

116. 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.

117. 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.

118. Mc Lean JW. The Science and art of dental ceramics Vol I. Quintessence Publishing Co Inc, Chicago, Berlin, Rio de Jeneiro, Tokyo, 1980.

119. McGlumphy EA, Larsen, PE. Contemporary implant dentistry. Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery, 4th Edition, Eds: Peterson LJ, Hupp J, Tucker MR, Ellis E.Mosby Inc, USA, 2003;305-42.

120. McKinney RV. Endosteal dental implants, Mosby-Year Book Inc, St. Louis, 1991.

121. Meijer H, Raghoebar G, Batenburg RH, Visser A, Vissink A. Mandibular overdentures supported two or four endosseous implants: a 10-year clinical trial. Clinical Oral Implants Research 2009;20:722-28.

122. 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.

123. 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.

124. Mericke-Stern R, Zarb GA. Overdentures an alternatif implant methodology for edentulous patients. Int J Prosthodont. 1993;6:203-8.

125. Merickse-Stern R, Taylor TD, Belser U. Management of the edentulous patient. Clin Oral Implants Res. 2000;11:108-25.

126. Mericske-Stern R, Assal P, Buegerin W. Simultaneous force measurements in 3 dimensions on oral endosseous implants in vitro and in vivo. Clinical Oral Implants Res. 1996;7:378-86.

127. Mericske-Stern R, Geering AH, Burgin WB, Graf H. Three-dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. Int J Oral Maxillofac Implants. 1992;7:185-94.

128. Mericske-Stern R, Zarb GA. In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. Clin Oral Implants Res. 1996;7:153-61.

129. Mericske-Stern R. Forces on implants supporting overdentures: A preliminary study of morphologic and cephalometric considerations. Int J Oral Maxillofac Implants. 1993;8:254-63.

130. Mericske-Stern R. Treatment outcomes with implant-supported overdenture clinical considerations. J Prosthet Dent. 1998;79:66-73.

131. Mersin T. Alt çene implant destekli overdenture protezlerde farklı tutucu tiplerinin ve değişik kret yüksekliklerinin implantlarda oluşan strain'e etkisi. Hacettepe Üniversitesi, Doktora Tezi, Ankara, 2003.

132. Mısır AF. İmplant Yuvası Açılmasında Oluşan Isının İn-Vitro Değerlendirilmesi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Doktora Tezi, Samsun 2008.

133. Mijiritsky E. Implants in conjunction with removable partial dentures: a literature review. Implant Dent. 2007;16:146-54.

134. Misch Carl E. Dental implant protezler. Birinci baskı, İstanbul, Nobel Matbaacılık, 2005, 215-79.

135. Misch CE, Perel ML, Wang H, Sammartino G, Galindo-Moreno P, Trisi P et al. Implant success, survival, and failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. Implant Dent. 2008;17(1):5-15.

136. Misch CE. Prosthetic options in implant dentistry. Ed Misch CE. Contemporary Implant Dentistry. 2th Ed, St Louis, Mosby, 1999.

137. Morris HF, Winkler S, Ochi S. The ankylos endosseous dental implant: assessment of stability up to 18 months with the periotest. J Oral Implantol. 2000; 26(4):291-9.

138. Müller F, Schimmer M. Dişsiz yaşlı hastalar için implantüstü overdenture protezler. Forum Implantologicum 2013(9);2:97-103.

139. 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.

140. 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.

141. Naert IE, Gizani S, Vuylsteke M, Steenberghe D. A randomised clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants in mandibular overenture therapy. A 3-year report. Clin Oral Invest 1997;1:81-8.

142. Nevins M, Mellonig JT. Implant therapy: clinical approaches and evidence of success. Carol Stream, Quintessence Pub Co Inc;1998:142-8.

143. O'Brien WJ. Dental materials and their selection. 3rd Ed. Chicago, Quintessence Pub Co Inc. 2002;210-21.

144. 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.

145. Ochiai KT, Williams BH, Hojo S, Nishimura RD, Caputo AA. Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implantsupported overdenture designs. J Prosthet Dent. 2004;91:421-7.

146. Özçelik TB, Ersoy AE. An Investigation of Tooth/Implant-Supported Fixed Prosthesis Designs with Two Different Stress Analysis Methods: An in vitro Study. J Prosthodont. 2007;16:107-16.

147. Özgövde NO. Rezeksiyonlu dişsiz üst çenede implant üstü protez planlamalarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi metoduyla incelenmesi. İstanbul Üniversitesi, Doktora Tezi, İstanbul, 2003.

148. Özkır SE. Düz ve eğimli yerleştirilmiş farklı implant tasarımları üzerine yapılan sabit restorasyonların fotoelastik stres analizi ile incelenmesi, Ankara Üniversitesi, Doktora Tezi, Ankara, 2007.

149. Özyılmaz Ö. Farklı mukoza kalınlıklarının, iki tip implant destekli overdenture dizaynı üzerindeki stres dağılımına etkisi. Selçuk Üniversitesi, Doktora Tezi, Konya, 2013.

150. Pellechia M, Pellechia R, Emtiaz S. Distal extension mandibular removable partial denture connected to an anterior fixed implant-supported prosthesis: a clinical report. J Prosthet Dent. 2000;83:607-12.

151. Philips RW. Skinner's science of dental materials, W.B. Saunders Company, 9th Edition, Philadelphia, 1991.

152. Pierrisnard L, Renouard F, Renault P, Barquins M. Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. Clin Implant Dent Relat Res. 2003;5:254-62.

153. Porter JA, Petropoulos VC, Brunski JB. Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. Int J Oral Maxillofac Implants. 2002;17: 651-62.

154. Powers JM, Sakaguchi RL. Craig's restorative. Dent Mater. 2006;18.

155. Preiskel HW. Precision attachments in prosthodontics Chicago, Quintess Pub Co, 1984:132-4.

156. Raadsheer MC, van Eijden TM, van Ginkel FC, Prahl-Andersen B. Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude.J Dent Res. 1999;78(1):31-42.

157. Raadsheer MC, Van Eijden TM, Van Ginkel FC, Prahl-Andersen B. Human jaw muscle strength and size in relation to limb muscle strength and size. Eur J Oral Sci. 2004;112(5):398-405.

158. Rangert B, Jemt T, Jorneus L. Forces and moments on Branemark implants. Int J Oral Maxillofac Impl. 1989;4(3):241-7.

159. Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. Clin Oral Implants Res. 2006;17 (2):35-51.

160. Richter EJ. In vivo horizontal bending moments on implants. Int J Oral Maxillofac Implants. 1998;13:232-44.

161. Rolant M, Langer B. Dental implant. review. J Periodontol. 1992;63: 859-70.

162. Romeed SA, Fok SL, Wilson NHF. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. J Oral Rehabil. 2006;33:209-15.

163. Rubo JH, Capello Souza EA. Finite-element analysis of stress on dental implant prosthesis. Clin Implant Dent Relat Res. 2010;12:105-13.

164. Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. J. Prosthet. Dent. 2004;92:328-37.

165. 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.

166. Sadowsky SJ. Mandibular implant-retained overdenture: a literature review. J Prosthet Dent. 2001; 86: 468-73.

167. Sandallı P. Oral İmplantoloji, Erler Matbacılık, 2000.

168. Satoh T, Maeda Y, Komiyama Y. Biomechanical rationale for intentionally inclined implants in the posterior mandible using 3D finite element analysis. Int J Oral Maxillofac Impl. 2005;20: 533-9.

169. Scacchi M. The development of the ITI dental implant system. Part 1: A review of the literature. Clin Oral Implants Res. 2000;11(1):8-21.

170. Schneider AL, Kurtzman GM. Restoration of divergent free-standing implants in the maxilla. J Oral Implantol. 2002;28:113-6.

171. Setz JM, Wright PS, Ferman AM. Effects of attachment type on the mobility of implant-stabilised overdentures-an in vitro study. Int J Prosthodont. 2000;13(6):494-9.

172. 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.

173. Shafie HR. Patient preferences and expectations. Clinical & Laboratory Manual of Implant Overdentures. Oxford: Blackwell 2007;4.

174. Sherring-Lucas M, Martin P. Attachments for Prosthetic dentistry Introduction and application, London, Quintessence Publishing Co Inc, 1994.

175. Shillingburg HT, Hobo S, Whitsett LD, Jacobi R, Brackett SE. Fundamentals of fixed prosthodontics. 3rd ed. Chicago, Illinois, Quintessence Publishing Co Inc. 1997;2:11-6;24:433-54.

176. Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stres distribution in the jaw bone. Int J Oral Maxillofac Implants 1989; 4:333-40.

177. Silva DP, Cazal C, Almeida FCS, Dias RB, Ballester RY. Photoelastic Stres Analysis Surrounding Implant-Supported Prosthesis and Alveolar Ridge on Mandibular Overdentures. Int J Dent. 2010: Article ID 780670, 5 pages doi:10.1155/2010/780670.

178. Sonugelen M, Artunç C. Ağız Protezleri ve Biyomekanik. İzmir: Ege Üniv Dishek Fak Yayınları. 2002.

179. Spiekermann H, Donath K, Hassell T, Jovanovic S, Richter J. Color atlas of dental medicine, implantology. New York: Thieme Medical Pub. Inc, 1995.

180. Starr NL. The distal extension case: an alternative restorative design for implant prosthetics. Int J Periodont Restorative Dent. 2001;21:61-7.

181. Stevens PJ, Fredricksın EJ, Gress ML. Implant prosthodontics, Clinical and laboratory procedures. Second Edition. St. Louis, Mosby, Chapter:10, 2000.

182. Şahin E, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prosthesis- a review. J Dent 2002;30(7-8):271-82.

183. Şenel F, Soydan S, Ersöz E, Yılmaz D. Farklı tipte endosteal implantların, farklı kuvvetler altında çevre kemikte oluşturduğu degisikliklerin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. Atatürk Üniv. Diş Hek Fak Derg. 2010;1:25-33.

184. Şimşek B. Osseentegrasyon Turkiye Klinikleri J Dental Sci-Special Topics. 2010;1(1):1-7.

185. 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.

186. Tak Ö. İki farklı polimerizasyon mekanizmasına sahip rezin simanların pulpa odasına diffüze olan hema miktarının incelenmesi. Selçuk Üniversitesi, Doktora Tezi, Konya, 2008.

187. Taylor TD, Agar JR, Vogiatzi T. Implant prosthodontics: current perspective and future directions. Int J Oral Maxillofac Implants. 2000;15:66-75.

188. Taylor TD, Agar JR. Twenty years of progress in implant prosthodontics. J Prosthet Dent. 2002; 88:89-95.

189. 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):477-80.

190. Timmerman R, Stoker GT, Wismeijer D, Oosterveld P, Vermeeren JI, van Waas MA. An eight-year follow-up to a randomized clinical trial of participant satisfaction with three types of mandibular implant-retained overdentures. J Dent Res. 2004;83:630-33.

191. 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(2):128-34.

192. Tombasco J. Photoelastic Dynamic Stress Analysis Using Syncronized Strobe Tecniquies, Study Notes, Pennsylvania State University, University Park, Pensilvanya, 2003.

193. Topbaşı B,Gunday M, Bas M, Turkmen C.Two-dimensional photoelastic stress analysis of traumatized incisor. Braz Dent J. 2001;12(2):81-4.

194. Tunalı B. Multidisipliner bir yaklaşımla oral implantoloji, Geliştirilmiş 2. baskı, İstanbul, Nobel tıp kitabevleri, 2000.

195. 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.

196. Uludağ B, Celik G, Sahin V, Ozturk O. Fabrication of implant-assisted restorations utilizing functional impression techniques: case reports. Journal of Oral Impl. 2007;32(5):297-304.

197. Uludağ B. Hassas Tutucular İmplant vakalarında sorunlar ve çözümler implant destekli overdenture uygulamaları ve tutucu sistemler. İstanbul Ada Ofset matbaacılık, 2012;175-7.

198. Ulusoy M, Aydın K. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. 2. Baskı, Ankara, Ank. Ün. Diş Hek. Fak. Yayınları, 2003.

199. Van Noort R. Introduction to dental materials: dental ceramics. 2nd ed. St Louis, Mosby Yearbook, 2002.

200. Van Steenberghe D, Lekholm U, Bolender C, Folmer T ,Henry P, Herrmann I, Higuchi K, Laney W, Linden U,Astrand P. 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(3):272-81.

201. Visser A, Raghoebar GM, Meijer HJA, Batenburg RHK, Vissink A. Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants: A 5 year prospective study. Clin Oral Implants Res. 2005;16(1):19-25.

202. Walton JN, Glick N, Macentee MI. A randomized clinical trial comparing patient satisfaction and prosthetic outcomes with mandibular overdentures retained by one or teo implants. Int J Prosth. 2009;22:331-9.

203. Walton JN, Huizinga SC, Peck CC. Implant angulation: A measurement technique, implant overdenture maintenance, and the influence of surgical influence. Int J Prosthodont. 2001;14(6): 523-30.

204. Watanabe F, Hata Y, Komatsu S, Ramos TC, Fukuda H. Finite element analysis of the influence of implant inclination, loading position, and load direction on stress distribution. Odontology 2003;91:31-6.

205. Watzek, G. Endosseous Implants: Scientific and Clinical Aspects, Chicago, Quintessence Publishing Co Inc, 1996.

206. Watzinger F, Birkfellner W, Wanschitz F, Ziya F, Wagner A, Kremser J, et al. Placement of endosteal implants in the zygoma after maxillectomy: a Cadaver study using surgical navigation. Plast Reconstr Surg. 2001;107:659-67.

207. Weng D, Jacobson Z, Tarnow D, Hürzeler MB, Faehn O, Sanavi F, Barkvoll P, Stach RM. A prospective multicenter clinical trial of 3i machined-surface implants: results after 6 years of follow-up. J Oral Maxillofac Implants. 2003;18(3): 417-23.

208. Wiemeyer AS, Agar JR, Kazemi RB. Orientation of retentive matrices on spherical attachments independent of implant parallelism. J Prosthet Dent. 2001,86:434-7.

209. Williams BH, Ochiai KT, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Retention of maxillary implant overdenture bars of different designs. J Prosthet Dent. 2001;86:603-7.

210. Yöndem İ. Farklı yüzey bitirme işlemlerinin metal desteksiz seramik restorasyonlarda yüzey pürüzlülüğü ve kırılma dayanımları üzerindeki etkisinin karşılaştırmalı olarak incelenmesi. Selçuk Üniversitesi, Doktora Tezi, Konya, 2006.

211. Yüksel E. Farklı yüzey özelliklerine sahip zirkonyum oksit ve farklı fabrikasyon yöntemleri ile üretilen veneer seramikleri arasındaki bağlantı değerinin fizik yeterliliğinin değerlendirilmesi. Hacettepe Üniversitesi, Doktora Tezi, Konya, 2011.

212. Zaimoğlu A, Aksu E, Can G, Ersoy E. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Basımevi, 1993;93-200.

213. Zampelis A, Rangert B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: A two dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent. 2007;97:35-43.

214. Zarb AG, Bolender CL, Eckert SE, Fenton AH, Jacob RF, Mericske-Stern R. Prosthodontic treatment for edentulous patients-Compelete overdentures and implant supported prosthesis, Philadelphia, Mosby Inc, 2004.

215. Zarb GA, Schmitt A. Osseointegration for elderly patients: the toronto study. J Prosthet Dent. 1994;72:559-68.

216. Zavanelli RA, Mazaro JV, Guilherme AS, Magalhães JB, Cardoso LC, Zavanelli AC. Distal extension removable partial denture with resilient attachment connected to an anterior fixed ımplant-supported prosthesis: a clinical report. World J of Dent. 2012;3(1):87-90.

10. ÖZGEÇMİŞ

2 Temmuz1985 yılında Konya' da doğdu. İlköğrenimini Konya İnkılap İlkokulu' nda, orta ve lise öğrenimlerini Konya Meram Anadolu Lisesi' nde tamamladı. 2003 yılında girmeye hak kazandığı Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi' nden 2008 yılında başarı ile mezun oldu. 2008 yılı güz döneminde, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı' nda doktora eğitimine başladı. Halen aynı anabilim dalında doktora öğrencisidir. Yabancı dili İngilizce' dir. Evlidir.