



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**İMLANTIN “PIER ABUTMENT” OLARAK KULLANILDIĞI
DOĞAL DİŞ-İMLANT BAĞLANTILI SABİT PROTETİK
RESTORASYONLARIN BİYOMEKANİK ANALİZİ**

Burcu BATAK

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

DANIŞMAN

Prof. Dr. K. Funda AKALTAN

2014 – ANKARA

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**İMLANTIN “PIER ABUTMENT” OLARAK KULLANILDIĞI
DOĞAL DİŞ-İMLANT BAĞLANTILI SABİT PROTETİK
RESTORASYONLARIN BİYOMEKANİK ANALİZİ**

Burcu BATAK

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. K. Funda AKALTAN**

**Bu tez, Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Müdürlüğü tarafından
10B3334005 proje numarası ile desteklenmiştir.**

2014 – ANKARA

Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü

Protetik Diş Tedavisi Doktora Programı

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

Tez Savunma Tarihi: 24 / 03 / 2014

Prof. Dr. Şenay CANAY

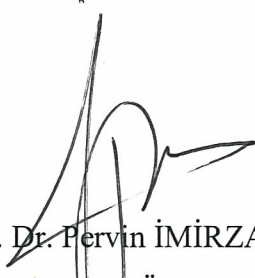
Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

Jüri Başkanı



Prof. Dr. Gülay KANSU
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi

Prof. Dr. Funda AKALTAN
Hacettepe Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi



Prof. Dr. Pervin İMİRALIOĞLU
Ankara Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi



Prof. Dr. Kemal UNSAL
Başkent Üniversitesi
Diş Hekimliği Fakültesi
Raportör

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay Sayfası	ii
İçindekiler	iii
Önsöz	vi
Simgeler ve Kısaltmalar	vii
Şekiller	viii
Çizelgeler	x
1. GİRİŞ	1
1.1. İmplant-Diş Bağlantılı Sabit Protezlerin Kullanımını Gerektiren Durumlar	3
1.1.1. Pier Destekleri	3
1.2. İmplant-Diş Bağlantısında Biyomekanik Faktörler	5
1.2.1. Destek Olarak Kullanılacak Doğal Dişte Dikkat Edilmesi Gereken Hususlar	6
1.2.1.1. Kron Boyutu	6
1.2.1.2. Etkili Kron/Kök Oranı	6
1.2.1.3. Endodontik Durum	7
1.2.1.4. Kök Şekli	7
1.2.1.5. Dişin Pozisyonu	7
1.2.1.6. Paralellik	8
1.2.1.7. Kök Yüzey Alanı	8
1.2.1.8. Periodontal Durum	8
1.2.1.9. Mobilite	9
1.2.2. Destek Dişler ve İmplantların Sayısı	10
1.2.3. Okluzal Kuvvetler	11
1.2.3.1. Kuvvetin Büyüklüğü	11
1.2.3.2. Kuvvetin Süresi	12
1.2.3.3. Kuvvetin Dağılımı	12
1.2.3.4. Kuvvetin Yönü	13
1.2.4. Protezin Rijitliği	14
1.2.5. Bağlantı Tipi (Rijit/Rijit Olmayan)	14

1.2.5.1. Rijit Tasarımlar	15
1.2.5.2. Rijit Olmayan Tasarımlar	17
1.2.6. Kemik Tipi	18
1.3. İmplant-Doğal Diş Destekli Sabit Protezlerde Ortaya Çıkabilecek Problemler	19
1.3.1. İntrüzyon	22
1.4. Kuvvet Analizleri	25
1.4.1. Kuvvet Analizlerinde Kullanılacak Terimler	25
1.4.1.1. Kuvvet	25
1.4.1.2. Gerilme (Stres)	25
1.4.1.3. Gerinim (Strain)	26
1.4.1.4. Elastisite (Young's) Modülü	27
1.4.1.6. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)	28
1.4.1.7. Son Elastik Deformasyon Noktası (Yield Strength/Yield Point)	28
1.4.1.8. İzotropi ve anizotropi	28
1.4.2. Kuvvet Analizi Yöntemleri	29
1.4.2.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi	29
1.4.2.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi	30
1.4.2.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi	30
1.4.2.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi	31
1.4.2.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi	31
1.4.2.6. Radyotelemetri ile Kuvvet Analiz Yöntemi	31
1.4.2.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analizi Yöntemi	31
2. GEREÇ ve YÖNTEM	37
2.1. Matematik Modellerin Hazırlanması	38
2.1.1. Diş Yapılarının Modellenmesi	39
2.1.2. Periodontal Ligamentin Modellenmesi	41
2.1.3. İmplant Yapısının Modellenmesi	41
2.1.4. Kortikal Kemiğin Modellenmesi	41
2.1.5. Spongioz Kemiğin Modellenmesi	42
2.1.6. Sürgü Tipi Hassas Bağlantının Modellenmesi	42
2.2. Sınır Koşulları	46

3. BULGULAR	48
3.1. Kortikal Kemik Bulguları	48
3.2. Spongioz Kemik Bulguları	54
3.3. İmplant Bulguları (Von Mises Bulguları)	61
3.4. Metal Altyapı Bulguları (Von Mises Bulguları)	62
3.5. Yer Değiştirme	63
4. TARTIŞMA	67
5. SONUÇ ve ÖNERİLER	78
ÖZET	80
SUMMARY	81
KAYNAKLAR	82
ÖZGEÇMİŞ	89

ÖNSÖZ

Osseointegrasyon sayesinde tam ve bölümlü dişsiz çenelerin sabit ve hareketli protezlerle rehabilitasyonunda dental implantlar en önemli seçenek haline gelmiştir. İmplantların tek başına veya doğal dişlerle bağlantılı şekilde kullanılması konusunda ise hala belirsizlikler mevcuttur. Bazı klinik vakalarda implant ve doğal dişin bağlanması kabul edilebilir bir tedavi seçeneği iken implant ve dişin farklı mobilitelere sahip olması sistemi karmaşık hale getirir. Doktora tezimizde, implantın pier desteği olarak kullanılması gereken durumlarda en uygun üst yapı tasarımını 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile inceleyerek kliniğe ışık tutmayı hedefledik.

Bu tezin hazırlanma aşamasında ve doktora eğitimim süresince yardımlarını, tecrübe ve bilgilerini esirgemeyen her türlü özveriye gösteren değerli hocam Sayın Prof. Dr. Funda AKALTAN'a,

Tezim süresince, bilgi ve tavsiyelerinden yararlandığım, bana yol gösteren tez izleme komitemdeki değerli hocalarıma,

Tez çalışmamdaki yardımlarından dolayı Sayın Ayberk YAĞIZ' a,

Akademik çalışmalarımı yapabilmemi sağlayan ve eğitimim süresince destek veren, TÜBİTAK Bilim İnsanı Destekleme Daire Başkanlığı'na,

Öğrenim hayatım boyunca, bana emeği geçen, beni destekleyen Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi'ndeki tüm değerli hocalarıma ve asistanlarıma,

Doktora eğitimim süresince yanımda olan, güler yüzünü esirgemeyen, altı yıl boyunca birlikte çalıştığım tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı hocalarıma, çalışanlarına; birlikte çok keyifli zamanlar geçirdiğimiz tüm arkadaşlarıma en içten teşekkürlerimi sunarım.

Hayatım boyunca hep yanımda oldukları için kendimi şanslı hissettiğim, bugünlere gelmemde en büyük emeğin sahibi olan, doktora eğitimimin her anında verdikleri destek için canım anneme ve kardeşime sonsuz sevgi, saygı ve minnetlerimi sunarım.

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
°	Derece
σ	Principal Stress/Asal Gerilme
σ_1	Maximum Principal Stress/ Maksimum Asal Gerilme
σ_2	Intermediate Principal Stress/ Ara Asal Gerilme
σ_3	Minimum Principal Stress/ Minimum Asal Gerilme
τ	Shear stress/Makaslama gerilmesi
3D	Three Dimension/3 Boyut
A	Cismin kesit alanı
CAD/ CAM	Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim
Cr	Krom
E	Cismin elastisite modülü
γ	Cismin toplam uzaması
GPa	Gigapaskal (basınç birimi)
L	Cismin uzunluğu
mm	Milimetre (uzunluk birimi)
mm ²	Milimetrekare (alan birimi)
MPa	Megapaskal (basınç birimi)
N	Newton
Ni	Nikel
μm	Mikrometre ($=10^{-6}$ m, uzunluk birimi)
nm	Nanometre ($=10^{-9}$ m, uzunluk birimi)
P	Paskal (basınç birimi)
Pmax	Maximum Principal Stress/ Maksimum Asal Gerilme
Pmin	Minimum Principal Stress/ Minimum Asal Gerilme
SESA	Sonlu Elemanlar Stres Analizi
SI	International System of Units/ Uluslararası Birim Sistemi

ŞEKİLLER

Şekil 1.1. İmplantın pier destek olarak kullanıldığı implant-diş destekli sabit restorasyonda hassas bağlantı yerleşimine göre oluşabilecek sorunlar	5
Şekil 1.2. Kopinge lingualden sabitlenen vida	16
Şekil 1.3. U şeklindeki kilit pini	16
Şekil 1.4. T-Blok bağlantısı	16
Şekil 1.5. İmplant üzerinde hassas bağlantı	18
Şekil 1.6. Diş üzerinde hassas bağlantı	18
Şekil 1.7. Gerilme tipleri	26
Şekil 2.1. Köprü modeli	40
Şekil 2.2. Metal altyapı modeli	40
Şekil 2.3. Prepare edilmiş kanin diş modeli	40
Şekil 2.4. Prepare edilmiş molar diş modeli	40
Şekil 2.5. Periodontal ligament modeli	41
Şekil 2.6. İmplant modeli	41
Şekil 2.7. Kortikal kemik modeli	42
Şekil 2.8. Spongioz kemik modeli	42
Şekil 2.9. Rijit olmayan bağlantıda dişi ve erkek parçalar	42
Şekil 2.10. Model 1	43
Şekil 2.11. Model 2	43
Şekil 2.12. Model 3	44
Şekil 2.13. Model 4	44
Şekil 2.14. Model 5	44
Şekil 2.15. Model 6	44
Şekil 2.16. Model 7	45
Şekil 2.17. Model 8	45
Şekil 2.18. Sınır Koşulu	46
Şekil 2.19. Yükleme yapılan noktalar	47

Şekil 3.1. Kortikal kemik gerilme değer ve renk skalası	49
Şekil 3.2. Kortikal kemikte kanatlı tasarım olan M2’de Pmin dağılımı	
a) Dik yükleme b) Açılı yükleme	51
Şekil 3.3. Kortikal kemikte kanatlı tasarım olan M2’de Pmin dağılımı	
a) Gövdelere azaltılmış dik yükleme b) Gövdelere azaltılmış açılı yükleme	53
Şekil 3.4. Spongioz kemik gerilme değer ve renk skalası	55
Şekil 3.5. Spongioz kemikte kanatlı tasarım olan M2’de Pmin dağılımı	
a) Dik yükleme b) Açılı yükleme	56
Şekil 3.6. Spongioz kemikte kanatlı tasarım olan M2’de Pmin dağılımı	
a) Gövdelere azaltılmış dik yükleme b) Gövdelere azaltılmış açılı yükleme	59
Şekil 3.7. Dik, açılı, gövdelere azaltılmış dik ve açılı olmak üzere 4 farklı yükleme koşulunda implanttaki maksimum von Mises gerilmeleri	61
Şekil 3.8. Dik, açılı, gövdelere azaltılmış dik ve açılı olmak üzere 4 farklı yükleme koşulunda metal altyapıdaki maksimum von Mises gerilmeleri	62

ÇİZELGELER

Çizelge 1.1. Destek dişin prognozuna göre tedavi protokolü	10
Çizelge 2.1. Çalışma grupları	38
Çizelge 2.2. Kullanılan materyallerin elastisite modülleri (GPa) ve Poisson oranları	39
Çizelge 2.3. Eleman ve düğüm sayıları	46
Çizelge 3.1. Kortikal kemikte dik yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı	49
Çizelge 3.2. Kortikal kemikte açılı yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı	51
Çizelge 3.3. Kortikal kemikte gövdelere azaltılmış dik yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı	52
Çizelge 3.4. Kortikal kemikte gövdelere azaltılmış açılı yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı	54
Çizelge 3.5. Spongioz kemikte dik yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı	55
Çizelge 3.6. Spongioz kemikte açılı yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı	57
Çizelge 3.7. Spongioz kemikte gövdelere azaltılmış dik yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı	58
Çizelge 3.8. Spongioz kemikte gövdelere azaltılmış açılı yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı	60
Çizelge 3.9. Dik yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre yer değiştirme	63
Çizelge 3.10. Açılı yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre yer değiştirme	64
Çizelge 3.11. Gövdelere azaltılmış dik yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre yer değiştirme	64
Çizelge 3.12. Gövdelere azaltılmış açılı yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre yer değiştirme	64

1. GİRİŞ

Osseointegrasyon sayesinde tam ve kısmi dişsiz çenelerin sabit ve hareketli protetik restorasyonlarla rehabilitasyonunda dental implantlar en önemli seçenek haline gelmiştir. İmplantların tek başına veya doğal dişlerle bağlantılı şekilde kullanılması konusunda ise hala belirsizlikler mevcuttur. Bazı klinik olgularda implant ve doğal dişin bağlanması kabul edilebilir bir tedavi seçeneği iken, implant ve dişin farklı mobilitelere sahip olması sistemi karmaşık hale getirir. İmplant kemiğe rijit olarak bağlanır ve sadece apikal yönde 10 µm hareket edebilirken, sağlıklı periodontal ligamente sahip dişler 50-200 µm harekete sahiptir (Naveau ve Pierrisnard, 2009; Ozcelik ve ark., 2011; Hoffman ve Zafiropoulos, 2012). Bu uyumsuzluk, splintlenmiş sistemde okluzal yüklerin etkisiyle, implant-diş üst yapısının göreceli hareketine neden olabilir. Yüksek bükülme momentine bağlı olarak abutment vidasında gevşeme, simantasyon başarısızlıkları, implantlarda ve protezlerde kırılmalar gözlenebilir. Osseointegrasyon kaybı ve implant çevresinde marjinal kemik kaybı da aşırı yüklemeler sonucunda görülebilir (Lin ve ark., 2006a, 2006b, 2006c, 2008; Naveau ve Pierrisnard, 2009; Pratheep ve ark., 2013).

Doğal diş-implant bağlantıları Kennedy Sınıf I ve Sınıf II dişsizlik olgularında, tek implant ile sabit restorasyonlar yapılabilmesine olanak tanımıştır (Ericsson ve ark., 1986; Laufer ve Gross, 1998). Doğal diş ile implant arasındaki en önemli yapısal fark, doğal diş köküyle destek alveol kemiği arasında bulunan periodontal membranın implant-kemik ara yüzeyinde bulunmamasıdır (Laufer ve Gross, 1998).

Kemik yapının uygun olduğu, doğal dişlerin kullanılamadığı ya da kullanılmak istenmediği durumlarda, implant destekli kanatlı köprüler de seçenek olarak düşünülebilir (Misch, 2005).

İmplant-implant destekli sabit protezlerde; implant ve alveoler kemikte, aksiyel ve oblik yüklemeler altındaki gerilme değerleri, implant-diş destekli sabit protezlerle karşılaştırıldığında daha az bulunmuştur. Bu yüzden sadece implant destekli

protezler serbest sonlanan kısmi dişsizlik vakalarında ilk tedavi seçeneği olarak önerilmektedir (Lin ve ark., 2008).

Uzun dönemde yapılan klinik çalışmalar sonucunda diş ve implant arasındaki bağlantının tipi hakkında farklı görüşler hakim olmuştur. Naert (2001), rijit bağlantının destek dişlerdeki intrüzyonu önleyeceğini, fakat bağlanan implantların çevresinde belirgin kemik kayıplarının gözlenebileceğini ifade etmiştir. Okluzal kuvvetler, splintlenen diş sayısı ve periodontal destek gibi faktörlerin implant-diş bağlantılı sistemlerde biyomekanik komplikasyonları önlemede primer rol oynadığı gösterilmiştir (Lin ve ark., 2008).

Yapılan birçok çalışmada, kuvvet dağılımının yalnızca okluzal temas ve kanat uzunluğuna bağlı olmadığı, kanat bölümüyle okluzaya gelecek olan karşıt çenedeki protezin tipine de bağlı olduğu gösterilmiştir (Lundgren ve ark., 1989; Falk ve ark. 1989, 1990; Lin ve ark., 2008).

Yükleme kuvvetlerinin büyüklüğü ve temas alanları implant-diş bağlantılı sistemlerde mekanik cevapları değiştirebilir (Lin ve ark., 2008).

Dişleri implantlara splintlemenin periodontal membrana etkileri açıklanmış ve destek dişler üzerinde herhangi bir etkisi olmadığı ifade edilmiştir. In vitro ve in vivo çalışmalar; diş-implant destekli sabit protezlerde uygulanan vertikal yüklerin diş ve implant arasında paylaştırıldığını göstermiştir (Gunne ve ark., 1999). İmplant dişe bağlandığı zaman yükün büyük kısmının doğal dişe bağlı implanta iletildiği, diş-implant destekli sabit protezlerde yapılan sonlu eleman analizlerinde belirtilmiştir (Misch ve Ismail, 1993). İmplant boynu çevresinde stres yoğunlaşma riski tartışılmış; fakat klinik çalışmalar bu olumsuz etkiyi doğrulamamıştır (Gunne ve ark., 1999).

1.1. İmplant-Diş Bağlantılı Sabit Protezlerin Kullanımını Gerektiren Durumlar

Diş-implant destekli sabit protezler için primer endikasyon; posterior bölgede implant yerleşimini engelleyecek anatomik sınırlamaların bulunmasıdır (Lindh ve ark., 2001a).

Çenelerin posterior bölümündeki sınırlı kemik hacmi implant-diş destekli sabit protez uygulamaları için diğer bir nedendir. En yaygın protetik çözüm ise tek bir implantın anteriorda konumlanmış bir veya birden fazla dişle kombinasyonu şeklindedir. Bu protez tasarımının başarısı kısaltılmış ark prensibiyle uyum gösterir; normal çene ilişkisine sahip bireylerde molar bölgede okluzal yüzey fonksiyonuna ihtiyaç duyulmadığı ifade edilmektedir (Lindh ve ark., 2001a).

Mandibulanın posterior bölümüne implant yerleştirme olasılığının kısıtlandığı durumlarda az sayıda ve kısa implantlar uygulanarak implant-diş destekli sabit protezlerin kullanımı teşvik edilir (Gunne ve ark., 1999).

Laufer ve Gross'a (1998) göre; bağımsız bir sabit protezi destekleyecek doğal diş veya implant desteklerin sayısının yetersiz olduğu, desteklerin ark boyunca istenmeyen şekilde lokalize olduğu, bir segmente yerleştirilen iki implanttan bir tanesinin başarısız olduğu ve yenilenemediği vakalarda implant-diş bağlantıları gerekebilir.

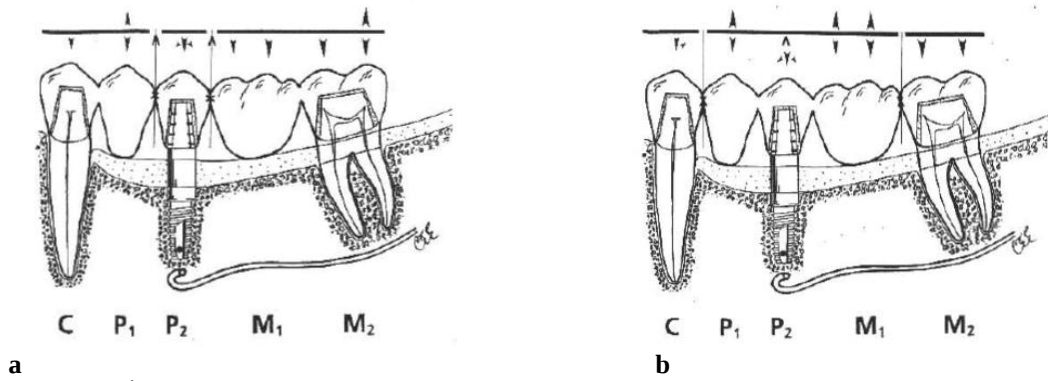
İmplant yerleştirme olasılığının kısıtlandığı durumlarda pier desteklerin kullanıldığı tedavi seçenekleri de mevcuttur.

1.1.1. Pier Destekleri

Pier desteği; iki destek arasında yer alır; implant ya da doğal diş olabilir ve her ikisi de protez içerisinde farklı rol oynarlar. İki implanta bağlanan bir doğal dişle karşılaştırıldığında; bir implant, iki doğal diş arasında pier desteği olarak kullanılırsa,

implant ve diş arasındaki hareket farklılığı komplikasyon oranını artırır. Pier desteği olan implant terminal desteğe göre daha az hareket sergiler ve 1. sınıf kaldıraçta destek noktası göreviyle aksiyel, rotasyonel ve torsiyonel kuvvetlere maruz kalır (English, 1993). Bir pier implant desteği, terminal destek olarak mobil olmayan doğal dişlere bağlansa bile komplikasyonlara neden olabilir. Simanların çekme kuvvetleri basınca karşı dayanıklılıklarından 20 kez daha azdır. Bu nedenle implant, destek noktası görevi yaptığında en sık rastlanan durum, mobilitesi en az olan diş veya tutuculuğu en az olan krona görülen siman ayrılmasıdır. Sık rastlanan diğer durum ise çürük oluşumudur. Sabit restorasyonlarda simanın kırılması ya da çözülerek diştten ayrılması, uygulamalar ne kadar dikkatli de yapılsa, sık karşılaşılan bir komplikasyondur (Misch, 2005).

Birçok klinik vakada pier desteğe ilaveten mevcut doğal dişe komşu en azından bir implant yerleştirilerek implant destekli kanatlı restorasyon oluşturmak uygundur. En iyi seçenek ise kemik grefti uygulamaları ile dişsiz boşluğa implantlar yerleştirilerek sadece implant destekli restorasyonlar elde etmektir. Eğer greftleme yapılamıyor ve ilave implant yerleştirilemiyor ise, implantın destek noktası olmasını önlemek için implant ve tutuculuğu az olan kron arasında rijit olmayan bağlantı kullanılabilir (Misch, 2005). Dişi parçaların implantın her iki tarafına yerleştirildiği ve erkek parçaların gövdelerde yer aldığı pier implant desteği olgularında çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle zaman içerisinde destek dişlerin intrüze olabileceği bildirilmiş; implant abutment üzerindeki kronun geçici olarak yapıştırılması, ortaya çıkan problemlerin çözülebilmesi açısından önerilmiştir (Şekil 1.1a). Rijit olmayan bağlantıların destek dişlere yerleştirildiği durumlarda ise, pier implantta belirgin rotasyonel ve torsiyonel kuvvetlerin oluşarak, kemik kaybıyla birlikte 1,5-2 yıl içinde implant kırığı gözlenebileceği belirtilmiştir (Şekil 1.1b) (English, 1993).



Şekil 1.1. İmplantın pier destek olarak kullanıldığı implant-dış destekli sabit restorasyonda hassas bağlantı yerleşimine göre oluşabilecek sorunlar. **a)** İmplantın her iki tarafında yer aldığı durumda, çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle zaman içerisinde destek dişler intrüze olabilir. **b)** Destek dişlere yakın konumlandığında implantta belirgin rotasyonel ve torsiyonel kuvvetler oluşur (English, 1993).

Konvansiyonel diş destekli sabit protezlerde rijit olmayan bağlantıların “erkek” parçaları posterior gövdenin mezialinde yer alırken, “dişi” parçası doğal pier destek dişin distalinde yer alır. Bu durum meziale kaymayı engeller. Ancak implantların meziale hareketi yoktur, bu sayede rijit olmayan bağlantının yeri daha esnek seçilebilir (Misch, 2005).

İki veya daha fazla implant arasında pier destek olarak doğal diş kullanıldığında, farklı bir durum ortaya çıkar. Doğal diş destek görevi yapmaz ve canlı gövde olarak yer alır. Bu durumda hassas bağlantı kullanımı uygun değildir. Doğal dişi korumanın tek avantajı proprioseptif mekanizmadan yararlanmaktır (Misch, 2005). Proprioseptif mekanizmanın korunması, restorasyon için ihtiyaç duyulan implant sayısının azaltılması ve hastaya ekonomik açıdan bir avantaj sağlaması, aynı zamanda doğal dişin splintlenmesi gibi avantajlarından dolayı implant-doğal diş bağlantıları tercih edilebilir (Hosny ve ark., 2000; Kindberg ve ark., 2001; Koosha ve Mirhashemi, 2013).

1.2. İmplant-Dış Bağlantısında Biyomekanik Faktörler

İmplant-dış bağlantılı restorasyonlarda dikkatli bir tedavi planlaması yapılmalıdır. Bunun için aşağıdaki biyomekanik faktörler gözönünde bulundurulur.

1.2.1. Destek Olarak Kullanılacak Doğal Dişte Dikkat Edilmesi Gereken Hususlar

1.2.1.1. Kron Boyutu

Bir kronun tutuculuğu, destek dişin çapı ve boyuyla orantılıdır. Molarlar premolarlardan daha büyük yüzey alanına sahip oldukları için daha tutucudurlar. Kron boyu, arklar arası mesafe sınırlıysa etkili olabilir. Tutuculuğu arttırmak için kron boyu sınırlı dişleri splintlemek arayüz temizliğini güçleştirir ve hijyeni bozar. Bunun yerine arklar arası mesafenin azaldığı durumlarda tutuculuğu arttırmak, estetik sonuçları geliştirmek ve hijyeni sağlamak için periodontal cerrahiyle kron boyunu uzatmak daha faydalıdır. Kron boyu kısa dişlerde minimal açılanma ve giriş yolunu sınırlandırmak için tutuculuğu arttırıcı çeşitli uygulamalar yapılmalıdır. Bu kriterler hem implantlar hem de doğal dişler için geçerlidir (Misch, 2005).

1.2.1.2. Etkili Kron/Kök Oranı

Kron-kök oranı, mandibulanın çeşitli hareketlerinde kron üzerine gelen lateral yükler açısından önemlidir. Lateral kuvvetler, diş üzerinde 1. sınıf kaldıraç etkisine yol açarken destek nokta, kret tepesidir (Shillingburg ve ark., 1997). Kron-kök oranı destek dişin mobilitesiyle ve sabit protez desteği olarak kullanıldığında, dişin karşılayabileceği ilave gerilmeyle ilişkilidir. İdeal kron-kök oranı 1:2 dir; fakat çok nadir görülür. Genelde karşılaştığımız durum 1:1,5 tir. Kron-kök oranının 1:1 olduğu durumlar ise karşıt çenede doğal diş veya implantların bulunduğu vakalarda diş-implant bağlantılı sabit protezlerde destek olarak kullanım için en düşük orandır (Misch, 2005).

1.2.1.3. Endodontik Durum

İmplant-doğal diş bağlantılı protezlerde destek olarak kullanılacak dişin pulpası sağlıklı olmalı; kanal tedavisi uygulanmış ise kanal dolgusu ve apikal tıkanma başarılı olmalıdır. Endodontik kaynaklı lezyonlar implant cerrahisinden önce tespit edilmelidir; çünkü alevlenecek ya da şiddetlenecek bir olay komşu implantın kaybına neden olabilir (Misch, 2005). Pulpanın sağlığının devamlılığı şüpheliyse endodontik yaklaşım uygundur. Bu durumdaki destek dişin direncini arttırmak için ‘post-core’ restorasyonu uygulanabilir (Brägger ve ark., 2005; Misch, 2005).

1.2.1.4. Kök Şekli

Apekse doğru daralan, konik kökler sabit protezlerde iletilen okluzal yüklere karşı yeterli dayanıklılığa sahip değildir. Maksiller 2. molar dişlerin kökleri genel olarak bu özelliktedir. Böyle dişleri destek olarak kullanmaktansa ilave implant uygulamaları veya sadece implant destekli bağımsız restorasyon uygulamaları yapılmalıdır. Ayırık ve eğimli kökler ise doğal dişin proteze verdiği desteği artırır (Misch, 2005).

1.2.1.5. Dişin Pozisyonu

Komşu dişlerin uzun zaman önce kaybedilmesi, kalan destek dişin ideal konumundan sapmasına neden olur. Tedavi planlamasında destek dişin pozisyonunun düzeltilmesi düşünülmelidir. Bunun için ortodontik tedavi yapılarak diş başlangıç pozisyonuna getirilebilir veya restorasyon öncesinde kanal tedavisi uygulanarak kron preparasyonunda modifikasyonlar yapılabilir (Misch, 2005).

1.2.1.6. Paralellik

İmplant protezlerde mandibular kesicileri splintlemek yaygındır. Mandibular kesici dişler genelde çapraşık ve rotasyona uğramış olduklarından, tedavi planına dahil etmek için kapsamlı diş preparasyonları gerekebilir. Bağlantı; boyut, fabrikasyon ve tasarım açısından rijit olmalıdır. Bütün bu faktörler protezin giriş yolunu sınırlandırır. Destek dişlere endodontik tedavi uygulanması gerekebilir (Misch, 2005).

1.2.1.7. Kök Yüzey Alanı

Genel olarak geniş kök yüzeyine sahip dişler, protez desteği olması açısından daha uygunlardır. Bununla birlikte periodontal sebeplerle kemikle desteklenmiş yüzeyi azalmış dişlerin sağladığı destek daha zayıftır (Lindh, 2008). Tek değerlendirme Ante kuralı değildir. Özellikle posterior alanda dişsiz bölgenin ikiden fazla gövde uzunluğunda olması, metalin fazla esnemesine neden olmaktadır (Shillingburg ve ark., 1997). Bu da destek diş sayısının arttırıldığı hallerde dahi porselen kırıklarına ve restorasyonun dişten ayrılmasına neden olabilmektedir. Mandibulanın posteriorunda yapılan sabit restorasyonlarda yan yana 3 gövde kontrendikedir. Maksillada bu durum karşıt çenede hareketli protez varsa ve destek dişler çok iyi durumdaysa uygulanabilir. Tüm bu faktörler geleneksel protetik yaklaşımlarda değerlendirildiği gibi diş-implant destekli protezler için de önemlidir (Shillingburg ve ark., 1997; Misch, 2005).

1.2.1.8. Periodontal Durum

İmplant-diş bağlantılı sabit protezlerde kullanılacak olan destek dişlerin periodontal değerlendirmesi diğer sabit protezlerdekine benzerdir. İmplant yerleştirilirken, destek dişlerin periodontal tedaviye olan ihtiyacı değerlendirilmelidir (Misch, 2005). Cerrahi operasyon sayısının azaltılması hasta açısından rahatlık sağlar; fakat implant

yerleşimi sırasında mevcut enfeksiyonun asgari düzeyde tutulması gerekir (Lindh, 2008). Bu yüzden destek dişte ve çevre yumuşak dokularda yapılacak periodontal girişimlerin implant cerrahisinden önce yapılması daha uygun bir yaklaşımdır (Misch, 2005).

1.2.1.9. Mobilite

Doğal dişlerin mevcut mobilitesi dişlerin ve implantların bağlanması fikrini önemli ölçüde etkiler. Doğal dişler dikey, yatay doğrultularda ve rotasyonel olarak normal fizyolojik harekete sahiptir. Doğal dişteki hareket; kök ya da köklerin yüzey alanına ve şekline bağlıdır. Buna bağlı olarak kök sayısı ve şekli, çapı, pozisyonları ve kökü çevreleyen kemiğin tipi ve miktarı önemlidir (Misch, 2005).

Farklı gruptaki dişlerin mobilitesi de farklıdır. Posterior dişler anterior dişlere, kanin dişleri kesici dişlere göre daha az mobiliteye sahiptirler. İmplantların ise mobiliteleri 0'a yakın kabul edilir. Klinik bir çalışmada mandibulada başarılı bir şekilde osseointegre olmuş yapıların periotest® değerlerinin -4 ve -2 arasında değiştiğini göstermişlerdir. Mandibular kaninler ise -1 ve +4 aralığında değerler sergilemişlerdir (Nishimura ve ark., 1997). İmplant ve diş arasında oluşan bu değer farklılığı implantlarda periodontal ligamentin olmamasının yanısıra titanyumun elastik modülünün 110-117 GPa, dentinin ise 12-14,7 GPa olmasından kaynaklanmaktadır (Michalakakis ve ark., 2012).

Kindberg ve ark. (2001), periodontal açıdan sağlıklı dişlerin ve implantların rijit bağlantılarla tek parça şeklinde splintlendiği vakalarda çok başarılı uzun dönem sonuçlarının olduğunu bildirmişlerdir.

Cordaro ve ark. (2005) ise dişlerin implantlarla rijit bağlandığı durumlarda, periodontal desteği tam olan dişlerde, azalmış periodontal desteğe sahip dişlere oranla intrüzyonun daha sık görüldüğünü göstermişlerdir.

İmplant-diş bağlantılı sabit protezlerde kullanılacak olan destek dişin prognozuna göre planlama yapılmalıdır. İmplantların başarısı henüz % 100'e ulaşmadığından, implantlar sağlıklı bir doğal dişin yerine tercih edilmemelidir. Bu aşamada destek dişin çekilmesi ya da ağızda bırakılmasına karar vermek için aşağıdaki protokole uyulur (Misch, 2005) (Çizelge 1.1).

Çizelge 1.1. Destek dişin prognozuna göre tedavi protokolü (Misch, 2005).

Prognoz	Tedavi Protokolü
10 yıldan daha uzun süre ağızda kalabileceği düşünülen prognozu iyi dişler	Diş ağızda bırakılır ve endikasyona göre restore edilir.
5-10 yıl arası ağızda kalabileceği düşünülen dişler	İmplant üstü restorasyon doğal diştan bağımsız düşünülmeli; doğal dişin de dahil edilmesi gerekiyorsa, diş her iki tarafına yerleştirilen implantlarla splintlenerek, canlı gövde vazifesi görmelidir.
5 yıldan az süreyle ağızda kalabileceği düşünülen prognozu kötü dişler	Diş çekilmeli ve bu bölgede de implant düşünülmelidir.

1.2.2. Destek Dişler ve İmplantların Sayısı

İmplantlarla bağlanacak diş sayısının diş intrüzyonuna olan etkisi hakkındaki bilgiler yetersizdir. Geçmişe dönük (retrospektif) yapılan bir çalışmada, destek dişlerin intrüzyonuna en sık bir diş bir implant bağlantılı protez tipinde rastlandığı bildirilmiştir (Lindh ve ark., 2001b). 220 destek dişin 185 implantla bağlandığı 110 hasta üzerinde yapılan 3 yıl takip süreli çalışmada araştırmacılar, doğal dişlerin % 5'inin intrüze olduğunu ve intrüze olan dişlerin % 72,72'sinin ise bir diş bir implant bağlantılı protez tipinde gözlendiğini belirtmişlerdir. Başka bir klinik çalışmada (Naert ve ark., 2001) ise 313 dişe bağlanan 339 implantın bulunduğu 123 hasta 15 yıla kadar takip edilmiştir. Diş intrüzyonu % 7,31 oranında gözlenmiş ve bu vakaların % 44,44'ü bir diş bir implant bağlantılı protez tipinde görülmüştür. Bu

çalışmanın araştırmacılar tarafından belirtilmeyen ilginç bir tarafı da birden fazla dişin implantla bağlandığı vakaların çoğunda intrüzyonun implanta komşu dişlerde gözlenmesidir (Michalakis ve ark., 2012).

1.2.3. Okluzal Kuvvetler

1.2.3.1. Kuvvetin Büyüklüğü

Çiğneme ve maksimum ısırma kuvvetlerinin büyüklüğü bireylerde değişkenlik gösterir. Hastaların çoğunluğunda çiğneme kuvvetleri maksimum ısırma kuvvetlerinden daha küçüktür. Normalde sabit tam protezli bireylerde çiğneme kuvvetleri 55-165 N arasında değişmekte iken, maksimum ısırma kuvvetleri 264-336 N arasında yer almaktadır. Çok nadir 4340 N'a kadar çıkmaktadır. Van Eijden (1991), erkeklerde maksimum ısırma kuvvetini 545,7 N; kanin bölgesinde ise 469 N olarak bulmuştur. Powers ve Sakaguchi (2006), premolarlara 300 N, molar dişlere ise 400-800 N fizyolojik kuvvet iletildiğini öne sürmüşlerdir. Isırma kuvvetleri; restorasyon tipi, öncül temaslar, iskeletsel ve anatomik faktörler, parafonksiyonel alışkanlıklardan etkilenmektedir. Klinik çalışmalar sabit bir protezin doğal dişler ya da implantlar tarafından desteklenmesine göre kuvvetlerin belirgin bir şekilde farklılaştığını göstermiştir. Mericke-Stern ve ark. (1995) implant destekli sabit restorasyonlarda maksimum ısırma kuvvetlerini daha düşük bulmuşlardır. Isırma kuvvetlerinin büyüklüğü açısından, her iki taraftaki terminal desteklerin varlığı, tek taraflı veya çift taraflı kanat uzantısı olması da önem taşır. Karşıt çenede doğal dişler veya tam protez olması da rol oynar. Öncül temaslar 100 µm'den küçük olsalar bile ısırma kuvvetlerini ciddi anlamda arttırabilir (Falk ve ark., 1990; Michalakis ve ark., 2012).

İskeletsel faktörler de çiğneme ve maksimum ısırma kuvvetlerini etkileyebilir. Mandibular Frankfurt düzlem açısı düşük olan bireylerde, yüksek olanlara oranla molar bölgede iki kat daha fazla okluzal kuvvet olduğu gösterilmiştir (Proffit,

1978). Diş sıkma ve gıcırdatma gibi parafonksiyonel alışkanlıklar kuvvetlerin hem büyüklüğünü hem de süresini etkileyebilir (Michalakis ve ark., 2012).

1.2.3.2. Kuvvetin Süresi

Okluzal kuvvetler dişler veya protezler üzerine çiğneme ve yutkunma esnasında etki eder. İdeal koşullarda dişler yutkunma ve yemek yeme sırasında kısa temaslar gösterirler. Bu temaslar gün içinde toplam 30 dakikadan daha azdır. Uyku sırasında, yutkunmayla oluşan okluzal temaslar düzensizdir ve sıklığı daha azdır (Misch, 2005). Uzun süreli okluzal temaslar, diş sıkma veya gıcırdatma gibi parafonksiyonel alışkanlıkları olan bireylerde gözlenmiştir (Michalakis ve ark., 2012). Menicucci ve ark. (2002) yaptıkları 2 ve 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında diş sıkma eğilimi gösteren bireylerin okluzal kuvvetlerini yansıtmak için dişe statik 50 kg'lık, çiğneme kuvvetini taklit etmek için ise geçici süreli, 5 milisaniye, 50 kg kuvvet uygulamıştır. Periodontal ligamentin implant-diş destekli çalışmaların uzun süreli başarısında önemli rol oynadığını ve dişe geçici kuvvet uygulandığında yükün diş ve implant arasında paylaşılarak kemikte daha iyi dağılım gösterdiğini, statik yüklemde ise periodontal ligamentin deformasyonu sonucunda dişin kemik içerisine gömülerek restorasyonun implant üzerinde kanat etkisi gösterdiğini bildirmişlerdir (Michalakis ve ark., 2012).

1.2.3.3. Kuvvetin Dağılımı

Klinisyenlerin amacı; maksimum interküspidasyonda ısırma kuvvetlerinin mümkün olduğu kadar fazla posterior dişe dağılmasını sağlamak olmalıdır (Michalakis ve ark., 2012). İmplant-diş destekli protezlerde okluzyon kriterlerini belirten çok fazla bilimsel çalışma bulunmamakla birlikte çeşitli öneriler sunulmaktadır. Temas başlangıcında oluşacak kuvvet momentini azaltmak amacı ile implantın okluzal yüzeyi ve karşıt ark arasında 30-50 µm açıklık bırakılmalıdır. Dişin mezialde implantın ise distalde olduğu durumlarda çok hafif şiddetteki yüklemelerde bile

doğal dişte hızlı bir intrüzyona rastlanabilir ve bu durum implantın aşırı yüklenmesine neden olan kanat etkisi ile benzerdir (Rilo ve ark., 2008). Selektif aşındırma işlemleri, kanat etkisini azaltmakta ve maksimum interküspidasyon ve lateral çalışan taraf hareketleri sırasında gerilmelerin dengelenmesinde önemlidir. Özellikle selektif aşındırmada gövde üzerindeki okluzal kuvvetler azaltılarak implant-diş arasındaki mobilite farklılığı kompanze edilebilir (Lin ve ark., 2008).

Okluzal kuvvetlerin dişler ve implantlar arasında eşit dağılımının mutlak gerekli olup olmadığı henüz bilinmemektedir. Periodontal ligamentin ve kemiğin farklı fiziksel özelliklerinin sonucu dişler ve implantlarda kuvvetler değişik sonuçlar ortaya koyarlar. 20 N’luk bir kuvvetle dişler 25-50 µm intrüze olurken, implantlar 3-5 µm intrüze olabilmektedir (Kim ve ark. 2005). Sonuç olarak eğer okluzal uyumlama; eşit kuvvet dağılımı hafif temaslar olacak şekilde yapılırsa, kuvvetli okluzal temaslar olduğu zaman implantlar aşırı kuvvete maruz kalacaktır; dişler intrüze olurken implantlar olmayacaktır. Böylece diş-implant destekli protezlerde diş intrüze olduğu zaman protez implanta kanat atılmış gibi bir durum sergileyecektir. Diğer taraftan uyumlama kuvvetli okluzal temaslar varlığında yapılırsa, kuvvetler dişler ve implantlar arasında dağılacaktır. Splintlenen dişlerin ve implantların sayısı, destek dişlerin mobilitesi, kron implant oranı, implantın yerleştirildiği kemiğin kalitesi, parafonksiyonel aktiviteler okluzal uyumlama yapılırken göz önünde bulundurulmalıdır (Michalakakis ve ark., 2012).

1.2.3.4. Kuvvetin Yönü

Vertikal yöndeki okluzal yüklemeler, lateral yüklemelerin yarattığı aşırı mobiliteye neden olmadıkları için dişler üzerinde yıkıcı etki yaratmazlar . Okluzal uyumlamanın en büyük katkılarından biri kuvvetleri dişlerin uzun aksına yönlendirmesidir. Deneyimlere ve biyomekanik hesaplamalara dayanarak, osseointegre implantlar ideal olarak aksiyel yönde yüklenmelidir (Binon, 1996). Hatalı implant yerleşiminden, yanlış protez tasarımından veya dengeleyen taraf temaslarından kaynaklanan aksiyel olmayan kuvvetler, “ $M = F \times L$ ” denkleminde göre bükülme momentlerine yol

açabilir (Misch, 2005). M bükülme momentini (N m), F kuvveti (N), L ise kaldıraç kolunu (m) ifade eder. Bu bükülme momentleri protezden implanta ve daha sonra da kemiğe iletilir (Misch, 2005).

Diş-implant destekli protezlerde, dişler aşırı mobil veya intrüze olduklarında, aksiyel yöndeki kuvvetler bile implant üzerinde bükülme momentleri oluşturabilir. Bu kuvvetler proteze, implant protez bileşenlerine (bağlama vidası ve abutment gibi), implanta ve yapıya en yakın temasta olan kemiğe iletilir (Michalakis ve ark., 2012).

1.2.4. Protezin Rijitliği

Sabit bölümlü protezler, restorasyonun uzun ömürlü olabilmesi için gerekli olan, minimal bükülmeyi bile önlemek amacıyla uygun boyutlarda yapılmalıdır. Protezde yeterli rijitliği sağlamak amacıyla temel metal alaşımları 0,3 mm kalınlığında, soy metal alaşımları ise 0,5 mm kalınlığında, konnektörler $3 \times 3 \text{ mm}^2$ boyutlarında hazırlanmalıdır (Rosenstiel ve ark., 2006). Bu görüş yıllardır geleneksel protez için başarıyla uygulanmaktadır. Metal altyapının rijitliği, üstündeki estetik materyalin (porselen veya akrilik) kırılmasını önler (Michalakis ve ark., 2012).

1.2.5. Bağlantı Tipi (Rijit/Rijit Olmayan)

Dişsiz bölge tamamen implant destekli bir protez yapımına izin vermiyorsa rijit veya rijit olmayan bağlantılarla dişlerden destek alan protetik uygulamalar yapılabilir. Lindh ve ark. (2001b) yaptıkları geçmişe dönük (retrospektif) bir çalışmada, implant-diş destekli restorasyonlarda en sık kullanılan bağlantının tek parça şeklinde olan tasarım olduğunu (% 55), 2. olarak aksiyel ve horizontal kilitli vidaların kullanıldığı hassas bağlantılı tasarımların yer aldığını (% 29), daha sonra kilit mekanizması olmayan hassas bağlantılı tasarımların bulunduğunu (% 12) ve son olarak da destek dişlerde kopinglerin kullanıldığı sistemlerin olduğunu (% 4) bildirmişlerdir.

Klinik çalışmalar rijit bağlantıların tercih edilmesi gerektiğini, rijit olmayan bağlantı kullanıldığı zaman vakaların % 3-4'ünde intrüzyonun gözlenebileceğini belirtmişlerdir (Naert ve ark., 2001; Gunne ve ark., 1999). Sonlu eleman analizi ve fotoelastik analizin kullanıldığı bir çalışmada rijit bağlantıda gerilmelerin implant çevresinde yoğunlaştığı gösterilmiştir (Ozcelik ve Ersoy, 2007). Radyografik bir çalışmada ise diş implant bağlantısı rijit olduğu zaman implantların çevresinde daha fazla kemik kaybı meydana geldiği belirtilmiştir (Naert ve ark., 2001).

Karmaşık destek tasarımının pek çok biyolojik ve fonksiyonel etkileşimlerinin eksik anlaşılmasından dolayı dişler ve implantlar arasında rijit bağlantı rijit olmayan bağlantıya göre tercih edilir. Rijit olmayan bağlantılı vakalarda destek dişlerin intrüzyonu üzerine yapılan birçok çalışma ve rijit bağlantılı vakalarda implant çevresindeki kemik kaybının fazlalığı yukarıdaki görüşün altını çizmektedir (Nickenig ve ark., 2008).

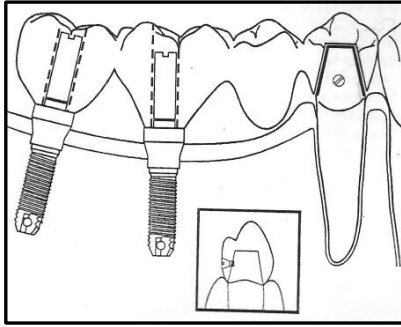
1.2.5.1. Rijit Tasarımlar

Van Steenberghe (1989), Gunne (1999), Cavicchia ve Bravi (1994) implant ve doğal dişler arasındaki direkt bağlantının periodontal veya mekanik problemlere neden olmayacağı sonucuna varmışlardır. Ayrıca Cavicchia ve Bravi (1994) osseointegre yapıları doğal dişlere bağlamanın hastaların proprioseptif duyuyu daha iyi algılamasına neden olduğunu bildirmişlerdir (Srinivasan ve Padmanabhan, 2008).

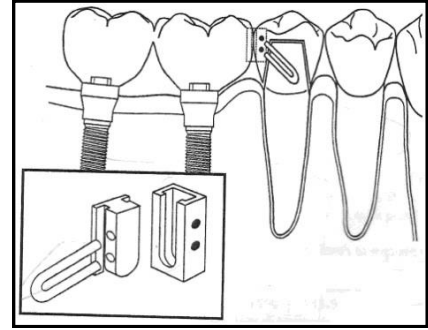
Bu uygulamalarda metal altyapı rijit olmalıdır; bu nedenle palladyum alaşımları gibi yüksek elastisite modülüne sahip soy metaller veya temel metal alaşımları tercih edilir (Wise, 1995).

Her ne kadar hassas bağlantı içerse de; hassas bağlantı parçalarının çeşitli kilit ve vida sistemleriyle sabitlenmesi düşünüldüğünde tasarım rijit özellik sergilemektedir. Bu şekildeki rijit bağlantılarda; teleskop kron yapılacaksa, üst yapı doğal diş üzerindeki kopinge lingual yüzeyde bir vida ile sabitlenir (Şekil 1.2). Eğer hassas

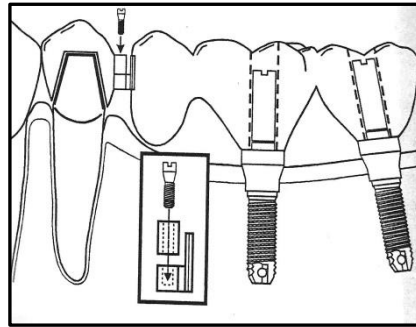
bağlantı doğal diş üzerine yerleştirilecekse Weinberg'in (1993) açıkladığı gibi U şeklindeki kilit pini internal bağlantıya lingualde birleştirilebilir (Şekil 1.3), Diğer bir alternatif de rijit olan T-blok bağlantısının kullanımıdır (Şekil 1.4) (Schlumberger, 1998).



Şekil 1.2. Kopinge lingualden sabitlenen vida



Şekil 1.3. U şeklindeki kilit pini



Şekil 1.4. T-Blok bağlantısı

Misch ve Ismail (1993) rijit tasarımlı restorasyonlarda oluşan gerilmenin destek dokulara iletilene kadar büyük kısmının internal olarak dağıldığını, gövde ve destek arasında yer alan rijit olmayan tasarımların ise yük dağılımını değiştireceği ve gerilmeyi direkt olarak doğal diştan destek kemiğe iletirken bağlantıda ve doğal dişin kökünde stresin yoğunlaşacağını açıklamışlardır (Srinivasan ve Padmanabhan, 2008).

Dişleri implantlara rijit olarak bağlamayı savunan araştırmacılar, implantın yükleri paylaştırabilecek esnekliğe sahip olduğunu düşünürler (Ericsson ve ark., 1986; Lundgren ve Laurell, 1994). Bunun için implant bileşenlerinin ve tutucu vidalarının bazı derecelere kadar esnekliğe sahip olması (McGlumphy ve ark., 1989), doğal dişin periodontal desteğinin yeterli ve sürekli olması, protezin hareket serbestliğinin ise en

düşük seviyede olması gerekir (Lundgren ve Laurell, 1994). Bu hareket serbestliği implant üzerindeki vida bağlantısına iletilen kuvvetin büyüklüğünü de etkiler. Vidanın gevşemesini önlemek için tutucu vidanın yüklenmesinden önce hareket serbestliği en düşük seviyede olmalıdır. Vidanın sürekli olarak bükülmesi metal yorulmasına ve implantların başarısızlığına neden olur (Velasquez ve ark., 2002).

1.2.5.2. Rijit Olmayan Tasarımlar

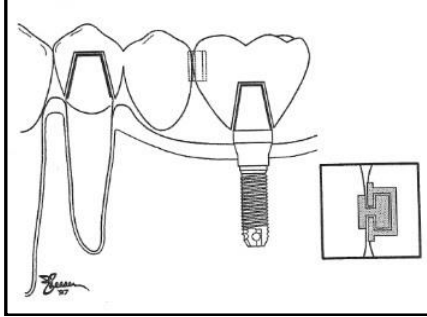
Doğal diş-implant bağlantılı sabit protez tasarımlarında rijit bağlantı kullanımının sakıncalı olabileceği ifade edilmiştir. Bu görüşlerin temel nedeni; implantın doğal dişe göre daha fazla okluzal yük altında kalarak, zamanla doğal dişte doku atrofisi oluşturabileceği ve yine doğal dişte simantasyonun bozulabileceği düşüncesidir (Kay 1993, Wise 1995).

Rijit tasarımın sakıncalı olduğu düşüncesi ile implant-doğal diş bağlantılı köprülerin rijit olmayan yapılarla bağlanmasını öneren araştırmacılar bu amaçla çeşitli hassas bağlantı tipleri kullanmışlardır:

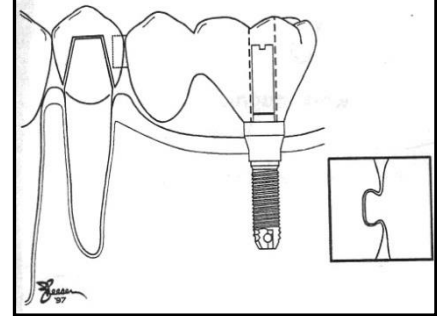
İmplant ve diş arasındaki periodontal ligament ve kemikten kaynaklanan farklılıkları gidermek ve eşit yük dağılımı adına IMZ (Interpore International) implant sistemi önerilmiştir. Bunun için esnek bir materyal olan *polyoxymethylene (Delrin)* kullanılarak intramobil eleman (IME) oluşturulmuş, implanta gelen kuvvetlerin büyük çoğunluğunun absorbe edilmesi ve materyalin periodontal ligament görevi yapması öne sürülmüştür. IME'nin tavsiye edilen kullanım süresi 1 yıldır ve değiştirilmesi önerilmektedir. IME'nin aşırı yükler altında yorulduğu ve kırıldığı, zayıf bir bağlantı tipi olduğu klinik çalışmalarla ortaya konulmuş ve bu materyalin başarılı olmadığı gösterilmiştir (Babbush ve ark., 1987; McGlumphy ve ark., 1989).

Cohen ve Orenstein (1994) implant-destekli kron üzerine hassas bağlantının yerleştirilip doğal diş üzerinde koping uygulanarak üst yapının geçici olarak simante

edilmesini önermiştir (Şekil 1.5). Schlumberger ve ark. (1998), rijit olmayan hassas bağlantıyı diş üzerine yerleştirmiştir (Şekil 1.6).



Şekil 1.5. İmplant üzerinde hassas bağlantı



Şekil 1.6. Diş üzerinde hassas bağlantı

Hassas tutucular iki ya da daha fazla parçadan oluşabilmektedirler. İki parçalı sistemler genel olarak diş ve erkek parça adı verilen iki kısımdan oluşmaktadırlar. Bu iki parça birbirine tam ve kusursuz bir biçimde bağlanabilme özelliğine sahiptir (Ulusoy ve Aydın, 2005).

Gövde ve diş arasında rijit olmayan bağlantıyı savunan araştırmacılar, implant ve diş arasındaki mobilite farklılığının kısmen de olsa tolere edildiğini düşünürler; fakat bu bağlantının kullanıldığı bir çok vakada diş intrüzyonu gözlenmiştir (Naert ve ark., 2001; Brägger ve ark., 2005).

1.2.6. Kemik Tipi

Kemik tipinin implant-diş bağlantısına olan etkisi tam olarak bilinmemektedir. Lekholm ve Zarb (1985)'in ifade ettiği gibi kortikal ve spongioz kemik bileşenlerinin değişkenliğine bağlı olarak 4 tip kemik mevcuttur. Kortikal ve spongioz kemiklerin elastisite (Young's) modülleri birbirinden farklıdır ve literatürde de değişken değerlere sahiptir; çalışmalarda en sık kullanılan değerler, kortikal kemik için 13.700/15.000 MPa iken, spongioz kemik için 1370/1500 MPa'dır. Periodontal ligamentin elastisite modülü ise 1,18-2 MPa'dır (O'Brien, 1997). Primer ve sekonder

kortikal kemik çeşitliliğinden, spongioz kemikteki trabekülasyonun oluşumu ve densitesindeki farklılıklardan ortaya çıkan değişikliklerden dolayı ifade edilen kemik değerleri hesaba katılmamalıdır. Araştırma, kemiğin mekanik özelliklerinin ve elastik modülünün belirtilen özelliklerden etkilendiğini göstermiştir (Ford ve Keaveny, 1996). Sonuç olarak; kemik tipinde ve yapısında mikroskobik seviyede ortaya çıkan değişiklikler diş-implant bağlantısını etkileyebilir. Bu hipotezi doğrulayan veya reddeden çalışmalar ortaya konulmalıdır (Michalakis ve ark., 2012).

1.3. İmplant-Doğal Diş Destekli Sabit Protezlerde Ortaya Çıkabilecek Problemler

Sabit protez desteği olarak kullanılan diş-implant kombinasyonları farklı nedenlerden dolayı hala tartışılmaktadır. En fazla tartışma; diş ve implant arasındaki mobilite farklılığının klinik başarısızlık riskini arttırdığı yönündedir. Bu probleme osseointegre olan dental implantların geliştirilmesiyle birlikte dikkat çekilmiştir. En çok dikkat çeken ve merak konusu olan komplikasyon ise diş intrüzyonudur (Lindh ve ark., 2001a, 2001b).

Diş-implant destekli sabit restorasyonlarda anatomik sınırlamalardan dolayı sıklıkla implantların aksiyel olmayan şekilde yüklenmesi gerekir. Tercih edilmeyen bu durum, implantlardaki marjinal kemik seviyesini etkilemez (Lindh ve ark., 2001a). İmplant çevresindeki kemik seviyesi diş implant arasındaki mesafeye bağlı görünmektedir. Bu mesafenin artması rezidüel kretin rezorpsiyon miktarının artışına neden olur (Nickenig ve ark., 2008).

Sabit ve hareketli (teleskopik sistem) diş-implant destekli sabit protezler arasında komplikasyon oranları açısından herhangi bir fark gözlenmemiş; fakat kanal tedavisi görmüş destek dişler veya dişeti ve kemik doku seviyesinde kayıp görülen destek dişler kullanmanın biyolojik komplikasyon riskini artırdığı görülmüştür (Nickenig ve ark., 2008).

Akca ve ark. (2006) yaptıkları çalışmada, premolar ve molar bölgede üç üyeli sabit protez desteği olan doğal diş ve implant üzerindeki okluzal yükleri in vivo şartlar altında değerlendirmişler ve implant üzerindeki yükün istatistiksel olarak daha fazla olduğunu göstermişlerdir. İmplantlardaki marjinal kemik seviyesi tekrarlanan radyografilerle 2 yıllık bir dönemde takip edilmiştir. İki yılın sonunda marjinal kemikte, implantın mezialine doğru daha fazla olmak üzere apozisyon gözlenmiştir. Gunne ve ark. (1999), Lindh ve ark. (2001a), Hosny ve ark. (2000) marjinal kemik stabilitesi ile ilgili benzer sonuçlar bulmuşlardır (Lindh, 2008).

Naert ve ark. (2002) yaptıkları çalışmada implant destekli sabit protezleri, implant-diş bağlantılı sabit protezlerle karşılaştırmışlar ve marjinal kemik kaybı yönünden belirgin istatistiksel farklılık bulmuşlardır. Hem implant-diş hem de implant destekli sabit protezlerde, 15 yıllık dönemde devam eden marjinal kemik kaybı gözlenmiştir. Kemik kaybının, implant-diş destekli protezlerdeki implantlar için; yıllık 0,1 mm'den az, implant-implant destekli protezlerdeki implantlar için ise daha az olmak üzere yavaş şekilde meydana geldiği gösterilmiştir. Bu çalışmada dikkati çeken bulgu ise dişlere rijit bağlanan implantlarda, rijit olmayan bağlananlara oranla daha fazla kemik kaybının meydana gelmesidir. Araştırmacılar bu farklılığı, sonlu eleman analizleriyle yapılan in vitro çalışmalarda (Van Oosterwyck ve ark., 1998; Wang ve ark., 1999; Menicucci ve ark., 2002) gösterilen implant-diş destekli sabit protezlerin tasarımlarından kaynaklanan biyomekanik sonuçların, implant üzerinde yüksek bükülme momentlerine neden olmasına bağlamışlardır (Lindh, 2008).

İmplant-doğal diş desteklerde ortaya çıkabilecek problemler 3 ana başlık altında incelenebilir:

1- İmplant desteğinde;

- Servikal bölgede kemik rezorbsiyonu
- Çevre kemik dokuda kırık
- Osseointegrasyon kaybı
- İmplant kırığı
- Üst yapı bağlantı vidası kırığı veya gevşemesi
- Simantasyonun bozulması

2- Doğal diş desteğinde;

- Periodontal problemler (Kemik rezorbsiyonu, periodontal enfeksiyonlar, mobilite artışı gibi)
- Simantasyonun bozulması
- İntrüzyon (apikale migrasyon)

3- Protetik Restorasyonda;

- Üst yapı kırıkları
- Okluzal vida gevşemesi
- Hassas bağlantılı bir planlama ise bağlantının bozulması (Akpınar ve ark., 1996; Kayacan ve ark., 1997; Özçelik, 2002).

Fizyolojik mobiliteye sahip diş ile immobil implant arasındaki farklılık protezin kanat gibi davranmasına ve implant üzerine 2 kat fazla kuvvet uygulanmasına neden olur. Kuvvetin fazlalığı implantın başarısızlığına, implant abutment'inin kırılmasına, tutucu vidanın gevşemesine, simanın çözünmesine ve üzerinde çok fazla tartışılan intrüzyonun ortaya çıkmasına yol açabilir (Srinivasan ve Padmanabhan, 2008). Osseointegrasyon kaybı ve implant çevresinde oluşan enfeksiyondan başka en çok karşılaşılan komplikasyon destek dişin intrüzyonudur. Hassas bağlantı vidasının

gevşemesi veya kırılmasıyla ortaya çıkan komplikasyonlar da dişlerin intrüzyonuna neden olur (Lindh ve ark., 2001b).

1.3.1. İntrüzyon

İmplant-diş bağlantılı sabit protezlerde, dişin daha rahat, daha az gerilimli bir konuma gelmesine intrüzyon denir (Srinivasan ve Padmanabhan, 2008). İntrüzyon, diş ve restorasyon arasında hareket serbestliği olması sonucu ortaya çıkar (Schlumberger ve ark., 1998). İntrüzyonu açıklayabilmek için birçok teori geliştirilmiştir:

1. Kullanılmama atrofi: İmplant okluzal kuvvetlerin büyük bir kısmını tolere ettiği zaman dişin hipofonksiyonuna bağlı olarak periodontal ligamentin lifleri kullanılmama atrofisine uğrar (Sheets ve Earthman, 1997; Michalakis ve ark., 2012).

2. Farklı enerji dağılımı: Dişe çok yüksek gerilmeler iletildiği zaman periodontal ligamentte osteoklastik bir aktivite gözlenir (Sheets ve Earthman, 1997; Schlumberger ve ark., 1998). Bu osteoklastik aktivite sonucu diş intrüze olur.

3. Bozulmuş sekme hafızası: Sürekli basınçtan dolayı periodontal ligament elastik hafızasını kaybeder ve yeni bir pozisyonda şekillenir. Bu pozisyon orijinal konumuna göre daha apikaldir. Periodontal ligamentin şekillenmesi dişin okluzyondan çıkıp yeni pozisyonunda sabitlenmesine kadar devam eder (Pesun, 1997; Michalakis ve ark., 2012).

4. Raşet etkisi: Destek diş fazla okluzal yüklenmeden dolayı apikale doğru hareket eder ve soketteki bağlanmadan veya sık kullanılan yarı hassas bağlantılardan dolayı yeni pozisyonunda kalır (Pesun, 1997; Michalakis ve ark., 2012).

5. Gıda birikimi etkisi: Gıda parçaları teleskop sistemlerinde kopinglerin veya bağlantıların altına sıkışabilir bu da dişin orijinal pozisyonuna dönmesini önler (Sheets ve Earthman, 1997).

6. Sabit protezin bükülmesi: Sabit protezler bükülerek destek dişin soket içine hareketine neden olabilirler (Pesun, 1997; Schlumberger ve ark., 1998).

7. Mandibular bükülme: Bu teori yalnızca mandibuladaki diş-implant destekli protezler için geçerlidir. Mandibular bükülme, çiğneme kaslarının kasılması ve mandibular kemiğin esnekliği ile ağız açıldığı zaman gözlenir. Bu bükülme klinik olarak posterior daralma ile kendini gösterir. Dişler ve implantlar pozisyonlarını değiştirir ve iç gerilme oluşur. Bu tekrarlanan gerilmeler sonucu destek diş hareket eder (Schlumberger ve ark., 1998; Michalakakis ve ark., 2012).

Rijit olmayan bağlantılı tasarımlarda; intrüzyonun, dişi parçanın doğal dişte yer aldığı tasarımlarda görüldüğü bildirilmiştir. Okluzal yüklemeye birlikte, bağlantı parçaları arasındaki sürtünme direnci, destek dişin başlangıç konumuna dönmesini engeller. Bu döngünün devam etmesiyle birlikte ortodontik kuvvetler oluşarak dişin intrüzyonuna neden olur (Schlumberger ve ark, 1998).

Rijit bağlantılı tasarımlarda; intrüzyonun en çok teleskop sistemlerinin kullanıldığı tasarımlarda görüldüğü bildirilmiştir. Bu olgularda, ortaya çıkan gerilmelerin, osteoklastik aktiviteyi arttırarak dişin intrüzyonuna neden olduğu açıklanmış, intrüzyonu engellemek için, gerilmeleri dağıtmak amacıyla kayganlaştırıcı materyallerin kullanımı ve implant abutment'lerinde farklı tasarımların oluşturulması önerilmiştir. Restorasyonların pasif oturması da intrüzyonun önlenmesi açısından önemlidir. Geçici siman kullanımı, protez üstyapılarının bükülmesine çok az direnç sağlar; intrüzyon olgularının bir kısmında üstyapıların simansız bir şekilde yerleştirildiği gözlenmiştir (Schlumberger ve ark, 1998).

Yapılan bir çalışmada hassas bağlantılar ve kilitli vidalar kullanılan pek çok sayıdaki restorasyonda intrüzyon insidansının daha düşük seviyede olduğu rapor edilmiştir. İntrüze dişlerin olduğu bütün örneklerde kilitli vidaların kırılması veya kaybı gözlenmiştir (Fugazzotto, 1999). Rijit bağlantılı protezlerde gözlenen diş intrüzyonunun bağlantılardaki kilitli vidaların kırılması veya gevşemesiyle ilişkili olduğu öne sürülmüş ve diğer bütün intrüzyon vakalarında dişler ve implantlar rijit olmayan bağlantılarla bağlanmıştır. İmplant ve diş arasında sabit ve sıkı bir bağlantı kullanıldığında diş intrüzyonunun meydana gelmediği gözlenmiştir (Lindh ve ark., 2001b).

Günümüzde kabul edilen teoriler dişe iletilen aşırı kuvvetlerin dişin daha az stresli bir konuma yer değiştirmesine yani intrüzyonuna neden olduğu yönündedir. Bunun mümkün olmasına rağmen pratikte dişin intrüze olabilmesi için devamlı, kesin ve hafif kuvvetler gerekmektedir. Aksi taktirde aşırı ve kontrolsüz yüklemeler sonucu dişler vitalitelerini kaybedecekler veya periodontal harabiyetle beraber diş kayıpları gözlenecektir (Srinivasan ve Padmanabhan, 2008).

Kuvvetlerin implant ve diş arasında paylaştırıldığı ve diş intrüzyonunun elimine edildiği bir yöntem önerilmiştir (Velasquez ve ark., 2002). Bu yöntem modifiye edilerek hareketli bölümlü protezlerde kullanılan tipte kaşık şeklinde hazırlanmış bir tırnak gövdenin distalinde, bunun yerleşeceği tırnak yuvası da implant üzerinde hazırlanmıştır (Chee ve Jivraj, 2006). Gövde dişe rijit olarak bağlanmıştır. İmplant restorasyonlarının düzeltilebilmesi için diş üzerine teleskopik kron yerleştirilmiş ve gövdeye bağlanan üst yapının tutuculuğa yardımcı olması için kullanılan vida ile teleskop üzerine vidalanmıştır. Bu durum gerektiğinde üst yapının diş üzerinden uzaklaştırılmasına ve implant bölümünün ayrılmasına olanak sağlar. Yükler gövdeye uygulandığı zaman bu sistem mekanik olarak implant ve dişin yüklenmesine, yalnızca diş üzerine okluzal kuvvetler geldiğinde ise dişte hareket serbestliğine izin verir. Bu tasarımda diş intrüzyonuna veya desteklerde herhangi bir istenmeyen etkiye rastlanmamıştır (Chee ve Jivraj, 2006).

1.4. Kuvvet Analizleri

1.4.1. Kuvvet Analizlerinde Kullanılacak Terimler

Kuvvet analizleri; bir cisme etki eden kuvvetlerin, cisim içerisinde oluşturdıkları stresleri saptamak, etkilerini değerlendirmek için yapılan çeşitli analizlerdir. Kuvvet analizi yöntemlerini sınıflandırmadan önce, analizlerde kullanılan terimlerden kısaca bahsetmek gerekir.

1.4.1.1. Kuvvet

Kuvvet; cisimlerin şekil, yön ve doğrultularını değiştiren etki olarak ifade edilir. Büyüklüğü, süresi, yönü, tipi ve magnifikasyonu olan vektörel bir niceliktir. Birimi SI sisteminde ‘Newton’ (N) olarak ifade edilmektedir (Misch, 2005).

Kemik üzerindeki en zararlı etkiye sahip kuvvet tipi makaslama kuvvetleridir. Diğer kuvvet tiplerine oranla % 65 daha zararlıdır. Kemiğin en dirençli olduğu kuvvet tipi, sıkışma kuvvetidir, kemiğin gerilme kuvvetlerine dayanımı sıkıştırma kuvvetinden % 30 daha azdır (Misch, 2005).

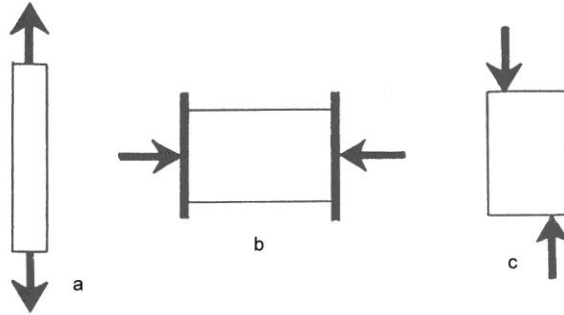
1.4.1.2. Gerilme (Stres)

Gerilme, birim alana düşen kuvvet miktarıdır. Gerilmenin büyüklüğü uygulanan kuvvetin büyüklüğü ve kuvvetin dağıldığı alana bağlıdır. Bir cisme kuvvet uygulandığında, cisim içinde kuvvetle aynı miktarda ancak ters yönde bir tepki gerilmesi oluşur. Kuvvet karşısında oluşan bu tepkiye gerilme adı verilir. Hem uygulanan kuvvet, hem de içerideki gerilme direnci cismin tüm yüzeyine yayılır (Craig ve ark., 2004).

Stres (S) = Kuvvet (F) / Alan (A) şeklinde formüle edilir. Birimi paskaldır ($P = N/m^2$). Çalışmalarda genellikle gerilme birimi megapaskal olarak kullanılmaktadır. 1 MPa, $1N/mm^2$ ye eşittir (O'Brien, 1997; Anusavice, 2003).

Bir cisime uygulanan kuvvet, uygulandığı alanla ters orantılı olarak etki eder. Kuvvet cisim üzerine çok farklı açılardan ve yönlerden gelebilir. Bu kuvvetlerin bileşenleri sonucu gerilme türü ortaya çıkar. Kuvvet uygulaması sonucu sıkışma (compressive stress), çekme (tensile stress) ve makaslama (shear stress) olmak üzere üç tip gerilme oluşabilmektedir (Misch, 2005).

Dik gelen kuvvetler, sıkışma (baskı) ya da uzama (çekme) etkisi yaratırlar. Cisme, aynı doğrultuda ancak birbirlerinden uzaklaşacak şekilde uygulanan kuvvetler cisimde uzamaya neden olurlar. Bu kuvvetin neden olduğu deformasyona karşı oluşan direnç, çekme gerilmesi (tensile stress) dir. Eğer cisme aynı doğrultuda fakat birbirlerine doğru kuvvetler uygulanırsa, bu durumda cisim içinde baskı direnci yani baskı gerilmesi (compressive stress) oluşur (Anusavice, 2003; Misch, 2005; Powers ve Sakaguchi, 2006) (Şekil 1.8).



Şekil 1.7. Gerilme tipleri a) Çekme gerilmesi b) Baskı gerilmesi c) Makaslama gerilmesi

1.4.1.3. Gerinim (Strain)

Cisme kuvvet uygulandığında, cismin her alanında meydana gelen birim uzunluktaki değişimi, cismin fiziksel deformasyonu (elastik veya plastik) olarak tanımlanır. Yani uzunluktaki değişimin, orijinal uzunluğa oranı olup, ölçü birimi yoktur (Adıgüzel,

2010). Elastik gerinimde, stres ortadan kalktıktan sonra cisim eski haline döner. Plastik gerinimde ise cisimde şekil değişikliği, kopma ya da kırılmalar görülür (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice, 2003).

Gerilme; büyüklük ve yönü olan bir kuvvettir, gerinim ise; bir kuvvet değil sadece bir büyüklüktür. Bu özelliklerinden dolayı gerinim ve gerilme birbirinden farklı niceliklerdir. (Anusavice, 2003; Adıgüzel, 2010).

1.4.1.4. Elastisite (Young's) Modülü

Cisimlerin üzerine uygulanan kuvvetin kaldırılmasıyla, ilk durumuna dönme kabiliyetine elastisite denir. Üzerindeki yükün kaldırılmasıyla ilk durumuna tamamen geri dönen cisimlere elastik cisim denir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Anusavice, 2003).

İmplant ve çevre dokularına uygulanan kuvvete karşı eğer elastik bir cisim kullanılıyor ise çizgisel bir deformasyon eğrisi oluşabilir. Kuvvetin orijinal uzunluğunun değiştirilerek yüzey alanı tarafından dağıtılması ile gerilim-gerinim eğrisi oluşur. Bu eğrinin lineer (elastik) kısmının eğimi elastisite modülüne karşılık gelir (Shigley ve Mischke, 1989; Chapter 2).

Elastisite modülü, gerilmenin gerinime oranıdır (stress/strain) ve materyalin sertliğinin ölçüsünü verir. Birimi gigapaskal (GPa)'dır (Adıgüzel, 2010).

Elastisite modülü arttıkça cismin katılığı da artar. Yüksek bir elastisite modülüne sahip bir cisim, aynı kuvvetler altında, düşük elastisite modülüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar (Adıgüzel, 2010).

1.4.1.6. Poisson Oranı (Poisson's Ratio)

Elastik sınırlar içinde lateral gerinimin, aksiyel gerinime oranıdır (Powers ve Sakaguchi, 2006). Başka bir deyişle; cismin enine birim deformasyonunun, boyuna birim deformasyonuna oranıdır. ν ile sembolize edilir, formülü ise $\nu = -\frac{\varepsilon_2}{\varepsilon_1}$ olup

burada; ε_2 , enine birim deformasyon ve ε_1 ise boyuna birim deformasyon olarak adlandırılmaktadır. Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0,5 arasında değişkenlik gösterir ve cisme ait ayırıcı bir özelliktir. Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık, eninin daralması örnek gösterilebilir (Zaimoğlu ve ark., 1993; Craig ve ark., 2004).

1.4.1.7. Son Elastik Deformasyon Noktası (Yield Strength/Yield Point)

Plastik deformasyonun başladığı en küçük fakat ölçülebilen gerilme değeridir. Çalışmamızda kullanılan Ni-Cr alaşımlarının son elastik deformasyon noktası 730 MPa, dental titanyum implant alaşımlarının ise, 1119 MPa'dır (Powers ve Sakaguchi, 2006).

1.4.1.8. İzotropi ve Anizotropi

Üç asal eksen yönünde (x, y, z) farklı elastik özellikler gösteren cisimlere anizotropik, benzer özellikler gösterenlere ise izotropik denilmektedir. İzotropik cisimler farklı doğrultulardan uygulanan kuvvetlerle meydana gelen çekme, sıkışma, makaslama gerilmelerinde aynı elastisite modülüne sahip olmakla birlikte, anizotropik cisimler farklı elastisite modülüne sahip olmaktadır (Detolla ve ark., 2000).

Çalışmamızda kullanılan tüm malzemeler homojen, izotropik ve lineer kabul edilmiştir. Bir materyalin homojen olması, yapısal her elemanında aynı özelliği göstermesi demektir. Lineer elastisite; cismin yapısında deformasyon ve gerinimin,

uygulanan kuvvetler ile oransal değişkenlik göstermesidir (Shigley ve Mischke, 1989; Chapter 2).

1.4.2. Kuvvet Analizi Yöntemleri

- Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi
- Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi
- Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi
- Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi
- Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi
- Radyotelemetri Kuvvet Analiz Yöntemi
- Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analiz Yöntemi (SESA) (Ulusoy ve Aydın, 2005).

1.4.2.1. Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Modeldeki iç baskıların doğrudan gözlenmesine imkan veren, iç baskı ve gerilimleri gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştüren bir analiz tekniğidir. İki fiziksel prensiple çalışır; bazı ortamların kuvvet altında çift kırıcılık göstermesi ve ışığın polarizasyonu. Işık, Nicol prizmasından geçince polarize olur. Bu polarize ışık huzmesi, yüklenmiş fotoelastik materyalden geçtiğinde maddeyi farklı hızlarda geçen dikey titreşimlere dönüşür. Bu faz farkı polariskopla gözlenerek, oluşan gerilme düzeyleri tespit edilir (Ulusoy ve Aydın, 2005). Bu yöntem, materyaldeki kritik gerilme noktalarının ve düzensiz geometrideki gerilme yoğunluğunun belirlenmesinde önemli bir analizdir (Zandman, 1959). Kuvvet analizinde kullanılan diğer analitik yöntemlerin aksine bu yöntemde materyalde ortaya çıkan ani kesintilerdeki gerilme dağılımı bile net bir şekilde gözlenebilir (Assunção ve ark., 2009). Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi, 3 boyutlu, 2 boyutlu ve yarı 3 boyutlu olmak üzere üç farklı teknikle uygulanabilir (Standlee ve Caputo, 1992). Günümüze kadar implant-diş destekli sabit protez vakalarında, okluzal kuvvetler altında implant

ve doğal diş çevresinde ortaya çıkan gerilmeyi değerlendirmek amacıyla bu yöntemle çeşitli araştırmalar yapılmıştır (Ochiai ve ark., 2003; Ozcelik ve Ersoy, 2007; Srinivasan ve Padmanabhan, 2008).

1.4.2.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Kuvvet Analiz Yöntemi

Gerinim ölçer analiziyle, yük altındaki cisimlerde oluşan doğrusal şekil değişiklikleri saptanır. Bu değişiklikleri saptayan aletler mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik özelliklere sahiptirler (Ulusoy ve Aydın, 2005). En yaygın kullanılan gerinim ölçer; metalik yaprak şeklini destekleyen yalıtkan esnek bir fondan oluşur. Gerinim ölçer cisme uygun bir adezivle bağlanır. Cisim deforme olduğu zaman, yaprak da deforme olur ve elektrik direnci değişir (Glantz ve ark., 1993; Assif ve ark., 1996; Assunçao ve ark., 2009). Elektriksel gerinim ölçer yöntemiyle, cisimde meydana gelen değişiklikler yapı içinde elektriksel direnci arttıracaktır ya da tam aksine iletken aygıt, cisme baskı yapacak ve bu sayede elektriksel direnci azalacaktır. Sonuç olarak yapı içinde oluşan stres miktarı elektriksel direncin ölçülmesiyle belirlenir (Glantz ve ark., 1993; Assif ve ark., 1996).

Kesin klinik öngörülerin elde edilmesi için implantlardaki biyomekanik yüklemelerin geliştirilmesinde gerinim ölçer kuvvet analiz yöntemi yaygın olarak kullanılır (Sahin ve ark., 2002).

1.4.2.3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Kuvvet Analiz Yöntemi

Analizi yapılacak modele özel bir vernik uygulanarak fırınlama yapıldıktan sonra yükleme işlemi gerçekleştirilir. Bu yöntemde kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede görülen çatlaklar ile kuvvet hatlarının doğrultusu değerlendirilir (Ulusoy ve Aydın, 2005).

1.4.2.4. Holografik İnterferometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu analiz yönteminde, lazer ışını kullanılarak bir cismin 3 boyutlu görüntüsü holografik film üzerinde kaydedilir ve inceleme yapılır. Bu optik teknikle, yüzey deformasyonları nanometre (nm) boyutunda algılanarak görünen ışın saçaklarına dönüştürülür (Ulusoy ve Aydın, 2005).

1.4.2.5. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu analiz yönteminde; “homojen, izotropik bir materyalin periyodik olarak yüklenmesiyle birlikte ortaya çıkan ısı değişiklikleri materyalin belirli noktalarındaki asal streslerin toplamı ile doğrudan orantılıdır” temel prensibi kullanılmaktadır. Bu yöntem için gerekli olan periyodik yükleme frekansına çığneme sırasında ulaşılabilirken, dental implantların statik yüklenmesi durumunda gerekli frekans sağlanamamaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2005).

1.4.2.6. Radyoteleometri ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Birleşik bir donanım ve yazılım yardımıyla elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantı kullanmadan transferi üzerine kurulmuş bir analiz yöntemidir. Gerinim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltajı düşürerek radyotelemetrinin frekansını değiştirmekte ve sonuçları ortaya çıkarmaktadır (Ulusoy ve Aydın, 2005).

1.4.2.7. Sonlu Elemanlar (Finite Element) Stres Analizi Yöntemi

Sonlu Elemanlar Stres Analizi (SESA) yöntemi biyomekanik sistemin gerçeğe uygun matematiksel modelinin hazırlanarak, bu modelin bilgisayar ile çözümlenmesi esasına dayanır (Ulusoy ve Aydın, 2005). Bu yöntem klasik analitik yöntemlerle çözülemeyecek düzeyde karmaşık problemlerin çözümünde kullanılır (Assunção ve

ark., 2009). İlk defa 1960 yılında havacılık ve uzay endüstrisinde geliştirilmiş ve günümüzde akışkanlar mekaniği, ısı transferi, elektromanyetik analiz, akustik gibi pek çok alanda kullanılır hale gelmiştir (Geng ve ark., 2001). Bu matematiksel analiz yöntemi, her ne kadar karmaşık geometriye sahip mühendislik yapı sistemleri için geliştirilmiş olsa da bilgisayar teknolojisinin gelişimiyle dişhekimliği biyomekaniğinde de kullanım alanı bulmuştur. SESA yöntemini implant dişhekimliğinde ilk kullanan Weinstein ve arkadaşları (1976) olmuştur. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile bir cismin 1, 2 veya 3 boyutlu analizi sayısal olarak yapılabilmektedir (Adıgüzel, 2010).

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin diğer yöntemlere göre birçok avantajı bulunmaktadır;

- Karmaşık geometrideki katı cisimler modellenenebilir.
- Yazılımlar sayesinde, modeller gerçeğe en yakın şekilde oluşturulabilir.
- İstenilen sayıda değişik malzeme kullanılarak farklı modeller oluşturulabilir.
- Gerilme dağılımı ve lokalizasyonları hassas bir şekilde elde edilebilir.
- Uygulanan kuvvetlerin, malzeme özelliklerinin, geometrilerinin kolayca değiştirilebilmesi ve analizin kolayca tekrarlanabilmesi mümkündür.
- Analiz sonuçları çok kısa sürede elde edilebilir (Adıgüzel, 2010; Ulusoy ve Aydın, 2005).

Sonlu eleman analizinde denklemlerin çözülebilmesi için bilgisayara aktarılması gereken bilgiler;

1. İncelenecek yapının geometrik koordinatları,
2. Yapının geometrisine uygun eleman tipi,
3. Kullanılacak materyale göre elemanların Poisson oranları ve elastisite modülleri,
4. Sınır koşulları,
5. Yükleme koşulları,

6. Yapılacak analiz tipidir (Shigley ve Mischke, 1989; Chapter 8).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin aşamaları şöyledir;

Adım 1:

- Analiz edilecek cismin gerçek boyutu ve özellikleriyle orantılı 2 veya 3 boyutlu modeli hazırlanır.
- Cismin geometrisi belirlenir; modeller sınırlı sayıda ‘eleman’ olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Elemanlar ‘düğüm’ (node) adı verilen belli noktalardan birbirlerine bağlıdır. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirme, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkili iken, düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir.
- Modeldeki yapıların materyal özelliklerini tanımlayan değerleri (elastisite modülü ve Poisson oranları), sınır ve yükleme koşulları belirlenir.

Adım 2:

- Sonlu eleman modeli yaratılır.
- Sonlu elemanlar ayrıştırılarak ‘mesh’ ler oluşturulur.

Adım 3:

- Her bir eleman için ayrı ayrı yazılan denklemler genelleştirilir ve denklem dizisi haline getirilir. Bu denklemlerin çözümü ile düğüm noktası değerlerine ulaşılır.

Adım 4:

- Sonuçlar analiz edilir, yorumlanır (Kurowski, 2004).

Sonlu elemanlar analizi yönteminin dezavantajları ise şöyledir;

- Doğru bir analiz için matematik model sisteminin, mutlaka gerçeğe yakın olması sağlanmalıdır.
- İyi bir sonlu eleman modeli oluşturabilmek için mesleki bilgi, değerlendirme kabiliyeti ve tecrübe gerekir.
- Donanımlı bir bilgisayar ve güvenilir sonlu eleman analizi yazılımı esastır.
- Analiz sonuçlarını düzenlemek ve yorumlamak uğraştırıcı ve zordur (Hamdan, 2006).

Sonlu elemanlar stres analizinde modelin 2 ya da 3 boyutlu olmasına karar verilmelidir. Bir olgunun diğeriyle niteliksel özellikleri karşılaştırılacaksa 2 boyutlu model yeterli ve 3 boyutlu model kadar da hassastır. Bilgisayar teknolojilerindeki gelişmelerle birlikte sonlu eleman modellerini hazırlama süresi kısalmaktadır; fakat yine de uygun olan durumlarda 2 boyutlu modellerin hazırlanması, 3 boyutlu modellere göre daha kısa sürmekte ve daha düşük maliyetle yapılmaktadır (Holmgren ve ark., 1998; Assunção ve ark., 2009).

İki boyutlu modelde z ekseninde (3. boyut) iki durum mevcuttur; ya model çok incedir ve z eksen yönünde gerilme yoktur fakat az da olsa gerinim vardır. Ya da model çok kalındır ve z eksen yönünde gerinim yoktur fakat az da olsa gerilme mevcuttur. Üç boyutlu analizde ise 3 ekseninde (x,y,z) de gerilme gözlenir (Saab ve ark., 2007; Assunção ve ark., 2009).

Çalışmamızda, sonlu elemanlar stres analizi için Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) bilgisayar yazılımı kullanılmıştır. Bu yazılım, aynı anda oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Önemli olan hangi gerilme değerinin değerlendirileceği ve elde edilen gerilme değerlerinin hangi kriterler ile karşılaştırılacağına bilinmesidir. Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan gerilmeler normal gerilmeler (çekme ve sıkışma gerilmesi σ ile sembolize edilmiştir) ve makaslama stresleri (τ ile sembolize edilmiştir) olmak üzere iki grupta toplanır.

Üç boyutlu bir stres elemanında x, y, z düzlemlerine bir normal, iki makaslama tipi gerilme etki eder. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın gerilme durumu üç normal ve üç makaslama gerilme bileşeni ile tanımlanır.

Üç boyutlu elemanlarda en büyük gerilme değeri bütün makaslama gerilme bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu durumda olduğunda bu gerilmelere “Asal Gerilme (Principal Stress)” denir. Asal gerilme 3’e ayrılır;

1) Maksimum Asal Gerilme (Maximum Principal Stress): (σ_1 veya P_{max}) En yüksek çekme gerilmesini (tensile stress) ifade eder ve pozitif bir değerdir.

2) Ara Asal Gerilme (Intermediate Principal Stress): (σ_2) Ara bir değeri gösterir.

3) Minimum Asal Gerilme (Minimum Principal Stress): (σ_3 veya P_{min}) En yüksek sıkışma gerilmesini (compressive stress) ifade eder ve negatif bir değerdir.

Bu değerler sıralanırsa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

Analiz sonuçlarında pozitif değerler maksimum asal gerilme değerlerini, negatif değerler ise minimum asal gerilme değerlerini belirtmektedir. Bir gerilme elemanında hangi asal gerilme tipinin mutlak değeri daha büyük ise, gerilme elemanı o asal gerilme tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gereken de o gerilme değeridir.

Kırılgan (brittle) materyaller için asal gerilme değerleri önemlidir. Çünkü maksimum asal gerilme, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum asal gerilmenin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur.

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile elde edilen ve çalışmamızda değerlendirdiğimiz bir başka veri ise; von Mises gerilme (Von Mises Stress) değerleridir ve metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır, 3 asal gerilme değerinden hesaplanır ve aşağıdaki denklemlerle açıklanır;

$$\sigma^2 = [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2] / 2$$

Von Mises gerilme değerleri ile arayüz bağlantılarında oluşan gerilmeler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Von Mises gerilme değerleri; son elastik deformasyon noktasını (yield strength/yield point) geçerse materyal için başarısızlık oluşur (Shigley ve Mischke, 1989; Chapter 8).

Çalışmamızın amacı; implantın pier desteği olarak kullanıldığı implant-diş destekli sabit restorasyonlarda, hassas bağlantının farklı konumlarda kullanılmasıyla oluşturulan rijit olmayan üst yapı tasarımlarının; kortikal ve spongiöz kemikte, implantta ve metal altyapıda oluşturdukları gerilme değerlerini ve desteklerde meydana gelen yer değiştirmeleri, rijit ve kanatlı tasarımlarla karşılaştırmalı olarak, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiziyle değerlendirmektir.

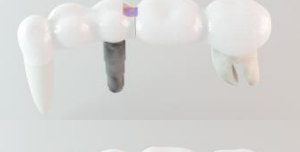
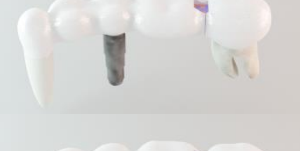
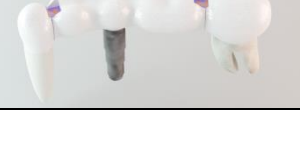
2. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti. laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. Çalışmamızda 3 boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz (SESA) yöntemi kullanılarak, statik lineer analiz yapılmıştır.

Çalışmamızda implantın pier destek olarak kullanıldığı diş-implant destekli 1 adet rijit (tek parça), 1 adet kanatlı (anterior), 6 adet rijit olmayan olmak üzere farklı üst yapı tasarımlarına sahip 8 model elde edilmiştir. Her bir modele dik, 30° açılı, gövdelere azaltılmış dik ve gövdelere azaltılmış açılı olmak üzere 4 farklı yükleme koşulu uygulanarak, toplam 32 adet çalışma grubu oluşturulmuştur (Çizelge 2.1). Uygulanan kuvvetler sonucunda kortikal ve spongios kemiğin en üst seviyesinde oluşan maksimum ve minimum asal gerilmeler, implant ve metal altyapı materyallerinde meydana gelen von Mises gerilme değerleri ölçülmüştür. Bununla birlikte destek dişler ve/veya implanttaki intrüzyonu değerlendirmek amacıyla vertikal (z) ve x, y, z eksenlerinin bileşke değeri olan toplam (m) yer değiştirmeye bakılmıştır.

Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intelxeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 GB Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (Algor, Inc. 150 Beta Drive Pittsburg, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

Çizelge 2.1. Çalışma grupları

Model Tipi		Yükleme Koşulu	Çalışma Grubu
	M1	Dik	1
		Açılı	2
		Gövdelere azaltılmış dik	3
		Gövdelere azaltılmış açılı	4
	M2	Dik	5
		Açılı	6
		Gövdelere azaltılmış dik	7
		Gövdelere azaltılmış açılı	8
	M3	Dik	9
		Açılı	10
		Gövdelere azaltılmış dik	11
		Gövdelere azaltılmış açılı	12
	M4	Dik	13
		Açılı	14
		Gövdelere azaltılmış dik	15
		Gövdelere azaltılmış açılı	16
	M5	Dik	17
		Açılı	18
		Gövdelere azaltılmış dik	19
		Gövdelere azaltılmış açılı	20
	M6	Dik	21
		Açılı	22
		Gövdelere azaltılmış dik	23
		Gövdelere azaltılmış açılı	24
	M7	Dik	25
		Açılı	26
		Gövdelere azaltılmış dik	27
		Gövdelere azaltılmış açılı	28
	M8	Dik	29
		Açılı	30
		Gövdelere azaltılmış dik	31
		Gövdelere azaltılmış açılı	32

2.1. Matematik Modellerin Hazırlanması

İlk aşama olarak analiz edilecek yapının 3 boyutlu ve gerçek boyutla orantılı geometrik ana modeli olan mandibula modeli hazırlanmıştır. Kemiği ifade eden taban parçasının oluşturulmasında insan mandibulası, protez ve protez parçaları Smart Optics tarayıcı kullanılarak taranmıştır. Çekilen filmler, 3D-doctor yazılımına geçirilmiş ve burada ‘Interactive Segmentation’ yöntemi ile Hounsfield değerlerine

bakılarak kemik dokusu ayrıştırılmıştır. Bu şekilde mandibulada kortikal kemik, spongios kemik, mukoza, protez destekleri ve üst parçaları ile implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak şekilde modele taşınmıştır. Yapılan modellemeler Rhinoceros ve VRMesh yazılımında uzayda doğru koordinatlara yerleştirilmiş ve modelleme işlemi tamamlanmıştır. Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc, USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3 boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra, burada Bricks ve Tetrahedra katı modele çevrilmiştir. Bricks ve Tetrahedra katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturulabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılır. 8 nodlu elemanların gerekli detayları vermediği durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılır.

Modelleri oluşturan yapıların fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastisite modülü ve Poisson oranı) değerleri Çizelge 2.2’de verilmiştir.

Çizelge 2.2. Kullanılan materyallerin elastisite modülleri (GPa) ve Poisson oranları

Materyal	Elastisite Modülü (GPa)	Poisson Oranı	Kaynak
Dentin	18,6 GPa	0,31	Lin ve ark. (2006c)
Ni-Cr	218 GPa	0,33	Ozcelik ve ark. (2011)
Kortikal Kemik	13,7 GPa	0,3	Menicucci ve ark. (2002)
Periodontal Ligament	0,069 GPa	0,45	Lin ve ark. (2006c)
Porselen	69 GPa	0,28	Ozcelik ve Ersoy (2007)
Titanyum	110 GPa	0,35	Lin ve ark. (2006c)
Spongios Kemik	1,37 GPa	0,3	Menicucci ve ark. (2002)

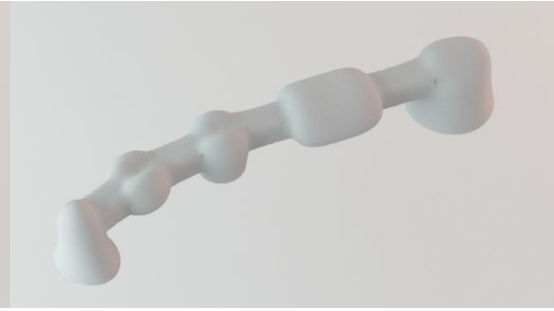
2.1.1. Diş Yapılarının Modellenmesi

Çalışmada 43-47 numaralı dişler kullanılmıştır. Tedarik edilen dişlerin büyütülmüş alçı modelleri Smart Optics tarayıcısında 3 boyutlu tarama işleminden geçirilmiştir. Elde edilen nokta bulutu stl formatında kaydedilmiştir. Bu formattaki dosyalar Rhinoceros yazılımında açılarak burada implantların diğer setlerle uyumu sağlanmıştır; daha sonra dişlerin Wheeler atlasındaki (Wheeler's Atlas of Tooth

Form) ölçülere göre uyumluluğu kontrol edilmiştir. Böylece anatomik açıdan doğru diş modelleri elde edilmiştir. Elde edilen diş modelleri üzerinde VRMesh yazılımında “connect” komutu ile köprü bağlantıları oluşturularak diş modellerinin VRMesh yazılımıyla implanta ve planlanan alt yapılara göre uygun yerden kesilmesi ve implant modeliyle uyumlanmasıyla 1,5 mm kalınlığında metal destekli (Ni-Cr) porselen köprü modeli elde edilmiştir (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Köprü modeli



Şekil 2.2. Metal altyapı modeli

Diş modelinin VRMesh yazılımında istenen ölçülerde oluşturulmasıyla ve elde edilen modelin abutment ve implant ile uyumlanmasıyla 0,3 mm kalınlığına sahip Ni-Cr metal altyapı modeli elde edilmiştir (Şekil 2.2).

Metal altyapı modellerinden VRMesh yazılımında diş preparasyonları oluşturulmuş ve bunlar dentin tabakası ile birleştirilerek, prepare edilen forma sahip dişler modellenmiştir (Şekil 2.3 ve şekil 2.4).



Şekil 2.3. Prepare edilmiş kanin diş modeli



Şekil 2.4. Prepare edilmiş molar diş modeli

2.1.2. Periodontal Ligamentin Modellenmesi

Diş modelleri kemik hizasından VRMesh yazılımında kesilip, 0,25 mm kalınlıkta periodontal ligament modellenmiştir (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Periodontal ligament modeli



Şekil 2.6. İmplant modeli

2.1.3. İmplant Yapısının Modellenmesi

Test örneği olarak 3,8 mm çapındaki ve 11 mm uzunluğundaki Frialit 2 (Friadent, Mannheim, Germany) implant (implant, abutment) Smart Optics 3D tarayıcısında taranmış ve Rhinoceros ile Vrmesh yazılımlarının kullanılmasıyla analize hazır hale getirilmiştir (Şekil 2.6). Mesh'lemeler sırasında, yive sahip olan implant modellerinde her yapılan mesh'leme ve elde edilen her analiz sonucunda farklı sonuçlar ortaya çıkabildiği için daha düz yapıya sahip olan Frialit 2 implant tercih edilmiştir.

2.1.4. Kortikal Kemiğin Modellenmesi

Rhinoceros yazılımında önce bir kutu modellenerek kutunun implanta her ekseninde en az 2 mm kalınlıkta olmasına dikkat edilmiştir. Daha sonra implantın ve periodontal ligamentlerin bu kutudan Boolean yöntemi ile çıkartılmasıyla implant ve kortikal kemik uyumu sağlanmıştır (Şekil 2.7).

Sonlu eleman analizinin doğru sonuçlar verebilmesi ve analizin dişi ve erkek parçaları ayrı tanımlaması için dişi ve erkek parçalar arasında 0,1 mm boşluk bırakılmıştır.

Ana model bu şekilde tanımlandıktan sonra, VRMesh yazılımında modifiye edilmesiyle, çalışmada kullanılan diğer modeller hazırlanmıştır.

Bu çalışmada 8 farklı model oluşturulmuş ve her modele 4 farklı yükleme koşulu uygulanmıştır.

Model 1: Rijit (43, 45 ve 47 numaralı diş-implant desteklerin tek parça şeklinde splintlendiği) tasarım (Şekil 2.10).



Şekil 2.10. Model 1



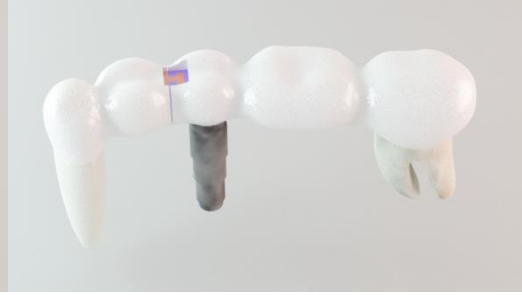
Şekil 2.11. Model 2

Model 2: Kanatlı (45 ve 47 numaralı diş ve implant desteklerin splintlenerek, 44 numaralı gövdenin kanat olarak kullanıldığı) tasarım (Şekil 2.11).

Model 3: Rijit olmayan (sürgü tipi hassas bağlantının dişi parçasının 44 numaralı gövdenin mezialinde, erkek parçasının 43 numaralı diş desteğin distalinde yer aldığı) tasarım (Şekil 2.12).



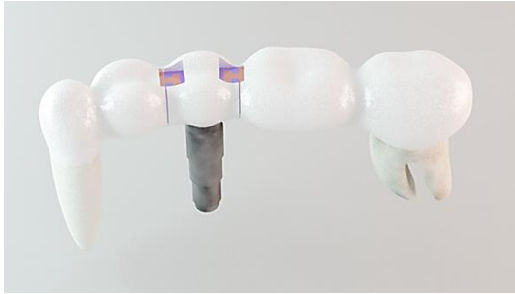
Şekil 2.12. Model 3



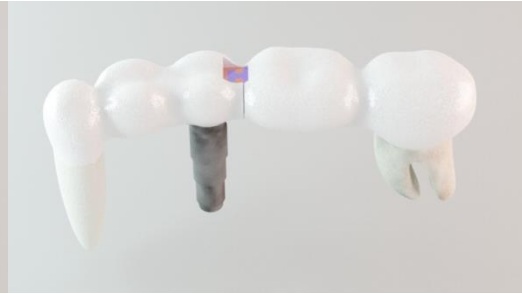
Şekil 2.13. Model 4

Model 4: Rijit olmayan (sürgü tipi hassas bağlantının dişi parçasının 45 numaralı implant desteğin mezialinde, erkek parçasının 44 numaralı gövdenin distalinde yer aldığı) tasarım (Şekil 2.13).

Model 5: Rijit olmayan (iki adet sürgü tipi hassas bağlantının dişi parçalarının 45 numaralı implant desteğinin hem mezial hem de distalinde, erkek parçalarının ise 44 numaralı gövdenin distalinde ve 46 numaralı gövdenin mezialinde yer aldığı) tasarım (Şekil 2.14).



Şekil 2.14. Model 5



Şekil 2.15. Model 6

Model 6: Rijit olmayan (sürgü tipi hassas bağlantının dişi parçasının 45 numaralı implant desteğin distalinde, erkek parçasının 46 numaralı gövdenin mezialinde yer aldığı) tasarım (Şekil 2.15).

Model 7: Rijit olmayan (sürgü tipi hassas bağlantının dişi parçasının 46 numaralı gövdenin distalinde, erkek parçasının 47 numaralı diş desteğinin mezialinde yer aldığı) tasarım (Şekil 2.16).



Şekil 2.16. Model 7

Şekil 2.17. Model 8

Model 8: Rijit olmayan (iki adet sürgü tipi hassas bağlantının dişi parçalarının 44 numaralı gövdenin meziali ve 46 numaralı gövdenin distalinde, dişi parçalarının ise 43 numaralı diş desteğinin distali ve 46 numaralı diş desteğinin mezialinde yer aldığı) tasarım (Şekil 2.17).

Rhinoceros yazılımında yapılan modeller, Algor yazılımına stl şeklinde yüzey verisi olarak atılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir.

Mesh'leme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.

Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz çene kemiğinin modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

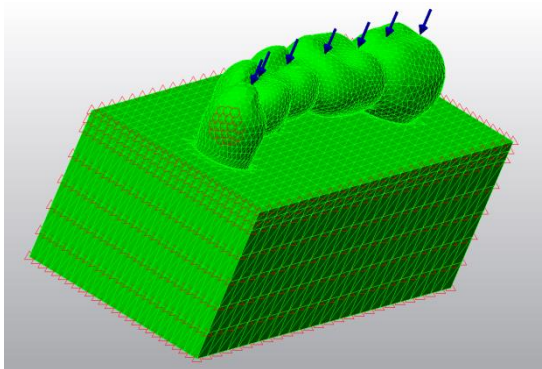
Çalışma modellerine göre matematiksel modellerde kullanılan düğüm ve eleman sayıları Çizelge 2.3’de verilmiştir.

Çizelge 2.3. Eleman ve düğüm sayıları

	düğüm	eleman
M1 (model 1)	46947	196563
M2 (model 2)	41541	180028
M3 (model 3)	49045	203781
M4 (model 4)	48903	203194
M5 (model 5)	51275	212461
M6 (model 6)	49328	206050
M7 (model 7)	49635	207812
M8 (model 8)	50518	207711

2.2. Sınır Koşulları

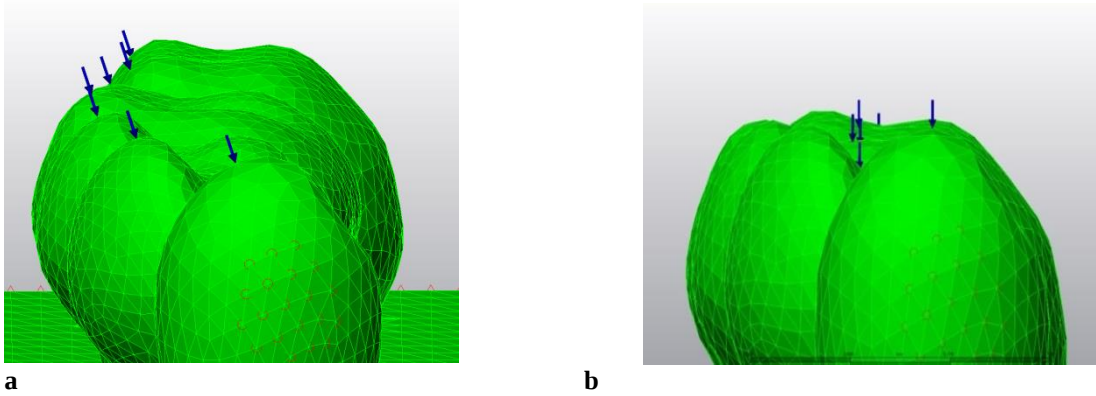
Kemik dokularının yan ve alt yüzeylerinden, 6 serbestlik derecesinde (Degree of freedom) hareketin ve rotasyonun olmadığı tanımlanmıştır. Aynı zamanda 43 numaralı dişin mezial yüzünden sadece dikey yöndeki harekete izin verecek şekilde sabitlenmiştir (Şekil 2.18).



Şekil 2.18. Sınır Koşulu

Çalışmamızda 4 farklı yükleme koşulu uygulanmıştır:

1. 43 numaraya 100 N, 44 ve 45 numaralara 150 N, 46 ve 47 numaralara 200 N kuvvet aynı anda dik,
2. 43 numaraya 100 N, 44 ve 45 numaralara 150 N, 46 ve 47 numaralara 200 N kuvvet aynı anda 30° açılı,
3. 43 numaraya 100 N, 45 numaraya 150 N, 47 numaraya 200 N kuvvet aynı anda dik, gövdelere azaltılmış (44 ve 46 numaralı gövdeye 40 N),
4. 43 numaraya 100 N, 45 numaraya 150 N, 47 numaraya 200 N kuvvet aynı anda 30° açılı, gövdelere azaltılmış (44 ve 46 numaralı gövdeye 40 N) (Şekil 2.19).



Şekil 2.19. Yükleme yapılan noktalar a) 30° açılı yükleme b) Dik yükleme

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.

Çalışmamızda 4 farklı senaryoda uygulanan kuvvetler sonucunda kortikal ve spongioz kemikte 4 referans noktasında (mezial, distal, bukkal, lingual) oluşan maksimum ve minimum asal gerilme (MPa), implant ve metal altyapıda ortaya çıkan von Mises gerilme değerleri (MPa) ile vertikal (z) ve toplam (m) yer değiştirmeler (μm) incelenmiştir. Elde edilen sayısal değerler, gerilme dağılımlarının gösterildiği kesitlerle birlikte değerlendirilmiştir.

3. BULGULAR

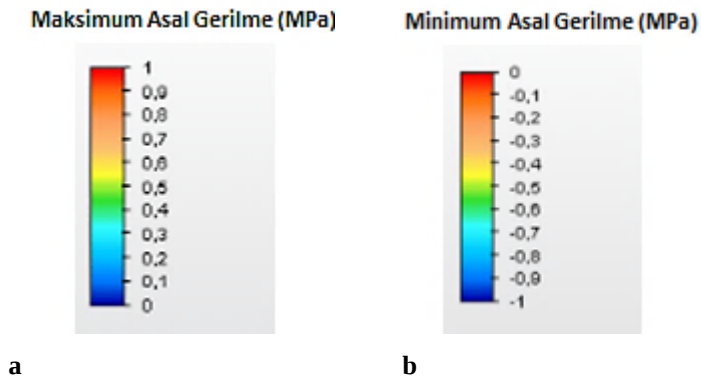
Bu çalışmada; alt çenede implantın pier destek olarak kullanıldığı implant-diş destekli 8 farklı (1 adet rijit, 1 adet kanatlı ve 6 adet rijit olmayan) üst yapı tasarımı, 4 farklı (dik, 30° açılı, dik-gövdelere azaltılmış ve 30° açılı-gövdelere azaltılmış) yükleme koşulunda, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmiştir.

Kortikal kemik ve spongios kemikteki maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ile pier destek olarak kullanılan implantta ve üst yapılardaki von Mises gerilmeleri hesaplanmış; ayrıca implant ve dişlerdeki yer değiştirme (μm) değerlendirilmiştir.

3.1. Kortikal Kemik Bulguları

Kortikal kemikteki gerilme değerleri, 4 bölgede (mesial, distal, bukkal ve lingual) belirlenen referans noktasında incelenmiştir. Kortikal kemikteki maksimum asal gerilme dayanımı 100 MPa, minimum asal gerilme dayanımı 170 MPa olarak alınmış ve gerilme değerlerinin dayanımla oranlamaları yapılarak, incelenen referans noktasında hakim olan minimum veya maksimum asal gerilme, o nokta için gerilme değeri olarak kabul edilmiştir.

Kortikal kemik gerilme değer ve renk skalasına göre Pmax için kırmızı alanlar, Pmin için mavi alanlar en yüksek değerleri verdiği bölgelerdir (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Kortikal kemik gerilme değeri ve renk skalası **a)** Pmax **b)** Pmin

Restorasyon tasarımına göre kortikal kemikteki dik ve açılı yükleme koşulundaki gerilme değerleri sırasıyla Çizelge 3.1 ve Çizelge 3.2’de verilmiştir.

Çizelge 3.1. Kortikal kemikte dik yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı
Pmin (-), Pmax (+)

Kortikal kemikte dik yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı (MPa)												
	43 numara				45 numara (implant)				47 numara			
	M	D	B	L	M	D	B	L	M	D	B	L
M1	0,30	-0,61	0,25	-0,32	-0,33	0,31	0,39	-0,36	0,03	0,02	0,03	0,01
M2	-	-	-	-	-5,14	-7,70	-5,52	-7,09	0,25	0,03	-0,12	-0,11
M3	0,01	-0,05	0,02	-0,03	-0,30	0,26	0,35	-0,35	0,03	0,003	0,02	0,01
M4	-0,03	-0,08	-0,03	-0,06	-0,35	-0,58	0,44	-0,42	0,06	0,03	0,05	0,01
M5	-0,03	-0,05	0,01	-0,02	-0,23	0,21	0,30	-0,24	0,03	-0,01	0,03	-0,02
M6	-0,02	-0,05	0,01	-0,05	-0,24	0,19	0,26	-0,21	0,03	-0,01	0,04	0,01
M7	-0,02	-0,17	-0,09	-0,12	-0,64	0,64	0,55	-0,57	0,13	0,02	0,06	0,03
M8	-0,02	-0,19	-0,10	-0,13	-0,73	0,65	0,71	-0,70	0,15	0,02	0,07	0,03

Dik ve açılı yükleme koşullarındaki gerilme değerleri ve modellere göre dağılımı benzerlik göstermiştir.

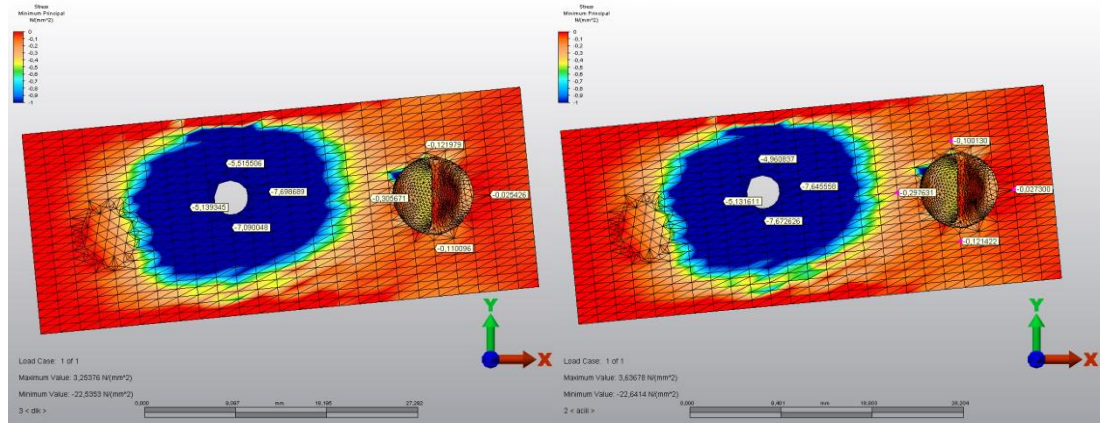
İmplant açısından değerlendirildiğinde, hassas bağlantının implantın distalinde (M6) ve hem distal hem mezialinde yer aldığı (M5) tasarımlar diğerlerine göre daha düşük gerilme değerleri sergilemiştir.

Kanin dişi çevresinde en düşük gerilmeler, implant çevresine benzer şekilde M5 ve M6'da ve ayrıca M3'te gözlenmiştir.

Molar diş çevresinde daha yüksek gerilim değerleri sergileyen kanatlı tasarım dışında, tüm tasarımlarda benzer gerilme değerleri görülmüş, az farkla en düşük gerilmeler M1, M3, M5 ve M6'da görülmüştür.

İmplant ve molar diş çevresindeki en yüksek gerilmeler M2'de, yani kanatlı tasarımda gözlenmiş; implant çevresindeki gerilmelerin diş desteğinden belirgin şekilde daha fazla, dik yükleme koşulunda distal (-7,70 MPa), açılı yükleme koşulunda lingual (-7,67 MPa) referans noktasında, molar diş çevresinde ise, mezial referans noktasında (dik ve açılı yükleme koşulları için sırasıyla 0,24; 0,25 MPa) olduğu görülmüştür (Şekil 3.2).

Kanin dişi açısından değerlendirildiğinde ise en yüksek gerilme M1'de, yani rijit tasarımda, distal referans noktasında (dik ve açılı yükleme koşulları için sırasıyla -0,61; -0,59 MPa) ortaya çıkmıştır.



a

b

Şekil 3.2. Kortikal kemikte kanatlı tasarım olan M2’de Pmin dağılımı a) Dik yükleme b) Açılı yükleme

Çizelge 3.2. Kortikal kemikte açılı yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı Pmin (-), Pmax (+)

Kortikal kemikte açılı yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı (MPa)												
	43 numara				45 numara (implant)				47 numara			
	M	D	B	L	M	D	B	L	M	D	B	L
M1	0,33	-0,59	0,27	-0,34	-0,34	0,28	0,42	-0,46	0,03	0,02	0,02	0,01
M2	-	-	-	-	-5,13	-7,65	-4,96	-7,67	0,25	0,03	-0,10	-0,12
M3	0,01	-0,05	0,02	-0,03	-0,29	0,22	-0,76	-0,41	0,02	-0,01	0,02	0,01
M4	-0,02	-0,08	-0,03	-0,05	-0,33	-0,53	0,43	-0,47	0,06	0,03	0,04	0,01
M5	-0,02	-0,04	0,01	0,01	-0,09	0,08	0,16	-0,17	0,02	-0,01	0,03	0,01
M6	-0,02	-0,04	0,01	-0,05	-0,17	0,12	0,23	-0,25	0,02	-0,02	0,03	0,01
M7	-0,02	-0,17	-0,09	-0,13	-0,68	0,63	0,64	-0,73	0,13	0,02	0,05	0,03
M8	-0,01	-0,16	-0,08	-0,11	-0,64	0,54	-1,83	-0,71	0,12	0,02	0,05	0,03

Kortikal kemikte gövdelere azaltılmış dik ve açılı yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre gerilme değerleri sırasıyla, Çizelge 3.3 ve Çizelge 3.4’de verilmiştir.

Çizelge 3.3. Kortikal kemikte gövdelere azaltılmış dik yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı Pmin (-), Pmax (+)

Kortikal kemikte gövdelere azaltılmış dik yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı (MPa)												
	43 numara				45 numara (implant)				47 numara			
	M	D	B	L	M	D	B	L	M	D	B	L
M1 	0,26	-0,42	0,16	-0,22	-0,21	0,17	-0,62	-0,21	0,01	0,03	0,02	0,01
M2 	-	-	-	-	-3,30	-5,31	-3,64	-4,84	-0,23	0,02	-0,13	-0,12
M3 	-0,01	-0,03	0,01	-0,02	-0,18	-0,29	0,23	-0,22	0,02	0,004	0,02	0,01
M4 	-0,01	-0,04	-0,01	-0,03	-0,20	-0,37	0,27	-0,26	0,03	0,02	0,03	0,01
M5 	-0,01	-0,04	0,01	-0,02	-0,18	-0,32	0,25	-0,23	0,02	0,004	0,02	0,01
M6 	-0,01	-0,04	-0,01	-0,04	-0,21	0,16	0,23	-0,21	0,02	-0,01	0,02	0,01
M7 	-0,01	-0,05	-0,02	-0,05	-0,23	0,24	0,24	-0,25	0,04	0,01	0,03	0,01
M8 	-0,01	-0,07	-0,03	-0,05	-0,29	-0,46	0,33	-0,32	0,05	0,01	0,03	0,01

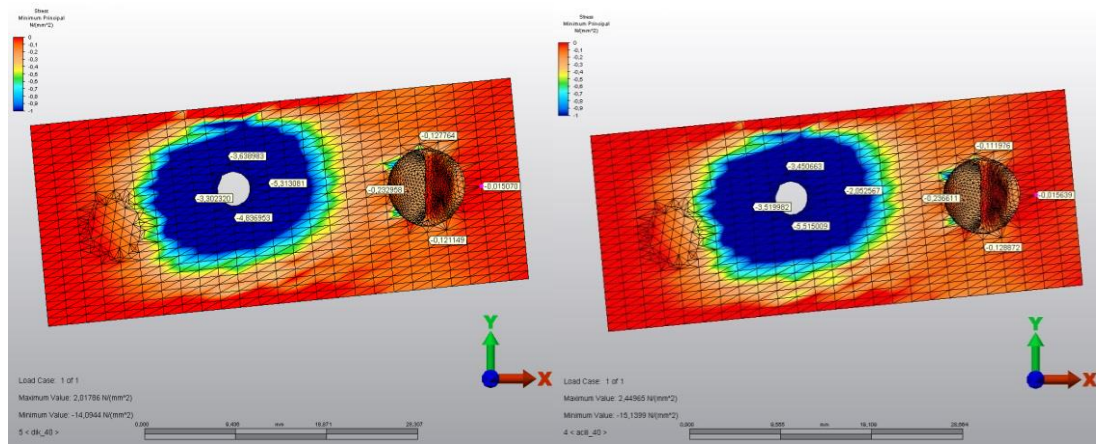
Gövdelere azaltılmış yükleme koşulu, tüm desteklerdeki gerilme değerlerinde azalmaya neden olmuştur. Gövdelere azaltılmış dik ve açılı yükleme koşullarındaki gerilme değerleri ve modellere göre dağılımı benzerlik göstermiştir.

İmplant açısından değerlendirildiğinde, hassas bağlantının kanin dişinin distalinde (M3), implantın distalinde (M6) ve hem distal hem mezialinde yer aldığı (M5) tasarımlar diğerlerine göre daha düşük gerilme değerleri sergilemiştir.

Kanin dişi çevresinde daha yüksek gerilim değerleri sergileyen M1; yani rijit tasarım, molar diş çevresinde ise kanatlı tasarım olan M2 dışında, tüm modellerde benzer gerilme değerleri görülmüştür.

İmplant ve molar diş çevresindeki en yüksek gerilme M2’de, yani kanatlı tasarımda gözlenmiş; implant çevresindeki gerilmelerin diş desteğinden belirgin şekilde daha fazla, gövdelere azaltılmış dik ve açılı yükleme koşulları için sırasıyla, distal (-5,31 MPa) ve lingual (-5,52 MPa) referans noktalarında, molar diş çevresinde ise, mezial referans noktasında (dik ve açılı yükleme koşulları için sırasıyla, -0,23; -0,24 MPa) olduğu görülmüştür (Şekil 3.3).

Kanin diş açısından değerlendirildiğinde ise en yüksek gerilme M1’de, yani rijit tasarımda, distal referans noktasında (dik ve açılı yükleme koşulları için sırasıyla -0,42; -0,37 MPa) ortaya çıkmıştır.



a

b

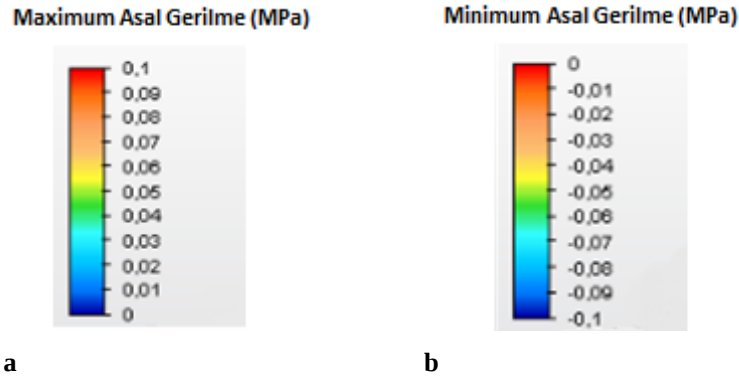
Şekil 3.3. Kortikal kemikte kanatlı tasarım olan M2’de Pmin dağılımı a) Gövdelere azaltılmış dik yükleme b) Gövdelere azaltılmış açılı yükleme

Çizelge 3.4. Kortikal kemikte gövdelere azaltılmış açılı yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı Pmin (-), Pmax (+)

Kortikal kemikte gövdelere azaltılmış açılı yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı (MPa)												
	43 numara				45 numara (implant)				47 numara			
	M	D	B	L	M	D	B	L	M	D	B	L
M1 	0,27	-0,37	0,13	-0,20	-0,36	0,26	0,37	-0,41	0,04	0,02	0,03	0,01
M2 	-	-	-	-	-3,52	-2,05	-3,45	-5,52	-0,24	0,02	-0,11	-0,13
M3 	0,004	-0,03	0,01	-0,02	-0,15	-0,22	0,20	-0,23	0,01	-0,01	0,01	0,01
M4 	-0,01	-0,04	-0,01	-0,03	-0,18	-0,31	0,25	-0,27	0,03	0,02	0,02	0,01
M5 	-0,01	-0,03	0,004	-0,02	-0,12	-0,20	0,17	-0,19	0,01	-0,01	0,02	0,01
M6 	-0,01	-0,03	-0,01	-0,04	-0,16	-0,23	0,21	-0,24	0,02	-0,01	0,02	0,01
M7 	0,01	-0,06	-0,02	-0,05	-0,25	0,23	0,29	-0,33	0,04	0,02	0,02	0,01
M8 	-0,01	-0,05	-0,02	-0,04	-0,22	-0,31	0,25	-0,28	0,04	0,02	0,02	0,01

3.2. Spongios Kemik Bulguları

Spongios kemikteki gerilme değerleri de, 4 bölgede (mesial, distal, bukkal ve lingual) belirlenen referans noktasında incelenmiştir. Spongios kemikteki Pmax ve Pmin dayanımı 5 MPa olarak alınmış ve gerilme değerlerinin dayanımla oranlamaları yapılarak hangi referans noktasında Pmin veya Pmax anlamlıysa o nokta için gerilme değeri olarak kabul edilmiştir. Kortikal kemikle karşılaştırıldığında gerilme değerlerinde belirgin olarak azalma gözlenmiştir. Spongios kemik gerilme değer ve renk skalasına göre Pmax için kırmızı alanlar, Pmin için mavi alanlar en yüksek değerleri verdiği bölgelerdir (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. Spongios kemik gerilme değer ve renk skalası a) Pmax b) Pmin

Spongios kemikte dik ve açılı yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre gerilme değerleri sırasıyla, Çizelge 3.5 ve Çizelge 3.6’da verilmiştir.

Çizelge 3.5. Spongios kemikte dik yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı
Pmin (-), Pmax (+)

Spongios kemikte dik yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı (MPa)													
	43 numara				45 numara (implant)				47 numara				
	M	D	B	L	M	D	B	L	M	D	B	L	
M1		0,17	-0,12	-0,10	-0,11	-0,06	-0,05	0,10	-0,06	0,003	0,01	0,01	0,003
M2		-	-	-	-	-1,22	-1,23	-1,58	-1,28	-0,11	-0,02	-0,04	-0,03
M3		0,003	-0,02	-0,01	-0,005	-0,05	-0,05	0,10	0,01	0,003	0,004	0,01	0,003
M4		-0,01	-0,02	-0,01	-0,01	-0,05	-0,05	0,12	-0,06	0,01	-0,01	0,01	0,004
M5		-0,01	-0,01	0,01	-0,01	-0,04	-0,03	0,08	-0,04	0,01	-0,01	0,01	-0,01
M6		-0,01	-0,01	-0,01	-0,01	-0,04	-0,03	0,07	-0,04	0,01	-0,01	0,01	0,005
M7		-0,003	-0,04	-0,02	-0,02	-0,09	-0,06	0,15	-0,09	0,01	0,01	0,01	0,004
M8		-0,01	-0,05	-0,02	-0,02	-0,11	-0,09	0,21	-0,12	0,01	0,01	0,01	0,01

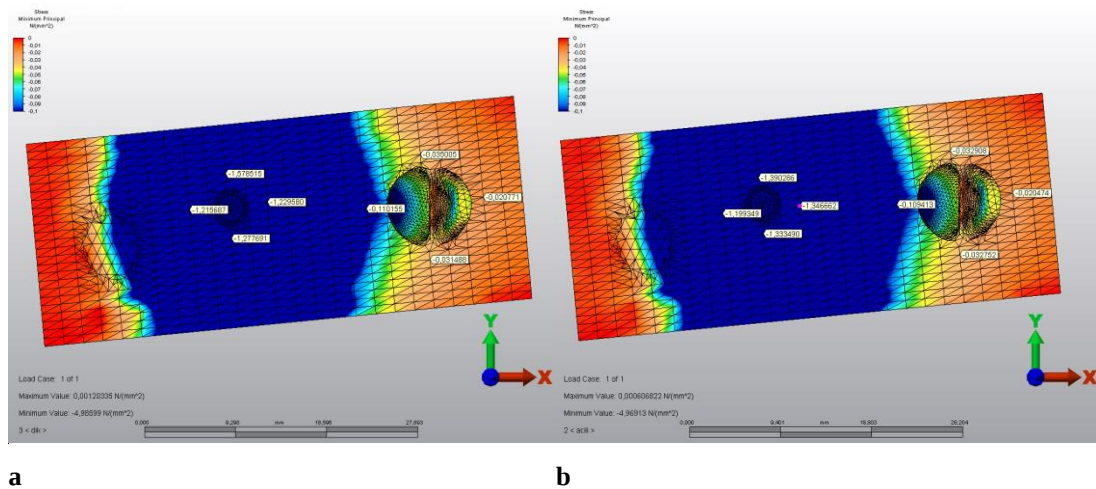
Dik ve açılı yükleme koşullarındaki gerilme değerleri ve modellere göre dağılımı benzerlik göstermiştir.

İmplant açısından değerlendirildiğinde, hassas bağlantının implantın distalinde (M6) ve hem distal hem mezialinde yer aldığı (M5) tasarımlar diğerlerine göre daha düşük gerilme değerleri sergilemiştir.

Kanın dişi çevresinde daha yüksek gerilim değerleri sergileyen M1 yani rijit tasarım, molar diş çevresinde ise kanatlı tasarım dışında, tüm tasarımlarda benzer gerilme değerleri görülmüştür.

İmplant ve molar diş çevresindeki en yüksek gerilme M2’de, yani kanatlı tasarımda gözlenmiş; implant çevresindeki gerilmelerin diş desteğinden belirgin şekilde daha fazla, bukkal referans noktasında (dik ve açılı yükleme koşulları için sırasıyla, -1,58; -1,39 MPa), molar diş çevresinde ise, mezial referans noktasında (dik ve açılı yükleme koşullarında eşit ve -0,11 MPa) olduğu görülmüştür (Şekil 3.5).

Kanın dişi açısından değerlendirildiğinde ise en yüksek gerilme M1’de, yani rijit tasarımda, mezial referans noktasında (dik ve açılı yükleme koşullarında eşit ve 0,17 MPa) ortaya çıkmıştır.



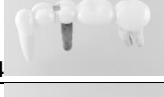
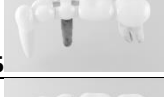
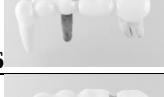
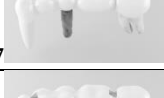
Şekil 3.5. Spongioz kemikte kanatlı tasarım olan M2’de Pmin dağılımı a) Dik yükleme b) Açılı yükleme

Çizelge 3.6. Spongios kemikte açılı yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı
Pmin (-), Pmax (+)

Spongios kemikte açılı yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı (MPa)													
		43 numara				45 numara (implant)				47 numara			
		M	D	B	L	M	D	B	L	M	D	B	L
M1		0,17	-0,12	-0,09	-0,11	-0,07	-0,04	0,09	-0,06	0,003	0,005	0,01	-0,005
M2		-	-	-	-	-1,20	-1,35	-1,39	-1,33	-0,11	-0,02	-0,03	-0,03
M3		0,004	-0,02	-0,01	-0,004	-0,04	-0,04	0,08	-0,05	0,004	0,005	0,01	-0,01
M4		-0,01	-0,02	-0,01	-0,01	-0,05	-0,05	0,1	-0,06	0,01	0,01	0,01	-0,01
M5		-0,01	0,002	0,01	-0,005	-0,01	-0,01	0,03	-0,02	0,01	-0,01	0,01	-0,01
M6		-0,01	-0,01	0,01	-0,01	-0,03	-0,02	0,05	-0,03	0,01	-0,01	0,01	-0,01
M7		-0,003	-0,05	-0,02	-0,02	-0,1	-0,07	0,16	-0,1	0,01	0,01	0,01	0,005
M8		-0,003	-0,04	-0,02	-0,01	-0,09	-0,08	0,17	-0,1	0,01	0,01	0,01	0,01

Spongios kemikte gövdelere azaltılmış dik ve açılı yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre gerilme değerleri sırasıyla, Çizelge 3.7 ve Çizelge 3.8’de verilmiştir.

Çizelge 3.7. Spongioz kemikte gövdelere azaltılmış dik yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı Pmin (-), Pmax (+)

Spongioz kemikte gövdelere azaltılmış dik yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı (MPa)													
		43 numara				45 numara (implant)				47 numara			
		M	D	B	L	M	D	B	L	M	D	B	L
M1		0,13	-0,09	-0,07	-0,07	-0,05	-0,03	0,06	-0,03	-0,002	0,005	0,01	0,002
M2		-	-	-	-	-0,73	-0,89	-0,91	-0,83	-0,09	-0,01	-0,03	-0,02
M3		0,003	-0,01	-0,004	-0,003	-0,03	-0,03	0,06	-0,03	0,002	0,004	0,01	0,003
M4		-0,004	-0,01	-0,004	-0,004	-0,03	-0,03	0,06	-0,04	0,002	0,01	0,01	0,002
M5		-0,004	-0,01	-0,004	-0,004	-0,03	-0,03	0,06	-0,04	0,002	0,004	0,01	0,003
M6		-0,004	-0,01	-0,005	-0,01	-0,03	-0,03	0,06	-0,03	0,004	-0,005	0,01	0,003
M7		-0,002	-0,02	-0,01	-0,01	-0,04	-0,03	0,07	-0,04	0,002	0,01	0,005	0,003
M8		-0,003	-0,02	-0,01	-0,01	-0,05	-0,05	0,08	-0,05	0,003	0,01	0,01	0,003

Gövdelere azaltılmış yükleme koşulu, tüm desteklerdeki gerilme değerlerinde azalmaya neden olmuştur.

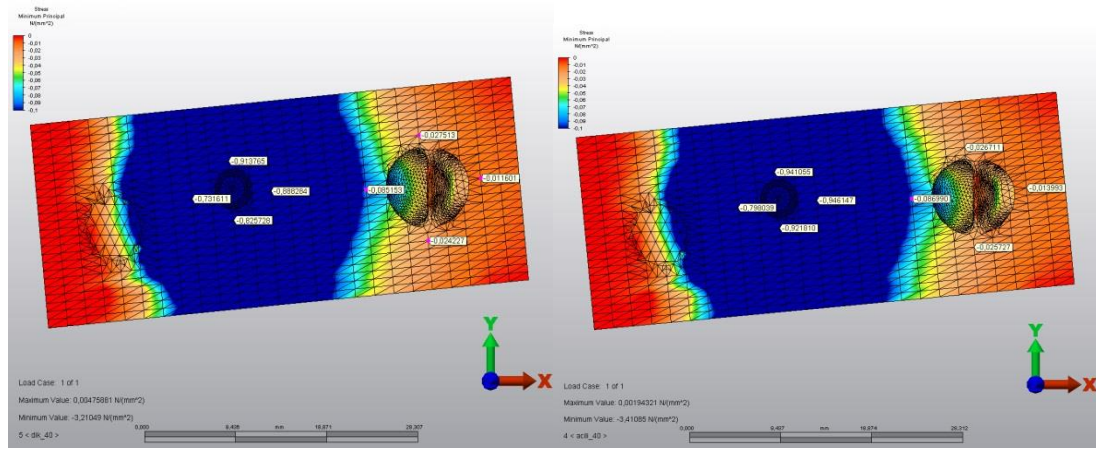
Gövdelere azaltılmış dik ve açılı yükleme koşullarındaki gerilme değerleri ve modellere göre dağılımı benzerlik göstermiştir.

İmplant açısından değerlendirildiğinde, hassas bağlantının, kanin dişin distalinde (M3), implantın distalinde (M6) ve implantın hem distal hem mezialinde yer aldığı (M5) tasarımlar diğerlerine göre daha düşük gerilme değerleri sergilemiştir.

Kanin dişi çevresinde daha yüksek gerilim değerleri sergileyen M1 yani rijit tasarım, molar diş çevresinde ise kanatlı tasarım dışında, tüm tasarımlarda benzer gerilme değerleri görülmüştür.

İmplant ve molar diş çevresindeki en yüksek gerilme M2’de, yani kanatlı tasarımda gözlenmiş; implant çevresindeki gerilmelerin diş desteğinden belirgin şekilde daha fazla, gövdelere azaltılmış dik ve açılı yükleme koşulları için sırasıyla, bukkal (-0,91 MPa) ve distal (-0,95 MPa) referans noktalarında, molar diş çevresinde ise, mezial referans noktasında (dik ve açılı yükleme koşullarında eşit ve -0,09 MPa) olduğu görülmüştür (Şekil 3.6).

Kanin dişi açısından değerlendirildiğinde ise en yüksek gerilme M1’de, yani rijit tasarımda, mezial referans noktasında (dik ve açılı yükleme koşulları için sırasıyla 0,13; 0,12 MPa) ortaya çıkmıştır.

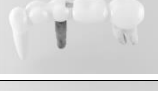
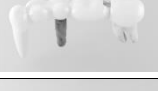


a

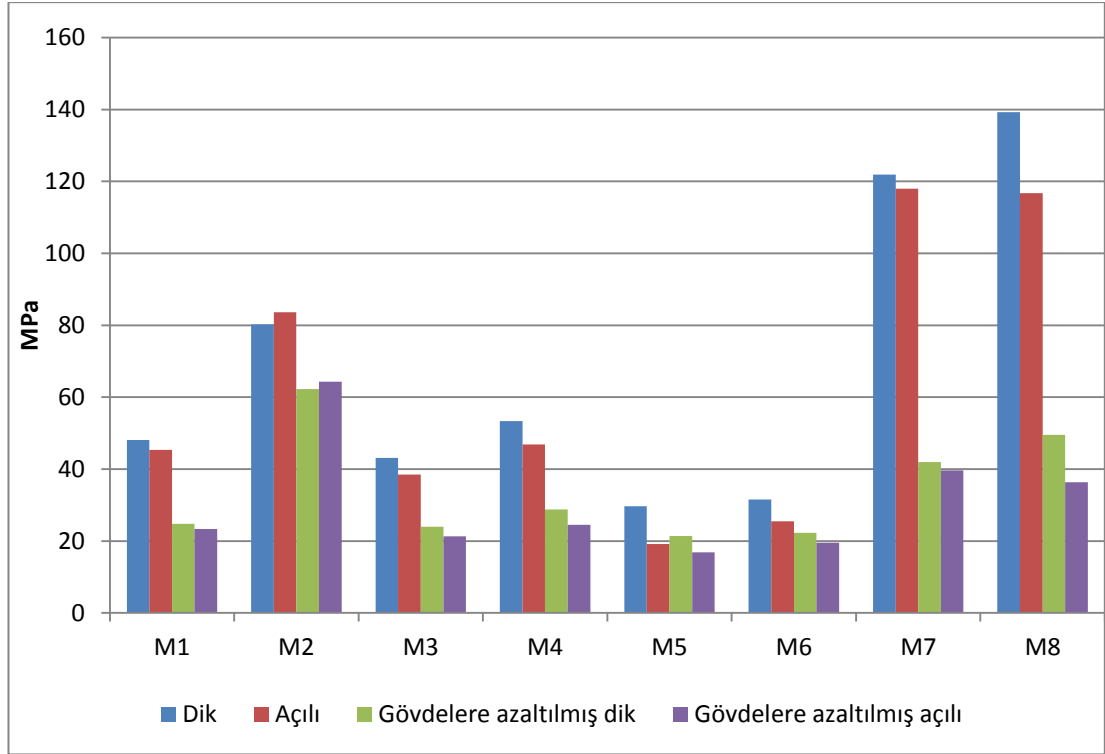
b

Şekil 3.6. Spongios kemikte kanatlı tasarım olan M2’de Pmin dağılımı a) Gövdelere azaltılmış dik yükleme b) Gövdelere azaltılmış açılı yükleme

Çizelge 3.8. Spongios kemikte gövdelere azaltılmış açılı yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı Pmin (-), Pmax (+)

Spongios kemikte gövdelere azaltılmış açılı yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre kuvvet dağılımı (MPa)													
		43 numara				45 numara (implant)				47 numara			
		M	D	B	L	M	D	B	L	M	D	B	L
M1		0,12	-0,08	-0,06	-0,07	-0,06	-0,04	0,08	-0,05	0,004	0,01	0,01	-0,005
M2		-	-	-	-	-0,80	-0,95	-0,94	-0,92	-0,09	-0,01	-0,03	-0,03
M3		0,003	-0,01	-0,003	-0,003	-0,02	-0,02	0,04	-0,03	0,002	0,005	0,01	-0,005
M4		-0,003	-0,01	-0,004	-0,004	-0,03	-0,03	0,05	-0,03	0,003	0,01	0,01	-0,005
M5		-0,003	-0,006	-0,003	-0,003	-0,02	-0,02	0,04	-0,02	0,002	0,004	0,01	-0,005
M6		-0,003	-0,01	-0,004	-0,007	-0,02	-0,02	0,04	-0,03	0,003	0,004	0,01	-0,004
M7		0,003	-0,02	-0,006	-0,008	-0,04	-0,03	0,07	-0,04	0,003	0,01	0,01	-0,003
M8		0,002	-0,02	-0,005	-0,004	-0,03	-0,03	0,06	-0,04	0,003	0,01	0,005	0,004

3.3. İmplant Bulguları (Von Mises Bulguları)



Şekil 3.7. Dik, açılı, gövdelere azaltılmış dik ve açılı olmak üzere 4 farklı yükleme koşulunda implanttaki maksimum von Mises gerilmeleri

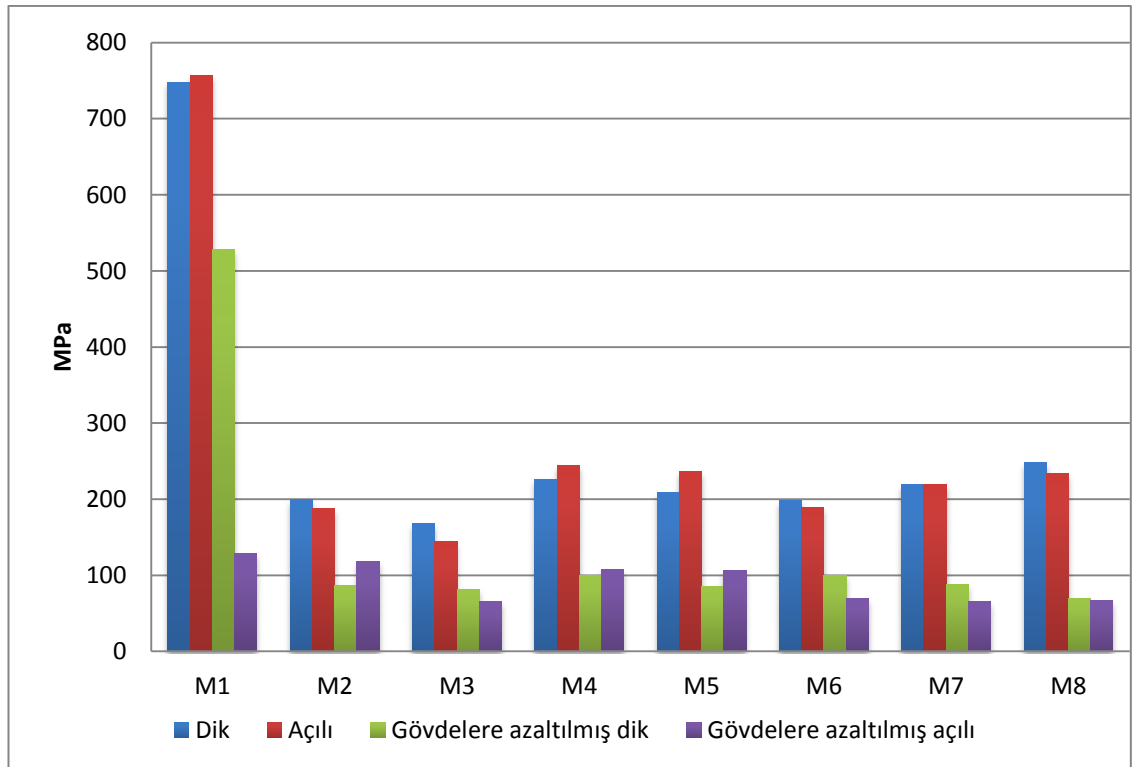
İmplanttaki maksimum von Mises gerilmelerinin 4 farklı (dik, 30° açılı, dik-gövdelere azaltılmış ve 30° açılı-gövdelere azaltılmış) yükleme koşulunda dağılımı Şekil 3.7’de gösterilmiştir.

Dik ve açılı yüklemede implanttaki maksimum von Mises gerilmelerinin modellere göre dağılımı benzer şekilde olmakla birlikte, en düşük gerilmeler hassas tutucunun implantın hem mezial hem de distalinde yer aldığı M5’te, dik ve açılı yükleme koşullarına göre sırasıyla, implantın mezial (29,71 MPa) ve lingual (19,14 MPa) boyun bölgesinde görülmüştür. En yüksek gerilmeler ise, implantın distal boyun bölgesine yakın, dik yüklemede, M8 (139,26 MPa), açılı yüklemede, M7’de (117,96 MPa) gözlenmiştir.

Gövdelere azaltılmış yükleme koşulu, tüm modellerde özellikle M7 ve M8’de implanttaki maksimum von Mises gerilme değerlerinde azalmaya neden olmuştur.

Gövdelere azaltılmış dik ve açılı yüklemede implanttaki en düşük ve en yüksek maksimum von Mises gerilmeleri benzer şekilde en düşük, M5’te (gövdelere azaltılmış dik ve açılı yükleme koşuluna göre sırasıyla, 21,43; 16,88 MPa) implantın distal boyun bölgesine yakın olarak, en yüksek ise, M2’de (gövdelere azaltılmış dik ve açılı yükleme koşuluna göre sırasıyla, 62,30; 64,26 MPa) implantın mezial boyun bölgesine yakın olarak görülmüştür.

3.4. Metal Altyapı Bulguları (Von Mises Bulguları)



Şekil 3.8. Dik, açılı, gövdelere azaltılmış dik ve açılı olmak üzere 4 farklı yükleme koşulunda metal altyapıdaki maksimum von Mises gerilmeleri

Metal altyapıdaki maksimum von Mises gerilmelerinin 4 farklı (dik, 30° açılı, dik-gövdelere azaltılmış ve 30° açılı-gövdelere azaltılmış) yükleme koşulunda dağılımı Şekil 3.8’de gösterilmiştir.

Gövdelere azaltılmış yükleme koşulu, tüm modellerde diğerlerine göre belirgin bir şekilde M1’de, metal altyapıdaki maksimum von Mises gerilme değerlerinde azalmaya neden olmuştur.

Dik, açılı ve gövdelere azaltılmış açılı yükleme koşullarında metal altyapıdaki en düşük gerilmeler M3’te (sırasıyla 167,60; 144,40; 65,32 MPa) implantın üzerine gelen kısmın sırasıyla mezial, lingual ve mezial servikal bölgesinde görülmüştür. Gövdelere azaltılmış dik yükleme koşulunda ise, M8’de (70,01 MPa) implantın üzerine gelen kısmın distal servikal bölgesinde görülmüştür.

Bütün yükleme koşullarında, en yüksek gerilmeler M1’de (dik, açılı ve gövdelere azaltılmış dik ve açılı yükleme koşullarında sırasıyla, 748,3; 757,1; 527,6; 129 MPa) metal altyapı üzerinde kanin dişin distal servikal bölgesinde gözlenmiştir.

3.5. Yer Değiştirme

Vertikal (z) ve bileşke (m) yer değiştirme değerleri dik, açılı, gövdelere azaltılmış dik ve gövdelere azaltılmış açılı yükleme koşulları için sırasıyla Çizelge 3.9, Çizelge 3.10, Çizelge 3.11, Çizelge 3.12’de gösterilmektedir.

Çizelge 3.9. Dik yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre yer değiştirme (μm)

Dik yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre yer değiştirme (μm)						
	43 numara		45 numara (implant)		47 numara	
	z	m	z	m	z	m
M1	-3,35	3,45	-0,84	1,24	-0,43	0,54
M2	-	-	-10,80	10,86	-0,41	0,93
M3	-0,63	0,77	-0,79	1,17	-0,51	0,64
M4	-1,01	1,37	-0,83	1,52	-0,43	0,51
M5	-0,95	1,13	-0,62	1,39	-0,47	1,23
M6	-0,91	0,97	-0,60	1,37	-0,47	1,31
M7	-0,85	0,94	-1,15	1,94	-0,41	1,05
M8	-0,76	0,80	-1,33	2,62	-0,39	1,22

Çizelge 3.10. Açılı yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre yer değiştirme (μm)

Açılı yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre yer değiştirme (μm)						
	43 numara		45 numara (implant)		47 numara	
	z	m	z	m	z	m
M1	-3,14	3,17	-0,66	0,88	-0,38	0,48
M2	-	-	-10,74	10,86	-0,40	0,97
M3	-0,51	0,88	-0,61	0,82	-0,40	0,53
M4	-0,91	1,17	-0,63	1,04	-0,36	0,36
M5	-0,80	0,90	-0,25	0,61	-0,41	1,20
M6	-0,75	0,80	-0,36	0,89	-0,40	1,28
M7	-0,75	0,86	-1,03	1,83	-0,37	1,02
M8	-0,60	0,79	-1,04	1,87	-0,36	1,03

Çizelge 3.11. Gövdelere azaltılmış dik yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre yer değiştirme (μm)

Gövdelere azaltılmış dik yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre yer değiştirme (μm)						
	43 numara		45 numara (implant)		47 numara	
	z	m	z	m	z	m
M1	-2,50	2,56	-0,58	0,79	-0,36	0,40
M2	-	-	-6,79	6,84	-0,23	0,45
M3	-0,69	0,70	-0,56	0,76	-0,44	0,46
M4	-0,74	0,78	-0,59	0,90	-0,36	0,42
M5	-0,77	0,80	-0,57	0,89	-0,41	0,45
M6	-0,73	0,76	-0,55	0,89	-0,42	0,61
M7	-0,75	0,76	-0,64	0,85	-0,40	0,48
M8	-0,72	0,74	-0,72	1,15	-0,38	0,52

Çizelge 3.12. Gövdelere azaltılmış açılı yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre yer değiştirme (μm)

Gövdelere azaltılmış açılı yükleme koşulunda restorasyon tasarımına göre yer değiştirme (μm)						
	43 numara		45 numara (implant)		47 numara	
	z	m	z	m	z	m
M1	-2,11	2,15	-0,58	0,74	-0,38	0,45
M2	-	-	-7,28	7,35	-0,36	0,64
M3	-0,61	0,75	-0,38	0,41	-0,34	0,38
M4	-0,69	0,79	-0,40	0,51	-0,30	0,32
M5	-0,64	0,75	-0,33	0,34	-0,36	0,51
M6	-0,73	0,81	-0,36	0,40	-0,34	0,46
M7	-0,60	0,68	-0,49	0,67	-0,36	0,49
M8	-0,59	0,73	-0,47	0,56	-0,36	0,52

Bütün yükleme koşullarında implantta M5 ve M6 birbirine yakın sonuçlar göstererek dik ve gövdelere azaltılmış dik yükleme koşulunda M6 (sırasıyla vertikal [z] yer değiştirme için -0,60; -0,55 μm), açılı ve gövdelere azaltılmış açılı yükleme koşullarında M5 (sırasıyla, vertikal [z] yer değiştirme için -0,25; -0,33 μm , bileşke [m] yer değiştirme için 0,61; 0,34 μm) en iyi sonuçları vermiştir. Dik ve gövdelere azaltılmış dik yükleme koşulunda hassas tutucunun kanin dişin distalinde yer aldığı M3 (sırasıyla 1,17; 0,76 μm) bileşke yer değiştirme (m) açısından en iyi sonucu vermiştir.

Dik, açılı ve gövdelere azaltılmış dik yükleme koşullarında kanin dişte en düşük vertikal (z) yer değiştirme M3'te (sırasıyla -0,63; -0,51; -0,69 μm), gövdelere azaltılmış açılı yükleme koşulunda ise M8'de (-0,59 μm) gözlenmiştir. Dik ve gövdelere azaltılmış dik yükleme koşullarında kanin dişte en düşük yer değiştirme (m) hassas tutucunun kanin dişin distalinde olduğu M3'de (sırasıyla 0,77; 0,70 μm), açılı yüklemede M6'da (0,80 μm), gövdelere azaltılmış açılı yüklemede ise en az M7'de (0,68 μm) görülmüştür.

Bütün yükleme koşullarında molar diş vertikal yer değiştirme (z) açısından değerlendirildiğinde, modeller birbirine çok yakın ve kanin dişle karşılaştırıldığında daha düşük değerler göstermiştir.

Bütün yükleme koşullarında implantta, M2 yani kanatlı tasarım diğerlerine göre belirgin farkla öne çıkarak en fazla yer değiştirmeye neden olmuştur (Dik, açılı, gövdelere azaltılmış dik ve açılı yükleme koşullarında sırasıyla, vertikal [z] yer değiştirme için, -10,8; -10,74; -6,79; -7,28 μm , bileşke [m] yer değiştirme için 10,86; 10,86; 6,84; 7,35 μm).

Bütün yükleme koşullarında kanin diş için yer değiştirme (μm) değerlendirildiğinde en yüksek sonuçlar diğer modellere göre belirgin farkla M1 yani rijit tasarımda gözlenmiş (dik, açılı, gövdelere azaltılmış dik ve açılı yükleme koşulları için sırasıyla vertikal [z] yer değiştirme için -3,35; -3,14; -2,50; -2,11 μm , bileşke [m] yer

değiştirme için 3,45; 3,17; 2,56; 2,15 μm) diğer modellerin kendi aralarındaki fark M1'le olan farka göre belirgin şekilde düşmüştür.

Dik, açılı ve gövdelere azaltılmış dik yükleme koşullarında molar dişte hassas tutucunun implantın distalinde yer aldığı M6'da (sırasıyla 1,31; 1,28; 0,61 μm) gövdelere azaltılmış açılı yüklemede ise M2'de (0,64 μm) bileşke yer değiştirme (m) açısından en yüksek değerler gözlenmiştir.

Hem implant hem de doğal dişler için yer değiştirme miktarları fizyolojik sınırlar içinde kalmış, bununla birlikte implantlarda kanatlı tasarım olan M2'de sınıra yaklaşmış, doğal dişlerde ise sınırın çok altında kalmıştır.

4. TARTIŞMA

İmplantların kemiğe rijit, dişlerin ise periodontal ligament ile bağlanmasıyla oluşan temel farklılıktan dolayı implant-diş destekli sabit protezlerde ortaya çıkan biyomekanik problemler ile ilgili birçok araştırma yapılmıştır (Misch ve İsmail, 1993; Menicucci ve ark., 2002; Lin ve ark., 2006a, 2006b, 2006c, 2008, 2010; Özcelik ve Ersoy, 2007; Naveau ve Pierrisnard, 2009; Lanza ve ark., 2011; Ozcelik ve ark., 2011; Koosha ve Mirhashemi, 2013). Bu biyomekanik problemlerin içinde diş intrüzyonu merak edilen bir konu olarak öne çıkmıştır (Sheets ve Earthmann, 1997; Lindh ve ark., 2001a, 2001b, 2008; Srinivasan ve Padmanabhan, 2008). İmplantın “pier destek” olarak kullanıldığı implant-diş destekli protezler biyomekanik açıdan aydınlatılması gereken diğer bir konu olup klinikte böyle bir durumla karşılaşıldığında hangi bağlantı tipi ve üst yapı seçeneği kullanılması gerektiği konusunda literatürde yeterli biyomekanik çalışma yoktur. Çalışmamızda; implantın pier desteği olarak kullanılması gereken durumlarda, rijit olmayan üst yapı tasarımında hassas bağlantının yerleştirileceği ideal konumu biyomekanik açıdan değerlendirmek amacıyla, posterior mandibulada 6 farklı rijit olmayan, 1 adet rijit (tek parça) ve 1 adet kanatlı (anterior) üst yapı tasarım modeli oluşturulmuş; farklı yükleme koşullarında dişlerin ve implantın çevresindeki kortikal ve spongios kemikte alınan referans noktalarında ortaya çıkan gerilme değerleri (MPa), implant ve metal altyapıdaki von Mises gerilmeleri (MPa) ile dişler ve implantta meydana gelen yer değiştirmeler (μm) 3 boyutlu SESA yöntemi ile incelenmiştir.

Posterior mandibulada sınırlı kemik hacmi ve anatomik sınırlamalar gibi durumlarda tek bir implant yerleştirilerek implant-diş destekli restorasyonlar yapılabilir. Bu tedavi seçeneği sayesinde sinir repozisyonu gereksinimi, kemik ogmentasyonu komplikasyon riskleri önlenmiş olunur. Alternatif tedavi seçeneklerinin makul olmadığı durumlarda implant-diş destekli restorasyonlar iyi bir tercih olabilir. Tedavi öncesinde destek dişler, canlılık, periodontal durum, biyomekanik riskler ve çürük aktivitesi açısından en iyi şekilde değerlendirilmelidir (Gunne ve ark., 1999; De Paula ve ark., 2012). Çalışmamızda kullandığımız model tasarımlarında mandibular

posterior segmenti seçmemizin nedeni, klinik olgularda kısmi dişsizliğin en sık bu bölgede gözlenmesidir.

İmplant-diş destekli sabit protezlerin uzun dönem başarıları için en önemli faktör restorasyonun biyomekanik açıdan değerlendirilmesidir (Skalak, 1983; Menicucci ve ark., 2002; Lin ve ark., 2006b, 2006c, 2008; Ozcelik ve ark., 2011). İmplant-diş destekli restorasyonlarla ilgili in vitro araştırmalar ve klinik gözlemler, elde edilen bilgi ve örnekler sınırlı olduğu için biyomekanik değerlendirme açısından yeterli veri sağlayamazlar (Lin ve ark., 2006b, 2006c, 2008; Ozcelik ve ark., 2011). Sonlu eleman modelleri diş hekimliğinde karmaşık yapıların biyomekanik incelenmesi açısından sıklıkla kullanılan bir yöntem haline gelmiştir (Misch ve İsmail, 1993; Menicucci ve ark., 2002; Lin ve ark., 2006a, 2006b, 2006c, 2008; Ozcelik ve Ersoy, 2007; Oruc ve ark., 2008; Naveau ve Pierrisnard, 2009; Lanza ve ark., 2011; Ozcelik ve ark., 2011; Koosha ve Mirhashemi, 2013). İmplant-diş destekli protezlerin biyomekanik açıdan değerlendirilmesinde fotoelastik (Ochiai ve ark., 2003; Ozcelik ve Ersoy, 2007) ve in vitro gerinim ölçer (Bavbek ve ark., 2011) kuvvet analiz yöntemleri kullanılabilir de; fotoelastik kuvvet analiz yöntemi gerilmelerin konsantrasyonu ve lokalizasyonu açısından niteliksel bilgi sağlarken, niceliksel veriler konusunda yetersizdir; gerinim ölçer kuvvet analiz yönteminde ise gerinim ölçerde oluşan gerinim miktarı ölçülürken, gerinim ölçerin büyüklüğünün etkisi konusunda belirsizlikler mevcuttur. Sonlu eleman analizinde ise bilgisayar ortamında oluşturulan modellerde gerinim, gerilme ve yer değiştirme hesaplamaları yapılabilmektedir (Assunção ve ark., 2009). Fotoelastik kuvvet analizi yöntemi, gerinim ölçer (strain gauge) kuvvet analiz yöntemi gibi diğer kuvvet analizi yöntemleri ile karşılaştırıldığında sonlu elemanlar stres analizi yöntemi daha basit ve etkili bir yöntemdir. Kemik ve çevre doku yapıları taklit edilerek modeller gerçeğe çok yakın hazırlanabilmektedir. Matematik model bilgisayar ortamında hazırlandığı için sonuçlar tekrarlanabilir niteliktedir. Modelin geometrisi, materyal özellikleri, test koşulları ve parametreleri kolaylıkla değiştirilebilir. Yükleme koşulları gerçeğe yakın şekilde seçilebilmektedir. Analiz sonuçları daha kısa sürede elde edilir (Menicucci ve ark., 2002; Sahin ve ark., 2002; İplikçioglu ve ark., 2003; Assunção ve ark., 2009).

In vitro koşullarda diş ile implantın kemik içerisindeki gerilme değerlerinin sayısal veri olarak elde edilememesinden dolayı, implant, diş ve çevre dokulardaki kuvvet iletimi ve dağılım mekanizmasının daha ayrıntılı olarak incelenebilmesi, çok yönlü kuvvet analizinin yapılabilmesi başta olmak üzere diğer avantajları da göz önünde bulundurularak, çalışmamızda sonlu elemanlar stres analiz yöntemi tercih edilmiştir.

SESA yönteminde 2 boyutlu (Lin ve ark., 2006b; Ozcelik ve Ersoy, 2007; Ozcelik ve ark., 2011; De Paula ve ark., 2012) ya da 3 boyutlu (Lin ve ark., 2008; Oruc ve ark., 2008) analizler yapılabilmektedir. İki boyutlu sonlu elemanlar analizinde dental çalışmalarda kullanılan malzemelerin çeşitliliğinin ve karmaşıklığının tam olarak taklit edilmesi zor olabilir. İki ve üç boyutlu modeller karşılaştırıldığında, 3 boyutlu modellerdeki gerilme dağılımlarının detaylı ve daha gerçeğe yakın incelenebileceği söylenebilir (Lin ve ark., 1999; Menicucci ve ark., 2002; Lin ve ark., 2008). Bu sebeple çalışmamızda modeller 3 boyutlu olarak hazırlanmıştır.

Sonlu elemanlar analizinde gerçeğe yakın sonuçların elde edilebilmesi için ilk olarak modellemenin doğru yapılması gereklidir (Adıgüzel, 2010). Tüm in vitro analiz çalışmalarında, in vivo yapıların özelliklerinin tam olarak aynısını oluşturmak mümkün değildir. Bu yöntemde de biyolojik dokuların modellenmesiyle ilgili bazı zorluklar mevcuttur. Kemik ve çevre dokuların fiziksel özellikleri farklı olmakla birlikte yapı itibarıyla her yerde homojen değildir ve anizotropiktir (Geng ve ark., 2001; Assunção ve ark., 2009). İmplant ve kemik arasında hiçbir zaman % 100 osseointegrasyon bulunmamaktadır. Mevcut yöntemlerde modellemelere bunları yansıtmak tam olarak mümkün olmadığı için diğer SESA çalışmalarında (Geng ve ark., 2001; Lin ve ark., 2006a, 2008; Oruc ve ark., 2008; Naveau ve Pierrisnard, 2009; Koosha ve Mirhashemi, 2013) olduğu gibi çalışmamızda da biyolojik yapıların aksine tüm unsurlar homojen, izotropik ve lineer kabul edilmiş; implant ve kemik arasında tam bir bağlantının olduğu varsayılmıştır.

Maksimum ısırma kuvveti arka farklı bölgelerinde değişiklik göstermesinin yanısıra bireyden bireye de değişmektedir. (Van Eijden, 1991; Mericke-Stern ve ark. 1995; Powers ve Sakaguchi, 2006). İmplant-diş destekli protezlerde yapılan sonlu eleman

analizlerinde farklı kuvvet değerleri tercih edilmiştir; Maezawa ve arkadaşlarının (2007) yaptıkları çalışmada karşıt çenenin tam dişli ya da sabit protezlerle restore edildiği farzedilerek, sentrik (keser ve kanin dişlere dik olarak 20 N, premolar ve molar dişlere ise 40 N dikey eksene bukkal yönde 30° açılı), kanin koruyuculu (9 N oblik kuvvet sağ kanine dikey eksene lingual yönde 60° açılı), ve grup fonksiyonlu (3 N sağ premolar ve molarlara kanin koruyuculu okluzyonla aynı yönde) okluzyon tiplerinde olmak üzere 3 farklı yükleme koşulu uygulanmıştır. Lanza ve arkadaşları (2011) fonksiyonel çiğnemeyi taklit etmek amacıyla dik yönde 100 N kuvvet üstyapının tümüne dağılacak şekilde uygulamışlardır. Ozcelik ve ark. (2011) 2 boyutlu SESA çalışmalarında; modellere dik ve oblik (30°) 250 N (premolarlara 50 N, 1. ve 2. molarlara 100 N) çiğneme kuvveti uygulamışlardır. Koosha ve Mirhashemi (2013), 3 boyutlu SESA çalışmalarında, her dişin santral fossasına 250 N dik yükleme yapmışlardır. Lin ve arkadaşları (2006a), yaptıkları 3 boyutlu SESA analizinde, modellere; premolarların (100 N), gövdenin (200 N), implantın (200N) sentrik kontaklarına dik, lateral kontaklarına oblik yükleme, implant ve premolarlara uygulanan kuvvet miktarı aynı olmak üzere sentrik kontaklarına gövdelere azaltılmış (40 N) dik, lateral kontaklarına gövdelere azaltılmış (40 N) oblik yükleme olmak üzere 4 farklı yükleme uygulamışlardır. Aynı araştırmacılar diğer bir çalışmada 4 yükleme koşuluna ek olarak sadece premolarların sentrik kontağına (100 N) dik, lateral kontağına (100 N) oblik yükleme uygulamışlardır (Lin ve ark., 2006c), başka bir 3 boyutlu SESA çalışmalarında ise premolarlara, gövdeye ve implanta (200 N) dik ve oblik yükleme, sadece premolarlara (200 N) dik ve oblik yükleme, implant ve premolarlara uygulanan kuvvet miktarı aynı olmak üzere gövdelere azaltılmış (40 N) dik ve oblik yükleme olmak üzere 6 farklı yükleme uygulamışlardır (Lin ve ark., 2008).

Çalışmamızda modellere; dik, 30° açılı, gövdelere azaltılmış dik ve gövdelere azaltılmış 30° açılı olmak üzere 4 farklı yükleme koşulunda, kanin dişine 100 N, premolarlara 150 N, molarlara ise 200 N kuvvet uygulanmıştır. Gövdelere azaltılmış olarak yapılan yüklemelerde ise gövdelere 40 N kuvvet uygulanmıştır. Gövdelere azaltılmış yükleme ve molar dişlere uygulanan kuvvet miktarında Lin ve ark. (2006a, 2006b, 2006c, 2008) referans alınmış, kanin dişine ve premolar dişlere uygulanan

kuvvet miktarlarında ise sırasıyla en fazla yük molar, premolar ve kanin dişlerine iletiildiği için (Misch, 2005) molar dişlere uygulanan kuvvete göre oranlama yapılmıştır. Çalışmamızda Lin ve ark. (2006a, 2006b, 2006c, 2008) referans alınarak, dik yüklemeler uzun eksen boyunca yapılırken, açılı yüklemeler restorasyonların bukkal tüberküllerinin bukkal eğiminden uzun eksene (30°) açılı olacak şekilde uygulanmıştır. Çiğneme kuvvetleri implant-diş destekli sabit protezlerin okluzal yüzeylerine oblik şekilde etki eden dinamik kuvvetlerdir. İmplant ve kemik arasındaki bağlantı da dinamiktir. Çalışmamızda dik ve oblik (30°) kuvvetler statik olarak uygulanmıştır. Bu tarz biyomekanik çalışmalarda ağız içi şartların birebir sağlanması mümkün olmayabileceği için bu çalışmada elde edilen değerler de gerçek değerleri yansıtmayabilir.

Diş destekli sabit protezlerde pier desteklerin mevcut olduğu rijit tasarımlı olgularda pier destekler dayanak noktası görevi yaparak, gerilmelerin tutuculuğu daha zayıf olan destek dişlerde yoğunlaşmasına ve restorasyonun destek dişten uzaklaşma eğilimi göstermesine neden olabilir (Shillingburg ve ark. 1997; Savion ve ark., 2006). Pier desteği olan implant terminal desteğe göre daha az hareket sergiler ve 1. sınıf kaldıraçta destek noktası görevi yaparak aksiyel, rotasyonel ve torsiyonel kuvvetlere maruz kalır (English, 1993; Misch 2005). Bu durumun oluşmasını engellemek için pier desteklerin mevcut olduğu olgularda rijit olmayan tasarımlar kullanılması önerilmiştir (Shillingburg ve ark. 1997; Misch, 2005). Konvansiyonel diş destekli sabit protezlerde rijit olmayan bağlantıların “erkek” parçaları posterior gövdenin mezialinde yer alırken, “diş” parçası doğal pier destek dişin distalinde yer alır. Bu durum meziale kaymayı engeller (Schlingburg ve Fisher, 1973). Ancak implantların meziale hareketi yoktur; bu sayede rijit olmayan bağlantının yeri daha esnek seçilebilir (Misch, 2005). İmplantın pier destek olarak kullanıldığı çalışmamızda uyguladığımız hassas bağlantıların konumunda 6 farklı seçenek yaratılarak rijit olmayan bağlantılı modeller oluşturulmuştur. Buser ve ark. (1998), Misch (2005), implant destekli kanatlı protezlerde okluzal kuvvetlerin dağılımı açısından distal kanat uzantısı yerine mezial olanı önermiştir. Park ve ark. (2008) 3 boyutlu SESA çalışmalarında implant destekli sabit restorasyonlarda, meziale göre distale kanat uzantılı tasarımda kemik içindeki gerilmeleri daha yüksek bulmuşlardır.

Çalışmamızdaki rijit olmayan bağlantılı tasarımlar, bir adet meziale kanat uzantılı tasarım ve bir adet tek parçalı rijit tasarım ile karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir.

İmplant-diş destekli modellerde rijit olmayan bağlantı kullanılan bazı çalışmalarda, sürgü tipi hassas tutucunun dişi parçası destek dişe erkek parçası ise gövdeye yerleştirilmiştir (Lin ve ark., 2006b, 2006c, 2008). Ozcelik ve Ersoy (2007) 2 boyutlu SESA ve fotoelastik kuvvet analizinde implant-diş destekli protezlerde rijit olmayan bağlantının implant tarafına konulması gerektiğini göstermişlerdir. Ozcelik ve ark. (2011) 2 boyutlu SESA çalışmalarında rijit olmayan bağlantılı implant-diş destekli modellerde kullandıkları hassas tutucu ile erkek ve dişi parçaların konumlarını değiştirerek implant ve diş tarafında ayrı ayrı değerlendirmişlerdir. Koosha ve Mirhashemi'nin (2013) yaptıkları 3 boyutlu SESA çalışmasında, 1. ve 2. molar dişlerin çekildiği varsayılarak implant ve diş destekli köprüde, dişi parça 2. premolar dişin distalinde ve implantın mezialinde olacak şekilde 2 farklı tasarımla rijit olmayan şekilde bağlanmıştır. Oruc ve ark. (2008) 3 boyutlu SESA çalışmalarında diş destekli pier modellerinde en uygun tasarımın rijit olmayan bağlantının pier desteğin distalinde yer aldığı modellerde görüldüğünü belirtmiştir.

Diş destekli rijit olmayan bağlantılı tasarımlarda, dişi parçanın destek dişlerde, erkek parçanın gövdelerde yer aldığı tasarımlar en sık kullanılanlardır (Shillingburg ve Fisher, 1973; Shillingburg ve ark., 1997; Oruc ve ark., 2008). Çalışmamızda hassas tutucuların implant (pier destek) tarafına yerleştirildiği modellerde dişi parçalar implanta erkek parçalar ise gövdelere yerleştirilmiştir. Hassas tutucuların destek diş tarafında konumlandığı modellerde ise destek dişlerde intrüzyonu engellemek için bu tasarımın tam tersi uygulanarak, erkek parçalar destek dişlere dişi parçalar ise gövdelere yerleştirilmiştir. Çalışmamızda klinik çalışmalarda (Cohen ve Orenstein, 1994; Schlumberger ve ark., 1998) ve sonlu eleman analizi çalışmalarında (Lin ve ark., 2006b, 2006c, 2008; Ozcelik ve ark., 2011) çoğunlukla tercih edilen sürgü tipi hassas tutucu kullanılmıştır.

Asal gerilme değerleri, kemik-implant arayüzündeki, fizyolojik kemik kaybı ve kemik rezorbsiyonunun başlatılmasında etkin risk göstergeleridir. Kortikal kemikte minimum asal gerilme mutlak değerinin 170-190 MPa, maksimum asal gerilme değerinin 100-130 MPa'ı, spongios kemikte her 2 asal gerilme değerinin de 5 MPa' aştığı durumlarda kemiklerde aşırı yükleme meydana gelmektedir (Baggi ve ark., 2008). Çalışmamızda tüm modellerdeki asal gerilme değerleri belirtilen değerlerin çok altında kalmıştır.

Naveau ve Pierrisnard (2009) yaptıkları çalışmada kemik içi streslerin bütün modellerde implantın boyun kısmında yoğunlaştığını gözlemlemişlerdir. Bu sonuç diğer mekanik ve sayısal çalışmalarla benzerlik göstermektedir (Menicucci ve ark., 2002; Ochiai ve ark., 2003). Koosha ve Mirhashemi (2013) yaptıkları 3 boyutlu SESA çalışmasında, implant-diş destekli bütün protez tasarımlarında gerilmelerin implantın mezioservikal bölgesinde arttığını göstermişlerdir. İmplant çevresindeki gerilmelerin modellere göre dağılımı birbirine yakın olmakla birlikte, en yüksek gerilmeler rijit olmayan bağlantının diş parçasını implantın mezialine yerleştirdikleri modelde, diş çevresindeki en yüksek gerilmeler ise rijit olmayan bağlantının diş parçasını dışın distaline yerleştirdikleri modelde mezial bölgede gözlenmiştir. Ozcelik ve ark. (2011) yaptıkları çalışmada dik yüklemede rijit olmayan bağlantının diş parçasının diş tarafında yer aldığı tasarımda implant çevresinde en yüksek gerilmeleri gözlemlemişlerdir. Hem dik hem oblik yüklemede, implantların çevresindeki en düşük gerilmeler ise rijit olmayan bağlantının erkek parçasının implant tarafında yer aldığı tasarımda görülmüştür. Dik yüklemelerde rijit olmayan bağlantının implant tarafına yerleştirildiği tasarımlarda, diş tarafına yerleştirilen tasarımlarla karşılaştırıldığında implant çevresindeki gerilme değerlerinin daha düşük olduğu gözlenmiştir.

Oruc ve ark. (2008) 3 boyutlu sonlu eleman analizinde, 5 üniteli konvansiyonel diş destekli sabit protezlerde rijit olmayan bağlantının pier desteği olan 2. premolar dışın distaline yerleştirildiği modelde pier destek çevresindeki aşırı gerilmelerin önlendiğini göstermişlerdir. Rijit olmayan bağlantının pier desteğin mezialinde ya da anterior desteğin distalinde kullanıldığı durumlarda, gerilmeler anterior terminal

destekte yoğunlaşmıştır. Pier destekli sabit protezlerde, molar dişin kanin dişine göre periodontal membran alanının daha büyük olması dolayısıyla anterior destekteki gerilmelerin daha az olması istenir.

İmplantın pier destek olarak kullanıldığı durumlarda, rijit olmayan bağlantıların destek dişlere yerleştirildiği tasarımların, diş parçalarının implantın her iki tarafına, erkek parçaların gövdelere yerleştirildiği tasarımlara göre daha riskli olduğu bildirilmiştir (English, 1993).

Çalışmamızda dik ve açılı yüklemelerde, implant çevresindeki en düşük gerilmeler hassas tutucunun implantın distalinde yer aldığı M6 ile implantın her iki tarafında yer aldığı M5'te gözlenmiştir. Bu durum, implantın pier destek olarak kullanıldığı olgularda rijit olmayan bağlantının implantın hem mezial hem de distaline yerleştirilmesini tavsiye eden görüşün (English, 1993) sonucunu destekler niteliktedir. Çalışmamızın bulguları, implant çevresindeki en düşük gerilmelerin hassas tutucunun diş parçasının pier destek tarafında yer aldığı tasarımlarda görülmesi yönüyle, doğal diş destekli pier çalışmalarında (Savion ve ark., 2006; Oruc ve ark., 2008) savunulan rijit olmayan tasarımla da benzer şekildedir. Çalışmamızda kanin destek çevresindeki gerilmeler, doğal diş destekli pier çalışmalarının aksine, rijit olmayan bağlantının kanin ve implantın mezialine yerleştirildiği M3 ve M4'te artış göstermemiş; en yüksek gerilme değerleri rijit tasarım olan M1'de gözlenmiştir. Bu durum, rijit tasarımda gerilmelerin tutuculuğu zayıf olan destek dişe yansması şeklinde açıklanabilir.

Çalışmamızda bütün yüklemelerde implant çevresindeki en yüksek gerilmeler, kanatlı tasarım olan M2'de ve daha sonra da rijit olmayan bağlantılı tasarımlar içerisindeki hassas tutucunun molar dişin distalinde yer aldığı M7 ve destek dişlerin her ikisinde de kullanıldığı M8'de gözlenmiştir. İmplantın pier destek olarak kullanıldığı durumlarda, rijit olmayan bağlantıların destek dişlere yerleştirilmesini implant açısından daha riskli kabul edip, 1,5-2 sene sonunda implantta kırılmalar ile klinik problemler ortaya çıkabileceğini savunan görüşü (English, 1993)

desteklemektedir. Rijit tasarım ise, implant çevresinde orta seviyede gerilme değerleri sergilemiştir.

Oblik okluzal kuvvetler dik kuvvetlerle karşılaştırıldığında, gerilmelerin belirgin şekilde artmasına neden olan lateral bükülme momenti oluşturmaları (Lin ve ark., 2008); ancak çalışmamızda oblik yüklemelerde sonuçlarda belirgin artışlar gözlenmemiş; bunun yanısıra gövdelere azaltılmış yükleme koşullarında gerilmeler belirgin şekilde azalmıştır.

Okluzal uyumlamalar yapılarak implant-diş destekli protezlerde implant ve dişlere en iyi kuvvet dağılımının sağlanabileceği ve gövdelerde hafif temas sağlayarak aksiyel ve oblik yüklemelerle implanta gelecek aşırı kuvvetlerin önlenebileceği ifade edilmiştir (Lin ve ark. 2008). Lin ve ark. (2006a, 2006b, 2006c, 2008) yapmış oldukları sonlu eleman analizi çalışmalarında implant-diş destekli sabit restorasyonlarda gövdelerde hafif temas olan durumları göstermek amacıyla gövdelere gelen okluzal kuvvetleri azaltmışlardır. İmplant, alveolar kemik ve protezde oluşan gerilme değerlerinde % 26-69 oranında azalma gözlemlemişlerdir. Çalışmamızda benzer şekilde gövdelere gelen kuvvetleri azaltarak yaptığımız yüklemelerde gerilme değerlerinde azalma gözlenmiştir. Bu noktadan yola çıkarak selektif aşındırmanın kanat veya kaldırkaç etkisini azaltarak maksimum interküspidasyonda okluzal yükleri dağıtabileceği söylenebilir. Bu sonuç, başka bir çalışmadan (Falk ve ark., 1990) ortaya çıkan; kanat bölümü ve implant desteği arasındaki kuvvet dağılımının farklı olmasına en büyük etkenin okluzal tasarım olduğu yönündeki görüşü de destekler.

Von Mises gerilme değerleri; elastik sınıra ulaşır veya son elastik deformasyon noktasını geçerse materyal için başarısızlık oluşur. Ni-Cr alaşımların son elastik deformasyon noktası 730 MPa'dır (Powers ve Sakaguchi, 2006). Lin ve ark. (2008) çalışmalarında, rijit olmayan bağlantı kullandıklarında rijit bağlantılara göre protezde oluşan maksimum von Mises gerilmelerini 3,4 kat daha fazla bulmuşlardır. Bunu da, okluzal kuvvetlerin rijit bağlantı kullanıldığı zaman hem dişler hem de implant aracılığıyla kemiğe iletilmesi, rijit olmayan bağlantı kullanıldığında ise sadece

implantlar aracılığıyla rijit olmayan bağlantının kuvvet kırıcı özelliğinden faydalanarak, kemiğe iletilmesi şeklinde ifade etmişlerdir. Çalışmamızda metal altyapıdaki en yüksek von Mises gerilmeleri diğer tasarımlarla karşılaştırıldığında rijit tasarım olan M1’de metal altyapı üzerinde kanin dişinin distal servikal bölgesinde gözlenmiş ve Ni-Cr alaşımının son elastik deformasyon noktası sınırına yakın bulunmuştur. Diğer bütün modellerde değerler daha düşük bulunmuştur. Gerilmelerin yoğunlaştığı bölgelerde, üstyapı tasarımının planlamasında, kuvvetlere dayanımının arttırılması amacıyla, dikkat edilmesi önem taşımaktadır.

Titanyum dental implantların son elastik deformasyon noktası, 1119 MPa’dır (Powers ve Sakaguchi, 2006). Çalışmamızda implanttaki maksimum von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde son elastik deformasyon noktası değerlerinin çok altında kalmıştır. En yüksek gerilmeler dik ve açılı yüklemelerde, implantın distal boyun bölgesine yakın olarak gözlenmiştir. Dik yüklemelerde, hassas bağlantıların hem kanin hem molar dişte yer aldığı M8, açılı yüklemelerde, hassas bağlantının molar dişin mezialinde yer aldığı M7’de en yüksek değerler görülmüştür. Gövdelere azaltılmış yükleme koşullarında, en yüksek von Mises gerilmeleri kanatlı tasarım olan M2’de implantın mezial boyun bölgesine yakın olarak görülmüştür.

İmplant kemiğe rijit olarak bağlanır ve sadece apikal yönde 10 µm hareket edebilirken, sağlıklı periodontal ligamente sahip dişler 50-200 µm harekete sahiptir (Naveau ve Pierrisnard, 2009; Ozcelik ve ark., 2011; Hoffman ve Zafiroopoulos, 2012). İmplant-diş destekli restorasyonlarda karşılaşılan biyomekanik problemlerin içinde diş intrüzyonu merak edilen bir konu olarak öne çıkmıştır (Sheets ve Earthmann, 1997; Lindh ve ark., 2001a, 2001b, 2008; Srinivasan ve Padmanabhan, 2008). Naveau ve Pierrisnard (2009) yaptıkları çalışmada implant ve diş rijit olarak bağlamışlar; okluzal yük altında implant dayanak noktası görevi yapmış ve zayıf olan desteğin intrüzyonu gözlenmiştir. Çalışmada implant-diş arasındaki mesafe arttıkça dişteki yer değiştirmenin de arttığı bildirilmiştir. Koosha ve Mirhashemi (2013) yaptıkları implant-diş destekli çalışmada, implantta en fazla, dişte en az yer değiştirmenin; rijit olmayan bağlantının diş parçasını implantın mezialine yerleştirdikleri modelde olduğunu göstermişlerdir. İmplantta en az yer değiştirme

rijit bağlantılı tasarımda, dişteki en fazla yer değiştirme ise rijit olmayan bağlantının dişi parçasının dişin distalinde yer aldığı implant-diş destekli modelde görülmüştür. Dişi parçaların implantın her iki tarafına yerleştirildiği ve erkek parçaların gövdelerde yer aldığı pier implant olgularında çiğneme kuvvetlerinin etkisiyle zaman içerisinde destek dişlerin intrüze olabileceği bildirilmiştir (English, 1993).

Çalışmamızda bütün yükleme koşullarında, implantta en fazla yer değiştirme kanatlı tasarım olan M2’de görülmüştür. İmplantta en az yer değiştirme; dik ve gövdelere azaltılmış dik yükleme koşulunda hassas tutucunun implantın distalinde yer aldığı M6’da, açılı ve gövdelere azaltılmış açılı yükleme koşullarında ise hassas tutucunun implantın iki tarafında da konumlandığı M5’te gözlenmiştir. Bütün tasarımlarda vertikal yer değiştirme en fazla kanin dişinde daha sonra sırasıyla implant ve molarda gözlenmiş; ancak dik ve açılı yükleme koşullarında M7 ve M8’de implanttaki vertikal yer değiştirme kanin dişine göre daha fazla olmuştur. Molar dişin kanin dişine göre periodontal membran alanının daha büyük olması bu sonuçların ortaya çıkmasında rol oynayabilir. Modellerde ortaya çıkan yer değiştirmeler kanatlı tasarım olan M2’de implant için üst sınıra yakınken, diğer bütün modellerde dişler ve implantta kabul edilebilecek sınırlar dahilinde yer almıştır.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

İmplantın “pier destek” olarak kullanıldığı implant-diş destekli sabit restorasyonlarda rijit, rijit olmayan ve kanatlı tasarımların değerlendirildiği 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmamızın sonucunda;

1. Tüm yükleme koşullarında hassas bağlantının implantın distalinde (M6) ve hem distal hem mezialinde yer aldığı (M5) tasarımlar implant destek açısından en düşük gerilme değerlerini sergilemiştir.
2. Tüm yükleme koşullarında implant çevresindeki en yüksek gerilmeler kanatlı tasarım olan M2’de gözlenmiştir.
3. Tüm yükleme koşullarında kanin dişi çevresinde en yüksek gerilmeler rijit tasarım olan M1’de gözlenmiştir.
4. Bütün modellerde tüm yükleme koşullarında implant çevresindeki gerilme değerleri dişlerin çevresinde oluşan gerilme değerlerinden daha fazla bulunmuştur.
5. Kortikal kemik seviyesindeki gerilme değerleri spongios kemik seviyesindeki gerilme değerlerinden oldukça fazla; fakat dağılım açısından benzerlik göstermektedir.
6. Gövdelere azaltılmış yükleme uygulandığı zaman bütün modellerde gerilme değerlerinde azalma gözlenmiştir. Bu durum, implant-diş destekli protezlerde gövdelerde hafif temas olacak şekilde okluzal uyumlamalar yapılarak aksiyel ve oblik yüklemelerde implant ve dişlere gelen kuvvetlerin daha dengeli bir şekilde dağılımını sağlama yoluyla klinisyenlere yol gösterebilir.
7. İmplantta tüm yükleme koşullarında en düşük von Mises gerilme değerleri M5’de görülmüştür.

8. Metal altyapıdaki en yüksek von Mises gerilme değerleri tüm yükleme koşullarında M1’de kanin dişin distal servikal bölgesinde gözlenmiştir.
9. Bütün yükleme koşullarında kanin dişindeki yer değiştirme (μm) değerlendirildiğinde en yüksek sonuçlar diğer modellere göre belirgin farkla M1 yani rijit tasarımda gözlenmiştir.
10. Çalışmamızın sınırları içerisinde, elde edilen sayısal veriler sonucunda, diğer tasarımlara göre kanatlı tasarımın implant çevresinde, rijit tasarımın ise kanin dışında daha yüksek gerilmelere ve yer değiştirmelere neden olduğu gözlenmiştir.

İmplantın “pier destek” olarak kullanıldığı implant-diş destekli sabit protetik restorasyonlar, implant ve diş arasındaki fizyolojik farklılıklar ve implantın dayanak noktası olarak aksiyel, rotasyonel ve torsiyonel kuvvetlere maruz kalması sebebiyle biyomekanik açıdan karmaşık bir durum sergilerler. Eğer mümkünse implant sayısını arttırarak implant destekli restorasyonlar yapılmalıdır; ancak anatomik kısıtlamalar, maliyet artışı, artan cerrahi operasyon sayısı ve komplikasyon riskleri gözönünde bulundurularak implantın “pier destek” olarak kullanıldığı zorunlu koşullarda rijit olmayan bağlantı kullanımı rijit tasarıma göre daha avantajlı bir biyomekanik gerilme dağılım modeli gösterirken, kanatlı tasarım implant destek etrafında aşırı gerilmelere sebep olması açısından kaçınılması gereken bir modeldir. Hassas tutucunun dişi parçasının implantın distalinde, erkek parçasının gövdenin mezialinde yer aldığı tasarım implant etrafındaki gerilmelerin daha düşük olması açısından söz konusu olgularda tavsiye edebileceğimiz bir tedavi planlamasıdır. Hassas tutucunun implantın hem distal hem de mezialinde kullanımı her ne kadar yukarıda ifade edilen tasarıma benzer bir gerilme dağılımı ortaya koysa da teknik zorluk ve ekonomik dezavantajı düşünüldüğünde pratik bir çözüm olmayabilir.

Sonlu elemanlar stres analizi implant-diş destekli biyomekanik çalışmalar içerisinde öne çıkan bir yöntem olsa da, biyolojik dokuların birebir taklidi mümkün olmadığı için elde edilen verilerin klinik çalışmalarla da desteklenmesi gerekmektedir.

ÖZET

İmplantın “Pier Abutment” Olarak Kullanıldığı Doğal Diş-İmplant Bağlantılı Sabit Protetik Restorasyonların Biyomekanik Analizi

Osseointegrasyon sayesinde tam ve bölümlü dişsiz çenelerin sabit ve hareketli protezlerle rehabilitasyonunda dental implantlar en önemli seçenek haline gelmiştir. İmplantların tek başına veya doğal dişlerle bağlantılı şekilde kullanılması konusunda implant ve dişin farklı mobilitelere sahip olması sistemi karmaşık hale getirir. İmplantın pier destek olarak doğal dişlerle desteklendiği sabit protetik restorasyonların biyomekanik açıdan değerlendirilmesi gerekmektedir.

Çalışmamızın amacı; implantın pier desteği olarak kullanıldığı implant-diş destekli sabit restorasyonlarda, hassas bağlantının farklı konumlarda kullanılmasıyla oluşturulan rijit olmayan üst yapı tasarımlarını, rijit ve kanatlı tasarımlarla mukayeseli olarak, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiziyle değerlendirmektir.

Çalışmamızda; alt çene modeli kullanılmış olup, implantın pier abutment olarak kullanıldığı 8 farklı üst yapı tasarımı (6 adet rijit olmayan, 1 adet rijit ve 1 adet kanatlı) modellenmiştir. Her bir modele dik, 30° açılı, gövdelere azaltılmış dik ve gövdelere azaltılmış açılı olmak üzere dört farklı yükleme koşulu uygulanarak, toplam 32 adet çalışma grubu oluşturulmuştur.

Uygulanan kuvvetler sonucunda kortikal ve spongios kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilmeler, implant ve metal altyapı materyallerinde meydana gelen von Mises gerilme değerleri ölçülmüştür. Bununla birlikte destek dişler ve/veya implanttaki intrüzyonu değerlendirmek amacıyla vertikal (z) ve toplam (m) yer değiştirme incelenmiştir.

Çalışmamızın sınırları içerisinde, elde edilen sayısal veriler sonucunda, diğer tasarımlara göre kanatlı tasarımın implant çevresinde, rijit tasarımın ise periodontal desteği molar dişe göre daha zayıf olan kanin dişte daha yüksek gerilmelere ve yer değiştirmelere neden olduğu gözlenmiştir. Hassas bağlantının implantın hem mezial hem distalinde ve implantın sadece distalinde kullanıldığı tasarımlar implant etrafındaki kemikte en uygun gerilme dağılımını oluşturmuştur.

Anahtar Sözcükler: Doğal diş-implant bağlantısı, rijit olmayan konnektör, biyomekanik analiz, pier abutment, sonlu eleman analizi.

SUMMARY

Biomechanical Analysis of Tooth-Implant Supported Fixed Partial Dentures When An Implant Serves as A Pier Abutment

The use of dental implants has expanded over the past decades to include anterior and posterior regions of both arches in edentulous and partially edentulous patients, however the choice of using self-supporting implants or implants together with natural teeth in anatomically limited areas remains controversial. While splinting the implant and tooth is a rational alternative in some clinical situations, the dissimilar mobility patterns of the osseointegrated implants and natural teeth make the biomechanical behavior of the entire system complicated. In addition, tooth-implant supported fixed partial dentures when an implant serves as a pier abutment should be evaluated biomechanically.

The aim of this study is to evaluate the stress transmission characteristics of various non-rigid connection designs performed with placing the precision attachment(s) in different locations for a tooth-implant supported fixed partial denture when an implant serves as a pier abutment compared to a rigid and a cantilever design.

In this study, mandible bone models were generated to represent 8 different prosthesis design (6 non-rigid, 1 rigid and 1 cantilever). A total number of 32 groups were prepared, each design consisting of a different loading protocol, including vertical, oblique (30°), vertical reduced force on pontics and oblique reduced force on pontics.

The maximum and minimum principal stresses in cortical and spongy bone, the von Mises stresses in the implant and metal framework as a result of the applied forces were measured. In order to evaluate the intrusion of the supporting tooth and the implant, the vertical (z) and the total (m) displacement values were calculated.

Within the limitations of this study, numerical data showed that the cantilever design caused more stress and displacements around the implant and the rigid design lead to more stress around the canine tooth which has the less periodontal support than a molar tooth. The designs in which the precision attachment placed in both mesial and the distal side of the implant and only distal side of the implant generated the most favorable stress distribution around the implant.

Key words: Tooth-implant connection, non-rigid connector, biomechanical analysis, pier abutment, finite element analysis.

KAYNAKLAR

- ADIGÜZEL, O. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, **11**: 18-23.
- AKCA, K., UYSAL, S., CEHRELI, M.C. (2006). Implant-tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. *Clin. Oral Implants Res.*, **17**: 331-336.
- AKPINAR, I., DEMIREL, F., PARNAS, L., SAHIN, S. (1996). A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distal- extension fixed prostheses. *Quintessence Int.*, **27**: 11-17.
- ANUSAVICE, K.J. (2003). Philip's Science of Dental Materials. 11th Ed. St. Louis: Elsevier Science Ltd., Ch: 4.
- ASSIF, D., MARSHAK, B., HOROWITZ, A. (1996). Analysis of load transfer and stress distribution by an implant-supported partial denture. *J. Prosthet. Dent.*, **75**: 285-291.
- ASSUNÇÃO, W.G., BARAO, V.A., TABATA, L.F., GOMES, E.A., DELBEN, J.A., DOS SANTOS, P.H. (2009). Biomechanics studies in dentistry: Bioengineering applied in oral implantology. *J. Craniofac. Surg.*, **20**: 1173-1177.
- BABBUSH, C.A., KIRSCH, A., MENTAG, P.J., HILL, B. (1987). Intramobile cylinder (IMZ) two-stage osseointegrated implant system with the intramobile element (IME): Part 1. Its rationale and procedure for use. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **2**: 203-216.
- BAGGI, L., CAPPELLONI, I., GIROLAMA, M.D., MACERI, F., VAIRO, G. (2008). The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: A three-dimensional finite element analysis. *J. Prosthet. Dent.*, **100**:422-431.
- BAVBEK, A.B., DOGAN, A., CEHRELI, M.C. (2011). Biomechanics of implant-tooth supported prostheses: effects of mesiodistal implant angulation and mode of prosthesis connection. *J. Appl. Biomater. Biomech.*, **9**: 118-126.
- BINON, P.P. (1996). The spline implant: design, engineering and evaluation. *Int. J. Prosthodont.*, **9**:419-433.
- BRÄGGER, U., KAROUSSIS, I., PERSSON, R., PJETURSSON, B., SALVI, G., LANG, N.P. (2005). Technical and biological complications/ failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10 year prospective cohort study. *Clin. Oral Implants Res.*, **16**: 326-334.
- BUSER, D., BELSER, U.C., LANG, N.P. (1998). The original one-stage dental implant system and its clinical application. *Periodontol.*, **2000**, **17**: 106-118.
- CAVICCHIA, F., BRAVI, F. (1994). Freestanding vs. tooth-connected implant supported fixed partial restorations: A comparative retrospective clinical study of the prosthetic results. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **9**: 711-718.
- CHEE, W., JIVRAJ, S. (2006). Connecting implants to teeth. *Br. Dent. J.*, **201**: 629-632.

- COHEN, S.R., ORENSTEIN, J.H. (1994). The use of attachments in combination natural tooth fixed partial dentures: A technical report. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **9**: 230-234.
- 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**: 313-320.
- CRAIG, R.G., POWERS, J.M., WATAHA, J.C. (2004). Dental Materials: Properties and Manipulation. 8 th Ed. China, Mosby, Inc. Ch: 2 p.: 21-25.
- DE PAULA, G.A., DA MOTA, A.S., MOREIRA, A.N., DE MAGALHÃES, C.S., CORNACCHIA, T.P., CIMINI JR, C.A. (2012). The effect of prosthesis length and implant diameter on the stress distribution in tooth-implant-supported prostheses: A finite element analysis. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **27**: 19-28.
- DETOLLA, D.H., ANDREANA, S., PATRA, A., BUHITE, R., COMELLA, B. (2000). The role of the finite element model in dental implants. *J. Oral Implantol.*, **26**: 77-81.
- ENGLISH, C.E. (1993). Biomechanical concerns with fixed partial dentures involving implants. *Implant Dent.*, **2**: 221-242.
- ERICSSON, I., LEKHOLM, U., BRANEMARK, P.I., LINDHE, J., GLANTZ, P.O., NYMAN, S. (1986). A clinical evaluation of fixed-bridge restorations supported by the combination of teeth and osseointegrated titanium implants. *J. Clin. Periodontol.*, **13**: 307-312.
- FALK, H., LAURELL, L., LUNDGREN, D. (1989). Occlusal force pattern in dentitions with mandibular implant-supported fixed cantilever prostheses occluding with complete dentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **4**: 55-62.
- 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.
- FORD, C.M., KEAVENY, T.M. (1996). The dependence of shear failure properties of trabecular bone on apparent density and trabecular orientation. *J. Biomech.*, **29**:1309–1317.
- FUGAZZOTTO, P.A., KIRSCH, A., ACKERMANN, K.L., NEUENDORFF, G. (1999). Implant/tooth connected restorations utilizing screw-fixed attachments: A survey of 3,096 sites in function for 3-14 years. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **14**: 819-823.
- GENG, J.P., KESON, B.C.T., LIU, G.R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, **85**: 585-598.
- GLANTZ, P.O., RANGERT, B., SVENSSON, A., STAFFORD, G.D., AMVIDARSON, B., RANDOW, K., LINDEN, U., HULTEN, J. (1993). On clinical loading osseointegrated implants. A methodological and clinical study. *Clin. Oral Implants Res.*, **4**: 99-105.
- 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. Prosthodont.*, **12**: 216-221.
- HAMDAN, R.B. (2006). Electric field study of silicon rubber insulator using finite element method. Master thesis. University Tecnology, Malaysia.
- HOFFMANN, O., ZAFIROPOULOS, G.G. (2012). Tooth-implant connection: A review. *J. Oral Implantol.*, **38**: 194-200.

- HOLMGREN, E.P., SECKINGER, R.J., KILGREN, L.M., 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.
- HOSNY, M., DUYCK, J., VAN STEENBERGHE, D., NAERT, I. (2000). Within-subject comparison between connected and nonconnected tooth-to-implant fixed partial prostheses: Up to 14-year follow-up study. *Int. J. Prosthodont.*, **13**: 340-346.
- IPLIKCIOGLU, H., AKCA, K., CEHRELI, M.C., SAHIN, S. (2003). CoMParison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a morse taper implant. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **18**: 258-265.
- KAY, H.B. (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, R.L. (1997). Theoretical study of the effect of tooth and implant mobility differences on occlusal force transmission in tooth / implant supported partial prostheses. *J. Prosthet. Dent.*, **78**: 391-399.
- KIM, Y., OH, T.J., MISCH, C.E., WANG, H.L. (2005). Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin. Oral Implants Res.*, **16**: 26-35.
- KINDBERG, H., GUNNE, J., KRONSTROM, M. (2001). Tooth and implant supported prostheses: A retrospective clinical follow-up up to 8 years. *Int. J. Prosthodont.*, **14**: 575-581.
- KOOSHA, S., MIRHASHEMI, F.S. (2013). An investigation of three types of tooth implant supported fixed prosthesis designs with 3D finite element analysis. *J. Dent. (Tehran)*, **10**: 51-63.
- KUROWSKI, P.M. (2004). Finite Element Analysis for Design Engineers. 1th Ed. USA: Sae International, Warrendale, Pa., p.: 77-156.
- LANZA, M.D.S., SERAIDARIAN, P.I., JANSEN, W.C., LANZA, M.D. (2011). Stress analysis of a fixed implant- supported denture by the finite element method (FEM) when varying the number of teeth used as abutments. *J. Appl. Oral Sci.*, **19**: 655-661.
- LAUFER, B.Z., GROSS, M. (1998). Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part II: principles and applications. *J. Oral Rehabil.*, **25**: 69-80.
- LEKHOLM, U., ZARB, G.A. (1985). Tissue Integrated Prostheses. (Osseointegration in Clinical Dentistry). 1th Ed. Chicago: Quintessence Publishing Co. Inc., p.: 199-209.
- LIN, C.L., CHANG, C.H., CHENG, C.S., WANG, C.H., LEE, H.E. (1999). Automatic finite element mesh generation for maxillary second premolar. *Comput. Methods Programs Biomed.*, **59**: 187-195.
- LIN, C.L., CHANG, S.H., WANG, J.C. (2006a). Finite element analysis of biomechanical interactions of a tooth-implant splinting system for various bone qualities. *Chang Gung Med. J.*, **29**: 143-153.
- LIN, C.L., CHANG, S.H., WANG, J.C., CHANG, W.J. (2006b). Mechanical interactions of an implant/tooth-supported system under different periodontal supports and number of splinted teeth with rigid and non-rigid connections. *J. Dent.*, **34**: 682-691.

- LIN, C.L., WANG, J.C., KUO Y.C. (2006c). Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. *J. Biomech.*, **39**: 453-463.
- LIN, C.L., WANG, J.C., CHANG, W.J. (2008). Biomechanical interactions in tooth-implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. *Clin. Oral Implants Res.*, **19**: 107-117.
- LIN, C.L., WANG, J.C., CHANG, S.H., CHEN, S.T. (2010). Evaluation of stress induced by implant type, number of splinted teeth, and variations in periodontal support in tooth-implant-supported fixed partial dentures: a non-linear finite element analysis. *J. Periodontol.*, **81**: 121-130.
- LINDH, T. (2008). Should we extract teeth to avoid tooth- implant combinations. *J. Oral Rehabil.*, **35**: 44-54.
- LINDH, T., BÄCK, T., NYSTRÖM, E., GUNNE, J. (2001a). Implant versus tooth-implant supported prostheses in the posterior maxilla: a 2-year report. *Clin. Oral Implants Res.*, **12**: 441-449.
- LINDH, T., DAHLGREN, S., GUNNARSSON, K., JOSEFSSON, T., NILSON, H., WILHELMSSON, P., GUNNE, J. (2001b). Tooth-implant supported fixed prosthesis: A retrospective multicenter study. *Int. J. Prosthodont.*, **14**: 321-328.
- LUNDGREN, D., FALK, H., LAURELL, L. (1989). Influence of number and distribution of occlusal cantilever contacts on closing and chewing forces in dentitions with implant-supported fixed prostheses occluding with complete dentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **4**: 277-283.
- LUNDGREN, D., LAURELL, L. (1994). Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. *Periodontol.*, **2000**, **4**: 23-40.
- MAEZAWA, N., SHIOTA, M., KASUGAI, S., WAKABAYASHI, N. (2007). Three-dimensional stress analysis of tooth/implant-retained long-span fixed dentures. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **22**: 710-718.
- MCGLUMPHY, E.A., CAMPAGNI, W.V., PETERSON, L.J. (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.
- MENICUCCI, G., MOSSOLOV, A., MOZZATI, M., LORENZETTI, M., PRETI, G. (2002). Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin. Oral Implants Res.*, **13**: 334-341.
- MERICSKE-STERN, R., ASSAL, P., MERICSKE, E., BURGIN, W. (1995). Occlusal force and oral tactile sensibility measured in partially edentulous patients with ITI implants. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **10**: 345-354.
- MICHALAKIS, K.X., CALVANI, P., HIRAYAMA, H. (2012). Biomechanical considerations on tooth- implant supported fixed partial dentures. *J. Dent. Biomech.*, **3**: 1-16.
- MISCH, C.E., ISMAIL, Y.H. (1993). Finite element stress analysis of tooth-to-implant fixed partial denture designs. *J. Prosthodont.*, **2**: 83-92.
- MISCH, C.E. (2005). Dental Implant Prosthetics. 1th ed. St St. Louis, Mosby, Inc. Ch: 12,19.
- NAERT, I.E., DUCKY, J.A.J., HONSY, M.M.F., VAN STEENBERGHE, D. (2001). Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part II: an up to 15-years radiographic evaluation. *Clin. Oral Implants Res.*, **12**: 245-251.

- NAERT, I.E., KOUTSIKAKIS, G., QUIRYNEN, M., DUYCK, J., VAN STEENBERGHE, D., JACOBS, R. (2002). Biologic outcome of implant-supported restorations in the treatment of partial edentulism. Part 2: a longitudinal radiographic study. *Clin. Oral Implants Res.*, **13**: 390-395.
- NAVEAU, A., PIERRISNARD, L. (2009). Mechanical effects of implant- tooth rigid connection by a fixed partial denture: A 3d finite element analysis. *Eur. J. Prosthodont. Rest. Dent.*, **17**: 98-104.
- NICKENIG, H.J., SPIEKERMANN, H., WICHMANN, M., ANDREAS, S.K., EITNER, S. (2008). Survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed and removable partial dentures. *Int. J. Prosthodont.*, **21**: 131-137.
- NISHIMURA, K., ITOH, T., TATAKI, K., HOSOKAWA, R., NAITO, T., YOKOTA, M. (1997). Periodontal parameters of osseointegrated dental implants. A 4-year controlled follow-up study. *Clin. Oral Implants Res.*, **8**: 272-278.
- O'BRIEN, W.J. (1997). Dental Materials and Their Selection, 2nd Ed., USA, Quintessence publishing Co, Inc. Chapter 2 p.:13-16.
- OCHIAI, K.T., OZAWA, S., CAPUTO, A.A., NISHIMURA, R.D. (2003). Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. *J. Prosthet. Dent.*, **89**: 495-502.
- OLSSON, M., GUNNE, J., ASTRAND, P., BORG, K. (1995). Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant. *Clin. Oral Implants Res.*, **6**: 114-121.
- ORUC, S., ERASLAN, O., TUKAY, H.A., ATAY, A. (2008). Stress analysis of effects of nonrigid connectors on fixed partial dentures with pier abutments. *J. Prosthet. Dent.*, **99**: 185-192.
- ÖZÇELİK, T.B. (2002). Doğal diş-implant destekli sabit bölümlü protez tasarımlarının iki farklı stres analiz yöntemiyle incelenmesi. Doktora tezi, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi.
- OZCELIK, T.B., ERSOY, A.E. (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.
- OZCELIK, T.B., ERSOY, A.E., YILMAZ, B. (2011). Biomechanical evaluation of tooth-and implant-supported fixed dental prostheses with various nonrigid connector positions: A finite element analysis. *J. Prosthodont.*, **20**: 16-28.
- PARK, J.H., KIM, S.H., HAN, J.S., LEE, J.B., YANG, J.H. (2008). Effect of number of implants and cantilever design on stress distribution in three-unit fixed partial dentures: a three-dimensional finite element analysis. *J. Kor. Acad. Prosthodont.* **43**: 290-297.
- PESUN, I.J. (1997). Intrusion of teeth in the combination implant-to-natural tooth fixed partial denture: A review of the theories. *J. Prosthodont.*, **6**: 268-277.
- POWERS, J.M., SAKAGUCHI, R.L. (2006). Craig's Restorative Dental Materials. 12th Ed., USA, Elsevier, Inc. Ch:4 p.:51-96.
- PRATHEEP, K.V., ABRAHAM, A., ANNAPOORNI, H., VIGNESHWARAN, S. (2013). Comparative evaluation of stresses in tooth implant connected fixed partial denture by varying the implant design and position: a 3D finite element study. *Indian J. Dent. Res.*, **24**: 439-445.
- PROFFIT, W.R. (1978). Equilibrium theory revisited: factors influencing position of the teeth. *Angle Orthod.*, **48**: 175-186.

- RILO, B., DA SILVA, J.L., MORA, M.J., SANTANA, U. (2008). Guidelines for occlusion strategy in implant-borne prostheses. A review. *Int. Dent. J.*, **58**: 139-145.
- ROSENSTIEL, S.F., LAND, M.F., FUJIMOTO, J. (2006). Contemporary Fixed Prosthodontics. St. Louis, Elsevier-Mosby, p.: 589–616.
- SAAB, X.E., GRIGGS, J.A., POWERS, J.M., ENGELMEIER, R.L. (2007). Effect of abutment angulation on the strain on the bone around an implant in the anterior maxilla: A finite element study. *J. Prosthet. Dent.*, **97**: 85-92.
- SAHIN, S., CEHRELI, M., YALCIN, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses: A review. *J. Dent.*, **30**: 271-282.
- SAVION, I., SAUCIER, C.L., RUES, S., SADAN, A., BLATZ, M. (2006). The pier abutment: A review of the literature and a suggested mathematical model. *Quintessence Int.*, **37**: 345-352.
- SCHLUMBERGER, T.L., BOWLEY, J.F., MAZE, G.I. (1998). Intrusion phenomenon in combination tooth-implant restorations: A review of the literature. *J. Prosthet. Dent.*, **80**: 199-203.
- SHEETS, C.G., EARTHMANN, J.C. (1997). Tooth intrusion in implant-assisted prostheses. *J. Prosthet. Dent.*, **77**: 39-45.
- SHIGLEY, J.E., MISCHE, C.R. (1989). Mechanical Engineering Design. 5th Ed., Singapore: McGraw-Hill Book Co. Inc.
- SHILLINGBURG, H.T., FISHER, D.W. (1973). Nonrigid connectors for fixed partial dentures. *J. Am. Dent. Assoc.*, **87**: 1195-1199.
- SHILLINGBURG, H.T., HOBO, S., WHITSETT, L.D., JACOBI, R., BRACKETT, S.E. (1997). Fundamentals of Fixed Prosthodontics. 3rd Ed., USA, Quintessence Publishing Co, Inc. p.:95-103.
- SKALAK, R. (1983). Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J. Prosthet. Dent.*, **49**: 843-848.
- SRINIVASAN, M., PADMANABHAN, T.V. (2008). Intrusion in implant-tooth-supported prosthesis: An in vitro photoelastic stress analysis. *Indian J. Dent. Res.*, **19**: 6-11.
- STANDLEE, J.P., CAPUTO, A.A. (1992). The retentive and stress distributing properties of split threaded endodontic dowels. *J. Prosthet. Dent.*, **68**: 436-442.
- ULUSOY, M., AYDIN, K.A. (2005). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. *Ankara Üniversitesi Basımevi*, Ankara, 2.Baskı, Cilt I, s.: 94-120.
- UYSAL, H., IPLIKCIOGLU, H., AVCI, M., BILIR, O.G., KURAL, O. (1996). Efficacy of the intramobile connector in implant-tooth supported fixed prosthesis: An experimental study. *Int J. Prosthodont.*, **9**: 355-361.
- VAN EIJDEN, T.M.G.J. (1991). Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Arch. Oral Biol.*, **36**: 535-539.
- VAN OOSTERWYCK, H., DUYCK, J., VANDER SLOTEN, J., VAN DER PERRE, G., DE COOMAN, M., LIEVENS, S. (1998). The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin. Oral Implants Res.*, **9**: 407-418.

- VAN STEENBERGHE, D. (1989). Retrospective multi-centre evaluation of the survival rate osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism. *J. Prosthet. Dent.*, **61**: 217-223.
- VELASQUEZ, P.D., LUTONSKY, J., OSHIDA, Y., JONES, R. (2002). A close-up look at an implant fracture: a case report. *Int. J. Periodont. Rest. Dent.*, **22**: 483-491.
- WANG, L., SADLER, J.P., BREEDING, L.C., DIXON, D.L. (1999). An in vitro study of implant-tooth-supported connections using a robot test system. *J. Biomech. Eng.*, **121**: 290-297.
- WEINBERG, L.A. (1993). The biomechanics of force distribution in implant-supported prostheses. *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, **8**: 19-31.
- WISE, M.D. (1995). Failure In The Restored Dentition. Quintessence Pub. Co. Inc, London. p.: 501-509.
- ZAİMOĞLU, A., CAN, G., ERSOY, A.E., AKSU, L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. *Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara*, s.: 25-40.
- ZANDMAN, F. (1959). Photoelastic coating test. McMaster R, ed. Nondestructive Testing handbook. Ronald Press, NewYork, p.: 1-59.

ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı: Burcu

Soyadı: Batak

Doğum Yeri ve Tarihi: Ankara, 06/05/1984

Uyruğu: T.C.

Medeni Durumu: Bekar

İletişim Adresi ve Telefonu: Bahçelievler 58. Sokak 4/6 Çankaya / Ankara

Tel: 0 536 931 06 04

Elektronik Posta: burcubatak@gmail.com

II. Eğitimi

2007-2014 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi
Anabilim Dalı/ Doktora Programı

2002-2007 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

1999-2002 Konya Meram Fen Lisesi

1995-1999 Uşak Orhan Deniz Anadolu Lisesi

1990-1995 Uşak Gazi Mustafa Kemal İlköğretim Okulu

Yabancı Dili: İngilizce

III. Ünvanları

2011 Araştırma Görevlisi

2007 Diş Hekimi

IV. Bilimsel İlgi Alanları

Ulusal Dergi Yayını:

1. **Batak, B.** (2014). Amelogenesis imperfekta tedavisinde total overdenture uygulaması. *Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*.

SCI Dergi Yayını:

2. **Batak, B.**, Akaltan, F., Songür, T. (2013). Screw-cement retained implant restorations in one rigid fixed partial denture. *International Dental Journal*, **63** (Suppl. 1): 297-378.

Poster:

1. **Batak, B.**, Akaltan, F., Songür, T. Screw- Cement Retained Implant Restorations In One Rigid Fixed Partial Denture. 101st FDI Annual World Dental Congress, August 28-31, 2013, İstanbul, Turkey.
2. Ağan, H., Balcı, N., **Batak, B.**, Arpak, N. Rehabilitation With An Implant Retained Fixed Partial Denture in Reduced Vertical Dimension: A Case Report. 5th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, April 20-23, 2013, Antalya, Turkey.
3. Gergin, B., Önder, C., Kurgan, Ş., **Batak, B.** Oral Rehabilitation of A Generalized Aggresive Periodontitis Patient With Multiple Dental Implants. 5th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, April 20-23, 2013, Antalya, Turkey.
4. **Batak, B.**, Akaltan, F. Oral Rehabilitation of Amelogenesis Imperfecta by Complete Overdentures: Case Report. 36th Annual Conference of the European Prosthodontic Association (EPA), September 6-8, 2012, Rotterdam, The Netherlands.
5. **Batak, B.**, Dadakoğlu, S., Zeren, Z.Ö. Interproximal Papilla Reconstruction in Implant Supported Anterior Restorations: A Case Report. 4th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, April 20-23, 2012, Antalya, Turkey.
6. Ağan, H., Balcı, N., **Batak, B.** Rehabilitation of A Missing Mandibular Molar With Two Narrow Implants. 4th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, April 20-23, 2012, Antalya, Turkey.
7. **Batak, B.**, Akaltan, F. Single-Tooth Implant With Zirconia Abutment and All Ceramic Crown: A Case Report. 16th Congress of Balkan Stomatological Society (BASS), April 28-May 1, 2011, Bucharest, Romania.

8. Gergin, B., Öktem, Z.B., **Batak, B.**, Ünsal, E., Özer, L., Akaltan, F. Papillon Lefevre Sendromu: Olgu Sunumu. Türk Periodontoloji Derneği 40. Bilimsel Kongresi, 14-16 Mayıs 2010 Ege Palas Otel İzmir.
9. Öztaş, D.D, Gönüldaş, F., **Batak, B.** Implant Supported Hybrid Prosthesis: A Case Report. Congress of Balkan Stomatological Society (BASS), April 22-25, 2010, Thessaloniki, Greece.
10. **Batak, B.**, Gönüldaş, F. Implant Supported Zirconia Fixed Partial Denture: A Case Report. Congress of Balkan Stomatological Society (BASS), April 22-25, 2010, Thessaloniki, Greece.

V. Bilimsel Etkinlikleri

Burs:

TÜBİTAK, Bilim İnsanı Destekleme Daire Başkanlığı, (2211) Yurt İçi Doktora Burs Programı

Proje:

2010-2013 İmplantın “Pier Abutment” Olarak Kullanıldığı Doğal Diş-İmplant Bağlantılı Sabit Protetik Restorasyonların Biyomekanik Analizi
BAP Proje no: 10B3334005

Seminerler:

İmmediat İmplant Yerleştirimi ve Protez Başarısı, 2009

Dünden Bugüne İmplant-Diş Bağlantılı Sabit Protezler, 2008

IV. Diğer Bilgiler

Kongre ve Sempozyum Katılımları

1. 101st FDI Annual World Dental Congress, August 28-31, 2013, İstanbul, Turkey.

2. 5th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, April 20-23, 2013, Antalya, Turkey.
3. Osseointegrasyon Derneği (OSSE-DER) ‘One day course on fixed implant reconstructions -a prosthetically- oriented treatment concept-’ Dr. Irena Sailer ile bir gün bilimsel toplantısı, 2 Mart 2013, İstanbul.
4. 36th Annual Conference of the European Prosthodontic Association (EPA), September 6-8, 2012, Rotterdam, The Netherlands.
5. 4th Annual International Symposium of Advanced Protocols in Oral Implantology, April 20-23, 2012, Antalya, Turkey.
6. Osseointegrasyon Derneği (OSSE-DER) ‘Clinical protocols and the application of CAD\CAM Technologies for predictable implant and prosthetic success’ Dr. Holtz ile bir gün bilimsel toplantısı, 3 Aralık 2011, İstanbul.
7. 16th Congress of Balkan Stomatological Society (BASS), April 28-May 1, 2011, Bucharest, Romania.
8. Congress of Balkan Stomatological Society (BASS), April 22-25, 2010, Thessaloniki, Greece.
9. Implant Direct European Symposium on Implant Dentistry, October 23-25, 2009, Barcelona, Spain.
10. Vestiyer Academy Four (4) hours of Dental Implant System Lecture With Dr. Gerald Niznick, 12 th May 2009, Metropolitan Hotel, Ankara, Turkey.
11. 1st International Zimmer&Mutlu Dental Implantology Days 19-21 October 2007, Ankara.
12. Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Boston Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bilimsel Toplantısı 24-26 Kasım 2006, Ankara.