T.C.
SELÇUK ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

RİJİT ve SEMİRİJİT BAĞLANTILI İMPLANT-DİŞ ve İMPLANT-İMPLANT DESTEKLİ SABİT PARSİYEL PROTEZLERDE KEMİK İÇERİSİNDE OLUŞAN STRES DAĞILIMININ İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

Dt. Dilek ENHOŞ

Danışman

Prof. Dr. Özgür İNAN

KONYA-2007

İÇİNDEKİLER

1.GİRİŞ.....1
2. LİTERATÜR BİLGİ.....3
2.1.İmplantın Tanımı ve Tarihçesi.....3
2.2.Osseointegrasyon ve Osseointegre İmplantlar.....6
2.3.Dental İmplantlarda Biyouyumluluk.....8
2.4.İmplant Yüzey İyileştirme Teknikleri.....9
2.5.Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri.....10
2.6.İmplant Destekli Protez Sınıflamaları.....11
2.7.İmplant Destekli Protezlerin Başarısını Etkileyen Biyomekaniksel Faktörler.....12
2.7.1.Oklüzal Kuvvetler.....12
2.7.2.Yük Altında İmplant Çevresindeki Kemiğin Cevabı.....14
2.7.3.İmplant Desteğinin Etkisi.....15
2.7.4.Metaller ve Alaşımlar.....15
2.7.4.1.Seramikler.....16
2.7.4.2.Karbonlar.....16
2.7.4.3.Polimerler.....16
2.7.5.İmplant Destekli Protez Tipi.....18
2.7.5.1.İmplant Destekli Sabit Protezler.....18
2.7.5.2.İmplant Destekli Hareketli Protezler.....20
2.7.6.Üst yapı Uyumu.....20
2.7.7.Oklüzal Şema ve Protez Malzemesinin Etkisi.....21
2.7.8.Kemik İmplant Arayüzeyi.....23
2.8.İmplant İle Diş Arasındaki Farklılıklar.....24
2.8.1.Uzun Ömürlülük.....24
2.8.2.Ağrı.....24
2.8.3.Hareketlilik.....25
2.8.4.Perküsyon.....25
2.8.5.Krestal Kemik Kaybı.....25
2.8.6.Radyografik Değerlendirme.....26
2.8.7.Keratinize Doku.....26
2.8.8.Sondlama Derinliği.....26

2.8.9.Periimplantal Hastalık.....27
2.9.İmplantlar ile Rehabilite Edilen Parsiyel Dişsizlik Vakalarında Biyomekanik Değerlendirmeler: Diş ve İmplantların Birlikte Kullanımı.....29
2.10. Seramiğin Tanımı ve Tarihçesi 30
2.11. Dental Seramiklerin Sınıflandırılması 31
2.11.1. Fırınlama Derecelerine Göre 31
2.11.1.1. Düşük Isı Dental Seramikler 31
2.11.1.2. Orta Isı Dental Seramikler.....31
2.11.1.3. Yüksek Isı Dental Seramikler.....31
2.11.2. Yapım Tekniklerine Göre 31
2.11.2.1. Metal Destekli Dental Seramikler 31
2.11.2.1.A. Döküm Metal Üzerinde Bitirilen Dental Seramikler 31
2.11.2.1.B. Metal Yaprak Üzerinde Bitirilen Dental Seramikler.....31
2.11.2.1.C. Metal Desteksiz Dental Seramikler.....31
2.12. Hassas Tutucular 32
2.12.1. Hassas Tutucuların Sınıflandırılması.....34
2.12.1.1. Kron İçi Hassas Tutucular.....35
2.12.1.1.A. Retansiyonu Tamamen Sürtünmesel Olanlar 35
2.12.1.1.B. Retansiyonu Mekanik Bir Kilit ile Arttırılanlar.....35
2.12.1.2. Kron Dışı Hassas Tutcular 35
2.12.1.2.A. Çıkıntılı Unsurlar ‘Projeksiyon Üniteleri 35
2.12.1.2.A.A. Sıkı Bir Birleşme Sağlayanlar.....35
2.12.1.2.A.B. Öğeler Arasında Harekete Müsaade Edenler 35
2.12.1.2.B. Bağlayıcılar.....35
2.12.1.2.C. Bileşik Üniteler 35
2.12.1.3.Çivi Başlı Hassas Tutucular 35
2.12.1.3.A.Sıkı Bir Birleşme Sağlayanlar 35
2.12.1.3.B.İki Öğe Arasında Harekete Müsaade Edenler.....35
2.12.1.4.Bar’lı Hassas Tutucular.....35
2.12.1.4.A.Bar’lı Eklemler 35
2.12.1.4.B.Bar’lı Üniteler 35
2.12.1.5.Yardımcı Hassas Tutucular 35
2.12.1.5.A.Piston Tipi Tutucular.....35
2.12.1.5.B.Vidalı Tutucular 35

2.13. Kuvvet Analiz Yöntemleri 37
2.13.1. Sonlu Elemanlar Kuvvet Analiz Yöntemi 39
2.13.1.1. İki Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi 41
2.13.1.2. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi 41
2.13.2. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi 42
2.13.3. Gerilim Ölçer 'Strain Gauge' Kullanılarak Kuvvet Analizi 45
2.13.4. Kırılgan Vernik'Brittle Lacquer' Tekniği ile Kuvvet Analizi 45
2.13.5. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analizi 45
2.13.6. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi 46
2.13.7. Radyotelemetri ile Kuvvet Analizi 46
3. MATERYAL VE METOT 47
3.1. Doğal Dişin Hazırlanması 48
3.2. Periodontal Ligamentin Yapımı 48
3.3. Akrilik Modelin Hazırlanması 50
3.4. Diş ve İmplantın Akrilik Model İçine Yerleştirilmesi 50
3.5. Mum Modelasyon Hazırlanması ve Hassas Tutucunun Yerleştirilmesi 52
3.6. Metal Altyapıların Hazırlanması 54
3.7. Porselen Uygulaması 55
3.8. Ölçü Alımı 58
3.9. Epoksi Rezinden Oluşmuş Modelin Hazırlanması 59
3.10. Fotoelastik Stres Analiz Testinin Uygulanması 61
3.11. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Testinin Uygulanması 63
4. BULGULAR 68
4.1. Fotoelastik Metod ile Oluşturulan Modellerin Değerlendirilmesi 69
4.1.1. İmplant-İmplant Destekli Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi 69
4.1.2. Diş-İmplant Destekli, Rijit Bağlantılı,Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi 70
4.1.3. Diş-İmplant Destekli, Diş Desteğine Nonrijit Hassas Bağlantı Yerleştirilmiş Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi 71
4.1.4. Diş-İmplant Destekli, İmplant Desteğine Nonrijit Hassas Bağlantı Yerleştirilmiş Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi 72
4.2. Sonlu Elemanlar Metodu İle Oluşturulan Modellerin Değerlendirilmesi 73

4.2.1. İmplant-İmplant Destekli Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi....73
4.2.2. Diş-İmplant Destekli, Rijit Bağlantılı, Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi....74
4.2.3. Diş-İmplant Destekli, Diş Desteğine Nonirijit Hassas Bağlantı Yerleştirilmiş Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi....75
4.2.4. Diş-İmplant Destekli, İmplant Desteğine Nonrijit Hassas Bağlantı Yerleştirilmiş Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi....76
4.3. Fotoelastik Analiz Modelleri ile Sonlu Elemanlar Analiz Modellerinin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi....77
4.3.1. İmplant-İmplant Destekli Modellerin Karşılaştırılması....77
4.3.2. Rijit Bağlantılı Modellerin Karşılaştırılması....77
4.3.3. Diş Desteğine Semirijit Hassas Bağlantı Yerleştirilmiş Sabit Parsiyel Proteze Ait Modellerin Karşılaştırılması....77
4.3.4. İmplant Desteğine Semirijit Hassas Bağlantı Yerleştirilmiş Sabit Parsiyel Proteze Ait Modellerin Karşılaştırılması....78
5. TARTIŞMA VE SONUÇ....79
6. ÖZET....100
7. SUMMARY....102
8. KAYNAKLAR....104
9. ÖZGEÇMİŞ....129
10. TEŞEKKÜR....130

KISALTMALAR

M.Ö. : Milattan Önce

M.S. : Milattan Sonra

yy : Yüzyıl

Nm : Nanometre

HA : Hidroksi Apatit

mm : Milimetre

N : Newton

µm : Mikrometre

g :Gram

°C : Santigrat derece

σ : Stres

Pa : Pascal

m^2 : Metrekare

MPa : Mega Pascal

FEM : Sonlu elemanlar analiz metodu

A° : Angstrom

G : Grid

dev/dak : Devir/ Dakika

cm^3 : Santimetre küp

kg : Kilogram

cm^2 : Santimetre kare

CAD : Bilgisayar destekli dizayn

GHh : Giga Hertz

TABLO LİSTESİ

Tablo.2.8.: Doğal diş ile implant arasındaki temel farklılıklar 28
Tablo.3. : Çalışmada kullanılan materyaller.....47
Tablo.3.6. : Döküm alaşımının içeriği.....54
Tablo.3.10. İzokromatik fringlerin karakteristik özellikleri 63
Tablo.3.11.a. Sonlu eleman modelleme yönteminde kullanılan elastisite modülleri, poisson oranları ve referanslar 65
Tablo.3.11.: Sonlu eleman model koşulları 67

RESİM ve ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.12.1..a. : Sürgü tipi hassas bağlantının görüntüsü 36
Şekil 2.12.1.b. : U-Tipi kilitli pinli hassas tutucu 37
Şekil 2.12.1.c.: Teleskopik kron ve vidanın yerleşimi 37
Şekil 2.12.1.d. : T-Blok tipi hassas bağlantı 37
Resim.3.1. : Dişin preperasyonu 48
Resim.3.2.a. : Mufladaki dişin negatifi 49
Resim.3.2.b. : Silikon periodontal ligament 49
Resim.3.4.a. : Doğal diş ile implant arası mesafenin ölçülmesi 51
Resim.3.4.b. : Kaçış yolunun açılması 52
Resim.3.4.c. : Soğuk akrilin yerleştirilmesi 52
Resim.3.4.d. : Dişin yerleştirilmesi 52
Resim.3.5. : Kullanılan hassas bağlantı ünitesi 53
Resim.3.6.a. : Tijlenmiş mum örnekler 54
Resim.3.6.b. : İndüksiyonlu döküm makinesi 54
Resim.3.6.c. : Dökümden çıkmış örnekler 55
Resim.3.7.a. : Kullanılan porselen seti 57
Resim.3.7.b. : Kullanılan porselen fırını 57
Resim.3.7.c. : Opaklanmış örnekler 57
Resim.3.7.d. Örneklerin bitmiş halleri 57
Resim.3.9. : Hazırlanan fotoelastik rezin modeller 61
Resim.3.10.a. : Polariskop cihazı 61
Resim.3.10.b. : Universal test cihazı 61
Şekil.3.11.a.: Üç boyutlu matematiksel model 64
Şekil.3.11.b. :Materyal özellikleri tanımlanmış model 66
Şekil.3.11.c. : Matematiksel model 66
Şekil.3.11.d. :Hassas bağlantı modeli 66
Şekil.4.a. : Doğal diş ve implant desteklerini içeren şema 68
Resim.4.1.1. : İmplant-İmplant Destekli Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi 69
Resim.4.1.2.:Diş-İmplant Destekli, Rijit Bağlantılı, Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi 70

Resim.4.1.3.:Diş-İmplant Destekli, Diş Desteğine Nonrijit Hassas Bağlantı Yerleştirilmiş Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi 71
Resim.4.1.4.:Diş-İmplant Destekli, İmplant Desteğine Nonrijit Hassas Bağlantı Yerleştirilmiş Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi.....72
Resim.4.2.1.:İmplant-İmplant Destekli Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi.....73
Resim.4.2.2.:Diş-İmplant Destekli, Rijit Bağlantılı, Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi 74
Resim.4.2.3.:Diş-İmplant Destekli, Diş Desteğine Nonirijit Hassas Bağlantı Yerleştirilmiş Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi 75
Resim.4.2.4. :Diş-İmplant Destekli, İmplant Desteğine Nonrijit Hassas Bağlantı Yerleştirilmiş Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi.....76

1. GİRİŞ

İnsan, tarih boyunca ortaya koyduğu bilimsel ve teknolojik gelişmelerde her zaman tabiatı örnek almış, onu taklit etmiştir. Bu yaklaşım bütün bilimlerle birlikte sağlık bilimleri ve dolayısıyla dişhekimliği için de geçerlidir. Abd El Salam El Askary kitabında "Birçok artistin ortak tek bir düşüncesi vardır; o da, gerçeği taklit etmek için rol yapma yeteneklerini kullanmalarıdır bizler de dişhekimliğinde estetik sonuçlar yaratabilmek için doğal dentisyonu taklit eden artistik yeteneklerimizi en üst düzeyde kullanmalıyız" demektedir. Dişhekimliğindeki bu taklit mevcut dentisyonun onarılmasından ve düzenlenmesinden tutun da eksikliklerin giderilmesine kadar pek çok noktada kendini göstermektedir. Diş eksikliklerinin giderilmesi konusunda ön plana çıkan ise tabiata en yakın şartların elde edilebildiği oral implantolojidir.

İmplant sözcüğü Latince "in" ve "planto" kelimelerinin birleşmesinden oluşur. Dişhekimliğindeki anlamı ise "Ağızda eksik dişin yerini alan, hareketli ya da sabit protezlere destek olmak amacı ile kemik içine ya da üzerine yerleştirilen, biyouyumlu ve biyofonksiyonel apareylerdir" şeklinde tanımlanabilir.

Dişhekimliğinde implant tedavisi gerek yerleşim bölgesi, gerek seçilen implantın tipi ve boyutu, gerekse hekim ve hastanın tercih edeceği tedavi planlamasına bağlı olarak hastadan hastaya oldukça farklılıklar göstermektedir. Bu farklı yaklaşımlar ve/veya nedenler bazı durumlarda implantlar ile dişlerin kombine kullanıldığı sabit parsiyel protezlerin kullanımını beraberinde getirmektedir.

Mevcut olumlu yorumlar ve bulguların yanında dişin sahip olduğu periodontal ligament varlığı nedeniyle diş ile implant arasındaki hareketlilik farklılıklarından kaynaklanan olumsuzluklara rağmen diş-implant destekli sabit parsiyel protezler dişhekimliğinde önemli bir tedavi planlamasıdır. Geçmişten günümüze yapılan bir çok

çalışmada bu tedavi planlaması tartışılmaktadır ve mevcut bu farklılıktan kaynaklandığı düşünülen implant ya da diş kayıpları değerlendirilmektedir.

Günümüzde diş-implant destekli sabit bölümlü protezlerde kullanılabilecek ve aradaki hareketlilik farklılıklarını telafi edebilecek farklı tipte kuvvet kırıcı düzenekler bulunmaktadır. Yine aynı amaçla çeşitli firmalar tarafından özel olarak üretilmiş implantlar da kullanıma sunulmaktadır.

Bu çalışmanın amacı, diş-implant, implant-implant destekli sabit parsiyel protezlerde kullanılan kuvvet kırıcıların etkisini fotoelastik ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemleri ile karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

2. LİTERATÜR BİLGİ

Bin dokuzyüz yetmişlerde bulunan ve günümüzde önemli bir materyal haline gelen dental implantlar, kullanılan materyalin maliyetinin yüksek olmasına bağlı olarak geleneksel dişhekimliği tedavi yöntemlerine göre daha pahalı bir rehabilitasyon yöntemi olmaktadır. Ayrıca kemik kalitesi, anatomik yapıların durumu (aşırı sarkmış sinüs varlığı, sinir ve kas bağlantıları v.s.) gibi engeller uygulanacak implant sayısında eksiltmelere gidilmesine ve parsiyel dişsizlik vakalarında doğal dişlerin de implant ile birlikte destek olarak alınmasına neden olabilmektedir (Block ve ark 2002).

Böyle bir durumda akla gelen ilk soru diş-implant bağlantılı sabit parsiyel protezin yapılıp yapılamayacağı ve yapılması durumunda kullanılacak olan bağlantının tipidir. Rijit bir bağlantı mı yoksa harekete izin veren bir bağlantı tipi mi tercih edilmelidir?

Çoğu zaman dişhekiminin kişisel tercihine kalan bu konu ile ilgili literatürde birçok çalışma bulunmasına rağmen, doğal diş ile implantın birbirine bağlanması ve bağlanmaması durumlarında yapılan retrospektif çalışmalar tartışmalı sonuçlar ortaya koymaktadır (Jemt ve ark 1989, Neart ve ark 1992). Konu ile ilgili daha fazla sayıda çalışma ve uzun dönemli klinik takip gerekliliği belirtilmektedir.

2.1. İmplantın tanımı ve tarihçesi

İmplant genel olarak; "kaybolan fonksiyonun yeniden kazanılması amacı ile canlı dokular arasına yerleştirilen organik ya da inorganik maddelerdir" şeklinde tanımlanabilir (Block ve Kent 1995). Literatürde, dişhekimliğinde kullanılan dental implantların farklı birkaç tanımına 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 tarife göre 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 materyalden yapılmış protetik bir gereçtir, şeklinde tanımlanmıştır (İnan 1997, Ulusoy ve Aydın 2003).

Dental implantlar çok eski çağlardan bu yana farklı şekil ve malzemeler ile kullanılmaktadır. Çin ve Mısırda yapılan arkeolojik çalışmalarda taş ve metalden yapılmış ilk dental implant uygulamalarına rastlanmıştır (Shulman ve Drinskell 1995). Bunun yanı sıra tahta, kemik, fildişi, gümüş ve altın gibi bir çok farklı malzemenin eksik dişlerin yerine implante edilerek kullanıldığını ortaya koyan antropolojik çalışmalar mevcuttur (Lemons and Natiella 1986). 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, diş transplantasyonları ve reimplantasyonları gibi, o dönemin önemli tıbbi tedavilerini anlattıkları kaynaklarda rastlanmaktadır. 1931'de Dr. Wilson Popenoe, Honduras Ulva Valley'deki Playa de los Muertos'da M.S. 600 yıllarına ait ve eksik olan üç kesici diş yerine deniz hayvanlarına ait kabukların diş formu verilmiş olarak implante edilmiş olduğu bir alt çene kemiği bulmuştur. Dr. Amedeo Bobbio (1970), halen Harvard Üniversitesi Peabody Arkeoloji ve Etnoloji Müzesinde sergilenmekte olan bu kemik parçası üzerinde yaptığı araştırmada; bu iki madde arasında, kemiğe radyografik olarak benzeyen ve modern blade implantların çevresinde oluştuğu bilinen kompakt kemik bulmuştur. Bunlar,

endosseöz alloplastik dental implantların, yaşayan bireylerdeki başarılı öncüleri olarak bilinmektedir (Ulusoy ve Aydın 2003).

O zamanlar dişlerin yerine konulmasındaki ana amaç estetikti. Çiğneme fonksiyonuna pek bir katkıları yoktu. İlk olarak MS 1100 yılında İspanyol'lar kayıp dişleri yerine koymanın medikal olarak kabul edilebilir olduğunu söyleyerek dişlerin transplantasyon ve retransplantasyonunu tavsiye etmişlerdir. Bu metot yüzyıllarca yaygın olarak kullanılmıştır. 16. ve 17. yy'da, altın ve demirin implant malzemesi olarak kullanılması yaygınlaşmaya başlamıştır. Özellikle 18. yy'da, Fransa, İngiltere ve Amerika başta olmak üzere bir çok ülkede allojenik diş transplantasyonu yüksek sosyal çevrelerde moda olmuştur (Shulman 1985, Lemons ve Natiella 1986).

Yirminci yüzyıla gelindiğinde metal implant malzemesi olarak altın, iridyum, tantalyum, paslanmaz çelik, kurşun ve kobalt alaşımlarının kullanılmaya başlandığı görülmektedir (Shulman ve Drinskell 1995).

Bin dokuzyüz kırk, bin dokuzyüz altmış yılları arasında ortaya çıkan kobalt-krom-molibden subperiostal implantlar ve titanyum blade tipi implantlar 1950-1980'ler arasında çok populer olmuş ve oldukça geniş bir kullanım alanı bulmuştur. Ancak uzun dönemde çevre dokularda sorunlara neden olmalarından dolayı bu başarı kısa sürmüştür (Linkow 1968, Roberts ve Roberts 1970, Shulman ve Drinskell 1995).

Bin dokuzyüz yetmiş dört, bin dokuzyüz yetmiş altı yıllarda ortaya çıkan tek aşamalı, extraoral bir yaklaşım olan transosseal implantlar; osseointegrasyondaki başarıları ve uzun dönemde iyi sonuçlar vermelerinden dolayı bir dönem oldukça rağbet görmüştür (Small 1975, Lederman 1981).

Yine 1970'li yıllarda cam, pirolitik karbon, aluminyum oksit, hidroksilapatit gibi metal olmayan biyomateryaller implant materyali olarak ortaya çıkmış ancak çok kısıtlı

bir kullanım alanı bulabilmişlerdir (Driskell ve Heller 1977, Kent ve Bokrus 1980, Meffert 1983, Kato ve Tabata 1986, Lemaons ve Natiella 1986).

Bin dokuzyüz seksen iki yılında, Toronto'da Branemark'ın osseointegrasyonu tarif ettiği çalışmalarının sunulması ile birlikte dişhekimliğinde yeni bir çağ başlamıştır. Bu keşif dişhekimliğinde, o zamanların en büyük keşfi olarak tarihe geçmiş ve günümüzde de hala kabul gören bir yaklaşım olmayı başarmıştır (Shulman ve Drinskell 1995).

2.2. Osseointegrasyon ve osseointegre implantlar

Günümüzdeki oral implant uygulamalarının ana hedefi kemik içerisine yerleştirilen titanyum osseointegre implantlar ve bunlardan destek alan hareketli ve/veya sabit implant-üstü protezler ile her türlü dişsizliğin rehabilitasyonudur. Osseointegrasyon prensibine göre insanlar üzerinde yapılan ilk çalışmalar 1965 yılında İsveç - Göteborg Üniversitesi, Deneysel Biyoloji Laboratuarında başlatılmıştır (Branemark ve ark 1984). Osseointegrasyon terimi ilk kez 1977'de Branemark ve ark tarafından tanımlanmıştır (Branemark 1983). Branemark osseointegrasyonu, ilk olarak, titanyum implant ile canlı kemik arasındaki ışık mikroskobu altında gözlenen direk bağlantı olarak tanımlamıştır (Branemark 1983, Branemark ve ark 1985, Brunski ve ark 2000).

Buna ek olarak 1985 yılında yükü taşıyan implant yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasındaki doğrudan yapısal ve işlevsel bağlantı tanımı getirilmiştir (Brinks 1992). Bu tanım günümüzde de hala geçerliliğini korumaktadır (Ulusoy ve Aydın 2003). Albrektsson'a göre osseointegrasyon; kemik ile yük taşıyan implant dokusu arasındaki ışık mikroskobu düzeyindeki direkt bağlantıdır (Ulusoy ve Aydın 2003). Osseointegrasyonda kemik ile implant doku arasında hiçbir doku bulunmaz. Kemik hücreleri implant yüzeyi ile direkt ilişkidedir (Branemark ve ark 1985, Çevik 1997).

Dental implant tiplerinin çeşitli sınıflamaları mevcuttur. Yaygın olarak dört ana başlık altında toplamak mümkündür.

1- Transdental (Endodontik) implantlar

2- Submukozal implantlar

3- Subperiostal implantlar

4- Endoossöz implantlar (Schroeder ve ark 1996).

Günümüzde endoossöz implantlar osseointegrasyondaki gelişmeler doğrultusunda en yaygın olarak kullanılan implant türüdür (Hobo ve ark 1990, Knapp ve Small 1990, Maxson ve ark 1990). Endoossöz implantlar aşağıdaki gibi sınıflandırılmıştır;

1.Silindirik İmplant

-Silindirik yivli implantlar

-Hollow-basket implantlar

-Düz yüzeyli implantlar

2. Blade İmplantlar

3. Ramus implantlar

4. Disk İmplantlar (English 1990, Babbush 1991)

Osseointegre bir implantın taşıması gereken özellikleri şu şekilde sıralayabiliriz:

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, İnan 1997, Çevik 1997, Ulusoy ve Aydın 2003).

2.3. Dental İmplantlarda Biyouyumluluk

Biyouyumluluk, genel olarak, özel klinik uygulamalar için seçilen materyalin uygun doku cevabı vermesi (Misch 1999) ya da yaşayan organizma ile kullanılan materyalin uyumlu olması olarak tanımlanabilir (Schroeder ve ark 1996).

Bindokuzyüz altmışlarda önemle üzerinde durulan bir konu haline gelen daha inert ve kimyasal olarak daha uyumlu materyallerin kullanımı konusu 1970'lerde "biyomateryal ya da taşıyıcıya minimal zarar veren" anlamına gelen "biocompability" yani biyouyumluluk teriminin keşfi ile bugünkü şeklini almıştır (Misch 1999).

Dental implantolojide kullanılan implant malzemeleri genel olarak dört başlık altında toplanabilir. Bunlar;

1- Metaller ve metal alaşımları

2- Seramikler

3- Karbonlar

4- Polimerler (Lemons ve Natiella 1986, Çevik 1997)

Saf titanyum ve alaşımı (Ti6Al4V) günümüzde en yaygın olarak kullanılan implant ve abutment materyalleridir (Att ve ark 2006). Biyoinert bir metal olan titanyum, 1789 yılında Gregor isimli bir kimyager tarafından bulunmuştur. Periyodik tabloda atom numarası 22, atom ağırlığı 47,9'dur (Lemons ve Natiella 1986). Titanyum dünyada en çok bulunan 9. elementtir ve doğal yapısı titanyum dioksit TiO_2'tir. Titanyumun endüstriyel metaller arasında tercih edilmesinin en büyük nedeni, mekaniksel özellikleri ve korozyona karşı yüksek direncidir (Wang ve Fenton 1996).

Oda ısısında implant yüzeyi 1,5-10 nm kalınlığında doğal bir oksit tabakası ile kaplıdır (Kasemo ve Lausmaa 1983). Bu oksit tabakası implanta, düşük elektronik geçirgenlik, mükemmel bir termodinamik aktivite ve sulu ortamda düşük iyon salınımı gibi avantajlar sağlamaktadır (Choi ve ark 2006). Kendiliğinden oluşan bu oksit tabakası implantın konak ile karşılaştığı, konak hücre ile bakteri hücresi arasındaki etkileşimin yer aldığı alandır (Lautenschlager ve Monaghan 1993). Bu oksidasyonun kemik içinde çok daha hızlı ilerlediği belirtilmiştir. Bu büyüme ya oksit tabakasına doğru metal atom-iyon diffüzyonu şeklinde ya da oksit yüzeyden içeri doğru oksijen taşıyan moleküllerin taşınmasıyla sağlanır. Bu etkileşim yüzey diffüzyonu olarak tanımlanmıştır (Branemark ve ark 1985). Titanyum oksit tabakasının bu özellikleri titanyum implantın mükemmel biyouyumluluğunun nedeni olabilir (Sul ve ark 2001).

2.4.İmplant Yüzey İyileştirme Teknikleri

Albrektsson ve ark (1981) başarılı bir osseointegrasyon için 6 önemli noktaya dikkat edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Bunlar; implant materyali, implantın dizaynı, yüzey özellikleri, kemiğin durumu, cerrahi teknik ve yükleme durumlarıdır. Bunlar arasında implant materyali, şekli ve yüzey yapısı implantın klinik başarısını etkileyen en kritik faktördür (Albrektsson ve ark 1983, Chung ve ark 2006). Titanyum implantların farklı yüzey kaplamaları doku cevabında da iyileşmelere olanak sağlamaktadır (Sul ve ark 2001).

Titanyum implant yüzey şekillendirme yöntemlerinden bazıları şunlardır;

1- Titanyum Plazma-Sprey Kaplama (TPS)

2- HA Kaplama

3- Lazer'le Yüzey Pürüzlendirme (LISR),

4- Kumlama Yüzey Asitleme (SLA)(

5- Biyoaktif seramik kaplama (Sevimay 2002, Lee ve ark 2005, Macaskie ve ark 2005).

İmplantın primer stabilitesinde pürüzlü yüzeylerin önemi büyüktür (Buser ve ark 1991, Karabuda ve ark 1999). Çeşitli yöntemlerle yüzeyleri kaplanan ya da pürüzlendirilen implantların yüzey alanları arttırılmış ve kemik iyileşmesi çabuklaştırılmıştır (Karabuda ve ark 1999).

2.5. Dental İmplantlarda Başarı Kriterleri

Dental implantlar için başarı kriterleri tartışmalıdır. Literatürde farklı yazarların (Schnitman ve Shulman 1979, Cranin ve ark 1982, McKinney ve ark 1984, Albrektsson ve ark 1986) tarif ettiği bir çok başarı/başarısızlık kriterleri mevcuttur (Misch 2005). Bunlardan Albrektsson ve Zarb'ın (1986) tarif etmiş olduğu başarı kriterleri, osseointegre implantlar için günümüzde de hala geçerliliğini korumakta ve kullanılmaktadır;

1- Klinik olarak test edildiğinde implantta herhangi bir hareket olmamalıdır,

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

3- Radyografik görüntüde implantların çevresinde herhangi bir radyolusensi olmamalıdır,

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

5- Hastaların beş yıllık takip sonuçlarında başarı oranı en az % 85, 10 yıllık takip sonrası başarı oranı ise en az % 80 olmalıdır (Albrektsson ve ark 1986).

Dental implantların başarısızlığını tanımlamak başarısını tanımlamaktan daha kolay olabilmektedir. Misch'e göre (2005), başarısızlığın belirtileri ve semptomları şunlardır;

1- Palpasyon, perküsyon ya da fonksiyonda ağrı olması,

2- 500 gr'dan daha az kuvvetle 0,5mm'den daha fazla vertikal ya da horizontal, gözlemlenebilir, hareket olması,

3- Kontrol edilemeyen , hızlı kemik kaybı,

4- İmplant destek kemiğinin % 50'sinden fazlasının kaybı,

5- Devamlı ve kontrol edilemeyen eksuda,

6- İmplant etrafında yaygın radyolusensi,

7- Protez tedavisinde kullanılamayan osseointegre olarak ağızda bırakılmış implantlar.

2.6. İmplant Destekli Protez Sınıflamaları

İmplant destekli protez sınıflandırması çeşitli araştırmacılar tarafından farklı şekillerde yapılabilmektedir. Ancak genellikle Hobo ve ark (1990)'larının yaptığı aşağıdaki sınıflama gibi, hastadaki dişsizlik durumuna göre yapılmaktadır.

A) Total Dişsiz Hastalarda Protetik Tedavi

1- İmplant üstü sabit, vidalı köprü protezler

2- İmplant üstü overdenture protezler

B) Parsiyel Dişsiz Hastalarda Protetik Tedavi

1- Sabit vidalı kron köprü protezleri

2- Simante edilen kron köprü protezleri

3- İmplant-diş destekli köprü protezleri

İmplant destekli protezler sahip oldukları desteklerin tiplerine göre aşağıdaki gibi sınıflandırılmaktadırlar;

1- Sadece implant destekli üst yapı protezleri,

2- İmplant-diş destekli üst yapı protezleri,

3- İmplant-doku destekli üst yapı protezleri (Misch 1993).

2.7. İmplant Destekli Protezlerin Başarısını Etkileyen Biyomekaniksel Faktörler

İmplant tedavi planlamasında önemli yenilikler sağlayan biyomühendislik, mühendislik biliminin medikal ve dental alanlar ile gerçekleştirdiği bir birlikteliktir. Bu multidisipliner bütünleşmenin bir dalı olan biyomekanik ise, uygulanan kuvvetlere karşı biyolojik dokuların davranışlarını inceler (Rangert ve ark 1989).

Bu bilimin ışığında dental implatların başarısını etkileyen biyomekaniksel faktörlere bakacak olursak;

2.7.1. Okluzal kuvvetler

Aşırı oklüzal yükler, implant etrafındaki kemik kaybında ve implant başarısızlıklarında esas neden olarak sık sık karşımıza çıkmaktadır (Kim ve ark 2005-b). İmplantların uzun ömürlü ve başarılı olabilmeleri için oklüzyonun başarılı bir biyomekaniğe sahip olması gerekmektedir (Rangert ve ark 1989, Adell ve ark 1990, Misch 1993, Rangert ve ark 1997).

Doğal dentisyonda ısırma kuvvetleri;

1- Bireysel faktörlere

2- Yaşa

3- Cinsiyete

4- Dentisyonun durumuna

5- Dişsiz kalma süresine

6- Dental arktaki lokalizasyona

7- Destek dokuların kapasitesine

8- Ölçüm sırasında kişinin mental durumuna bağlı olarak değişir (Helkimo ve ark 1977, Yalçın 2003).

Doğal dentisyona etki eden kuvvetler;

1- Kuvvetin yoğunluğu

2- Kuvvetin etki ettiği süre

3- Kuvvetin tipi

4- Kuvvetin yönü

5- Çok yönlü faktörler yönünden değerlendirilmelidir (Bidez ve Misch 1992).

Normal çiğneme kuvvetleri doğal dişler ve implantlar üzerine kısa sürelerle, posterior bölgede oklüzal plana, öncelikli olarak, dikey yönde etki eder. Normal çiğneme kuvvetleri bir gün içinde yaklaşık 9 dakika kadar sürer ve şiddetleri, doğal dişler için, 22-200 N arasında değişir (Graf 1969, Misch 2002). Bir diş sıkma alışkanlığı varlığında ise bu kuvvetler 4 ile 7 kat arası artış gösterebilmektedirler (Gibbs ve ark 1986).

Aşırı yüklenmeye neden olabilecek faktörler şu şekilde sıralanabilir;

*Aşırı uzatılmış kanatlı köprü; Maxillada >10-12mm (Rangert ve ark1989, Taylor 1991)

Mandibulada >15mm (Shackleton ve ark 1994)

* Parafonksiyonel alışkanlıklar, yüksek ısırma kuvvetleri

* Prematür kontak varlığı; Hayvan çalışmalarında 180µm (Miyata ve ark 2000)

İnsan çalışmalarında 100µm (Falk ve ark 1990)

* Geniş oklüzal tabla

* Dik kasp eğimi

* Düşük kemik kalite ve miktarı

* Yetersiz sayıda implant kullanımı (Kim ve ark 2005-a).

Carlsson (1974) ise ısırma kuvvetlerini 1. keserlerde 209 N'dan 1. molarda 819 N'a ulaşan değerlerde ölçmüştür. Akça ve ark (2006) mandibuler posterior bölgede, rijit bağlı diş-implant destekli, üç üyeli sabit parsiyel protezlerde fonksiyonel kuvvetlerin marjinal kemikte yaptığı etkiyi değerlendirdikleri klinik çalışmalarında, fonksiyonel kuvvetlerin ortalama, diş için 275,48±13, implant için 353,61±14 olarak kaydetmişlerdir.

İmplant destekli sabit protezli hastalar, doğal diş veya doğal diş destekli sabit protezli hastalara eşit ve yakın çiğneme kuvvetine sahiptir (Haraldson ve ark 1979). Sabit protezleri destekleyen ITI implantlar üzerinde yapılan çalışmalarda; Stern ve ark (1995), 1. premolar dişte 18-470 N, 2. premolar dişte 230-665 N ve 1. molar dişte 205-1100 N, Mericske-Stern ve Zarb (1996), 1. premolar ve molar bölgesinde 200 N ve 2. molar bölgesinde 300 N maksimum ısırma kuvveti ölçmüşlerdir.

2.7.2. Yük Altında İmplant Çevresindeki Kemiğin Cevabı

Lekholm ve Zarb (1985) 4 tip kemikten bahsetmişlerdir;

D1: Az miktarda trabeküler kemik içeren yoğun, homojen, kalın kompakt kemik,

D2: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen kalın, yoğun, kompakt kemik,

D3: Yoğun trabeküler kemiği çevreleyen ince kompakt kemik,

D4: Düşük yoğunlukta trabeküler kemiği çevreleyen ince kompakt kemik.

Kemiğin kalitesi ve miktarının, endosseöz implantların etrafındaki stres/straini etkilediği gösterilmiştir (Martinez ve ark 2001, O'Mahony ve ark 2001, Tada ve ark 2003). Düşük kalitedeki kansellöz kemik endosseöz implantların etrafındaki strainin

artmasına neden olur (Holmes ve Loftus 1997, Martinez ve ark 2001, Tada ve ark 2003). Benzer şekilde, mevcut kortikal kemik miktarı da stres/strain değerlerini etkileyebilmektedir (Meijer ve ark 1992, Chun ve ark 2002).

Farklı seviyelerdeki kortikal ve spongioz kemik içerisine yerleştirilmiş olan endosseöz implant destekli protezler, fonksiyonel ve parafonksiyonel yüklerin etkisi altındadır. Bu fonksiyonel ve parafonksiyonel yükler, implantın her bir parçasında ve destekleyen kemikte deformasyon meydana getirebilir (Bidez ve Misch 1992). Yüklerin sıklığı ve süresi implantlar çevresindeki kemiğin remodelasyonunu etkilemektedir (Branemark ve ark 1987). İmplantların klinik yüklenmesinde, maksilla ve mandibulanın fizyolojik tolerans limitleri tam olarak bilinmemesine karşın, implant başarısızlıklarının aşırı fonksiyonel streslerle ilgili olduğu düşünülmektedir (Quirynen ve ark 1992-a, Isidor 1996, Miyata ve ark 1998).

2.7.3. İmplant Desteğinin Etkisi

Günümüzde implant materyalleri metal ve metal alaşımları, seramikler ve kompozitler olmak üzere üç grupta incelenmektedir.

2.7.3.1. Metaller ve Alaşımlar

- Saf titanyum ve titanyum alaşımları (Ti6Al4V)

- Krom kobalt molibden alaşımları

- Demir, krom, nikel alaşımları (316L paslanmaz çelik) (Lemons ve Natiella 1986, Çevik 1997).

Uygun mekanik özelliği, elektriksel ve kimyasal olarak zararsız olması, yüksek korozyon dayanımı (Sawaze ve ark 2005) ve iyi bir biyouyumluluğa sahip olmasından

dolayı titanyum ve alaşımları dental implantoloji alanında yaygın olarak kullanılmaktadır (Lautenschlager ve Monaghan 1993, Kim ve ark 2005-b).

Günümüzde kobalt krom molibden esaslı alaşımlar, dökümlerinin kolay olmasından dolayı daha çok subperiostal implantların yapımında kullanılırlar. Bu alaşım tipi, implant metalleri arasında korozyona en dirençli ve en sert materyaldir. Metal implantların avantajı geleneksel yöntemlerle sterilizasyon işlemlerinin yapılabilmesidir (Gil ve ark 2006).

2.7.3.2. Seramikler

-Aluminyum oksit (alumina ve safir)

-Hidroksiapatit

-Trikalsiyum fosfat

-Kalsiyum aluminatlar

2.7.3.3. Karbonlar

-Polikristalin camsı karbon

-Karbon –silikon

2.7.3.4. Polimerler

-Polimetil metakrilat

-Politetrafloro etilen

-Polietilen

-Silikon lastik

-Polisülfon (Lemons ve Natiella 1986, Çevik 1997).

Dental implantların sayısı, uzunluğu, çapı ve kemik içindeki pozisyonunun implantların kendi içinde ve çevre dokulara kuvvet iletiminde ve stres dağılımında etkisi vardır (Hobkirk ve Psarros 1992, Stegaroiu ve ark 1998). İmplantın boyu ve çapının yük taşıma kapasitesi üzerinde belirgin bir etkisi bulunmaktadır. Kemik yüksekliğinin

yetersizliğinde ideal uzunlukta bir implant yerleştirilememekte ve bu durum implant kayıplarına neden olabilmektedir. Kısa implantlar uzun implantlara oranla daha başarısız olmaktadır (Friberg ve ark 1991, Hotton ve ark 1995). Bunun temel sebebi, yüzey alanının ve lateral komponenti olan kuvvetlere karşı devrilme direncinin azalmasıdır. Yüzey alanının artmasını sağlayan implantın uzunluğunun ve çapının artması ve mekanik kilitlenme özellikleri ile pürüzlü yüzeyler implantın fiksasyon ve stabilitesini dolayısıyla kemik oluşumunu arttırmaktadır (Brunski 2003). İmplantların uzunluğunun ve kemiğin yoğunluğunun artması, implant soketinin içerisine yerleştirilmesinin ardından uygulanan gerilme kuvvetlerine karşı direncini arttırır (Kido ve ark 1997). Uzun dönemli klinik çalışmalarda implant başarısında implant boyunun ve kemik kalitesinin çok etkili olduğu görülmüştür. Kısa implantlarda ve düşük kemik yoğunluğuna sahip maksiller anterior bölgede daha yüksek oranda başarısızlık tespit edilmiştir (Buser ve ark 1991, Karabuda ve ark 1999).

İn vitro çalışmalar, implant boyundan çok implant çapının arttırılmasının özelikle çiğnemenin etkin olduğu posterior bölgede kemikte oluşan stres miktarını azalttığını göstermektedir (Rangert ve ark 1995).

Farklı yüzey morfolojilerine sahip implantların kemiğe ilettikleri kuvvetler farklı stres dağılımlarının oluşmasına ve kemik içindeki mekaniksel özelliklerinin değişmesine sebep olmaktadır (Cook ve ark 1993). Ağız içi kullanımda ticari-saf titanyum, yüzeyi çabuk bozulduğu ve plak birikimine neden olduğu için düşük kaliteli olarak adlandırılır (Sawaze ve ark 2005). Bu problemlerden kaçınmak için titanyum yüzeyi genellikle işleme tabii tutulmaktadır (Kim ve ark 2005-b).

2.7.4. İmplant Destekli Protez Tipi

İmplant destekli sabit protezlerde sadece implantlardan destek alınırken, hareketli protezlerde implant ve yumuşak doku desteğinden yararlanılmaktadır (Jemt ve ark 1991, Hebel ve Gajjar 1997, Misch 2005). Bu durum implantlar ve etrafındaki destek kemikte meydana gelen stres miktarında ve lokalizasyonunda farklılıklar yaratmaktadır (Misch 2005).

2.7.4.1. İmplant Destekli Sabit Protezler

İmplant-destekli sabit protezler, implantlar veya implant ile birlikte doğal dişler üzerine yapılan, fiksasyon vidaları ve/veya siman aracılığıyla implant dayanaklarına ya da doğal dişlere bağlanan hasta tarafından çıkarılamayan protezlerdir (Isidor 1996).

İmplant destekli sabit parsiyel protezlerde yükleme prensipleri ile ilgili bir çok çalışma mevcuttur. Yapılan çalışmalarda implantların eksen dışı yüklemelerinden kaçınılması önerilirken, kemik ile implant arayüzünün aynı büyüklükteki gerilme, sıkışma veya kesme kuvvetlerine farklı cevap verdiğini gösteren bilimsel bir bulguya rastlanamamıştır (Hoshaw ve ark 1994, Isidor 1996).

İmplant ile abutment birleşiminin vidalı mı yoksa simante mi olacağı, klinisyenin kişisel tercihine kalmış olsa da farklı klinik koşullarda farklı tip dayanak kullanma zorunluluğu vardır. Yanlış açıda yerleştirilmiş implantlar için açılı dayanak tipleri kullanılmaktadır. Ancak 15 ve 20 derece açılı dayanakların kullanıldığı durumlarda, dayanak açısının artmasının implantın servikal bölgesindeki streslerin artmasına neden olduğu bildirilmiştir (Clelland ve ark 1995, Misch 2005). Limitli oklüzal aralık olan vakalarda ve implant-dayanak birleşiminin estetik gereksinimleri nedeni ile dişetinin 3mm'den fazla olduğu durumlarda vidalı restorasyon tercih edilmektedir. Siman tutuculu restorasyonlar için ise daha iyi estetik, daha iyi oklüzyon,

yapım kolaylığı, parçalarının ve yapının daha ucuz olması ve en önemlisi pasif uyum elde edilebilmesi gibi avantajlar sıralanmaktadır. Tutuculuk açısından interokluzal aralığın sınırlı olduğu durumlar dışında bir yöntemin diğerine üstün olduğunu gösteren bir bulgu yoktur (Hebel ve Gajjar 1997, Chee ve ark 1999, Keith ve ark 1999).

Kanatlı restorasyonlar ise, tek taraftan bir ya da daha fazla destek ile desteklenen ancak diğer uçtan desteklenmeyen restorasyonlardır. İmplant destekli sabit bölümlü protezlerde ekonomik ve anatomik şartlar ile komplikasyonlara bağlı olarak kanatlı restorasyonlar yapmak zorunda kalınmaktadır (White ve ark 1994). Kanatlı köprüler, oluşturdukları kaldıraç kolu nedeni ile şiddetli oklüzal kuvvetler altında destek diş veya protezi eğilmeye zorlarlar (Shillingburg ve ark 1981). Kanatlı köprüye gelen kuvvetler, gövdeye komşu implantın servikal bölgesindeki kemikte sıkışma stresleri, implantın diğer tarafında gerilme stresleri meydana getirirler. İmplant pozisyonu ve sayısı, ark formu ve uzunluğu, kanatın lokalizasyonu ve karşıt oklüzyon kanatın uzunluğunu belirlemek için değerlendirilmesi gereken klinik bulgulardır (Falk ve ark 1990, White ve ark 1994). Tashkandi ve ark (1996), distal kanadın uzamasıyla distaldeki implantlara iletilen kuvvetlerin arttığını bildirmişlerdir. İnan ve ark (1998), kanatın uzunluğu ile ilgili yaptıkları çalışmalarında, distal implantta oluşan kuvvetlerin daha çok sıkışma tipinde olup apekste yoğunlaştığını buna karşın mezial implantta daha çok gerilme tipi kuvvetler oluştuğunu bildirmişler ve kanatlı köprü yapılması durumunda, kanatın uzunluğunun mümkün olduğunca minimum seviyede tutulması gerektiğini bildirmişlerdir. Naert ve ark (1992) ise, kanatın uzunluğu ile kemik kaybı arasında bir ilişki kuramamışlardır.

2.7.4.2. İmplant Destekli Hareketli Protezler

İmplant destekli hareketli protezler, sıklıkla, tam dişsiz hastaların tedavilerinde kullanılırlar. İmplant destekli hareketli protezler, implant destekli sabit protezler ve geleneksel hareketli protezlere alternatif bir yöntemdir. Hasta tarafından çıkarılabilen protezlerdir ve geleneksel hareketli protezlere tutuculuk , stabilite ve desteklik, implant destekli sabit protezlere maliyet açısından avantaj sağlamaktadırlar (Smedberg 1995).

2.7.5. Üstyapı Uyumu

Kemik-implant arayüzeyinin bütünlüğünün korunması amacı ile implant üst yapısının pasif uyumunun sağlanması gerekliliği tartışmalıdır. Pasif uyum, herhangi bir dış kuvvet uygulanmaksızın implant birleşenlerinin sorun oluşturmayacak şekilde birleştirilmesidir (Carr ve ark 1996).

Literatür kaynakları göstermektedir ki pasif oturumun tam olarak sağlanabilmesi imkansızdır ve lateral kuvvetlerin etkisi her zaman devam edecektir (Poitras ve Benko 2002). Bu da yükleme olmaksızın, destek implantlara kuvvet ve moment iletimini arttırmaktadır (Sones 1989, Ness ve ark 1992).

Vida tutuculu implant-restorasyon kompleksi implant, dayanak, restorasyon ve bunları uygun torkta sıkıştıran fiksasyon vidalarından oluşur. Restorasyonun destek implant ile birleştirilmesi fiksasyon vidası ile sağlanır (Sones 1989, Ness ve ark 1992). Simante üstyapıların ise daha pasif olabileceği düşünülmektedir (Taylor ve ark 2000). Lindstrom ve Preiskel (2001) yaptıkları çalışmada vida tutuculu implant bağlayıcıların simante olanlara oranla iki ya da üç kat daha fazla stres oluşumuna neden olduklarını göstermişlerdir. Uyumsuz parçaları birleştirmek için vidanın sıkıştırma kuvveti ile restorasyona ilettiği kuvvetler simante dayanaklarda elimine edilebilmektedir. Ancak, çok sayıdaki dayanağa pasif olarak oturan bir restorasyon yapıldığında, protez ve

dayanak arasındaki boşluğa siman girmesi, kendi başına bir stres iletimine neden olmaktadır (Taylor ve ark 2000).

Geleneksel döküm yöntemleri ile yapılan üstyapılarda çeşitli teknik nedenlerden dolayı pasif uyum gerçekleştirilememektedir (Carr ve ark 1996). Belki, yeni geliştirilen bazı yapım tekniklerinin (machined bar, Sinlab ya da all-in-one, Nobel v.b.) pasif oturumu ve uyumu daha iyi olabilir ancak bu konu ile ilgili daha fazla sayıda araştırmaya ihtiyaç vardır (Poitras ve Benko 2002).

Sağlanması teorik olarak çok önemli kabul edilen pasif uyum gerçekte hiç olmayabilir veya klinik olarak gerekli olmayabilir. Bunun temel sebebi, farklı derecelerdeki üstyapı uyumsuzluklarının implant çevresindeki kemikte rezorbsiyona yol açmamasıdır (Carr ve ark 1996, Yalçın 2003). Kallus ve Bessing (1994) yaptıkları retrospektif çalışmada, pasif uyumu olmayan üstyapıları en az 5 yıldır kullanmakta olan 236 hastada osseointegrasyon kaybı ve spesifik olarak üstyapı uyumsuzluğundan kaynaklanan marjinal kemik kaybı tespit etmemişlerdir. Jemt ve Book (1996), 38-345 µm arasındaki üstyapı uyumsuzluklarına karşı benzer doku davranışları bulmuş ve pasif olmayan üstyapılardan kaynaklanan dış yüklerin negatif sonuçlarını henüz tanımlanamayan biyolojik tolerans mekanizmalarına bağlamışlardır.

2.7.6. Okluzal Şema ve Protez Malzemesinin Etkisi

Farklı sertliğe sahip komponentleri içeren implant destekli proteze yük uygulandığında, bu yük, protez aracılığıyla dayanağa, implanta ve kemiğe iletilerek tüm sistem içinde dağılır. Sertlik oranı fazla olan komponent distorsiyona daha az uğrar, böylece daha büyük kuvvetlere direnç gösterme kapasitesine sahiptir. Yük artmaya devam ettikçe, stres sertlik oranına uygun şekilde komponentlerin distorsiyonuna neden olur. İmplantın kemikten daha sert bir malzeme olması, kuvvetin implantı çevreleyen

kemiğe iletilmesine yol açarak kemiğin deformasyonuna neden olur (Caputo ve Sandlee 1987).

Fonksiyonel kuvvetler altında farklı protez tasarımlarından dolayı protez, implant ve destekleyen dokular sistemi içinde farklı stres ve strain dağılımı meydana gelmektedir (Rangert ve ark 1989).

Genelde 2 tip yükleme meydana gelir;

1) Eksen boyunca (aksiyel kuvvet)

2) Eksen dışı (non-aksiyel, off-set)

Eksen dışı kuvvetler sonucunda farklı düzlemlerde ve farklı eksenlerde sistemi olumsuz yönde etkileyebilecek moment kuvvetleri oluşmaktadır. Eksen boyunca gelen kuvvetler implantta ve destekleyici kemikte uygun şekilde dağılabilirken, eksen dışı yüklemeler sonucunda oluşan moment kuvvetlerinin büyüklüğüne, yönüne bağlı olarak implant-protez parçaları ve/veya destekleyici dokular tarafından tolere edilmeyebilir. Bundan dolayı, protez üstyapının konfigürasyonu, bar tasarımları, kanat uzunlukları momentlerin olası etkileri göz önünde bulundurularak hazırlanmalıdır (Rangert ve ark 1989).

Kronun okluzal tablasının genişliği, kasp yüksekliği, kasp eğimi, aşırı temas gibi okluzal şemanın anatomik özellikleri yanı sıra dayanağın yüksekliği ve okluzal düzleme göre implantın açılanması gibi faktörler implant üzerinde oluşan moment miktarını etkiler. İmplant destekli protezlerde, implantlara ve destekleyen kemiğe gelen oblik kuvvetleri azaltmak için okluzal temasın santral fossada yer alması, kasp eğimlerinin azaltılması, okluzal tablanın boyutunun azaltılması ve okluzal oluklar yerine 1.5mm yatay fossalar yaparak modifiye okluzal anatomi yapılması önerilmektedir (Renouard ve Rangert 1989). Ayrıca posterior bölgede daha geniş çaplı implant kullanımı ve lateral hareketlerdeki kontakların elimine edilmesi oklüzale gelen kuvvetlerin kemiğe daha

homojen bir şekilde aktarılmasına yardımcı olacaktır (Misch ve Bidez 1994, Misch 2005).

Farklı oklüzal yüzey materyal yapısının implanta iletilen kuvvetlerin miktarını etkilediği bildirilmektedir (Skalak 1983, Gracis ve ark 1991). Ancak benzer yükleme şartlarında materyalin tipinin stres üzerinde etkisi olmadığını gösteren çalışmalar da vardır (Papavasiliou ve ark 1996, Sertgöz 1997). Bassit ve ark (2002), yaptıkları strain-gauge çalışmasında implant destekli protezlerde seramik ve akrilik rezin oklüzal yüzey materyallerinin implanta ilettiği in vivo kuvvetin farklı olmadığını bulmuşlardır. Günümüzde estetik özelliklerinden dolayı implant destekli sabit restorasyonlarda sıklıkla seramik yüzeyler kullanılmaktadır (Cibirka ve ark 1992, Eskitaşçıoğlu ve ark 2004).

2.7.7. Kemik- İmplant Arayüzeyi

Osseointegrasyon, ışık mikroskobu altında kemik ve implantın direkt temasını tanımlamaktadır. Ancak, implant yüzeyinde hiçbir zaman % 100 osseointegrasyon meydana gelmez (Brunski ve ark 2000). Işık mikroskobu düzeyinde, kemik implantla direkt temasta gibi görünmekle birlikte daha büyük büyütmeli görüntülerde bu temasın toplam % 30 ile % 95 arasında değişebildiği belirlenmiştir (Carranza ve Newman 1996). Mükemmel yenilenme potansiyeli olan kemikte, vida tipi implantların sırt ve olukları çevresinde ve implant yüzey özelliği implant-kemik arayüzeyinin oluşmasında belirleyici rol oynamaktadır (King ve Cochran 2002). Biyolojik dokuların implant materyalinin kendisi ile değil implantın en dış yüzeyindeki oksit tabakasıyla temasta olduğu belirtilmiştir (Branemark ve ark 1987). Oksit tabakasının kimyasal olarak saflığı ve yüzey temizliği osseointegrasyonun biyolojik tabanını oluşturmaktadır.

2.8. İmplant ile Diş Arasındaki Farklılıklar

Dental implantların birincil görevi, abutmentların da yardımı ile diş kök ve kron formunu taklit etmektir. Dişhekimi yaptığı implant destekli protezin formunu ve yapısını doğal dişe benzetmek için çabalar. Ancak doğal diş ile implant, destek sistemlerinde temel farklılıklar gösterirler (Misch 2005).

Aşağıda dental implantlar ile doğal dişlerin klinik parametreleri karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

2.8.1. Uzun ömürlülük

İmplantların başarısızlıkları, erken dönem (protez öncesi) ve geç dönem (protez sonrası) olarak ikiye ayrılır. Bu kayıplarda biyolojik ve biyomekaniksel etkenler rol oynamaktadır (Esposito ve ark 1998). Erken dönem başarısızlıklar genellikle osseointegrasyonun sağlanamaması ile karşımıza çıkar ve implantların çıkarılması ile sonuçlanmaktadırlar. Geç dönem başarısızlık ise restorasyonun hastaya tesliminden sonra ortaya çıkmaktadır. Geç dönem başarısızlığın peri-implantitis, mekanik başarısızlık ve aşırı ve/veya hatalı yapılandırılmış oklüzal kuvvetler ile ilişkili olduğu bilinmektedir (Freiberg ve ark 1991, Isidor 1997). İmplant destekli restorasyonların geç dönem başarısızlığına neden olan önemli faktörlerden biri, biyomekanik kavramların öneminin hekim tarafından yeterince anlaşılamamasıdır (Misch 2005).

2.8.2. Ağrı

Ağrı, hassasiyet ve duyarlılık dişhekimliği pratiğinin genel subjektif bulgularındandır. Doğal dişler, mevcut problemin öncü bulguları olarak, genellikle, hiperemi ve soğuk hassasiyeti gösterirler. Problemin ilerlemesi ile, pulpitis'in bulguları olan, sıcak hassasiyeti ve perküsyonda ağrı oluşur. Acil tedavi bulguları ile dişhekimine

başvuran hastalarda, dişin mevcut bulgularına göre teşhis ve tedavi planı geliştirilir. İmplantlar ise hiperemi ve soğuk hassasiyeti göstermezler ve bu erken dönem işaret ve semptomları belirlenemez (Misch 2005).

2.8.3. Hareketlilik

Rijit fiksasyon, vertikal yada horizontal yönde uygulanan 500g'lık kuvvet altında implantlarda, klinik olarak herhangi bir hareketlilik olmaması anlamına gelen bir terimdir (Misch 2005). Hareketsiz diye adlandırılan bir posterior diş horizontal yönde 56-73 µm'lik bir hareket yapar. Klinik olarak insan gözü bu hareketi gözlemleyemez. Bir anterior diş, klinik olarak çok az da olsa gözlemlenebilecek derecede, yaklaşık 0,1mm hareket eder (Rudd ve ark 1964). Sağlıklı bir implant ise klinik olarak "sıfır" derece denilen, 73µm'den az hareket etmektedir (Sekine ve ark 1986, Misch 2005).

2.8.4. Perküsyon

Perküsyon, doğal dişlerdeki hassasiyeti belirlemekte sıklıkla kullanılan bir yöntemdir. Ancak implantlarda ağrı yada duyarlılığın teşhisinde kullanılabilir olmasına karşın rijit fiksasyonun belirlenmesinde kullanımı yanıltıcı olabilmektedir (Misch 2005).

2.8.5. Krestal Kemik Kaybı

Endosseöz implantlar için krestal kemik kaybı en yaygın görülen problemdir (Petrie ve Williams 2005). Protez uygulandıktan sonra gözlenen krestal kemik kaybı acil önleyici tedavinin gerekliliğinin birincil göstergesidir (Oh ve ark 2002). Hayvanlar üzerinde yapılan çalışmalar (Hoshaw ve ark 1994, Isidor 1996-1997) ve uzun dönem hasta takipleri ile yapılan araştırmaların (Adell ve ark 1986, Jemt ve ark 1989, Quirynen

1992-a) çoğunluğunun sonucuna göre ise; protez yüklendikten sonra meydana gelen, abutmentın mikroaralığının 1mm altındaki krestal kemiğin erken dönem kaybının nedeni aşırı oklüzal kuvvetlerdir.

2.8.6. Radyografik değerlendirme

Doğal dişlerdeki radyografik değerlendirme; çürüklerin, endodonti kaynaklı lezyonların ve periodontal kemik kayıplarının erken dönem teşhisinde yardımcı bir unsur olarak kullanılmaktadır. İmplantlar için ise, çevrelerindeki destek kemiği incelemek için sık sık kullanılan bir yöntemdir (Misch 2005).

2.8.7. Keratinize Doku

Diş ya da implant etrafındaki keratinize dokunun varlığı ya da yokluğu tartışma konusudur. Keratinize mukozanın varlığı ile ilgili bir çok faydalı bulgu olmasına rağmen doğal dişlerin uzun dönem sağlığında keratinize doku bir zorunluluk değildir (Misch 2005).

2.8.8. Sondlama derinliği

Dişlerin etrafındaki sondlama derinliği, doğal dişin geçmiş ve gelecek sağlığı ile ilgili bizlere mükemmel bilgiler verebilir. Benzer şekilde, implantları değerlendirmek için de sık sık sondlama yöntemi kullanılmaktadır. Doğal dişlerdeki artmış sondlama derinliği bir hastalıkla ve kemik kaybı ile ilişkilendirilebilirken bu durum implantlar için her zaman böyle olmayabilir (Misch 2005).

2.8.9. Periimplantal hastalık

Gingivitis, bakteriler tarafından indüklenen ve daima dental plak eşliğinde görülen marjinal dişeti dokusunun enflamasyonudur. Farklı tipleri ve etkenleri mevcuttur. Bu özellikler implant için de geçerlidir çünkü diş ile implantın sahip oldukları dişeti birbirine benzemektedir (James ve Shultz 1974, Rateischak 1989).

Kim (2005-a) doğal diş ile implantları kıyasladığı literatür çalışmasında, doğal diş ile implant arasındaki temel farklılıkları Tablo 2.8.'de özetlemiştir.

Tablo 2.8. Doğal diş ile implant arasındaki farklılılar

	Doğal diş	İmplant
Bağlantı :	Periodontal ligament	Osseointegrasyon ve fonksiyonel ankiloz
Proprioception:	Periodontal mekanoreseptörlerle	Kemik duyarlılığı
Dokunma hassasiyeti :	Yüksek	Düşük (Mericske-Stern ve ark 1995)
Aksial hareketlilik : (Sekine ve ark 1986)	25–100 µm	3–5 µm (Schulte 1995)
Hareket şekli :	İki aşamalı Birincil: Doğrusal olmayan ve kompleks hareket İkincil: Doğrusal ve elastik hareket	Doğrusal ve elastik hareket (Sekine ve ark 1986)
Hareket modeli:	Birincil: Acil hareket İkincil: Kademeli hareket	Kademeli hareket (Schulte 1995)
Lateral hareketlerde dayanak noktası:	Kök'ün 1/3 apeks bölgesi (Parfitt 1960)	Krestal kemik (Sekine ve ark 1986)
Yük taşıma özelliği:	Şok absorbsiyon mekanizması ve stres dağılım	Krestal kemikte stres konsantrasyonu artışı (Sekine ve ark 1986)
Aşırı yüklenme bulguları:	Periodontal ligamentte genişleme, hareketlilik, yüzeyde aşınma, fremitus, ağrı	Vida kaybı ya da kırılması, abutment ya da protezde kırılma, kemik kaybı, implant kırıkları (Zarb ve Schmitt 1990)

2.9. İmplantlar İle Rehabilite Edilen Parsiyel Dişsizlik Vakalarında Biyomekanik Değerlendirmeler: Diş ve İmplantların Birlikte Kullanımı

Parsiyel dişsizlik vakalarında; implantoloji açısından ele alınması gereken konulardan bir tanesi mevcut dişlerin ne şekilde değerlendirileceğidir (Yalçın ve ark 1995). Parsiyel dişsizlik vakalarının implantlar ile tedavisinde esas soru implant ile dişlerin birlikte kullanılıp kullanılamayacağıdır. Eğer kullanılabiliyorsa, bu ne şekilde olacaktır? (Gross ve Laufer 1997).

Kemik ile implant ara yüzeyindeki yük transferi;

1- Yüklemenin tipine, 2- implant materyalinin özelliklerine ve proteze, 3- kemik-implant ara yüzeyinin doğasına, 4- çevredeki kemiğin miktarı ve yapısına, 5- implantın geometrisi, genişliği, boyu ve şekline, 6- implant yüzey yapısına bağlıdır (Cochran 2000, Geng ve ark 2001, Eskitaşçıoğlu ve ark 2004).

Kısmi dişsizlikte implant ve doğal diş kombinasyonu ile yapılan tedavi uygulamalarının in vitro çalışma sonuçları implantların çevresinde stres oluştuğunu göstermiştir. Çoğunluğunda sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılarak yapılan bu çalışmalara göre varsayılmaktadır ki; periodontal ligamentin varlığı net bir dental hareketlilik sağlamakta ve diş-implant bağlantısı çiğneme sistemindeki yüklerin büyük kısmının kemiğe dişten daha rijit bir şekilde bağlanan implantlar üzerine aktarılmasına neden olmaktadır (Lang ve ark 2004, Akça ve ark 2006).

Sağlıklı bir periodontal ligamente sahip doğal bir diş 0,1 N'luk kuvvet altında ortalama 50-200 µm lik bir gömülme gösterirken osseointegre bir implant 10µm'den daha az hareket etmektedir (Lang ve ark 2004). Bu göreceli hareket farklılığı dişin implant üzerinde kanatlı protez rolü oynamasına neden olmaktadır. Bu potansiyel aşırı yük, implant etrafındaki marjinal kemikte yıkımla sonuçlanabilmektedir (Gross ve Laufer 1997, Kayacan ve ark 1997). Ayrıca destek kemikte kırılmalar,

osseointegrasyonda kayıp, abutment vida da kırılmalar ve kayıplar, implant kırılmaları ve simantasyonda bozulmalar gibi pek çok problem oluşabildiği de yapılmış olan geçmiş dönem çalışmalarında vurgulanmaktadır (Kayacan ve ark 1997, Shlumberger ve ark 1998). Bu nedenle, diş-implant bağlantılı köprü protezlerinin biyomekaniğini ve implant etrafındaki kemikte oluşan stres konsantrasyonunu değerlendiren bir çok araştırma yapılmıştır (Gross ve Laufer 1997, Palmer ve ark 2005).

2.10. Seramiğin tanımı ve tarihçesi

Seramik terimi, Yunanca "Keramos" tan gelir, anlamı yakılmış maddedir. Seramikler, metal ve rezin olmayan inorganik yapılardır ve ham maddelerin yüksek derecelerde fırınlanması ile elde edilirler (Akın 1999).

Malzeme olarak seramik insan yaşamının birçok evresinde yer almaktadır. Tuğlalardan, nükleer reaktör parçalarına, banyo gereçlerinden uzay araçlarına, hediyelik eşyalardan dişhekimliğine kadar, birçok alanda insana eşlik etmektedir (TSF 2006).

Porselenin restoratif bir materyal olarak kullanılması, estetik dişhekimliğinde yeni bir çağı başlatmıştır. Bugünün standartları ile karşılaştırıldığında, ilk porselenler oldukça ilkel ve değeri düşük idi. Porselenin estetik dişhekimliğinde potansiyel kullanımının fark edilmesi ile birlikte, materyali dental restorasyonlar için uygulanabilir hale getirmek amacıyla çeşitli modifikasyonlar ve geliştirmeler yapılmıştır (Mc Lean 2001). Geleneksel dental seramiğin içeriğini Feldspar, Kaolin, Quartz oluşturur. Ayrıca, ek olarak eritgen madde ve pigmentlerin karıştırılıp fırınlanması da söz konusudur (Johnston ve ark 1971, Yöndem 2006).

2.11. Dental seramiklerin sınıflandırılması

Dental seramikler klasik olarak fırınlama derecelerine göre ve güçlendirilme mekanizmalarının esas alındığı yapım tekniklerine göre sınıflandırılabilirler (O'Brien 1997, Yöndem 2006).

2.11.1. Fırınlama derecelerine göre

2.11.1.1. Düşük ısı (low fusing) dental seramikler (871℃-1066°C)

2.11.1.2. Orta ısı (medium fusing) dental seramikler (1093℃-1260°C)

2.11.1.3. Yüksek ısı (high fusing) dental seramikler (1288°C-1371°C)

2.11.2. Yapım tekniklerine Göre

2.11.2.1. Metal destekli dental seramikler

2.11.2.1.A. Döküm metal üzerinde bitirilen dental seramikler

Bu tip seramikler soy veya soy olmayan metal alaşım sistemlerinin üzerine fırınlanarak elde edilirler. Günümüzde en yaygın sabit restorasyon materyali olarak metal destekli porselenler kullanılmaktadır (O'Brien 1989).

2.11.2.1.B. Metal yaprak üzerine bitirilen dental seramikler

Renaissance ve Sunrise bu grubun günümüzde bilinen örnekleridir (Memikoğlu 1997).

2.10.2.2. Metal desteksiz dental seramikler

Artan estetik ihtiyacına cevap verebilmek amacıyla geliştirilen metal desteksiz dental seramiklerin, konvansiyonel, eklenen farklı maddeler ile (aluminyum, zirkonyum, magnezyum gibi) kor yapıları güçlendirilmiş, dökülebilir, enjeksiyon ve

bilgisayar desteği ile hazırlanan metal desteksiz dental seramikler gibi çok farklı çeşitleri bulunmakta ve günümüz dişhekimliğinde oldukça yaygın olarak kullanılmaktadırlar (Rosenblum ve 1997, Schulman 1997, Yüksel ve ark 2000, Kedici 2002, Guazzato ve ark 2004).

2.12. Hassas tutucular

Dişhekimleri 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).

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).

Hassas tutucular sahip oldukları esneklikleri sayesinde dişhekimliğine önemli avantajlar sağlamaktadırlar. Geçmiş dönemlerde birçok dişhekimi 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).

Hassas tutucuların avantajları ve dezavantajları şu şekilde 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 tutuculukğu 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 tutucularda 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 bir çok farklı tipte metalden, seramikten ve plastikten üretilebilirler. Metal olanlar genellikle 850^{o}C ile 1450^{o}C arasında dökülen metal

alaşımlarıdır (Jenkins 1999). Titanyum içerikli olan hassas tutucular döküme ya da lehime uygun değillerdir. Bu tip hassas tutucular kök post sistemi ya da endodontik ankor ve ataçman olarak kullanılabilmektedirler (Sherring-Lucas ve Martin 1994).

2.12.1. 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 tutucularda, dişi ve erkek parça arasında herhangi bir hareket yoktur. Hareketli hassas tutucularda 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 olduğu sınıflandırmadır. Preiskel'in hassas tutucuları sınıflandırması, bağlantının şekli esas alınarak yapılmıştır.

Buna göre hassas tutucular temel olarak beş grupta toplanmaktadır.

2.12.1.1. Kron içi hassas tutucular

2.12.1.1.A. Tutuculukğu tamamen sürtünmesel olanlar

2.12.1.1.B. Tutuculukğu mekanik bir kilit ile arttırılanlar

2.12.1.2.Kron dışı hassas tutucular

2.12.1.2.A.Çıkıntılı unsurlar 'projeksiyon üniteleri'

2.12.1.2.A.A. Sıkı bir birleşme sağlayanlar

2.12.1.2.A.B. Öğeler arasında harekete müsaade edenler

2.12.1.2.B.Bağlayıcılar

2.12.1.2.C.Bileşik üniteler

2.12.1.3. Çivi başlı hassas tutucular

2.12.1.3.A.Sıkı bir birleşme sağlayanlar

2.12.1.3.B. İki öğe arasında harekete müsaade edenler

2.12.1.4. Bar'lı hassas tutucular

2.12.1.4.A.Bar'lı eklemler

2.12.1.4.B.Bar'lı üniteler

2.12.1.5. Yardımcı hassas tutucular

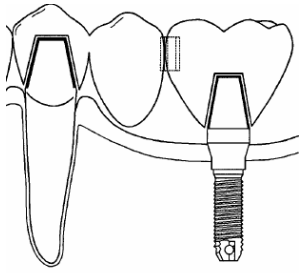
2.12.1.5.A.Piston tipi tutucular

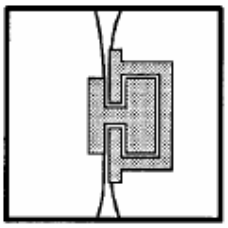
2.12.1.5.B.Vidalı tutucular (Preiskel 1984, Sherring-Lucas ve Martin 1994, Jenkins 1999, Ulusoy ve Aydın 2003).

Diş-implant destekli protezlerde, doğal dişin hareketliliğine bağlı olarak oluşan implanttaki aşırı yüklenmeyi azaltmak amacıyla, implant desteğinin içine ya da diş-implant destekli protetik üst yapı içine, farklı tiplerde, nonrijit ya da semirijit hassas bağlantı ünitesi yerleştirilmesi, bilinen yaygın bir uygulamadır. Böyle bir uygulamada kullanılan hassas bağlantı üniteleri, kuvvet kırıcı, gerilim dengeleyici, yük dağıtıcı olarak da isimlendirilebilir (Richter ve ark 1990, Kay 1993, Schlumberger ve ark 1998, Ulusoy ve Aydın 2003). Literatürde bu amaçla kullanılan pek çok farklı tipte hassas bağlantı ünitesi bulunmaktadır (McGlumph ve ark 1989, Mathews ve ark 1991, Rangert ve ark1995, Nishimura ve ark 1999, Özçelik ve Ersoy 2007).

Cohen ve Orenstein (1994) ve Özçelik ve Ersoy (2007), diş-implant bağlantısını inceledikleri araştırmalarında implanta gelen vertikal kuvvetleri azaltabilmek amacıyla implant üst yapısına sürgü tipi hassas bağlantı yerleştirmişlerdir (Şekil 2.12.1.a). Weinberg (1993), yaptığı çalışmada, U-tipi kilitlenen pinli bir hassas tutucu şekli kullanmıştır (Şekil 2.12.1.b.). Eğer destek dişte teleskopik kron kullanımı tercih edilmiş ise destek diş ile üst yapı palatinalden bir vida yardımı ile birleştirilerek üst yapıya bir hareketlilik kazandırılabilir. English (1993), yaptığı çalışmada bu tipte bir hassas tutucu kullanmıştır (Şekil 2.2.1.c.). Astrand ve ark (1991) ve Ormianer ve ark (2005), çalışmalarında, T-blok tipi rijit bir hassas bağlantı kullanmışlardır (Şekil 2.12.1.d.).

Şekil 2.12.1.a. Sürgü tipi hassas bağlantının görüntüsü

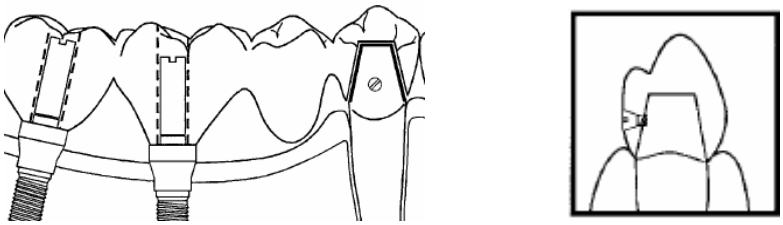




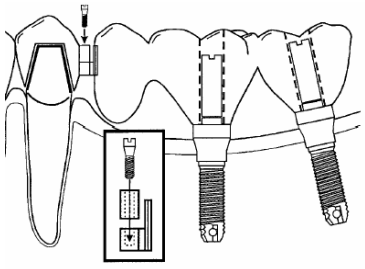
Şekil 2.12.1.b. U-Tipi kilitli pinli hassas tutucu



Şekil 2.12.1.c. Teleskopik kron ve vidanın yerleşimi



Şekil 2.12.1.d. T-Blok tipi hassas bağlantı



2.13. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Bir yapıya deformasyon oluşturmak üzere dışarıdan bir kuvvet etkidiğinde cismin iç yapısında bu kuvvete karşı bir direnç oluşur. Bu direnç şiddet olarak dış kuvvetle aynı ancak zıt yönlüdür (Zaimoğlu ve ark 1993, Misch 1999, Craig ve Powers 2002). Dış kuvvete karşı kütlenin gösterdiği direncin birim alandaki miktarına gerilim yani stres denir.

Stres = Kuvvet/ Alan

Stres S harfi ile ya da σ simgesiyle ifade edilir. Stres birimi, birim kuvvetin birim alana bölünmesi ile elde edilir ve genel olarak Pascal olarak ifade edilir (1 Pa= 1N/m²=1 MN/mm²). Bilimsel yayınlarda sıklıkla MPa olarak ifade edilmektedir (1MPa=10^6Pa) (Zaimoğlu ve ark 1993, McNeill 1997, Misch 1999, Craig ve Powers 2002).

Herhangi bir yapının tasarımı, öngörülen yükler altında meydana gelecek olan streslerin tahminini gerektirir ve bu durum tüm dental yapılar için de geçerlidir (Ulusoy ve Aydın 2003).

Stres analiz yöntemleri, teorik ve deneysel alt gruplara ayrılabilir. Teorik yaklaşımlar, matematiksel formüller ve sonuç denklemlerin çözümünü gerektirir. Deneysel yaklaşımlar ise, genellikle ilgili yapı üzerinde doğrudan veya yapının modellenmesi yoluyla elde edilen ölçümlerin kullanımını içerir (Caputo ve Standlee 1987).

Dişhekimliğinde uygulanılan kuvvet analiz yöntemleri şu şekilde sınıflandırılabilir;

1. Sonlu elemanlar kuvvet analiz yöntemi
2. Fotoelastik stres analiz yöntemi
3. Gerilim ölçer kuvvet analizi
4. Kırılgan vernik kaplama tekniği ile kuvvet analizi
5. Holografik interferometri (Lazer Işınları) ile kuvvet analizi
6. Termografik kuvvet analiz yöntemi
7. Radyotelemetri ile kuvvet analizi (Ulusoy ve Aydın 2003).

2.13.1. Sonlu Elemanlar Kuvvet Analiz Yöntemi

1960'lı yıllarda geliştirilen sonlu elemanlar metodu, biyomekanik sistemin gerçeğe uygun matematiksel modelini çıkartıp bilgisayar ile bu modelin çözümlenmesi esasına dayanır. Bu bir nevi, bilgisayar üzerinde tabiatın taklit edilmesidir. Sonlu elemanlar metodu, fiziksel modelleri tarif eden matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindendir. Bu yöntemin uygulanması sırasında milyarlarca aritmetik işlem yapıldığından bilgisayar kullanımı şarttır (Ulusoy ve Aydın 2003).

Sonlu elemanlar kuvvet analiz yöntemi günümüzde, implant-kemik ara yüzeyinde mekanik yükleme sonucu oluşan kuvvetleri inceleyen çalışmalarda kullanılan en iyi araçtır (Geng ve ark 2001).

Sonlu elemanlar yönteminin şu avantajları vardır:

a- Sonuçların hassasiyeti çok yüksektir

b- Sonuçlar çok kısa sürelerde elde edilebilir

c- Sonuçlar çok ayrıntılı ve çeşitli olarak örneğin; gerilimler, yer değiştirmeler, esnemeler gibi tüm önemli bilgiler elde edilebilir (Ulusoy ve Aydın 2003).

Bunun yanında bu yöntem bazı kısıtlamalar da içermektedir. Dişhekimliğinde kullanılan yapıların çeşitliliği ve karmaşıklığı, bu yöntemin uygulanabilmesinde zorluklar yaratmaktadır (Ausiello ve ark 2001). Gerçekçi modellerin oluşturulabilmesi için ileri teknoloji ve teknik donanım gerekmektedir. Bu da artmış zaman ve maliyet ile sonuçlanır (Lin ve ark 1999, Romeed ve ark 2006). Ayrıca, bu yöntem, içerdiği bütün elemanları, homojen, lineer-elastik ve izotropik kabul eder. Bu durum doğal yapılar ile çelişkilidir (Geng ve ark 2001, Doyle 2004).

Yöntem dört aşamadan oluşmaktadır:

1- Tabiatta gözlemlenen gerçek olayın sadeleştirilmiş bir modelinin çıkartılması

Protez, diş, çene kemiği ve bunların üzerine etki eden kuvvetler en küçük detaylarına kadar son derece karmaşık, kısmen canlı bir sistem olarak karşımıza çıkmaktadır. Bazı sadeleştirmeler yapılmadan bu sistemin incelenmesi mümkün değildir.

Bu ilk aşama için, sistemin sadeleştirilmiş mekanik bir modeli oluşturulur. Sistemdeki maddeler için mekanik özellikleri simgeleyen elastisite modülü ve poisson oranı değerlerinden yararlanılır (Ulusoy ve Aydın 2003).

Elastisite modülü, stresin straine oranıdır. Elastisite modülü bir materyalin katılık ve sertliğinin ölçümü için kullanılır. Birimi, birim alana uygulanan kuvvet olup kg/mm^2'dir (Zaimoğlu ve ark 1993).

Çekme ya da basmadaki yükleme sırasında, yükleme yönünde ve buna dik yönlerde gerilme eş zamanlı olarak oluşur. Elastik sınır içerisinde yüklemeye dik yöndeki gerilimin yükleme yönündeki gerilime oranı ise Poisson oranı olarak adlandırılır (Craig 1989).

2- Sadeleştirilmiş biyomekanik modelin ayrıklaştırılması

Birinci aşamada elde edilen biyomekanik model, bu aşamada FEM çerçevesinde hesaplama hücrelerine (sonlu elemanlara) ayrıklaştırılırlar. Geometrik modelin oluşturulması ve eleman ağının tasarımı da bilgisayar desteği ile görüntülü olarak yapılır ve uygun bir ön işlemci kullanılır.

3- Ayrıklaştırılmış modelin sayısal çözümlemesi

İkinci aşamadaki ayrıklaştırılmış modelin sayısal çözümü, uygun bir sonlu eleman yazılım paketi ile bilgisayar üzerinde elde edilir. Hesaplama süreleri, problemin büyüklüğüne ve bilgisayarın iş yüküne göre değişir.

4- Sonuçların irdelenmesi

Sayısal çözümleme sonunda her yük durumu için modelin herhangi bir noktasındaki tüm gerilmeler, gerinmeler ve yer değiştirmeler bulunur (Ulusoy ve Aydın 2003).

2.13.1.1. İki Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi

İki boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi, dişhekimliği araştırmalarının farklı dallarında sıklıkla kullanılan bir analiz yöntemidir. Fakat bazı sınırlamalar içermektedir. Dental çalışmalarda kullanılan malzemelerin çeşitliliği ve kompleksliği iki boyutlu sonlu elemanlar analizinde tam olarak tasvir edilemeyebilir (O'Grandy ve ark 1996, Yang ve ark 2001).

2.13.1.2. Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi

Üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi ise iki boyutlunun aksine kompleks yapıların simülasyonu için daha uygun bir yöntemdir. Ancak bu yöntemin de bazı dezavantajları bulunmaktadır. Üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi dişhekimliğinde sıklıkla kullanılan bir çok araştırma metoduna göre çok daha fazla mühendislik gerektirir. Ayrıca, biyolojik yapı, düzensiz köşeler ve farklı materyaller içeriyorsa, özellikle de dokular arasında boşluklar ve ince katmanlar da varsa, modelleme yapmak oldukça zordur (Lin ve ark 1999, Ausiello ve ark 2001).

Kompleks bir yapının biyomekanik olarak incelenmesinde, iki boyutlu sonlu elemalar analiz yöntemi ile üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi arasındaki seçim; analizi yapılacak yapının geometrisinin kompleksliği, gereken analizin tipi, bulguların ne derece kabul edilebilir olduğu ve beklentiler gibi, bir çok faktöre bağlıdır (Hood 1991, Crothers ve ark 1995).

Romeed ve ark (2006), iki boyutlu sonlu elemanlar ile üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemini karşılaştırdıkları çalışmalarında, tek diş restorasyonun değerlendirilmesinde, üç boyutlu analizin daha gösterişli bir geometrik şekil içermesine rağmen, iki boyutlu analizden belirgin derecede fazla bilgi vermediğini ve kompleks dental yapıların biyomekanik davranışlarının anlaşılabilmesi için iki boyutlu ve üç boyutlu analizin birlikte kullanımının en uygun yöntem olacağını belirtmişlerdir.

2.13.2. Fotoelastik stres analiz yöntemi

Çeşitli mühendislik dallarında sıklıkla kullanılan bu teknik diğer yöntemlere nazaran bütün modeldeki iç baskıları doğrudan göstermesi bakımından dişhekimliğinde de tercih edilmektedir (Ng 1997, Patterson 2002, Ulusoy ve Aydın 2003). Söz konusu yöntem, karışık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimleri gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştürme tekniğidir. Bu yöntem iki fiziksel tekniğe dayanmaktadır.

1- Bazı ortamların kuvvet altında çift kırıcılık göstermesi

2- Işığın polarizasyonu

Işık bir Nicol prizmasından geçince polarize olur. Polarizasyon, ışık dalga hareketindeki titreşimlerin belirli bir yol çizmesi ile meydana gelen bir olaydır. Polarize ışık huzmesi, kuvvet uygulanan bir fotoelastik materyalin içinden geçtiğinde madde içinde farklı hızlarla hareket eden dikey titreşimlere dönüşür. Bu faz farkı , polarize filtre ya da Polariskop yardımı ile görünür hale gelir (Patterson 2002, Tombasco 2003, Ulusoy ve Aydın 2003).

Fotoelastik stres analiz yönteminin iki farklı uygulanış biçimi bulunmaktadır. Araştırılacak konunun fotoelastik modelden üç boyutlu benzer bir modeli hazırlanır. Bu model özel şartlar altında yüklenir ve oluşan kuvvetler tespit edilir. Kesitler alınıp

Polariskop'ta incelenir, fotoğrafları çekilir. Kuvvetlerin dondurulması esasına dayanan bu teknik "üç boyutlu fotoelastik stres analiz yöntemi" adını alır (Ulusoy ve Aydın 2003).

Eğer kuvvet analizi istenen konu iki boyutlu ya da düzlemsel ise 3-5mm'lik kalınlığa sahip fotoelastik maddeden oluşan levhalardan o cismin modeli hazırlanır ve Polariskop üzerindeyken yükleme yapılıp incelenir, fotoğrafları çekilir ya da kuvvet analizi yapılacak modelin üzerine yumuşak fotoelastik özellikte levhalar yapıştırıldıktan sonra kuvvet uygulanır ve oluşan kuvvet çizgilerinin yansımaları Polariskop ile incelenerek de analiz yapılabilir. Bu yönteme de "iki boyutlu fotoelastik stres analiz yöntemi" denilir (Ulusoy ve Aydın 2003).

Fotoelastik stres analiz yönteminde kullanılan Polariskop cihazı aşağıdaki kısımlardan oluşmaktadır (Ulusoy ve Aydın 2003):

a- Işık Kaynağı: İki tip ışık kaynağı vardır.

Beyaz ışık: Bu ışıkta bulunan farklı renklerin girişime olan eğilimleri, kuvvet çizgilerinin spektrumda renkli görünmesine neden olur.

Monokromatik ışık: 5461 A°'lık filtre edilmiş civa buharlı lamba veya sodyum lambası ile elde edilir. Kuvvet çizgilerinin siyah görünmesini sağlar.

b- Diffuser: Işık dağıtıcı

c- Polaroid plaklar: Polaroid levhanın kolay geçiren eksen denilen levha içinde bir ekseni vardır. Eğer ışık bu eksen boyunca yönelmiş ise az bir soğurulma ile geçer. Bu geçen ışığa 'kutuplanmış ışık' denir, yani polaroid plak bir kutuplayıcıdır. Işık kolay geçiren eksene dik ise, büsbütün soğurulur. Üst üste konmuş iki polaroid plak ile elektrik lambasına bakıldığında, bu iki plaktan biri döndürülürse ışığın sönük görüldüğü an, polaroidlerin çapraz olduğu anlaşılır. Bu, kolay geçiren eksenler arasında 90°'lik açı

var demektir. Kolay geçiren eksenler paralel olduğu zaman ışık, her iki polaroid plaktan geçer.

d- Çeyrek dalga plakaları: Bunlara geciktirme levhaları da denir. Yavaş ve hızlı geçiren eksenleri vardır. Kutuplanmış olarak gelen ışığı hızlı bileşene göre yavaş bileşeni 1/4 titreşimlik bir faz gecikmesi altında bırakır. Çeyrek dalga plakasından çıkan dalganın, yavaş ve hızlı bileşenlerinin genlikleri aynıdır. Hızlı bileşen yavaş bileşenden faz olarak 90° ileridir. Bunlar birbiri ile çapraz, polaroid plakların kolay geçiren eksenleri ile 45 °'lik açı yapacak şekilde yerleştirilmek suretiyle dairesel polarize ışık meydana getirmede kullanılır ki bu izoklinik çizgileri ortadan kaldırır.

e- Analizi yapılacak olan maddenin paralel kesiti

f- Fotoğraf makinesi: Kesitler Polariskop cihazındaki özel yerlerine yerleştirildikten sonra, iki ayrı ışık demeti altında incelenebilir. Turuncu rengindeki monokromatik sodyum ışığı altında kuvvet çizgileri siyah; beyaz ışıkta ise siyah, kırmızı, mavi ve yeşil olarak izlenir.

Fotoelastik modelin incelenmesinde düz polarize ışık kullanılır ise iki grup kuvvet çizgileri yani fringe'ler görülür. Bunlardan biri esas kuvvetin yönünü gösteren izoklinik çizgilerdir. İkincisi ise gerilim farkından oluşan çizgiler olup izokromatik çizgiler diye adlandırılır. Materyalin incelenmesinde dairesel polarize ışık ve çeyrek dalga plakaları kullanılırsa sadece izokromatik çizgiler gözlenebilir. Gerilimdeki farklılığın şiddeti ise fringe sıralarının belirlenmesini sağlar. Modelin incelenmesinde beyaz ışık kaynağı kullanılırsa Polariskop'ta birçok renkli çizgiler gözlenir. Işık dalgası değişik frekanslara sahip bir seri dalgadan oluşur. Dalga bileşenlerinden biri girişim ile yok edildiğinde onun tanıtıcı rengi kalır. Örneğin; mor renk ayırt edildiğinde onun tamamlayıcı rengi sarıdır. Artan kuvvetlere göre fringe'lerin simgelediği renkler şöyle sıralanabilir: İlk siyah çizgi sıfır, kırmızı-mavi birinci fringe, kırmızı-yeşil ikinci fringe

ve bundan sonraki sıra hep kırmızı-yeşil olarak devam eder (Ulusoy ve Aydın 2003, Çehreli ve ark 2004).

Fotoelastik yöntemde uygulanan kuvvetin şiddeti, kuvvet çizgilerinin yoğunluğu ile belirlenmektedir. Çizgilerin geniş yüzeyli olmaları kuvvetin geniş bir sahaya dağıldığını, aksine çizgilerin sık ve ince olması o bölgedeki gerilimin daha fazla olduğunu göstermektedir (Ng 1997, Tombasco 2003, Ulusoy ve Aydın 2003).

2.13.3. Gerilim ölçer 'strain gauge' kullanılarak kuvvet analizi

Gerilim ölçer denildiğinde yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan aygıtlar anlaşılmaktadır. Bu yöntem, İn vivo ya da in vitro şartlarda, statik ve dinamik yüklemelerde oluşan stresler ile ilgili sonuçlar verir. Bunların mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip çeşitleri vardır (Akça ve ark 2002, Ulusoy ve Aydın 2003).

2.13.4. Kırılgan vernik 'brittle lacquer' tekniği ile kuvvet analizi

Bu yöntemle analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik sürülüp fırınlandıktan sonra yüklenmesi sağlanır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterirler (Darbar ve ark 1994, Çevik 1997, Ulusoy ve Aydın 2003).

2.13.5. Holografik interferometri ile kuvvet analizi

Holografik interferometri, lazer ışını kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntem yüzey deformasyonlarını nm boyutunda algılayıp görünür ışın saçaklarına dönüştürebilen bir metoddur (Çağlar 2003, Ulusoy ve Aydın 2003).

2.13.6. Termografik kuvvet analiz yöntemi

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

2.13.7. Radyotelemetri ile kuvvet analizi

Bu metot birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, radyo dalgaları ile transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Yöntemde bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış gerilim ölçerler, gerilim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedici mevcuttur. Gerilim ölçerde oluşan veri farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrenin frekansını etkileyerek sonuçları oluşturmaktadır (Ulusoy ve Aydın 2003).

Çalışmada diş-implant destekli sabit parsiyel protezlerde kullanılan kuvvet kırıcının farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesi ile destek kemikte oluşacak stres dağılım ve miktarları sonlu elemanlar ve fotoelastik stres analiz yöntemleri ile test edilmiştir ve sonuçlar birbirleri ile karşılaştırılmıştır.

3. MATERYAL VE METOT

Çalışma, Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Laboratuarı, Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Araştırma Laboratuarı, Dentek Diş Laboratuarı ve As Dental Diş Laboratuarında yapılmıştır.

Çalışmada kullanılan implantlar, abutmentlar ve burn-out plastiklerine ait özellikler ve üretici firması Tablo 3'de belirtilmiştir.

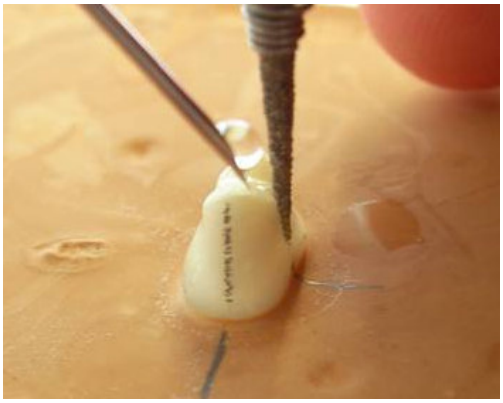
Tablo 3. Çalışmada kullanılan materyaller

	Ebatları	**Sayısı**
Straumann Solid Screw İmplant ℗	Ø4,1mm, 12mm	3 adet
Straumann Solid Abutment®	6º açılı, 5,5mm	3 adet
Straumann Burn-Out Plastik®	10,0mm	3 adet

℗ Institut Straumann AG, CH-4002, Basel, Swetzerland

3.1. Doğal Dişin Hazırlanması

Yeni çekilmiş, çürüksüz sağ üst 2. premolar dişin kök yüzeyi dikkatli bir şekilde temizlendikten sonra kök uzun ekseni dikkate alınarak paralelometreye[χ] bağlandı. Dakikada 30.000 hızla dönen piyasemene bağlanmış elmas fissür frez[ψ] ile su soğutması altında 0,86-0,95mm genişliğinde shoulder basamaklı preperasyon hazırlandı. Daha sonra aynı paralelometre üzerinde alev uçlu frez[φ] ile 6º'lik tepe açısı verildi (Resim 3.1.).



Resim 3.1. Dişin preperasyonu

3.2. Periodontal Ligamentin Yapımı

Periodontal ligamenti taklit etmek için silikon ölçü maddesi[£] kullanıldı. 0,25-0,30mm kalınlığında bir periodontal ligament sağlayabilmek amacı ile mum daldırma cihazı[¢] kullanıldı. 90°C' de ısıtılan daldırma mumuna, prepare edilen dişin kök yüzeyi, preperasyon sınırına kadar bir kez 1sn. süre ile daldırıldı. Mumun soğuması için, diş soğuk suya batırıldı ve üzerindeki düzensizlikler bir spatül yardımı ile uzaklaştırıldı.

χ *Orthoflex Dental,1141 Budapesthe, Hungary*

ψ *Dia Burs SF-12, ISO 111523014, MANİ, Tkanezawa-machi Sioya-gun Yochigi-kan, Japan*

φ *Dia Burs TC-11C, ISO 160/016, MANİ, Tkanezawa-machi Sioya-gun Yochigi-kan, Japan*

£ *Oranwash L, ZHERMACK S.p.A. via Bovazecchino, 100 -45021- Badia Polesine (RO), ITALY*

¢ *Ceradip BEGO, 25394, Bremen, Germany*

Mum kaplamanın kalınlığını kontrol etmek amacı ile daldırma işlemi öncesi, dişin mezial ve distal kök yüzeyleri 3'er, bukkal ve palatinal kök yüzeyleri 2'şer noktasından sabit kalem ile işaretlendi. İşaretli noktalar arası mesafe bir kadranlı kumpas[⌘] vasıtasıyla ölçüldü. Daldırma işlemi sonrası ölçümler tekrarlandı ve ölçümler arası farkın ortalama 0,6mm olduğu tesbit edildi.

Kök yüzeyi mum ile kaplanmış diş, negatifi oluşturulmak üzere mezio-distal yönde tabut muflaya alındı. 10 N'luk basınç uygulayan hidrolik pres[©] altında alçının donması beklendi. Mum atımı aşamasından sonra elde edilen periodontal membranın negatif boşluğuna silikon ölçü maddesi konuldu. Prepare diş kalıptaki yerine dikkatli bir şekilde yerleştirildi ve mufla üst yarısı kapatıldıktan sonra presleme işlemi tekrarlandı. Bu presleme işlemi ile uygulanan kuvvetin eşitlenmesi ve periodontal ligament kalınlığının homojen olması amaçlandı. Ölçü maddesinin sertleşmesinden sonra taşan fazlalıklar, bistüri yardımı ile dikkatlice temizlendi (Resim 3.2.a. ve Resim 3.2.b.).



Resim 3.2.a. Mufladaki dişin negatifi



Resim 3.2.b. Silikon periodontal ligament

[⌘] *Dial Caliper, FINO GmbH, Mangelsfeld 18, D 97708 Bad Bocklet,Germany*

© *Bego Bremer Goldschlagerei Wihl., Herbst GmbH & Co., Bremen, Germany*

3.3. Akrilik Modelin Hazırlanması

Fotoelastik rezinin yapımı için model oluşturacak olan akrilik rezinin hazırlanmasında ilk olarak istenilen boyutlarda (10mmx45mmx50mm) hazırlanan mum[ω] modelasyon akril tepimi için muflaya alındı. Mum atımı aşamasından sonra, üretici firmanın talimatlarına göre, ısı ile polimerize olan akrilik rezin[σ] tepildi.

Polimerizasyon sonrası mufladan çıkartılan akrilik model 300G ve 600G'lik silikon karbit zımpara kağıdı[Ø] ile zımparalandı. 15.000 dev/dak'lık tur motorunda, polisaj patı[€] ve pamuk fırça kullanılarak tefsiye-polisaj işlemleri tamamlandı. Aynı yöntemle, ikinci bir akrilik model hazırlandı.

Akrilik modellerden bir tanesi diş-implant destekli sabit parsiyel protez, diğeri implant-implant destekli sabit parsiyel protez yapımı için kullanıldı

3.4. Diş ve İmplantın Akrilik Model İçine Yerleştirilmesi

Akrilik modellere doğal diş ve implantları doğru bir şekilde yerleştirebilmek için paralelometre, implantların yuvalarını hazırlamak için ise implanta ait özel implant frez seti[®] kullanıldı.

İmplantlar ile dişin akrilik model üzerindeki yerleri, dijital kumpas[¥] vasıtasıyla belirlendi. Bu noktalar belirlenirken aşağıdaki kriterler esas alındı:

1- Bukkopalatinal olarak akrilik modelin kalınlığının orta noktası alındı (2,5mm).

ω *FINOWAX, Fino Gmbh, Mangelsfeld, Germany*

σ *BayerDental Ltd., Strawberry Hill Newbury Berks,UK.*

Ø *Karbosan, 600 C, Silicon Carbide, water prof, electro coated, abrasive paper, Turkey*

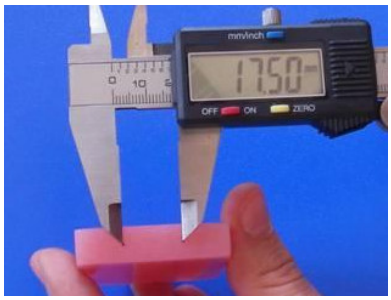
€ *Universal Polishing Paste, Ivoclar Vivadevt AG, FL 9494 Schaan/Liechtenstein, Germany*

® *ITI Surgical Kit, Institut Straumann AG, CH-4002 Basel, Switzerland*

¥ *Fino Electronic Dijital Caliper, DT&Shop GmbH, Mangelsfeld, Germany*

2- Diş-İmplant destekli, üç üyeli sabit parsiyel proteze ait modelin, implant-diş desteklerinin uzun eksenleri arasındaki mesafe, Wheeler'ın atlasında öngörülen doğal diş boyutlarına göre 17,5mm olacak şekilde hazırlandı (Resim 3.4.a.).

3- İmplant-implant destekli üç üyeli sabit parsiyel proteze ait modelin, implant-implant desteklerinin uzun eksenleri arasındaki mesafe ise aynı prensipler doğrultusunda 18mm olacak şekilde hazırlandı.



Resim 3.4.a. Doğal diş ile implant arası mesafenin ölçülmesi

Sabit kalem ile işaretlenen noktalar sırasıyla 2,2mm, 2,8mm ve 4,1mm'lik implant frezleri kullanılarak genişletildi. Doğal dişin geleceği nokta, aynı frezler kullanılarak, paralel bir şekilde açıldıktan sonra, dişin meziodistal ve bukkopalatinal genişliğine uygun olarak genişletildi.

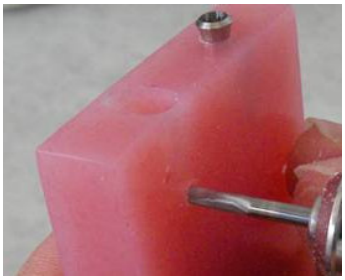
İmplantlar hazırlanan yuvalarına, raşet yardımı ile yerleştirildi. Taşıyıcı parçalarından ayrılan implantların üzerine 5,5mm'lik solid abutmentları takıldı.

Prepare diş ile akrilik soket arasında kalmış olabilecek boşlukların doldurulabilmesi için önce, prepare diş hazırlanan yuvasında kontrol edildi, sonra akrilik modelin bukkal ve palatinalinde, dişin kökünün orta üçlüsü hizasında kaçış yolları açıldı. Akrilik soket içinde kalan boşlukları doldurmak için soğuk akrilik rezin* kullanıldı.

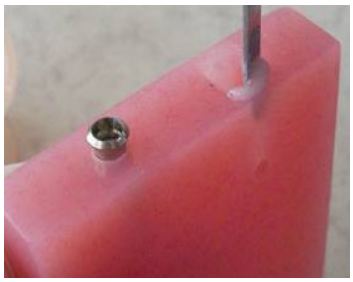
---

* *BayerDental Ltd., Strawberry Hill Newbury Berks,UK*

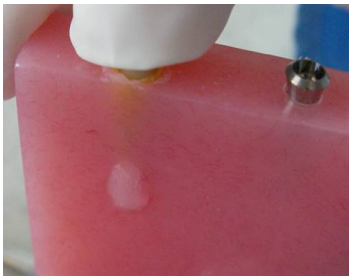
Üretici firmanın talimatlarına uygun olarak hazırlanan akrilik rezin akrilik blok içindeki soket boşluğuna, sadece apeksi ve soket duvarlarını örtecek şekilde, doldurulduu. Prepare diş, silikon membran ile birlikte soket boşluğuna, preperasyon basamakları akrilik blok seviyesine ulaşıncaya kadar, parmak basıncı ile yerleştirildi. Taşan akrilik rezin dikkatli bir şekilde uzaklaştırıldı (Resim 3.4.b., 3 4.c., 3 4.d.).



Resim 3.4.b. Kaçış yolunun açılması



Resim 3.4.c. Soğuk akrilin yerleştirilmesi



Resim 3.4.d. Dişin yerleştirilmesi

3.5. Mum Modelasyon Hazırlanması ve Hassas Tutucunun Yerleştirilmesi

Mum modelasyon ayrıca bir döküm modeli oluşturulmadan, direkt ana model üzerinde bitirildi. Prepare diş ve gövdelerin modelasyonu için mavi döküm mumu[Þ] kullanıldı. İmplant desteklerin üst yapıları ise daha iyi bir basamak adaptasyonu sağlamak amacıyla, burn-out plastikleriyle döküldü. Diş- implant destekli ve implant-implant destekli her bir örnek için ayrı ayrı mum modelasyonlar tamamlandı. Prepare dişlerin mum modelasyonları basamaklara kadar uzatıldı.

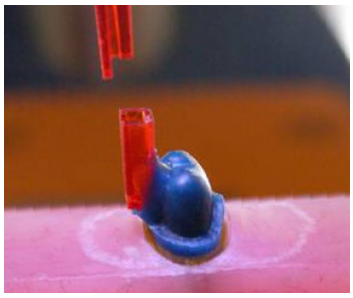
Ancak tam bir uyum ve pasif oturumun sağlanabilmesi için, bukkaldeki basamak kenarları basamak porseleni ile bitirilebilecek şekilde, palatinalde ise basamak bitimi metal bant olacak şekilde hazırlandı.

Þ *IQ, YETI DentalProdukte GmbH, 76234 Engen/Germany*

Gövdelerin standardizasyonu için hazır mum gövdeler[ß] kullanıldı. Prepare diş modelasyonlarının standardizasyonu için ise dijital kumpas ve klinisyenin el becerisinden faydalanıldı.

Bu çalışmada, kron içi ve kron dışı kullanıma uygun, semirijit bir hassas bağlantı ünitesi[♣] kullanıldı. 8,0mm yüksekliğinde ve 2,2mm derinliğindeki bu ünite küçük yapısı sayesinde, kron ve köprü restorasyonlarının birleştirilmesinde ve uzun köprülerin birleştirilmesinde kullanılabilmektedir. Dişi ve erkek iki parçadan oluşan bu ünite, T şeklinde bir kesite sahiptir ve sürtünmesel yolla tutuculuk sağlamaktadır.

Hassas bağlantıların bir tanesinin, diş-implant destekli modelde destek dişin distaline, diğerinin ise destek implantın mezialine gelecek şekilde yerleştirilmesi planlandı. Hassas bağlantıların dökümden önce, mum modelasyona sabitlenebilmesi için mum modelasyonlu modeller tekrar paralelometreye bağlandı ve modelasyon üzerinde, önceden belirlenmiş olan bölgelere, hassas bağlantıların boyutlarında yuvalar açıldı. Yine paralelometre vasıtasıyla, açılan bu yuvalara, dişi parça destek diş ya da implantta kalacak şekilde, hassas tutucular yerleştirildi ve bir parça döküm mumu ile sabitlenmesi sağlandı (Resim 3.5.). Daha sonra hassas bağlantıların uzun kalan parçaları bir separe vasıtasıyla kesildi.



Resim 3.5. Kullanılan hassas bağlantı ünitesi

ß *FINO Waxcrown Sortiment, FINO GmbH, Mangelsfeld 18, D 97708 Bad Bocklet,Germany*

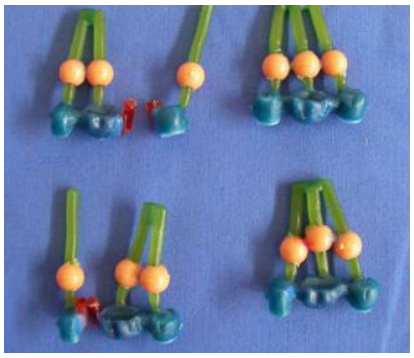
♣ *Mini-Rest4 Complete, Attachments, DENTSPLY International,York,PA 17404,USA*

3.6. Metal Altyapıların Hazırlanması

Mum modelasyonu tamamlanan örnekler döküm işlemleri için tijlendi (Resim 3.6.a.). Tij, kasp tepelerinden, 45º eğim ile uygulandı. Döküm için fosfat bağlı revetman[æ] ve kendi özel likiti[ð] kullanıldı.Üretici firmanın talimatları doğrultusunda hazırlanan revetmana yerleştirilen mum modeller sertleşme ve soğuma sürelerinin sonunda döküm fırınına alındı. Ön ısıtma işleminden sonra 900ºC'de ısıtılan modeller indüksiyonlu döküm makinesine[ñ] (Resim 3.6.b.) alındı. Döküm işlemi için kullanılan Cr-Ni alaşımının[ø] içeriği (Tablo 3.6.) ve dökümden çıkmış örnekler (Resim 3.6.c.) aşağıda gösterilmiştir.

Tablo 3.6. Döküm alaşımın içeriği

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



Resim 3.6.a. Tijlenmiş mum örnekler



Resim 3.6.b. İndüksiyonlu döküm makinesi

æ *Bellavest SH, BEGO, D-28359 Bremen, Germany*

ð *Begosol HE, BEGO, D-28359 Bremen, Germany*

ñ *Fornax T ,BEGO, Bremen,Germany*

ø *Kera C, Eisenbacher,Wörth,Germany*



Resim 3.6.c. Dökümden çıkmış örnekler

3.7. Porselen Uygulaması

Dökümden çıkan örnekler tijlerinden 25.000-40.000 dev/dak'lık tur motoruyla[З] karbon separe[Ж] kullanılarak ayrıldı. Örneklere, aynı tur motoruyla, taş frezler kullanılarak, standart tefsiye işlemi uygulandı ve 25-70µm' lik Al_2O_3 ile kumlama[Φ] işlemi yapıldı. Metal örneklerin, oklüzyon belirleyici[œ] kullanılarak, modellere tam ve sorunsuz bir şekilde oturması sağlandı. Hassas bağlantıların birbirleri ile uyumu kontrol edildikten sonra porselen uygulaması aşamasına gelindi.

Ultrasonik temizleyicide 15 dakika bekletilen örnekler, önceden belirlenen A2 renkte, feldspatik porselen[ξ] ile restore edildi (Resim 3.7.a).

Örneklere A2 renkte opak uygulamasını takiben üretici firmanın talimatları doğrultusunda vakum altında, 950ºC'de, 3 dakika fırınlama, 1 dakika bekletme süresi ile toplam 4 dakika fırınlandı[@] (Resim 3.7.b. ve 3.7.c.).

З *IP Technician Motor TM 41, Düsseldorf, Germany*

ж *Shofu Cut-off Separeting Discs, SHOFU Inc, PN 6507, Kyoto, Japan*

Φ *Star Dental, İstanbul, Türkiye*

œ *Okklean, Okklusionsspray, DSF GmbH, D-93339 Reidenburg, Germany*

ξ *SHOFU VINTAGE Halo, SHOFU Inc, PN 6507, Kyoto, Japan*

@ *Programat P500, Ivoclar Vivadent AG, 9494 Schaan, Liechtenstein*

Fırında çıkartılan ve soğutulan örneklerden diş- implant destekli olanların, diş desteklerinin buccal basamaklarına OD-A2 renkte opak dentin porseleni uygulandı ve basınç altında, 940ºC'de, 7 dakika fırınlandı. Fırından çıkartılan ve normal soğumaya bırakılan örneklere, A2 renkte dentin porseleni uygulandı ve vakum altında, 910ºC'de, 5 dakika fırınlandı. Oklüzal tablanın anatomik özellikleri göstermemesi ve dikdörtgen bir tabla görünümünde olması nedeniyle porselen yığma işlemi tek seferde gerçekleştirilemedi.

Tüm örneklerin oklüzal tablaları Wheeler'ın atlasındaki ölçülere (27,5±0,2mm, 8,0±0,2mm ve 7,0±0,2mm) yakın olacak şekilde (28±0,3mm, 9±0,2mm ve 8±0,2mm) mine porseleni uygulandı ve örnekler vakum altında, 905ºC'de, 5 dakika tekrar fınlandı. Örneklerin boyutlarının istenilenden fazla yapılamasının nedeni düşük ısı porseleninin fırınlama esnasında % 15-% 30'luk büzülme göstermesidir. Bu fırınlama aşamalarından sonra porselen örneklere boyutları 27,5±0,2mm, 8,0±0,2mm ve 7,0±0,2mm olacak şekilde standart tefsiye işlemi uygulandı. Tefsiye işlemi, tur motorunda, elmas diskler[IO] ile gerçekleştirildi. Örneklerin oklüzal görünümleri dikdörtgen olmakla beraber, bukkal ve palatinal görünümleri, basamak bitimleri, kontur kretleri ve gingival embraşür bölgeleri doğal dentisyonu taklit edecek şekilde hazırlandı.

Tefsiye işlemi klinisyen tarafından gerçekleştirilmiş ve örneklerin boyutları dijital kumpas vasıtasıyla yine klinisyen tarafından kontrol edilmiştir.

İstenilen boyutlara getirilen örnekler glaze işlemi için son kez basınçsız fırında, 900ºC'de, 4 dakika fırınlama, 0,5 dakika bekleme süresi olmak üzere toplam 4,5 dakika fırınlandı.

IO *FINO Diadisc, FINO GmbH, Mangelsfeld 18, D 97708 Bad Bocklet,Germany*

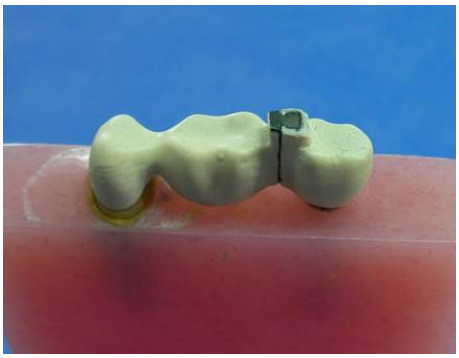
Glaze işlemi sonrası örmeklerin hassas tutucu kısımları ve iç yüzeyleri 25-70µm' lik Al_2O_3 ile kumlandı. Palatinal bilezikler, kahverengi polisaj diskleri[õ] ile standart tesfiye işlemine tabi tutuldu. Ardından polisaj patı ve pamuk fırça ile polisaj makinesinde polisajlandı (Resim 3.7.d.).



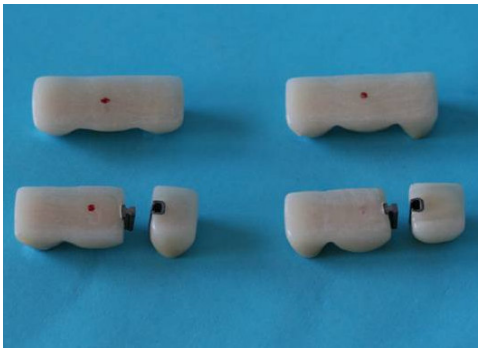
Resim 3.7.a. Kullanılan porselen seti



Resim 3.7.b. Kullanılan porselen fırını



Resim 3.7.c. Opaklanmış örnekler



Resim 3.7.d. Örneklerin bitmiş halleri

õ *Shofu Polisher for Metals, SHOFU Inc, PN 6507, Kyoto, Japan*

3.8. Ölçü alımı

Akrilik kaide içerisine yerleştirilmiş olan diş-implant ve implant-implant desteklerinin epoksi rezine dönüştürülebilmesi için öncelikle modellerin silikon ölçü maddesinden negatifi elde edildi. Silikon ölçü maddesinin tiraj yapmaması ve sertleşme büzülmesini minimuma indirebilmek için silikon ölçü maddesinin kalınlığının yeterli olmasına dikkat edildi. Ölçü malzemesi olarak orta sertlikte silikon ölçü maddesi[ũ] kullanıldı ve iki aşamalı ölçü yöntemi uygulandı.

Ölçünün 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. Bu işlem ikinci ölçü için gerekecek olan boşluğun kolaylıkla temin edilebilmesine olanak verdi.

Baz ve katalizörden oluşan 1. ölçü maddesi üretici firma talimatlarına uygun oranlarda 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 batırıldı. Üretici talimatlarına göre 10 dakikalık sertleşme süresinden sonra akrilik modeller, ölçüye zarar vermeden, çıkartıldı. Üzerlerindeki streç film uzaklaştırıldı. İkinci ölçüye kaçış yolu sağlamak ve bu sayede akrilik modellerin ikinci ölçü içine yerleştirilmesi sırasında oluşacak olan iç basıncı engelleyerek daha net bir ölçü alabilmek için, elde edilen silikon negatifin bukkal ve palatinal yüzeylerine, bistüri yardımıyla, yaklaşık 0,5mm derinliğinde vertikal çentikler açıldı. Bukkal ve palatinal yüzeyler ölçü üzerinde işaretlendi.

ũr *Zetaplus, ZHERMACK S.p.A. via Bovazecchino, 100 -45021- Badia Polesine (RO) ITALY*

İkinci ölçü için, uygulama kolaylığından dolayı, tabancalı ölçü maddesi[F] kullanıldı. I. ölçü içindeki negatif boşluğa ve her bir akrilik örnek üzerindeki diş-implant desteklerin kole bölgelerine yeteri miktarda II. ölçü sıkıldıktan sonra, bukkal ve palatinal yüzeylerin yönlerine dikkat edilerek, akrilik modeller negatiflari içine tekrar yerleştirildi. Taşan fazlalıklar dikkatlice temizlendi. Üretici firmanın tavsiyesine göre 10 dakika beklendikten sonra akrilik modellerin bitim sınırları bistüri ile açıldı ve modeller çıkartıldı.

3.9. Epoksi Rezinden Oluşmuş Modelin Hazırlanması

Diş-implant, implant-implant destekli silikon ölçüler, silikonun büzülmesine bağlı olarak fotoelastik modelde oluşabilecek artık gerilimlerin elimine edilmesi amacıyla, oda ısısında 1 hafta bekletildi.

Bu çalışmada fotoelastik rezin olarak PL-2 epoksi rezin[Ω] kullanıldı. Baz ve katalizör iki parçadan oluşan bu malzemenin katalizörü PLH-2'dir. Bu rezin Fotoelastik Stres analizi için kaplama materyali olarak üretilmiştir. Oda ısısında katı-sıvı halde bulunmaktadır. Bu malzemenin bazı fiziksel ve optik özellikleri aşağıdaki şekildedir:

Plastik Yoğunluk	$1.13(10)^{-3}$ g/cm³
Uzama oranı	% 50
Elastik modülü	210kg/cm²
Kullanılabilecek maksimum sıcaklık	200ºC
Hassas olduğu sıcaklık	40ºC

F *Elite H-D+ Regular Body- Normal Setting, ZHERMACK S.p.A. via Bovazecchino, 100 – 45021 - Badia Polesine (RO) ITALY*

Ω *Measuremants Group Inc., Raleigh, North Carolina 27611, USA*

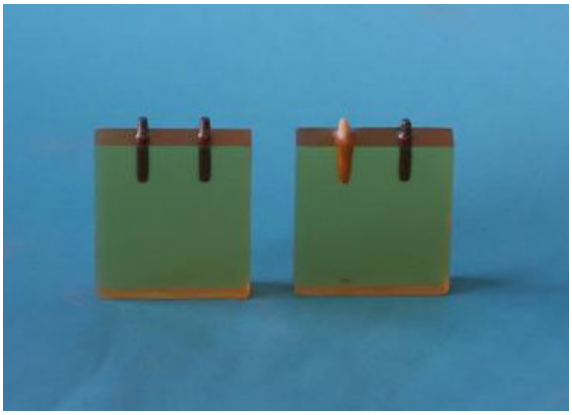
Epoksi rezinin viskozitesini düşürüp daha homojen bir karışım oluşturabilmek amacıyla, epoksi rezin ve silikon kalıplar 50-52ºC'ye ısıtılmış etüv içerisine yerleştirildi. Malzemelerin bu ısıya ulaşabilmeleri için 1 saat beklendi.

Üretici firmanın talimatları doğrultusunda epoksi rezini hazırlayabilmek için rezinin döküleceği kalıbın iç hacmi hesaplandı (1cmx4,5cmx5,0cm=22,5cm³) ve çıkan sonuç g olarak alındı. Epoksi rezinden, darası alınmış ve etüv içerisinde 52ºC'ye ısıtılmış ayrı ayrı cam bardaklara, hassas bir dijital terazi vasıtasıyla, baz ve katalizörden eşit miktarlarda (17g) alındı.

Daha sonra katalizör, rezine, bir cam çubuk ile karıştırılarak, çok yavaş bir şekilde eklendi. İçine doğal diş ve implant destekleri yerleştirilmiş olan ve 52ºC'de ısıtılan silikon kalıp, hava kabarcığı oluşumunu önlemek için, bir vibrasyon makinesi üzerine yerleştirildi. Hazırlanan epoksi rezin, silikon kalıp içine çok yavaş bir şekilde döküldü ve yüzeye çıkan hava kabarcıkları cam çubuk ile patlatıldı. Aynı işlem implant-implant destekli model için de uygulandı. Hazırlanan epoksi rezin örnekler etüv oda ısısına gelinceye kadar bekletildikten sonra, polimereizasyonun tamamlanması için, bu sıcaklıkta 18 saat daha bekletildi.

Rezin örnekleri kalıptan çıkartmak için keskin bir maket bıçağı kullanıldı. Dikkatli bir şekilde kesilen kalıp içinden çıkartılan rezin modellerin taban kısımlarında çıkan fazlalıklar, 15.000 dev/dak'lık tur motoruyla, fazla basınç uygulamaktan kaçınılarak, uzaklaştırıldı. Daha sonra modellerin taban kısımlarına aynı tur motoruyla taş, zımpara, keçe-pomza-su, pamuk fırça- polisaj patı kullanılarak standart tefsiye-polisaj işlemi uygulandı. Modellerin bütün tefsiye-polisaj işlemleri aynı klinisyen tarafından gerçekleştirildi.

Böylece biri diş-implant destekli diğeri implant-implant destekli iki rezin model fotoelastik stres analizi uygulanmaya hazır hale getirildi (Resim 3.9.).

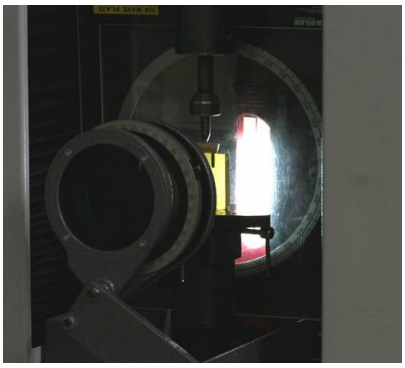


Resim 3.9. Hazırlanan fotoelastik rezin modeller

3.10. Fotoelastik Stres Analiz Testinin Uygulanması

Fotoelastik stres analizi Selçuk Üniversitesi Diş Hekimliği Araştırma Laboratuarında yapıldı. Yüklemeler üniversal test cihazında[*] gerçekleştirildi.

Fotoelastik stres analizinde kullanılacak olan polariskop cihazı[e] üniversal test cihazı üzerine yerleştirildi. Bu yerleşim sırası (arkadan öne doğru); beyaz ışık kaynağı, polaroid plaklar, yükleme yapılacak olan model, çeyrek dalga plakaları ve fotoğraf makinesi şeklindedir (Resim 3.10.a ve 3.10.b).



Resim 3.10.a Polariskop cihazı



Resim 3 10.b. Universal test cihazı

---

[*] *TSTM 02500, Elista Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye*

e *Sharples, 2026, UK*

Çiğneme hareketlerinde oluşan vertikal kuvvetleri taklit etmek amacıyla dikey yönde kuvvet uygulandı. Kuvvet uygulama kolu olarak 'nokta teması' seçildi. Yükleme yapılacak olan üç üyeli, metal destekli porselenden oluşan toplam dört örneğin oklüzal tablalarının bukkopalatinal ve meziodistal orta noktaları sabit kalem ile işaretlendi. Polariskop cihazına bağlanan örneklerin işaretlenen noktalarından 300N'luk kuvvet uygulandı. Yüklemeler sonucu oluşan kuvvet çizgileri fotoğraf makinası ile görüntülendi.

Fotoelastik kuvvet analizi sonrası elde edilen renkli fotoğraflardaki fringeler (stres halkaları) belirli bir alana etki eden kuvvetin özelliğini, miktarını ve dağılımını göstermektedir. Bu fringeler farklı renk bantlarından (izokromatik) oluşur. Her bir bant, test edilen parçada, yük altında oluşan streslerin farklı derecelerdeki cevabının yansımasıdır. İzokromatik fringelerin sınırları etki eden kuvvetin miktarıyla belirlenir. Buna göre izokromatik fringlerin karakteristik özellikleri Tablo 3.10'da belirtilmiştir (Çehreli ve ark 2004).

Tablo 3.10. İzokromatik fringlerin karakteristik özellikleri

Renkler	Fringlerin sıralanışı (N)
Siyah	0
Gri	0,28
Beyaz	0,45
Açık sarı	0,60
Turuncu	0,80
Donuk kırmızı	0,90
Mor (1. bölüm geçişi)	1,00
Koyu mavi	1,08
Mavi-yeşil	1,22
Yeşil-sarı	1,39
Turuncu	1,63
Canlı kırmızı	1,82
Mor (2. bölüm geçişi)	2,00
Yeşil	2,35
Yeşil-sarı	2,50
Kırmızı	2,65
Kırmızı-yeşil geçiş (3.bölüm geçişi)	3,00
Yeşil	3,10
Pembe	3,65
Pembeyeşil geçiş (4. bölüm geçişi)	4,00
Yeşil	4,15

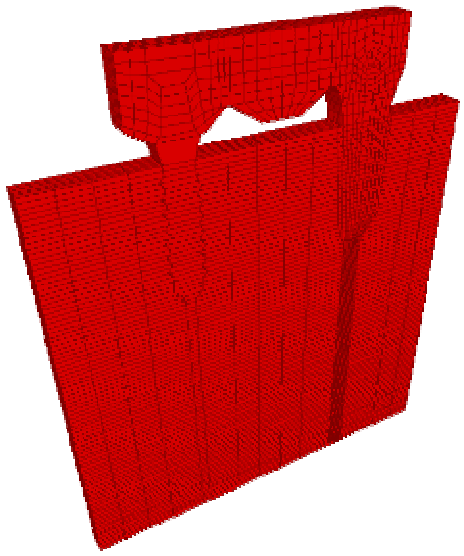
Yukarıdaki tabloda da görüldüğü gibi siyah alanlar gerilimsiz bölgeleri göstermektedir. Kırmızıdan mavi-yeşile geçişler fringleri oluşturmakta, fringe sayısı arttıkça gerilimin de arttığı anlaşılmaktadır.

3.11. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Testinin Uygulanması

Çalışmada; destek kemik, diş dokularını, protetik üst yapıyı ve destek implantları içeren matematiksel modellerde rijit ve semirijit dizaynlar ile fonksiyonel kuvvetler altında destek kemik dokusunda oluşacak streslerin dağılım ve miktarları analiz edilmiştir. İnceleme için bilgisayar destekli dizayn teknikleri (CAD) ve sonlu eleman modelleme yönteminden yararlanılmıştır.

Çalışmanın başlangıç aşamasında destek kemik, diş dokuları, protetik üst yapı ve destek implantları içeren üç boyutlu matematiksel model hazırlanmıştır (Şekil 3.11.a). Modelleme ve sonlu elemanlar analizi için Centrino 1.73 GHz˅ bilgisayar ortamında SAP 2000 Versiyon 10 yapısal analiz programından yararlanılmıştır. Sınır koşulları, yükleme ve matematiksel modelin oluşturulması ve bundan elde edilen veriler, SAP 2000# programında analiz edilmiş ve stres dağılım miktarları hesaplanmıştır.

Şekil 3.11.a.Üç boyutlu matematiksel model



Fotoelastik stres analizinde kullanılan modelin kesiti sayısallaştırılarak farklı yapıların geometrisi elde edilmiştir. Daha sonra bu yapılara ait elemanlar oluşturulmuştur (Tablo 3.11.a.).

˅*VAIO, Sony Corporation, JAPAN*

\# *Computer Structures Inc., Berkley, CA*

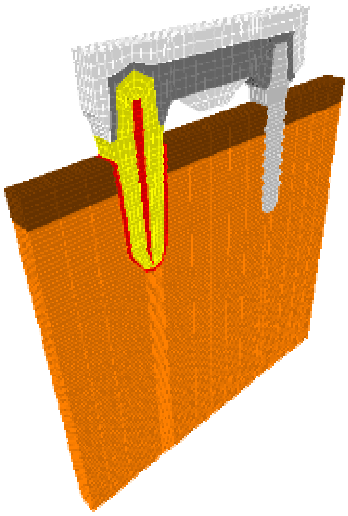
Modeller bilgisayar ortamına aktarılırken baz alınan diş dokuları (mine, dentin, pulpa, periodontal ligament) implant, protetik üst yapı ve kemiğe ait anatomik yapı ve materyallerin fiziksel özelliklerini tanımlamak için literatürden elde edilen veriler doğrultusunda elastisite modülü ve poisson oranlarından yararlanılmıştır. Çalışmada 2mm kalınlığında kortikal kemik (D2) oluşturulmuştur (Bozkaya ve ark 2004).

Tablo 3.11.a. **Sonlu eleman modelleme yönteminde kullanılan elastisite modülleri, poisson oranları ve referanslar**

	Elastisite modülü (MPa)	Poisson oranı	Referans
Dentin	18600	0,30	Monzavi ve ark 2004
Pulpa	3	0,45	Menicucci 2002
Periodontal ligament	69	0,45	Monzavi ve ark2004
Cr-Ni alaşımı	206000	0,33	Özçelik ve Ersoy 2007
Porselen	82800	0,35	Huang ve ark 2005
Kompakt kemik	13700	0,30	Papavasilliou ve ark1996
Spongioz kemik	1370	0,30	Papavasilliou ve ark1996
Titanyum	110000	0,35	Steinemann 1996

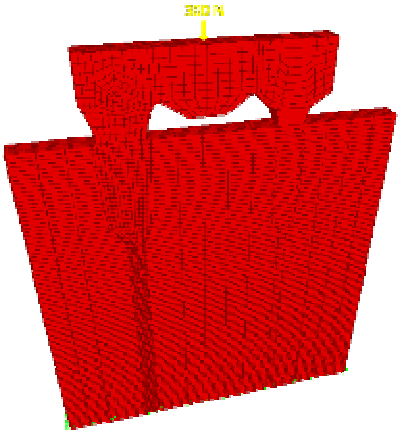
Sonlu eleman stres analizi için modeller katı (solid) eleman tipi seçilerek hazırlanmıştır. Eleman tipi seçildikten sonra materyal özellikleri belirtilerek modeller tanımlanmıştır (Şekil 3.11.b.). Sınır koşulu olarak alveolar kemiğin tabanını oluşturan noktalar sabit olarak atanmıştır.

Şekil 3.11.b.Materyal özellikleri tanımlanmış model

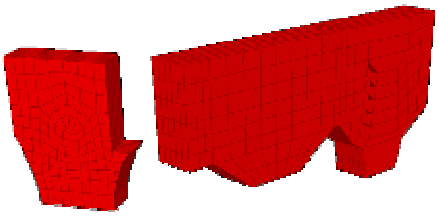


Modellere, protetik üst yapıya ait pontiğin, oklüzal orta düğüm noktasından 300N'luk kuvvet uygulanmış, diğer bütün noktalarına üç yönlü serbestlik derecesi verilmiştir (Şekil 3.11.c.). Hassas bağlantılı modellerde, bağlantının geldiği yerdeki noktalar serbest olarak ayarlanmıştır (Şekil 3.11.d.).

Şekil 3.11.c. Matematiksel model



Şekil 3.11.d. Hassas bağlantı modeli



Literatürde çiğneme kuvveti ile ilgili farklı değerler rapor edilmiştir. İncelenen modellerde fonksiyonu taklit eden 300N'luk kuvvetin, sentrik oklüzyon durumunda

uygulandığı varsayılmıştır (van Eijden 1991, Brunski ve ark 2000). Uygulanan kuvvetler statik kuvvetlerdir.

Çalışmada incelenen diş-implant destekli modele ait düğüm sayısı 15194 ve eleman sayısı 11720 olarak belirlenmiştir. İmplant-implant destekli modelde ise 10362 düğüm ve 7956 eleman yer almaktadır.

Sonlu elemanlar stres analizi sonuçlarının yorumlanmasında en uygun yaklaşım olduğundan stres seviyeleri Timoshenko ve Young tarafından açıklanan von Mises kriterlerine göre hesaplanmıştır (Papavasiliou ve ark 1997). Analizi yapılan modele ait bulguların stres bölgeleri von Mises equivalent stres olarak görüntülenmiştir.

Rijit ya da semirijit konnektör dizaynına ve implant veya diş desteğinin kombinasyonuna göre 4 farklı model oluşturulmuştur. Koşullar aşağıda özetlenmiştir.

Tablo 3.11. Sonlu eleman mdelleme yönteminde kullanılan modeller, destek bağlantı türleri

Koşullar	Destek Türü	Konektör Türü
Model 1	Diş-İmplant	Rijit
Model 2	Diş-İmplant	Semirijit konnektör dişte
Model 3	Diş-İmplant	Semirijit konnektör implantta
Model 4	İmplant-İmplant	Rijit

Elde edilen matematiksel değerler megapascal (MPa) cinsinden verilmiştir. Daha sonra her gruptaki von Mises stres dağılım ve miktarları; her örnek için ayrı ayrı incelenmiştir.

3. BULGULAR

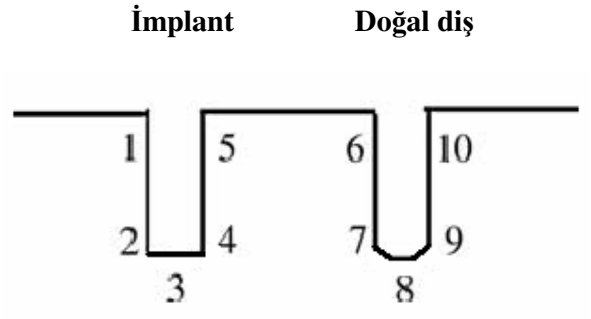
Bulgular, fotoelastik yöntemden elde edilen rekli fotoğraflar ve sonlu elemanlar modelleme yönteminden elde edilen renkli görüntüler üzerinde yorumlanmış, elde edilen fotoelastik modelleme yöntemi bulguları ile sonlu elemanlar modelleme yöntemi bulguları, her örnek için ayrı ayrı, birbirleri ile kıyaslanmış ve yöntemler arasındaki benzerlikler ve/veya farklılıklar ortaya konulmuştur.

Fotoelastik modellerin yorumlanmasında French ve ark (1989) tavsiye ettiği iki kriter rehber olarak alınmıştır.

- Fringe sayısının artması, stresin miktarının arttığını göstermektedir
- Fringe sayısının sıklaşması, stres konsantrasyonunun arttığını göstermektedir.

Yani çizgilerin geniş yüzeyli olmaları kuvvetin geniş bir sahaya yayıldığını, aksine çizgilerin sık ve ince olması o bölgedeki gerilimin daha fazla olduğunu göstermektedir (Karateke ve Ersoy 1975, Pamir 1979, İnan 1997, Ueda ve ark 2004).

Modellerin daha verimli bir şelikle değerlendirilebilmesi için diş-implant desteklerini içeren bir şema hazırlanmıştır. Bu şemada diş ile implant desteklerinin her birinin kök yüzeyleri beş bölüme ayrılmış ve her bölüme ayrı bir numara verilmiştir (Şekil 4.a.). Fotoelastik ve sonlu eleman modellerindeki doğal diş ve implant desteklerinin etraflarında görülen stresler bu numaralandırmaya göre değerlendirilmiştir (Özçelik ve Ersoy 2007).

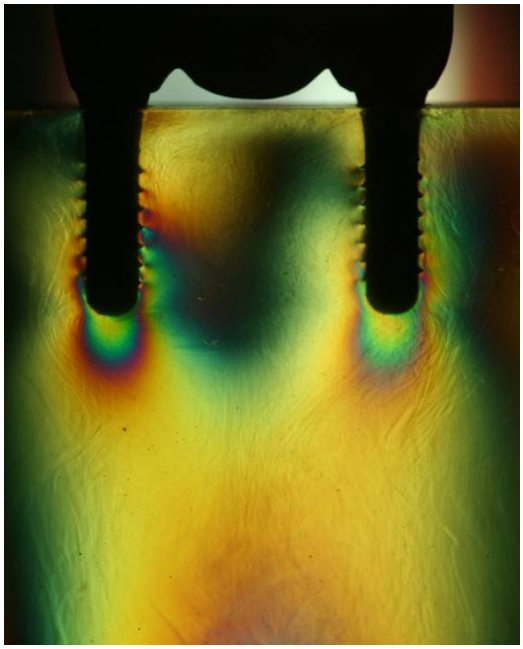


Şekil 4.a. Doğal diş ve implant desteklerini içeren şema

4.1. Fotoelastik Metod ile Oluşturulan Modellerin Değerlendirilmesi

4.1.1. İmplant-İmplant Destekli, Rijit Bağlantılı Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi

Resim 4.1.1.'de İmplant-implant destekli sabit parsiyel proteze, oklüzal orta noktasından 300N'luk statik kuvvet uygulanması sonrası oluşan izokromatik fringeler gösterilmiştir. Buna göre:

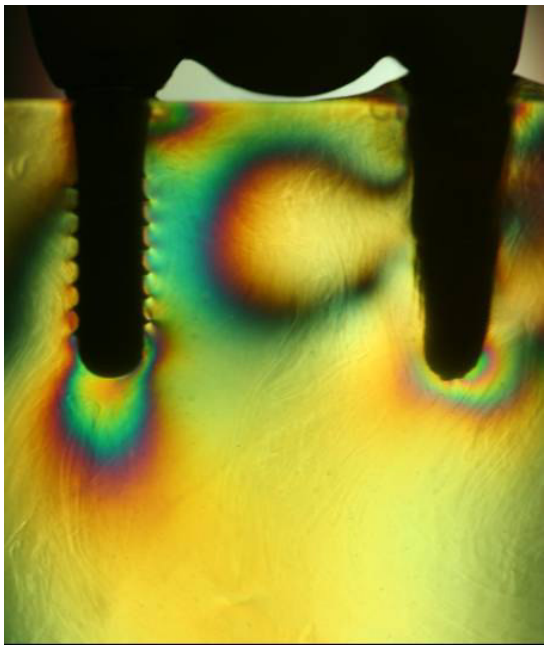


Resim 4.1.1 İmplant-implant destekli model

1- Her iki implant desteğinin apeks bölgelerinde, birbirleri ile eşit (1,39N), tek izokromatik finge çizgisi izlenmiştir.
2- İmplant desteklerinin servikal bölgelerinde izokromatik fringe çizgisi oluşmamıştır (0,60N).

4.1.2. Diş-İmplant Destekli, Rijit Bağlantılı, Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi

Resim 4.1.2.'de diş-implant destekli, rijit bağlantılı sabit parsiyel proteze, oklüzal orta noktasından 300N'luk kuvvet uygulanmasıyla oluşan izokromatik fringeler gösterilmiştir.



Resim 4.1.2. İmplant-diş destekli, rijit bağlantılı model

Buna göre:

1- 3 ve 8 numaralı bölgelerde izokromatik fringe çizgisi oluşmuştur.

2- 3 numaralı bölgede, geniş alana yayılmış tek bir izokromatik fringe çizgisi oluşmuşken (1,63N), 8 numaralı bölgede 2 tane izokromatik fringe çizgisi (2,35N) oluşmuştur.

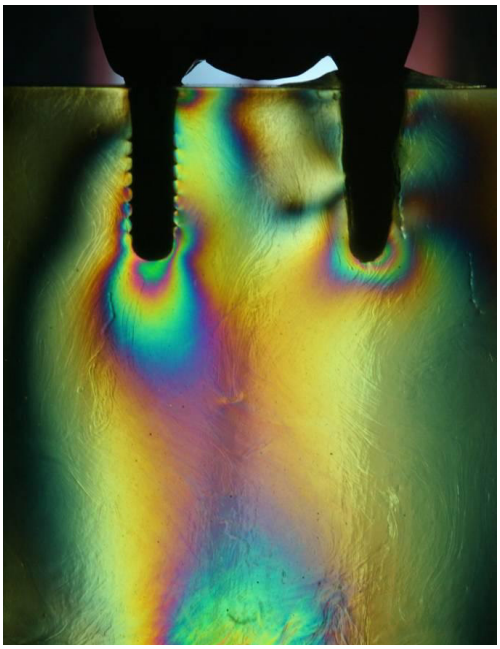
3- 5 numaralı bölgede, bir tane izokromatik fringe çizgisi izlenirken (1,39N), 10 numaralı bölgede (0,90N) az bir stres konsantrasyonu izlenmiş ve tam bir izokromatik fringe çizgisinin oluşmadığı görülmüştür.

4- 3 numaralı bölgedeki stres konsantrasyonu, implant-implant destekli modele göre bir miktar artmıştır.

5- İmplant-implant destekli örnek ile karşılaştırıldığında, 5 numaralı bölgedeki stres konsantrasyonunda artış olduğu gözlenmiştir.

4.1.3. Diş-İmplant Destekli, Diş Desteğine Semirijit Hassas Bağlantı Yerleştirilmiş Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi

Resim 4.1.3.'de, diş-implant destekli, diş tarafına semirijit hassas bağlantı yerleştirilmiş sabit parsiyel protezin, oklüzal orta noktasından statik 300N'luk kuvvet uygulanmasıyla oluşan izokromatik fringeler gösterilmiştir.



Resim 4.1.3. Diş-implant destekli model, semirijit hassas bağlantı diş desteğinde

Buna Göre:

1- 3 ve 8 numaralı bölgelerde, artmış izokromatik fringe çizgisi oluşmuştur.

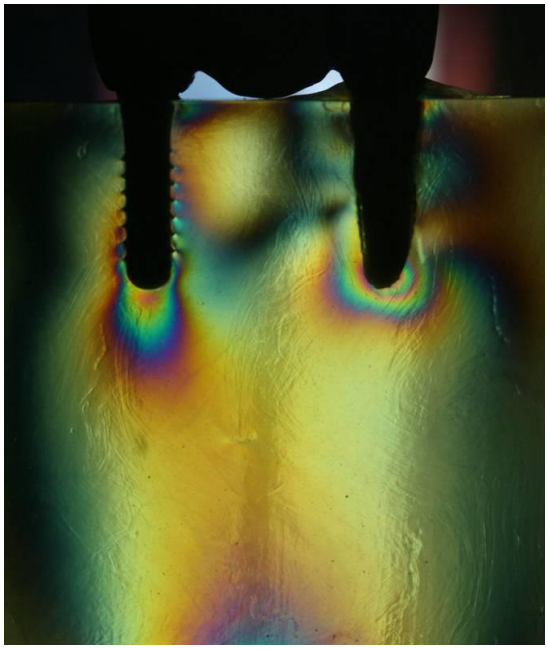
2- 3 numaralı bölgede geniş bir alan yayılmış, iki tane izokromatik fringe çizgisi gözlenirken (2,35N), 8 numaralı bölgede daha sık iki izokromatik fringe çizgisi görülmüştür. Fringe çizgilerinin sıklığı bize bu bölgedeki gerilimin daha yoğun olduğunu göstermektedir.

3- 5 numaralı bölgede bir izokromatik fringe çizgisi (1,22N) izlenirken, 6 ya da 10 numaralı bölgelerde izokromatik fringe çizgisi gözlenmemiştir.

4- İmplant-implant destekli model ile karşılaştırıldığında, 3 ve 5 numaralı bölgelerdeki stres miktarında artış gözlenirken, rijit bağlantılı örnek ile karşılaştırıldığında, sadece 3 numaralı bölgedeki stres konsantrasyonunda artış olduğu görülmüştür.

4.1.4. Diş-İmplant Destekli, İmplant Desteğine Semirijit Hassas Bağlantı Yerleştirilmiş Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi

Resim 4.1.4'de diş-implant destekli, implant tarafına semirijit hassas bağlantı yerleştirilmiş sabit parsiyel protezin, oklüzal orta noktasından statik 300N'luk kuvvet uygulanmasıyla oluşan izokromatik fringeler gösterilmiştir.



Resim 4.1.4. Diş-implant destekli, semirijit hassas bağlantı implant desteğinde

Buna göre:

1- 3 ve 8 numaralı bölgelerde, izokromatik fringe çizgisi oluşmuştur.

2- 3 numaralı bölgede, geniş alana yayılmış tek bir izokromatik fringe çizgisi oluşmuşken (1,82N), 8 numaralı bölgede, iki tane sık izokromatik fringe çizgisi oluşmuştur (2,65N). 3 ve 8 numaralı bölgelerdeki stres konsantrasyonları, rijit bağlı modele göre bir miktar artış göstermiştir.

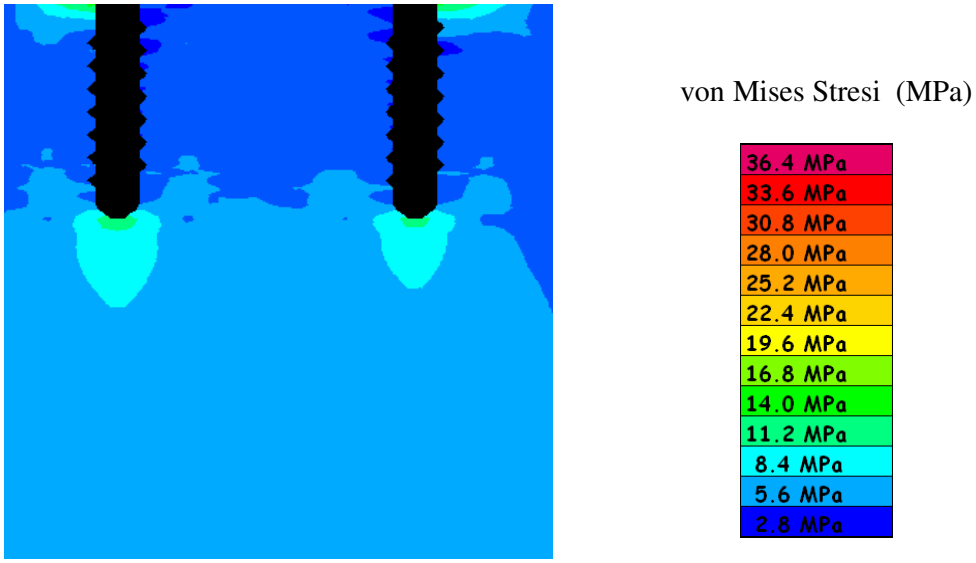
3- 5 numaralı bölgede, geniş alana yayılmıs stres varlığı (1,22N) izlenmektedir ancak 5 ve 6 numaralı bölgelerde izokromatik fringe çizgisi yoktur.

4- 3 numaralı bölgedeki stres konsantrasyonları, implant-implant destekli modele göre artış gösterirken, rijit bağlı modelle hemen hemen aynıdır.

5- 5 numaralı bölgedeki stres konsantrasyonu (1,22N), rijit bağlantılı modeldekine göre azalma göstermiştir.

4.2. Sonlu Elemanlar Metodu İle Oluşturulan Modellerin Değerlendirilmesi

4.2.1. İmplant-İmplant Destekli Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi



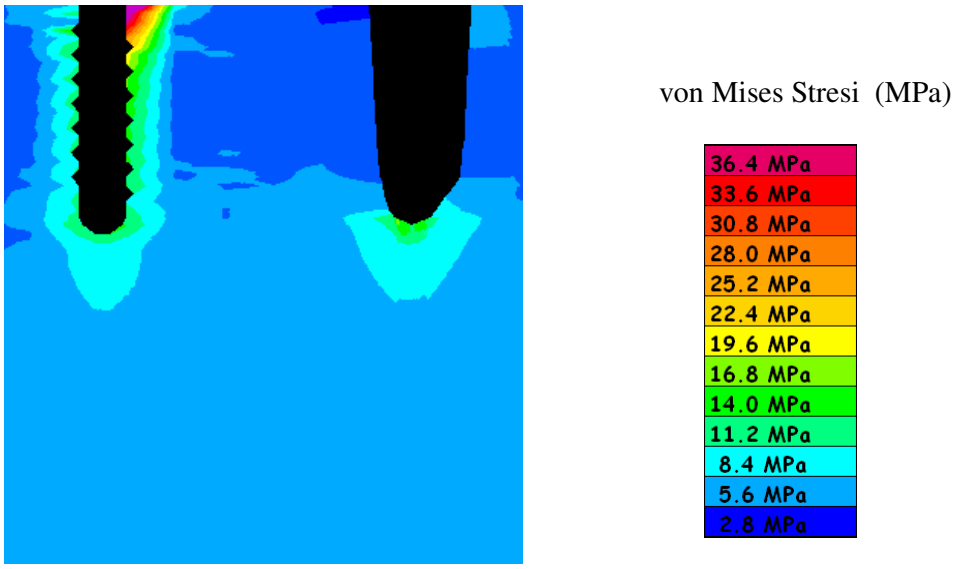
Resim 4.2.1. İmplant-implant destekli model

Resim 4.2.1.'de İmplant-implant destekli sabit parsiyel proteze, oklüzal orta noktasından 300N'luk statik kuvvet uygulanması sonrası oluşan stres dağılımları gösterilmiştir. Buna göre:

1- Stres konsantrasyonları genel olarak implantların boyun ve apeks bölgelerinde toplanmışlardır.

2- Her iki implant desteğinin boyun ve apeks bölgelerinde 11,2 MPa'lık kuvvetler gözlenmiştir.

4.2.2. Diş-İmplant Destekli, Rijit Bağlantılı, Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi



Resim 4.2.2. İmplant-diş destekli, rijit bağlantılı model

Resim 4.2.2.'de diş-implant destekli, rijit bağlantılı sabit parsiyel proteze, oklüzal orta noktasından 300N'luk kuvvet uygulanmasıyla oluşan stres dağılımları gösterilmiştir.

Buna göre:

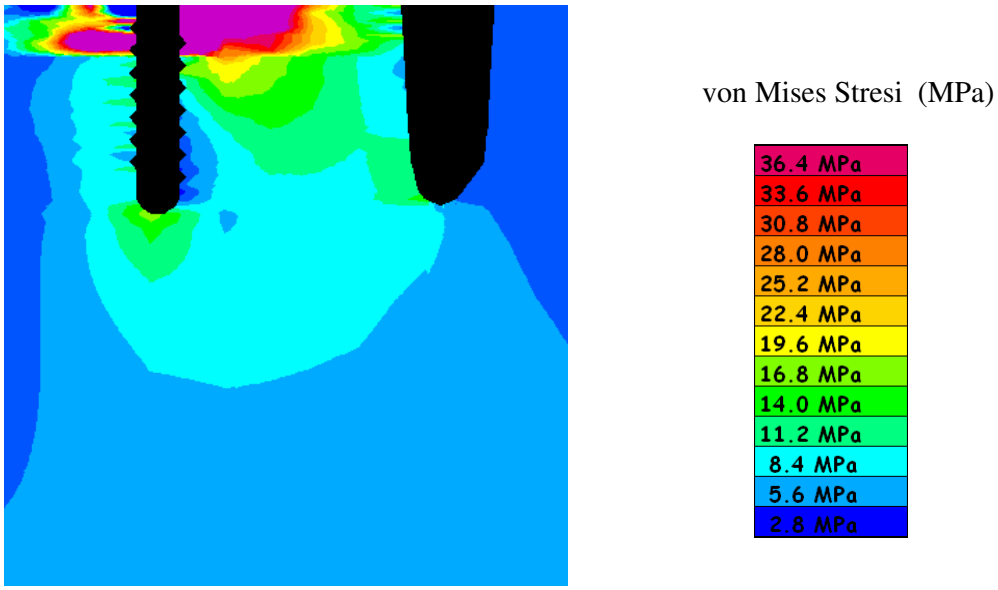
1- Artmış stres konsantrasyonları 5 numaralı bölgede izlenmiştir.

2- 5 numaralı bölgedeki stres konsantrasyonu 36,4 MPa' kadar yükselmiştir.

3- 5 numaralı bölgede artmış stres konsantrasyonu izlenirken doğal diş desteğinde yoktur.

4- İmplant- implant destekli model ile karşılaştırıldığında 5 numaralı bölgedeki stres miktarlarında artış olduğu görülmüştür.

4.2.3. Diş-İmplant Destekli, Diş Desteğine Semirijit Hassas Bağlantı Yerleştirilmiş Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi



Resim 4.2.3. Diş-implant destekli model, semirijit hassas bağlantı diş desteğinde

Resim 4.2.3.'de, diş-implant destekli, diş tarafına semirijit hassas bağlantı yerleştirilmiş sabit parsiyel protezin, oklüzal orta noktasından statik 300N'luk kuvvet uygulanmasıyla oluşan stres dağılımları gösterilmiştir. Buna göre:

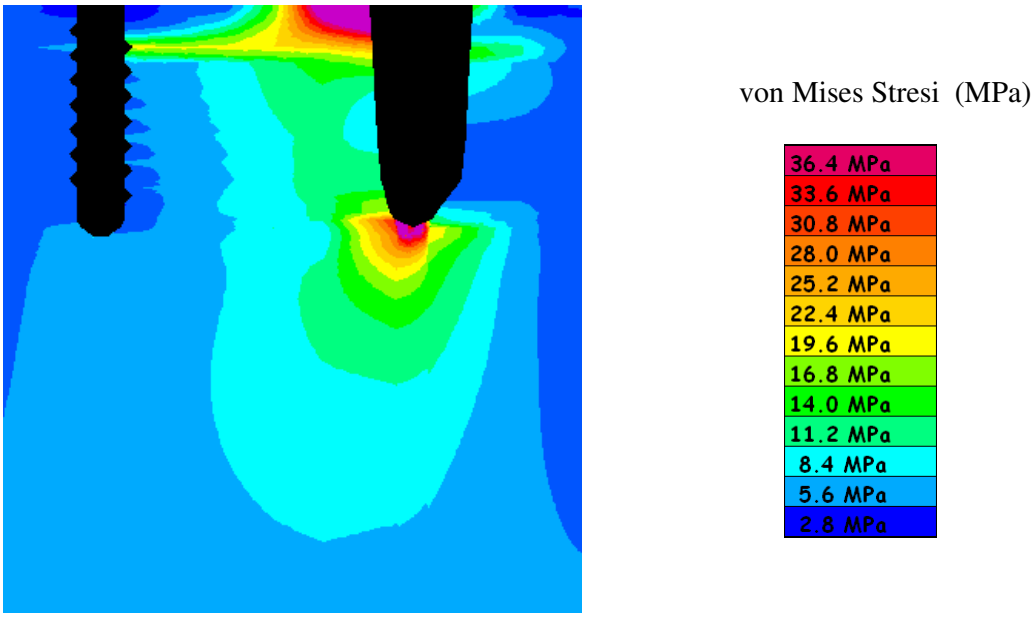
1- 1 ve 5 numaralı bölgelerde, 36,4 MPa'ya varan yüksek stres konsantrasyonları izlenmiştir.

2- 5 numaralı bölgedeki stres konsantrasyonunun sınırları, rijit bağlantılı modelde daha sınırlıyken, bu modelde genişlemiştir.

3- 8 numaralı bölgedeki stres konsantrasyonunda önemli bir değişiklik olmamıştır.

4- İmplant-implant destekli ve rijit bağlantılı model ile kıyaslandığında, 5 numaralı bölgedeki stres konsantrasyonlarında önemli bir artış izlenirken, doğal diş desteğinde önemli bir değişiklik gözlenmemiştir.

4.2.4. Diş-İmplant Destekli, İmplant Desteğine Semirijit Hassas Bağlantı Yerleştirilmiş Sabit Parsiyel Proteze Ait Modelin Değerlendirilmesi



Resim 4.2.4. Diş-implant destekli, semirijit hassas bağlantı implant desteğinde

Resim 4.2.4'de diş-implant destekli, implant tarafına semirijit hassas bağlantı yerleştirilmiş sabit parsiyel protezin, oklüzal orta noktasından statik 300N'luk kuvvet uygulanmasıyla oluşan stes dağılımları gösterilmiştir. Buna göre:

1- 6 ve 8 numaralı bölgelerde, 36,4 MPa'lık yüksek stres konsantrasyonları oluşmuştur.

2- Rijit bağlantılı model ile kıyaslandığında doğal diş desteğinde görülen stres konsantrasyonlarında önemli derecede artış olmuştur.

3- Rijit bağlantılı model ile kıyaslandığında implant desteğindeki stres konsantrasyonlarında azalma olmuştur.

4- İmplant-implant destekli model ile karşılaştırıldığında, 5 numaralı bölgedeki stres konsantrasyonunda azalma olduğu görülmüştür.

4.3. Fotoelastik Analiz Modelleri ile Sonlu Elemanlar Analiz Modellerinin Karşılaştırmalı Olarak Değerlendirilmesi

4.3.1. İmplant-İmplant Destekli Modellerin Karşılaştırılması

- Fotoelastik modelde stres konsantrasyonları implant desteklerinin yalnızca apeks bölgelerinde izlenirken, sonlu eleman modellerinde, implant desteklerinin hem apeks hem de boyun bölgelerinde stres konsantrasyonlarının olduğu görülmektedir.

4.3.2. Rijit Bağlantılı Modellerin Karşılaştırılması

- Fotoelastik ve sonlu eleman modellerinde, rijit bağlı diş-implant destekli örneklerin her ikisinde de streslerin; 3,5 ve 8 numaralı bölgelerde lokalize olduğu görülmektedir.
- Sonlu elemanlar yönteminde, 5 numaralı bölgede oluşan stres konsantrasyonları fotoelastik yöntemdekinden fazladır.
- Fotoelastik yöntemde 8 numaralı bölgede olşan stres konsanrasyonu 3 numaralı bölgedekinden fazlayken sonlu elemanlar yönteminde eşittir.
- Fotoelastik yöntemde, aşırı stresler izlenmezken, sonlu eleman modelinde 5 numaralı bölgede artmış stres konsantrasyonları izlenmektedir.

4.3.3. Diş Desteğine Semirijit Hassas Bağlantı Yerleştirilmiş Sabit Parsiyel Proteze Ait Modellerin Karşılaştırılması

- Sonlu eleman modelinde 1 ve 5 (36,4 MPa) numaralı bölgelerde aşırı stres konsantrasyonları izlenirken, fotoelastik modelde böyle bir görüntü yoktur.
- Sonlu eleman modelinde en yüksek stres konsantrasyonu 1 ve 5 numaralı bölgelerde izlenirken, fotoelastik modelde 3 ve 8 numaralı bölgelerde izlenmektedir.

- Sonlu elemanlar modelinde streslerin kortikal kemikte yoğunlaştığı görülmektedir.

- Rijit bağlantılı model ile karşılaştırıldığında, her iki modeldeki implant desteklerinin stres konsantrasyonlarında artış görülmektedir.

4.3.4. İmplant Desteğine Semirijit Hassas Bağlantı Yerleştirilmiş Sabit Parsiyel Proteze Ait Modellerin Karşılaştırılması

- Sonlu eleman modelinde, 6 ve 8 numaralı bölgelerde artmış stres konsantrasyonları izlenirken, fotoelastik modelde 3 ve 8 numaralı bölgelerde artmış stres konsantrasyonları görülmektedir.

- Hem sonlu eleman hem de fotoelastik modeldeki 8 numaralı bölgelerdeki stres konsantrasyonu, 3 numaralı bölgelerdeki stres konsantrasyonundan fazladır.

- Sonlu eleman modelinde 6 numaralı bölgede, rijit bağlantılı model ile kıyaslandığında, önemli derecede stres artışı izlenirken, fotoelastik modelde böyle bir görüntü izlenmemiştir.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Literatürde, doğal diş-implant destekli sabit parsiyel protez kullanımına ilişkin ilk araştırmalara 1980'lerin ortasında rastlanmaktadır (Kirsch ve Mentag 1986, English 1993) . O günden bu zamana kadar yapılan araştırmaların sonuçları göstermektedir ki, doğal diş-implant bağlantılı protez kullanımında karşılaşılan en büyük problem doğal diş ile implant arasındaki hareketlilik farklılığıdır (Brunski 1988, Sheets ve Earthmann 1993, Sheets ve Earthmann 1997, Nishimura ve ark 1999, Misch 2005). Bu farklılığın, oklüzal kuvvetler altında protezin devrilme benzeri hareket yapmasına ve implant üzerine gelen kuvvetlerin artmasına neden olacağı düşünülmektedir (Geng ve ark 2001). Yapılan çalışmalarda, bu farklılığın, doğal dişte intrüzyona neden olduğu gösterilmiştir. İntrüzyon problemi, implant ile birlikte destek olarak kullanılan doğal dişlerin, bir süre sonra, gelen aşırı kuvvetler altında, diş soketi içine gömülmesi ve periodontal ligamentin bu yeni pozisyona adapte olması ya da farklı bir nedenle dişin eski pozisyonuna tekrar dönmemesi olarak tarif edilebilir. Bu problemin tam nedeni üzerine farklı pek çok teori bulunmaktadır (Pesun 1997). Bu problemi çözmek amacı ile diş-implant üst yapı bağlantısına hareketlilik sağlayacak bir semirijit ya da nonrijit bağlantı sistemi eklenmesi (Sullivan 1986, Ylantz ve Nyman 1988, Kirsh ve Ackermann 1989, English 1993, Reider ve Parel 1993, Garsia ve Oesterle 1998, Nishimura ve ark 1999, Neart ve ark 2001, Block ve ark 2002) veya implant abutment yapısının hareketlendirilmesi; IME Sistemi (IMZ İmplant sistemi)(Lill ve ark 1988, Kirsch ve Ackermann 1989, McGlumphy ve ark 1989, Fugazzatto ve ark 1999, Akpınar ve ark 2000), şok abzorbe eden sistemler (TPS İmplant sistemi, ISIS İmplant sistemi)(El Charkawi 1994, El Charkawi ve ark 1994) ya da teleskopik sistem kullanılması (Cho ve Chee 1992) konusunda pek çok çalışma bulunmaktadır.

Buna karşılık, literatürde, kuvvet altındaki diş-implant destekli sabit parsiyel protezde kullanılacak olan rijit bağlantının dişin intrüzyonunu engellediğini savunan araştırmacılar da bulunmaktadır (Astrand ve ark 1991, Quirynen ve ark 1992, Olsson ve ark 1995, Gunne ve ark 1999, Nishimura ve ark 1999, Kindberg ve ark 2001, Palmer ve ark 2005). Neart ve ark (2001) 123 hasta üzerinde yaptıkları çalışmalarında dişteki gömülmeyi tolere edebilmek için rijit bağlantı kullanılması gerektiğini söylemişlerdir. Ancak bu durumda da non rijit bağlantı kullanılan implantlara göre daha fazla kemik kaybı olduğunu bildirmişlerdir. Bragger ve ark (2001) 18 doğal diş-implant destekli, 58 tane diş-diş destekli ve 40 tane implant-implant destekli sabit parsiyel protez kullanan toplam 85 hasta üzerinde yaptıkları 5 yıllık retrospektif çalışma sonucunda, doğal diş-implant destekli sabit parsiyel protez uygulanmasının, diğer sistemlere oranla, teknik ya da biyolojik açıdan daha fazla risk faktörü oluşturmadığını göstermişlerdir. Palmer ve ark (2005), 6 tane distal uzantılı doğal diş-implant destekli, 13 tane doğal diş-implant destekli standart tip üç üyeli sabit parsiyel protez kullanan hasta üzerinde uzun dönem takipli çalışma yapmışlardır. Toplam 19 diş-implant destekli sabit parsiyel protez kullanan hasta üzerinde yaptıkları üç yıllık takip sonunda, hiçbir komplikasyonla karşılaşmamışlar ve özellikle posterior bölgedeki kemik miktarında kısıtlama bulunduğu durumlarda bu tür tedavilerin güvenilir bir yöntem olduğunu vurgulamışlardır. Bunun yanında hasta ve materyal seçiminde dikkatli davranılması gerekliliğini vurgulamışlardır.

Bu çalışmayla, rijit ve semirijit bağlantılı diş-implant destekli sabit parsiyel protezleri sadece kendi aralarında değil, implant-implant destekli sabit parsiyel protezlerle de kıyaslanarak tedavi planlamasında aydınlatıcı bilgi sağlanılması amaçlanmıştır.

Dişhekimliğinde kulllanılan implantların şekilleri, boyutları, farklı oklüzal düzlemler ve oklüzal yüklemeler altındaki kuvvet iletimleri gibi implant ile ilgili pek çok farklı konu üzerine bir çok in vitro araştırma mevcuttur. Bu araştırmaların çoğunluğunda analiz yöntemi olarak; sonlu elemanlar modelleme yöntemi, fotoelastik yöntem ve strain-gauge analiz yöntemi kullanılmaktadır (Chun ve ark 2002, Akça ve ark 2006).

İn-vivo ve in-vitro olarak kullanılabilen strain-gauge yöntemi, günümüzde okluzal kuvvetlerin ölçülmesi amacıyla kullanılmaktadır. Ormianer ve ark (2005), diş-implant destekli sabit parsiyel protezlerde, rijit ve nonrijit bağlantı kullanımını değerlendirdikleri in-vivo çalışmalarında strain gauge yöntemini kullanmışlardır.

Dişhekimliğinin farklı dallarında kullanım alanı bulan bir diğer analiz yöntemi olan fotoelastik yöntemin temeli, polarize ışık kaynağı altında, bazı transparan malzemelerin, renkli görüntü sergileyebilmelerine dayanmaktadır. Bu renkli görünüm, iç streslerin dağılımı ile ilişkilendirilir. Restoratif dişhekimliğinde, fotoelastik yöntemle ilk çalışma, 1949 yılında Noonanu isimli bir araştırmacı tarafından yapılmıştır (Topbaşı ve ark 2001). Bütün modeldeki iç baskıları doğrudan göstermesi bakımından, kuvvet çalışmalarında, tercih edilen bir yöntemdir (Ulusoy ve Aydın 2003).

Daha gerçekçi sonuçlar içermesinden dolayı üç boyutlu fotoelastik yöntemin kullanılması tavsiye olunsa da (DeTolla 2000, Menicucci ve ark 2002) günümüzde; Nishimura ve ark (1999), Topbaşı ve ark (2001), Gross ve ark (2001), Ochiaci ve ark (2003), Çehreli ve ark (2004), Wang ve ark (2004) ve daha pek çok araştırmacı çalışmalarında kuvvet analiz yöntemi olarak iki boyutlu fotoelastik kuvvet analiz yöntemini tercih etmektedirler. Bir çok araştırmacı tarafından tercih edilen bir yöntem olması, sonuçlarının üç boyutlu yöntem ile kıyaslandığında kabul edilebilir olması ve üç

boyutlu yönteme göre uygulama kolaylığı nedenlerine bağlı olarak, bu çalışmada iki boyutlu fotoelastik stres analiz yönteminin kullanılması tercih edilmiştir.

Bir diğer stres analiz yöntemi olan sonlu elemanlar metodu, Farah ve ark tarafından 1973'de ilk kez kullanılmaya başlanmış ve teknolojik alandaki gelişmelere paralel olarak, günümüzde sıklıkla kullanılır bir yöntem olmuştur (Uysal ve ark 1997, Rees 2001, Romeed ve ark 2006). Biyolojik yapılar; düzensiz kenar ve köşeler, ince ya da kalın dokulu farklı özellikli bir çok materyalden oluşur (Lin ve ark 1999). İşte bu karmaşık biyomekanik yapıların bilgisayar ortamında, kolaylıkla taklit edilebilir olması bu tekniğin en büyük avantajıdır (Holmgren ve ark 1998, Ausiello ve ark 2001, Rees 2001). Bu özelliği yanında, modeller üzerindeki küçük değişikliklerin kolaylıkla yapılabilmesi ve analizi yapılan cisim içerisindeki streslerin de görülebilir olması gibi önemli avantajlara sahiptir (Chun ve ark 2002). Bunlara ilaveten yüklemenin yönü ve büyüklüğünün kolaylıkla ayarlanabilir olması, ısı ve yük varsayımlarının farklı koşullara göre modifiye edilebilmesi ve oluşan stres tip ve lokalizasyonunun net olarak görülebilir olması bu yöntemin yeterliliğini göstermektedir (Geng ve ark 2001, Akça ve ark 2003).

Bu analiz yöntemi, iki ve üç boyutlu olmak üzere iki farklı şekilde çalışılabilmektedir. Geng ve ark (2004), farklı implant şekillerini değerlendirdikleri çalışmalarında iki boyutlu sonlu eleman analiz yöntemi kullanmışlar ve eğer çalışma, maddenin niteliklerini temel alıyorsa, iki boyutlu yöntemin, üç boyutlu yöntemden daha avantajlı olduğunu belirtmişlerdir. Romeed ve ark (2006), iki boyutlu ve üç boyutlu sonlu eleman modelleme yöntemini kıyasladıkları çalışmalarında, full veneer altın kron ile restore edilmiş tek üst ikinci premolar dişe gelen vertikal ve oblik kuvvetleri değerlendirmişlerdir. Sonuçta üç boyutlu modellerin görsel açıdan daha tatminkar bir

sonuç vermelerine karşın, iki boyutlu modeller ile karşılaştırıldığında, daha fazla bilgi için zorunlu olmadığını belirtmişlerdir.

Dişhekimliği dalında, protetik diş tedavisi, ortodonti, endodonti v.b. farklı bir çok alanı kapsayan, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile yapılmış çok sayıda araştırma (Misch ve ark 1993, Teixeira ve ark 1998, Akpınar ve ark 2000, Rees 2001, Aykul ve ark 2002, Chun ve ark 2002, Menigucci ve ark 2002, Toparlı ve ark 2002, Hansson 2003, Fischer ve ark 2004, Geng ve ark 2004, Romeed ve ark 2004, Kitamura ve ark 2005, Petrie 2005, Sevimay ve ark 2005, Akça ve ark 2006, Romeed ve ark 2006, Özçelik ve Ersoy 2007) bulunmaktadır.

Bu çalışma, sonlu elemanlar ve fotoelastik stres analiz yöntemlerini kullanarak çıkan sonuçları birbirleri ile kıyaslamak ve farklı stres analiz metodları arasındaki benzerlikleri ve/veya farklılıkları ortaya koymayı hedeflemektedir. Çalışmada, iki boyutlu fotoelastik yönteme uygun olarak hazırlanan modeller, sonlu eleman analiz yöntemi için , kendi ebatları korunarak, üç boyutlu olarak şekillendirilmiş ancak fotoelastik yöntem ile tam bir karşılaştırma yapılabilmesi amacıyla, modellerden meziodistal yönde alınan 2mm'lik kesitler üzerinde, iki boyutlu olarak değerlendirilmiştir.

Yapılan literatür araştırması sonrası fotoelastik stres analizi incelemesi yapan, farklı çalışmalarda diş desteği olarak; fildişi renginde rezin diş (Yoon ve ark 2002), insan diş dentininin elastik modulusu ile uyumlu farklı plastik materyaller (Nishimura ve ark 1999, Gross ve ark 2001, Topbaşı ve ark 2001, Ochiaci ve ark 2003, Wang ve ark 2004) ve yeni çekilmiş, çürüksüz doğal dişlerin (Kesim ve ark 2000, Aykent ve ark 2003) kullanıldığı görülmüştür. Bu çalışmada da benzer olarak çürüksüz, doğal diş kullanılmıştır.

İmplant destekli sabit protezler, kayıp posterior dişleri restore etmek amacıyla kullanılan etkili bir protetik yöntemdir. İmplant materyali olarak 4,1mm çapında, 12mm boyunda, standart SLA kaplı, vida tipi titanyum implantlar (ITI, Institut Straumann AG, CH-4002 Basel, Switzerland) kullanılmıştır. Levine ve arkadaşlarının (2002) yapmış oldukları çalışmanın sonuçları 4,1 veya 4,8mm çaplı vidalı ITI implantların posterior tek diş restorasyonlarında iyi bir seçim olabileceğini göstermiştir. Romeo ve ark (2002), yaptıkları in vivo çalışmada, toplam 187 tane ITI marka, vida tutuculu, hollow ve screw tipte, titanyum plazma sprey yüzey özellikli implantın 7 yıllık klinik takibini yapmış ve sonuçta ITI marka implantların uzun dönem tedavilerde güvenle kullanılabileceğini belirtmişlerdir.

Yüksek biyouyumluluk ve biyofonksiyonel özelliklerinden dolayı dental implant materyali olarak günümüzde sıklıkla kullanım alanı bulan titanyum, 1960'larda keşfedilmiş, ancak 1970'den beri biyomateryal olarak tıp alanında kullanılmaktadır (Williams 1981, Thor ve ark 2007). Titanyum, cerrahi implant olarak, titanyum alaşımı (Ti6Al4V) şeklinde kullanılmaktadır. Titanyuma eklenen aluminyum ve vanadyum ve eser miktarda demir, titanyuma inanılmaz bir korozyon direnci sağlar (Taira ve ark 1989, Khan ve ark 1996).

Titanyum ve titanyum alaşımlı dental implantların yüzeyleri, farklı malzemeler ile kaplanılarak kullanılmaktadır. Çünkü yapılan araştırmalar göstermiştir ki kemik ile implant arasında kimyasal bir bağlantı yoktur (Manero ve ark 2002). Osseointegrasyon için gereken osteoblastik tutunma, hücre yüzeylerindeki integrin reseptörlerinin implant kaplama maddesinin yüzeyindeki organik maddelere adhezyonu ile gerçekleşmektedir (Tengvall 2001). Bu nedenle dental implant yüzeylerinde çok farklı yüzey uygulamaları yapılmaktadır (Manero ve ark 2002, Choi ve ark 2006). Literatürde, implant yüzey uygulamalarının özellikleri ve bunların implant kemik bağlanma dayanımına etkisini

inceleyen farklı pek çok araştırma bulunmaktadır. Bunlardan birkaç örnek verecek olursak;

Lee ve ark (2005), farklı biyoaktif seramik kaplı implantlar ile yüzeyi kaplanmamış implantların kemik ile bağlantısını karşılaştırdıkları çalışmalarında, 2. 4. ve 8. hafta kontrollerinin hepsinde, yüzey kaplaması uygulanmış implantların uygulanmamış olanlara göre bağlanma dayanımlarının önemli derecede yüksek olduğunu göstermişlerdir. Germanier ve ark (2006), implantlardaki farklı yüzey uygulamalarının kemik apozisyonuna etkisini inceledikleri araştırmalarında Straumann marka dört farklı yüzey özelliği olan implantları karşılaştırmışlardır. İmplantların yerleştirilmesinden sonraki ilk 2. hafta ölçümlerinde modifiye SLA uygulamasında en fazla osseointegrasyon (% 61,68) görülürken, standart SLA uygulamasında en az osseointegrasyon (% 43,62) görülmüş. 4. hafta ölçümlerinde ise modifiye ve standart SLA uygulamarı arasında osseointegrasyon miktarı bakımından bir fark olmadığını (% 62,52 ve % 62,46) göstermişlerdir. Bu örnekleri daha da arttırmak mümkündür (Kim ve ark 2003, Macaskie ve ark 2005, Freeman ve Brook 2006, Pier-Francesco ve ark 2006, Sohn ve ark 2006, Tsharky ve ark 2007).

İmplantların yüzey özellikleri kadar bağlanma dayanımlarına etki eden bir diğer faktör implantların boyutları ve şekilleridir. Geçmiş teoriler implantın boyundaki artışın, çapındaki artıştan daha önemli olduğunu söylemekteydi. Ancak günümüzde anlaşılmıştır ki implantların boylarının artması krestal kemik arayüzeyine önemli bir katkı sağlamaz, ancak implantın yerleştirilmesi sırasındaki primer stabilitenin kazanılmasında faydalıdır (Lum 1991, Misch 2005). Neart ve ark (2002), yaş ortalaması 50,5 olan toplam 660 hastadaki tek diş ve çok üyeli toplam 1966 adet sabit parsiyel protezin uzun dönem başarı oranlarını değerlendirdikleri çalışmalarında , implantların maxillada ya da mandibulada kullanımında ve hastaların kadın ya da

erkek olması arasında, implantların yaşam ömürleri açısından bir farklılık oluşturmadığını, buna karşın implantın boyundaki her 1mm'lik azalmanın implantın yaşam ömrünü 0,16 kat azalttığını göstermişlerdir. Buna karşın implantın çapındaki her 0,25mm'lik artış silindir implant gövdesinin yüzey alanında % 5-10 'luk bir atış sağlamaktadır. Ayrıca çaptaki artış implantın etrafındaki kemikte görülen, devrilme ve makaslama kuvvetleriyle oluşan, stresin azaltılmasında da etkilidir (Mish 2005). Yapılan sonlu eleman çalışmaları, implantların çapının artmasının, kortikal kemikte görülen stres miktarında azalmaya neden olduğunu göstermektedir (Geng ve ark 2001). Himmlova ve ark (2004), farklı çaplarda ve uzunluklardaki implantların kemiğe ilettikleri stresleri değerlendirdikleri sonlu eleman çalışmalarında, 2,9mm çapındaki implant ile 6,0mm çapındaki implantın stres iletimi açısından % 60 fark oluşturduğunu belirtmişlerdir. İmplantın boyundaki uzamanın da kuvvet miktarında azalma oluşturduğunu, ancak bu oranın çaptaki oran kadar olmadığını belirtmişlerdir. Sonuç olarak çapın artması boyun uzamasından daha önemli bir etkendir (Lum ve Osier 1992, Sertgöz ve Güvener 1996, Mish 2005). Bu nedenlerle çalışmada, 4,1mm çapında, 12mm uzunluğunda implantlar kullanılmıştır.

İmplant şekillerine bakılacak olursa; Vidalı implantlar densitesi düşük trabeküler kemikte primer stabiliteyi artırmak için geliştirilmiştir (Scacchi ve ark 2000). Yapılan araştırmalar görtermiştir ki 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 literatür değerlendirmesinde, 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. Aynı literatür değerlendirmesinde, Matialath

ve ark'nın yaptıkları sonlu eleman çalışmasında, silindirik ve vidalı implantların kıyaslandığı ve sonuç olarak vidalı implantların kullanımının tavsiye edildiği bildirilmektedir.

Tosun (1997) yaptığı çalışmada, yivli ve yivsiz implantları karşılaştırdığı sonlu eleman modelleme çalışmasında, iki durum arasında önemli istatistiksel farklılıklar bulduğunu belirtmiştir. Yivli modelde oluşan ortalama von Mises gerilmelerin yivsiz modelden 1,2 kat daha fazla olduğunu göstermişlerdir. Çehreli ve ark (2004), ortalama 2mm diş derinliğine sahip Branemark, Astra Tec ve ITI marka implantlar üzerinde yaptıkları fotoelastik kuvvet analizi çalışmalarının sonucunda farklı markalar arasında kuvvet iletimi açısından istatistiksel anlamda önemli bir fark olmadığını belirtmişlerdir.

Doğal diş-implant destekli sabit parsiyel protezlerde karşılaşılan en büyük problemin, diş ile implant arasındaki hareketlilik farklılığı olduğu belirtilmiştir. Buradaki hareketlilik, dişin sahip olduğu periodontal ligamente bağlı olarak gösterdiği hareketliliktir. Sağlıklı bir periodontal ligamentin kalınlığı 0,1-0,25mm'dir (Ataoğlu ve Gürsel 1999). Doğal dişler sahip oldukları periodontal ligamentin etkisi ile posteriorda 56-73μm hareket edebilirken, implantlar, kemiğin esnekliği derecesinde, yaklaşık 10μm'lik bir hareket yaparlar (Block ve Kent 1995).

Cordaro ve ark (2005), doğal diş ve implant destekli, full-ark sabit protezler üzerinde yaptıkları çalışmalarında sağlıklı bir periodontal ligamente sahip doğal diş destekleri ile periodontal desteğinin 3/2'sinden fazlasını kaybetmiş doğal diş desteklerine bağlı sabit protezleri intrüzyon problemi, implant başarı oranı ve protetik komplikasyonlar yönünden değerlendirmişlerdir. Sonuç olarak sağlıklı periodontal desteği olan dişlerde intrüzyon fenomeni gözlenirken (toplam sağlıklı diş sayısının % 13'ünde), periodontal sağlığı tam olmayan grupta hiç intrüzyon görülmediğini

bildirmişlerdir. Gross ve ark (2001), maksiller implantların stres dağılımı üzerine yaptıkları fotoelastik stres analiz çalışmasında, doğal dişin periodontal ligamentini taklit edebilmek amacıyla, 0,2mm kalınlığında, silikon malzeme kullanmışlardır.

Bu bilgilerden yola çıkarak, yapılan çalışmada, periodontal desteğin etkisini tam olarak izleyebilmek amacıyla, doğal dişin etrafında sağlıklı bir periodontal ligament oluşturmak hedeflenmiştir. Bu amaçla 0,20-0,30mm kalınlığında, silikon esaslı bir malzeme kullanılmıştır.

Diş-implant bağlantılı protezlerde, implanta gelen aşırı yükleri azaltmak ve dişin implanta göre artmış hareketliliğini dengelemek amacıyla diş-implant bağlantısına ya da implantın kendi içerisine farklı tipte hassas tutucular ya da mobil implant parçaları yerleştirilebilmektedir (Matthews ve ark 1991, Kay 1993). Çalışmada, T kesitli, sürgü tipi hassas bağlantı ünitesi kullanılmıştır. Literatürde, hassas tutucuların ve hareketlilik özelliğine sahip implant parçalarının etkisini araştırmak amacıyla yapılmış bir çok çalışma bulunmaktadır.

Çalışmada, diş preperasyonu olarak, standart shoulder bevel basamaklı preperasyon yapılmış (Shillinburg ve ark 1981, Nishimura ve ark 1999, Ochiaci ve ark 2003) ve protetik üst yapı olarak Cr-Co destekli (Eskitaşçıoğlu ve ark 2004, Sevimay ve ark 2005) porselen kullanılmıştır. Siman mesafesi göz ardı edilmiştir (Eskitaşçıoğlu ve ark 2004).

Cr-Co alaşımları dental alaşımlar içinde en yüksek elastik modülüse sahip alaşımlardır. Bu nedenle, esneklikleri, yüksek oranda altın içeren alaşımların esnekliklerinin yarısından daha azdır. Bu da bize ince bir metal alt yapı ile çalışabilme imkanı sağlamaktadır (O'Brien 1997). Williams ve ark (1990), Cr-Co alaşımın etkilerini araştırdıkları sonlu eleman çalışmasında, Cr-Co alaşımların, yüksek elastik modülüsleri sayesinde daha homojen stres dağılımı gösterdiğini belirtmişlerdir .

Dişhekimliğinde, implant destekli sabit parsiyel protez üst yapısı olarak, metal destekli porselenler, oldukça geniş bir kullanım alanına sahiptir. Literatürde, sonlu elemanlar ve fotoelastik stres analiz çalışmalarındaki örnekler incelendiğinde, üst yapı olarak; altın- paladyum alaşımı (Nishimura ve ark 1999, Ochiaci ve ark 2003), gümüş-palladyum alaşımı (Gross ve ark 2001), metal destekli porselen (Misch ve İsmail 1993, Eskitaşçıoğlu ve ark 2004) kullanıldığı görülmektedir. Klinik vakaların çoğunluğunda ise metal destekli porselen kullanılmaktadır (Bragger ve ark 2001, Akça ve ark 2002, Oelgiesser ve ark 2004).

Literatürde, farklı tipte üst yapıların destek kemiğe olan etkilerini inceleyen pek çok araştırma mevcuttur. Cibirka ve ark (1992), implantların oklüzal yüzeylerinde altın, porselen ve rezin gibi yaygın olarak kullanılan materyallerin kemiğe ilettikleri kuvveti strain-gauge yöntemi ile inceleyerek, kemiğe iletilen streslerde belirgin bir fark olmadığını göstermişlerdir. Eskitaşçıoğlu ve ark (1996), porselen ve akrilik oklüzal yüzeyler arasında kuvvet iletimi açısından fark olup olmadığını sonlu elemanlar analiz yöntemini kullanarak araştırmışlar ve metal destekli porselen kronların, metal destekli akrilik kronlara oranla daha avantajlı olduklarını bulmuşlardır. Stegaroiu ve ark'nın 1998'de yaptıkları çalışmalarında, altın, rezin ve porselen üst yapıları değerlendirmişler ve rezin esaslı üst yapının, diğer materyallerle benzer ya da daha yüksek stres konsantrasyonlarına neden olduklarını göstermişlerdir. Aykul ve ark (2002), Au-Pd-porselen ve Ni-Cr-porselen destekli sabit parsiyel protezlerdeki kuvvet iletimini değerlendirdikleri sonlu eleman çalışmalarında iki örneğin benzer basma gerilmeleri (85N-05N) gösterdiklerini kadetmişler ve ekonomik imkanlar dahilinde Au-Pd-porselen kullanımını tavsiye etmişlerdir. Goodacre ve ark (2003), 1981 ve 2001 yılları arasında yapılan implant üstü protezlerin klinik başarı oranlarını değerlendirdikleri retrospektif çalışmalarında toplam 12157 implantı değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda

mekanik implant komplikasyonlarına bakıldığında 663 rezin veneer uygulamasından 144'ünde (% 22) fraktür izlenirken, 258 porselen veneer uygulamasından 36'sında (% 14) fraktür gözlemlendiğini belirtmişlerdir. Bu bulgular ışığında metal destekli porselen kullanımının doğru bir karar olduğu düşünülebilir.

Çalışmada dikkat edilen bir diğer konu, üstyapıların pasif oturum sağlamasıdır. Çünkü bilinmektedir ki protez üst yapıların destekler ile uyumunun tam sağlanamaması protetik restorasyonda, destek diş ve implantlar ile destek kemikte istenmeyen streslere neden olabilmektedir (Şahin ve Çehre 2001). Bir çok araştırmacı, pasif oturum eksikliğinin, üst yapıda sorun oluşturacağını belirtmiştir (Hebel ve Gajjar 1997, Wee ve ark 1999, Kunavisarut ve ark 2002). Hackmenn ve ark (2006), ITI implantlara ait simante ve vidalı abutmentların üstyapılarının farklı yollarla üretilmelerinin, abutmentların implant üzerine yerleştirilirken göstereceği pasif uyum miktarlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, vidalı abutmentları yerleştirirken (30MPa) simante olanlara (5MPa) göre destek kemikte daha fazla stres oluşturduğunu belirtmişler ve simante abutmentların vidalı olanlara göre pasif uyum sağlama özelliklerinin daha iyi olduğunu göstermişlerdir. Natali ve ark (2006), implant destekli sabit protezlerde uygunsuz üst yapıların destek kemikteki etkilerini değerlendirdikleri sonlu elemanlar çalışmalarında, üst yapıların meziodistal ve bukkolingual yöndeki uyumsuzluklarının, implantları destekleyen kemikte, özellikle kortikal kemikte, yükleme öncesi stres oluşumuna neden olduğunu göstermişlerdir. Çalışma modelleri ile implant üst yapılar arasındaki uyumsuzluk; alaşımın tipi, çalışma modelinin üretim tekniği, implant abutmentlarının uzunluğu ve açısı, implantlar arası mesafe gibi pek çok faktörden etkilenmektedir (May ve ark 1996). Çalışmada, fotoelastik yöntemde kullanılan protetik üst yapıların, modeller üzerine pasif oturum sağlamalarına azami dikkat gösterilmiştir.

Bu amaçla protetik üst yapılar, çalışma modeline bağlı uyum problemlerini elimine etmek için, direkt doğal diş ve implant destekleri üzerinde hazırlanmıştır.

Kuvvet analizi çalışmalarında implantlar üzerine uygulanan sabit protezlerin boyutu, şekli standart yapılmış, böylece tek bir modelde gerçekleştirilen iki boyutlu kuvvet analizi sonuçlarının karşılaştırılabilir olmasına dikkat edilmiştir (İnan 1997). Çalışmada protetik üst yapıların oklüzal tablaları, yüzey morfolojisi göstermeksizin, dikdörtgen biçiminde hazırlanmıştır (İnan 1997, Nishimura 1999, Ochiaci ve ark 2003). Bu sayede standart bir model oluşturulmuş ve vertikal kuvvetin uygulanacağı nokta tam olarak ayarlanabilmiştir.

İmplant destekli sabit parsiyel protezlerdeki stres dağılımlarının değerlendirildiği değişik çalışmalarda, uygulanan oklüzal kuvvetlerin yönleri ve uygulama noktaları farklılık göstermektedir. Oklüzal yüklemelerin vertikal (Fischer ve ark 2004, Romeed ve ark 2004), oblik (Petrie ve Williams 2002) ya da hem vertikal hem de horizontal olarak uygulandığı görülmektedir. Ayrıca kuvvet uygulama noktaları kasp tepesi (Romeed ve ark 2004, Huang ve ark 2005, Sevimay ve ark 2005), fossa (Sevimay ve ark 2005), bütün oklüzal tabla (Özçelik ve Ersoy 2007), oklüzal tablanın orta noktası ya da oklüzal tabla üzerindeki farklı noktalar (Nishimura ve ark 1999, Ochiaci ve ark 2003) olabilmektedir. Farklı tipteki bu uygulamaların amacının, protetik üst yapının farklı noktalarından uygulanan kuvvetlerin destek kemikte ve/veya implant ya da protez malzemesinin bünyesinde oluşturacağı etkileri değerlendirmek olduğu düşünülebilir.

Fotoelastik ve sonlu elemanlar yönteminde kullanılan modellere, her diş desteği ve pontik için vertikal yönde 100N olmak üzere toplam 300N'luk oklüzal kuvvet, protetik restorasyonun orta noktasından (Fischer ve ark 2004, Ueda ve ark 2004) uygulanmıştır. Bu miktar gerekli kuvvet dağılımlarını izlemek için yeterlidir. Menicucci

ve ark (2002), yaptıkları çalışmalarında, diş-implant destekli sabit parsiyel protezlerde kuvvet noktası olarak doğal dişin oklüzalini kullanmışlar ve 50 kg'lık vertikal kuvvet uygulamışlardır. Çehreli ve ark (2004), fotoelastik metodla, farklı implant dizaynlarını karşılaştırdıkları çalışmalarında, vertikalde 100N, 20º eğimli olarak 150N'luk kuvvetler uygulamışlardır. Hansson (2003), farklı implant abutment dizaynlarının kuvvet iletimine etkisini incelediği araştırmasında implantlar üzerine 100N'luk axial yüklemeler uygulamıştır. Huang ve ark (2005), geniş implantların tek kullanımları ile dar implantların birbirine bağlanarak kullanılmasının destek kemik üzerine olan etkisini değerlendirdikleri in vitro çalışmalarında, her implant için 100N'luk kuvvetler kullanmışlardır. Kullanılan 300N'luk vertikal kuvvetin doğal çiğneme kuvvetleri ile uygun olduğunu düşünmekteyiz.

Doğal dentisyondaki maksimum ısırma kuvvetleri dişlerin dental ark üzerindeki lokalizasyonları, destek dokuların yük taşıma kapasitesi, kişinin ısırma esnasındaki mental durumu ve kişisel farklılıklara bağlı olarak çeşitlilik gösterir (van Eijden 1991, Şahin ve ark 2002). Günümüzde, yetişkin bir erkeğin, ortalama statik çiğneme kuvveti 100-150N olarak kabul edilir ve erkekte kadından fazladır (Helkimo ve ark 1977, Şahin ve ark 2002). Hasta ağzına yerleştirilen, implant destekli sabit parsiyel protezlerin, çiğneme fonksiyonunda ve ısırma kuvvetlerinde artışa neden olduğu belirtilmiştir (Carlsson ve Carlsson 1994). Şahin ve arkadaşlarının (2002) yapmış oldukları literatür değerlendirmesinde, Carr ve Laney'in yapmış oldukları çalışmalarında 4,5N ile 25N arasında olan ısırma kuvvetlerinin implant destekli sabit parsiyel protez uygulamasını takiben 3 ay sonra yapılan tekrar ölçümlerinde 10,2N ile 57,5 N'a yükseldiğini gösterdiklerini belirtmişlerdir. Oklüzal kuvvetler, implantların dental arktaki lokalizasyonuna göre de farklılık göstermektedir. Richter (1995), premolar ve molar bölgelerinde konumlanmış implantlara gelen vertikal oklüzal çiğneme kuvvetlerini

değerlendirdiği çalışmasında, çiğneme esnasında 60-120N'luk çiğneme basıncı ve 120-150N'luk maximum çiğneme basıncı oluştuğunu göstermiştir. Mericske-Stern ve Zarb (1996), ITI implant destekli sabit parsiyel protezler ile restore edilen parsiyel dişsiz hastalar ile yaptıkları in-vivo çalışmada, maksimum ısırma kuvvetlerinin, premolar ve 1.molar bölgesinde 200N'un altında, 2. molar bölgesinde ise 300N'un altında olduğunu tespit etmişlerdir.

Çalışmada fotoelastik modeli oluşturmak amacıyla, literatürdeki örnekler ışığında (Wang ve Fenton 1996, İnan 1997, Nishimura ve ark 1999, Ochiaci ve ark 2003, Özçelik ve Ersoy 2007), PL-2 epoksi rezin kullanılmıştır.

Diş-implant ve implant-implant destekli modellerde mezial destekler birbirinden farklıdır. Mezialdeki desteği oluşturan diş ve implant materyallerinin etrafında meydana gelen gerilim farklılıklarının, diş ile implant arasındaki farklı geometrik ve biyomekanik özelliklerden kaynaklandığı düşünülerek, bu iki destek arasındaki farklılıklar değerlendirilmemiştir. Aynı desteklere sahip rijit, ve nonrijit modeller kendi aralarında ve farklı stres analiz yöntemleri kendi aralarında, destek dişler ve aradaki bağlantının etkisi yönünden karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

Bu çalışmada, fotoelastik yöntemdeki implant-implant destekli örneklerde gerilimlerin implantların apeks bölgesinde yoğunlaştığı bulunmuştur. Fotoelastik modellerdeki bu durum literatürdeki pek çok çalışma ile paralellik göstermektedir. Nishimura ve ark (1999), doğal diş ve implant destekli sabit parsiyel protezlerdeki kuvvet iletimi üzerine yaptıkları fotoelastik stres çalışmalarında, stres konsantrasyonlarının doğal diş ve implantların apeks bölgelerinde yoğunlaştığını bildirmişlerdir. Benzer şekilde Gross ve ark (2001), yaptıkları fotoelastik çalışmalarında, stres konsantrasyonlarının mandibulaya yerleştirilen silindirik metal implantların apeks bölgelerinde yoğunlaştığını bulmuşlardır. Çehreli ve ark (2004),

farklı implant dizaynlarının kuvvet iletimine etkisini inceledikleri fotoelastik stres analizi çalışmalarında, 100 ve 150N'luk yüklemeler altında, bütün implantların maksimum stres konsantrasyonlarının, apeks bölgesinde toplandığını göstermişlerdir.

Sonlu elemanlar yönteminde ise implant desteklerinin apeks ve boyun bölgelerinde, birbirleri ile eşit, düzgün dağılmış stres alanları görülmektedir. Bunun nedeni, sonlu elemanlar modelleme yönteminde fotoelastik yöntemden farkı olarak iki tipte kemiğin belirlenmiş olması olabilir. İmplant destekli sabit parsiyel protezlerdeki kuvvet iletimi üzerine yapılan sonlu elemanlar çalışmalarının bazılarında, implantlar etrafında meydana gelen gerilimlerin spongioz kemikten ziyade, kortikal kemikte gözlemlendiği (Geng ve ark 2001, Kitamura ve ark 2005) ve implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığı gösterilmiştir (Valentin ve ark 1990, van Rossen ve ark 1990, Hoshaw ve ark 1994, Papavasiliou ve ark 1997, Teixeira ve ark 1998, Huang ve ark 2005, Kitamura ve ark 2005, Koca ve ark 2005, Sevimay ve ark 2005). Diğer bir görüş, kemikte görülen stres konsantrasyonlarının kortikal kemikte implantın boyun kısmının yanında, spaongioz kemikte, apeks bölgesinde toplandığıdır (Ko ve ark1992, Geng ve ark 2001). Bu bulgunun aksine, Vaillancourt ve ark (1996), implantın gövde kısmında, boyun kısmına nazaran daha fazla gerilmelerin olduğunu göstermişlerdir. Çalışmanın bulguları ışığında, fotoelastik ve sonlu eleman yöntemlerinde, implant-implant desteklerinin sonuçlarının birbirleri ile uyumlu olduğu söylenebilir.

Doğal diş-implant destekli rijit bağlantılı modelde, sonlu elemanlar yönteminde, artmış stres konsantrasyonları implantın boyun bölgesinde yoğunlaşmıştır. Bunun nedeni, implant ile dişe gelen kuvvetlerin, doğal diş ile implantın dönme merkezleri dikkate alınırsa, implantta dişe göre daha yukarıda (krestal kemik) olmasından kaynaklanabilir. Parfitt (1960), doğal dişlerin lateral kuvvetler altında dönme merkezlerinin kökün 1/3 apikal üçlüsü olduğunu bildirmektedir. Oysa implantlar, doğal

dişlerden farklı olarak lateral kuvvetlerde dönme merkezi olarak, spongioz kemiğe göre çok daha yoğun bir yapı gösteren, kortikal kemik bölgesini kullanırlar (Sekine ve ark1986, Kim ve ark 2005-a). Bu durumun bir diğer nedeni de Ericsson ve ark'nın (1986) ve tarif ettiği biçimde, protez üzerine gelen yüklerin, öncelikle rijit olan yapı tarafından karşılanacağı ilkesi olabilir. Dişi çevreleyen periodonsiyum doğal dişe gelen kuvvetleri absorbe eder ve stresleri kemiğe daha homojen bir şekilde iletirken rijit bağlı implantlar stresleri direkt olarak kemiğe iletirler. İmplantın boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemiğin elastik modülüsü spongioz kemikten çok daha yüksektir. Dolayısıyla, kortikal kemik daha dirençlidir ve deformasyona daha yüksek dayanım gösterir ve buna bağlı olarak, gelen kuvvetler kortikal kemikte yoğunlaşırlar (İchikawa ve ark 1997, Stegaroiu ve ark 1998, Gross ve ark 2001, Koca ve ark 2005).

Doğal diş-implant destekli model fotoelastik stres analizi yöntemi ile incelendiğinde, sonuçların sonlu eleman modeli ile benzer olduğu görülmektedir. Nishimura ve arkadaşlarının (1999) yapmış oldukları fotoelastik stres analizinde, premolar diş desteğinin distaline iki tane implant yerleştirilmiş ve bu destekler rijit ve nonrijit şekillerde birbirlerine bağlanmıştır. Rijit bağlantılı modelde, uygulanan vertikal oklüzal kuvvet altında, diş ve implant desteklerinin apekslerinde ve dişe komşu implantın mezialinde düşük miktarlarda stres konsantrasyonu görüldüğünü belirtmişlerdir. Bu sonuç, bizim bulgularımızla paraleldir. Diğer taraftan Özçelik ve Ersoy'un (2007) yapmış oldukları fotoelastik analiz çalışmasında, rijit bağlı diş-implant destekli örneklerde artmış stres konsantrasyonlarını implantın mezial servikal ve apeks bölgelerinde tespit etmişken doğal dişte stres konsantrasyonu tespit edememişlerdir. Bu farklılıklar yöntemler arasındaki farklılıklara bağlı olabilir. Özçelik ve Ersoy çalışmalarında doğal diş değil, metal premolar diş kullanmışlardır, ayrıca üst yapıyı diş-implant desteklere simante etmişler ve oklüzal yüklemeyi tek noktadan değil tüm

oklüzal tabla üzerinden uygulamışlardır. Bu metot farklılıkları, çalışmaların sonuçlarında da farklılık yaratabilir.

Çalışmada, doğal diş-implant desteklerini semirijit hassas tutucu ile birbirine bağlandığında, fotoelastik ve sonlu eleman yöntemlerinin her ikisinde de , doğal diş ve implant destekleri üzerine gelen kuvvetlerde artış olduğu görülmüştür. Literatürde, hassas bağlantının etkisini araştırmak amacıyla yapılmış olan in vivo ve in vitro çalışmalara bakıldığında;

van Rossen ve ark (1990), yaptıkları sonlu eleman çalışmasında, intra-mobil element içeren IMZ implantlarının stres dağılımına etkisini araştırmışlar ve intra-mobile element kullanımının stres dağılımına etkisinin olmadığını, ancak stres miktarında bir azalma olduğunu bulmuşlardır. Misch ve İsmail (1993), diş-implant destekli, üç üyeli sabit parsiyel protezlerde rijit ve nonrijit bağlantı kullanımının etkilerini sonlu elemanlar metodu ile karşılaştırmalı olarak değerlendirmişlerdir. Çalışma sonucunda rijit ya da nonrijit bağlantı kullanımı arasında önemli bir farklılık olmadığı sonucuna varmışlardır. Garsia ve Oesterle (1998), doğal dişler ile implantların sabit parsiyel protez ile birbirine bağlanmasının, hareketlilik farklılıkları ve uzun dönem başarı oranları nedeniyle pek tercih edilen bir yöntem olmadığını söylemişler ve diş-implant bağlantılı sabit parsiyel protezlerde intrüzyon probleminin gözlenme sıklığı, konusunda dişhekimleriyle yaptıkları incelemelerinde, doğal diş-implant bağlantılı sabit parsiyel protezlerin sadece % 3,5'unda intrüzyon probleminin görüldüğünü söylemişlerdir. Ayrıca, implantın şekli ya da rijit ve/veya nonrijit bağlantı kullanımı arasında bir bağlantı olmadığını belirtmişlerdir. Nickenig ve ark (2006), çalışmalarında, yaş ortalaması 45,4 olan toplam 85 diş-implant destekli sabit parsiyel protez taşıyan toplam 84 hastanın, ortalama 5 yıllık takibini yapmışlar. İmplantların % 43,5'i Branemark, % 41,2'si ITI marka olan diş-implant destekli protezlerden 28 tanesi nonrijit bağlantı

içermektedir. Bu çalışmanın sonucunda, araştırmacılar, nonrijit bağlantı kullanımının sabit parsiyel protezlerde görülen komplikasyon oranını önemli ölçüde arttırdığını belirterek, rijit bağlantı kullanımının daha uygun olduğu sonucuna varmışlardır. Özçelik ve Ersoy (2007), diş-implant destekli sabit parsiyel protezlerde rijit ve nonrijit bağlantı kullanımını değerlendirdikleri in vivo çalışmalarında, eğer doğal diş ile implant bağlantılı bir sabit parsiyel protez uygulanacaksa, implant tarafına bir hassas bağlantı ünitesi yerleştirilmesini tavsiye etmektedirler. Farklı çalışmalar arasında gözlemlenen sonuçların çeşitliliği, kullanılan yöntem farklılıkları, hasta ve materyal seçimindeki değişkenlere bağlanabilir (Albrektsson ve Sennerby 1991, Lum 1991, Arvidson ve ark 1992, Lill ve ark 1993).

Fotoelastik ve sonlu elemanlar stres analiz yöntemleri dişhekimliğinde oldukça sıklıkla kullanılan yöntemlerdir. Ancak her iki 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 periodontal ligamenti taklit etmek amacı ile kullanılan silikon ölçü malzemesi hiçbir zaman doğal dişin periodontal ligament özelliklerini tam olarak yansıtamaz. Bunun yanında gerçek restoratif malzemelerin ve protez fabrikasyon tekniklerinin kullanılıyor olması bu yönteme bir avantaj sağlamaktadır (Nishimura ve ark 1999). Sonlu elemanlar modelleme yöntemi ise; dentin, kemik, periodontal ligament gibi bünyesindeki tüm elemanları homojen, lineer-elastik ve izotropik kabul eder. Ek olarak bu çalışmada her iki yöntem için de implantın kemik ile bağlantısı mükemmel olarak alınmış ve sadece statik oklüzal yüklemeler olduğu varsayılmıştır. Oysa doğal çiğneme fonksiyonu dinamik bir harekettir ve oblik kuvvetleri de içermektedir (Geng ve ark 2001). Bu kısıtlamalardan dolayı bu çalışma doğal durumu tam olarak yansıtmamaktadır. Ancak doğal duruma yakın oluşturulmaya çalışılan modeller yardımı

ile farklı tipte bağlanan diş-implant destekleri ile implant-implant desteklerine ait stres dağılımlarına ilişkin önemli bilgiler ortaya koymaktadır.

Bu çalışmanın sınırları içinde şu sonuçlara varılabilir;

- Sonlu eleman ve fotoelastik stres analiz yöntemlerinin her ikisi de genel olarak birbirleri ile paralellik gösteren ve tatmin edici sonuçlar ortaya koymuştur.
- Buna rağmen, her iki analiz yönteminin sahip oldukları sınırlamalar ve farklılıklar (örn: fotoelastik stres analiz yönteminda, kemik yapısının tek parça homojen bir yapı göstermesi buna karşın sonlu elemanlar analiz yönteminde kemik tabakalarının farklı yapılarının belirlenebilmesi) nedeniyle elde edilen bulgularda yer yer farklılıklar gözlenmiştir.
- Her iki stres analiz yönteminde de en düşük stresler implant-implant destekli modellerde, en yüksek stresler hassas tutucu implant tarafında olan modellerde gözlenmiştir.
- Diş-implant destekli rijit bağlantılı modeller, implant-implant destekli modeller ile yakın sonuçlar göstermiştir.
- Parsiyel dişsizlik vakalarında implant destekli sabit restorasyon yapılmasının planlandığı ancak çeşitli nedenlerle ikinci implant desteğinin yerleştirilemediği durumlarda diş-implant destekli sabit parsiyel protezler implant-implant destekli sabit parsiyel protezlere alternatif olabileceği söylenebilir.
- Diş-implant destekli sabit parsiyel protez uygulanması durumunda, bağlantı şekli olarak, nonrijit bir bağlantı yerine rijit bir bağlantı kullanılması tavsiye edilebilir.
- İncelenen bir implant sistemine ait sonuçlar, implantın makro ve mikroyapısındaki farklılıklar ve implant dizaynı göz önünde bulundurulduğunda, bulgular üzerinde belirleyici olabileceği için, diğer implant sitemleri için de geçerli

sonuçlar olarak kabul edilemez. Dolayısı ile çeşitli implant sistemleri için de in-vitro ve in-vivo çalışmalar yapılarak implant sistemlerinin biyomekanik özellikleri araştırılmalıdır.

6. ÖZET

S.Ü.Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

DOKTORA TEZİ / KONYA-2007

Dilek ENHOŞ

Danışman

Prof. Dr. Özgür İNAN

Rijit ve Semirijit Bağlantılı İmplant-Diş ve İmplant-İmplant Destekli Sabit Parsiyel Protezlerde Kemik İçerisinde Oluşan Stres Dağılımının İncelenmesi

Bu çalışmanın amacı, implant-diş ve implant-implant destekli sabit parsiyel protezlerdeki rijit ve semirijit bağlantının destek kemik üzerindeki etkisini, farklı iki stres analiz yöntemi ile karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir.

Bu amaçla üç adet Straumann marka, 4,1mm çapında, 12mm uzunluğunda, solid, vida tipi implant ile bir adet yeni çekilmiş, çürüksüz, sağ üst II. premolar diş kullanıldı. Doğal dişe 6º'lik tepe açısı olan soulder basamaklı preperasyon hazırlandı. Dişin kök yüzeyi 0,20-0,30mm kalınlığında silikon esaslı ölçü maddesi ile kaplandı.

45mmx10mmx50mm boyutlarında hazırlanan akrilik bloklara implantlar ve doğal diş yerleştirildi. İmplantların üzerine 50mm yüksekliğindeki abutmentları sabitlendi.

Metal destekli porselenden hazırlanan örneklerde hassas bağlantı ünitesi olarak 'T' tipi sürgü bağlantısı kullanıldı.

Fotoelastik stres analiz yöntemi için PL-2 epoksi rezin kullanıldı. Yükleme için üniversal test cihazı, oluşan kuvvet çizgilerini izleyebilmek için ise beyaz ışık ve

Polariskop cihazı kullanıldı. Her bir örneğe, oklüzal tablanın orta noktasından, vertikal yönde 300N'luk kuvvet uygulandı ve sonuçlar dijital bir fotoğraf makinesi kullanılarak görüntülendi.

Sonlu eleman analiz yöntemi için ise bilgisayar destekli modeller, gerçek boyutlarına uygun olarak bütün yapıların (mine, dentin, pulpa, periodontal ligament, kemik, implant) elastisite modülleri ve poisson oranları belirtilerek ayrı ayrı oluşturuldu. Bu amaçla SAP2000 bilgisayar programı kullanıldı. Hazırlanan modellerin 2mm'lik kesitleri. Sonlu eleman modelleme yönteminin bir özelliği olarak bütün yapılar homojen, lineer elastik ve izotropik kabul edildi. Aynı şekilde yükleme yapıldı ve sonuçlar von Misses skalası baz alınarak değerlendirildi.

Çalışma sonunda iki stres analiz yöntemine ait bulgular tek tek ve karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Buna göre, iki yöntem arasında paralellik vardır ve en düşük stresler implant-implant bağlantılı modellerde, en yüksek stresler ise diş-implant destekli, semirijit bağlantılı modellerde gözlemlenmiştir. Diş-implant destekli modeller implant-implant destekli modeller ile yakın sonuçlar göstermişlerdir. Buna bağlı olarak implant-implant destekli sabit parsiyel protezlerin uygulanamadığı yerlerde diş-implant destekli rijit bağlantılı sabit parsiyel protezlerin bir alternatif olabileceği söylenebilir.

7. SUMMARY

The Evaluation of Stress Distribution in Supporting Bone with Rigid and Semirigid Connected Implant-Tooth and Implant-Implant Supported Fixed Partial Dentures

The aim of this study is to evaluate the effect of rigid/semi-rigid attachments in implant-tooth and implant-implant supported fixed partial dentures on the supporting bone with 2 different stress analysis methods.

For this purpose 3 Straumann implants with 4,1mm in diameter, 12mm in lenght, solid, screw type and newly extracted caries free right upper second premolar tooth was used. Natural tooth was prepared in shoulder margin design with the angle of º6 at the top. The root surface was coated with silicone impression material 0,20-0,30 mm in thickness.

Implants and natural tooth were placed in acrylic blocks 45mmx10mmx50mm and abutments with 50mm in height were fixed on implants. 'T' type precise attachment was used at connector areas in metal ceramic fixed partial dentures.

In photoelastic stress analysis method PL-2 epoxy resin was used. In order to see stress areas, white light and polariscope and for loading universal test device was used. The 300N was applied vertically in the centre of occlusal table for each sample and results were screened with digital camera.

For finite element analysis computer aided models, all structures (enamel, dentine, pulp, periodontal ligament, bone, implant) were created as actual sizes regarding elasticity modulus and Poisson rates and SAP2000 software was used. Models were sectioned by two milimeters. All structures were assumed as homogen,

linear elastic and isotropic. The samples were loaded and results were evaluated with von Misses scale.

The results of two different stress analysis methods were evaluated comperatively and seperately. The results of, two methods finite element and photoelastic stres analysis were parallel and the lowest stress values were located in implant-implant supported models, the highest stress values were located in tooth-implant supported, semirigid attachments. Tooth-implant supported models showed similar results when compared to implant-implant supported models. When implant-implant supported fixed partial dentures could not be used, tooth-implant supported fixed partial dentures with rigid attachment could be an alternative.

8. KAYNAKLAR

Adell R, Eriksson B, Lekholm U, Branemark PI, Jemt T (1990) *Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws*, Int J Oral Maxillofac Implants, 5, 347–359.

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI (1981) *A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw*, Int J Oral maxillofac Surgery, 10, 387–416.

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Branemark PI, Lindhe J, Eriksson B, Sbordone L (1986) *Marginal tissue reaction at osseointegrated titanium fixtures,* Int J Oral Maxillofac Surgery, 15, 39–52.

Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H (2002) *A comparation of three dimentional finite element anlaysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants*, Int J Prosthodont, 15, 115-121.

Akça K, Çehreli MC, İplikçioğlu H (2003*) Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morse-taper implant: A nonlinear finite element stress analysis,* Clin Oral Implants Res, 14(4), 444-454.

Akça K, Uysal S, Çehreli MC (2006) *Implant–tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions*, Clin Oral Impl Res, 17, 331-336.

Akın E (1999) *Dişhekimliğinde Porselen*, İÜ Dişhekimliği Fakültesi Yayınları, İÜ Yayın No: 3984, Dişhekimliği Fakültesi Yayın No 93, ISBN 975-404-447-3, İstanbul.

Akpınar I, Anıl N, Parnas L (2000) *A natural tooth's stress distrubition in occlusion with a dental implant,* J Oral Rehabil, 27, 538-545.

Albrektsson T, Branemark PI, Hansson H, Lindstrom J (1981) *Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long lasting direct bone-to-implant anchorage in man,* Acta Orthop Scand, 52, 155–170.

Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Kasemo B, Larsson K (1983) *The interface zone of inorganic implant in vivo; Titanium implants in bone,* Ann Biomed Eng, 11, 1–27.

Albrektsson T, Sennerby L (1991) *State of the art in oral implants*, J Clin Periodontol, 18(6), 474-481.

Albrektsson T, Zarb GA (1986) *The Branemark osseointegrated implant*, Quintessence Pub Co Inc.

Albrektsson T, Zarb GA (1998) *Consensus report: Towards optimised treatment outcomes for dental implants,* Int J Prosthodont, 11, 389-396.

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

Arvidson K, Bystedt H, Frykholm A, von Konow L, Lothigius E (1992) *A 3-year clinical study of Astra dental implants in the treatment of edentulous mandibles* Int J Oral Maxillofac Implants, 7(3), 321-329.

Astrand P, Borg K, Gunne J, Olsson M (1991) *Combination of natural teeth and osseointegrated implants as prosthesis abutments: A 2-year longitudinal study*, Int J Oral Maxillofac Implants, 6, 305-312.

Ataoğlu T, Gürsel M (1999) *Periodontoloji,* Bahçıvanlar Basım Sanayi A.Ş., ISBN 975-94820-2-9, Konya.

Att W, Kurun S, Gerds T, Strub JR (2006) *Fracture resistance of single-tooth implant-supported allceramic restorations after exposure to the artificial mouth,* J Oral Rehabil, 33, 380–386.

Ausiello P, Apicella A, Davidson CL, Rengo S (2001) *3D finite element analysis of the cusp movements in human upper premolar, restored with adhezive resin based composites*, J Biomech, 34, 1269-1277.

Aykent F, İnan Ö, Akman S (2003) *Farklı kor materyallerinin stres iletiminin fotoelastik stres analiz yöntemi ile incelenmesi*, Dişhekimliği Dergisi, 53, 295-300.

Aykul H, Toparlı M ve Dalkız M (2002) *A calculation of stress distribution in metal-porcelain crowns by using three-dimentional finite element method*, J Oral Rehabil, 29, 381-386.

Babbush AC (1991) *Dental implants: Principles and Practice,* WB Saunders Company, Harcourt Brace Javonovich Inc., Philadelphia.

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

Bidez MW, Misch CE (1992) *Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles*, Oral Implantol, 18, 264-274.

Block MS, Kent JN (1995) *Endosseous implants for maxillofacial reconstruction*, WB Saunders, Philadelphia.

Block SM, Lirette D, Gardiner D, Li L, Finger IM, Hochstedler J et al (2002) *Prospective evaluation of implants connected to teeth,* Int J Oral Maxillofac Implants, 17, 473-487.

Bozkaya D, Müftü S, Müftü A (2004) *Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis,* J Prosthet Dent, 92, 523-530.

Bragger U, Aeschlimann S, Burgin W, Hammerle CHF, Lang NP (2001) *Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four years of function,* Clinical Oral Implants Research, 12, 26–34.

Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T (1987) *Osseointegration in Clinical Dentistry*, Quintessence Pub.Co.Inc, Chicago.

Brenemark PI (1983) *Osseointegrations and its experimental backraund*, J Prosthet Dent, 50, 399-410.

Brenemark PI, Zarb G, Albrektsson (1985) *Tissue-Integrated Prostheses Osseointegrations in Clinical Dentistry,* Quintessence, Chicago.

Brinks JC (1992) *Eine klinische Auswertung von 517 Pitt-Easy Bio Oss Implantaten über einen Zeitraum von 4 Jahren.* Abstract, Program 22. Internationales Seminar für Orale Implantologie, Bremen.

Brunski JB (1988) *Biomechanics of dental implants; Future research directions,* J Dent Ed, 52, 775-787.

Brunski JB (2003) *Biomechanical aspects of oral/maxillofacial implants*, Int J Prosthodont, 16, 30-32.

Brunski JB, Puelo DA, Nanci A (2000) *Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: Current Status and Future Developments*, Int J Oral Maxillofac Implants, 15, 15-46.

Buser D, Schenk RK, Steinmann S, Fiorellini FP, Fox CH, Stich H (1991) *Influence of surface characteristics on bone integration of titanium implants: A histomorphometric study on miniatur pigs*, J Biomed Mater Res, 25, 889-902.

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

Carlsson B, Carlsson GE (1994) *Prosthodontic complications in osseointegrated dental implant treatment,* Int J Oral Maxillofac Implants, 9, 90-94.

Carlsson GE (1974) *Bite force and chewing efficiency*, Front Oral Physiol, 1, 265-292.

Carr AB, Gerard DA, Larsen PE (1996) *The responce of bone in primates around unloaded dental implants supporting prostheses with different levels of fit*, J Prosthet Dent, 76, 500-509.

Carranza FA, Newman MG (1996) *Clinical Periodontology*, Saunders Company, Philadelphia.

Chee W, Felton DA, Johnson PF, Sullivan DY (1999) *Cemented versus screw-retained implant prostheses: Which is Beter?*, Int J Oral Maxillofac Implants, 14, 137-141.

Cho GC, Chee WW (1992) *Apparent intrusion of natural teeth under an implant supported prosthesis: A clinical report,* J Prosthet Dent, 68, 3-5.

Choi JW, Heo SJ, Koak JK, Kim SK, Lim YJ, Kim SH et al (2006) *Biological responses of anodized titanium implants under different current voltages*, J Oral Rehabil, 33, 889–897.

Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC et al (2002) *Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis*, Journal of Oral Rehabilitation, 29, 565–574.

Chung SH, Heo SJ, Koak JY, Kim SK, Lee JB, Han JS et al (2006) *Effects of implant geometry and surface treatment on osseointegration after functional*

loading: A dog study, J Oral Rehabil, Online Early Articles, Accepted Date 10 April 2006.

Cibirka RM, Razzoog ME, Lang BR, Stohler CS (1992) *Determining the force absorption on quotient for restorative materials used in implant occlusal surfaces,* J Prosthet Dent, 67, 361-364.

Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley WA (1995) *Three dimentional finite element stress analysis of angled abutments for an implant plased in the anterior maxilla*, J Prosthodont, 4, 95-100.

Cochran DL (2000) *The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: A consensus report*, Clin Oral Implants Res, 11, 33-58.

Cohen SR, Orenstein JH (1994) *The use of attachments in combination implant and natural-tooth fixed partial dentures: A technical report*, Int J Oral Maxillofac Implants, 9, 230-234.

Cook SD, Salkeld SL, Gaisser DM, Wagner WR (1993) *The effect of surface macrotexture on the mechanical and histologic characteristics of hidroxylapatite coated dental implants*, J Oral Implantol, 19, 288-294.

Cordaro L, Ercoli C, Rossini C, Torsello F, Feng C (2005) *Retrospective evaluation of complete-arch fixed partial dentures connecting teeth and implant abutments in patients with normal and reduced periodontal support,* J Prosthet Dent, 94(4), 313-320.

Craig JM, Powers JM (2002) *Restorative Dental Materials*, Mosby Co., St, Louis.

Craig RG (1989) *Restorative dental materials*, Eight Edition, The C.V. Mosby Company, St. Louis.

Cranin AN, Silverbrand H, Sher J, Satler N (1982) *The requirements and clinical performans of dental implants*, Biocompatibility of Dental Materials, 4(2), 113-118

Crothers AJR, Wassel RW, Jepson N, Thomason JM (1995) *The use of cantilever bridges*, Dent Update, 22, 190-198.

Çağlar A (2003) *Kısmi dişsizlik vakalarında uygulanan implant destekli sabit protezlerde mezio-distal olarak farklı açılarda yerleştirilen implantların stres dağılımına etkilerinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile*

değerlendirilmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara.

Çehreli M, Duyck J, De Cooman M, Puers R, Naert I (2004) *Implant design and interface force transfer A photoelastic and strain-gauge analysis,* Clin Oral Impl Res, 15, 249–257.

Çevik AB (1997) *Alt çene tam ark implant destekli distal uzantılı sabit protezlerde implant sayısı, distal uzantı uzunluğu ve kesit şeklinin implant çevre kemik dokusundaki gerilim dağılımına etkisinin fotoelastik stres analiz yöntemi ile incelenmesi,* Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul.

Darbar UR, Huggett R, Harrison A (1994) *Stress analysis tecniques in complete dentures,* J Dent, 22, 259-264.

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

Doyle J (2004) *Modern Experimental Stress Analysis: completing the solution of partially specified problems*, 1 Finite Element Methods, John Wiley & Sons, Ltd ISBN 0-470-86156-8.

Driskell TD, Heller AL (1977) *Clinical use of alluminum oxide endosseous implants*, Oral Implantol, 7, 53-61.

El Askary AES (2003) *Reconstructive Aesthetic Implant Surgery*, Blackwell Munksgaard, a Blackwell Publishing Company, ISBN 0-8138-2108-8, Bölüm 1. Ames, IA.

El Charkawi H (1994) *The use of precision attachments in a lower full arch rehabilitation with osseointegrated implants: A clinical report*, Egypt Dent J, 40(4), 919-922.

El Charkawi HG, Zekry KA, el Wakad MT (1994) *Stress analysis of different osseointegrated implants supporting a distal extension prosthesis*, J Prosthet Dent, 72, 614-622.

English CE (1990) *An overview of implant hardware,* JADA, 121, 360-368.

English CE (1993) *Root intrusion in tooth-implant combination cases*, Implant Dent, 2, 79-85.

Ericsson I, Lekholm U, Branemark PI, Lindhe J, Glantz PO, Nyman S (1986) *A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants*, J Clin Periodontol, 13(4), 307-312.

Eskitaşçıoğlu G, Baran İ, Aykaç Y, Öztaş D (1996) *İmplant üstü kron tasrımlarında farklı estetik materyallerin stres dağılımına etkisinin incelenmesi*, Oral İmplantoloji Dergisi, 4, 13-19.

Eskitaşçıoğlu G, Üşümez A, Sevimay M, Soykan E, Ünsal E (2004) *The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study,* J Prosthet Dent, 91, 144-50.

Esposito M, Hirsch JM, Lekholm U, Thompsen P (1998) *Biological factors contributing to failures of osseointegrated dental implants (II) Etiopathogenesis*, Eur J Oral Sci, 106, 721-764.

Falk H, Laurell L, Lundgren D (1990) *Occlusal interferences and cantilever joint stress in implant-supported prostheses occluding with complete dentures,* Int J Oral Maxillofac Implants, 5, 70-77.

Fischer H, Weberb M, Eckc M, Erdrichc A, Marx R (2004) *Finite element and experimental analyses of polymer-based dental bridges reinforced by ceramic bars,* J Biomechanics, 37, 289–294.

Freeman CO, Brook IM (2006) *Bone response to a titanium aluminium nitride coating on metallic implants,* J Mater Sci Mater Med, 17, 465-470.

Freiberg B, Jemt T, Lekholm U (1991) *Erly failures in 4641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage 1 surgery to the connection of completed prostheses,* Int J Oral Maxillofac Implants, 6, 142-146.

French AA, Bowles CQ, Parham PL, Eick JD, Cobb CM (1989) *Comparison of peri-implant stresses transmitted by four commercially available osseointegrated implants*, Int J Periodontics Restorative Dent, 9, 221-30.

Fugazzotto PA, Kirsch A, Ackermann KL, Neuendorff G (1999) *Implant/tooth-connected restorations utilizing screw-fixed attachments: a survey of 3,096 sites in function for 3 to 14 years*, Int J Oral Maxillofac Implants, 14, 819–823.

Garcia LT, Oesterle LJ (1998) *Natural tooth ıntrusion phenomenon with implants: A survey*, Int J Oral Maxillofac Implants, 13, 227-231.

Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KBC, Liu GR (2004) *Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant,* J Oral Rehabil, 31, 233–239.

Geng JP, Tan KBC, Liu GR (2001) *Applications of finite element analysis in implant dentistry, a review of literatures,* J Prosthet Dent, 85, 585-595.

Germanier Y, Tosatti S, Broggini N, Textor M, Buser D (2006) *Enhanced bone apposition around biofunctionalized sandblasted and acid-etched titanium implant surfaces A histomorphometric study in miniature pigs*, Clin Oral Impl Res, 17, 251–257.

Gibbs CH, Mahan PE, Mauderli A, Lundeen HC, Walsh EK (1986) *Limits of human bite strength,*, J Prosthet Dent, 56(2) 226-229.

Gil FJ, Planell JA, Padros A, Aparicio C (2006) *The effect of shot blasting and heat treatment on the fatigue behavior of titanium for dental implant applications,* Dental Materials, March, 6-11.

Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JYK (2003) *Clinical complications with implants and implant prostheses*, J Prosthet Dent, 90, 121-132.

Gracis S, Nicholls JI, Chalupnik JD, Yuodelis RA (1991) *Shock absorbing behavior of five restorative materials used on implants*, Int J Prosthodont, 4, 282-291.

Graf H (1969) *Bruxism,* Dent Clin North Am, 13, 659-665.

Gross M, Laufer BZ (1997) *Review Splinting Osseointegrated implants and naturel teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part I: Laboratory and clinical studies*, Journal of Oral Rehabilitation, 24, 863-870.

Gross MD, Nissan J, Samuel R (2001) *Stress distribution around maxillary implants in anatomic photoelastic models of varying geometry: Part II,* J Prosthet Dent, 85, 450-454.

Guazzato M, Albakry M, Ringer SP, Swain MV (2004) *Strength, fracture toughness and microstructure of a selection of all-ceramic materials. Part II. Zirconia-based dental ceramics*, Dent Mater, 20, 449-456.

Gunne J, Astrand P, Lindh T, Borg K, Olsson M (1999) *Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report*, Int J Prosthodontics, 12, 216–221.

Hansson S (2003) *A conical implant–abutment interface at the level of the marginal bone improves the distribution of stresses in the supporting bone an axisymmetric finite element analysis,* Clin Oral Impl Res, 14, 286–293.

Haraldson T, Carlsson GE, Ingervall B (1979) *Functional state, bite force and postural muscle activity in patients with osseointegrated oral implants bridges*, Acta Odontol Scand, 37, 195-206.

Hebel KS, Gajjar RS (1997) *Cement retained versus screw reteined implant restorations: Achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry*, J Prosthet Dent, 77, 28-35.

Heckmann SM, Karl M, Wichmann MG, Winter W, Graef F, Taylor TD (2006) *Loading of bone surrounding implants through three-unit fixed partial denture fixation: a finite-element analysis based on in vitro and in vivo strain measurements*, Clin Oral Impl Res, 17, 345–350.

Helkimo E, Carlsson GE, Helkimo M (1977) *Bite force and state of dentition*, Acta Odontol Scand, 35, 297-303.

Himmlova L, Dostalova T, Kacovsky A, Konvickova S (2004) *Influence of implant length and diameter on stress distribution: A finite element analysis*, J Prosthet Dent, 91, 20-25.

Hobkirk JA, Psarros KJ (2002) *The influence of occlusal surface material on peak masticatory forces using osseointegrated implant-supported prostheses*, Int J Oral Maxillofac Implants, 7, 345-352.

Hobo S, Ichida E, Garcia LT (1990) *Osseointegration and occlusal rehabilitation* , First Edition, Quintessence Pub Co Inc., Tokyo.

Holmes DC, Loftus JT (1997) *Influence of bone quality on stres distribution for endosseous implants,* J Oral Implantol, 23, 104-111.

Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F (1998) *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, 24, 80-88.

Hood JAA (1991) *Biomechanics of the intact, prepared and restored tooth: some clinical implications*, Int Dent J, 41, 23-32.

Hoshaw SJ, Brunski JB, Cochran GVB (1994) *Mechanical loading of Branemark implants affects interfacial bone modeling and remodeling*, Int J Oral Maxillofac Implants, 9, 345–360.

Hotton JE , Heath R, Chai JY, Harnett J, Jemt T, Johns RB et al (1995) *Factors related to success and failure rates at 3-year follow up in a multicenter study of overdentures supported by Branemark implants,* Int J Oral Maxillofac Implants, 10, 35-42.

Huang HL, Huang JS, Ko CC, Hsu JT, Chang CH, Chen MYC (2005) *Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis*, Clin Oral Impl Res, 16, 466–472.

Ichikawa T, Kanitani H, Kawamato N, Matsumato N, Wigianto R (1997) *Influence of bone quality on the stress distribution. An in vitro experiment*, Clin Oral Implants Res, 8, 18-22.

Isidor F (1996) *Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys,* Clin Oral Implants Res, 7, 143–152.

Isidor F (1997) *Histologic evaluation of peri-implant bone at implants subjected to occlusal overload or plaque accumulation*, Clin Oral Implants Res, 8, 1-9.

İnan Ö (1997) *İmplant destekli köprü uygulamalarında oklüzal yüzeylerde kullanılan restoratif materyallerin kuvvet dağılımına etkisinin incelenmesi,* Doktora tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Konya.

İnan Ö, Aykent F, Kesim, Mert MA (1998) *İmplant destekli restorasyonlarda farklı kanat köprü dizaynlarının kuvvet iletimine etkisinin fotoelastik kuvvet analizi metodu ile incelenmesi*, A.Ü. Diş Hek Fak. Derg., 25, 187-194.

James RA, Schultze RL (1974) *Hemidesmosomes and the adhesion of junctional epithelial cells to metal implants: A preliminary report,* J Oral Implantol, 4, 294-308.

Jemt T, Book K (1996) *Prosthesis misfit and marginal bone loss in edentulous implant patients*, Int J Oral Maxillofac Implants, 11, 620-625.

Jemt T, Carlsson L, Boss A, Jörneus L (1991) *In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: A comparative pilot study*, Int J Oral Maxillofac Implants, 6, 413-417.

Jemt T, Lekholm U, Adell R (1989) *Osseointegrated implants in the treatment of partially edentulous patients: a preliminary study on 876 consecutively placed fixtures,* Int J Oral Maxillofac Implants, 4, 211–217.

Jenkins (1999) *Precision Attachments A Link to Successful Restorative Treatment*, Quintessence Publishing Co Ltd, 7-12

Johnston JF, Phillips RW, Dykema RW (1971) *Modern Practice in Crown and Bridge Prosthodontics*, Saunders, Philadelphia.

Kallus T, Bessing C (1994) *Loose gold screws frequently occur in full-arch prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years*, Int J Oral Maxillofac Implants, 9, 169-178.

Karabuda C, Sandallı P, Yalçın S, Steflik DE, Parr GR (1999) *Histologic and histomorphometric comparition of immediately placed hydroxiapatitcoated and titanium plasma-sprayed implants: A pilot study in dogs*, Int J Oral Maxillofac Implants, 14, 510-515.

Karateke A, Ersoy M (1975) *Dişhekimliğinde fotoelastik metodun yeri*, A.Ü. Dişhek. Fak. Derg., 2(1), 73-81.

Kasemo B, Lausmaa J (1983) *Aspect of surface physics on titanium implants,* Swed Dent J, 28, 19–36.

Kato K, Tabata T (1986) *Biocompatibility of apatite ceramics in mandibles*, Biomater Med Dev Artif Organs, 30, 3-10.

Kay HB (1993) *Free-standing versus implant-tooth-interconnected restorations: understanding the prosthodontic perspective*, Int J Periodontics Restorative Dent, 13, 47-69.

Kayacan R, Ballarini R, Mullen RL (1997) *Theoretical study of the effects of tooth and implant mobility differences on occlusal force transmission in tooth/implant-supported partial prostheses*, J Prosthet Dent, 78, 391-399.

Kedici PS (2002) *Tam seramikler*, Türk Dişhekimliği Birliği Dergisi, Sayı 71, 78-80.

Keith SE, Miller BH, Woody RD, Higginbottom FL (1999) *Marginal discrepancy of screw-retained and cemented metal-ceramic crowns on implant abutments*, Int J Oral Maxillofac Implants, 14, 369-378.

Kent J, Bokrus J (1980) *Pyrolitic carbon and corbocoated metallik dental implants*, Dent Clin North Am, 24, 465-471.

Kesim B, Özyeşıl AG, İnan Ö, Aykent F (2000) *Çeşitli sistemlerle restore edilen aşırı kron harabiyetlı dişlerde HBP'in oluşturdugu streslerin incelenmesi,* C.Ü. Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 3(1), 12-16.

Khan MA, Williams RL, Williams DE (1996) *In-vitro corrosion and wear of titanium alloys in the biological environment,* Biomaterials, 17, 2117-2126.

Kido H, Schulz EE, Kumar A, Lozada J, Saha S (1997) *Implant diameter and bone density: Effect on initial stability and pull-out resistance*, J Oral Implantol, 19, 288-294.

Kim SK, Lee JB, Koak JK, Heo SJ, Lee KR, Cho LR et al (2005-a) *An abutment screw loosening study of a diamond like carbon-coated cp titanium implant,* J Oral Rehabil, 32, 346–350.

Kim YH, Koak JY, Chang IT, Wenneberg A, Heo SJ (2003) *A histomorphometric analysis of the effects of various surface treatment methods on osseointegration,* Int J Oral Maxillofac Implants, 18, 349–356.

Kim YH, Oh TJ, Misch CL, Wang HL (2005-b) *Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale*, Clin Oral Impl Res, 16, 26–35.

Kindberg H, Gunne J, Kronstrom M (2001) *Tooth- and implant-supported prostheses: a retrosprospective clinical follow-up up to 8-years*, Int J Prosthodont, 14, 575–581.

King GN, Cochran DL (2002) *Factors that modulate the effects of bone morphogenetic protein-induced periodontal regeneration: A critical review*, J Periodontol, 73, 925-936.

Kirsch A, Ackermann KL (1989) *The IMZ osseointegrated implant system*, Dent Clin of North Am, 33, 733-743.

Kirsch A, Mentag PJ (1986) *The IMZ endosseous two phase implant system: A complete oral rehabilitation treatment concept,* J Oral Implant, 12, 576-589.

Kitamura E, Stegaroıu R, Nomura S, Mıyakawa O (2005) *Influence of marginal bone resorption on stress around an implant – a three-dimensional finite element analysis*, J Oral Rehabil, 32, 279–286.

Knapp JG, Small IA (1990) *Mandibuler complete denture protheses supported by mandibular staple bone plate implant*, J Prosthet Dent, 63, 73-76.

Koca ÖL, Eskitaşçıoğlu G, Üşümez A (2005) *Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor,* J Prosthet Dent, 93, 38-44.

Kunavisarut C, Lang LA, Stoner BR, Fenton DA (2002) *Finite element analysis on dental implant-supported prostheses without passive fit,* J Prosthodont, 11, 30-40.

Lang NP, Pjetursson BE, Tan K, Bragger U, Egger M, Zwahlen M (2004) *A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years II. Combined tooth–implant-supported FPDs,* Clin Oral Impl Res, 15, 643–653.

Lautenschlager EP, Monaghan P (1993) *Titanium and titanium alloys as dental materials,* Int Dent J, 43, 245-253.

Lederman PD (1981*) Titanium coated crew implants as alloplastic endosteal retention elements in the edentulous problematic mandible,* Quint Int, 12, 484-492.

Lee JH, Ryub HS, Leeb DS, Hongb KS, Changc BS, Lee CK (2005) *Biomechanical and histomorphometric study on the bone–screw interface of bioactive ceramic-coated titanium screws,* Biomaterials, 26, 3249–3257.

Lekholm U, Zarb GA (1985) *Patient selection and preperation*, Branemark PI, Zarb G, Albrektsson T, eds. *Tissue İntegrated prostheses*, Quintessence Publ. Co. Inc. Chicogo.

Lemons J, Natiella J (1986) *Biomaterials, biocompabilitiy and periimplant considerations,* Dent Clin North Am, 30, 3-23.

Levine RA, Clem D, Beagle J, Ganales J, Johnson P, Solnit G et al (2002) *Multicenter retrospective analysis of the solid-screw ITI implant for posterior single-tooth replacements*, Int J Oral Maxillofac Implants, 17, 550-556.

Lill W, Matejka M, Rambousek K (1988) *The ability of the currently available stress-breaking elements for osseointegrated implants to imitate tooth mobility*, Int J Oral Maxillofac Implants, 3, 281-289.

Lill W, Thornton B, Reichsthaler J, Schneider B (1993) *Statistical analyses on the success potential of osseointegrated implants: a retrospective single-dimension statistical analysis,* J Prosthet Dent, 69, 176-185.

Lin CL, Chang CH, Cheng CS, Wang CH, Lee HE (1999) *Automatic finite element mesh generation for maxillary second premolar*, Compud Methods Programs Biomed Computer, 59, 187-195.

Lindstrom H, Preiskel H (2001) *The implant supported telescopic prosthesis: a bio-mechanical analysis,* Int J Oral Maxillofac Imp, 16, 34-42.

Linkow LI (1968) *The blade-vent – a new dimention in endosseous implants,* Dent Conc, 11, 3-15.

Lum LB (1991) *A biomechanical rationale for the use of short implants,* J Oral Implantol, 17, 126-131.

Lum LB, Osier JF (1992) *Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. Part one: Horizontal loading*, J Oral Implantol, 18, 343-348.

Macaskie LE, Yong P, Paterson-Beedle M, Thackray AC, Marquis PM, Sammonsb RL et al (2005) *A novel non line-of-sight method for coating hydroxyapatite onto the surfaces of support materials by biomineralization*, J Biotechnology, 118, 187–200.

Manero JM, Salsench J, Nogueras J, Aparicio C, Padrós A, Balcells M et al (2002) *Growth of Bioactive Surfaces on Dental Implants,* Implant Dent, 11, 170 –175.

Martinez H, Davarpanah M, Missika P, Celleti R, Lazzara R (2001) *Optimal implant stabilization in low density bone,* Clinical Oral Implants Research, 12, 423–432.

Mathews MF, Breeding LC, Dixon DL, Aquilino SA (1991) *The effect of connector design on cement retention in an implant and natural tooth-supported fixed partial denture*, J Prosthet Dent, 65, 822-827.

Maxson BB, Powers MP, Scott RF (1990) *Prosthodontic considerations for the transmandibular implant* , J Prosthet Dent, 63, 554-558.

May KB, Edqe MJ, Lang BR, Wang RF (1996) *The Periotest Method:Implant Suported Framework Precision of Fit Evaluation,* J Prosthodont, 5, 206-213.

Mc Neill C (1997) *Fundamental occlusal therapy considerations science and practice of occlusion*, Quintessence Publishing Co. Inc. Chapter 31.

McGlumphy EA, Campagni WV, Peterson LJ (1989) *A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element,* J Prosthet Dent, 62, 586-593.

McKinney RV, Koth DC, Steflik DE (1984) *Clinical standarts of dental implants*, Clinical Dentistry, Harperstown, Pa., Harper & Row.

McLean JW (2001) *Evaluation of dental ceramics in the twentieth century*, J Prosthet Dent, 85, 61-66.

Meffert LM (1983) *Vitreous carbon root replacement system: Final report,* J Oral Implantol, 11, 268- 281.

Meijer HJA, Kuiper JH, Starmans FJM, Bosman F (1992) *Stress distribution around dental implants: influence of superstructure, length of implants, and height of mandible,* Journal of Prosthetic Dentistry, 68, 96–102.

Memikoğlu M (1997) *Tam seramik posterior sabit parsiyel restorasyonların in-vitro ve in-vivo uygulanabilirliği ve sınırlamaları yönünde incelenmesi*, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G (2002) *Tooth–implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses,* Clin Oral Impl Res, 13, 334–341.

Mericske-Stern R, Zarb GA (1996) *In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants*, Clin Oral Implant Res, 7, 153-161.

Mericske-Stern R, Assal P, Mericske E, Burgin W (1995) *Occlusal force and oral tactil sensibility measured in partially edentulous patient with ITI implants,* Int J Oral Maxillofac Implants, 10(3), 345-353.

Misch CE (1993) *Occlusal considerations for implant supported prostheses.* In: Misch, CE, eds. Contemporary implant dentistry, 1st edition, St. Louis: Mosby.

Misch CE (1999) *Contemporary Implant Dentistry*, Mosby, St. Louis.

Misch CE (2002) *Clenching and its Effect on Implant Treatment Plans*, Oral Health, Implantology, August.

Misch CE (2005) *Dental Implant Prosthetics*, Mosby Inc., St. Louis, Missouri.

Misch CM, Ismail YH (1993) *Finite element stress analysis of tooth-to-implant fixed partial denture designs*, J Prosthodont, 2, 83-92.

Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Motomura Y, Shin K (1998) *The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue: A histologic study in monkeys*, Int J Oral Maxillofac Implants, 13, 677-683.

Miyata T, Kobayashi Y, Araki H, Ohto T, Shin K (2000) *The influence of controlled occlusal overload on peri-implant tissue, Part 3: A histologic study on monkeys*, Int J Oral Maxillofac Implants, 15, 425-431.

Monzavi A, Nokar S, Javadi HR (2004) *The effects of post diameter on stres distribution in maxillary central incisor: A three dimensional finite element study*, J Dent of Tehran University of Medical Sciences, 1(2),12-23.

Naert I, Koutsikakis G, Duyck J, Quirynen M, Jacobs R, van Steenberghe D(2002) *Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism Part 1: A longitudinal clinical evaluation*, Clin Oral Impl Res, 13, 381–389.

Naert IE, Duyck JA, Hosnymm, Quirynen M, van Steenberghe D (2001) *Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentuluous patients. Part II. An up to 15- years radiographic evaluation,* Clin Oral Implants Res, 12(3), 245-251.

Natali AN, Pavan PG, Ruggero AL (2006) *Evaluation of stress induced in peri-implant bone tissue by misfit in multi-implant prosthesis*, Dental Materials, 22, 388–395.

Neart I, Quirynen M, van Steenberghe D, Darius P (1992) *A six year prosthodontic study of 509 consecutivly ivserted implants for treathment of partial edentulism*, J Prosthet Dent, 67, 236-245.

Ness EM, Nicholls JI, Rubenstein JE, Smith DE (1992) *Accuracy of the acrylic resin pattern for the implant retained prosthesis,* Int J Prosthodont, 5, 542-549.

Ng TW (1997) *Photoelastic stres analysis using an object step-loading method*, Experimental Mechanics, 37(2), 137-141.

Nickenig HJ, Schafer C, Spiekermann H (2006) *Survival and complication rates of combined tooth–implant-supported fixed partial dentures*, Clin Oral Impl Res, 17, 506–511.

Nishimura RD, Ochiai KT, Caputo AA, Jeong CM (1999) *Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors*, J Prosthet Dent, 81, 696-703.

O'Brien WJ (1989) *Dental materials properties and their selection*, Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago.

O'Brien WJ (1997) *Dental materials and their selection. 2nd ed,* Quintessence Publishing Co. Inc., Chicago.

O'Grandy J, Sheriff M, Likeman P (1996) *A finite element analysis of a mandibular canine as a denture abutment,* Eur J Prosthodont Restor Dent, 4, 117-121.

O'Mahony AM, Williams JL, Spencer P (2001) *Anisotropic elasticity of cortical and cancellous bone in the posterior mandible increases periimplant stress and strain under oblique loading,* Clinical Oral Implants Research,12, 648–657.

Ochiaci KT, Ozawa S, Caputo AA, Nishimura RD (2003) *Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments,* J Prosthet Dent, 89, 495-502.

Oh TJ, Yoon J, Misch CE, wang HL (2002) *The causes of early implant bone loss: myth or science,* J Periodontol, 73, 322-333.

Olsson M, Gunne J, Astrand P, Borg K (1995) *Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant, a five-year prospective study*, Clin Oral Implants Res, 6, 114-21.

Ormanier Z, Brosh T, Laufer BZ, Shifman A (2005) *Strains recordede in acombination tooth-implant restoration: An in vivo study*, Implant Dent, 14, 58-62.

Özçelik TB, Ersoy AE (2007) *An Investigation of Tooth/Implant-Supported Fixed Prosthesis Designs with Two Different Stress Analysis Methods: An in vitro Study,* J Prosthodont, 16, 107-116.

Palmer RM, Howe LC, Palmer JP (2005) *A prospective 3-year study of fixed bridges linking Astra Tech ST implants to natural teeth*, Clin Oral Impl Res, 16, 302–307.

Pamir A (1979) *Dişsiz alt ve üst çenelerde kuvvet dağılımının diş dizimi ve diş şekilleri ile ilişkisinin fotoelastik yöntemle incelenmesi*, AÜ Dişhek. Fak. Tam ve Bölümlü Protez Kürsüsü Doçentlik Tezi, Ankara.

Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA (1996) *Three dimensional finite element analysis of stress distribution around single tooth implants as a function of bony support, prostheses type and loading during function,* J Prosthet Dent, 76, 633-640.

Papavasiliou G, Kamposiora P, Bayne SC, Felton DA (1997) *3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses,* J Dent, 25, 485-91.

Parfitt GJ (1960) *Measurement of physiological mobility of individual teeth in an axial direction,* J Dental Research, 39, 608–618.

Patterson EA (2002) *Digital photoelasticity: Principles, Practice and Potential*, Strain, 38, 27-39.

Pesun IJ (1997) *Intrusion of teeth ın the combination ımplant-to-natural-tooth fixed partial denture: A review of the theories*, J Prosthodont, 6, 268-277.

Petrie CS, Williams JL (2002) *Shape optimization of dental implant designs under oblique loading using the p-version finite element method*, J Mec in Medicine and Biology, 2, 339–345.

Petrie CS, Williams JL (2005) *Comparative evaluation of implant designs: influence of diameter, length, and taper on strains in the alveolar crest A three-dimensional finite-element analysis,* Clin Oral Impl Res, 16, 486–494.

Pier-Francesco A, Adams RJ, Waters MG, Williams DW (2006) *Titanium surface modification and its effect on the adherence of Porphyromonas gingivalis: An in vitro study*, Clin Oral Implants Res,17, 633-637.

Poitras Y, Benko Y (2002) *Swedge-ın prosthesis: get the advantages of both screw- ın and cement-ın techniques,* (Online) Oral Health and Dental Practice, Implantology, August.

Preiskel HW (1984) *Precision attachments in prosthodontics: The applications of intracoronal and extracoronal attachments*, Volume 1, Quintessence Publishing Co Inc.

Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D (1992-a) *Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Branemark system*, Clinical Oral Implants Research, 3, 104–111.

Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D, Dekeyser C, Callens A (1992-b) *Periodontal aspects of osseointegrated fixtures supporting a partial bridges. An up to 6-years retrospective study,* J Clinical Periodontol, 19,118–126.

Rangert B, Jemt T, Jörneus L (1989) *Forces and moments on Branemark implants*, Int J Oral Maxillofac Implants, 4, 241-247.

Rangert B, Kroug PH, Langer B, van Roekel N (1995) *Bending overload and implant fracture: A retrospective clinical analysis*, Int J Oral Maxillofac Implants, 10, 326-334.

Rangert BR, Sullivan RM, Jemt TM (1997*) Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment,* Int J Oral Maxillofac Implants, 12, 360–370.

Rateitschak KH (1989) *Periodontology, Color atlas of dental medicine*, 2 Edition, Thime Medical, New York.

Rees JS (2001) *An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies*, J Oral Rehabil, 28, 425-432.

Renouard F, Rangert B (1989) *Risk factors in implant dentistry*, Quentessence, Chicago.

Richter EJ (1995) *In vivo vertical forces on implants*, Int J Oral Maxillofac Implants, 10, 99-107.

Richter EJ, Spiekermann H, Jovanovic SA (1990) *Tooth-to-implant fixed prostheses: biomechanics based on in vitro and in vivo measurements. Tissue integration in oral orthopedic and maxillofacial reconstruction,* Quintessence Publishing Co., Chicago.

Rieder CE, Parel SM (1993) *A survey of natural tooth abutment intrusion with implant-connected fixed partial dentures*, Int J Periodont Rest Dent, 13, 335-347.

Roberts HD, Roberts RA (1970) *The ramus endosseous implant*, J South Calif Dent Assoc, 38, 571-580.

Romeed SA, Fok SL, Wilson NHF (2004) *Finite element analysis of fixed partial denture replacement,* J Oral Rehabil, 31, 1208–1217.

Romeed SA, Fok SL, Wilson NHF (2006) *A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth,* J Oral Rehabil, 33, 209–215.

Romeo E, Chiapasco M, Ghisolfi M, Vogel G (2002) *Long-term clinical effectiveness of oral implants in the treatment of partial edentulism seven-year life table analysis of a prospective study with ITI Dental Implants System used for singletooth restorations*, Clin Oral Impl Res, 13, 133–143.

Rosenblum MA, Schulman A (1997) *A review of all-ceramic restorations*, JADA, 128, 78-80.

Rudd KD, O'Leary TJ, Stumpf AJ (1964) *Horizontal tooth mobility in carefully screened subjects*, Periodontics, 2, 65-68.

Sawaze T, Yoshida K, Taira Y, Kamada K, Atsuta M, Baba K (2005) *Abrasion resistance of titanium nitride coatings formed on titanium by ion-beam-assisted deposition,* J Oral Rehabil, 32, 151–157.

Scacchi M (2000) *The development of the ITI Dental Implant System Part 1: A review of the literature*, Clin Oral Impl Res, 11, 8–21.

Schlumberger TL, Bowley JF, Maze GI (1998) *Intrusion phenomenon in combination tooth-implant restorations: A review of the literature,* J Prosthet Dent, 80, 199-203.

Schnitman PA, Shulman LB (1979) *Recommendation of the consensus development conference of dental implants*, JADA, 98, 373-377.

Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G (1996) *Oral Implantology, Basics, ITI Hollow Cylinder System,* Thime Medical Publishers, Inc., New York.

Schulte W (1995) *Implants and the periodontium*, Int Dent J, 45, 16–26.

Sekine H, Komiyama Y, Hotta H, Yoshida K (1986) *Mobility caracteristics and tactile sensitivity of osseointegrated fixture-supporting systems,* Ed. in van Steenberghe D, *Tissue integration in oral maxillofacial reconstraction,* Excerpta Medica, Amsterdam.

Sertgöz A (1997) *Finite element analysis study of the effect of supestructure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis,* Int J Prosthodont, 10, 19-27.

Sertgöz A, Güvener S (1996) *Finite element analysis of the effect of cantilever and implant length on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis*, J Prosthet Dent, 76, 165–169.

Sevimay M (2002) *İmplant üstü kron tasarımlarında farklı materyallerin stres dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi,* Doktora Tezi, S.Ü. Sağ. Bil. Enst. Protetik Diş Tedavisi A.D., Konya.

Sevimay M, Turhan F, Kılıçarslan MA, Eskitaşçioğlu G (2005) *Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown,* J Prosthet Dent, 93, 227-34.

Shackleton J, Carr L, Slabbert JCG, Becker PJ (1994) *Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lenghts,* J Prosthet Dent, 71, 23-26 .

Sheets CG, Earthmann JC (1993) *Natural tooth intrusion and reversal in implantassisted prosthesis: evidence of and a hypothesis for the occurrence*, J Prosthet Dent, 70, 513-20.

Sheets CG, Earthmann JC (1997) *Tooth intrusion in implant-assisted prostheses*, J Prosthet Dent, 77, 39-45.

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

Shillinburg HT, Hobo S, Whitsett LD (1981) *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*, Quentessence Pub. Co., 2.nd Ed. Inc., Illiniois, USA.

Shulman LB (1985) *Dental reiplantation and transplantation*, Vol 2, St. Louis, Mosby.

Shulman LB, Driskell TD (1995) *Endosseous implants for maxillofacial reconstruction*, Section 1, İmplant Science, Dental İmplants: An Historical Perspective, WB Saunders Company.

Skalak R (1983) *Biomechanical considerations in osseointegrated rostheses*, J Prosthet Dent, 49, 843-848.

Small IA (1975) *Metal implants and the mandibular staple bone plate,* J Oral Surg, 33, 571-579.

Smedberg JI (1995) *Studies of maxillary overdentures on osseointegrated implants*, Thesis, Swedish Dental Journal Supply, 102, 1-49.

Sohn SH, Jun HK, Kim CS, Kim KN, Chung SM, Shin SW et al (2006) *Biological responses in osteoblast-like cell line according to thin layer hydroxyapatite coatings on anodized titanium,* J Oral Rehabil, 33, 898–911.

Sones AD (1989) *Complications with osseointegrated implants*, J Prosthet Dent, 62, 581-585.

Steflik DE, Koth DC, McKinney RV Jr (1987) *Human clinical trials with the single crystal sapphire endosteal dental implant: tree year results, statistical analysis, and validation of an evaluation protocol,* J Oral Implantol, 13, 39-53.

Stegaroiu R, Sato T, Kusakari H, Miyakawa O (1998) *Influence of restoration type in stress distribution in bone around implants: A three-dimensional finite element analysis*, Int J Oral Maxillofac Implants, 13, 82-90.

Steinemann S (1996) *The properties of titanium,* Ed. Schroeder A, Sutter F, Buser D, Krekeler G, *Oral Implantology Basics, ITI Hollow Sylinder System.* 2nd edn. Stuttgart: Thieme,15, 401–412.

Stern RM, Assal P, Mericske R, Bürgin W (1995) *Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants*, Int J Oral Maxillofac Implants, 10, 345-354.

Sul YT, Johansson CB, Jeong YS, Albrektsson T (2001) *The electrochemical oxide growth behavior on titanium in acid and alkaline electrolytes*, Med Eng Phys, 23, 329–346.

Sullivan DY (1986) *Prosthodontic considerations for the utilization of osseointegrated implants in the partially edentulous arch*, Int J Oral Maxillofac Implants, 1, 39-45.

Şahin S, Çehre MC (2001) *The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status*, Implant Dent, 10, 892–895.

Tada S, Stegaroiu R, Kitamura E, Miyakawa O, Kusakari H (2003) *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, 18, 357–368.

Taira M, Moser JB, Greener EH (1989) *Studies of Ti alloys for dental castings*, Dent Mater, 5, 45-50.

Tashkandi EA, Lang BR, Edge MJ (1996) *Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant supported prosthesis*, J Prosthet Dent, 76, 158-164.

Taylor AD, Agar JR, Vogiatzi T (2000) *Implant Prosthodontics: Current perspective and future directions*, Int J Oral Maxillofac Implants, 15, 66-75.

Taylor TD (1991) *Fixed implant rehabilitation for edentulous maxilla*, Int J Oral Maxillofac Implants, 13, 539–545.

Teiexeria ER, Sato Y, Akagawa Y, Shindoi N (1998) *A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics*, J Oral Rehabil, 25, 299-303.

Tengvall P (2001) *Proteins at titanium interfaces*. In: Brunette, D.M., Tengvall, P., Textor, M. & Thomsen, P., eds. *Titanium in Medicine,* Berlin, Germany.

The Glossary of Prosthodontic Terms (1999) *7. baskı*, Mosby, J Prosthet Dent, 81(1), 65.

Thor A, Rasmusson L, Wennerberg A, Thomsen P, Hirsch JM, Nilsson B, et al (2007) *The role of whole blood in thrombin generation in contact with various titanium surfaces,* Biomaterials, 28, 966–974.

Tombasco J (2003) *Photoelastic Dynamic Stress Analysis Using Syncronized Strobe Tecniquies,* Study Notes, Pennsylvania State University, University Park, PA 16802.

Toparlı M, Aykul H, Aksoy T (2002) *Stress distribution associated with loaded acrylic-metal-cement crowns by using finite element method*, J Oral Rehabil, 29,1108-1114.

Topbaşı B, Günday M, Baş M, Türkmen C (2001) *Two-dimensional Photoelastic Stress Analysis of Traumatized Incisor*, Braz Dent J, 12(2), 81-84.

Tosun T (1997) *Serbest sonlanan çenelerde pitt-easy bio-oss İmplantları Üzerine Yapılan İmplat-İmplant destekli ve İmplant-Diş Destekli Köprü Protezlerinin Sonlu Elemanler Stres Analizi Yöntemi İle Biyomekanik Açıdan Değerlendirilmesi,* Doktora tezi, İ.Ü. Sağ. Bil. Enst. Oral İmplantoloji A.D., İstanbul.

Tsaryka R, Kalbacovab M, Hempelb U, Scharnweberc D, Ungera RE, Dieterb P et al (2007) *Response of human endothelial cells to oxidative stress on Ti6Al4V alloy,* Biomaterials, 28, 806–813.

Türkiye Seramik Federasyonu (2006)*Tarih,* http:// www.serfed.com/pages/s_tarih.asp

Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Lagana DC (2004) *Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses,* Braz Oral Res, 18, 45-52.

Ulusoy M, Aydın K (2003) *Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler*, Cilt 2, Ank. Ün. Dişhek. Fak. Yayınları No 23, Ankara.

Uysal H, İplikçioğlu H, Avcı M, Bilir OG, Kural O (1997) *An experimental analysis of the stresses on the implant in an implant-tooth-supported prosthesis a technical note,* Int J Oral Maxillofac Implants, 12, 118–124.

Vaillancourt H, Pilliar RM, McCammond D (1996) *Factors affecting crestal bone loss with dental implants partially covered with a porous coating: A finite element analysis*, Int J Oral Maxillofac Implants, 11, 351–359 .

Valentin I, Taileb A, Benhaim L, Franquin JC, Houri A (1990) *Analysis of bone-implant stress distribution: Finite element modeling,* Cah Prothese, 72, 142-153.

Van Eijden TMGS (1991) *Three dimentional analysis of human bite force mahnitude and movement,* Archs Oral Biol, 36, 535-539.

Van rossen IP, Braak LH, DE Putter C, de Groot K (1990) *Stress-absorbing elements in dental implants,* J Prosthet Dent, 64,198-205

Wang MQ, Zhang M, Zhang JH (2004) P*hotoelastic study of the effects of occlusal surface morphology on tooth apical stres from vertical bite forces,* J Contemp Dent Pract, 5(1), 74-93.

Wang RR, Fenton A (1996) *Titanium for prosthodontic applications: A review of the literature*, Quintessence Int, 27, 401-408.

Wee AG, Aquilino SA, Schneider RL (1999) *Strategies to achieve fit in implant prosthodontics: a review of the literature*, Int J Prosthodont,12, 67–78.

Weinberg LA (1993) *The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses,* Int J Oral Maxillofac Implants, 8, 19-31.

Wheeler RC (2003) *An atlas of tooth form,*W.B. Saunders Company.

White SN, Caputo AA, Anderkvist T (1994) *Effect of cantilever lenght on stress transfer by implant-supported prostheses,* J Prosthet Dent, 71, 493-499.

Williams DF (1981) *Biocompatibility of Clinical Implant Materials*, CRC Pres, Boca Raton.

Williams KR, Watson CJ, Murphy WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D (1990) *Finite element analysis of fixed prostheses attached to osseointegrated implants,* Quintessence Int, 21, 563-570.

Yalçın E (2003) *Maksiller anterior bölgede implant destekli sabit bölümlü protezlerin farklı tasarımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile incelenmesi,* Doktora Tezi, H.Ü. Sağ.Bil. Enst. Protetik Diş Tedavisi A.D., Ankara.

Yalçın S, Karabuda C, Sandallı P (1995) *Oral implantolojide doğal destek dişlerin değerlendirilmesi,* Oral İmpl Der, 2, 55-61.

Yang HS, Lang LA, Molina A, Fenton DA (2001) *The effect of dowel desing and load direction on dowe and core restorations*, J Prosthet Dent, 85, 558-567.

Ylantz RO, Nyman SA (1988) *Clinical evaluation of fixed bridge restorations supported by combination of teeth and osseointegarted implants*, Int J Prosthodont, 1, 51-58.

Yoon YJ, Jang SH, Hwang GW, Kim KW (2002) *Stress distribution produced by correction of the maxillary second molar in buccal crossbite,* Angle Orthod, 72, 397-401.

Yöndem İ (2006) *Metal desteksiz seramiklerdeki farklı yüzey bitimlerinin seramiğin yüzey pürüzlülüğü ve kırılma direncine etkisinin SEM analizi ile değerlendirilmesi,* Doktora tezi, S.Ü. Sağ. Bil. Enst. Protetik Diş Tedavisi A.D., Konya.

Yüksel G, Çekiç G, Özkan P (2000) *Metal desteksiz porselen sistemleri,* Atatürk Ün Dişhek Fak Derg, 10, 79-88.

Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L (1993) *Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi*, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, No 17, Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara.

Zarb GA, Schmitt A (1990) *The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: The Toronto study. Part III: problems and complications encountered,* J Prosthet Dent, 64, 185–194.

9. ÖZGEÇMİŞ

1977 yılında Ankara'da doğdu.

İlk, orta ve lise öğrenimlerini Ankara'da tamamladı. 1995 yılında girmeye hak kazandığı Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesinden 2000 yılı güz döneminde başarı ile mezun oldu. 2001 yılı bahar döneminde, Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı'nda çalışmaya başladı. 2002 yılında, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi A.D.'de Doktora eğitimine başladı.

Halen eğitimine devam etmektedir. Evli ve iki çocuk annesidir.

10.TEŞEKKÜR

Tezimin hazırlanması sırasında yol gösteren ve destek olan danışmanım Prof.Dr.Özgür İnan'a, Sonlu Eleman Modelleme Analizindeki yardımlarından dolayı Dr.Dt.Oğuz Eraslan'a,

Bütün doktora eğitimim süresince desteğini hiçbir zaman esirgemeyen biricik eşim Dt. Şükrü Enhoş'a, her zaman yanımda olan sevgili aileme, bana karşı hocadan çok ablalık yapan Doç.Dr. Aslıhan Üşümez ve Doç.Dr. Nilgün Öztürk'e, doktora eğitimim sürecimi mutlulukla hatırlamama katkıları bulunan fakülte arkadaşlarım; Neslihan Çökük, Begüm Büyükerkmen, Zübeyde Özgür, İsa Yöndem, N. Murat Ersoy, Arzu Çağlı, Seçkin Ertuğrul, Mahmut Kuşdemir, İlhan ve Ferhan Ramoğlu, Alper Pampu, Eymen ve Hatice Ödevoğlu, Mehmet Bülbül, Selim Bilgin, Serkan Sarıdağ, M. Selim Botsalı, Mustafa ve Arzu Aydınbelge'ye sonsuz teşekkürler.