



**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**ASETAL REZİN KAPLI BİREYSEL İMPLANT
ABUTMENTLARIN SABİT PROTEZLERDEKİ KUVVET
DAĞILIMINA ETKİSİ**

Alper ÖZER

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. A. Cavidan AKÖREN**

2014-ANKARA

**TÜRKİYE CUMHURİYETİ
ANKARA ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**ASETAL REZİN KAPLI BİREYSEL İMPLANT
ABUTMENTLARIN SABİT PROTEZLERDEKİ KUVVET
DAĞILIMINA ETKİSİ**

Alper ÖZER

**PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI
DOKTORA TEZİ**

**DANIŞMAN
Prof. Dr. A. Cavidan AKÖREN**

Bu tez, Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Proje Müdürlüğü tarafından
10B3334002 proje numarası ile desteklenmiştir.

2014-ANKARA

İÇİNDEKİLER

Kabul ve Onay Sayfası	ii
İçindekiler	iii
Önsöz	vii
Simgeler ve Kısaltmalar	viii
Şekiller	ix
Çizelgeler	xii
1. GİRİŞ	1
1.1. İmplant	2
1.2. İmplantın Tarihçesi	2
1.3. Dental İmplant Sınıflaması	3
1.4. İmplant Endikasyonları	5
1.5. İmplant Kontrendikasyonları	5
1.6. İmplant Destekli Protezler	6
1.7. İmplant Üstü Protezlerin Avantajları	7
1.8. İmplant Üstü Protezlerin Başarı Kriterleri	8
1.9. İmplant-Diş Bağlantılı Sabit Protezlerin Kullanımını Gerektiren Durumlar	8
1.10. Destek Olarak Kullanılacak Doğal Dişte Dikkat Edilmesi Gereken Hususlar	10
1.10.1. Kron Boyutları	10
1.10.2. Etkili Kron/Kök oranı	10
1.10.3. Endodontik durum	11
1.10.4. Kök Şekli ve Kök yüzey alanı	11
1.10.5. Dişin pozisyonu ve Paralellik	12
1.10.6. Çürük	12
1.10.7. Periodontal durum	13
1.11. İmplant-İmplant ve İmplant-Doğal Diş Destekli Sabit Protezler Arasındaki Farklar	13
1.12. İmplant-Doğal Diş Destekli Sabit Protezlerde Biyomekanik	14
1.13. İmplant-Doğal Diş Bağlantı Tasarımları	16
1.13.1. Rijit tasarımlar	16

1.13.2. Non-rijit tasarımlar	17
1.13.2.1. Ataşmanlar	17
1.13.2.2. Koping uygulamaları	18
1.13.2.3. İntramobil eleman	20
1.14. İntrüzyon	21
1.15. İmplant-Doğal Diş Destekli Sabit Protezlerin Avantaj ve Dezavantajları	22
1.16. İmplant-Diş Destekli Sabit Restorasyonların Başarı Oranları	24
1.17. İmplant-Diş Destekli Protezlerde Kuvvet Dağılımı ile İlgili Düşünceler	25
1.18. Termoplastik polimerler	28
1.18.1. Termoplastik rezinlerin avantajları	29
1.18.2. Termoplastik rezinlerin dezavantajları	30
1.18.3. Enjeksiyon kalıplama sistemleri	31
1.18.4. Termoplastik asetal rezin (polioksimetilen-POM)	32
1.19. Kemik	35
1.19.1. Kemik Miktarı ve Kalitesi ile İlgili Sınıflamalar	37
1.20. Osseointegrasyon	39
1.21. Biyomekanik	40
1.21.1. Biyomekanik Kavramlar	41
1.21.1.1. Kuvvet	41
1.21.1.2. Stres (Gerilme)	43
1.21.1.3. Strain (Gerinim)	44
1.21.1.4. Elastik Modül (Young Modülü)	45
1.21.1.5. Poisson Oranı	45
1.21.1.6. Elastik Limit	46
1.21.1.7. İzotropi ve Anizotropi	46
1.21.1.8. Homojen Cisim	46
1.21.1.9. Lineer Elastik Cisim	46
1.22. Stres Analiz Yöntemleri	47
1.22.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi	47
1.22.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi	48
1.22.3. Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Stres Analiz Yöntemi	48
1.22.4. Termografik Stres Analiz Yöntemi	49
1.22.5. Radiotelemetri ile Stres Analizi Yöntemi	49
1.22.6. Holografik interferometri ile Stres Analizi Yöntemi	49

1.22.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi	50
1.22.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Çalışma Aşamaları	51
2. GEREÇ ve YÖNTEM	56
2.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Modellerin Hazırlanması	59
2.1.1. Kortikal ve Spongioz Kemik Modellenmesi	59
2.1.2. Diş, İmplant ve Abutment Modellenmesi	60
2.1.3. Protetik Üst Yapıların Modellenmesi	63
2.2. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi	65
2.3. Materyal Özelliklerinin Tanıtılması	67
2.4. Sistemin Birleştirilmesi	68
2.5. Modellere Uygulanan Etken ve Sınır Koşulları	69
2.6. Yükleme Koşulları	70
2.7. Sonuçların Alınması	71
3. BULGULAR	72
3.1. Dik Kuvvet Uygulanan 13 Adet Modelin Kortikal ve Spongioz Kemik Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerleri ile İmplant ve Metal Alt Yapı Von Misses Gerilme Değerlerinin İncelenmesi	72
3.1.1. Kortikal ve Spongioz Kemik Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerleri	72
3.1.2. İmplant Von Mises Gerilme Değerleri	86
3.1.3. Metal Alt Yapı Von Mises Gerilme Değerleri	88
3.2. Oblik Kuvvet Uygulanan 13 Adet Modelin Kortikal ve Spongioz Kemik Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerleri ile İmplant ve Metal Alt Yapı Von Misses Gerilme Değerlerinin İncelenmesi	92
3.2.1. Kortikal ve Spongioz Kemik Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Değerleri	92
3.2.2. İmplant Von Mises Gerilme Değerleri	106
3.2.3. Metal Alt Yapı Von Mises Gerilme Değerleri	108
4. TARTIŞMA	112
5. SONUÇ ve ÖNERİLER	129
ÖZET	132
SUMMARY	134
KAYNAKLAR	135

ÖZGEÇMİŞ**146**

ÖNSÖZ

Farklı biyomekanik özelliklerinden dolayı doğal diş ve implantların sabit protezlerde destek olarak kullanılması günümüzde halen önerilmeyen bir durumdur. Ancak doğal diş ve implant bağlantılı sabit protezlerin yapılmasının gerektiği durumların varlığında ise desteklerin mobilitelerindeki farklılığı kompanze edebilmek için değişik protez tasarımları geliştirilmiştir. Ancak günümüze kadar gelen bu tasarımlar protez ve destek yapılarda farklı komplikasyonlara neden olmuştur. Doktora tezimizde, son zamanlarda dental uygulamalarda kullanılmaya başlanan termoplastik bir materyal olan asetale resinin, destek yapılarıdaki bu mobilite farkını en aza indirebilmek için implant abutmentlerinde esnek bir kaplama maddesi olarak kullanılması planlanmıştır. Çalışmamızda, farklı kalınlık ve basamak yüksekliklerinde tasarlanan asetale resin kaplı abutmentlerin bulunduğu diş-implant destekli 6 model, farklı basamak yüksekliklerinde standart abutment bulunan diş-implant destekli 3 model, farklı basamak yüksekliklerinde standart abutment bulunan implant-implant destekli 3 model ve diş-diş destekli 3 üyeli sabit protezin bulunduğu 1 modelin bulunduğu toplam 13 modele dik ve oblik olacak şekilde kuvvetler uygulanarak kemik, implant ve metal alt yapılarda meydana gelen stres değerleri 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmiştir.

Doktora eğitimim boyunca her zaman bana yardımcı olan güler yüzlülüğünü ve sabrını hiçbir zaman benden esirgemeyen değerli tez danışmanım ve sevgili hocam Sayın Prof. Dr. A. Cavidan AKÖREN'e,

Doktora eğitimim süresince her konuda büyük bir hoşgörüsüyle bana yardımcı olan, fikir ve bilgisiyle tezime katkısı bulunan Sayın Prof. Dr. Hakan TERZİOĞLU'na ve diğer bölüm hocalarımıza,

Birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, çalışmalarımnda bana yardımcı olan başta Ydr. Doç. Dr. Ersan ÇELİK, Dr. Dt. Eray KOLSUZ ve Dt. Pınar ALTINCI olmak üzere tüm asistan arkadaşlarım ve personelimize,

Hayat boyu daha iyi yerlere gelmem için maddi ve manevi desteğini esirgemeyen canım anneme ve kardeşlerime, doktora eğitimim boyunca hayatını bana göre planlayan ve yanımda olan sevgili eşime,

İçtenlikle teşekkür ederim.

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
ARA	Asetal rezin kaplı abutment
Co	Kobalt
Cr	Krom
E	Elastik modül
F	Kuvvet
HP	Hareketli Protez
IMC	İntramobil konektör
IME	İntramobil element
L	Cismin uzunluğu
m ²	Metre kare
mm	Milimetre
mm ²	Milimetre kare
MPa	Megapaskal
Mo	Molibden
MÖ	Milattan önce
nm	Nanometre
N	Newton
Pa	Paskal
PS	Principal stres
SA	Standart abutment
SESA	Sonlu elemanlar stres analizi
SI	Uluslararası sistem
SP	Sabit protez
ΔL	Boyutsal değişim
μm	Mikrometre
σ	Stres
ε	Gerinim
V	Poisson oranı

ŞEKİLLER

Şekil 1.1.	a) Diş-implant desteği b) Porselen üst yapı	2
Şekil 1.2.	a) Subperiotal implant b) Transmandibular implant	3
Şekil 1.3.	Endosseoz implantlar a) Kök formlu implantlar b) Blade implantlar	4
Şekil 1.4.	a) Düz yüzeyli implant b) Pürüzlü yüzeyli implant	4
Şekil 1.5.	Diş-implant bağlantılı protezin mobilite yönü	15
Şekil 1.6.	Rijit bağlantılı diş-implant destekli sabit protez	16
Şekil 1.7.	Non-rijit ataşman bağlantılı diş-implant destekli sabit protez	19
Şekil 1.8.	Koping uygulamaları a) Diş-implant desteği b) Koping ve sabit protez	19
Şekil 1.9.	İntra mobil elemanlar a) IME (Intramobile element) b) IMC (Intramobile connector)	20
Şekil 1.10.	Birinci premolar dişte meydana gelen intrüzyon	21
Şekil 1.11.	a) Asetal rezin kaplı abutment b) IMZ implant	28
Şekil 1.12.	Enjeksiyon kalıplama sistemleri	32
Şekil 1.13.	Asetal rezin uygulama şekilleri	33
Şekil 1.14.	a) Dökülmüş olan metal kor yapı b) Dökülebilir abutment	34
Şekil 1.15.	a) Enjekte edilmiş aset al rezin yapı b) Aset al rezin kaplı bireysel abutment	34
Şekil 1.16.	Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi sınıflaması	38
Şekil 1.17.	Misch'in kemik sınıflaması	38
Şekil 1.18.	Baskı (sıkışma), çekme (germe) ve makaslama (kesme) tipi stresler	43
Şekil 2.1.	Kortikal kemik modeli a) Diş-implant desteği b) İmplant-implant desteği c) Diş-diş desteği	60
Şekil 2.2.	Spongioz kemik modeli a) Diş-implant desteği b) İmplant-implant desteği c) Diş-diş desteği	60
Şekil 2.3.	Kortikal ve spongioz kemiğin uyumu a) Diş-implant desteği b) İmplant-implant desteği c) Diş-diş desteği	60
Şekil 2.4.	Optik tarayıcı	61
Şekil 2.5.	Kesilmiş diş modelleri	61
Şekil 2.6.	Çalışmamızda kullanılan implant ve abutmentler a) Standart abutment (1 mm basamak yüksekliği) b) Standart abutment (2 mm	

	basamak yüksekliği) c) Standart abutment (3 mm basamak yüksekliği)	62
Şekil 2.7.	Çalışmamızda kullanılan dökülebilir alt yapı ve asetale resin kaplı bireysel abutment (Mavi kısım: asetale resin termoplastik materyal) a) Asetale resin yapıyı taşıyacak abutment alt yapı b) Asetale resin kaplı bireysel abutment kesit c) Asetale resin kaplı bireysel abutment	62
Şekil 2.8.	Asetale resin kaplı bireysel abutment boyutları	63
Şekil 2.9.	Seramik üst yapı a) Bukkalden görünüş b) Lingualden görünüş	64
Şekil 2.10.	Metal destekli seramik üst yapı	64
Şekil 2.11.	Metal alt yapı modeli	64
Şekil 2.12.	Geometrik model	65
Şekil 2.13.	Meshli model	65
Şekil 2.14.	Eleman çeşitleri	66
Şekil 2.15.	Sistemin birleştirilmesi (Sırayla a, b, c, d ve e)	69
Şekil 2.16.	Sabitlenmiş model	70
Şekil 2.17.	Dik yükleme yapılan noktalar	70
Şekil 2.18.	Oblik yükleme yapılan noktalar	71
Şekil 3.1.	Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin 7 no'lu dış bölgesindeki kortikal kemik en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri	78
Şekil 3.2.	Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin 5 no'lu dış bölgesindeki kortikal kemik en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri	79
Şekil 3.3.	Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin 7 no'lu dış bölgesindeki spongioz kemik en yüksek maksimum ve minimum asal gerilme değerleri	85
Şekil 3.4.	Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin 5 no'lu dış bölgesindeki spongioz kemik en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri	86
Şekil 3.5.	Dik kuvvet uygulanan 12 adet modelin en yüksek implant Von Mises gerilme değerleri	88
Şekil 3.6.	Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin en yüksek metal alt yapı Von Mises gerilme değerleri	91
Şekil 3.7.	Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin 7 no'lu dış bölgesindeki kortikal kemik en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri	98

Şekil 3.8.	Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin 5 no'lu dış bölgesindeki kortikal kemik en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri	99
Şekil 3.9.	Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin 7 no'lu dış bölgesindeki spongios kemik en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri	105
Şekil 3.10.	Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin 5 no'lu dış bölgesindeki spongios kemik en yüksek maksimum ve minimum asal gerilme değerleri	106
Şekil 3.11.	Oblik kuvvet uygulanan 12 adet modelin en yüksek implant Von Mises gerilme değerleri	108
Şekil 3.12.	Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin en yüksek metal alt yapı Von Mises gerilme değerleri	111

ÇİZELGELER

Çizelge 2.1.	Modellere göre asetale resin ve standart abutmentlerin kalınlık ve basamak yüksekliklerinin dağılımları	57
Çizelge 2.2.	Çalışma modelleri (ARA: Asetale Resin Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)	58
Çizelge 2.3.	Çalışmada kullanılan modellerin düğüm ve eleman sayıları	67
Çizelge 2.4.	Çalışmada kullanılan sistem elemanlarının elastik modülleri ve poisson oranları	68
Çizelge 3.1.	Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin kortikal kemik minimum asal gerilme değerleri (ARA: Asetale Resin Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)	73
Çizelge 3.2.	Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri (ARA: Asetale Resin Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)	76
Çizelge 3.3.	Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin spongios kemik minimum asal gerilme değerleri (ARA: Asetale Resin Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)	80
Çizelge 3.4.	Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin spongios kemik maksimum asal gerilme değerleri (ARA: Asetale Resin Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)	82
Çizelge 3.5.	Dik kuvvet uygulanan 12 adet modelin implant Von Mises gerilme değerleri (ARA: Asetale Resin Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)	86
Çizelge 3.6.	Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin metal alt yapı Von Mises gerilme değerleri (ARA: Asetale Resin Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)	89

Çizelge 3.7.	Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin kortikal kemik minimum asal gerilme değerleri (ARA: Asetal Rezin Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)	93
Çizelge 3.8.	Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri (ARA: Asetal Rezin Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)	96
Çizelge 3.9.	Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin spongioz kemik minimum asal gerilme değerleri (ARA: Asetal Rezin Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)	100
Çizelge 3.10.	Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin spongioz kemik maksimum asal gerilme değerleri (ARA: Asetal Rezin Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)	102
Çizelge 3.11.	Oblik kuvvet uygulanan 12 adet modelin implant Von Mises gerilme değerleri (ARA: Asetal Rezin Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)	106
Çizelge 3.12.	Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin metal alt yapı Von Mises gerilme değerleri (ARA: Asetal Rezin Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)	108

1. GİRİŞ

Diş eksikliklerinin neden olduğu fonksiyon, fonasyon, estetik kaybı ve bu eksikliklerin restorasyonu protetik diş tedavisinin temel konusudur. Günümüzde hastaların estetik beklentilerindeki artış ve gelişen teknoloji, eksik dişlerin tamamlanmasında diş hekimleri ve hastalara değişik restorasyon tipleri arasında seçim yapma imkanı tanımaktadır.

Birçok hasta, kullanım kolaylığı başta olmak üzere doğallığı ve psikolojik olarak bütünlük duygusu yaratması gibi nedenlerle sabit protezleri tercih etmektedir. Bu nedenle sabit protetik tedavilerin yapılabilmesine imkân sağlayan implantlar, diş hekimliğinde en hızlı gelişmeyi gösteren uygulamalar haline gelmiştir (Albrektsson ve Zarb, 1993).

Dental implantlar, anterior bölgede olduğu gibi posterior bölgede de dişlerini kaybetmiş olan hastaların sabit restorasyonlarla rehabilite edilmelerini sağlamak için alternatif bir tedavi olanağı sunar (Akça ve Çehreli, 2008).

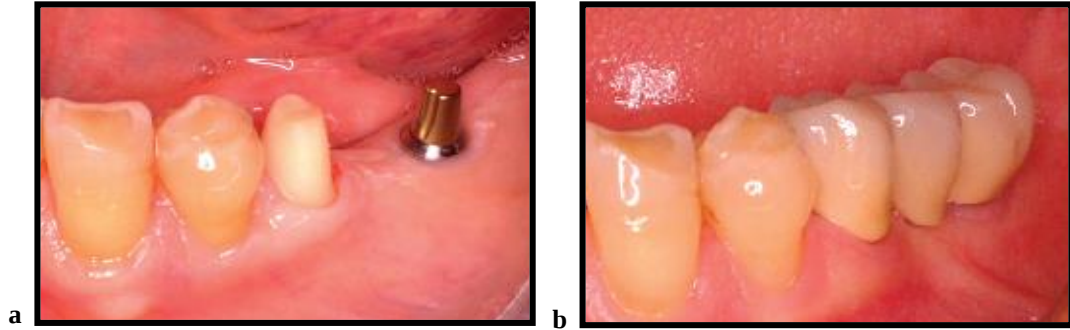
Serbest sonlu dişsizlik vakalarının sabit protez ile rehabilitasyonunda implantlar;

- İmplant-implant destekli sabit protezler
- Diş-implant destekli sabit protezler olarak 2 farklı seçenek sunar (Brägger ve ark., 2001; Naert ve ark., 2001a).

İmplant yerleştirilmesini engelleyecek sistemik, anatomik veya ekonomik sınırlamalar olmadığı durumlarda serbest sonlu kısmi dişsizlik vakaları, her eksik diş yerine bir implant yerleştirilerek tek tek kronlarla restore edilebileceği gibi uygun sayı ve boyutta implant yerleştirilerek implant-implant arası sabit köprü restorasyonlarıyla da tedavi edilebilir (Misch, 2005).

Anatomik veya ekonomik yetersizliklerin varlığı veya osseointegre bir implantın kaybı nedeniyle oluşan durumlarda ise implant ve doğal dişlerin bağlanmasını

gerektiren restorasyonların yapılmasına ihtiyaç duyulabilir (Greenstein ve ark., 2009).



Şekil 1.1. a) Diş-implant desteği. b) Porselen üst yapı (Akça ve ark., 2006).

1.1. İmplant

Genel tıp literatüründe, eksik bir organ veya dokunun yerini alan yapılara implant adı verilmektedir. Diş hekimliğinde ise kaybedilen diş ve çevresi dokuların restorasyonuna desteklik sağlanması amacıyla kemik içine veya üzerine yerleştirilen, biyolojik olarak uyumlu, alloplastik biyofonksiyonel apareyler implant olarak adlandırılır (Hobo ve ark., 1991).

Protez Terimleri Sözlüğü'nde (2005) ise dental implant; sabit veya hareketli protezler için mukoza ve/veya periost altına yerleştirilen, kemik içinden veya üzerinden proteze destek ve retansiyon sağlanması amacıyla kullanılan protetik alloplastik materyal olarak tanımlanmaktadır.

1.2. İmplantın Tarihçesi

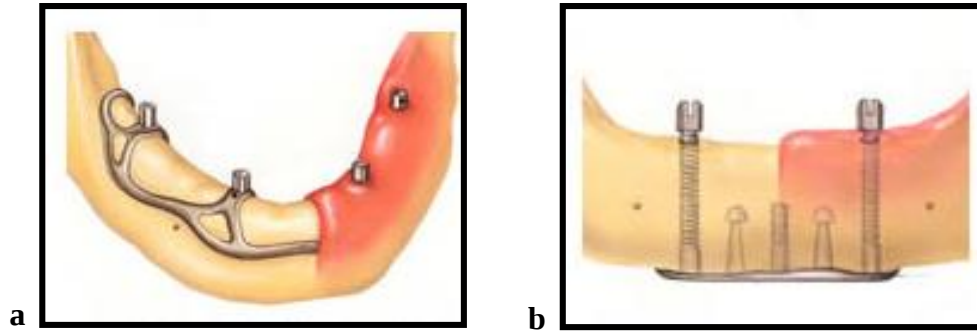
İnsanoğlu tarih boyunca, eksik veya hastalıklı dokuları doğal veya sentetik maddelerle yenilemeye çalışmıştır. Oral implantolojinin tarihine bakıldığında, geçen yüzyılın sonlarından bu yüzyılın başına kadarki zaman zarfında meydana gelen gelişmelerin daha çok transplantasyon ve reimplantasyon denemeleri şeklinde olduğu bilinmektedir. İncelemeler en eski implantın, MÖ 5000 yılında bir eklem kemiğinin

komşu dişlere benzetilip, eksik diş bölgelerine çakma yöntemiyle yerleştirildiğini göstermektedir. Günümüze kadar yapılan arkeolojik kazılardan elde edilen kafa iskeletlerinde taş, tahta, deniz kabuğu ve metal yerleştirilmiş alt ve üst çene kemikleri bulunmuştur. Maya Uygarlığı döneminde inorganik materyallerin eksik dişlerin yerlerine implante edildiğinden bahsedilmiştir. Daha sonraki dönemlerde ise Cr-Co-Mo kullanılarak üretilen implantlarla uzun süreli başarılı sonuçlar elde edilmiştir. 1960'lı yıllarda ise Branemark'ın ortaya koyduğu osseointegrasyon kavramı ile modern implantasyon dönemi başlamıştır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.3. Dental İmplantların Sınıflaması

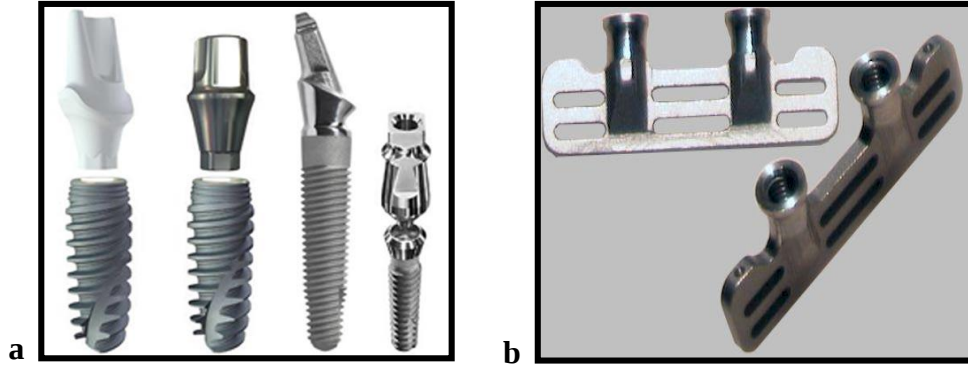
İmplantlar kemikle olan ilişkilerine göre 3 grupta toplanırlar:

- Subperiostal (Kemik üzeri) (Şekil 1.2.a)
- Transmandibular (Kemik boyunca) (Şekil 1.2.b)
- Endosseoz (Kemik içi) (Şekil 1.3)



Şekil 1.2. a) Subperiosteal implant (http://dentalimplants.uchc.edu/images/about_implants/image_page20_subperiosteal.jpg). b) Transmandibular implant (http://dentalimplants.uchc.edu/images/about_implants/image_page21_transosteal.jpg).

Günümüzde çok tercih edilmeyen subperiosteal ve transmandibular implantlar (Şekil 1.2) daha çok tam dişsizlik vakalarında endikedir. Endosseoz implantlar ise tam ve kısmi dişsizliklerin tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Endosseoz implantlar geometrik şekillerine göre; kök formu implantlar ve blade implantlar (Şekil 1.3) olarak 2 alt gruba ayrılırlar (Rosenstiel ve ark., 2006).

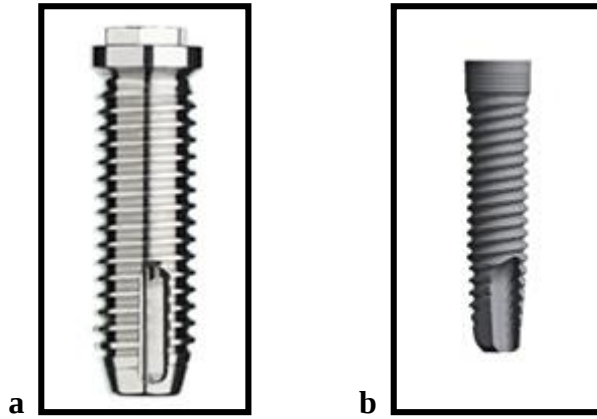


Şekil 1.3. Endosseoz implantlar. **a)** Kök formu implantlar (http://estetikdent.org/_y/attachments/Image/dental-implants.jpg). **b)** Blade implantlar (<http://www.grindley-mfg.com>).

İmplantlar yüzey özelliklerine göre;

- Düz (pürüzsüz) yüzeyli (Şekil 1.4.a)
- Pürüzlü yüzeyli (Şekil 1.4.b)
 - a) Asit uygulama
 - b) Kumlama
 - c) Titanyum plazma püskürtme
 - d) Hidroksi apatit ile kaplama

olmak üzere gruplara ayrılır (Beutner ve ark, 2010; Lutz, 2010).



Şekil 1.4. **a)** Düz yüzeyli implant (http://osseosource.com/dental-implants/images/products/branemark_integration/branemarkinte_orig_1.jpg). **b)** Pürüzlü yüzeyli implant (<http://www.dentsplyimplants.com.tr/~media/Images/Import/Dental/7/71818.ashx?imagetype=.jpg>).

Ayrıca günümüzde, implant yüzeylerinin biyolojik karakterleri peptidler, proteinler ve büyüme faktörleri gibi farklı maddelerin ilavesiyle arttırılmaya çalışılmaktadır (Misch, 2008; Beutner ve ark., 2010; Lutz, 2010).

1.4. İmplant Endikasyonları

Zarb ve arkadaşları (1987) implant endikasyonlarını;

- Düşük doku toleransı olan hastalar
- Total protezlerden gerçek dışı beklentisi olan hastalar
- Protezin stabilitesini etkileyen parafonksiyonel alışkanlıklar
- Engellenemeyen bulantı refleksi olan hastalar
- Hareketli protezi psikolojik olarak reddeden hastalar
- Sabit bölümlü protez desteği için uygun sayı ve yerde doğal diş desteğinin bulunmaması
- Tek diş eksikliğinde destek dişlerin preparasyonunun istenmediği durumlar olarak belirtmişlerdir.

Rosenstiel ve arkadaşları (2006) ise implant endikasyonlarını;

- Hareketli bölümlü protez veya tam protez kullanımındaki yetersizlik
- Mevcut destek dişlerin sayısının ve dağılımının yetersiz olması
- Şüpheli prognozu olmayan uzun dönemli sabit protez ihtiyacı
- Destek diş dokularının sağlıklı olduğu tek diş eksiklikleri olarak belirtmişlerdir.

1.5. İmplant Kontrendikasyonları

Hobo ve arkadaşları (1991) implant kontrendikasyonlarını, kesin ve kesin olmayan kontrendikasyonlar olmak üzere ikiye ayırmışlardır.

Kesin kontrendikasyonları;

- Yüksek doz radyasyon alan hastalar
- Psikiyatrik problemlili hastalar
- Hematolojik sistem bozukluğuna sahip hastalar olarak belirtmişlerdir.

Kesin olmayan kontrendikasyonlar ise;

- Sert ve yumuşak doku patolojileri
- Yeni diş çekimi yapılmış sahalar
- İlaç, alkol veya sigara bağımlısı kişiler
- Düşük doz radyasyona maruz kalan hastalar olarak belirtmişlerdir.

Rosenstiel ve arkadaşları (2006) ise implant kontrendikasyonlarını;

- Gerçeküstü hasta beklentileri
- Akut hastalıklar
- Hamilelik
- Kontrolsüz metabolik rahatsızlıklar
- İmplant uygulanacak bölgenin radyoterapi görmesi
- Yeterli bir protetik tedavinin yapılamayacak olması
- Ölümcül hastalık
- Yetersiz hasta motivasyonu
- Operatörün deneyimsizliği gibi durumlar olarak belirtmişlerdir.

1.6. İmplant Destekli Protezler

Desteklerin tipine göre implant destekli protezler (Özdemir, 1998; Sandallı, 2000);

- İmplant destekli üst yapı protezleri
- İmplant-diş destekli üst yapı protezleri
- İmplant-doku destekli üst yapı protezleri olarak 3 gruba ayrılmıştır.

İmplantüstü protezler, yapılan protetik restorasyonun şekli ve konturu açısından şu şekilde sınıflandırılabilir (Misch, 2005);

- SP-1: Doğal bir diş görünümünde, sadece kronun yerini alan sabit protetik restorasyonlar.
- SP-2: Doğal dişin kronunun tümünü ve kökünün bir kısmının yerini alan sabit protetik restorasyon. Kron konturu oklüzal yarıda normal formda iken, gingival yarıda ise daha uzun ve konturludur.

- SP-3: Eksik kronların ve kayıp dişeti dokusunun yerini alan sabit protetik restorasyonlar.
- HP-4: Hareketli protetik restorasyonlar. Tamamen implant destekli overdenture'lar.
- HP-5: Hareketli protetik restorasyonlar. İmplant ve yumuşak doku destekli overdenture'lar. (SP: Sabit protez, HP: Hareketli protez)

Acar ve İnan'ın (2001) sınıflaması ise;

- Tek diş eksikliğinde uygulanan implant üstü protezler
- Parsiyel dişsiz ağızlarda uygulanan implant üstü protezler
 - a) İmplant-implant destekli protezler
 - b) Diş-implant destekli protezler
- Tam dişsizlik durumunda uygulanan implant üstü protezler
 - a) Tam implant destekli sabit protezler
 - b) İmplant destekli overdenture protezler

1.7. İmplant Üstü Protezlerin Avantajları

İmplant destekli protezlerin, geleneksel protezlere göre bazı avantajlarını şöyle sıralayabiliriz;

- Kemik hacminin korunması
- Oklüzyon dikey boyutunun restorasyonu ve korunması
- Psikolojik sağlığın artması
- Daha iyi bir fonasyon
- Daha stabil ve retantif hareketli protez yapabilme
- Proprioseptif duyunun kısmen kazanılması
- Protez hacminin azalması
- Çene ve yüz kaslarının performansının artması
- Yüz estetiğinin korunması
- Daha fonksiyonel protezler
- Protez ömrünün artması

- Komşu dişlerde herhangi bir uygulama yapılmaması
- Sabit protez olanağının artması (Misch, 2005).

1.8. İmplant Üstü Protezlerin Başarı Kriterleri

İmplantoloji çalışmalarının daha iyi yönde sonuçlar verdiği günümüzde, ideal bir implantın başarı kriterlerini Alberktsson ve arkadaşları (1986) şu şekilde ifade etmişlerdir:

- İmplant, bağımsız bir şekilde klinik olarak immobil olmalıdır.
- Radyograflarda, herhangi bir periimplant radyolusent alan izlenmemelidir.
- İmplantın yerleştirilmesini takiben ilk 1 yıldan itibaren her sene 0,2 mm'den daha fazla vertikal kemik kaybı olmamalıdır.
- Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi, mandibular kanal zararı gibi devamlı veya geri dönüşümlü işaret ve semptom olmamalıdır.
- Yukarıda sayılan kriterler kabul edildiğinde dental implant uygulamasının başarılı sayılabilmesi için, bu kriterlerin kısıtlaması içerisinde ilk 5 sene sonunda başarı yüzdesi en az %85, 10 sene sonunda en az %80 olmalıdır.

1.9. İmplant-Diş Bağlantılı Sabit Protezlerin Kullanımını Gerektiren Durumlar

Klinik uygulamalar olarak implant ve diş bağlantılı protezlere 1980'lerin ortalarında rastlanılmaktadır (Pesun ve ark., 1999; Ghodsi ve Rasaeipour, 2012). Protetik rehabilitasyonlarda implantların, doğal dişlerden izole edilmesi gerektiğini belirten Branemark protokolüne rağmen, diş-implant bağlantılı protezler kısmi dişsiz hastalarda kullanılmaya başlanmıştır. Ayrıca doğal dişlerin dental arktaki dağılımı da bu kombine protezlerin kullanılmasına neden olabilmektedir (Laufer ve Gross, 1998).

Diş-implant destekli sabit protezler için primer endikasyon; posterior bölgede implant yerleşimini engelleyecek anatomik sınırlamaların varlığıdır. En yaygın protetik çözüm ise tek bir implantın anteriorunda konumlanmış bir veya birden fazla dişle kombinasyonu şeklindedir (Lindh ve ark., 2001b). Kemik ogmentasyonu gibi ikinci veya ileri cerrahi operasyonların istenmediği veya sakıncalı olduğu durumlarda da implant ve dişlerin birbirine bağlanması düşünülebilir (Greenstein ve ark., 2009). Ayrıca diş sıkma alışkanlığı olan hastalarda, fonksiyonel kuvvetler sonucu oluşabilecek streslerin çevre doku ve protetik restorasyonlara olan etkilerinin azaltması amacıyla implantlar, bir veya birkaç diş ile bağlanabilmektedir (Ghodsi ve Rasaeipour, 2012).

Laufer ve Gross' a göre (1998); sabit bir 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.

Proprioseptif mekanizmanın korunması, restorasyon için ihtiyaç duyulan implant sayısının azaltılarak hastaya ekonomik açıdan bir avantaj sağlaması yanında doğal dişlerin splintlenmesi gibi avantajlarından dolayı implant-doğal diş bağlantılarının tercih edilebileceği belirtilmektedir. (Hosny ve ark., 2000; Kindberg ve ark., 2001).

Özellikle estetiğin önemli olduğu anterior diş bölgelerinde, dişeti papilinin korunması için diş ve implantın bağlanabileceği belirtilmiştir (Chee ve Jivraj, 2006).

İmplant destekli sabit restorasyonlar için implant sayısının artması, ek cerrahi gereksinimi veya ogmentaston işlemleri gibi ilave maliyetlere neden olabilecek uygulamalar planlanabilir. Maliyetin azaltılması gereken ekonomik durumlar için implant ve diş bağlantılı sabit protezlerin yapılması düşünülebilmektedir (Lindh ve ark., 2001b; Clarke ve ark., 2006).

1.10. Destek Olarak Kullanılacak Doğal Dişte Dikkat Edilmesi Gereken Hususlar

1.10.1. Kron Boyutları

Bir kronun tutuculuğu, destek dişin çapı ve boyuyla orantılıdır (Shillinburg ve ark.,1997). Molar dişler diğer dişlere göre daha büyük yüzey alanına sahip oldukları için daha tutucudurlar. Bu nedenle kron boyutlarının az olduğu dişlerde tutuculuğu arttırmak için birçok dişin splintlenmesi gerekebilir. Ancak bu durum interproksimallerde temizliği güçleştirir ve ağız hijyenini bozabilir. Bunun yerine küçük boyuttaki dişlerde kesimin minimal açılanma ile yapılması, kron boyunu uzatma ve giriş yolunu sınırlandırmak için tutuculuğu arttırıcı çeşitli uygulamalar yapılabilir. Bu kriterler hem implantlar hem de doğal dişler için geçerlidir (Misch, 2005).

1.10.2. Etkili Kron/Kök oranı

Kron/kök oranı, kron üzerine gelen fonksiyonel hareketler sırasında oluşan lateral yükler açısından önemlidir. Lateral yükler, mesnet hattının dişin kret tepesi bölgesinde olduğu birinci sınıf kaldıraç hareketine neden olur (Grossmann ve Sadan, 2005).

Kron/kök oranı destek dişin mobilitesiyle ve karşılayabileceği ilave stres ile ilişkilidir. İdeal kron-kök oranı 1:2 dir; fakat bu durum çok nadir görülür. Genelde karşılaştığımız durum 1:1.5 oranıdır. Karşıt çenede doğal diş veya implantların bulunduğu diş-implant bağlantılı sabit protezlerdeki kron-kök oranı için minimum oran 1:1'dir (Misch, 2005).

1.10.3. 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 orijinli lezyonlar implant cerrahisinden önce tespit edilmelidir; çünkü alevlenecek ya da şiddetlenecek bir olay komşu implantın kaybına neden olabilir. Pulpanın durumu net değilse endodontik yaklaşım uygundur. Bu durumdaki destek dişe direnci arttırmak için post-core da uygulanabilir (Misch, 2005). Block ve ark. (2002) yaptıkları çalışmalarda endodontik tedavi uygulanmış destek dişlerde implantla bağlandıklarında daha fazla kırık oluştuğunu belirtmişlerdir. Ancak endodontik tedavili destek dişlerin implant-diş bağlantılı protezlerdeki komplikasyonlarına dair yeterli bilgi bulunmamaktadır (Greenstein ve ark., 2009). Endodontik tedavili dişlerin başarı kriterleri implant tedavisinden farklıdır. Endodontik tedavili bir dişin apeksinde asemptomatik bir enfeksiyon oluşabilmektedir. Bu durum tedavinin başarısızlığını göstermez. Ancak implant tedavisindeki başarı kriterleri daha belirgindir. Radyografilerdeki kemik ara yüzeyindeki radyolusensi, implantta mobilite başarısızlık nedenleridir. Ayrıca yapılan araştırmaların çoğunda implantın prognozunun daha iyi olduğu belirtilmiştir (Lindh ve ark., 2001b; Brägger ve ark., 2005).

1.10.4. Kök Şekli ve Kök yüzey alanı

Apekse doğru incelen, konik kökler sabit protezlerde iletilen okluzal yüklere karşı yeterli dayanıklılığa sahip değildir. Böyle dişleri destek olarak kullanmaktansa ilave implant uygulamaları veya sadece implant destekli bağımsız restorasyon uygulamaları yapılmalıdır. Ayrık ve eğimli kökler ise doğal dişin proteze verdiği desteği artırır. Anterior dişlerin fonksiyon sırasındaki hareketlerinin posterior dişlerden fazla olmasından dolayı implantlarla bağlanması sakıncalıdır (Misch, 2005; De Paula ve ark., 2012).

Genel olarak geniş kök yüzeyine sahip dişler protez desteği olma açısından daha uygundur. Özellikle posterior alanda dişsiz bölgenin ikiden fazla gövde uzunluğunda olması, metalin fazla esnemesine neden olmaktadır. Bu da destek diş sayısının arttırıldığı hallerde dahi porselen kırıklarına ve restorasyonun diştten ayrılmasına neden olabilmektedir. Mandibulanın posteriorunda yapılan sabit restorasyonlarda yan yana üç gövde kontrendikedir (Shillinburg ve ark.,1997). 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 (Misch, 2005).

1.10.5. Dişin pozisyonu ve Paralellik

Komşu dişlerin uzun zaman önce kaybedilmesi, kalan destek dişin ideal konumundan sapmasına neden olur. Tedavi planlamasında, protezin giriş yolu bakımından destek dişin pozisyonunun düzeltilmesi düşünülmelidir. Bunun için ortodontik tedavi yapılarak diş orijinal pozisyonuna getirilebilir veya restorasyon öncesinde kanal tedavisi uygulanarak kron preparasyonunda modifikasyonlar yapılabilir (Misch, 2005). Ayrıca implant-diş destekli protezde rijit bir bağlantı düşünülüyorsa diş ve implant desteklerin paralelliği önem kazanır (Greenstein ve ark., 2009). Ancak pozisyon olarak anteriorda bulunan bir dişin destek alındığı İmplant-diş destekli uzun gövdeli protezler destek kemikte çok fazla stres oluşmasına neden olmaktadır (De Paula ve ark., 2012).

1.10.6. Çürük

İmplant yerleşiminden önce mevcut bütün çürükler tedavi edilmelidir. Yerleştirilen implantların iyileşme döneminde tedavi edilmeyen mevcut çürükler ilerleyerek tedavi planlamasında değişikliğe neden olabilir. Kron tutuculuğunda azalma, endodontik tedaviye ihtiyaç ve hatta post-core gereksinimi ortaya çıkabilir (Misch, 2005). Ayrıca çürüğün kontrol edilemediği hastalarda implant-diş destekli

uygulamalar yerine sadece implant destekli protezler tercih edilmelidir (Greenstein ve ark., 2009).

1.10.7. Periodontal durum

İmplant-diş bağlantılı sabit protezlerde kullanılacak olan destek dişlerin periodontal olarak sağlıklı ve bu durumun stabil olması gerekmektedir (Greenstein ve ark., 2009).

Bunun yanında implant yerleştirilirken, destek dişlerin periodontal tedaviye olan ihtiyacı değerlendirilmelidir. Cerrahi operasyon sayısının azaltılması hasta açısından rahatlık sağlar; fakat implant yerleşimi sırasında aktif enfeksiyonun minimumda tutulması gerekir. Bu yüzden destek dişte ve çevre yumuşak dokularda yapılacak periodontal girişimlerin implant cerrahisinden önce yapılması daha uygun bir yaklaşımdır (Misch, 2005).

1.11. İmplant-İmplant ve İmplant-Doğal Diş Destekli Sabit Protezler Arasındaki Farklar

İmplant-doğal diş bağlantılı restorasyonlarda destek olarak kullanılan doğal dişlerde çürük, kırık ve endodontik başarısızlık gibi problemlerle karşılaşılabilir (Block ve ark., 2002; Misch, 2005).

İmplant-implant destekli tasarımlarda desteklerin her ikisinin de implant olması biyomekanik açıdan avantajlı bir durum yaratır. Diş-implant destekli tasarımlardaki mobilite farkı ve buna bağlı oluşabilecek problemler görülmez (Greenstein ve ark., 2009).

İmplant-implant destekli tasarımlarda implant desteklerin periodontal ligamentten yoksun olmaları proprioseptif mekanizmayı da etkilemektedir. Bu nedenle

restorasyondaki bazı problemler hissedilmeyebilir. İmplant-diş destekli restorasyonlarda ise, doğal dişin sahip olduğu periodonsiyum bu mekanizmanın işlemlerini sağlar (Özçelik ve Ersoy, 2007).

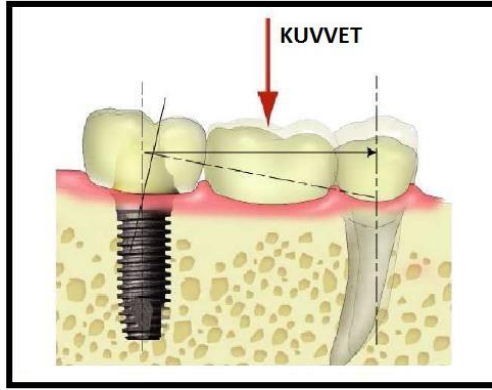
Bu farklara rağmen implant ve diş bağlantılı protezler üzerine çalışma yapan çoğu araştırmacı, implant-implant bağlantılı protezlerden farklı olarak implant-diş bağlantılı protezlerde de çevre kemik ve gingival dokularda herhangi bir probleme rastlamadıklarını belirtmişlerdir (Lindh ve ark., 2001a; Pjetursson ve Lang, 2008).

1.12. İmplant-Doğal Diş Destekli Sabit Protezlerde Biyomekanik

Kemiğe gelen yükler ile bu yüklerin kemikte meydana getirdiği deformasyonun belirlenmesi ve analizi için yapılan işlemlerin tümüne biyomekanik denir. Biyomekanik analizde amaç, protetik üst yapılardan iletilen fonksiyonel kuvvetlerin dişlere, implanta ve bu destekleri taşıyan kemiğe nasıl iletildiğini anlamaya çalışmaktır (Spiekermann, 1995).

Doğal dişlerin ve implantların kemikle olan bağlantı ilişkilerinin farklılık göstermesinden dolayı (Şekil 1.5), implant-implant destekli protetik tedaviler biyomekanik açıdan daha uygundur (Greenstein ve ark., 2009).

Fonksiyonel kuvvetler karşısında dişler, periodontal membran sayesinde şok absorbe edici özellik kazanır. Ancak kemiğe rijit bağlanmalarından dolayı osseointegre olmuş implantlar bu davranışı gösterememektedir (Chee ve Jivraj, 2006; Hita-Carrillo ve ark, 2010; Michalakakis ve ark, 2012).



Şekil 1.5. Diş-implant bağlantılı protezin mobilite yönü (Misch, 2005).

Sağlıklı dişler, periodontal ligamente bağlı olarak implantlara göre daha çok mobilite gösterir. Doğal dişlerde, 56 ile 108 μm arasında lateral hareket oluşurken dental implantlar aynı kuvvet karşısında 10 ile 50 μm arasında lateral hareketlilik gösterir. Aynı kuvvet karşısında dişler 25 ile 100 μm arasında vertikal hareketlilik gösterirken implantlarda ise bu hareket 3 ile 5 μm arasında değişmektedir (Kim ve ark., 2005). Kuvvet sonrası dişin ani vertikal geri dönüş hareketi yaklaşık 8 μm 'dir. Ancak dişin tam olarak eski halini alabilmesi 4 saatlik bir süre alır. Bu 4 saatlik süre içinde dişe etkiyen ek kuvvetler, dişin normalden daha az bir vertikal yönde hareket etmesine neden olur. Bu durum fonksiyonel yük sonrasında bile implant-diş bağlantılı protezlerde streslerin olabileceğini göstermektedir. Dişlerin kuvvetler karşısındaki horizontal hareketleri vertikal yöndeki hareketlerine göre daha fazladır. Anterior dişler posterior dişlere göre daha fazla horizontal hareket sergiler. Bu nedenlerden dolayı implant-diş bağlantılı protezlerde horizontal harekete neden olacak olan kuvvetleri değerlendirmek daha önemlidir (Lang ve ark., 2004; Misch, 2005; Özçelik ve Ersoy, 2007).

İmplantın bağlanacağı doğal dişte mobilite olmamalı, doğal diş-implant bağlantılı restorasyonlar olabildiğince lateral kuvvetlerden korunmalı ve mümkün olduğunca implantlar anterior doğal dişlerle bağlanmamalıdır (Misch, 2005).

1.13. İmplant-Doğal Diş Bağlantı Tasarımları

Serbest sonlu bölgelerde uygulanan diş-implant destekli sabit restorasyonlarda desteklerin bağlantı şekli olarak 2 teknik mevcuttur. Birinci teknik, implant ve dişin rijit olarak birbirlerine bağlanması, ikinci teknik ise ataşmanlar kullanılarak implant ve dişin birbirlerine non-rijit bağlanmasıdır (Block ve ark., 2002). Karmaşık destek tasarımının pek çok biyolojik ve fonksiyonel etkileşimlerinin tam olarak anlaşılamamasından dolayı dişler ve implantlar arasında rijit bağlantı non-rijit bağlantıya göre daha çok tercih edilir (Nickenig ve ark., 2008).

Yapılan çalışmalarda non-rijit bağlantılı vakalarda destek dişlerde intrüzyon, rijit bağlantılı vakalarda ise implant çevresinde kemik kaybı daha fazla görülmektedir (Naert ve ark., 2001b; Lang ve ark., 2004; Nickenig ve ark., 2008).

1.13.1. Rijit tasarımlar

Bu uygulamalarda metal alt yapı rijit olmalıdır (Şekil 1.6). Bu nedenle yüksek elastik modülüne sahip soy metaller veya temel metal alaşımları tercih edilir (Michalakis ve ark., 2012). İmplant ve doğal dişler arasındaki rijit bağlantının biyolojik veya teknik problemlere neden olmayacağı sonucuna varan birçok araştırma bulunmaktadır (Günne ve ark., 1999; Hosny ve ark., 2000; Akça ve ark., 2006; Clarke ve ark., 2006; Chee ve Jivraj, 2006).



Şekil 1.6. Rijit bağlantılı diş-implant destekli sabit protez.

Non-rijit bağlantılarda rijit bağlantılara göre intrüzyon riski daha fazladır. Bunun nedeni olarak, ataşman bölümleri arasındaki sürtünme direnci nedeniyle oklüzal yüklemekten sonra doğal dişin tekrar eski pozisyonuna dönememesi gösterilmektedir. Bu olayın tekrarlanması dişin intrüzyonuna neden olan ortodontik kuvvetleri açığa çıkarır. Bu nedenle birçok klinisyen non-rijit bağlantıların kullanımını önermemektedir (Schlumberger ve ark., 1998; Lindh ve ark., 2001b; Cordaro ve ark., 2005; Nickenig ve ark., 2006). Ancak Hita-Carrillo ve ark. (2010) rijit bağlantılı diş-implant destekli protezlerde, her iki destekte de kemik kaybının fazla olduğunu ve buna bağlı olarak cep derinliğinin arttığını belirtmişlerdir.

Uzun dönemli çalışmalarda, rijit bağlantılı protezlerdeki diş, implant ve kemik komponentlerinin, fonksiyonel kuvvetler karşısında deforme olarak aralarındaki reziliens farkını kompanze ettikleri belirtilmiştir (Van Steenberghe, 1989; Naert ve ark., 1992; Weinberg ve Kruger, 1994).

Dişlerin implantlara rijit olarak bağlanması gerektiğini savunan araştırmacılar, implantın yükleri paylaştırabilecek esnekliğe sahip olduğunu belirtmişlerdir (Ericsson ve ark., 1986; Lundgren ve Laurell, 1994). Bunun için implant bileşenlerinin ve tutucu vidalarının bir miktar esnekliğe sahip olması (McGlumphy ve ark., 1989), doğal dişin periodontal desteğinin yeterli ve sürekli olması, protezin hareket serbestliğinin ise minimum olması (Lundgren ve ark., 1989) gerekmektedir. Bu hareket serbestliği implant üzerindeki vida bağlantısına iletilen kuvvetin büyüklüğünü etkiler. Vidanın gevşemesini önlemek için tutucu vidanın yüklenmesinden önce bu hareket serbestliğinin minimum olması gerekmektedir. Çünkü vidanın sürekli olarak bükülmesi metal yorulmasına ve implantların başarısızlığına neden olur (Velasquez ve ark., 2002).

Tek parça sabit protezler yanında rijit vidalı abutmentler, daimi simante edilmiş kopingler ve kaynak yapılmış konnektörler de rijit bağlantı sınıfına girmektedir (Nishimura ve ark., 1999; Greenstein ve ark., 2009).

1.13.2. Non-rijit tasarımlar

Rijit tasarımların diş ve implant bağlantılı protezlerde kullanıldığı vakalarda, kuvvet sonrası implantlarda yüksek eğilme momentleri meydana gelmektedir. Bu nedenle uzun dönemli radyografik analizler sonucunda, rijit bağlantılı diş-implant destekli protezlerde non-rijit bağlantılı olanlara göre implant çevresinde daha fazla kemik kaybı olduğu belirtilmiştir (Block ve ark., 2002; Özçelik ve Ersoy, 2007).

Gövde ve diş arasındaki non-rijit bağlantıyı savunan araştırmacılar, bu bağlantı sayesinde implant ve diş arasındaki mobilite farklılığının kısmen de olsa tolere edildiğini düşünürler; fakat bu bağlantının kullanıldığı bir çok vakada, en çok dikkat çeken komplikasyon olan diş intrüzyonu gözlenmiştir (Lindh ve ark., 2001b; Naert ve ark., 2001b; Block ve ark., 2002; Brägger ve ark., 2005).

Hoffmann ve ark. (2012) non-rijit bağlantıların fonksiyonel stresleri protezlerde azalttığına rağmen diş ve implant desteklerde arttırdığını belirtmişlerdir.

Rijit tasarımın sakıncalı olduğu düşüncesi ile implant-doğal diş bağlantılı köprülerin non-rijit yapılarla bağlanmasını destekleyen araştırmacılar, bu amaçla internal non-rijit keyway ataşmanlar, simante veya serbest yerleştirilen teleskopik kopingler ve implant ve abutment arasında internal esnek elemanların kullanılmasını önermişlerdir (Nimchuck, 2008; Michalakis ve ark, 2012)

1.13.2.1. Ataşmanlar

Diş-implant destekli sabit protezlerde kullanılan ataşmanların (Şekil 1.7) kemik çevresinde oluşan stres seviyesini azalttığı düşünülmektedir (Özçelik ve Ersoy, 2007). Bu azalmayı, sistemdeki stres transferini önleyerek ve diş-implant bağlantısındaki mobilite farkını kompanze ederek sağlamaktadır (Lin ve ark., 2008; Özçelik ve ark., 2011). Ancak bu bağlantıların % 3-4'ünde intrüzyonun meydana

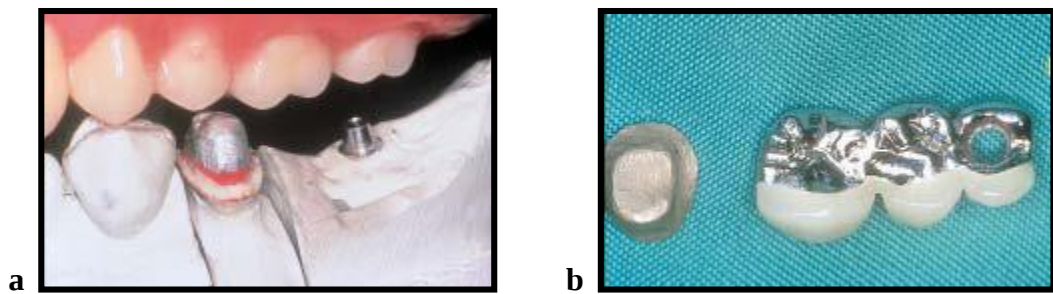
geldiği, implant ve protezde uygun olmayan streslerde artmaya neden olduğu bildirilmiştir (Naert ve ark., 2001a; Lindh ve ark., 2001b; Lin ve ark., 2006).



Şekil 1.7. Non-rijit ataşman bağlantılı diş-implant destekli sabit protez (Chee ve Jivraj, 2006).

1.13.2.2. Koping uygulamaları

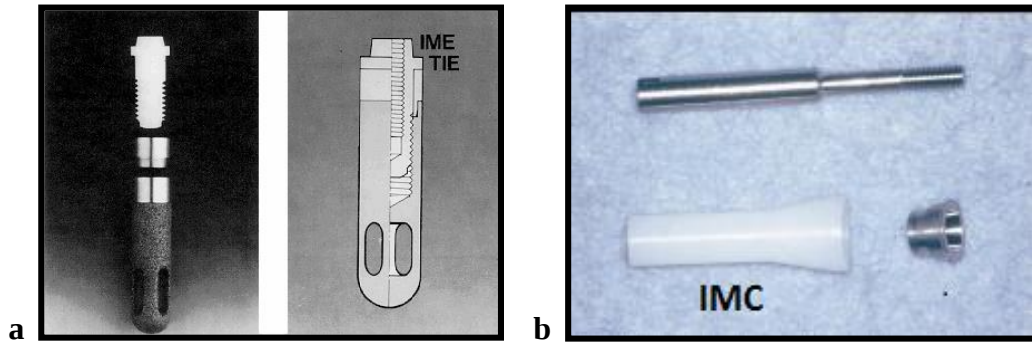
İmplant-diş bağlantılı restorasyonlarda değişik tipte koping uygulamaları söz konusudur. Teleskopik uygulamalarda, üst yapı simante edilmediğinden dolayı restorasyonun takılıp çıkarılmasına olanak sağlanır. Koping ise prepare edilmiş diş simante edilerek uygulanır (Şekil 1.8). İmplant ve doğal diş üzerine gelecek olan üst yapı, destek diş hariç implanta ya simante edilir ya da okluzal vida ile sabitlenir (Wise, 1995; Michalakakis ve ark, 2012).



Şekil 1.8. Koping uygulamaları. **a)** Diş-implant desteği. **b)** Koping ve sabit protez (Block ve ark., 2002).

1.13.2.3. İntramobil eleman

Aşırı kuvvetlerin, implant çevresindeki kemikte rezorbsiyonlara yol açtığı bilinmektedir. İmplantların mekanik ve fiziksel özellikleri değiştirilerek bu kuvvetlerden kaçınılabılır (Van Rossen ve ark.,1990). Diş ve implant arasındaki mobilite farkını kompanze edebilmek için ilk olarak IMZ implant sisteminde bulunan (Interpore International, Irvine, CA), polioksimetilenden (asetal rezin) yapılan intramobil eleman (IME) (Şekil 1.9.a) ile periodontal membrana benzer bir kuvvet dağılımı yaratılmaya çalışılmıştır (Babbush ve ark., 1987; Uysal ve ark., 1996). Uysal ve ark. (1996) IME' ye benzer bir yapı olan IMC'yi (Intramobile connector) (Şekil 1.9.b) kullandıkları çalışmalarında, bu konektörlerin implantlarda meydana gelen stresleri, diğer rijit titanyum elemanlarla karşılaştırıldığında % 60'a kadar düşürdüğünü bildirmişlerdir. IME external vida olan kısmı ile implanta tutunurken IMC ayrı bir parça olan oklüzal bir vida ile tutunur. Ancak Kay (1993), Holmes ve ark. (1994) bu yapıların implant vidalarında aşırı stres yoğunlaşması meydana getirdiğini belirtmişlerdir. Aşırı yükler altında maddesel yorulma ve kırılmaya uğrayan bu yapılar artık kullanılmamaktadır (Ow ve ark., 1992; El Charkawi ve ark., 1994; Uysal ve ark., 1996; Tanimoto ve ark., 2006).



Şekil 1.9. İntramobil elemanlar. **a)** IME (Intramobile element) (Babbush ve ark., 1987). **b)** IMC (Intramobile connector) (Watanabe ve ark., 2000).

1.14. İntrüzyon

İmplant- diş destekli non-rijit bağlantılı sabit protezlerde, dişin fonksiyonel kuvvetler karşısında gömülerek daha az stresli bir konuma gelmesine intrüzyon denir (Srinivasan ve Padmanabhan, 2008) (Şekil 1.10). İntrüzyon, diş ve restorasyon arasında hareket serbestliğine neden olan non-rijit bağlantılarda ya da simante edilmeyen koping ve teleskopik kronlarda meydana geldiği belirtilmiştir. Ayrıca intrüzyon vakalarının çoğunun periodontal durumu çok iyi olan dişlerde meydana geldiği görülmüştür (Cordaro ve ark., 2005).



Şekil 1.10. Birinci premolar dişte meydana gelen intrüzyon (Chee ve Jivraj, 2006).

Literatürde araştırmacıların nedenini açıklayamadığı ilk intrüzyon vakası 1992’de bildirilmiştir (Cho ve Chee, 1992). Lindh ve ark. (2001b) yapmış oldukları çalışmalarında, vidalı hassas bağlantılı protezlerde gözlenen diş intrüzyonunun bağlantılardaki kilitli vidaların kırılması veya gevşemesiyle ilişkili olduğunu öne sürmüşlerdir. Diğer bütün intrüzyon vakalarında ise dişler ve implantlar non-rijit bağlantılarla bağlanmıştır. İmplant ve diş arasında sabit ve sıkı bir bağlantı kullanıldığında diş intrüzyonunun meydana gelmediğini gözlemlemişlerdir.

Literatür bilgilerine göre intrüzyonun tartışmalı nedenleri aşağıdaki gibi açıklanmıştır (Sheets ve Earthmann, 1993; Pesun, 1997; Schlumberger ve ark., 1998; Naert ve ark., 2001a; Chee ve jivraj, 2006).

- Farklı enerji dağılımları
- Non-rijit bağlantılardaki matriks ve patriks arasında meydana gelen sürtünme

- Non-rijit bağlantılarda debris birikmesi
- Dişlerdeki geri dönüş hareketindeki aksaklık
- Sabit protezlerin esnekliği
- Periodontal ligamentteki kullanılmama atrofi
- Mandibular esneklik
- Mikro şok dalgalarının destek dişe transferi

Rieder ve Parel (1993) intrüzyon vakalarının % 50'sine parafonksiyonel alışkanlıklar ve brüksizmin neden olduğunu belirtmişlerdir. Ancak Srinivasan ve Padmanabhan (2008) non-rijit bağlantıdan dolayı oluşan yük iletimini kayda değer bulmamış hatta bu iletimin yanlış olduğunu ileri sürmüşlerdir. İntrüzyonun sabit protez üzerindeki dinamik ve kontrolsüz kuvvetler altında meydana gelmeyeceğini belirtmişlerdir.

Günümüzde kabul edilen teorilerde, non-rijit implant-diş bağlantılı protezlerde diş iletilen fonksiyonel kuvvetlerin, dişin daha az stresli bir konuma doğru yer değiştirmesine yani intrüzyonuna neden olduğu yönündedir. Klinik olarak bu davranışın meydana gelebilmesi için fonksiyonel kuvvetlerin devamlı, kesin ve hafif şeklinde olması gerekmektedir. Aksi taktirde aşırı ve kontrolsüz yüklemeler sonucu dişlerin non-vital hale gelmesi veya periodontal harabiyet sonucu diş kayıpları olasılığı yüksek olurdu (Srinivasan ve Padmanabhan, 2008).

1.15. İmplant-Doğal Diş Destekli Sabit Protezlerin Avantaj ve Dezavantajları

Fizyolojik mobiliteye sahip dişle immobil implant arasındaki farklılık protezin bir kantilever (kanat) gibi davranmasına ve implant üzerine daha fazla kuvvet uygulanmasına neden olur. Kuvvetin fazlalığı implantın başarısızlığına, implant abutmentinin kırılmasına, tutucu vidanın gevşemesine, simanın çözünmesine ve üzerinde çok fazla tartışılan intrüzyonun oluşmasına yol açabilir (Srinivasan ve Padmanabhan, 2008).

Ghodsi ve Rasaeipour (2012) literatür bilgileri dahilinde yapmış oldukları derlemelerinde, diş-implant bağlantılı protezlerin avantajlarını aşağıdaki gibi sıralamışlardır;

- Tedavi seçeneklerinin atması
- Maliyetin düşmesi
- Propriyoseptif duyunun devamı
- İsteğe bağlı olarak mobil bir dişin implanta splintlenmesi
- Dentisyondaki toplam yük için ilave destek sağlanması
- Dişeti papilinin korunması
- Daha uygun bir kemik reaksiyonu sağlamak

Greenstein ve ark. (2009) diş-implant bağlantısının dezavantajlarını iki ana başlık altında toplamışlardır;

1. Teknik problemler

- İmplantın kırılması
- İntrüzyon
- Teleskop kron destek dişinin intrüzyonu
- Desimantasyon
- Destek dişin kırılması
- Abutment vidasının kaybı
- Veneer materyalinin kırılması
- Protezin kırılması

2. Biyolojik problemler

- Peri-implantitis
- Endodontik problemler
- Destek dişin kaybı
- İmplantın kaybı
- Çürük
- Destek diş kök kırılması

1.16. İmplant-Dış Destekli Sabit Restorasyonların Başarı Oranları

Gunne ve ark. (1999) 20 hastada bulunan 3 üyeli dış-implant destekli sabit protezleri 10 yıllık dönemde değerlendirdikleri çalışmalarında, dış-implant destekli protezlerin implant destekli sabit protezlerden klinik olarak farklı olmadıklarını ve başarı oranının % 85,1 olduğunu belirtmişlerdir.

Hosny ve ark. (2000) yaptıkları çalışmalarında, 18 hastada bulunan farklı üye sayılarında dış ve implant bağlantılı sabit protezleri, implant bağlantılı sabit protezlerle 15 ay ile 14 yıllık dönemlerde karşılaştırmışlardır. Dış-implant bağlantılı protezlerin başarı oranının % 100 olduğundan bahsetmişler ve bu oranın implant destekli protezlerle aynı olduğunu belirtmişlerdir.

Lindh ve ark. (2001b) kısa dönemlerde dış-implant destekli sabit protezlerin, implant destekli protezlerde olduğu gibi kemik kaybı ve implant sürekliliği açısından kabul edilebilir bir tedavi seçeneği olduğunu belirtmişlerdir.

Block ve ark. (2002) yaptıkları çalışmalarında 5 yıllık dönemde rijit ve non-rijit bağlantılı 60 adet dış-implant destekli 3 üyeli sabit protezi değerlendirmişlerdir. Rijit bağlantılarda kemik kaybı bakımından non-rijit bağlantılara göre farklılık olmadığını belirtmiş ve bu dönemde % 90'lık bir başarı oranından bahsetmişlerdir.

Akça ve ark. (2006) yapmış oldukları çalışmalarında, 24 ay süre ile dış-implant bağlantılı 34 adet 3 üyeli sabit protezin destek kemik kaybı miktarını değerlendirmişler ve dış-implant bağlantılı protezlerin bu bakımdan % 100 başarılı olduğunu belirtmişlerdir.

Clarke ve ark. (2006) 3 üyeli dış-implant destekli sabit bir protezi 32 aylık dönemde değerlendirdikleri vaka raporlarında hiçbir teknik problemle karşılaşmadıklarını belirtmiş ve % 100'lük bir başarı oranından bahsetmişlerdir.

Pjetursson ve ark. (2007) derlemelerinde 5 yıllık dönemde bütün sabit protez tiplerinin (sadece diş, sadece implant ve implant-diş destekli sabit protezler) % 90 üzerinde devamlılığını sürdürme oranına sahip olduklarını belirtmişlerdir. 10 yıllık dönemde ise diş destekli sabit protezlerin % 89,2, implant destekli sabit protezlerin % 86,7 oranında devamlılıklarını sürdürdüklerini, implant-diş bağlantılı sabit protezlerde ise bu oranın % 77,8 olduğunu belirtmişlerdir.

Diş-implant bağlantılı protezlerde meydana gelen komplikasyonların en büyük nedeni teknik problemlerden kaynaklanmaktadır (Lindh ve ark., 2008). Bu tarz protezler için bugüne kadar yapılan uzun dönemli çalışmalar teknik problemleri anlamak için yeterli değildir. Farklı zaman aralıklarında olacak şekilde daha fazla çalışmanın yapılması gerekmektedir (Greenstein ve ark., 2009).

1.17. İmplant-Diş Destekli Protezlerde Kuvvet Dağılımı ile İlgili Düşünceler

İmplant-diş destekli sabit restorasyonlarda dört önemli yapı üzerinde kuvvet dağılır.

- İmplant
- Kemik
- Doğal diş
- Protetik yapılar (Misch, 2005).

Fonksiyonel çene hareketleri sırasında oluşan kuvvetlerin sistemde dağılması, o sistemi oluşturan elemanların sertliği, esneme yeteneği, yüzey morfolojisi, temas tipi ve temas alanı ile olmaktadır. Böyle bir sistemdeki komponentler, vertikal eleman (doğal diş veya implant), destek ortam (periodontal membran veya kemik) ile bu yapıları birbirine bağlayan protetik tasarımdan oluşmaktadır. Protezin rijit olduğu durumlarda vertikal elemanların ve destek ortamın sertliği ve esnekliğine göre uygulanan kuvvetler sistemin yapısal unsurlarına dağılmaktadır (Weinberg ve Kruger, 1994).

Üst yapıya veya implanta etki eden fonksiyonel kuvvetler, destek yapılarda ve destek yapı etrafındaki kemikte stres oluşturur. İmmobil bir implanta gelen kuvvet, yapı üzerinde fazla dağılmadan, implantı çevreleyen kemiğin küçük bir kısmında stresin oluşmasına neden olur ve bu stres, implant-kemik arayüzeyinin dar bir kısmında yoğunlaşır. Bu nedenle, implant-diş destekli protezlerde planlamanın en önemli anahtarlarından birisi yüksek eğilme momentinden kaçınabilmektir (Glantz ve Nilner, 1998).

Kuvvet dağılımı destek ortam (periodontal membran veya kemik) ve vertikal elemanın (doğal diş veya implant) esnekliği ile orantılı olmaktadır. Vertikal elemanın sertliği azaldıkça esneme ve hareket miktarı artacak sonuç olarak daha fazla stres, sistemi oluşturan diğer eleman ve destek ortama aktarılacaktır. Bu iki yapı arasına esnek bir bağlantı yerleştirilerek kuvvet dağılım dengesinin düzelebileceği belirtilmiştir (Skalak, 1986; Weinberg ve Kruger, 1994).

İmplant ya da proteze uygulanan ani yüklerin kemikte mikro kırıklara neden olacağına dair bir düşünce hakimdir. Marjinal kemik kaybındaki anormal artış implantların fazla strese maruz kalmasından meydana gelebilir. Bu strese maruz kalan implantı çevreleyen kemikte genellikle krater tarzı defektler meydana gelir. Yapılan çalışmalar implantların bu kuvvetleri kompanze etmelerini sağlamak için farklı yolların bulunduğunu göstermektedir (Gracis ve ark., 1991; Duyck ve ark., 2001).

IMZ implantlardaki gibi şok absorbe edici bir parçanın implant ve abutment arasında kullanılması bu çalışmalardan bir tanesidir. Bazı araştırmacılar ise protez ve implant arasında sağlam bir bağlantının olmasının gerektiğini düşünerek şok absorbe özelliğın yapılacak olan restorasyonun metal altyapı üzerine akrilik bir restorasyonla sağlanması gerektiğini düşünmüşlerdir (Gracis ve ark., 1991; Çiftçi ve Canay, 2000).

IMZ implant sistemi termoplastik bir materyal olan asetale rezinden yapılan intramobil bir bağlantıya (IME veya IMC) sahiptir. İmplant gövdesine IME (intramobile element) kendi yivleriyle bağlanırken IMC (intramobile connector) ayrı

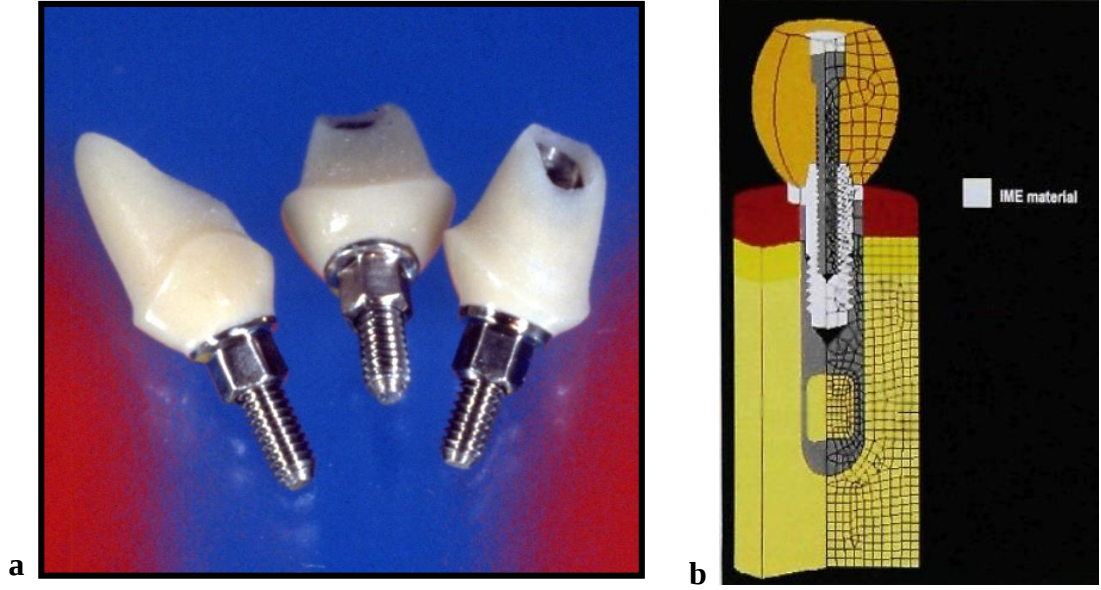
bir okluzal vida ile bağlanır. Ancak IME ve IMC'nin aşırı yükler altında yorulduğu ve kırıldığı, zayıf bir bağlantı tipi olduğu ve üst yapıda oklüzal vidanın gevşemesinden veya kırılmasından sorumlu olacağı düşünülmüştür (Kay, 1993; Holmes ve ark., 1994; Uysal ve ark., 1996).

Akrilik rezin okluzal yüzeyler ile ilgili birçok teknik ve protetik komplikasyon olduğundan dolayı, kompozit protetik restorasyonlar akrilik rezine bir alternatif olarak görülmüştür (Stegaroiu ve ark., 2004).

Kompozit ve akrilik rezinler mine ve porselene göre daha fazla aşınma özelliği gösterir. Bu durum vertikal boyut ve sentrik okluzal kontakların kaybına, karşıt dişlerin uzamasına ve okluzal çatışmalara neden olur. Bu nedenle karşıt dentisyon, implant restorasyon materyalin seçiminde büyük rol oynar (Gracis ve ark., 1991; Soumeire ve Dejou, 1999).

Termoplastik bir polimer olan asetal rezin ise akrilik ve kompozit rezinlerin aksine okluzal aşınmaya karşı dirençli ve dikey boyutun sürdürülmesi için uygun materyaldir (Kutsch ve ark., 2003).

Çalışmamızda asetal rezinin, IMZ implantlara göre farklı bir yapı ve yöntemde, abutment ve restorasyon arasındaki bir eleman şeklinde kullanılarak, destek dokulara gelen kuvvetlerin dağılımına etkisi incelenecektir (Şekil 1.11).



Şekil 1.11. a) Asetal rezin kaplı abutment (http://dentald.ru/d/63780/d/abutment_1.jpg). **b)** IMZ implant (Holmes ve ark., 1994).

1.18. Termoplastik polimerler

Termoplastik polimerler, kimyasal olarak birbirinden bağımsız makromolekülleriyle birlikte en basit moleküler yapıyı gösteren polimerlerdir. Bu basit yapı içerisinde termoplastikler, çizgisel polimer zincirlere sahiptir ve az olmakla birlikte dallı zincir yapısı da gösterebilirler. Termoplastikler, termosetlerin aksine polimerizasyon reaksiyonu ile oluştuktan sonra ısıtıldıklarında yumuşayıp eriyebilme özelliği gösterirler. Yapı içindeki intermoleküler bağların kolayca zayıflaması nedeniyle ısı sonrası materyale istenilen şekil verilebilmekte ve soğutuldukları zaman bu materyal tekrar eski katı formuna dönebilmektedir. Bu olay, sıcaklığa duyarlı olan polimerin ciddi zarar görmemesi halinde devamlı tekrarlanabilmekte ve önceden polimerize edildiklerin dolayı, ısı işlemler sonrası termoplastik yapıda hiçbir kimyasal değişiklik meydana gelmemektedir.

Termoplastiklerin şekillendirilmesinde kullanılan en yaygın yöntemler:

- Enjeksiyon kalıplama (injection molding)
- Ekstrüzyon kalıplama
- Isıl şekillendirme işlemi (thermoforming)

Termoplastik rezinlerin yüksek dayanıklılık göstermesi ve maliyetlerinin düşük olması birçok sektörde tercih edilebilen bir materyal haline gelmesini sağlamıştır. Farklı katkı maddelerinin ilavesi ile fiziksel ve kimyasal özellikleri daha da geliştirilebilmektedir (Van Der Vegt, 2002).

Endüstriyel sektördeki en önemli termoplastikler (Ay ve Demircioğlu, 2008):

- polioksimetilen-poliasetal (POM)
- poliamid-naylon (PA)
- polimetilmetakrilat (PMMA)
- polikarbonat (PC)
- akrilonitril bütadin stren (ABS)
- stren akrilonitril (SAN)
- enterepitalat (PET)
- selüloz asetat (CA)
- polietereterketon (PEEK)
- polietilen (PE)
- polistren (PS)
- polivinilklorür (PVC)
- polipropilen (PP)

Günümüzde diş hekimliği alanında, termoplastik rezin olarak poli-asetal (asetal rezin), poliamid, polimetilmetakrilat ve polikarbonat rezinler kullanılmaktadır (Kutsch ve ark., 2003).

1.18.1. Termoplastik rezinlerin avantajları

Termoplastik polimerler ve kopolimerleri, konvansiyonel toz ve likit rezin sistemlerine göre birçok avantaja sahiptir (Kutsch ve ark., 2003);

- Termoplastik rezinler geleneksel olarak kullanılan kaide materyallarından daha esnektir. Bu esneklik proteze, fonksiyon sırasında oluşan kuvvetlerin

destek dokulara eşit dağıtılmasını sağlayan kuvvet kırıcılık özelliğini kazandırır.

- Termoplastik rezinler, uzun dönemde iyi bir performans gösterir. Stabil ve termal polimer zincir ayrılmasına karşı dirençlidirler.
- Bu rezinler aynı zamanda mükemmel bozunma ve çözünme direnci yanında yüksek akma ve yorulma direncine sahiptirler.
- Aynı zamanda yüksek boyutsal ve renk stabilitesine sahiptirler.
- Termoplastik rezinler çok az miktarda artık monomer içerir ya da hiç içermezler. İnsan popülasyonunun büyük bir kısmı artık monomere karşı alerjik reaksiyon gösterdiği için bu tür rezinler, alerjik bireylerde güvenli bir tedavi alternatifi olarak tercih edilmektedir.
- Monomersiz olmasının yanında termoplastik materyaller hemen hemen hiç porözite içermez, kötü kokuya neden olmaz.

1.18.2. Termoplastik rezinlerin dezavantajları

Termoplastik rezinlerin birçok avantajının yanında bazı dezavantajları da bulunmaktadır (Kutsch ve ark., 2003);

- Termoplastik rezinler ısıya duyarlı materyallerdir. Ortam sıcaklığının arttığı durumlarda, yapılarında bulunan zayıf kimyasal bağlardan dolayı elastisite modüllerinde bir azalma meydana gelir. Bu özelliğinden dolayı materyalde, zamana bağlı devam eden streslerle birlikte deformasyonlar ve gevşemeler meydana gelerek, mevcut protezlerde retansiyon kayıpları yaşanabilmektedir.
- Isıtıldıklarında damlamaya müsait bir yapıda olmalarından dolayı sonuç fiziksel kohezyonu zorlaşmaktadır. Bu nedenle geleneksel tamir ve ilave işlemleri zordur.
- Mekanik olarak uyumlandırılmaya çalışıldığında materyal içinde bir gerilim sertleşmesi meydana gelebilmekte ve bu sertleşme materyalin esneklik kaybına ve kırılabilirliğinin artmasına neden olabilmektedir.

Günümüzde termoplastik rezinlerden dayanıklı, hafif ve esnek protezler yapılabilmektedir. Bu tür restorasyonlar, estetik bir görünüş, uzun dönemde rahat kullanılabilme imkanı sağlar ve kozmetik restorasyonların yapımı için estetik bilincine sahip hastalara iyi bir tedavi alternatifi sunar (Kutsch ve ark., 2003; Ewoldsen, 2007).

Diş hekimliğinde, özellikle hareketli bölümlü protez kaide ve kroşe materyali olarak son 50 yıldır kullanılmakta olan termoplastik polimerler, geleneksel metal kaideli veya klasik hareketli bölümlü protez materyali olarak önemli birer alternatif teşkil etmektedir (Negrutiu ve ark., 2008; Kutsch ve ark., 2003).

Termoplastik rezin uygulamaları, başlangıçta zayıf yapılarından dolayı daha çok diş destekli esnek bölümlü protezleri kapsamaktaydı. Günümüzde ise bu tür rezinler geliştirilmiş yapılarıyla;

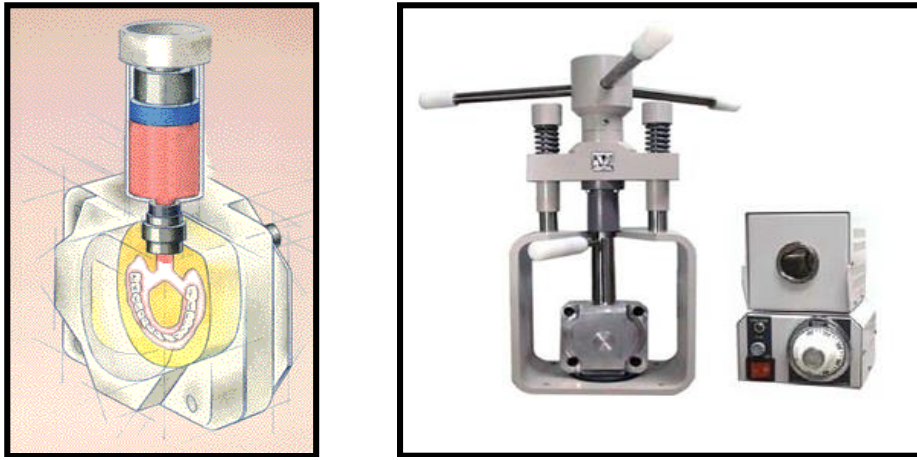
- Preforme bölümlü protez kroşelerinde
- Esnek hareketli bölümlü protez alt yapısı olarak
- Tek parça döküm esnek hareketli bölümlü protezlerde
- Fiberle güçlendirilmiş sabit restorasyonlarda
- Geçici kron-köprülerde
- Oklüzyon apereyleri olarak
- Obtüratör ve uyku apnesi uygulamalarında
- İmplant abutmentı olarak kullanılabilmektedir (Kutsch ve ark., 2003).

1.18.3. Enjeksiyon kalıplama sistemleri

Çeşitli firmaların üretmiş olduğu birçok enjeksiyon kalıplama sistemi mevcuttur (Şekil 1.12). Basit veya elektronik olarak birbirlerinden farklılık göstermelerine rağmen yöntem aynı mantıkla uygulanmaktadır. Bu yöntem, rezinin bulunduğu kartuşların ısıtılmasını ve bu kartuşların hazırlanan kalıplara enjeksiyonunu içerir. Mevcut kartuşlar, firmaların uygulama yöntemlerine göre ya boş ya da farklı boyutlarda hazır rezin içeren şekilde bulunabilmektedir. Boş kartuşlar işlem sırasında

mevcut rezin ingotlarla istenilen miktarda doldurulabilmektedir. Farklı firmaların diş ve doku renginde farklı renk rezin seçenekleri de bulunabilmektedir.

Ayrıca rezin ilavesi veya tamirinin gerektiği durumlarda, yöntemin pratik bir şekilde uygulanabildiği tabancalar da mevcuttur. İstenilen miktarda ingotlarla doldurulan tabancalarla hazırlanan modellere enjeksiyonla presleme işlemi yapılabilmektedir (Kurtzman ve Ewoldsen, 2008).



Şekil 1.12. Enjeksiyon kalıplama sistemleri (<http://www.bridgesdental.com/images/successPump.gif>).

1.18.4. Termoplastik asetal rezin (polioksimetilen-POM)

Termoplastik bir materyal olan asetal rezin 1986'dan beri diş hekimliği sektöründe kullanılmaktadır (Arda ve Arıkan, 2005). Asetal rezin;

- Oldukça dayanıklı, bozunmaya ve kırılmaya karşı dirençli esnek bir rezindir (Özkan ve ark., 2005).
- Yüksek nem, ısı, çözücü ve sürtünme direncine sahiptir ve bu özelliklerini geniş sıcaklık aralıklarında korur.
- Renk ve boyutsal stabilite ve su absorpsiyon özelliği gösterir (Arıkan ve ark., 2005; Ewoldsen, 2007).

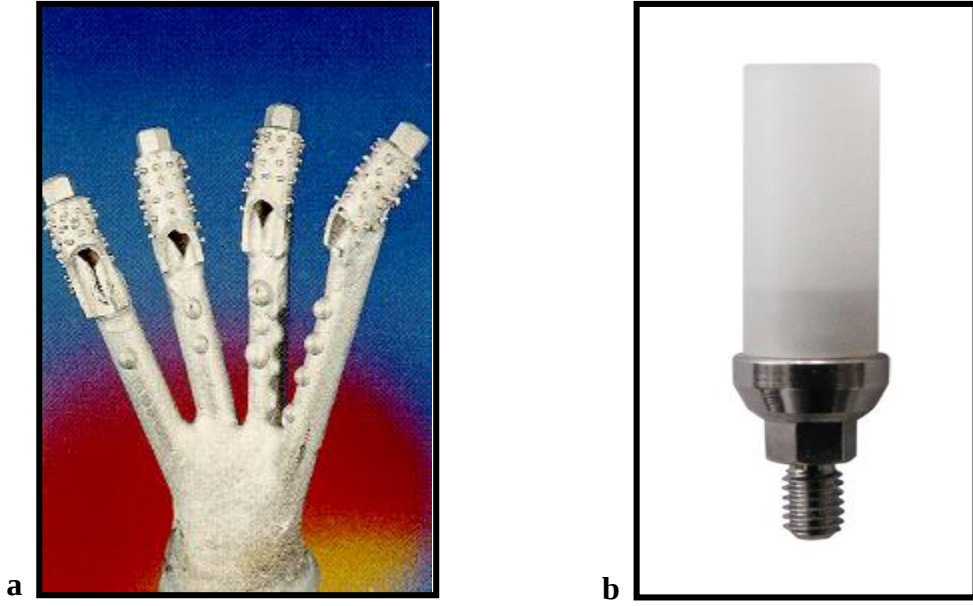
Bu özelliklerinden dolayı asetale resin;

- Bölümlü protezlere uygulanan preforme kroşeler (akrilik, naylon ve metal alt yapılara uygulanabilmektedir.)
- Tek parça preslenebilir unilateral bölümlü protezler
- İskelet alt yapı uygulamaları
- Tam protez kaidesi
- Geçici ve daimi kron-köprüler
- Post-core
- Yer tutucular
- Dişeti epitezleri
- Teleskop kronlar
- Oklüzal splintler
- Ortodontik apereyler
- İmplant abutment ve üst yapıları için kullanılabilecek ideal bir materyaldir (Şekil 1.13) (Kutsch, 2003).



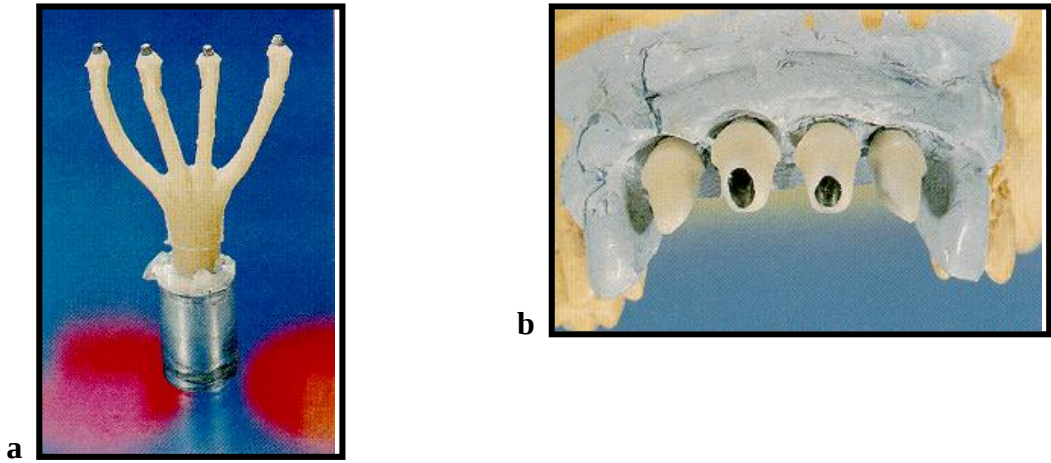
Şekil 1.13. Asetale resin uygulama şekilleri (<http://www.gedlingdentallab.co.uk/images/DENTAL%20D.jpg>).

Asetale resin kaplı bireysel abutmentlerin yapımı için önce dökülebilir (castable) abutmentlerden metal kor alt yapılar oluşturulur (Şekil 1.14.b). Asetale yapı ile metal kor yapının retansiyonu için dökülebilir abutment yapının modelajı sırasında retansiyon boncukları ilave edilebilir (Şekil 1.14.a).



Şekil 1.14. a) Dökülmüş olan metal kor yapı (Corrente ve ark., 1995). **b)** Dökülebilir abutment (http://www.iqimplants.com/image/users/178962/ftp/my_files/UCLA%20copy.jpg?id=8136037).

Metal kor alt yapıların hazırlanmasından sonra ikinci modelaj işlemi asetale yapı için yapılır. Hazırlanan bireysel abutmentler özel muflalara alınır ve enjeksiyon kalıplama sistemlerinde abutmentin ısıtılmış asetale rezin enjekte edilir (Şekil 1.15).



Şekil 1.15. a) Enjekte edilmiş asetale rezin yapı. **b)** Asetale rezin kaplı bireysel abutment (Corrente ve ark., 1995).

Asetale rezinin üstün özelliklere sahip olması ve bunun yanında diş renginde olabilmesi, özellikle estetiğin önemli olduğu anterior maksillada implant abutment olarak kullanılmasına olanak sağlamıştır. Estetik özelliğinin yanında materyalin

esnek olması, asetal rezin kaplı abutmentın, implantlara şok absorbe etme özelliği kazandırdığı belirtilmiştir (Corrente ve ark., 1995; Corigliano ve ark, 1996).

Çalışmamızda, IMZ implantlarda kullanılmış olan Delrin (DuPont Engineering Polymers, Wilmington, North Carolina, USA) marka asetal rezin termoplastik polimerin materyal özellikleri dikkate alınmıştır.

1.19. Kemik

Vücudun iskelet yapısını oluşturan kemik; vücudun hareketliliğini sağlayan, kemik iliğini barındıran, dokulara destek olan ve kalsiyum, fosfor, magnezyum, sodyum gibi mineralleri depolayan ileri derecede özelleşmiş bağ dokusudur (Junguera ve ark., 1988; Babbush, 2001).

Kemik bileşimi beslenme alışkanlıkları, yaş ve hastalık varlığına bağlı olarak farklılık gösterir. Kemik genel olarak % 65 mineral, % 35 organik matriks, hücreler ve sudan oluşur (Jee, 2001). Dentin gibi organik matriksin % 86'sını tip 1 kollajen oluşturur. Bu durum, kemiğe elastik ve viskoelastik özellik kazandırır. Dentine göre hidroksiapatit kristalleri daha az ve küçüktür (Craig ve Powers, 2002).

Kemik dokusunda dört tip hücre bulunur. Bunlar osteoprojenitör hücreler, osteoblastlar, osteoklastlar ve osteositlerdir (Bonucci, 2000).

Osteoprojenitör hücreler periosteum ve endosteumda bulunan hücrelerdir. Bu hücreler gerektiğinde diğer tip kemik hücrelerine dönüşebilirler (Bonucci, 2000).

Osteoblastlar, kemiğin hücre dışı matriksini oluşturur ve mineralizasyonunu sağlar. Bu matriks periost ve endosteumun en içteki tabakasını oluşturur. Kemik oluşukça osteoblastlar hücre dışı matrikste gömülü kalır ve osteosit adını alırlar. Bu hücreler, lakuna denilen odacıklar içinde yer alır ve diğer lakunalarındaki hücrelerle kanallar

yardımıyla iletişim kurup kemiğin canlılığının devam ettirilmesini sağlarlar (Craig ve Powers, 2002).

Diğer bir hücre olan osteoklastlar, kaynağını kemik iliğindeki hematopoetik kök hücrelerinden alan, hücre dışı matriksin dekalsifikasyonundan ve kemik rezorpsiyonundan sorumlu hücrelerdir. Kemik rezorpsiyonu durumunda osteoklastlar artış gösterir. Osteoblastik ve osteoklastik aktiviteler kemik yenilenmesini yönlendirirler. Bu hayat boyu devam eden bir süreçtir (Craig ve Powers, 2002).

Kemik iki farklı tabakadan oluşur. Dış kısım kompakt (kortikal) kemik olarak bilinir ve mekanik desteklik sağlar. Merkezde bulunan trabeküler (spongioz) kemik ise metabolik fonksiyonları kontrol eder. Kompakt kemiği kaplayan periostta; kollajen lifler, osteoblastlar ve osteoklastlar bulunur. Kompakt kemik tabakasının altındaki trabeküler kemik gözenekli sünger görünümlü bir yapıda olup, kompakt kemiğe göre daha az yoğun ve daha az serttir (Natali, 2003).

Wolf kanunu, kemik üzerine gelen kuvvetlerin, kemiğin yeniden şekillenmesiyle ilişkili olduğunu belirtir. Fonksiyonel bir kemiğin iç ve dış yapısındaki belirgin değişiklikler her zaman görülür. Kemiğin formunu ve yoğunluğunu koruyabilmesi için uyarılmaya ihtiyacı vardır. Roberts ve ark. (1987), iskelet sistemindeki %4'lük gerilimin kemiğin devamlılığını sağladığını ve kemikte meydana gelen rezorbsiyon ve formasyon devrelerindeki dengeyi sağladığını belirtmişlerdir (Misch, 2005).

Diş, çevresindeki kemiğe gerilme ve baskı streslerini iletir. Diş kayıplarından sonra kalan kemikte uyarılma eksikliği meydana gelir. Bunun sonucunda mevcut kemik trabekülleri ve yoğunluğu azalmaya başlar. Diş kaybından sonra ilk yıl içinde kemiğin genişliğinde % 25'lik, yüksekliğinde ise yaklaşık olarak 4 mm'lik bir azalma görülür (Misch, 2005).

1.19.1. Kemik Miktarı ve Kalitesi ile İlgili Sınıflamalar

Mevcut kemiğin miktarı ve kalitesi, uygulanacak implantın başarısı için önemli faktörlerdendir (Misch, 2005). Kemik miktarı yükseklik, genişlik ve uzunluk değerlendirilerek belirlenir. Kemiğin kalitesi ise yoğunluğu olarak tanımlanır. Bu kemiğin sertliğini yansıtır. Dışsız bölgedeki kemik yoğunluğu tedavi planının, implant tasarımının, cerrahi protokolün, iyileşme zamanının belirlenmesinde önemlidir (Cochran, 2000).

Kemik miktarı ve kalitesi ile ilgili yapılmış pek çok sınıflama mevcuttur. Fakat Lekholm ve Zarb'ın 1985 yılında, Misch'in ise 1988 yılında yaptıkları sınıflamalar günümüzde en sık kullanılan sınıflamalardır (Misch, 2005).

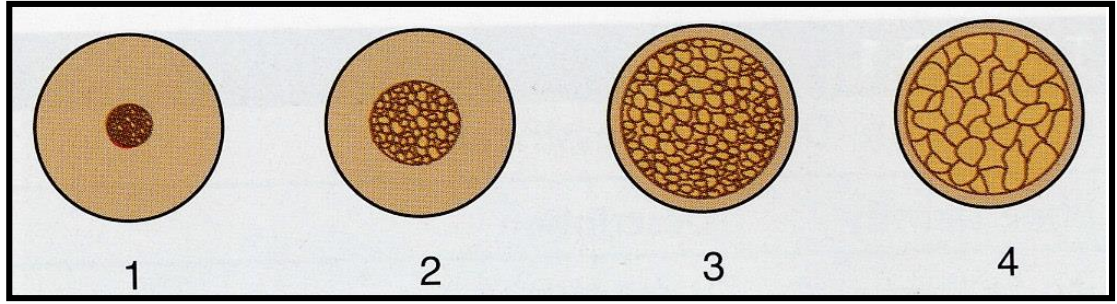
Lekholm ve Zarb (1985) kemik miktarı ve kalitesi olarak 2 grup sınıflama yapmıştır;

1. Grup (kemik miktarı)

- A: Alveol kemikte rezorbsiyon yok veya minimaldir.
- B: Residüel krette minör rezorbsiyon vardır.
- C: Sadece bazal kemiğin mevcut olduğu ciddi rezorbsiyon mevcuttur.
- D: Bazal kemiğin içine ilerleyen rezorbsiyon mevcuttur.
- E: Bazal kemikte ciddi rezorbsiyon mevcuttur.

2. Grup (kemik kalitesi) (Şekil 1.16)

- Tip 1: Kalan kemiğin büyük bölümü homojen kortikal kemiktir.
- Tip 2: Az miktarda ve yoğun spongios kemiği çevreleyen kalın kortikal kemik mevcuttur.
- Tip 3: Yoğun spongios kemiği çevreleyen ince bir kortikal kemik mevcuttur.
- Tip 4: Düşük yoğunlukta spongios kemiği çevreleyen ince bir kortikal kemik mevcuttur.



Şekil 1.16. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalitesi sınıflaması (Misch, 2005).

Misch'in (2005) kemik sınıflaması (Şekil 1.17):

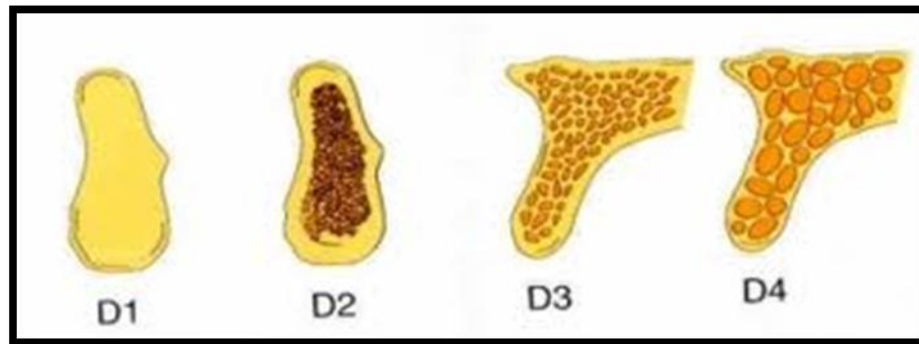
D1 kemik: Yoğun kortikal kemikten oluşur (Atrofik mandibulanın anterior segmenti).

D2 kemik: Kalın poröz kortikal kemik ve altında yoğun spongioz kemikten oluşur (Anterior posterior mandibula, anterior maksillada ve nadiren posterior maksilla).

D3 kemik: İnce poröz kortikal kemik ve altında gevşek dokulu spongioz kemikten oluşur (Anterior posterior maksilla, posterior mandibula ve anterior mandibula).

D4 kemik: Hemen hemen hiç kortikal kemik yoktur. Kemiğin tamamı ince spongioz kemikten oluşur (Çoğunlukla posterior maksilla).

D5 kemik: Mineralizasyonu tamamlanmamış kemik.



Şekil 1.17. Misch'in kemik sınıflaması (Misch, 2005).

İmplantlarda yeterli osseointegrasyonun sağlanabilmesi kemiğin kalitesi ile doğrudan ilişkilidir (Esposito ve ark., 1998). Kemik yoğunluğu, primer stabilitenin artırılmasını sağlar ve bunun sonucunda dental implant tedavisinin başarısının belirlenmesinde çok önemlidir (Moly, 2006). Eğer kortikal kemik ince, spongioz

kemik yeterli yoğunluk ve dirence sahip değilse implantların stabilizasyonunda azalma meydana gelecektir (Lekholm ve Zarb, 1985).

1.20. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon üzerine çalışma yapan birçok araştırmacı, bu kavram için değişik tanımlamalarda bulunmuş ve araştırmalarında osseointegrasyonun uzun dönem implant başarısı için en önemli faktör olduğunu belirtmişlerdir (Özdemir ve ark., 1994).

İlk olarak Branemark tarafından tanımlanan osseointegrasyon, implant yüzeyi ile kemik doku arasındaki direkt yapısal ve fonksiyonel birleşme olarak açıklanmış ve bu tanım günümüzde dental implantların temel bağlanma mekanizması olarak kabul edilmiştir. Bu durum, periodontal ligamentin bulunmadığı ankiloze dişlere benzer (Anusavice, 2003).

Albrektsson ve arkadaşları (1981) ise osseointegrasyonu, ışık mikroskobu seviyesindeki kemik ile implant yüzeyi arasındaki direkt kemik teması olarak açıklamışlardır.

Başarılı bir osseointegrasyonun sağlanmasında Albrektsson ve arkadaşları (1986) 6 ana faktörden bahsetmişlerdir. Bunlar;

- İmplant materyalinin doku uyumluluğu
- İmplant yatağının sağlığı ve kemik kalitesi
- İmplant yüzeyinin doğası
- Sorunsuz bir iyileşme fazı
- İyi bir protez dizaynı ve uzun dönemli uygun yükleme derecesi
- Cerrahi teknik'tir.

Osseointegrasyon, gelen yükü transfer edecek ideal bir kemik-implant bağlantısı sağlayarak, dental protezlerin desteklenmesini sağlar. Osseointegrasyonun istenilen

düzeyde sağlanabilmesi için kemiğin canlılığının korunması, implantın yerleştirilmesi sırasında nekroz veya enflamasyonun oluşturulmaması gerekir. İmplantın yerleştirildiği bölgede fibröz doku bulunmamalı, kemik-implant arayüzeyindeki mesafe 10 nm'den az ve kemik-implant temas yüzeyi gelecek yüklere dayanacak şekilde olmalıdır (Craig ve Powers, 2002).

İmplantlar, bireylerin normal çiğneme hareketleri sonucunda oluşan streslere, yapısal bozulma göstermeden direnebilmeli, aynı zamanda da kendisine desteklik sağlayan kemik dokuya bu stresleri fizyolojik limitler içerisinde taşıyabilmelidirler. Bu sebeple uygun yön ve şiddette iletilen kuvvetler osseointegrasyonun güçlenmesini sağlayacaktır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.21. Biyomekanik

Bir bilim dalı olarak biyomekanik, biyoloji ve mühendislik bilimlerinin yaşayan canlılar üzerindeki uygulama alanıdır. Biyomekanikle ilgili çalışmalarda, mühendislik yöntemleri de kullanılarak, canlıların nasıl hareket ettikleri, hareketlerinin nasıl kontrol edildiği ve hareket sırasında değişik bölümlerde oluşan kuvvet sisteminin etkisi incelenmektedir (Ulusoy ve Aydın, 2003).

İmplant destekli protezlerin başarısında en önemli faktörlerden biri de biyomekanik prensiplere uymaktır. Biyomekanik, vücuttaki organ ve dokular ile bu organ ve dokulara gelen kuvvetlerin etkileşimini inceleyen bilim dalıdır (Craig ve Powers, 2002).

Ağız ortamındaki kimyasal, ısısal ve mekanik uyaranlara maruz kalan restoratif materyaller, bu uyaranlar karşısında deformasyona uğrayabilirler. Bir materyalin mekanik özellikleri bu materyalin termal ve mekanik etkilere nasıl cevap vereceğini açıklar. Tek bir mekanik özellik materyalin kalite ve performansı hakkında doğru bir fikir veremeyebilir. Bu nedenle bir materyalin mekanik özellikleri bir bütün olarak değerlendirilmelidir. (Craig ve Powers, 2002).

1.21.1. Biyomekanik Kavramlar

1.21.1.1. Kuvvet

Cisimlerin hareket durumlarını ve/veya şekillerini değiştirebilen, doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özelliklere sahip etkiye kuvvet denir. Birimi SI (System International) sisteminde ‘Newton’ (N) olarak ifade edilir (Kuhlberg ve Nanda, 2005).

Doğal dentisyona etki eden kuvvetin 5 özelliği vardır. Bu özellikler kuvvetin süresi, tipi, yönü, büyüklüğü ve şiddetidir.

Doğal dentisyonda ısırma kuvvetleri;

- Bireysel faktörlere
- Yaşa
- Cinsiyete
- Dentisyonun durumuna
- Dişsiz kalma süresine
- Dental arktaki lokalizasyona
- Destek dokuların kapasitesine
- Ölçüm sırasında kişinin mental durumuna bağlı olarak değişir (Yalçın, 2003).

Diş hekimliğinde mekanik ile ilgili yapılan çalışmaların büyük bir kısmı, dişlere ve restorasyonlara etkiyen kuvvetlerin ölçülmesiyle ilgili olmuştur. Yapılan çalışmalar çiğneme kuvvetlerinin 100 ve 2440 N arasında değişen geniş bir aralıkta olduğunu göstermiştir. Çalışmalarda, ısırma kuvvetlerinin, büyük azı bölgesinden kesici diş bölgesine doğru gidildikçe azaldığı belirtilmiştir (Craig ve Ward, 1996).

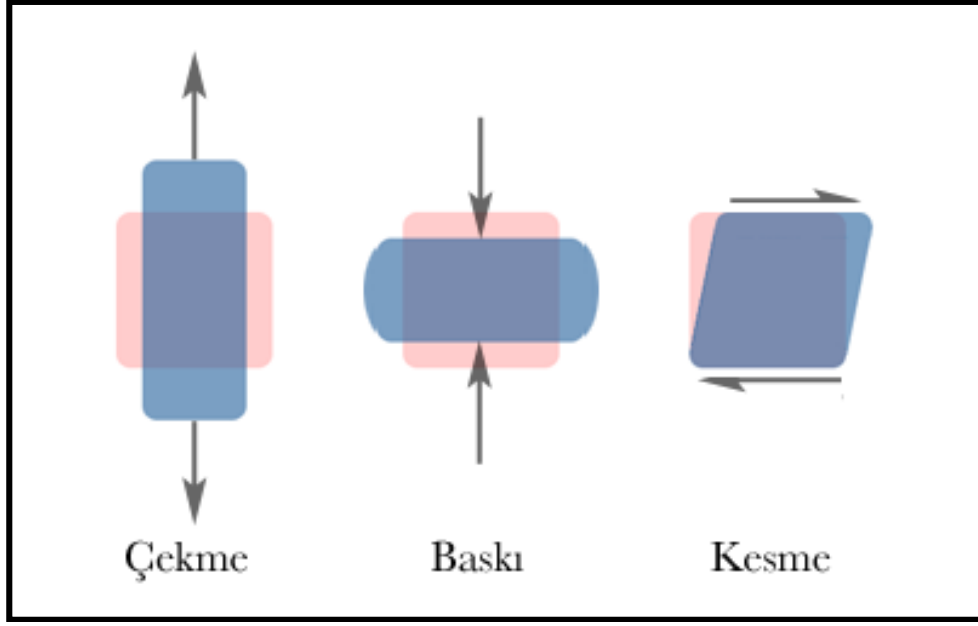
Yapılan çalışmalara göre ısırma kuvvetlerinin 1.ve 2. molarlarda 390-800 N arasında (ortalama 565 N), premolarda 288 N, kaninlerde 208 N, kesicilerde ise 155 N olduğu belirtilmiştir (Craig ve Powers, 2002). Diğer bir çalışmada ise; bu değerler

molarlarda 665 N, premolarlarda 453 N, kesicilerde ise 222 N olduğu ölçülmüştür. Doğal dentisyon için verilen bu ısırma kuvvetleri, bireyin yaş ve ağızındaki restorasyonlarından önemli derecede etkilenir (Craig ve Ward, 1996). Ferrario ve ark. (2004) yaptıkları çalışmalarında doğal dentisyondaki ısırma kuvvetlerini, kesicilerde 94-146 N, birinci premolarlarda 179-254 N ve birinci molarlarda 234-306 N olarak bulmuşlardır.

Kemiğe rijit olarak bağlandıkları için implantlar yapılarına gelen fonksiyonel kuvvetleri doğrudan kemiğe iletirler. Bu nedenle çiğneme kuvvetlerinin derecesi kemik-implant bütünlüğünün korunmasında büyük öneme sahiptir (Ishigaki ve ark., 2003).

Mericske-Stern ve arkadaşları (1995) implant destekli sabit protezler ile tedavi edilen kısmi dişsiz hastalarda maksimum vertikal ısırma kuvvetini 1. premolar dişte $206,1 \pm 87,6$ N, 2. premolar dişte $293,2 \pm 98,3$ N ve 1. molar dişte ise $209,8 \pm 88,2$ N olarak belirtmişlerdir. Merickske-Stern ve Zarb (1996) implant destekli sabit veya tek kron ile restore edilmiş bölümlü dişsizliği olan hastalarda, maksimum oklüzal kuvvet değerlerini premolar ve 1. molar bölgesinde 200 N, 2. molarlar bölgesinde ise 300 N olarak bulmuşlardır.

Kuvvet bir cismi her yönden ve her açıdan etkileyebilir. Çoğu zaman bu etkiler cisimde farklı streslerin oluşmasına yol açar. Meydana gelen bu stresler ise baskı (sıkışma), çekme (germe) ve makaslama (kesme) stresi olarak üç şekilde oluşur (Şekil 1.18) (Misch, 2005).



Şekil 1.18. Baskı (sıkışma), çekme (germe) ve makaslama (kesme) tipi stresler (<http://muhendishane.org/wp-content/uploads/2012/07/mm001.png>).

Kemik en çok sıkışma streslerine dayanıklıdır. Germe tipi streslere % 30 daha az, kesme tipi streslere de % 65 daha az dayanıklıdır. Bu nedenle, endosseoz implant tasarımlarının, kemik-implant ara yüzeyinde meydana gelen kesme ve gerilme tipi streslere karşı direnç gösterecek şekilde olması gerektiği bildirilmiştir (Misch, 2005).

1.21.1.2. Stres (Gerilme)

Bir yapıya bir kuvvet uygulandığında, bu dış kuvvete karşı bir direnç oluşur. Şiddet olarak dış kuvvetle eşdeğer ve zıt yönlü olan bu iç reaksiyon stres olarak tanımlanır. Uygulanan kuvvet ve buna karşı oluşan iç direnç (stres) yapının belirli bölgelerine dağılır. Yapıda meydana gelen iç direnç pratik olarak ölçülemeyeceğinden kesit alana uygulanan dış kuvvetin ölçülmesi daha kolay bir işlem olacaktır. Stres S ya da σ harfleriyle ifade edilir. Stres birimi, birim kuvvetin birim alan ya da uzunluğun karesine bölünmesiyle elde edilir ve genel olarak Paskal olarak ifade edilir ($1\text{Pa} = 1\text{N/m}^2 = 1\text{MN/mm}^2$). Bilimsel yayınlarda stres sıklıkla MPa (Megapaskal) olarak bildirilmektedir ($1\text{MPa} = 10^6 \text{Pa}$) (Craig ve Powers, 2002).

Stresin yoğunluğunu belirleyen iki unsur vardır. Bunlar uygulanan kuvvetin şiddeti ve yayıldığı alanın kesit alanıdır. Bir yapıda oluşan stres kuvvet ile doğru, alan ile ters orantılı değişkenlik gösterdiğinden dolayı, kuvvetin uygulanacağı alan önem kazanmaktadır. Diş hekimleri olarak ‘Kuvvetin şiddeti üzerine fazla etkili olamasak da bu kuvvetlerin etkilerini azaltmada etkili olabiliriz’ görüşü belirtilmiştir. Dental restorasyonların yüzey alanları küçük olduğu ve incelenen boyutlar genelde mm olarak tanımlandığı için gerilme birimi megapaskal olarak ifade edilir. Bu nedenle birçok restorasyonda birkaç yüz MPa’lık stres oluşabilmektedir (Craig ve Powers, 2002).

1.21.1.3. Strain (Gerinim)

Bir cisme kuvvet uygulandığı zaman bu kuvvet sonucu bir deformasyon oluşur. Çekme kuvveti ile oluşan deformasyon, uygulanan kuvvet yönünde cismin uzaması şeklindedir. Sıkıştırma kuvveti ise uygulanan kuvvet yönünde cismin kısılmasına neden olur. Gerinim, cisim bir strese maruz kaldığı zaman cismin her birim uzunluğunda meydana gelen uzunluk değişimi olarak tanımlanabilir. Gerinimin bir ölçü birimi yoktur. Ancak gerinim, deformasyonun orijinal uzunluğa oranı olarak tanımlanabilir (Craig ve Powers, 2002; Weinberg, 2003).

$$\text{Gerinim } (\epsilon) = \Delta L / L$$

ΔL = Boyutsal değişim, L = Cismin ilk uzunluğu

Bir yapıdaki gerinim, elastik veya plastik ya da her ikisi şeklinde olabilir. Elastik gerinimde geri dönüşüm meydana gelir ancak plastik gerinimde yapı içindeki atomlar daimi şekilde yerinden oynadığı için geri dönüşüm olmaz (Weinberg, 2003).

1.21.1.4. Elastik Modül (Young Modülü)

Cisimlerin şekil değiştirmeye karşı direncinin bir ölçüsüdür. Stresin gerinime oranıdır. Materyalin sertliğini belirleyen bir ölçüttür ve materyalin sertliği arttıkça elastik modül değeri de artar. Bu özellik cismin mekanik özellikleri ile ilişki içerisindedir (Shaw ve ark., 2004). Örnek olarak, bir cismin bükülmesi ne kadar zor ise bu cisimde görünür bir gerinim ve deformasyon yaratmak için büyük bir stres uygulamak gereklidir. Bu tür cismin elastik modülü yüksektir. Yani elastik modülü yüksek olan cisimlerin uzamaya karşı direnci de yüksektir (Shigley ve Mischke, 1989).

$$E = \text{Stres} / \text{Gerinim} = \sigma / \epsilon$$

Bir materyalin kalınlığı artırılarak sertliği artırılabilir. Ancak elastisite modülü değişmez. Elastisite modülü sabit bir değerdir (Anusavice, 2003).

1.21.1.5. Poisson Oranı

Elastik sınırlar içerisinde yan gerinimin dikey gerinime olan oranı Poisson oranı olarak tanımlanır.

$$\nu \text{ (Poisson oranı)} = \epsilon_{\text{enine}} / \epsilon_{\text{boyuna}}$$

Bir cisme çekme veya basma oluşturacak aksiyel bir kuvvet uygulandığında aynı anda cisimde aksiyel ve lateral gerinim meydana gelecektir. Çekme kuvvetleri uygulandığı zaman cismin kuvvet yönünde uzamasıyla birlikte çapraz kesitinde bir daralma meydana gelir. Basma kuvvetleri altında ise cismin çapraz kesitinde bir artış olur (Craig ve Powers, 2002).

1.21.1.6. Elastik Limit

Cisimlerin kalıcı bir şekil değiştirmeye uğramaksızın dayanabildikleri maksimum gerilmeye elastik limit denir (Craig ve Ward, 1996).

Gerdiren bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık eninin incilmesi gibi, bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan cisim diğer yönde de şekil değişikliği gösterir. Bir yapı ancak elastik limitinin üstünde gerildiği zaman daimi şekilde deforme olur. (Shigley ve Mischke, 1989; Anusavice, 2003).

1.21.1.7. İzotropi ve Anizotropi

Farklı doğrultularda farklı elastik özellikler gösteren malzemelere anizotropik, benzer özellik gösterenlere ise izotropik denilir. İzotrop cisimler aynı sabit elastik modülüne sahipken anizotrop cisimler farklı doğrultularda farklı elastik modülüne sahiptir (Provatidis, 2000).

1.21.1.8. Homojen Cisim

Elastik özelliklerin cisim içerisinde her noktada aynı olduğu cisimler homojen cisim olarak kabul edilir (Marghitu, 2001).

1.21.1.9. Lineer Elastik Cisim

Gerinim ve birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir (Karayazgan, 2005).

Çalışmamızda kullanılan tüm malzemeler homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edilmiştir.

1.22. Stres Analiz Yöntemleri

Ağız içi ve ağız içi ile ilişkili yapılar (diş ve destek dokuları, ağız içi restoratif malzemeler, temporomandibular eklem), fonksiyonel ve parafonksiyonel çiğneme kuvvetlerinin etkisi altında kalmaktadır (Caputo ve Standlee, 1987). Bu yapıların korunması için bu kuvvetlerin yönlendirilerek, fizyolojik sınırlar içinde kalması sağlanmalıdır. Bu nedenle kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerin, biyolojik yapılar üzerinde oluşturduğu gerinim ve gerilimlerin, restorasyonların yapısında meydana gelebilecek deformasyonların belirlenebilmesi amacıyla çeşitli stres analiz yöntemleri kullanılmaktadır (Sonugelen ve Artunç, 2002; Nicholson, 2008).

Günümüzde, diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri şunlardır (Craig ve Powers, 2002):

- Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi
- Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi
- Kırılgan Vernik (Brittle Lacquer) Stres Analiz Yöntemi
- Termografik Stres Analiz Yöntemi
- Radiotelemetri Stres Analiz Yöntemi
- Holografik interferometri Stres Analiz Yöntemi
- Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

1.22.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Kuvvet analizi çalışmalarında kullanılan diğer yöntemlerin aksine, bir modeldeki bütün iç baskıların doğrudan gözlemlenmesini sağladığı için tercih edilmektedir. Belli bir geometrik şekilde olmayan cisimlerde, kuvvetin akışını gözlemlemek için bu yöntemden yararlanılır. Bu yöntemde karmaşık yapılar içinde oluşan mekanik içsel gerilmeler, ışık taslakları haline dönüştürülerek gözle görülebilir hale getirilir. Bu yöntemde, oral yapılar gibi çok karmaşık şekli olan yapıların yerine fotoelastik özellik gösteren bir materyalin şekillendirilerek kullanılması ve yüklenmesi sonucunda meydana gelen stresler, modelin her kesiminde gözlenebilir. Daha sonra

modelden kesitler alınır. Kesitlerdeki çizgilerin sıklığı ve dağılımı, gerilimin şiddeti hakkında bilgi verir. Kesitler polariskopta incelendikten sonra fotoğrafları çekilir (Sonugelen ve Artunç 2002; Ulusoy ve Aydın 2003).

Ucuz ve kullanımı kolay olması, mekanik problemler hakkında genel bilgi vermesi ve obje içerisindeki yükleme koşullarını sergilemesi gibi avantajları olmakla birlikte, in vivo çalışmalarda kullanılamaması, fotoelastik rezinin gerekliliği, içsel gerilmelerin ölçümü zor ve ölçüm sonuçlarında hataya neden olabilmesi gibi dezavantajları da vardır (Karl ve ark., 2009).

1.22.2. Gerinim Ölçer (Strain Gauge) Stres Analiz Yöntemi

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

Yöntem in vivo çalışmalarda kullanılabilir. Elde edilen sonuçlar nicel olarak değerlendirilebilir ve matematiksel veriler şeklinde kullanılabilir. Gerinim ölçerlerin boyutları, küçük objelerde kullanımını zorlaştırır ve farklı kuvvetlerin benzer gerinim ölçüm sonuçları vermesine neden olabilir (Karl ve ark., 2009).

1.22.3. Kırılğan Vernik (Brittle Lacquer) Stres Analiz Yöntemi

Bu yöntemde, kuvvet dağılımı incelenecek olan modelin üzerine önce kırılğan vernik sürülüp fırınlanır. Daha sonra bu model üzerine kuvvet uygulanır. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgelerde izlenen çatlaklar, stres hatlarının doğrultusunu gösterir (Sonugelen ve Artunç, 2002; Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.22.4. Termografik Stres Analiz Yöntemi

Bu yöntem, bir kuvvet karşısında materyalin içerisinde meydana gelen moleküler düzeydeki ısı değişikliklerinin ölçülmesi olarak tanımlanabilir. Dolayısı ile izotropik ve homojen materyallere uygulanan periyodik kuvvet yüklemelerinde ilgili alanda oluşan streslerin toplamı ile orantılı olarak ortaya çıkan ısı değişiklikleri, materyal üzerinde yoğunlaşan belirli noktalarda incelenebilir (Craig ve Powers, 2002; Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.22.5. Radiotelemetri ile Stres Analizi Yöntemi

Bu yöntem birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kuruludur. Teknikte, bir güç kaynağı, radiotransmitter, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış bir gerinim ölçerle, gerinim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kayıt edici mevcuttur. Gerinim ölçerlerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radiotelemetrenin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemin en büyük avantajı veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır (Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.22.6. Holografik interferometri ile Stres Analizi Yöntemi

Holografik interferometri, lazer ışını kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntem yüzey deformasyonlarını nm boyutunda algılayıp görünür ışın saçaklarına dönüştürebilen bir metoddur. Bu yöntemle yapılan kuvvet analizinde, ışık saçaklarını uzaktan ölçen interferometri denilen bir alet kullanılır. Bu alet cisimler üzerindeki aralık ve yer değiştirme miktarını çıkardığı iki lazer ışın demeti ile ölçer. Işın verilmesi sırasında cisim hareket ettirildiğinde, holografik görüntüde şekillenen saçakların değerlendirilmesi ile sonuca gidilir (Sonugelen ve Artunç, 2002, Ulusoy ve Aydın, 2003).

1.22.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar stres analizi, biyomekanik açıdan incelenmek istenen cismin belirli sayıda elemanlara bölünerek analizlerinin yapılması işlemidir (DeTolla ve ark., 2000).

Sonlu elemanlar yöntemi ilk olarak 1956 yılında uçak mühendisliği alanında geliştirilen matematiksel bir stres analiz yöntemidir. 1960 yılında ilk olarak Clough bu yöntemi, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi olarak adlandırmıştır (Brauer, 1993). Bu yöntem zamanla tüm mühendislik dallarında benimsenmiş, 1970'lerden sonra da diş hekimliğinin ilgi alanına girmiş ve biyomekanik uygulamalarda bu yöntemi kullanan çalışmaların sayısı gün geçtikçe artmıştır (Darendeliler, 1995). Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, oral implantoloji uygulamalarında ilk olarak 1977 yılında Weinstein ve arkadaşları tarafından kullanılmıştır (Geng ve ark., 2008). Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, implantoloji alanında implant tasarımı, materyal içeriği, yük etkileri ve arayüz problemlerini incelemeye kullanılmaktadır (Yurdukoru ve Eskitaşçıoğlu, 1988).

Sonlu elemanlar modellemesinde ilk aşama, canlı veya cansız modelin gerçeğe en yakın şekilde bilgisayara aktarılması işlemidir. İlk yapılan modellerde, örneğin bir kemik yapı dikdörtgen şeklinde modellenmekteydi (Rieger ve ark., 1989). Son yıllarda ise üç boyutlu görüntüleme tekniklerinden yararlanılarak, incelenecek olan kemik veya diğer yapıların doğrudan gerçeğe yakın bir şekilde modeli oluşturulup bilgisayara aktarılabilir (Keyak ve ark., 1990).

Günümüzde modellerin bilgisayara yüklenmesi için kullanılan üç boyutlu görüntüleme teknikleri;

- Modellenmesi istenen cismin yüzey tarayıcıları ile taranıp bilgisayar ortamına aktarılması (Çankaya, 2005)
- Bilgisayarlı tomografi veya manyetik rezonans görüntüleme tekniklerinden yararlanılması

- Üç boyutlu modelleme programları kullanılarak cismin çizilmesi şeklindedir (Hancı ve ark., 2000).

Dental yapılar, karmaşık bir geometriye sahiptir ve bu sistemlerle ilgili problemlerin çözümü için sonlu elemanlar stres analiz yöntemi oldukça yararlıdır. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde modeller aktarıldıktan sonra tüm sistemin ağ yapısı, elemanları, düğümleri ve sınır koşulları oluşturularak problemlerin çözümüne ulaşılmaktadır (Geng ve ark., 2001).

Sonlu elemanlar stres analizinde kullanılan eleman çeşitleri;

- **Çizgisel Elemanlar (Line elements):** Düğüm noktalarının ucuca eklenerek oluşan çizgisel yapıdaki elemanlardır.
- **2 Boyutlu Katı Elemanlar (2-D Solid Elements):** Kalınlıkları sabit olan yassı yüzeyli geometriye sahip ve genelde üçgen veya eşkenar yamuk şeklinde, 3 veya 4 düğüm noktasından oluşan elemanlardır.
- **3 Boyutlu Katı Elemanlar (3-D Solid Elements):** Dört veya altı yüzeyli olan üç boyutlu elemanlardır.

Bu elemanların birleştiği bölgelerde oluşan köşe noktalarına ‘düğüm noktası’ denir. Analiz sırasında elemanlarda meydana gelen değişiklikler bu düğüm noktaları vasıtasıyla diğer elemanlara aktarılır (Çalış, 2006).

1.22.7.1. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Çalışma Aşamaları

1. Yapının modellenmesi ve elemanlara ayrılması: Bu ilk aşama, analizi yapılacak olan yapının modellenmesi ve bilgisayara aktarılması ile gerçekleştirilir. Üzerinde çalışma yapılması planlanan model mümkün olduğunca yapısal özelliklerine göre küçük, aynı zamanda bilgisayarında hesaplama kapasitesini aşmayacak kadar çok sayıda elemana bölünür. Her bir eleman ana yapıyı mekanik özellikler açısından taklit eder. Yapının eleman sayısı ne kadar fazla ise o yapı bir o kadar komplikedir. Analizi yapılacak olan yapının sınırlı sayıdaki elemanları düğüm

noktalarından birleştirilirler ve bu yapıya ‘mesh’ adı verilir. Bu aşamada, yapının geometrisinin tanımlanmasından başka sınır koşullarının, yüklerin ve yapının mekanik özelliklerinin de tanımlaması yapılır (Çalış, 2006).

Çalışmamızda implant ve abutmentler gerçeğe yakın modellerini oluşturmak için Activity 880 (Smart Optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) 3 boyutlu optik tarayıcı cihazından yararlanılmıştır. Asetal rezin bireysel abutment, kemik, dişler ve protetik yapıların şekillendirilmesi için Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımı, geometrik modellerin matematiksel modellere çevrilmesi ve elemanlara ayrılması için VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) yazılımı kullanılmıştır.

2. Yapının analizi: Bu aşamada modellemesi yapılan yapının her elemanının mekanik özellikleri ve yükleme koşulları tanımlanır. Mekanik özelliklerinin belirlenmesinde elastik modülü ve poisson oranı olarak 2 değer kullanılır. Yükleme koşulları tanımlanırken kuvvetin şiddeti, yönü ve açısı belirlenir. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde ağız ortamındaki okluzal yükleri daha iyi taklit edilebilmesi için modellere uygulanan yük, sadece horizontal veya aksiyel yönde değil, oblik yönde de uygulanmalıdır (Holmgren ve ark., 1998).

Sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle problemlerin çözülmesi için bilgisayara verilmesi gereken bilgiler (Craig ve Ward, 1996):

1. İncelenecek cismin geometrisini oluşturacak koordinatlar
2. Cismin geometrisine ve boyutuna uygun eleman tipi
3. Elemanların Poisson Oranı ve elastik modülü değerleri
4. Uygulanan kuvvetler
5. Sınır koşullar
6. Yapılacak olan analizin tipi.

Çalışmamızda analizleri yapmak için Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburg, PA 15238-2932 USA) yazılımı kullanılmıştır. Bu yazılım, aynı anda oluşan 25 farklı stres değerini verebilmektedir.

3. Analizlerin Çözümlemesi: İkinci aşamada elde edilen tüm verilerin yorumlandığı son aşamadır. Ancak bu veriler tablo ve grafik halindeki sayısal ve teorik değerler şeklinde olduğu için verilerin bu şekliyle yorumlanması zordur. Bu son aşamada, bilgisayar ortamında kuvvet uygulanan yapılardaki şekil değişikliği, streslerin dağılımı ve meydana gelen farklı veriler hakkında imajlar elde edilir (Çalış, 2006).

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler, normal ve kesme stresleri olarak iki ana gruba ayrılır. Normal stresler sıkışma ve germe tipi kuvvetler sonucu oluşur. Yapıları, sıkışma tipi kuvvetler birbirlerine doğru iterken, germe tipi kuvvetler birbirinden uzaklaştırır. Kesme stresleri ise makaslama tipi kuvvetler sonucu oluşur. Sıkışma tipi kuvvetler kemik-implant ara yüzeyinde sıkı bir ilişki sağlarken germe tipi kuvvetler kemik-implant ara yüzeyinde nesneleri birbirinden uzaklaştırmaya sebep olan yıkıcı etki gösterirler. Makaslama tipi kuvvetler ise yıkıcılığı en fazla olan kuvvetlerdir (Çalış, 2006).

Bütün kesme streslerinin x, y, z düzlemlerinde sıfırlandığı üç boyutlu bir stres elemanında en büyük normal stres değeri meydana gelir. Oluşan bu normal streslere ‘Asal Gerilme (Principal Stress)’ denir. Üç çeşit asal Gerilme tipi vardır:

1. Maksimum Asal Gerilme (Max. PS): Pozitif değerdir ve en yüksek germe stresini (tensile stress) ifade eder.
2. Ara Düzey Asal Gerilme (Int. PS): Ara değeri ifade eder.
3. Minimum Asal Gerilme (Min. PS): Negatif değerdir ve en yüksek sıkışma stresini (compressive stress) ifade eder.

Analiz sonucu elde edilen verilerde pozitif değerler germe tipi stresleri, negatif değerler ise sıkışma tipi stresleri ifade eder. Bir elemanda hangi stres tipinin etkin

olduğunu anlamamız için alınan verinin mutlak değerine bakılmalıdır. Mutlak değer olarak hangi değer büyükse yapı o stres tipinin etkisi altındadır demektir.

Sonlu elemanlar stres analizindeki diğer bir değer ise Von Mises gerilme değerleridir ve çekilebilir materyallerin germe dayanıklılığını belirlemek için kullanılır. İki veya üç boyutta oluşan streslerin kombinasyonlarının bileşkesinin, materyalin bir boyutta gösterdiği germe dayanıklılığı ile karşılaştırılmasıdır. Von Mises stres değerleri çekilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır (Çalış, 2006).

Bu yöntemin avantajları; karmaşık geometriye sahip yapıların kolayca incelenebilmesi, sürekli, süreksiz veya değişken yüklerin kolayca ele alınabilmesi, yüksek derecede doğruluk, farklı stres durumlarını göstermesi, farklı mekanik parametrelere sahip objelerin incelenebilmesi ve etik olmayan deneylerin simüle edilebilmesidir. Dezavantajları arasında ise; cisimlerin geometrisinin matematiksel modele çevirme gerekliliği, sonuçların yorumlanması zorluğu, yüksek kapasiteli bilgisayara ihtiyaç duyulması ve malzeme parametreleri (izotropi, young modülü) ve katsayılarının doğru tanımlanması gerekliliğidir (Karl ve ark., 2009).

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin diğer yöntemlere göre şu üstünlükleri vardır (Ulusoy ve Aydın, 2003):

1. Sonuçların hassasiyeti çok yüksektir.
2. Sonuçlar çok kısa sürede elde edilir.
3. Sonuçlar çok ayrıntılı ve çeşitli olarak (gerilmeler, yer değiştirmeler ve esnemeler gibi) elde edilebilir.

Çalışmamızda bu avantajlarından ve üstünlüklerinden dolayı sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmıştır.

Bu araştırmanın amacı; farklı basamak yüksekliklerinde ve farklı rezin kalınlıklarında tasarlanan asetale rezin kaplı bireysel abutmentlerin, halen tartışma konusu olan doğal diş-implant bağlantılı sabit restorasyonlarda kullanıldığı

modellerle birlikte implant-implant, diş-implant ve diş-diş bağlantılı sabit restorasyon içeren modellere uygulanan kuvvetlerin implant, diş ve destek kemikte meydana getirdiği etkilerinin karşılaştırma olarak sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesidir.

2. GEREÇ ve YÖNTEM

Bu çalışma, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti. laboratuvarında gerçekleştirilmiştir.

Tıp ve diş hekimliğinde, canlı doku ve organların kuvvetler karşısındaki davranışlarını incelemek için yapılan tüm stres analiz çalışmaları içerisinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi avantajları nedeniyle daha çok tercih edilmektedir. Yöntem matematiksel olup, analizin temelinde herhangi bir yapıyı daha basit geometrik şekillere ve elemanlara bölmek esastır (Eskitaşcıoğlu ve Yurdukoru, 1995). Ayrıca 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi destek kemikteki kuvvet dağılımını 2 boyutlu stres analiz yöntemine göre gerçeğe daha yakın vermektedir (Awadalla, 1992). Çalışmamızda, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz (SESA) yöntemi kullanılarak statik lineer analiz gerçekleştirilmiştir.

Çalışmamızda 5 ve 7 no'lu diş bölgelerinde, desteklerin diş (5 no'lu bölge)-implant (7 no'lu bölge), diş-diş ve implant-implant şeklinde olduğu, 3 üye metal destekli seramik köprü protezi içeren 13 adet model oluşturulmuştur. Daha sonra bu modeller, diş-implant (asetal rezin kaplı abutment), diş-implant (standart abutment), implant-implant (standart abutment) ve diş-diş desteklerin bulunduğu 4 ayrı gruba ayrılmıştır.

1. Grup: Diş (5 no'lu bölge)-implant (7 no'lu bölge) desteklerin bulunduğu bu modellerde, şok absorbe edebilme özelliği kazanabilmeleri için implant abutmentleri asetale rezin ile modifiye edilmiştir. Corrente ve ark. (1995) ile Corigliano ve ark. (1996) yaptıkları klinik çalışmalarında uyguladıkları bu abutmentler, dökülebilir bir abutment alt yapı üzerine asetale rezinin enjeksiyon yöntemi ile aktarılmasıyla hazırlanmaktadır. Çalışmamızda ise bu abutmentler, bilgisayar ortamında asetale rezinin boyutları; kalınlık olarak 0,5 ve 1 mm, basamak yükseklikleri ise 1, 2 ve 3 mm olacak şekilde toplam 6 farklı boyutta tasarlanmıştır.

2. Grup: Diş (5 no'lu bölge)-implant (7 no'lu bölge) desteklerin bulunduğu ve implant destekte basamak yükseklikleri 1, 2 ve 3 mm'lik standart abutmentlerin kullanıldığı 3 model tasarlanmıştır.

3. Grup: İmplant (5 no'lu bölge)-implant (7 no'lu bölge) desteklerin bulunduğu ve her iki implant destekteki standart abutmentlerin basamak yükseklikleri sırayla 1, 2 ve 3 mm olacak şekilde 3 model tasarlanmıştır.

4. Grup: Diş (5 no'lu bölge)-diş (7 no'lu bölge) desteklerinin bulunduğu sadece 1 model tasarlanmıştır.

Tasarlanan bu 4 gruptan 2, 3 ve 4. grup kontrol grubu olarak değerlendirilmiştir. Bu 4 gruptaki toplam 13 çalışma modeline vertikal ve oblik fonksiyonel kuvvetler uygulanmıştır. Farklı destek tasarımlarına sahip olan 3 üyeli metal destekli seramik köprülerin metal alt yapı bölgesinde, kortikal ve spongioz kemiğin en üst seviyesinde alınan referans noktalarında uygulanan bu kuvvetlerin oluşturdukları maksimum ve minimum asal gerilme değerleri, implant ve metal alt yapılarda oluşan Von Mises gerilme değerleri üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle incelenmiştir.

Çizelge 2.1. Modellere göre asetale resin ve standart abutmentlerin kalınlık ve basamak yüksekliklerinin dağılımları.

Asetale resin kaplı bireysel abutment (ARA) modelleri	Asetale resin kaplı bireysel abutment (ARA) basamak yüksekliği	Asetale resin kaplı bireysel abutment (ARA) asetale resin kalınlığı
1. Çalışma modeli	1mm	0,5mm
2. Çalışma modeli	2mm	0,5mm
3. Çalışma modeli	3mm	0,5mm
4. Çalışma modeli	1mm	1mm
5. Çalışma modeli	2mm	1mm
6. Çalışma modeli	3mm	1mm

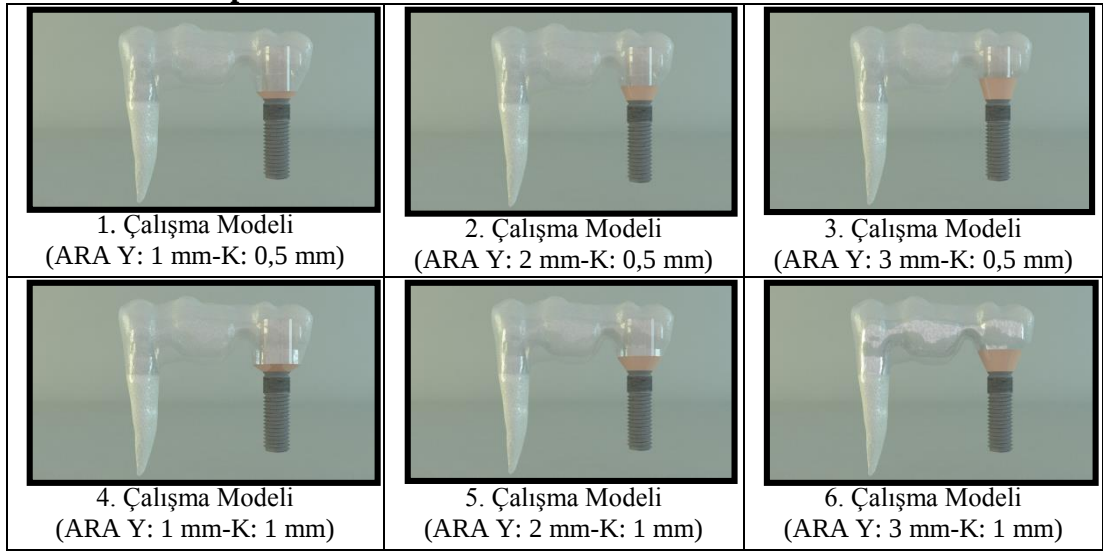
Diş-implant Standart abutment (SA) modelleri	Standart abutment (SA) basamak yüksekliği
7. Çalışma modeli	1mm
8. Çalışma modeli	2mm
9. Çalışma modeli	3mm

Çizelge 2.1. Devam. Modellerle göre asetale resin ve standart abutmentlerin kalınlık ve basamak yüksekliklerinin dağılımları.

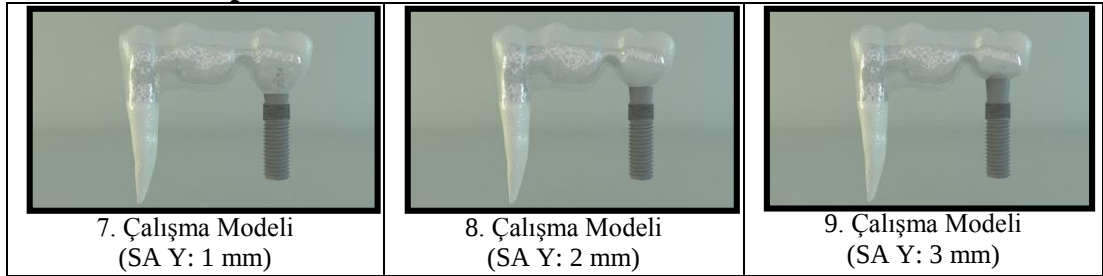
İmplant-implant Standart abutment (SA) modelleri	Standart abutment (SA) basamak yüksekliği (5 no'lu implant)	Standart abutment (SA) basamak yüksekliği (7 no'lu implant)
10. Çalışma modeli	1mm	1mm
11. Çalışma modeli	2mm	2mm
12. Çalışma modeli	3mm	3mm

Çizelge 2.2. Çalışma modelleri. (ARA: Asetale Resin Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)

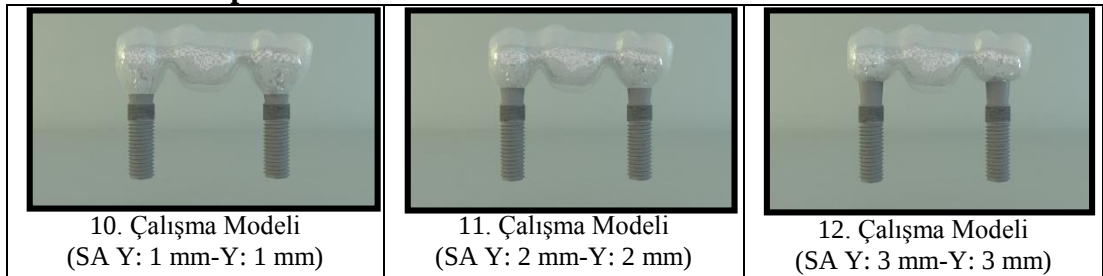
1. Grup



2. Grup

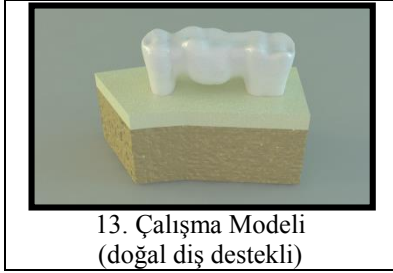


3. Grup



Çizelge 2.2. Devam. Çalışma modelleri. (ARA: Asetal Rezin Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)

4. Grup

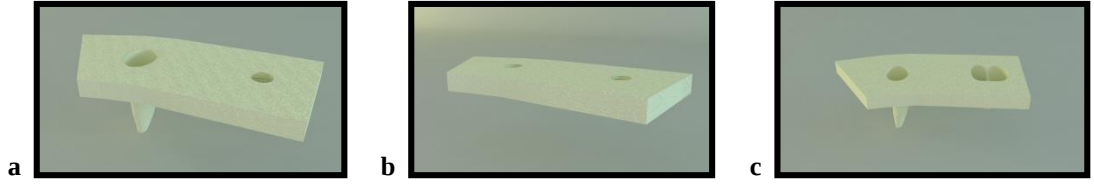


Bilgisayar ortamında modellerin hazırlanması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 GB Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sisteminden yararlanılmış ve Activity 880 (Smart OpticsSensortechnikGmbH,Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) 3 boyutlu optik tarama cihazı, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park AveN.Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımı, VRMeshStudio (VirtualGridInc, Bellevue City, WA, USA) ve AlgorFempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programı kullanılmıştır.

2.1. Sonlu Elemanlar Stres Analizinde Kullanılacak Modellerin Hazırlanması

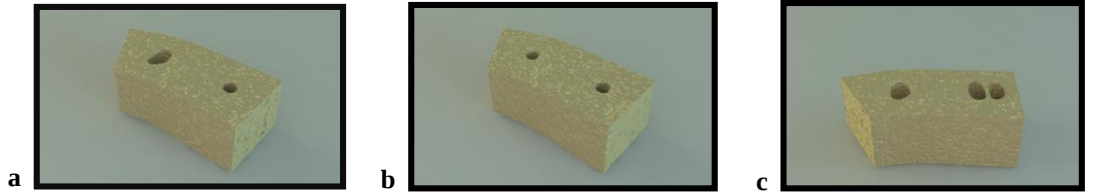
2.1.1. Kortikal ve Spongioz Kemik Modellenmesi

Rhinoceros yazılımında, önce dişleri ve implantları eşit şekilde her taraftan saracak şekilde 2 mm kalınlığında kortikal kemik modeli oluşturulmuştur. Arkasından dişlerin ve implantların, bu modelden Boolean yöntemi ile çıkartılmasıyla kortikal kemik uyumu sağlanmıştır (Şekil 2.1).



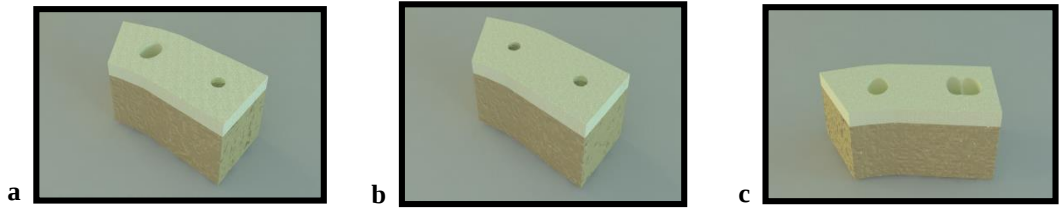
Şekil 2.1. Kortikal kemik modeli. **a)** Diş-implant desteği. **b)** İmplant-implant desteği. **c)** Diş-diş desteği.

Spongioz kemik modellemesi için, Rhinoceros yazılımında önce implant ve dişleri saracak şekilde 14 mm yüksekliğinde bir kutu modellenmiştir. Modellenen dişlerin ve implantın, Boolean yöntemi ile spongioz kemikten çıkartılması ile spongioz kemik uyumu sağlanmıştır (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Spongioz kemik modeli **a)** Diş-implant desteği. **b)** İmplant-implant desteği. **c)** Diş-diş desteği.

Modellenen kutunun koronel yüzeyi ile daha önce modellenen kortikal kemiğin apikal yüzeyi arasında Rhinoceros yazılımıyla uyumlama yapılmıştır (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Kortikal ve spongioz kemiğin uyumu. **a)** Diş-implant desteği. **b)** İmplant-implant desteği. **c)** Diş-diş desteği.

2.1.2. Diş, İmplant ve Abutment Modellenmesi

Çalışmamızda diş destekli köprü protezi modelleri için 5 ve 7 no'lu dişler destek olacak şekilde 5, 6, 7 numaralı mandibula dişleri, implant desteği olan modeller için Astratech (Astra Implant systems, Astra Tech, Mölndal, Sweden) implant firmasının bone level implantı kullanıldı.

Tedarik edilen dişin büyütülmüş alçı modeli ve 1 adet 4 mm çapında 11 mm uzunluğunda implant smartOptics tarayıcısında 3 boyutlu tarama işleminden geçirildi (şekil 2.4).



şekil 2.4. Optik tarayıcı.

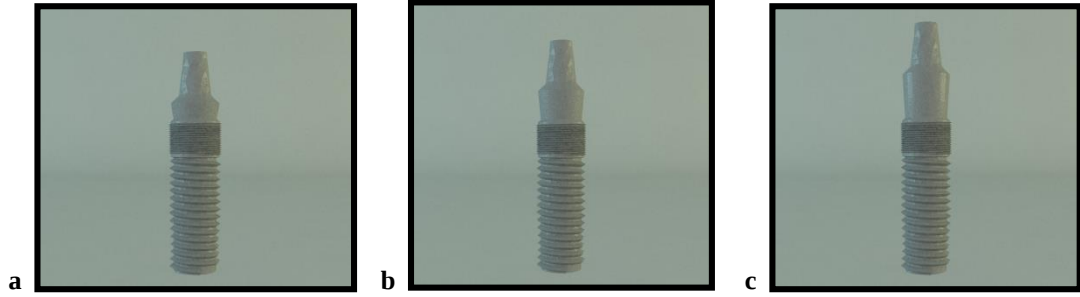
Elde edilen nokta bulutu stl formatında kaydedildi. Bu formattaki dosyalar Rhinoceros yazılımında açıldı ve burada dişlerin ve implantların diğer setlerle uyumu sağlandı. Daha sonra 5 ve 7 no'lu mandibula dişleri kesilmiş diş şekline dönüştürüldü (şekil 2.5).



şekil 2.5. Kesilmiş diş modelleri.

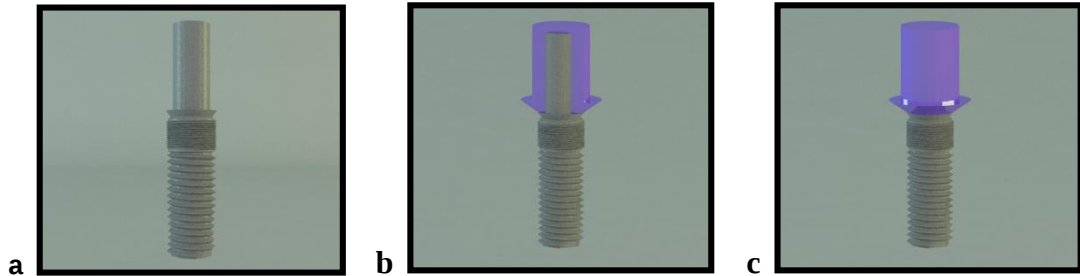
Çalışmamızda farklı boyutlarda standart abutment ve aetal rezin kaplı bireysel abutmentler kullanılmıştır. Standart abutmentler basamak yüksekliklerine göre 1, 2

ve 3 mm olacak şekilde kullanılmıştır. Basamaktan sonraki tutucu kısım ise her standart abutmentta 4 mm olacak şekilde tasarlanmıştır (Şekil 2.5).

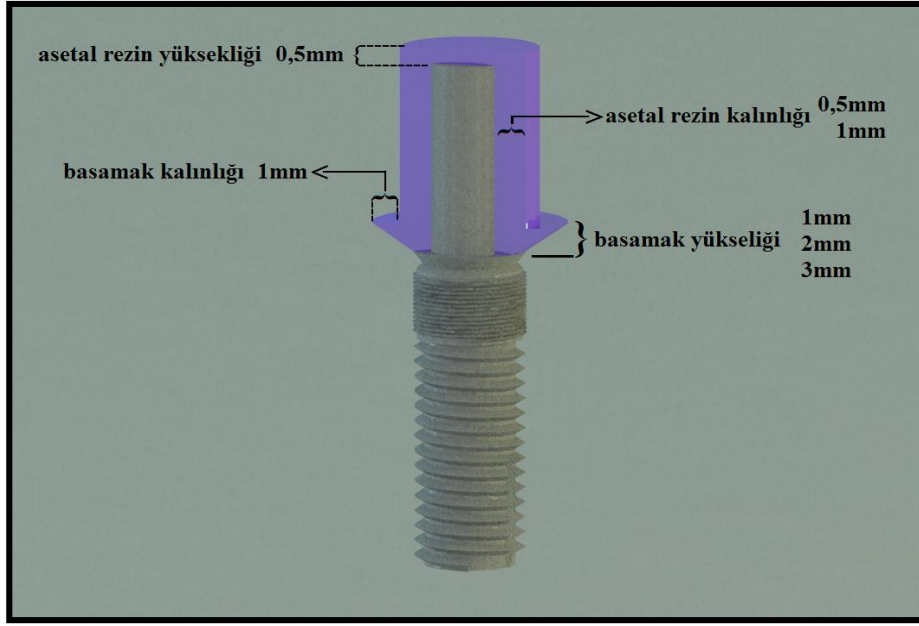


Şekil 2.6. Çalışmamızda kullanılan implant ve abutmentler. **a)** Standart abutment (1mm basamak yüksekliği). **b)** Standart abutment (2mm basamak yüksekliği). **c)** Standart abutment (3mm basamak yüksekliği).

Asetal rezin kaplı bireysel abutmentı oluşturmak için önce dökülebilir bir abutmentten rezini taşıyacak bir altyapı tasarlanmıştır. Daha sonra bu alt yapı üstüne 0.5 mm kalınlıkta ve 1, 2, 3 mm basamak yüksekliğinde 3 adet, 1 mm kalınlıkta ve 1, 2, 3 mm basamak yüksekliğinde 3 adet olmak üzere toplam 6 adet asetale rezin kaplı bireysel abutment tasarlanmıştır (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Çalışmamızda kullanılan dökülebilir alt yapı ve asetale rezin kaplı bireysel abutment (Mavi kısım: asetale rezin termoplastik materyal). **a)** Asetale rezin yapıyı taşıyacak abutment alt yapı. **b)** Asetale rezin kaplı bireysel abutment kesit. **c)** Asetale rezin kaplı bireysel abutment.



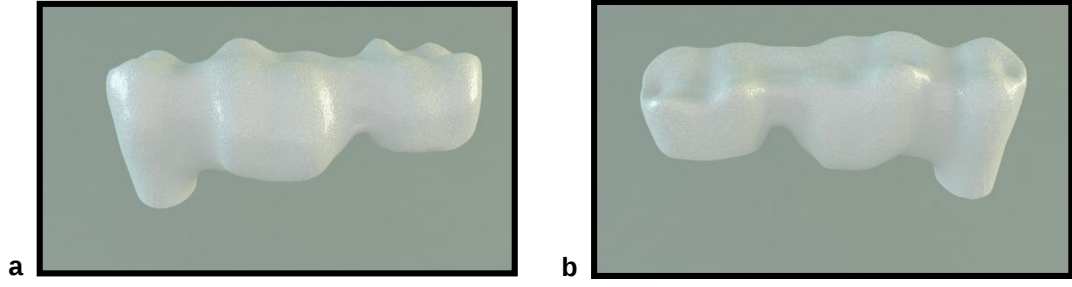
Şekil 2.8. Asetal rezin kaplı bireysel abutment boyutları.

2.1.3. Protetik Üst Yapıların Modellenmesi

Çalışmamızda destek olarak kullandığımız diş ve implantlara üst yapı olarak mandibular 5, 6 ve 7 numaralı dişlerin morfolojileri kullanılarak 3 üyeli metal destekli seramik köprü modellenmiştir. Bu amaçla, tarama sonucunda elde edilen diş modellerinin morfolojik özellikleri Wheeler Diş Anatomi Atlası'ndan (1984) alınmıştır. İlgili dişin ön, yan, üst ve alt görüntülerinin alınması ve bu görüntülerin karşılaştırılmasından sonra yapının şekli kesinleştirilmiştir. Böylece anatomik açıdan doğru diş modelleri elde edilmiştir.

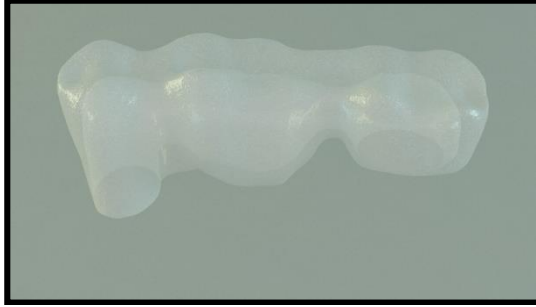
Diş modellerinin taraması yapıldıktan sonra, VRMesh yazılımında bridge yöntemiyle diş modellerinin aralarına konnektör ilavesi sağlanmış ve bu sayede üyeler arasındaki köprü modellemeleri hazırlanmıştır.

6 numaralı dişin VRMesh yazılımında kole kısmından kesilmesi ve sonrasında oluşan deliğin kapatılıp, yumuşatma yöntemleriyle köşelerin şekillendirilmesinden sonra gövde modeli üretilmiştir (Şekil 2.9).



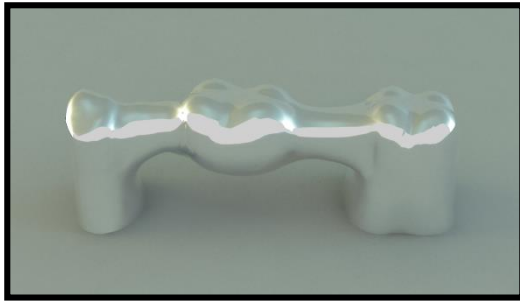
Şekil 2.9. Seramik üst yapı. **a)** Bukkalden görünüş. **b)** Lingualden görünüş.

Diş modelinin VRMesh yazılımıyla implanta ve dişlere göre uygun yerden kesilip uyumlandırılmasıyla dayanak modelleri elde edilmiştir (Şekil 2.10).



Şekil 2.10. Metal destekli seramik üst yapı.

Diş modelinin istenen ölçülerde ofset komutuyla ofsetlenmesiyle ve elde edilen modelin diş, abutment ve implant ile uyumlanmasıyla koping modeli elde edilmiştir (Şekil 2.11).



Şekil 2.11. Metal alt yapı modeli.

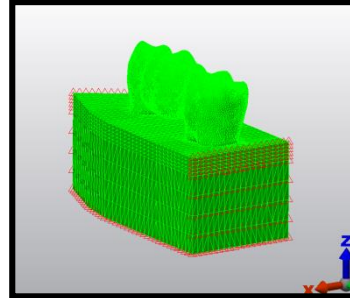
Seramik köprü modelinde alt yapı olarak krom-kobalt alaşımı (Wiron 99; Bego, Bremen, Almanya), üst yapı olarak ise feldspatik seramik (Ceramco II; Dentsply, Burlington, ABD) materyal özellikleri kullanılmıştır.

2.2. Matematiksel Modellerin Elde Edilmesi

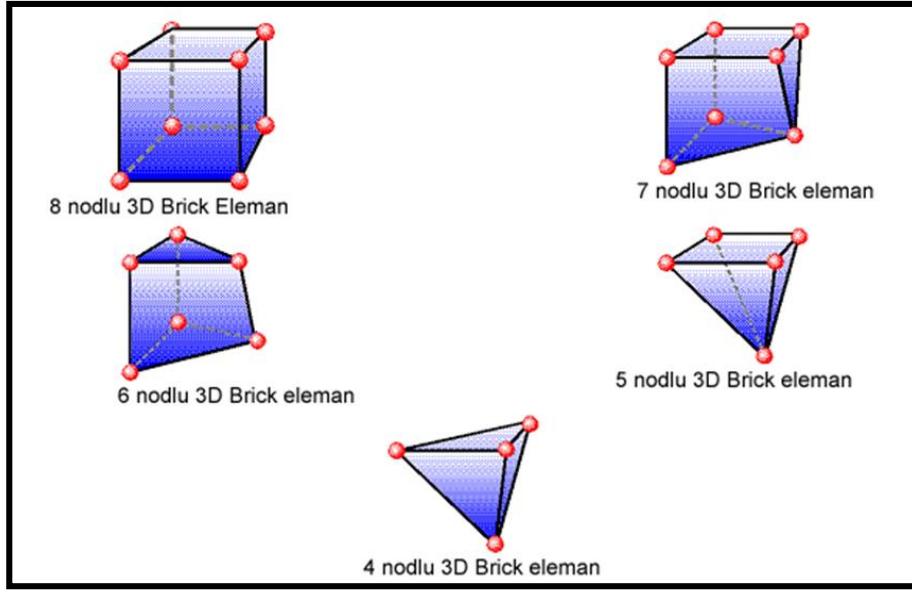
Modeller, ilk önce Rhinoceros yazılımı ile geometrik olarak tasarlanmıştır. Tasarlanan bu geometrik modeller (Şekil 2.12), VRMesh yazılımı ile ‘mesh’ denilen basit küçük parçalara bölünerek matematiksel model oluşturulmuştur (Şekil 2.13) (mesh generation). Mesh’leme işleminde modeller, mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik açılı ve dar yüzeyler gibi riskli bölgelerdeki elemanlar kontrol edilir ve bu bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak (mesh simplification) düzenli hale getirilir. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmıştır (Şekil 2.14). Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak için mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulması amaçlanmıştır.



Şekil 2.12. Geometrik model.



Şekil 2.13. Meshli model.



Şekil 2.14. Eleman çeşitleri.

Matematiksel modeller, analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi gerekmektedir. Stl formatı 3 boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır.

Sonlu elemanlar stres analizinde tüm modeller lineer, homojen ve izotropik materyaller olarak kabul edilmiştir. Lineer elastisite; yapının deformasyon veya geriniminin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal olarak her elemanda aynı olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın materyal özelliklerinin her yönde aynı olduğu durumu tanımlamaktadır.

Çalışmamızda kullandığımız 13 adet matematiksel modelin hazırlanması sırasında kullanılan eleman ve düğüm sayıları çizelge 2.3'te verilmiştir.

Çizelge 2.3. Çalışmada kullanılan modellerin düğüm ve eleman sayıları.

Model no	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
1	128219	697973
2	127324	687915
3	126227	690510
4	126251	689217
5	135228	689308
6	132687	682520
7	150254	755031
8	149077	749387
9	136873	740063
10	136579	748163
11	133997	732808
12	131352	716755
13	80308	421076

2.3. Materyal Özelliklerinin Tanıtılması

Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra bu matematiksel modellerin, analiz programında çalışabilmesi ve sonuçların gerçeğe yakın olarak elde edilebilmesi için sistem elemanlarının fiziksel özelliklerinin programa tanıtılması gerekmektedir. Çalışmamızda kortikal kemik, spongioz kemik, dişler, implant, standart ve asetale rezin kaplı bireysel abutment ile 3 üyeli metal destekli seramik köprü kullanılmıştır. Ağız mukozasının elastik modülü ve poisson oranının çok düşük değerlerde olması ve sonuçları çok etkilemeyeceği nedeniyle mukoza modellerde kullanılmamıştır.

Çalışmamızda kullandığımız modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal değerleri (elastik modülü ve poisson oranı) verilmiştir.

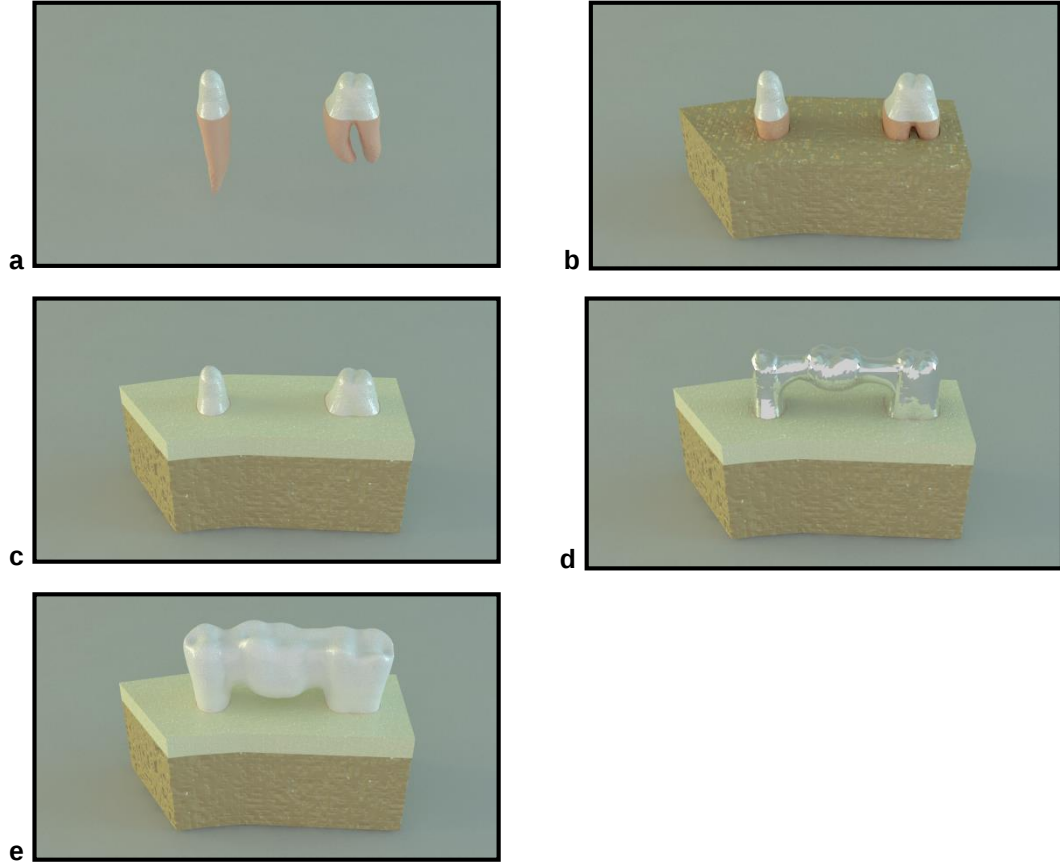
Çizelge 2.4. Çalışmada kullanılan sistem elemanlarının elastik modülleri ve poisson oranları.

Sistem elemanları	Elastik Modülü (mpa)	Poisson Oranı
Dentin	18600	0,31
İmplant ve Abutment	110000	0,33
Kortikal	15000	0,3
PDL	0,69	0,45
Spongioz	1500	0,3
Kron (porselen)	60000	0,265
Koping (cr-cobalt)	210000	0,35
Asetal Rezin	101	0,35

2.4. Sistemin Birleştirilmesi

Çalışmamızda incelediğimiz tüm modellerde, kortikal kemik ile spongioz kemiğin kendi iç özelliklerine uygun olarak yük aktarımı yaptıkları ve birlikte çalıştıkları kabul edilmiştir. Aynı şekilde, implant ile kemik yapısı, implant ile standart abutment ve asetal rezin kaplı bireysel abutment, dökülebilir abutment alt yapı ile asetal rezin, abutmentlar ve 3 üye metal destekli seramik köprü arasındaki bağlantı basıncı kesintisiz olarak iletmeyi sağlayacak şekilde tasarlanmıştır. İmplantların mandibulaya %100 osseointegre olduğu varsayılmıştır.

Sistem birleştirilirken ilk olarak ark formundaki kemik modelinin eksen takımları (x, y, z) üzerine yerleştirilmesi yapılmıştır. Seçilen eksen takımı üzerine, oluşturulan model referans alınarak diğer parçaların eksen takımları seçilerek sıfır hata ile yerleşimi sağlanmıştır. Kullandığımız dişler, implantlar ve abutmentlar kemik modele 0 açı ile eğimsiz olacak şekilde yerleştirilmiştir. Son olarak da metal destekli seramik köprüler abutmentlar ve dişlerin üzerine yerleştirilmiştir (Şekil 2.15).

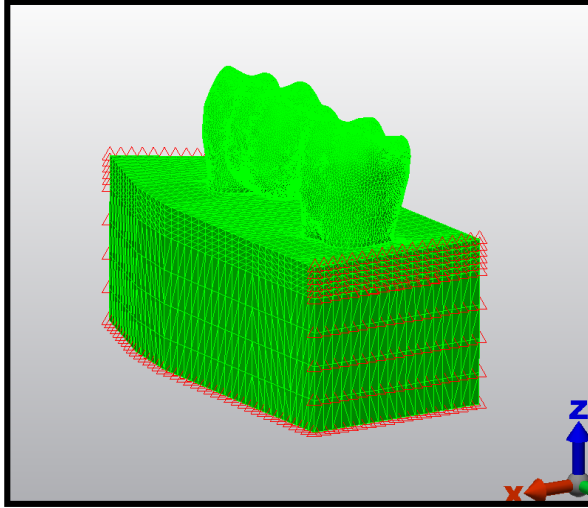


Şekil 2.15. Sistemin birleştirilmesi (Sırayla a, b, c, d ve e).

2.5. Modellere Uygulanan Etken ve Sınır Koşulları

Sonlu elemanlar stres analizinde birleştirilen model uzayda serbest konumdadır. Analiz yapılabilmesi için bu boşluktaki modelin periferik noktalardan bağlanması ve sınırlarının tanımlanması gerekir. Bu sınır koşulları sayesinde, problem tanımlanan bölge içinde çözümlenebilmektedir.

Çalışmamızda kullandığımız modeller, kemik dokularının alt, yan ve üst yüzeylerinde sıfır hareket ve rotasyonda tanımlandı. Modele kuvvet uygulandığında destek bu bölgelerden alınmaktadır. Analiz sırasında modellere kuvvet uyguladığımızda, destek düzlemlerde stres oluşmaması ve sonuçların yanlış yorumlanmaması için seçtiğimiz destek düzlemleri analiz yaptığımız bölgelerden uzakta seçilmiştir (Şekil 2.16).

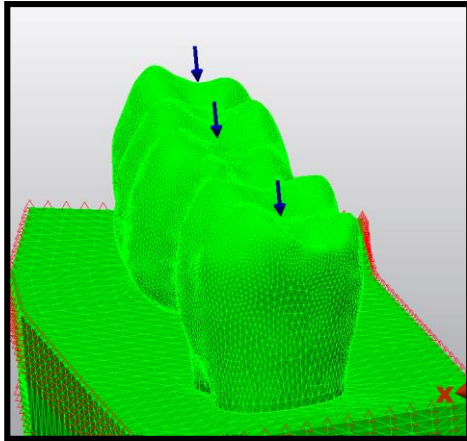


Şekil 2.16. Sabitlenmiş model.

2.6. Yükleme Koşulları

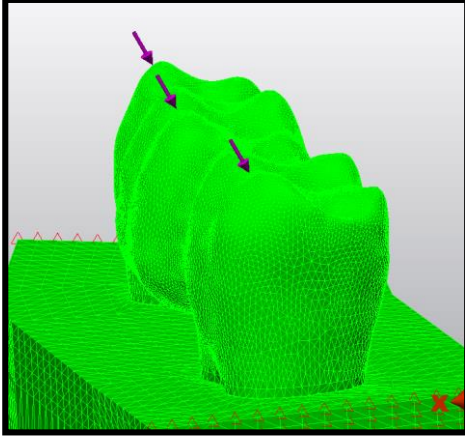
Çalışmamızda, statik yükleme için 2 farklı senaryoda kuvvet uygulanmıştır.

Birinci senaryoda; 3 üye metal destekli seramik köprünün herbir dişinin okluzal tablasının santral fossasından dikey yönde 90 derece açıyla 100 N olarak uygulanmıştır (Şekil 2.17).



Şekil 2.17. Dik yükleme yapılan noktalar.

İkinci senaryoda 3 üye metal destekli seramik köprünün molar dişlerinin bukko-distal, premolar dişinin ise bukkal tüberkülünden bukko-lingual yönde 45 derece açıyla 100 N olarak uygulanmıştır (Şekil 2.18).



Şekil 2.18. Oblik yükleme yapılan noktalar.

2.7. Sonuçların Alınması

Sonlu eleman stres analiz sonuçlarında elde edilen stres değerleri, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda oluştuğundan istatistiksel analiz yapılamamaktadır. Analizler, kesit imajlarının ve düğümlerdeki stres miktarları ve dağılımlarının dikkatli bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıyla yapılmaktadır.

Çalışmamızda iki farklı senaryoda uygulanan kuvvetler sonucunda, kortikal ve spongioz kemikte meydana gelen maksimum ve minimum asal gerilme değerleri ve implantlarla metal alt yapılarda oluşan Von Mises gerilme değerleri incelenmiştir.

3. BULGULAR

Çalışmamızda, dik ve oblik kuvvet uygulanan tüm modellerdeki minimum ve maksimum asal gerilme değerlerinin karşılaştırılması esnasında, kolaylık sağlaması ve karışıklığa neden olmaması için 5 ve 7 no'lu diş bölgelerinde bulunan implant ve dişleri çevreleyen kemiğin lingual bölgesindeki değerler dikkate alınmıştır.

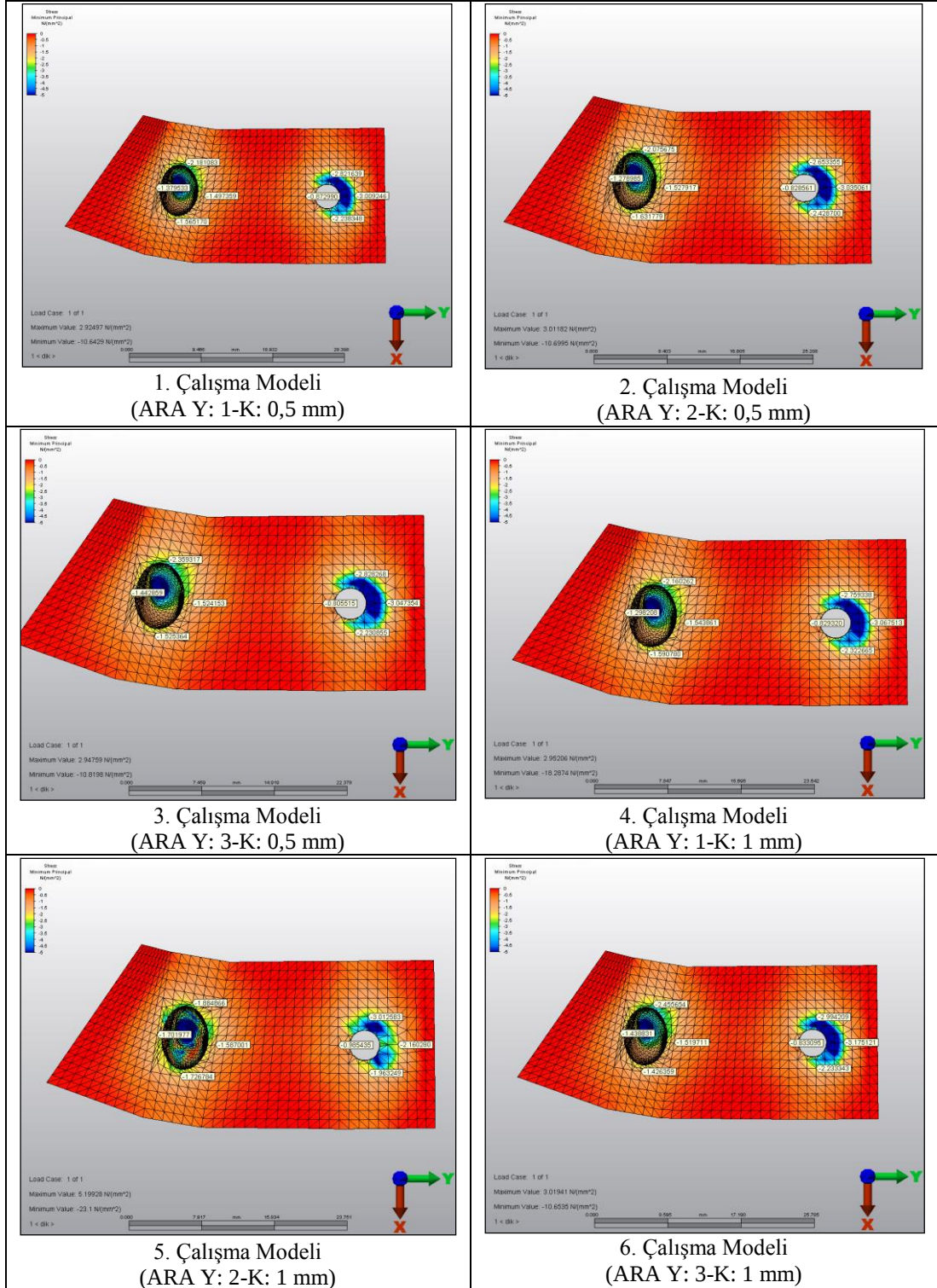
3.1. Dik Kuvvet Uygulanan 13 Adet Modelin Kortikal ve Spongios Kemik Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerleri ile İmplant ve Metal Alt Yapı Von Misses Gerilme Değerlerinin İncelenmesi

Bu modellere, 3 üyeli metal destekli seramik köprünün her bir kronuna, santral fossalarından 100 N'luk kuvvet dik yönde uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetin kortikal ve spongios kemikte oluşturduğu minimum asal gerilme (sıkışma stresi), maksimum asal gerilme (germe stresi) değerleri ile implantlar ve metal alt yapılarda oluşan Von Misses gerilme değerleri incelenmiştir.

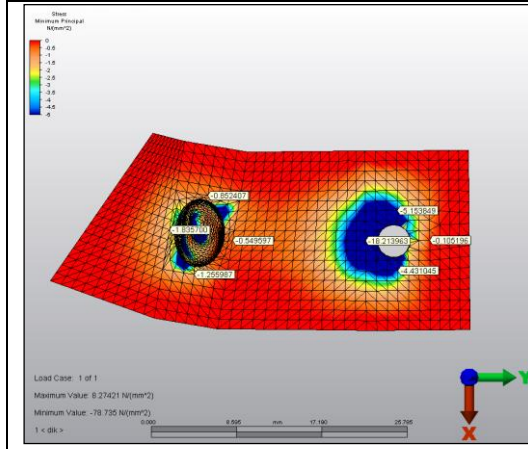
3.1.1. Kortikal ve Spongios Kemik Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerleri

Bu modellerdeki diş ve implantları çevreleyen kortikal kemik asal gerilme değerleri incelendiğinde, implantların boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemik etrafında meydana gelen stresler, bölge ve değer olarak aynı gruplarda bulunan modellerde hemen hemen aynıdır. Farklı gruplardaki modeller birbirleriyle karşılaştırıldığında ise farklı sonuçlar alınmıştır. En yüksek minimum asal gerilme değeri -18,21 MPa ile 7. çalışma modelindeki 1 mm basamak yüksekliği olan standart abutmentin bulunduğu implantı çevreleyen kortikal kemiğin mesialinde, en düşük değer ise -0,17 MPa ile 13. çalışma modelindeki diş-diş bağlantılı seramik köprünün bulunduğu 7 no'lu molar dişi çevreleyen kortikal kemiğin distalinde elde edilmiştir (Çizelge 3.1).

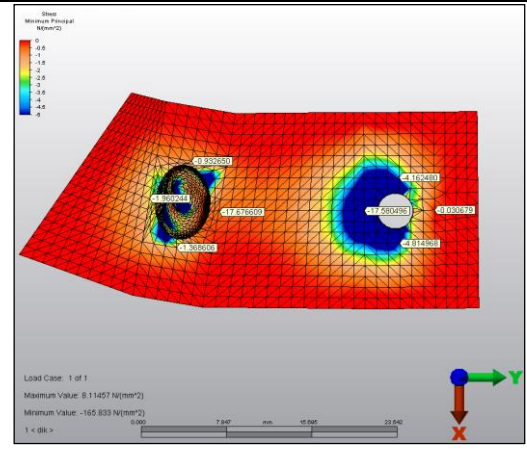
Çizelge 3.1. Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin kotikal kemik minimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



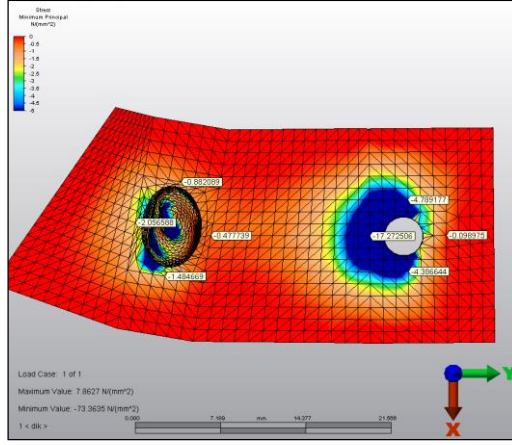
Çizelge 3.1. Devam. Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin kotikal kemik minimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



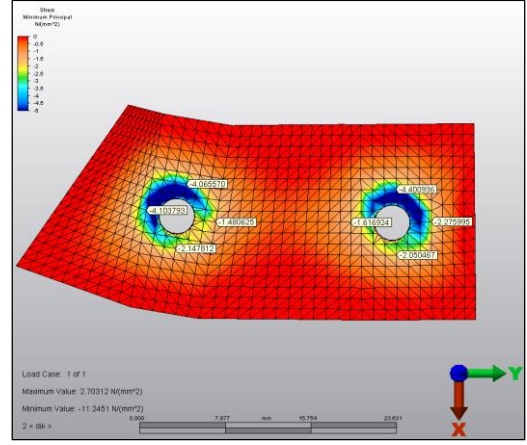
7. Çalışma Modeli
(SA Y: 1 mm)



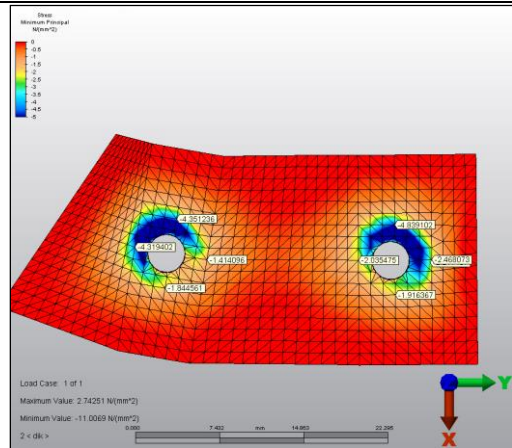
8. Çalışma Modeli
(SA Y: 2 mm)



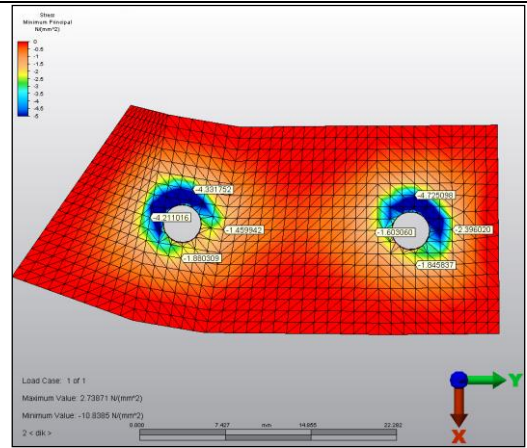
9. Çalışma Modeli
(SA Y: 3 mm)



10. Çalışma Modeli
(SA Y: 1- Y: 1 mm)

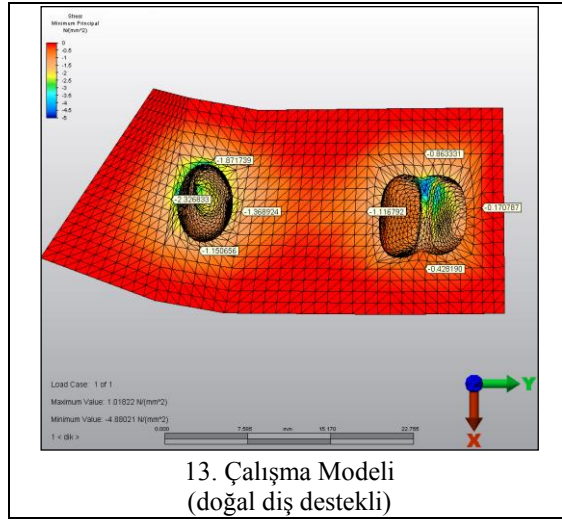


11. Çalışma Modeli
(SA Y: 2- Y: 2 mm)



12. Çalışma Modeli
(SA Y: 3- Y: 3 mm)

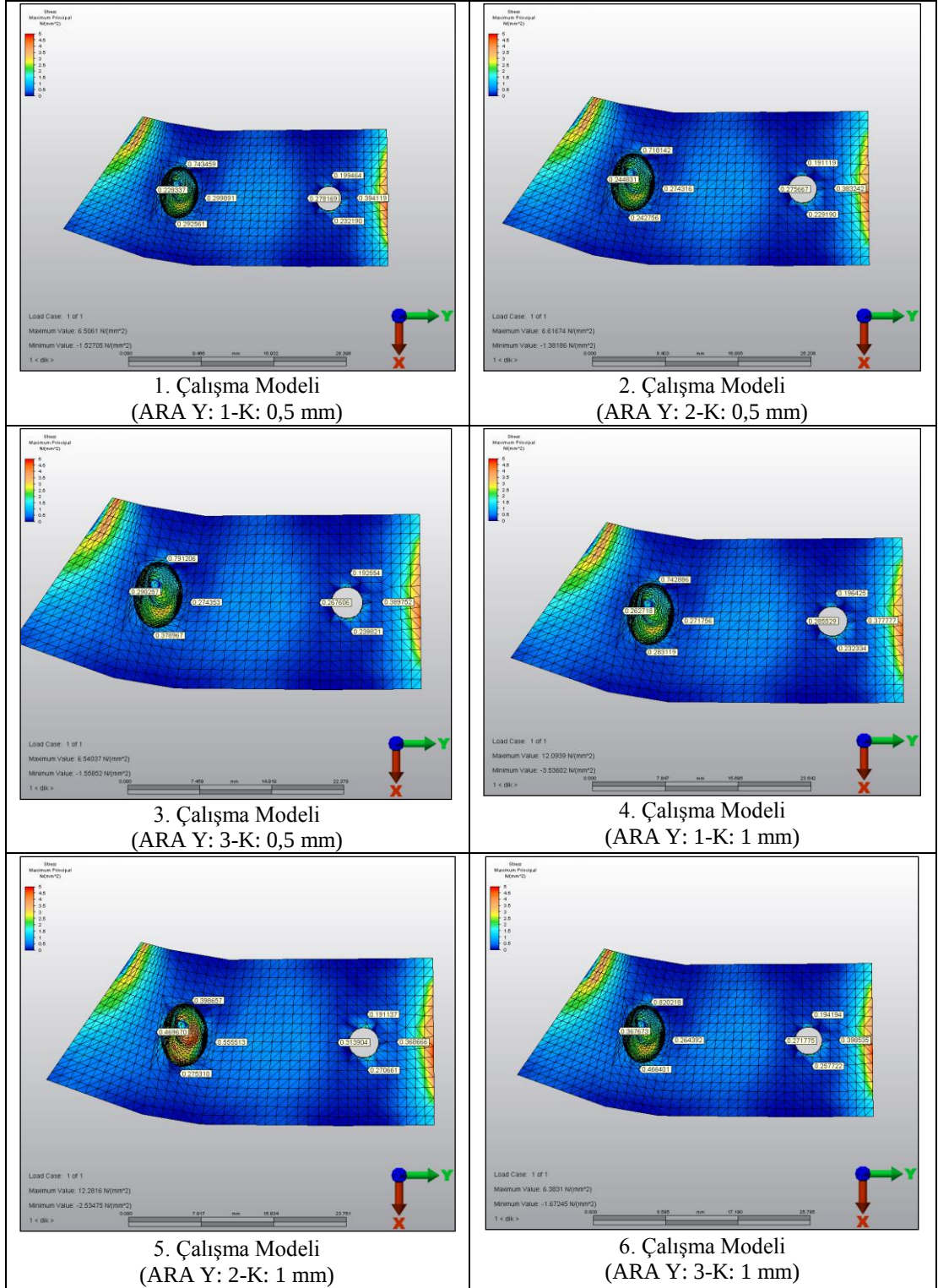
Çizelge 3.1. Devam. Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin kotikal kemik minimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



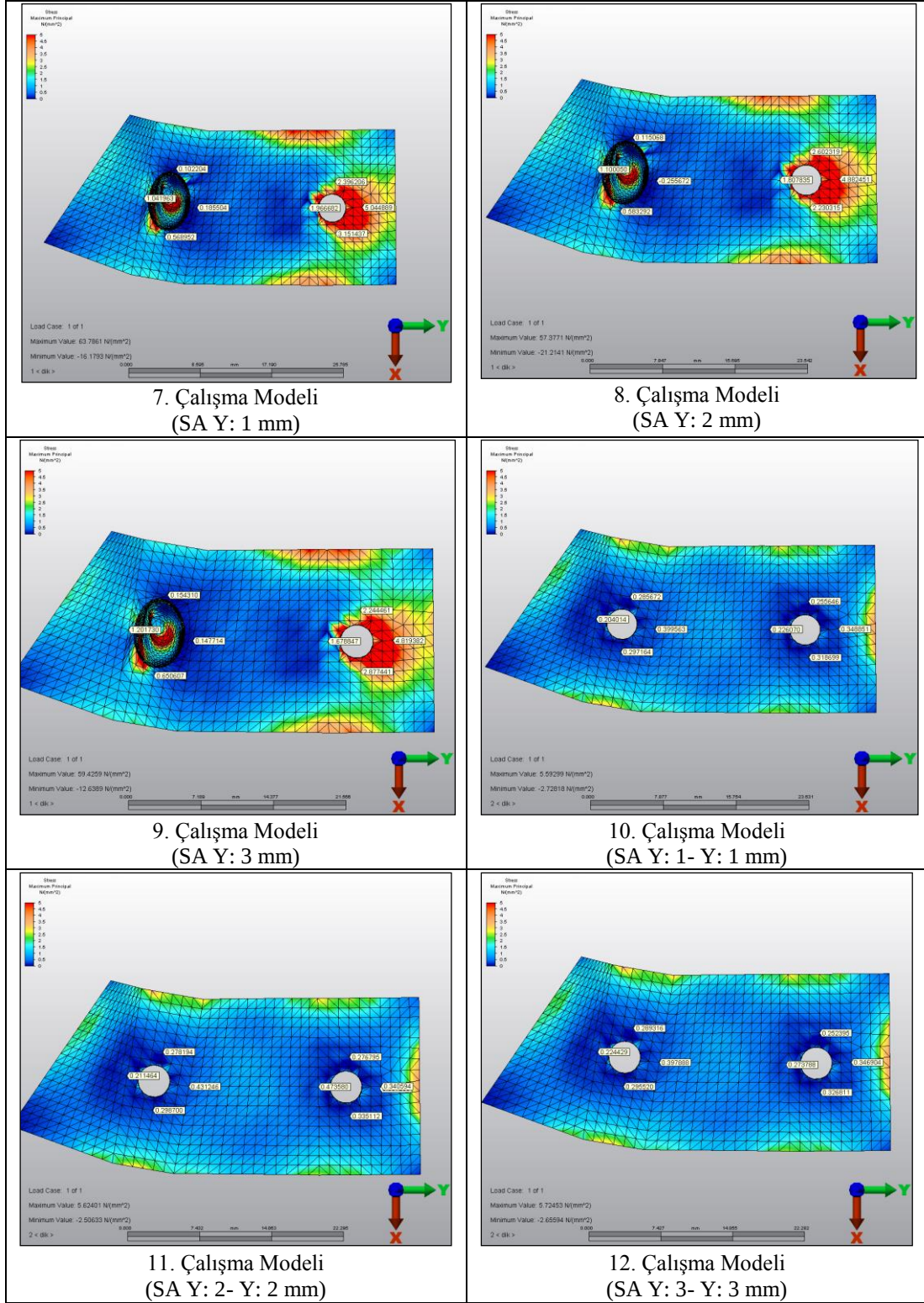
1. grupta (Asetal rezin kaplı abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) implantı çevreleyen kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri 2. gruptaki (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) modellere göre daha düşüktür. Bu gerilme değerleri yaklaşık olarak % 40'lık bir azalma göstermektedir. Ayrıca 1. grup modellerde stres daha çok implantın distalindeki kemikte olmasına rağmen 2. grup modellerde bu stres implantın mezialinde meydana gelmiştir. Bu durum asetale rezin yapının sisteme sağlamış olduğu esneklikten kaynaklanmıştır. 3 (İmplant-implant bağlantılı modeller) ve 4. grup modellerde (Diş-diş bağlantılı model) oluşan stresler dişi ve implantı çevreleyen kemikte hemen hemen homojen yayılmıştır. En az stres ise doğal diş desteklerin bulunduğu modelde görülmüştür (Çizelge 3.1).

Kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri incelendiğinde gerilme değerleri bütün gruplarda minimum asal gerilme değerleri ile aynı özellikleri göstermiştir. Ancak bu gerilme değerleri daha az oluşmuştur (Çizelge 3.2).

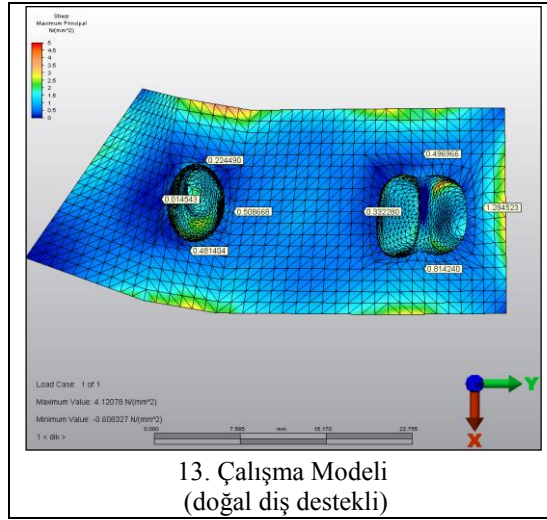
Çizelge 3.2. Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



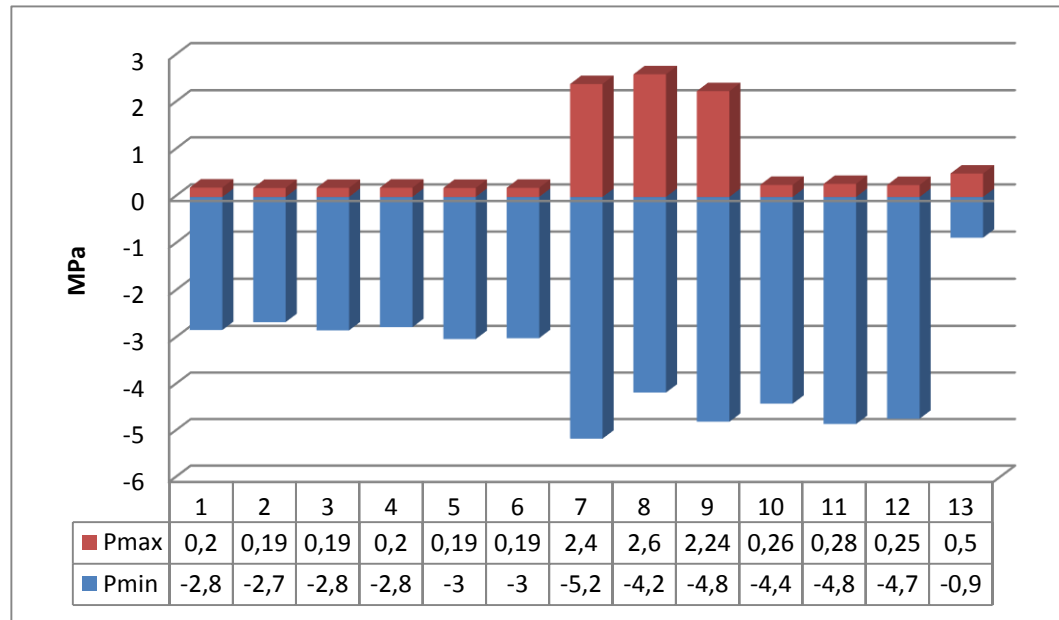
Çizelge 3.2. Devam. Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



Çizelge 3.2. Devam. Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)

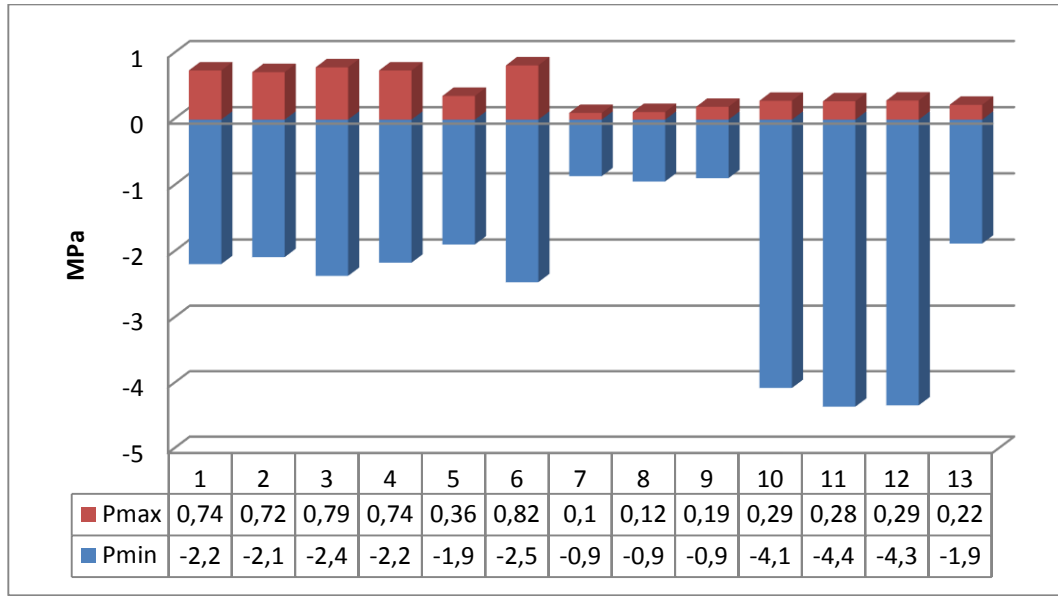


Maksimum asal gerilme değerlerine bakıldığında ise bu değerlerin minimum asal gerilme değerlerine göre daha düşük olduğu görülmüştür. Maksimum asal gerilme değerleri 2. grup modellerde (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) diğer modellere göre yaklaşık 10 kat daha yüksektir (Şekil 3.1).



Şekil 3.1. Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin 7 no'lu diş bölgesindeki kortikal kemik en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri.

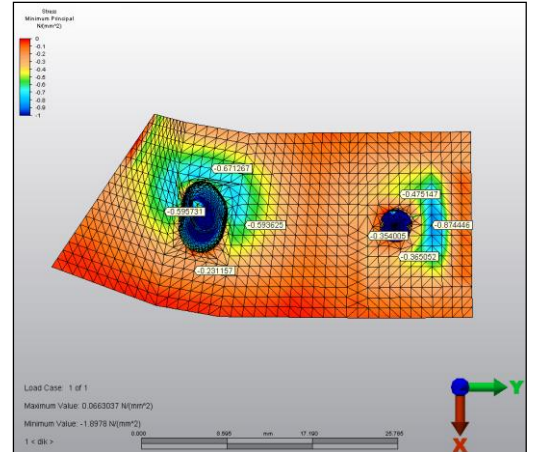
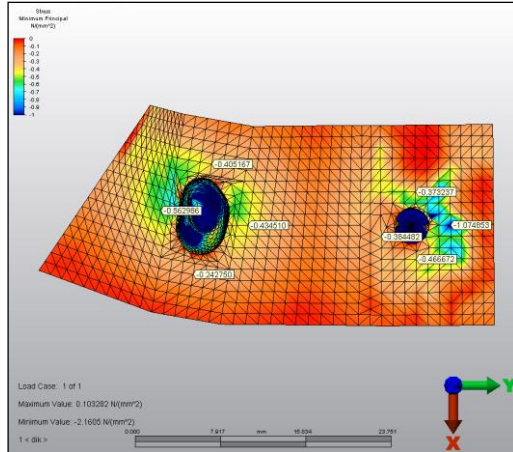
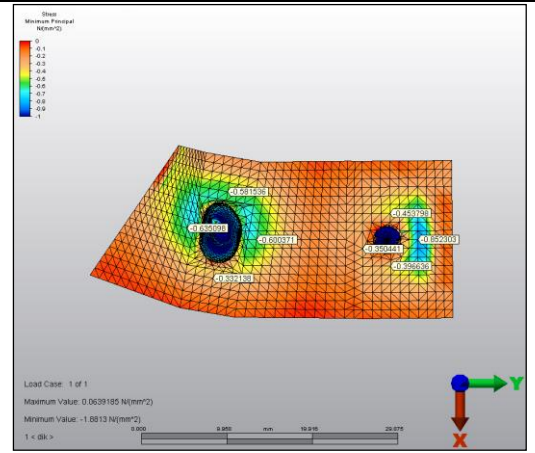
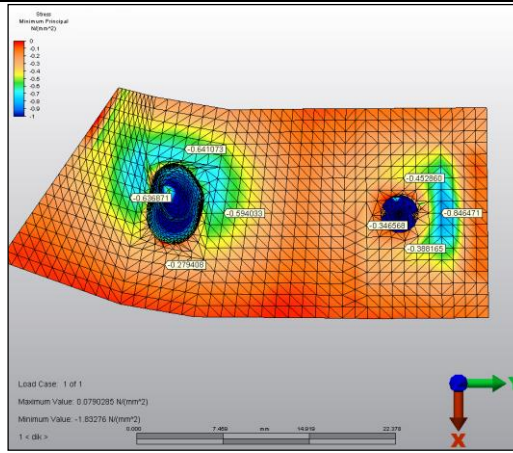
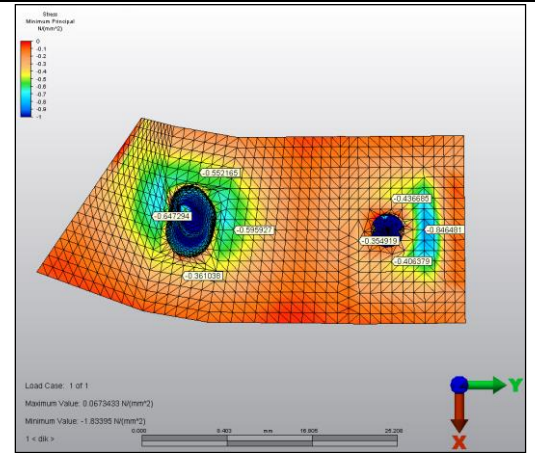
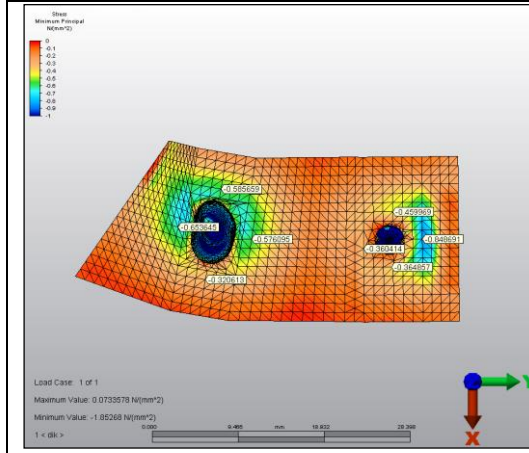
Dik kuvvet uygulanan modellerde 5 no'lu diş bölgesindeki asal gerilme değerleri incelendiğinde 1. grup modellerdeki (Asetal rezin kaplı abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) değerlerin 4. grupta bulunan diş-diş destekli sabit protez bulunan modeldeki asal gerilme değerine yakın olduğu gözlenmiştir. Standart abutmentin bulunduğu diş-implant bağlantılı 2. grup modellerde ise asal gerilme değerlerinin en az olduğu gözlenmiştir. En yüksek minimum asal gerilme değerleri ise implant-implant bağlantılı sabit protez modellerin olduğu 3. grupta gözlenmiştir (Şekil 3.2).



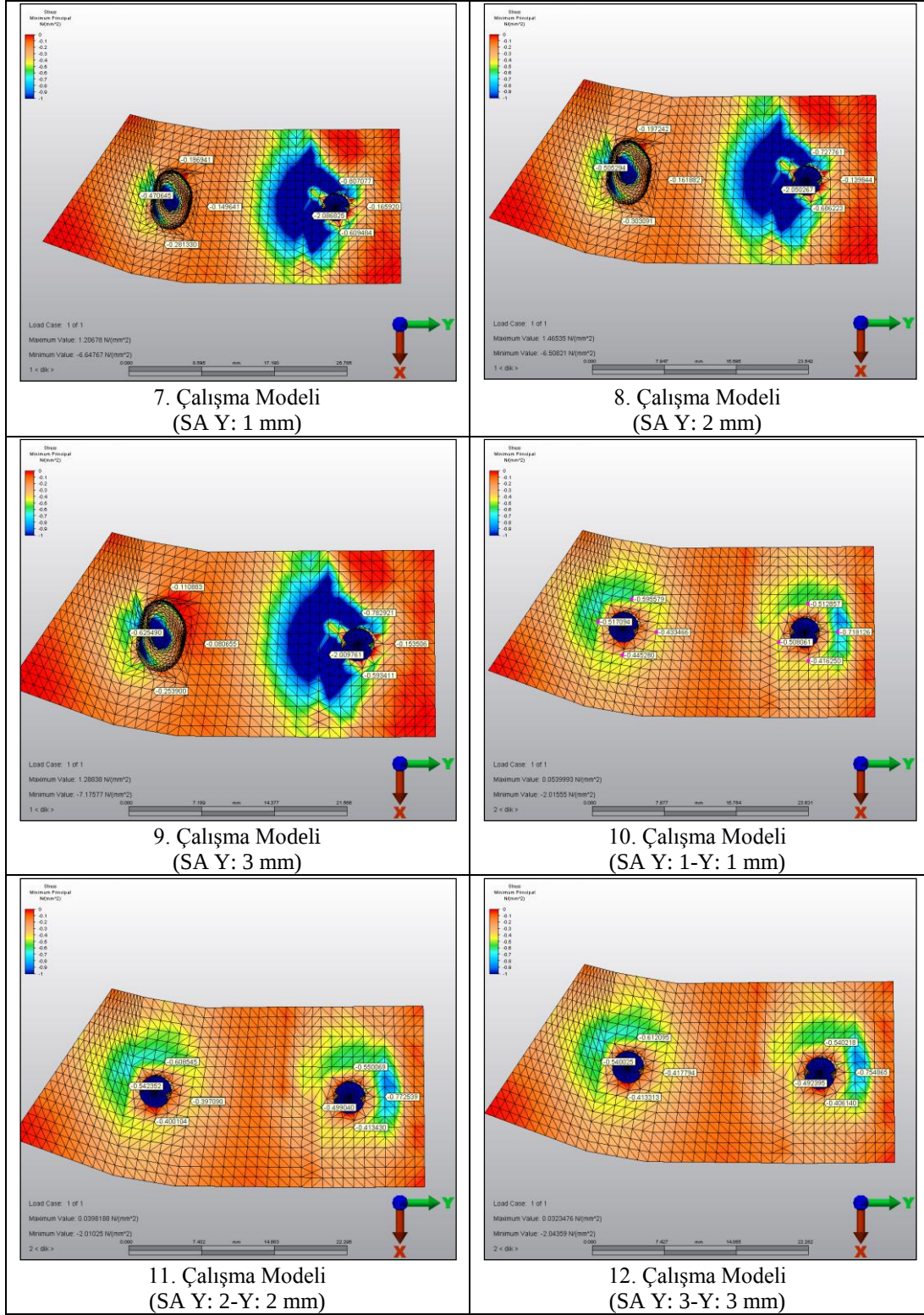
Şekil 3.2. Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin 5 no'lu diş bölgesindeki kortikal kemik en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri.

Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin spongios kemik asal gerilme değerleri incelendiğinde; stresler kortikal kemikteki streslerin lokalizasyonu ile aynıdır. Ancak değerler daha düşüktür. En yüksek minimum asal gerilme değerleri yine 2. grup modellerde (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) gözlenmiştir. Spongios kemikteki en yüksek minimum asal gerilme değeri -2,08 MPa ile 7. modelde bulunan implantın mesialindeki kemikte meydana gelmiştir. En düşük değer ise doğal diş desteklerin bulunduğu modelde 7 no'lu dişin mesialinde oluşmuştur (Çizelge 3.3).

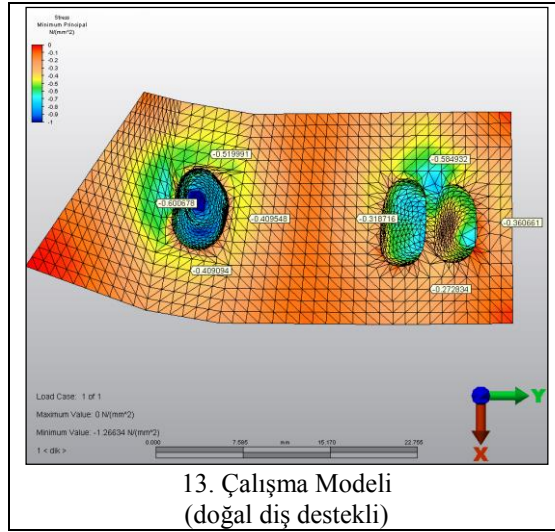
Çizelge 3.3. Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin spongios kemik minimum asal gerilme değerleri.
(ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



Çizelge 3.3. Devam. Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin spongiöz kemik minimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)

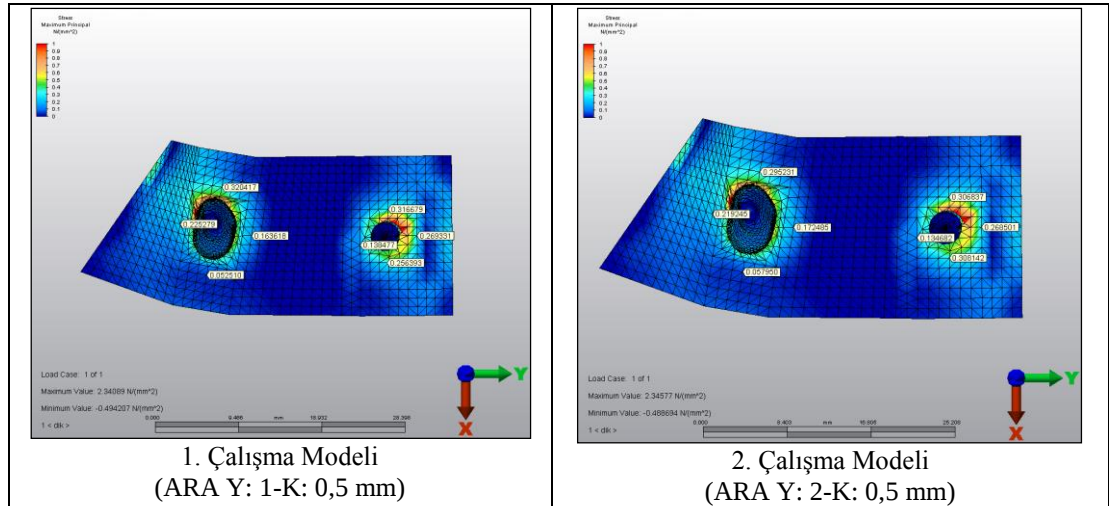


Çizelge 3.3. Devam. Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin spongiöz kemik minimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)

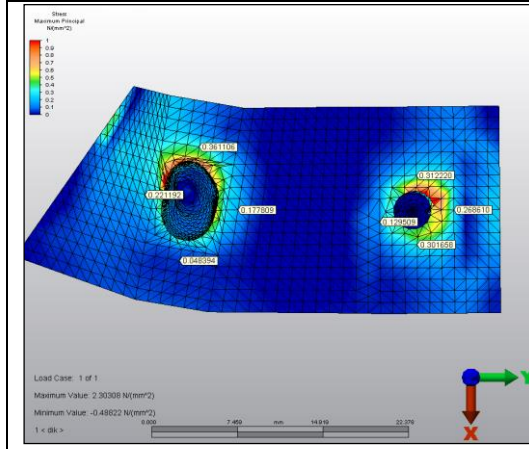


Spongiöz kemikteki maksimum asal gerilme değerleri ise düşük seviyelerdedir. Bu durum implantlarda meydana gelen streslerin çoğunu kortikal kemiğin karşıladığını göstermektedir (Çizelge 3.4).

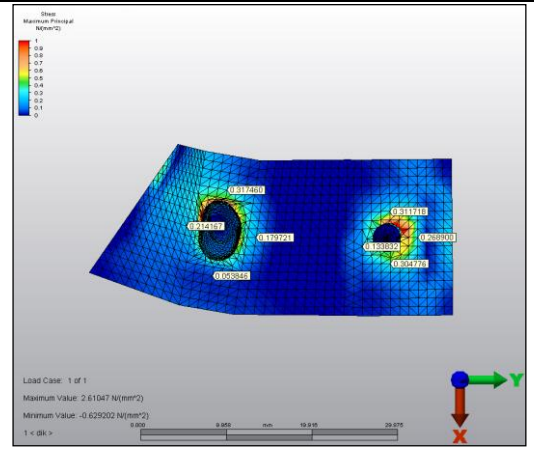
Çizelge 3.4. Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin spongiöz kemik maksimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



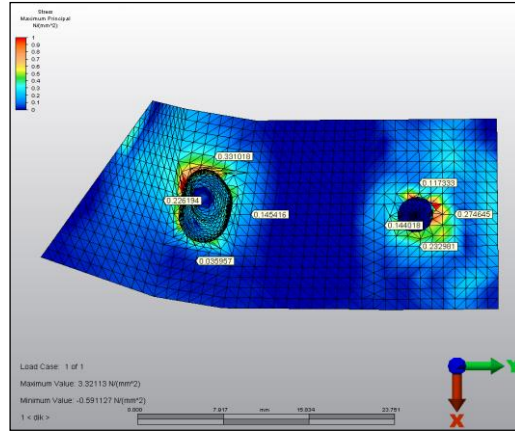
Çizelge 3.4. Devam. Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin spongiöz kemik maksimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezin Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



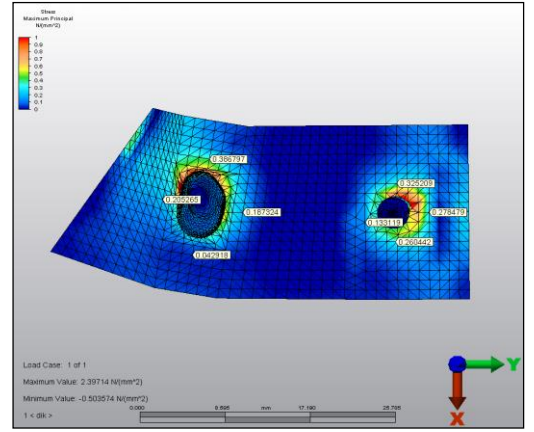
3. Çalışma Modeli
(ARA Y: 3-K: 0,5 mm)



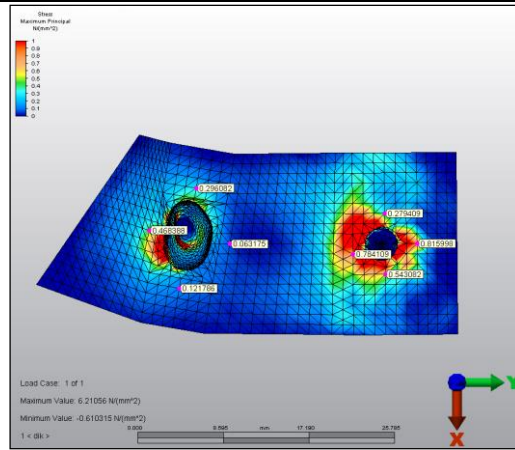
4. Çalışma Modeli
(ARA Y: 1-K: 1 mm)



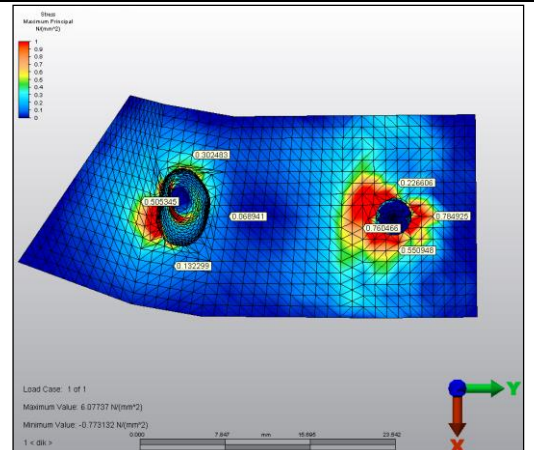
5. Çalışma Modeli
(ARA Y: 2-K: 1 mm)



6. Çalışma Modeli
(ARA Y: 3-K: 1 mm)

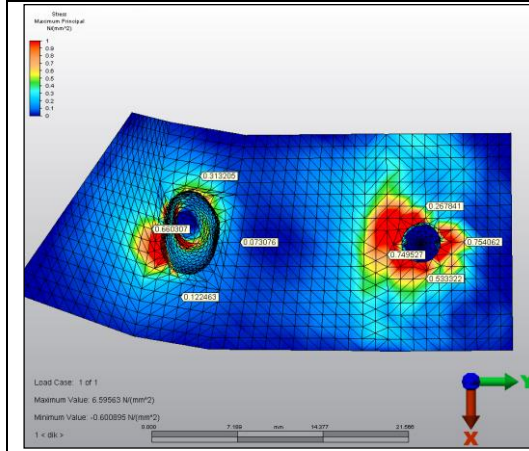


7. Çalışma Modeli
(SA Y: 1 mm)

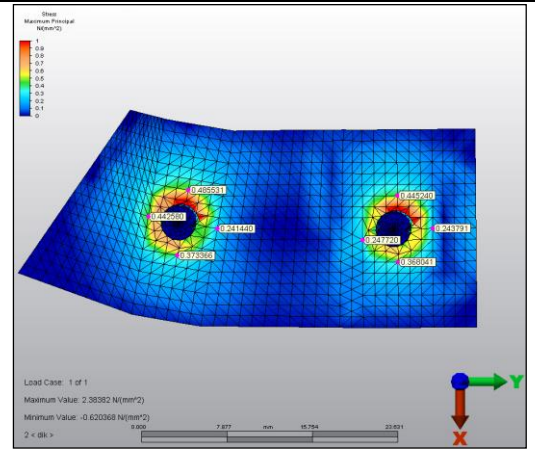


8. Çalışma Modeli
(SA Y: 2 mm)

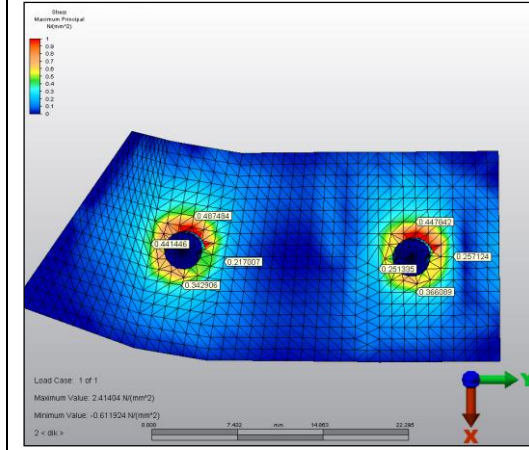
Çizelge 3.4. Devam. Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin spongiöz kemik maksimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



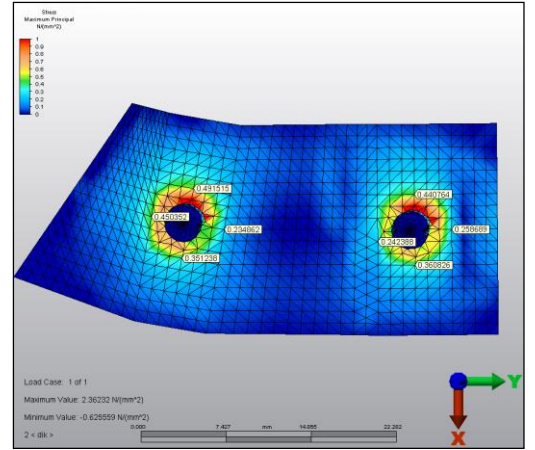
9. Çalışma Modeli
(SA Y: 3 mm)



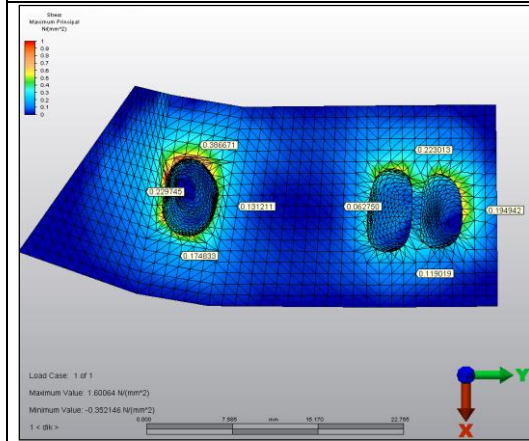
10. Çalışma Modeli
(SA Y: 1-Y: 1 mm)



11. Çalışma Modeli
(SA Y: 2-Y: 2 mm)

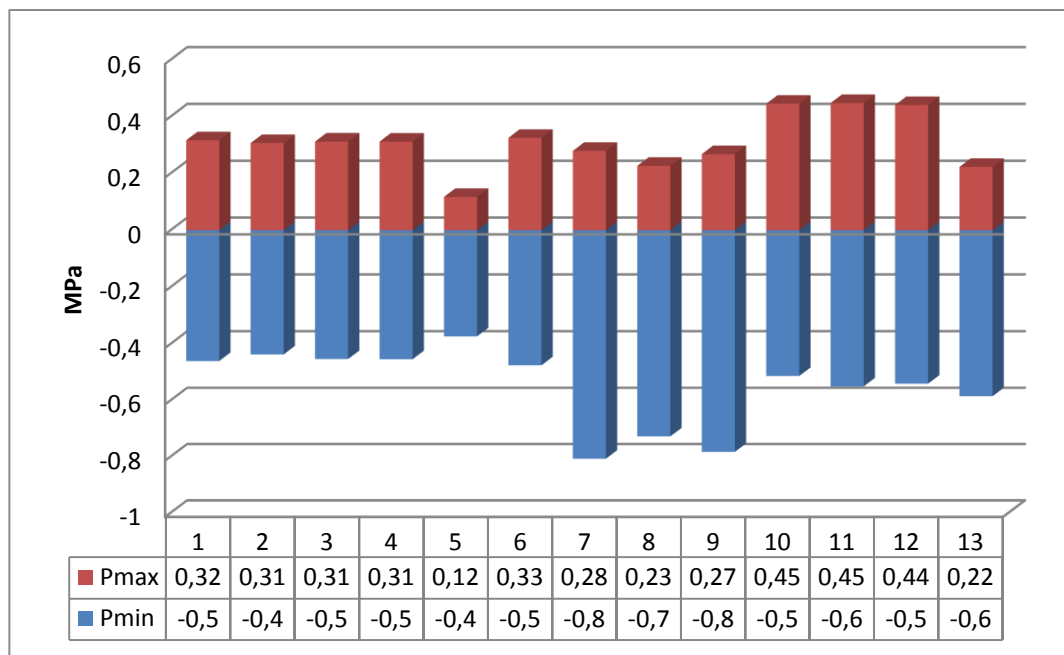


12. Çalışma Modeli
(SA Y: 3-Y: 3 mm)



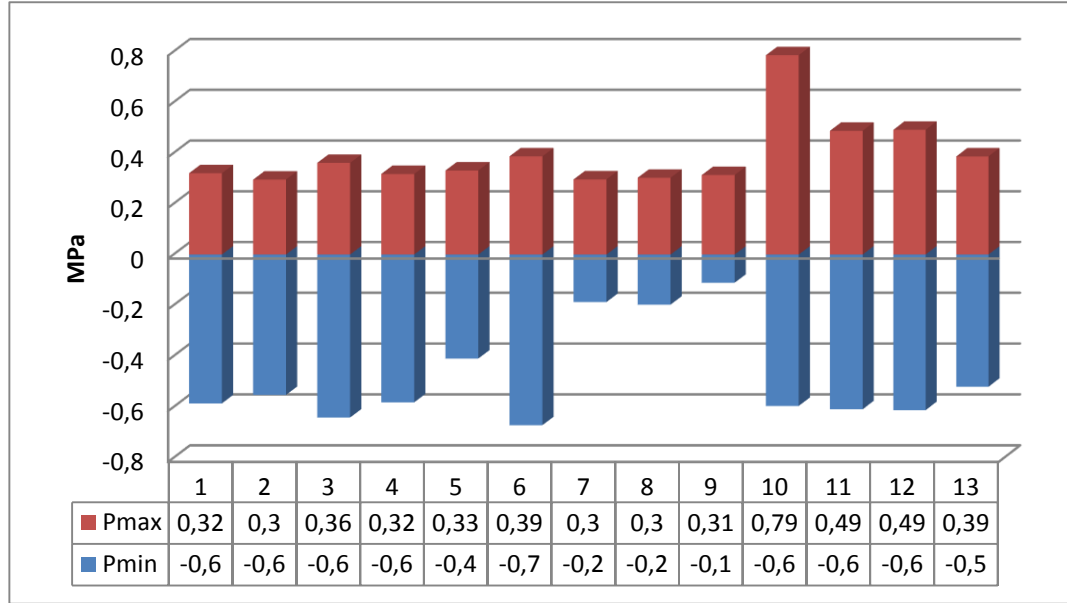
13. Çalışma Modeli
(doğal dış destekli)

1 (Asetal rezin kaplı abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) ve 2. gruptaki (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) modellere bakıldığında asetale resin kaplı bireysel abutment ve standart abutment boyutlarındaki değişiklikler, aynı gruplardaki spongios kemikte meydana gelen stres değerlerinde anlamlı bir değişikliğe neden olmamıştır. Ancak 1. grup modellerde oluşan stres değerlerinde, 2. gruptaki değerlere göre belirgin bir azalma görülmüştür. Asetal rezinin esnek yapısının bu durumun oluşmasını sağladığı düşünülmektedir (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin 7 no'lu diş bölgesindeki spongios kemik en yüksek maksimum ve minimum asal gerilme değerleri.

Dik kuvvet uygulanan modellerde 5 no'lu diş bölgesindeki spongios kemikteki asal gerilme değerleri incelendiğinde 1 (Asetal rezin kaplı abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) ve 3. grup modellerdeki (İmplant-implant bağlantılı modeller) değerlerin 4. grupta bulunan diş-diş destekli sabit protez bulunan modeldeki asal gerilme değerine yakın olduğu gözlenmiştir. Standart abutmentin bulunduğu 2. grup modellerde (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) ise kortikal kemikte gözlendiği gibi asal gerilme değerlerinin en az olduğu gözlenmiştir (Şekil 3.4).

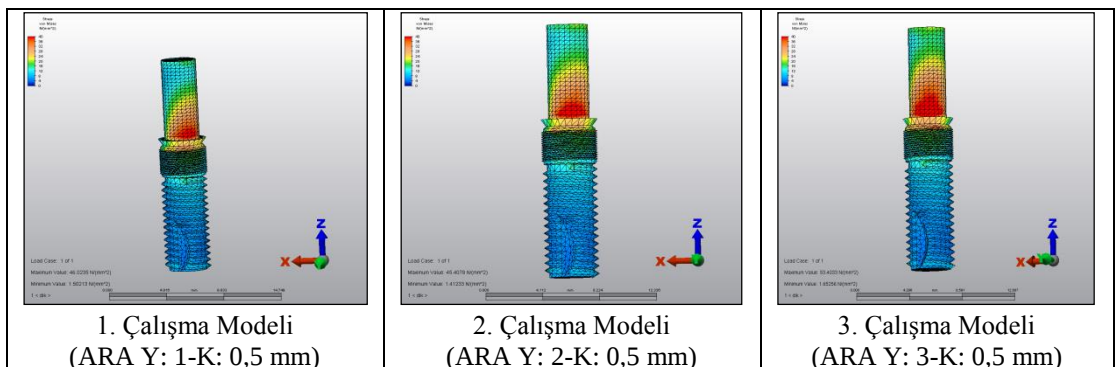


Şekil 3.4. Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin 5 no'lu dış bölgesindeki spongios kemik en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri.

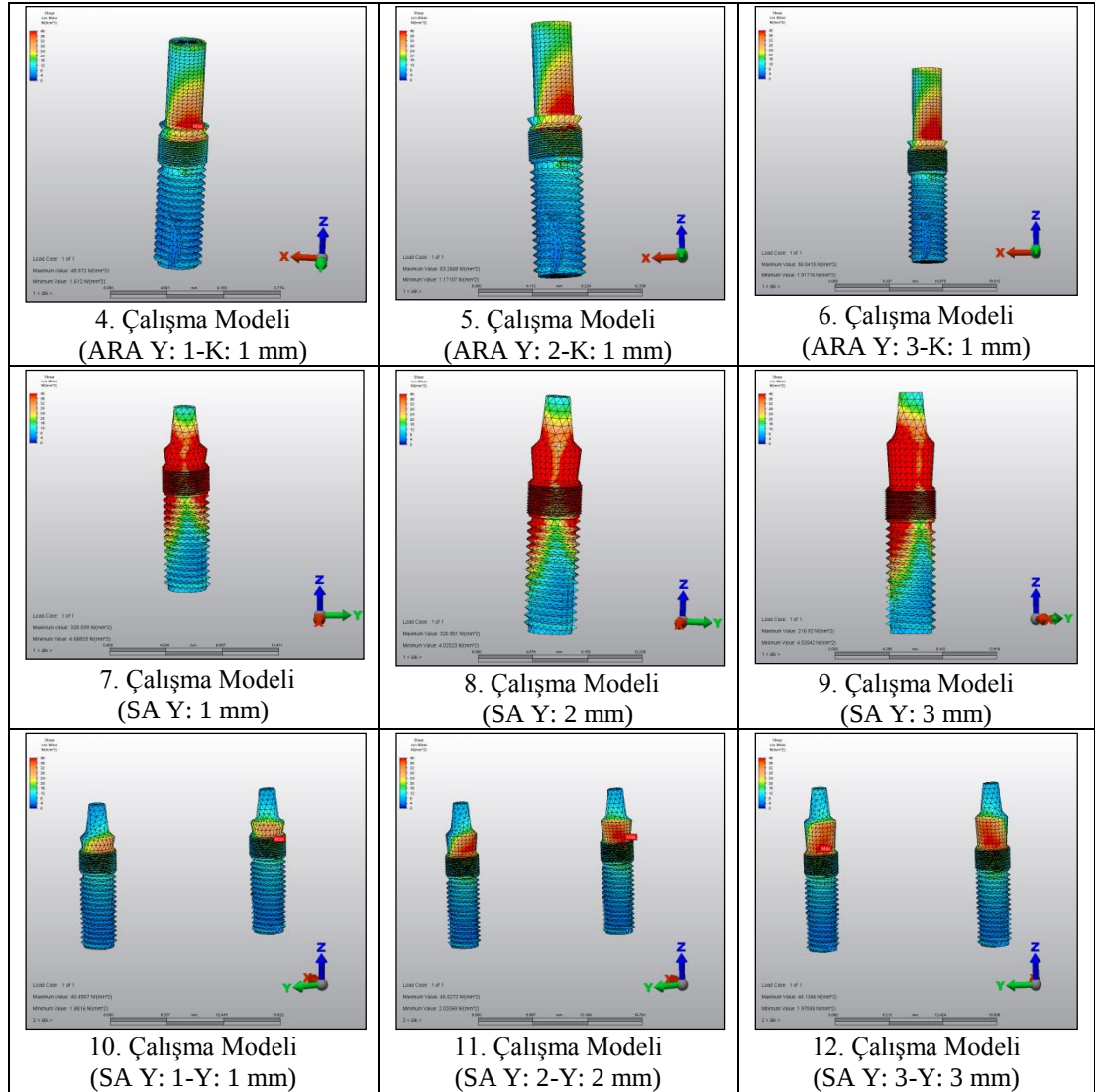
3.1.2. İmplant Von Mises Gerilme Değerleri

Gerilmeler, genel olarak implantların boyun kısmında ve abutmentlerin bu kısma yakın olan bölgelerinde meydana gelmiştir. Dik kuvvetin uygulandığı modellere bakıldığında, implantlarda meydana gelen Von Mises gerilme değerlerinin, aynı gruplar arasında hemen hemen aynı olmasına rağmen farklı gruplarda değişik sonuçlar alınmıştır. Standart abutmentin bulunduğu 2. grup modellerdeki (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri ise çok yüksektir (Çizelge 3.5).

Çizelge 3.5. Dik kuvvet uygulanan 12 adet modelin implant Von Mises gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezin Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



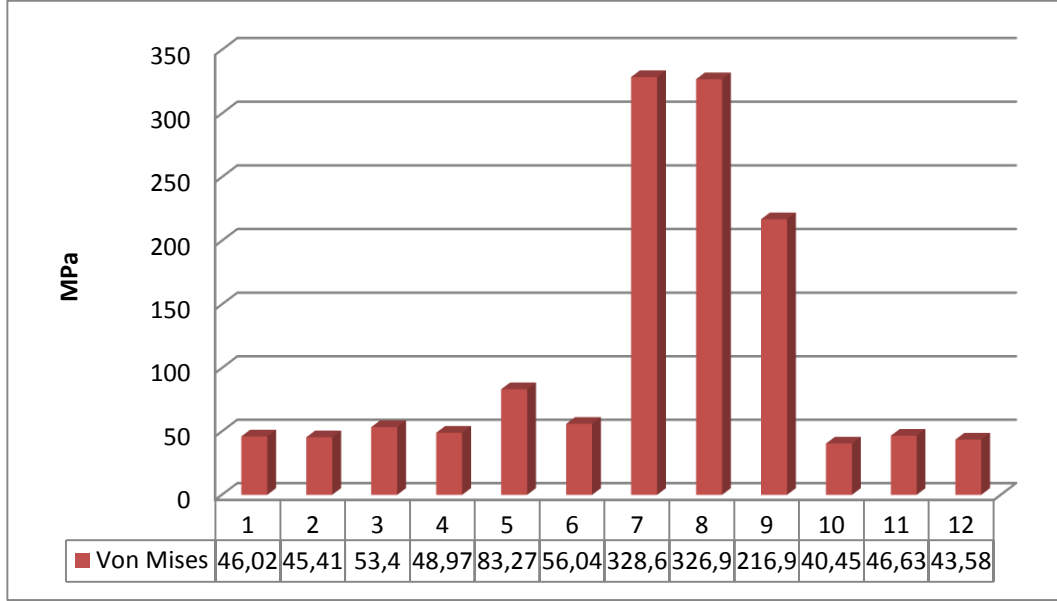
Çizelge 3.5. Devam. Dik kuvvet uygulanan 12 adet modelin implant Von Mises gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



İmplantlarda elde edilen en yüksek Von Mises gerilme değerleri karşılaştırıldığında en yüksek değer 329 MPa ile 1mm basamaklı standart abutmentin bulunduğu diş-implant bağlantılı 7. çalışma modelinde, en düşük değer ise 40,5 MPa ile 1 mm basamak yüksekliği olan abutmentlerin olduğu implant-implant bağlantılı 10. çalışma modelinde görülmüştür.

Asetal rezin kaplı bireysel abutmentlerin bulunduğu 1. gruptaki implantlarla diş-implant bağlantılı modellerdeki standart abutmentlerin bulunduğu 2. gruptaki implantlar karşılaştırıldığında 1. grup modellerdeki implantlarda oluşan Von Mises

gerilme değerlerinde ortalama % 82’lik bir azalma meydana gelmiştir. 1. grup modellerde ise en yüksek değer 83,3 MPa ile 5. çalışma modelinde görülmüştür. En az değer ise 2. çalışma modelinde 45,4 MPa olarak meydana gelmiştir (Şekil 3.5).



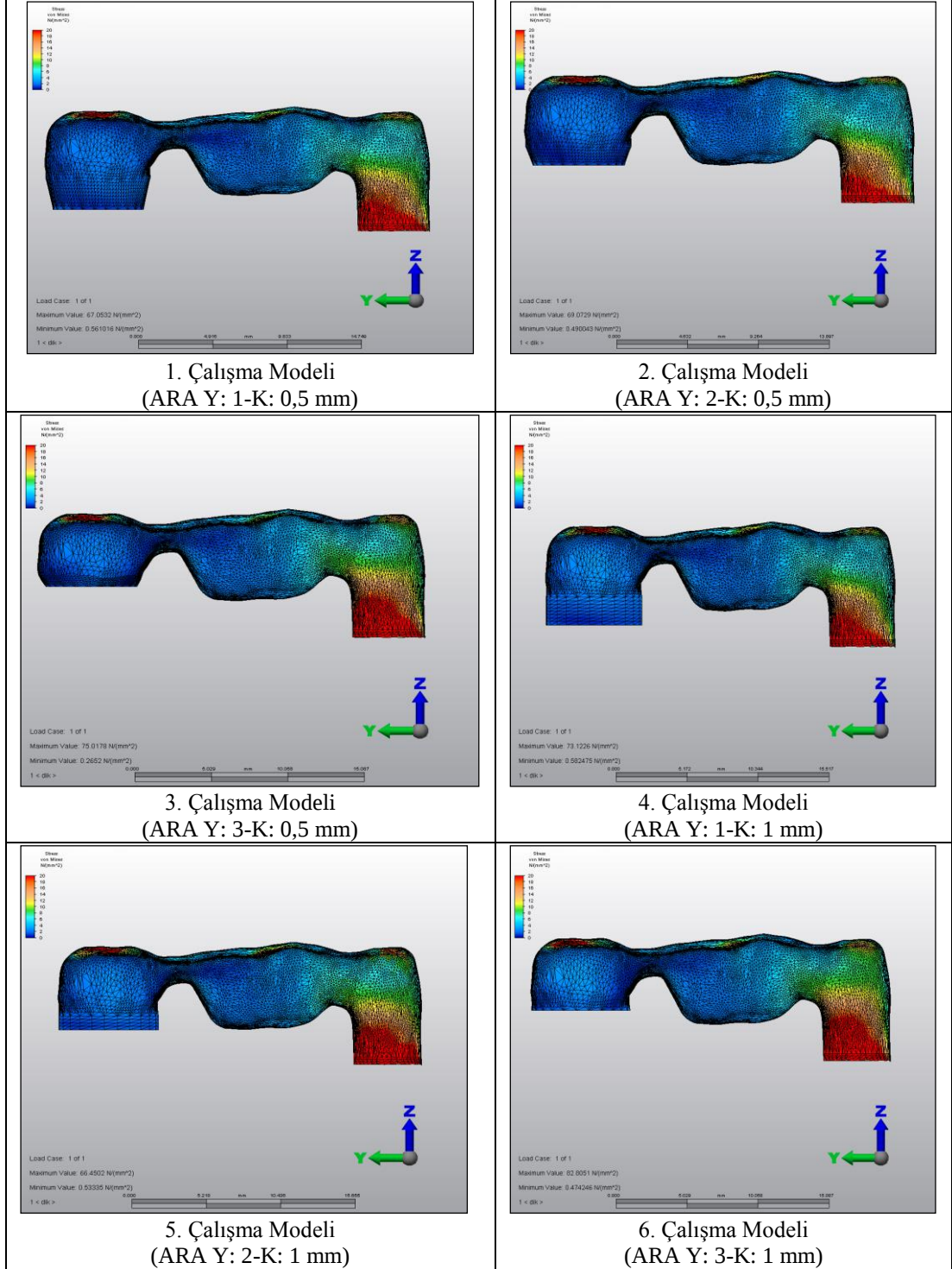
Şekil 3.5. Dik kuvvet uygulanan 12 adet modelin en yüksek implant Von Mises gerilme değerleri.

3.1.3. Metal Alt Yapı Von Mises Gerilme Değerleri

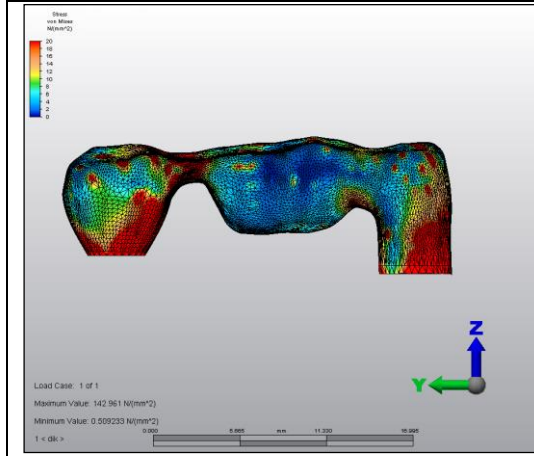
Dik kuvvet uygulanan modellerde metal alt yapıları incelediğimiz zaman en yüksek Von mises gerilme değerinin 2 mm basamak yüksekliği olan standart abutmentin bulunduğu diş-implant bağlantılı 8. çalışma modelinde meydana geldiği görülmüştür. Asetal rezin kaplı abutment içeren 1. grup modellerinde ise gerilme değerlerinde % 50’lik bir azalma meydana gelmiştir. Destek yapılarının aynı olduğu 3 (İmplant-implant bağlantılı modeller) ve 4. grup modellerde (Diş-diş bağlantılı model) ise gerilme değerleri ilk 2 gruba göre daha düşük olarak 28 ve 31 MPa arasında değişiklik göstermiştir. Bu metal alt yapıları incelediğimizde 1. gruptaki gerilmelerin 5 no’lu diş bölgesindeki kronun distal kole kısmında meydana geldiği görülmüştür. 2. grup modellerde ise bu gerilmeler lokalizasyon olarak aynı dişin mesial kole kısmında meydana geldiği görülmektedir. Ayrıca bu modellerde 7 no’lu diş bölgesindeki metal alt yapıda ve buna bağlı konnektörde de gerilmeler meydana gelmiştir. Bu olguya asetal rezin kaplı abutment içeren 1. grup modellerde

rastlanmamaktadır. Bu durumun asetal rezin kaplı abutmentların esnek yapısından kaynaklandığı düşünülmektedir (Çizelge 3.6).

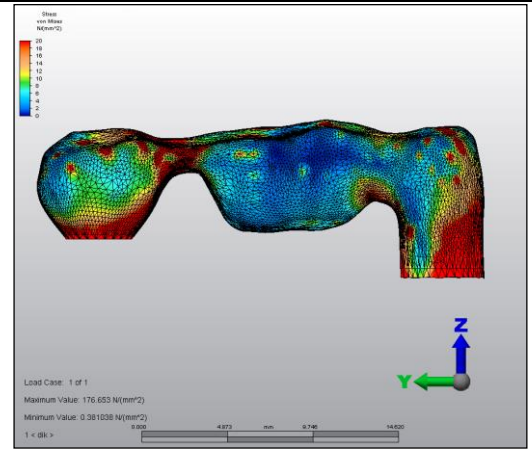
Çizelge 3.6. Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin metal alt yapı Von Mises gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezin Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



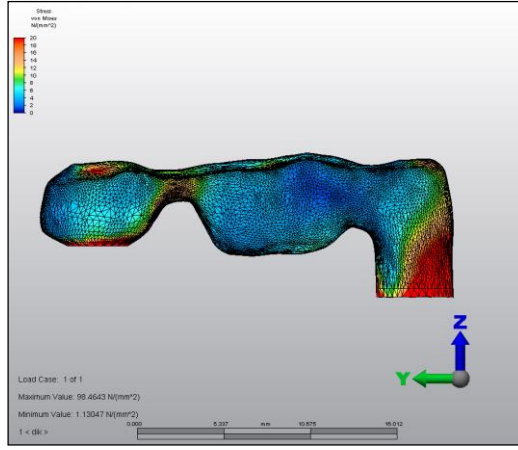
Çizelge 3.6. Devam. Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin metal alt yapı Von Mises gerilme değerleri. . (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



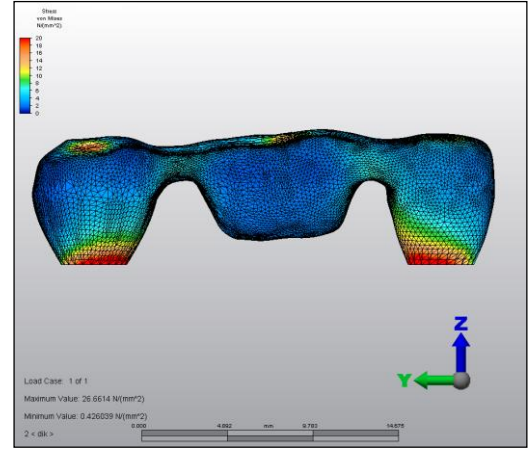
7. Çalışma Modeli
(SA Y: 1 mm)



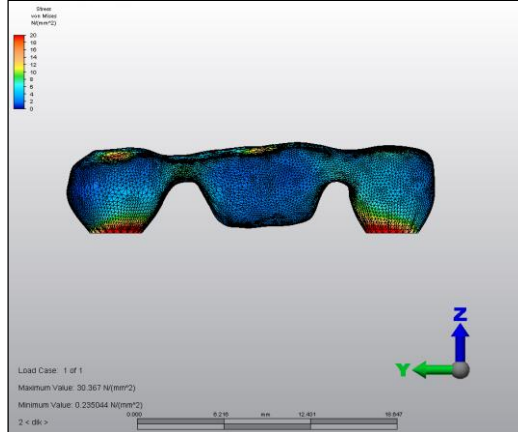
8. Çalışma Modeli
(SA Y: 2 mm)



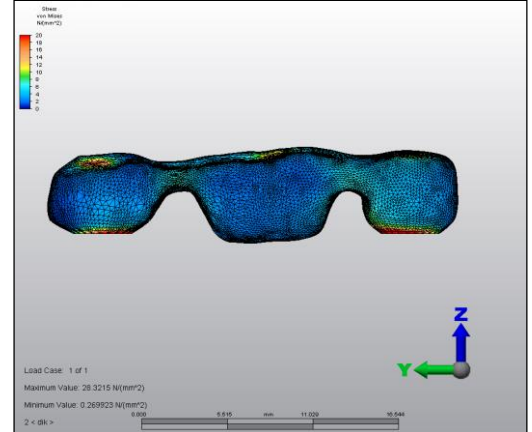
9. Çalışma Modeli
(SA Y: 3 mm)



10. Çalışma Modeli
(SA Y: 1- Y: 1 mm)

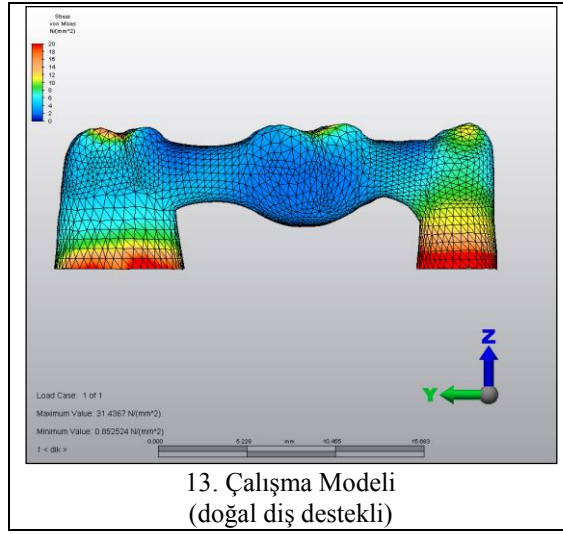


11. Çalışma Modeli
(SA Y: 2- Y: 2 mm)

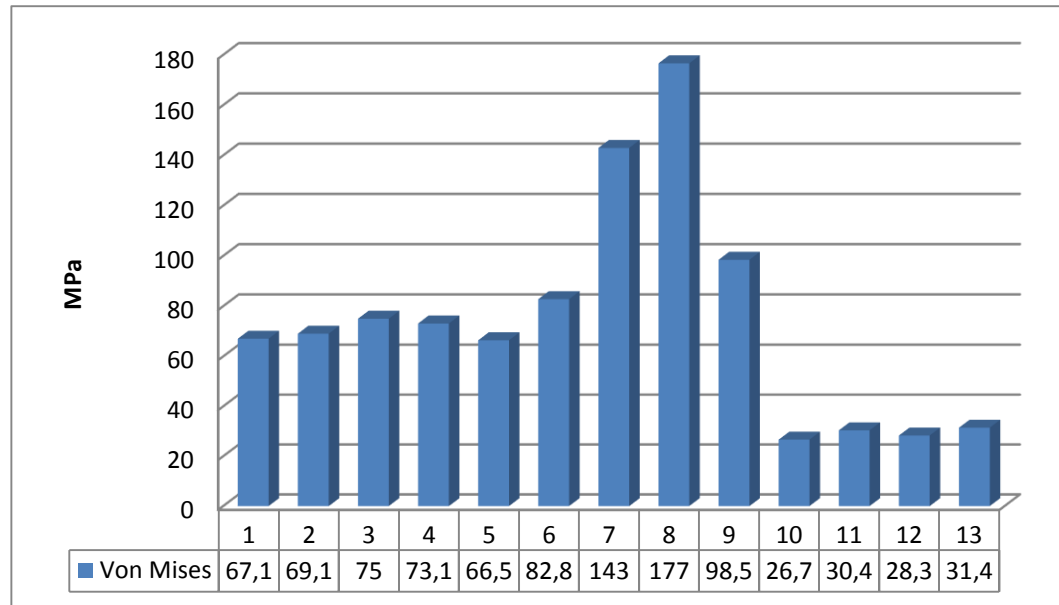


12. Çalışma Modeli
(SA Y: 3- Y: 3 mm)

Çizelge 3.6. Devam. Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin metal alt yapı Von Mises gerilme değerleri. . (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



Metal alt yapılarıdaki kuvvet dağılımı bakımından en iyi sonuç 5 ve 7 no'lu diş bölgelerindeki destek yapıların aynı olduğu 3 (implant-implant bağlantılı modeller) ve 4. grup modellerde (Diş-diş bağlantılı model) olduğu tespit edilmiştir (Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Dik kuvvet uygulanan 13 adet modelin en yüksek metal alt yapı Von Mises gerilme değerleri.

3.2. Oblik Kuvvet Uygulanan 13 Adet Modelin Kortikal ve Spongioz Kemik Minimum ve Maksimum Asal Gerilme Değerleri ile İmplant ve Metal Alt Yapı Von Misses Gerilme Değerlerinin İncelenmesi

Bu modellerde, 3 üyeli metal destekli seramik köprünün molar kronlarının disto-bukkal, premolar kronunun ise bukkal tüberküllerine 100 N kuvvet 45°'lik açıyla bukkolingual yönde uygulanmıştır. Sonuçta kortikal ve spongioz kemikte oluşan minimum ve maksimum asal gerilme değerleri ile implantlar ve metal alt yapılarda meydana gelen Von Mises gerilme değerleri incelenmiştir.

3.2.1. Kortikal ve Spongioz Kemik Maksimum ve Minimum Asal Gerilme Değerleri

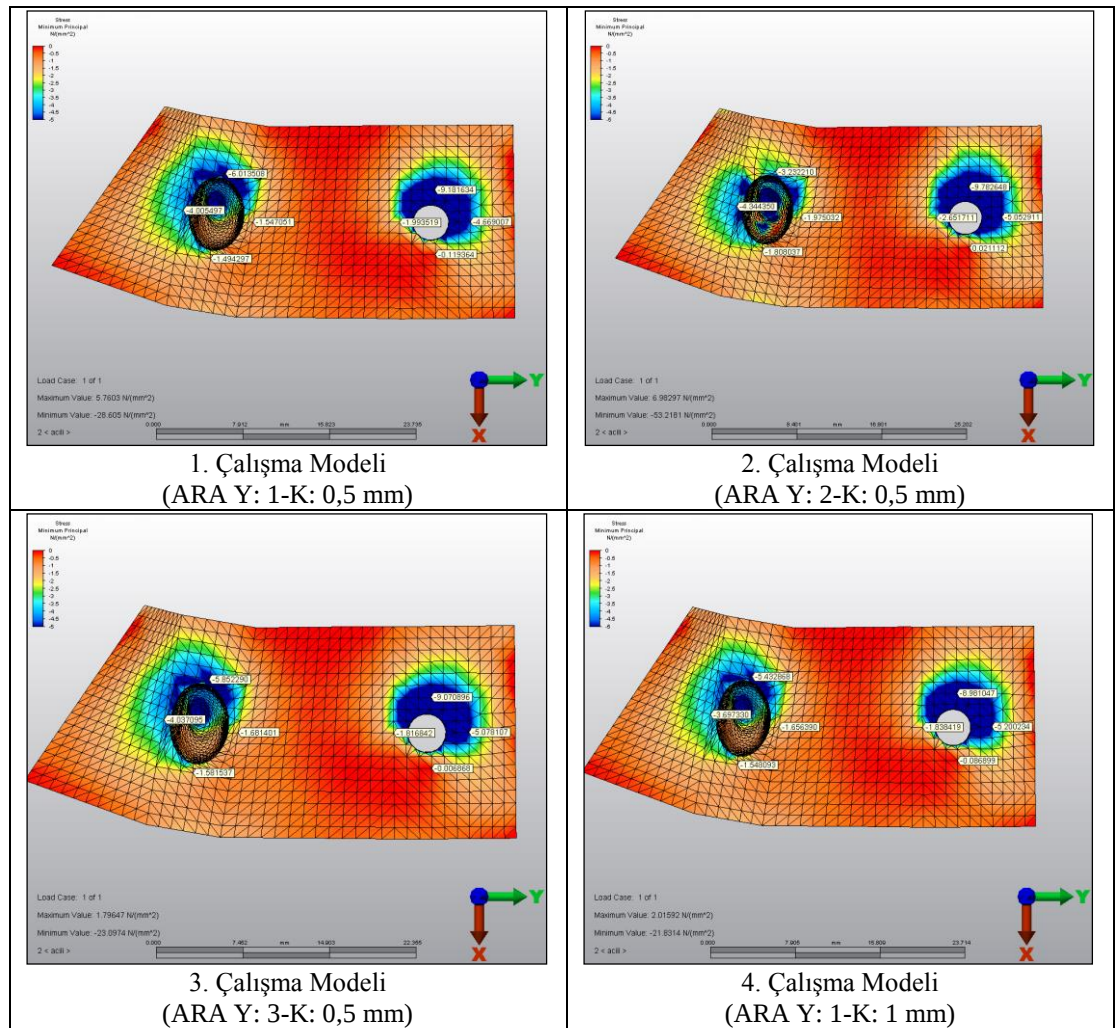
Oblik kuvvet uygulanan modellerde kortikal kemikteki değerler incelendiğinde, implantların boyun kısmını çevreleyen kortikal kemiğin çoğunlukla lingual kısmında minimum asal gerilme değerlerinin en yüksek olduğu izlenmiştir (Çizelge 3.7).

Bu modellerdeki diş ve implantları çevreleyen kortikal kemiğin asal gerilme değerleri incelendiğinde, implantların boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemik etrafında meydana gelen stresler, bölge ve değer olarak aynı gruplarda bulunan modellerde hemen hemen aynıdır. Farklı grup modelleri karşılaştırıldığında ise farklı sonuçlar alınmıştır. En yüksek minimum asal gerilme değeri -23,19 MPa ile 7. çalışma modelindeki 1 mm basamak yüksekliği olan standart abutmentin bulunduğu implantı çevreleyen kortikal kemiğin mesialinde, en düşük değer ise -0,13 MPa ile 13. çalışma modelindeki diş-diş bağlantılı köprünün bulunduğu 7 no'lu molar dişi çevreleyen kortikal kemiğin mesialinde tespit edilmiştir (Çizelge 3.7).

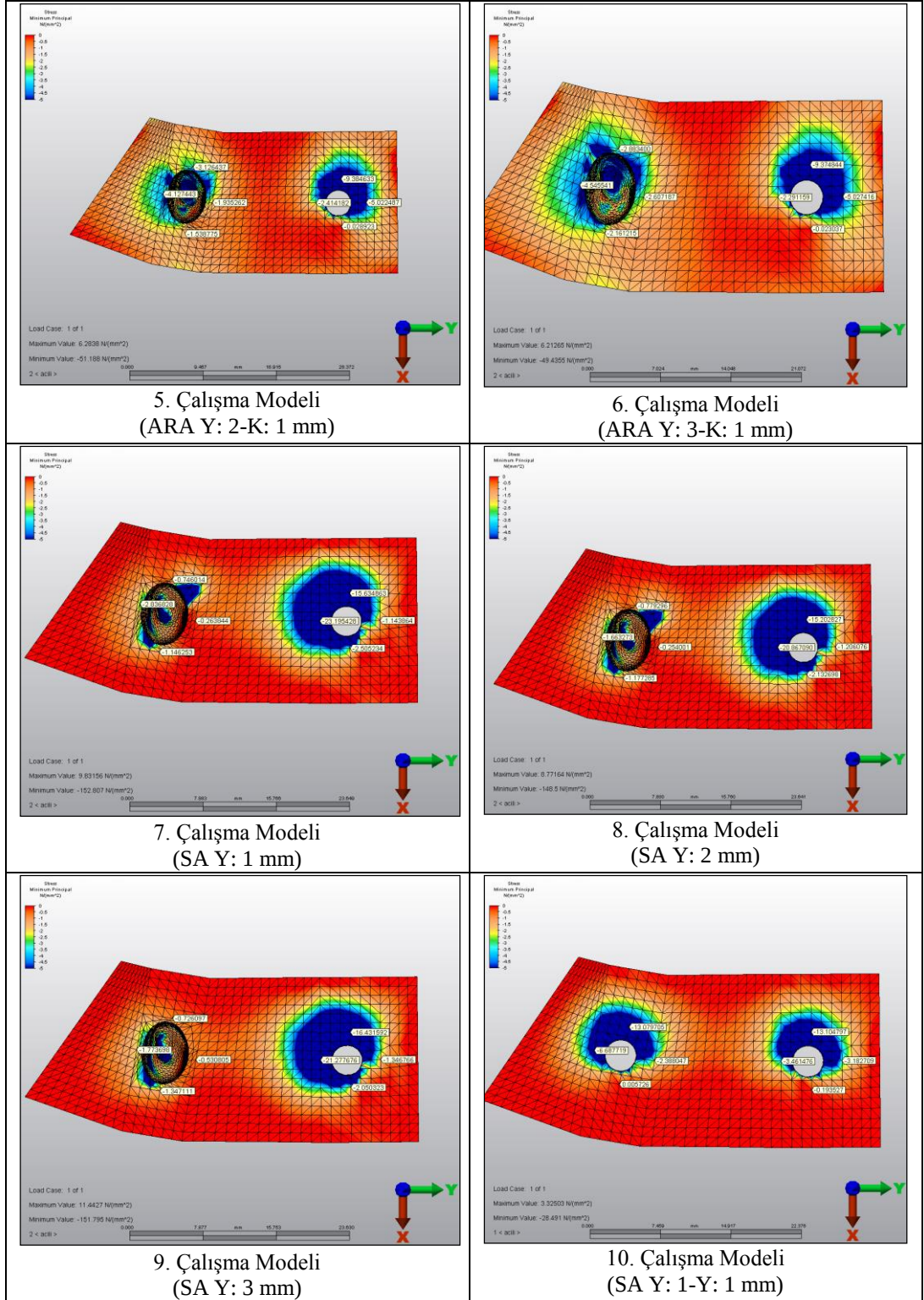
1. grup modellerde (Asetal rezin kaplı abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) stres daha çok implantın disto-lingualini çevreleyen kemikte olmasına rağmen 2. grup modellerde (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) bu durum implantın mesio-lingualindeki kemikte meydana gelmiştir. 2.

gruptaki bu farklılık destekler arasındaki mobilite farkından oluştuğunu düşündürmektedir. Farklı desteklerin bulunduğu 1. grup modellerde ise asetale rezinin esnekliği sayesinde 2. gruptaki durum oluşmamıştır. 3 (implant-implant bağlantılı modeller) ve 4. grup modellerde (Diş-diş bağlantılı model) oluşan stresler ise dişi ve implantı çevreleyen kemiğin lingualinde meydana gelmiştir. En az stres ise doğal diş desteklerin bulunduğu 13. modelde görülmüştür (Çizelge 3.7).

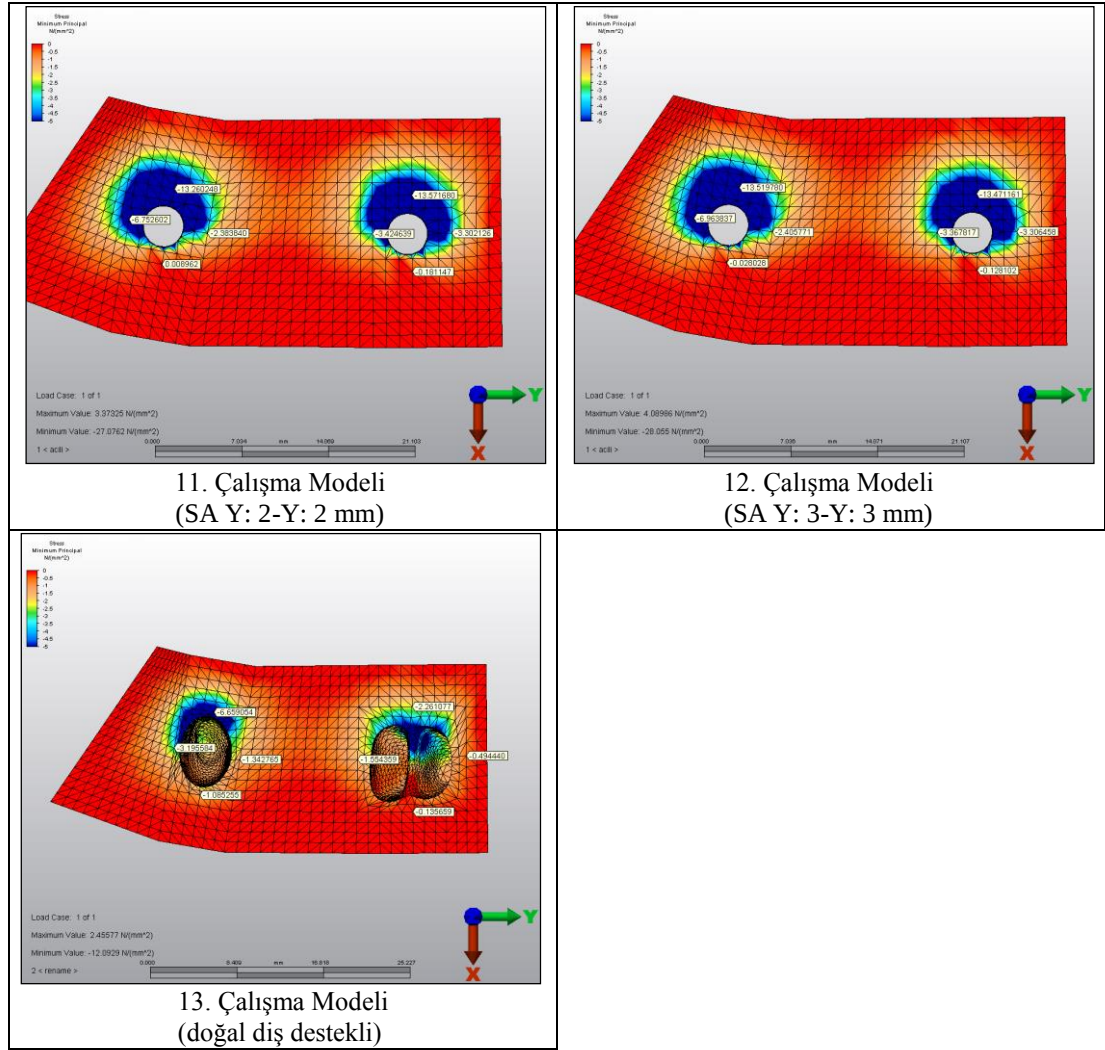
Çizelge 3.7. Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin kortikal kemik minimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezine Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



Çizelge 3.7. Devam. Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin kortikal kemik minimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)

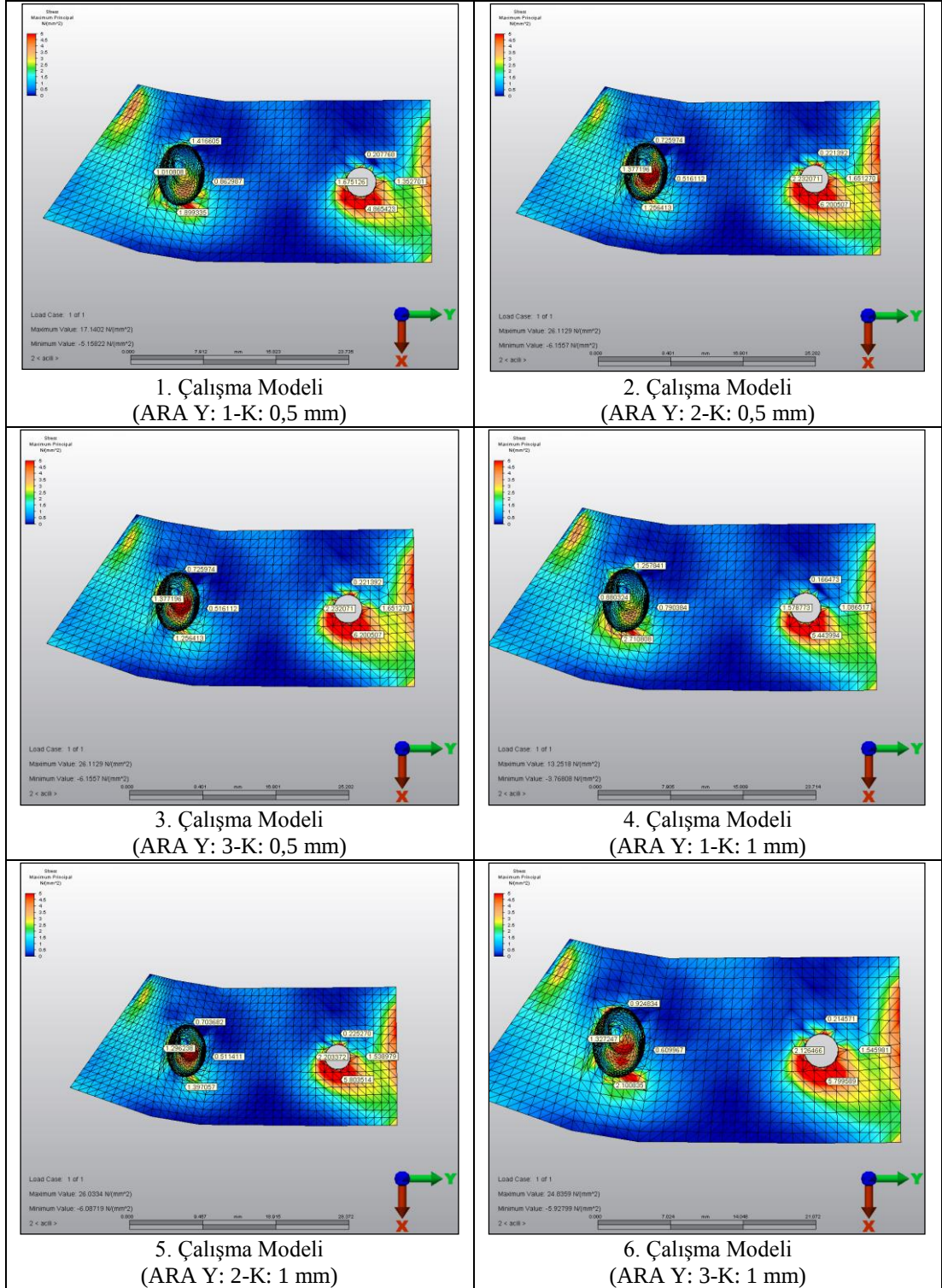


Çizelge 3.7. Devam. Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin kortikal kemik minimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezin Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)

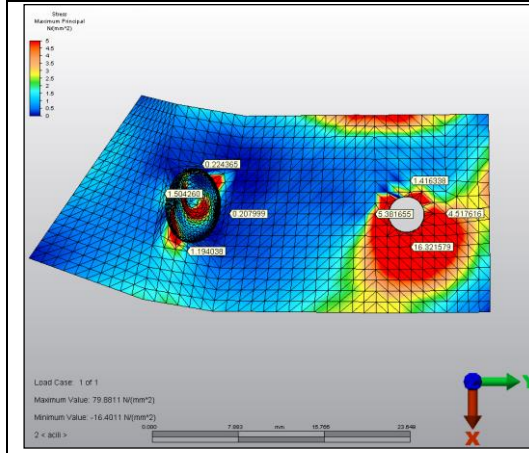


Maksimum asal gerilme değerleri incelendiği zaman, en yüksek değer 16,32 MPa ile 7. çalışma modelindeki (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı model) implantı çevreleyen kortikal kemiğin bukkalinde, en düşük değer ise 0,029 MPa ile 13. çalışma modelindeki (Diş-diş bağlantılı model) 5 no'lu dişi çevreleyen kortikal kemiğin mesialinde tespit edilmiştir (Çizelge 3.8).

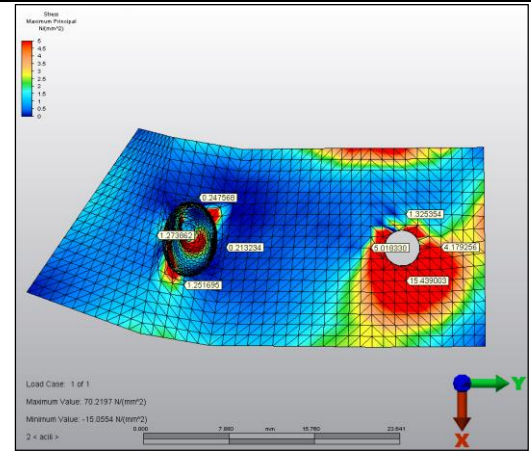
Çizelge 3.8. Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



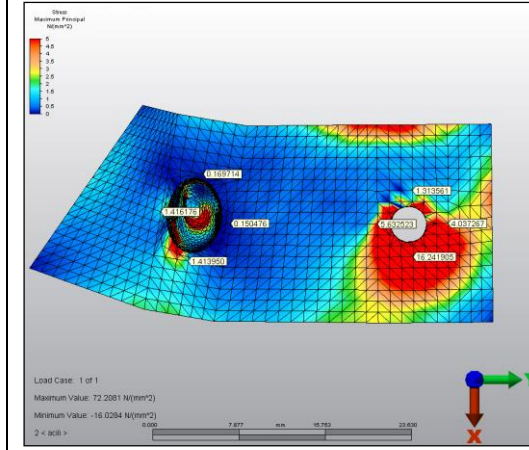
Çizelge 3.8. Devam. Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



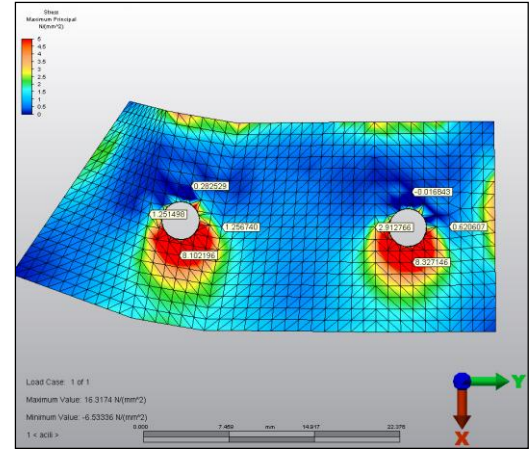
7. Çalışma Modeli
(SA Y: 1 mm)



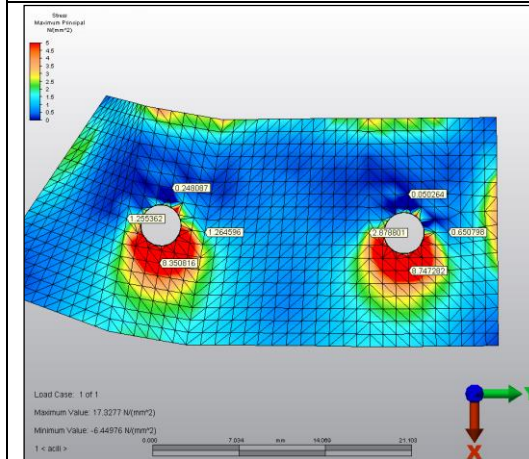
8. Çalışma Modeli
(SA Y: 2 mm)



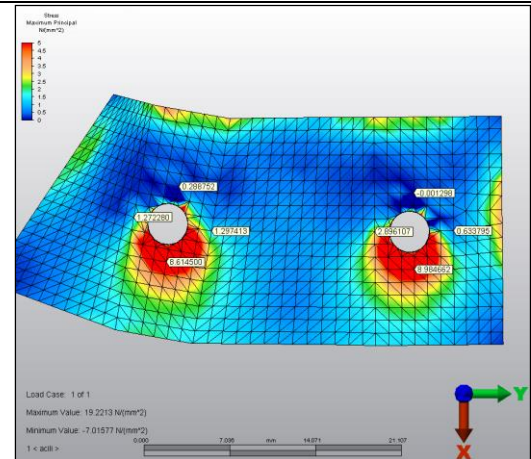
9. Çalışma Modeli
(SA Y: 3 mm)



10. Çalışma Modeli
(SA Y: 1-Y: 1 mm)

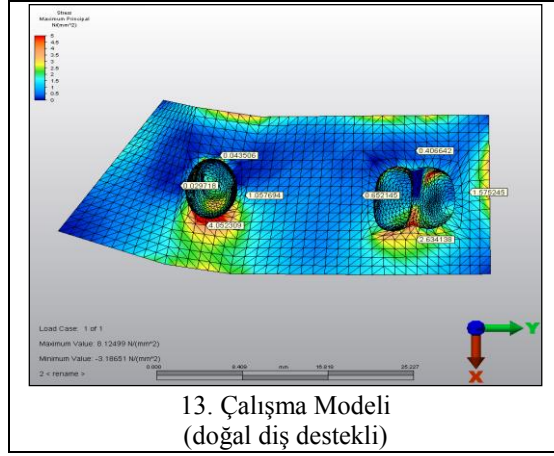


11. Çalışma Modeli
(SA Y: 2-Y: 2 mm)

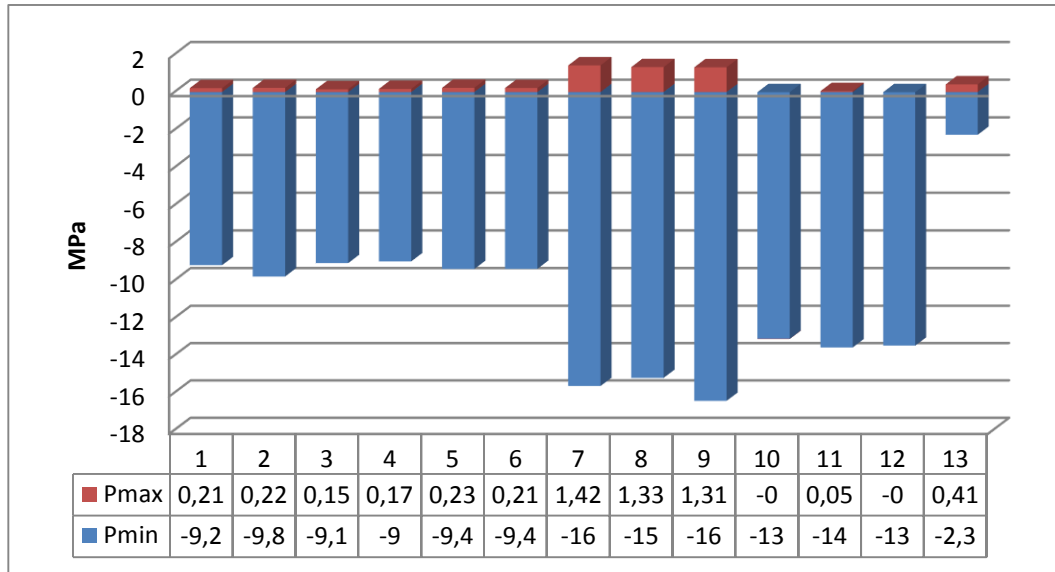


12. Çalışma Modeli
(SA Y: 3-Y: 3 mm)

Çizelge 3.8. Devam. Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin kortikal kemik maksimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)

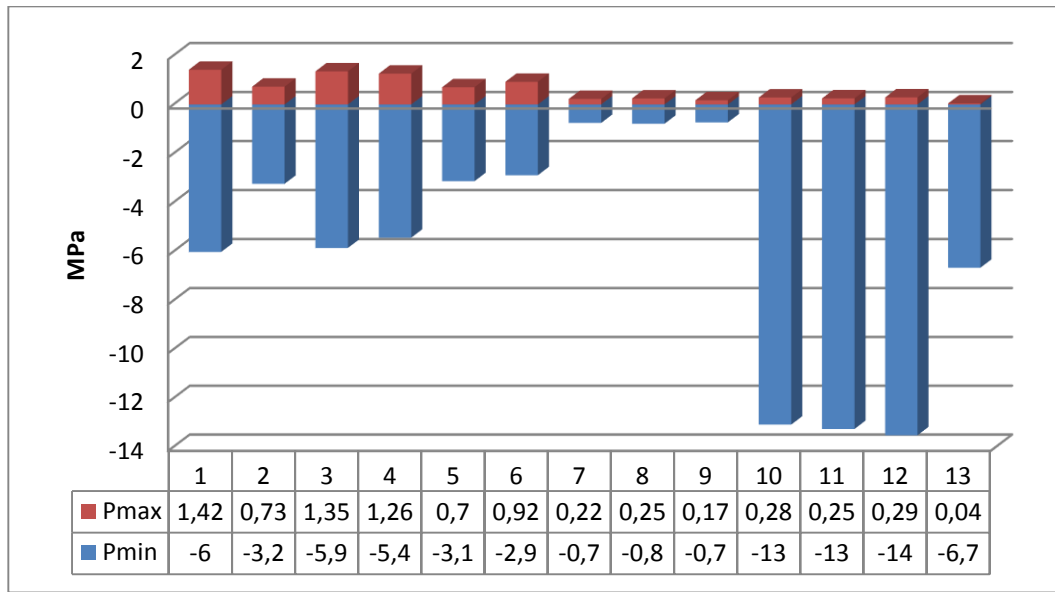


7 no'lu diş bölgesinde bulunan kortikal kemikteki minimum asal gerilme değerleri incelendiğinde, aynı gruptaki modeller arasında sonuçlar hemen hemen aynı olmasına rağmen farklı gruplar arasında değişik sonuçlar alınmıştır. 1. grupta (Asetal rezin kaplı abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) implantı çevreleyen kemikte oluşan minimum asal gerilme değerleri 2. gruptaki (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) standart abutment bulunan modellere göre daha düşüktür. Bu gerilme değerleri ortalama olarak yaklaşık % 44'luk bir azalma göstermektedir (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin 7 no'lu diş bölgesindeki kortikal kemik en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri.

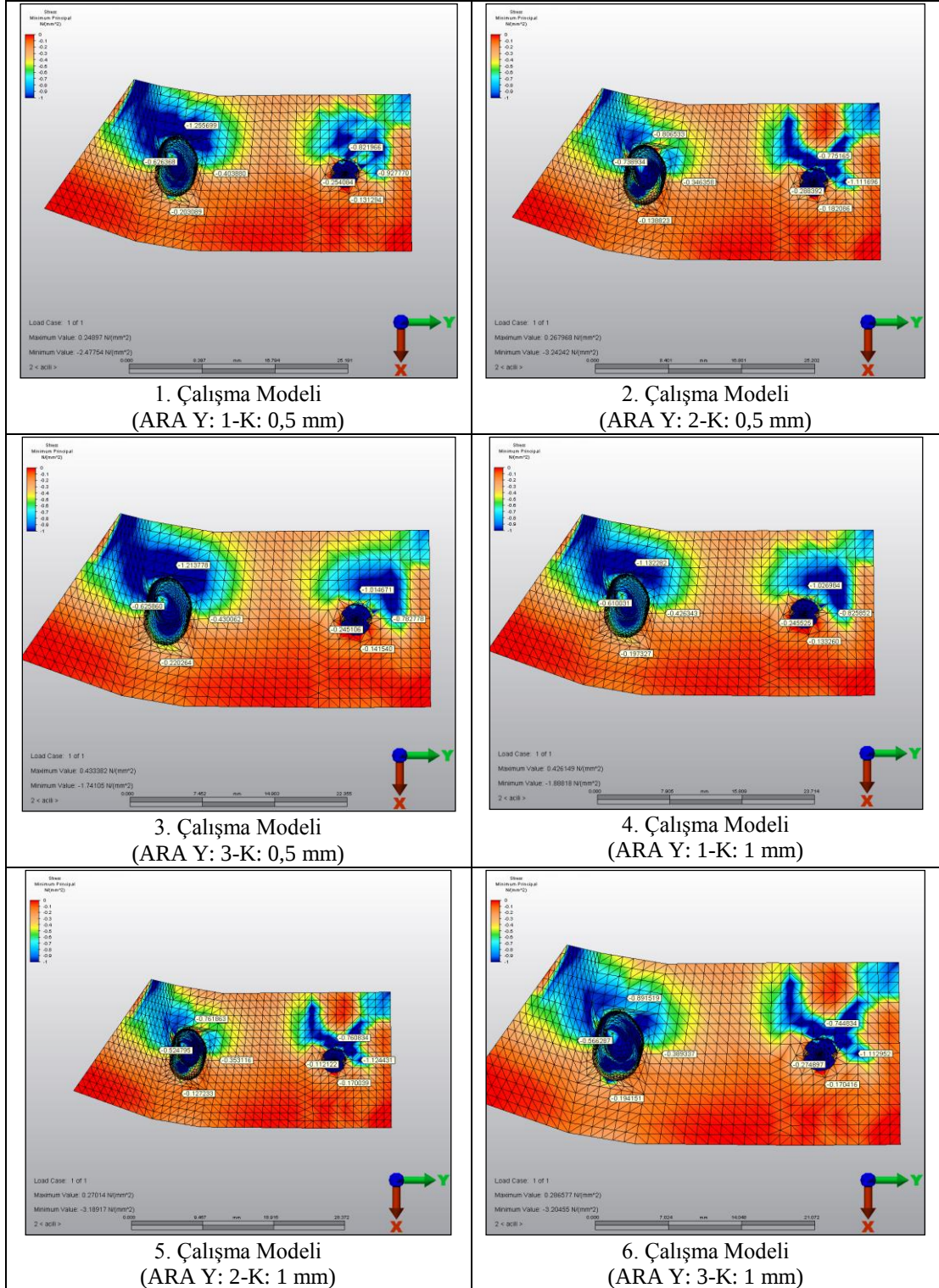
5 no'lu diş bölgesindeki asal gerilme değerleri incelendiğinde 1 (Asetal rezin kaplı abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) ve 4. grup modellerdeki (Diş-diş bağlantılı model) değerlerin birbirlerine yakın olduğu görülmektedir. En düşük asal gerilme değerleri standart abutmentin bulunduğu 2. grup modellerde (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) gözlenirken en yüksek minimum asal gerilme değerleri implant-implant bağlantılı sabit protezlerin bulunduğu 3. grup modellerde tespit edilmiştir (Şekil 3.8).



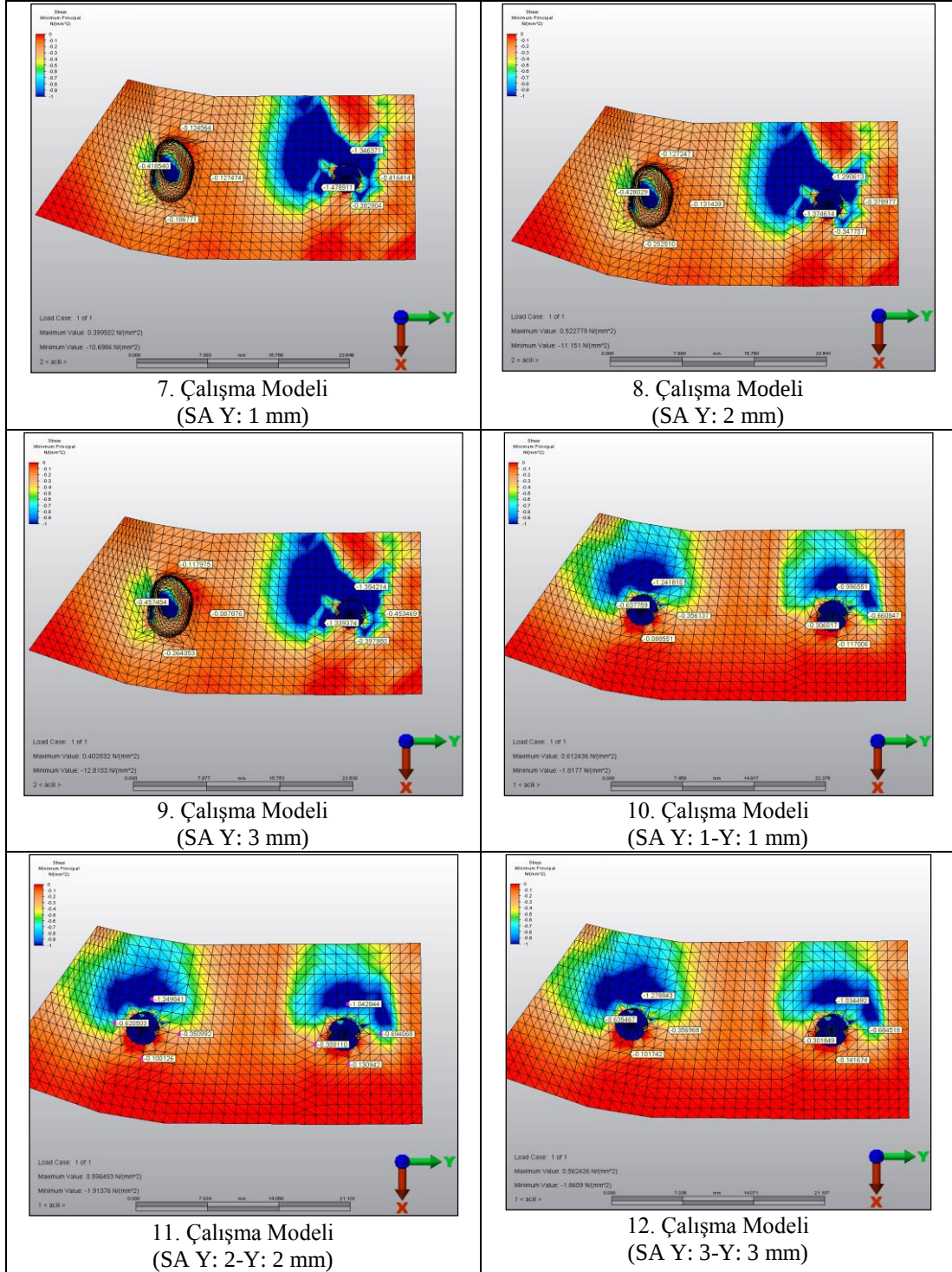
Şekil 3.8. Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin 5 no'lu diş bölgesindeki kortikal kemik en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri.

Oblik kuvvet uygulanan modellerin spongioz kemik minimum asal gerilme değerleri incelendiğinde; stresler kortikal kemikteki streslerin lokalizasyonu ile aynıdır. Ancak değerler daha düşüktür. En yüksek minimum asal gerilme değerleri yine 2. grup modellerde (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) gözlenmiştir. Yine bu bölgelerdeki maksimum asal gerilme değerleri ise düşük seviyelerdedir. Spongioz kemikteki en yüksek minimum asal gerilme değeri -1,47 MPa ile 7. modelde (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı model) bulunan implantın mesialindeki kemikte meydana gelmiştir. En düşük değer ise doğal diş desteklerin bulunduğu modelde 5 no'lu dişin bukkalinde oluşmuştur. Bu stresler spongioz kemiğin esnekliğinden dolayı kortikal kemiğe göre daha az olduğu tespit edilmiştir (Çizelge 3.9).

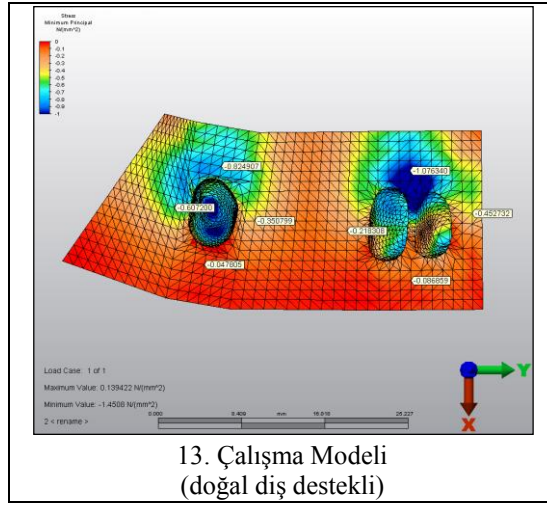
Çizelge 3.9. Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin spongioz kemik minimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



Çizelge 3.9. Devam. Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin spongioz kemik minimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)

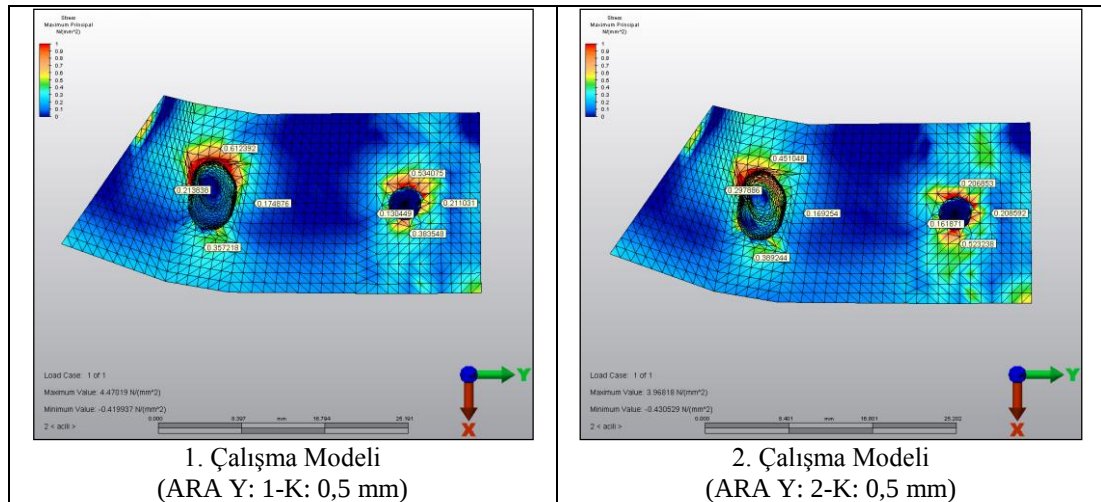


Çizelge 3.9. Devam. Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin spongios kemik minimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)

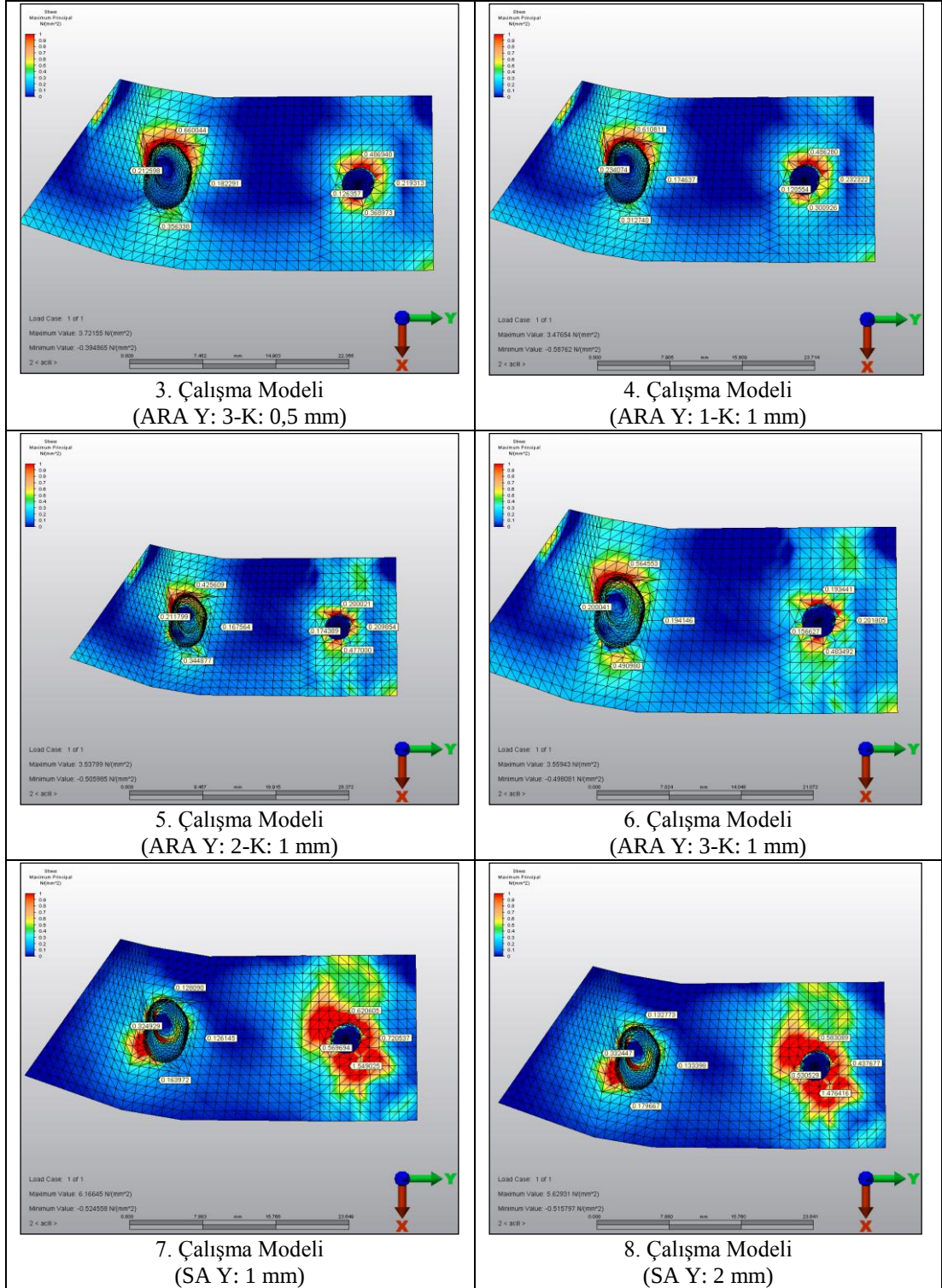


Oblik kuvvet uygulanan modellerde, spongios kemiğin maksimum asal gerilme değerleri incelendiği zaman en yüksek değer 1,59 MPa ile 9. çalışma modelindeki (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı model) implantı çevreleyen spongios kemiğin bukkalinde, en düşük değer ise 0,047 MPa ile 13. çalışma modelindeki (Diş-diş bağlantılı model) 5 no'lu dişi çevreleyen spongios kemiğin mesialinde olduğu tespit edilmiştir (Çizelge 3.10).

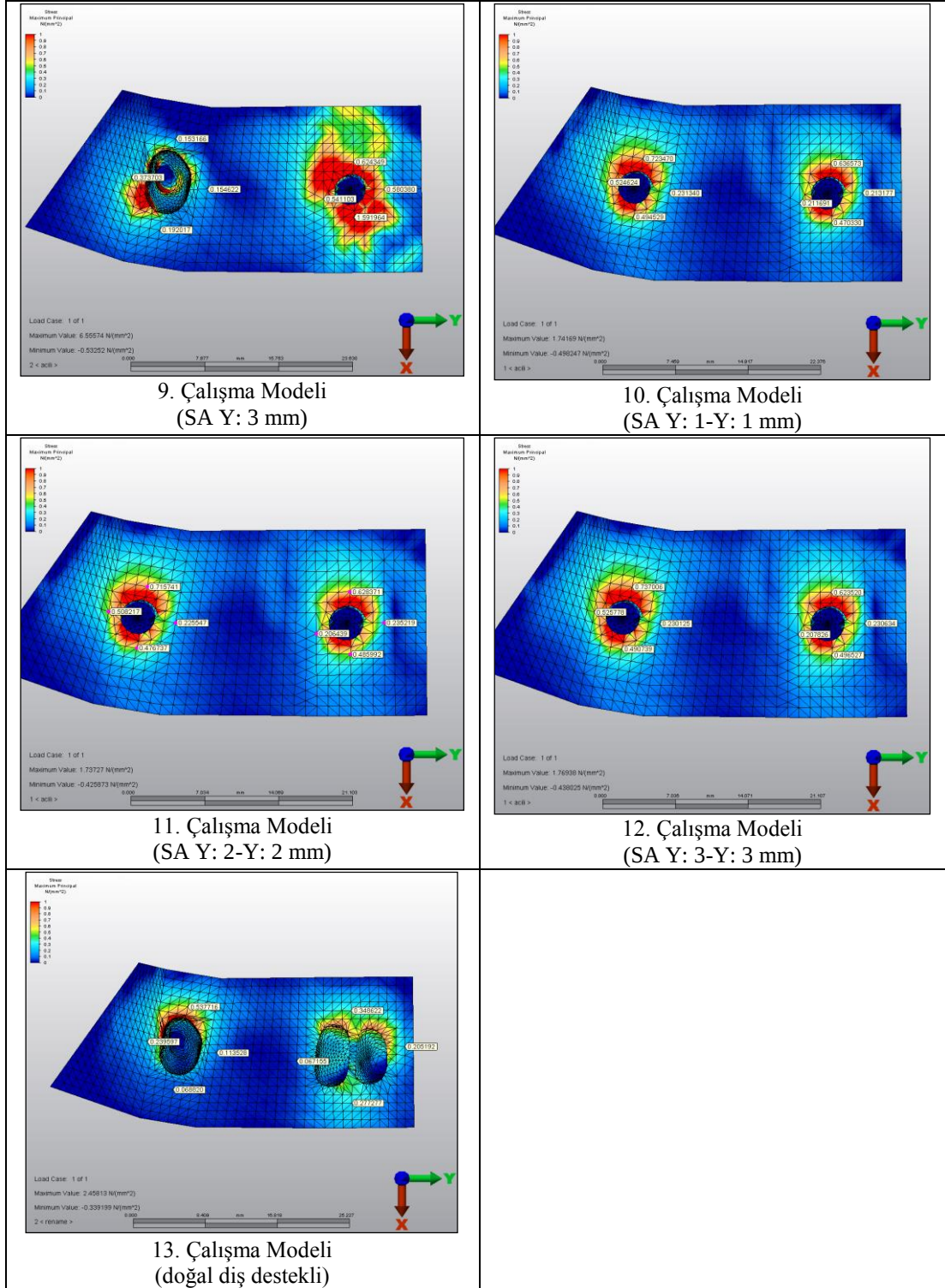
Çizelge 3.10. Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin spongios kemik maksimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



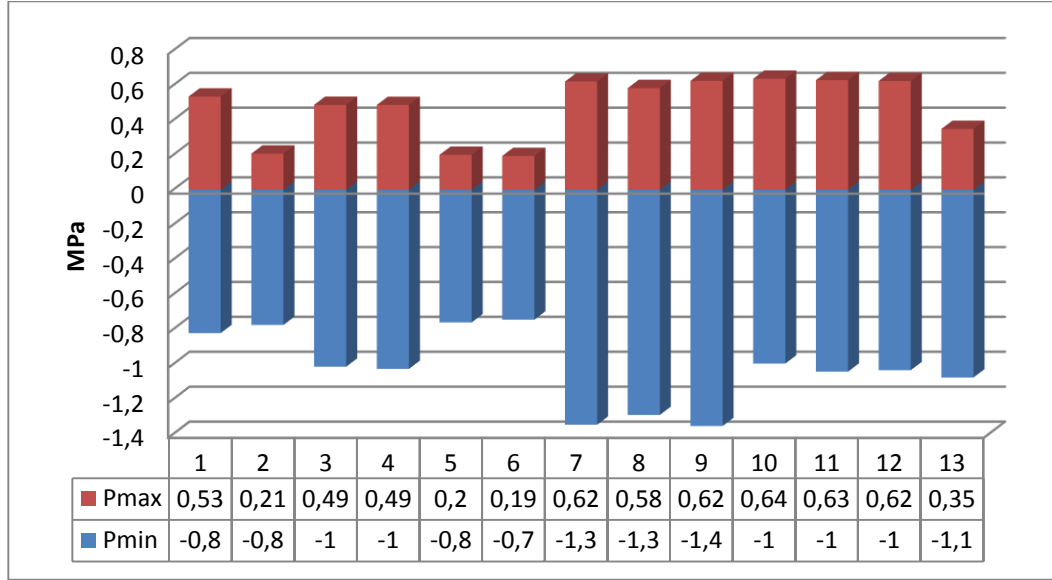
Çizelge 3.10. Devam. Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin spongioz kemik maksimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



Çizelge 3.10. Devam. Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin spongiöz kemik maksimum asal gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezin Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)

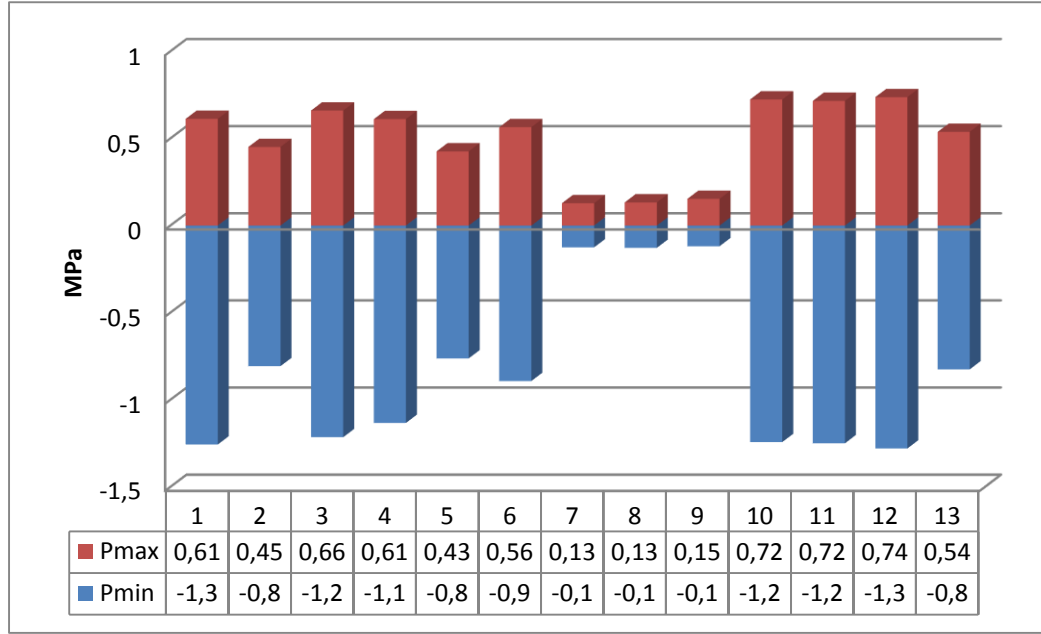


7 no'lu diş bölgesindeki spongioz kemik minimum ve maksimum asal gerilme değerlerine bakıldığı zaman minimum asal gerilme değerlerinin maksimum asal gerilme değerlerinden yüksek olduğu görülmektedir (Şekil 3.9).



Şekil 3.9. Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin 7 no'lu diş bölgesindeki spongioz kemik en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri.

5 no'lu diş bölgesindeki asal gerilme değerleri incelendiğinde 1 (Asetal rezin kaplı abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller), 3 (implant-implant bağlantılı modeller) ve 4. grup modellerde (Diş-diş bağlantılı model) meydana gelen değerler birbirlerine yakınlık gösterirken 2. grup modellerdeki (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) asal gerilme değerlerinin en düşük olduğu gözlenmiştir (Şekil 3.10).

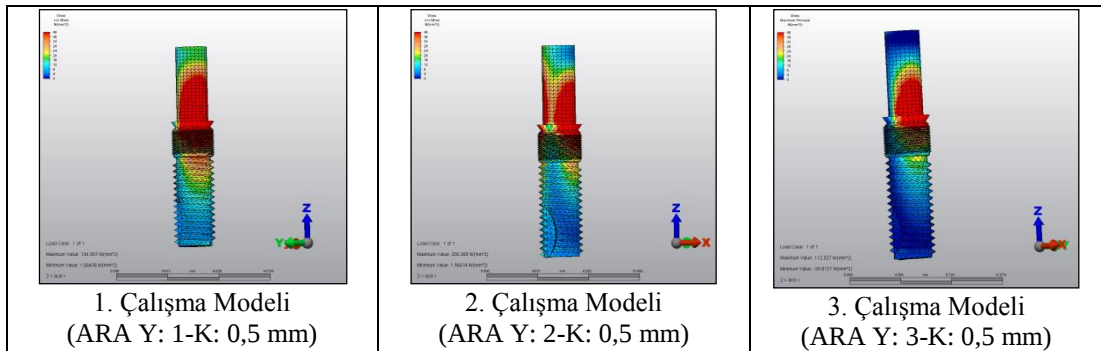


Şekil 3.10. Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin 5 no'lu diş bölgesindeki spongiöz kemik en yüksek maksimum ve minimum asal gerilme değerleri.

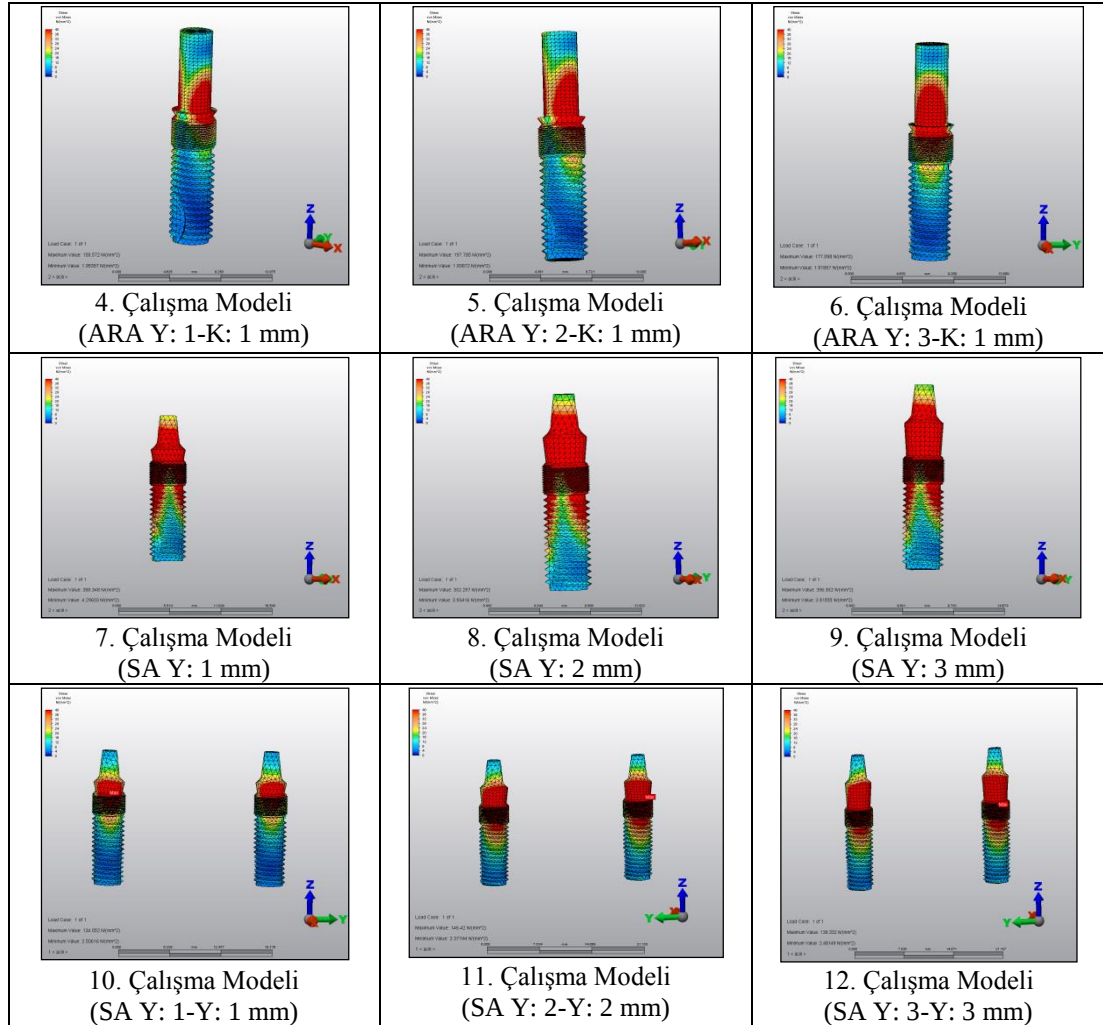
3.2.2. İmplant Von Mises Gerilme Değerleri

Oblik kuvvet uygulanan modellerdeki implantlarda meydana gelen Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde; en yüksek değerlerin bütün implantların boyun bölgesinde ve kortikal kemiğe komşu yivlerde olduğu tespit edilmiştir. İmplantların Von Mises değerlerinin özellikle lingual ve bukkal kısımda yoğunlaştığı gözlenmiştir (Çizelge 3.11).

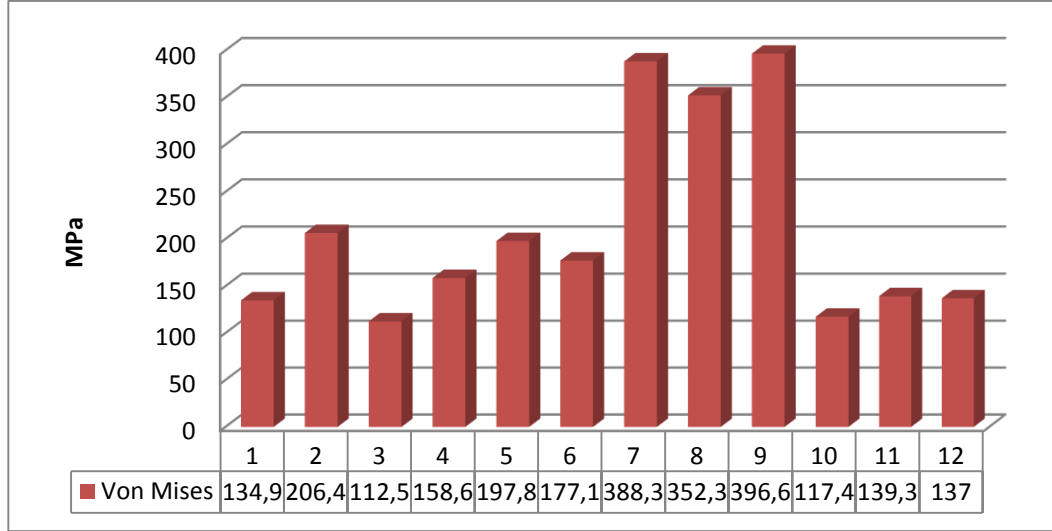
Çizelge 3.11. Oblik kuvvet uygulanan 12 adet modelin implant Von Mises gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



Çizelge 3.11. Devam. Oblik kuvvet uygulanan 12 adet modelin implant Von Mises gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezin Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



En yüksek Von Mises değeri 397 MPa ile standart abutmentin bulunduğu diş-implant bağlantılı 9. çalışma modelindeki implantta tespit edilmiştir. En düşük değer ise 113 MPa ile asetale resin kaplı abutmentin bulunduğu diş-implant bağlantılı 3. çalışma modelindeki implantta görülmüştür. Standart abutment yerine asetale resin kaplı bireysel abutmentlerin kullanıldığı 1. grup modellerindeki (Asetale resin kaplı abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) implantlarda meydana gelen Von Mises gerilme değerleri 2. grup modellerine (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) göre % 57'lik bir azalma göstermiştir. Bu durum asetale resinin implanta gelen kuvveti absorbe ettiğinin bir göstergesi olabilir (Şekil 3.11).

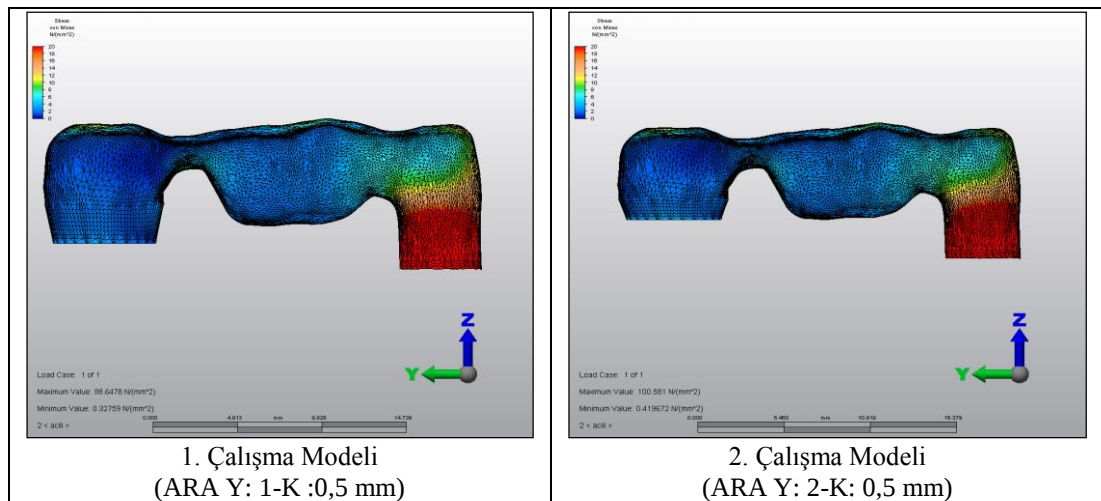


Şekil 3.11. Oblik kuvvet uygulanan 12 adet modelin en yüksek implant Von Mises gerilme değerleri.

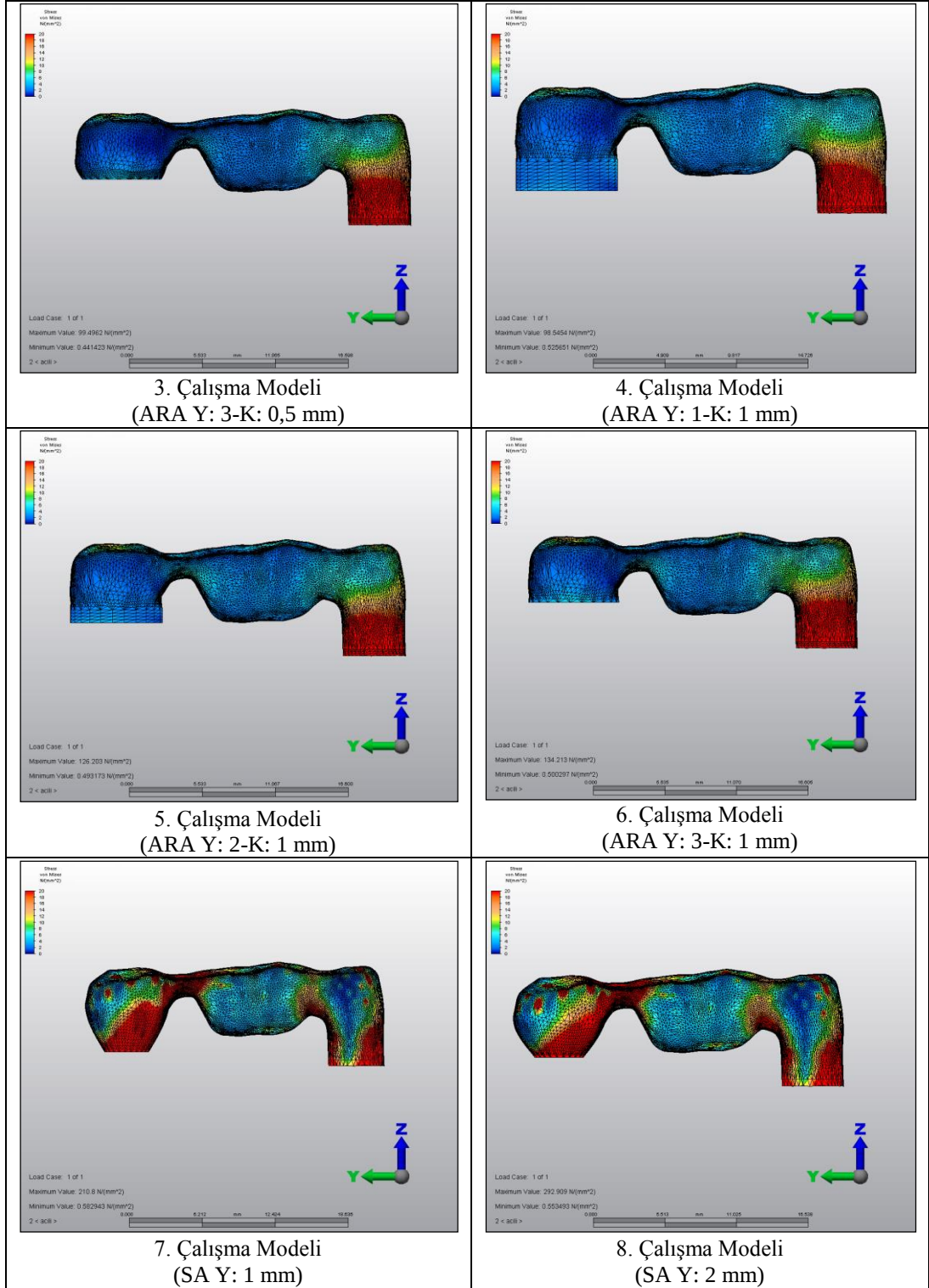
3.2.3. Metal Alt Yapı Von Mises Gerilme Değerleri

Oblik kuvvet uygulanan modellerdeki metal alt yapılarda meydana gelen gerilmeler incelendiğinde, bu gerilmeler 1. grup modellerde 5 no'lu seramik kronun metal alt yapısının disto-lingual kole kısmında lokalize olurken 2. grup modellerde bu lokalizasyon daha çok aynı kronun metal alt yapısının mesial kole kısmında, 7 no'lu kronun konnektör ve mesio-lingual kole kısmında oluşmuştur. Her iki grup modellerinde gerilmeler düzgün bir dağılım göstermemektedir (Çizelge 3.12).

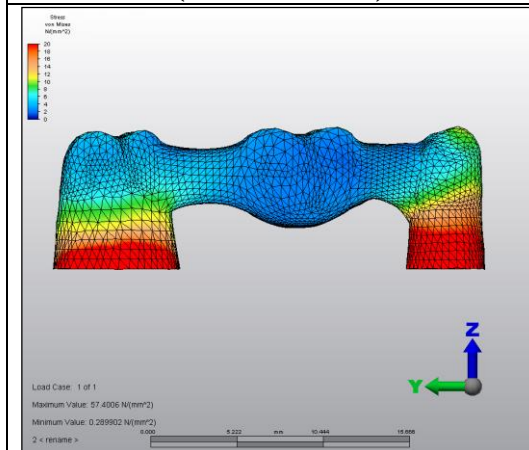
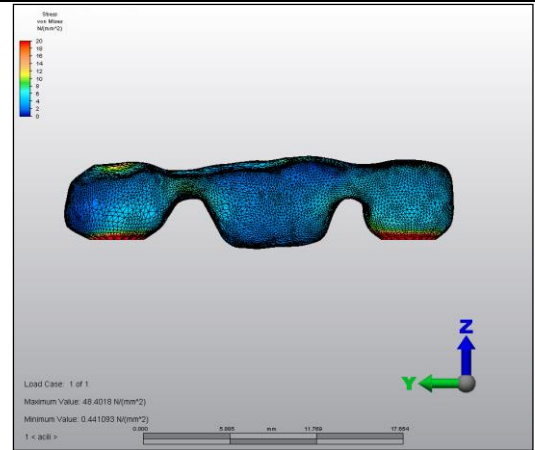
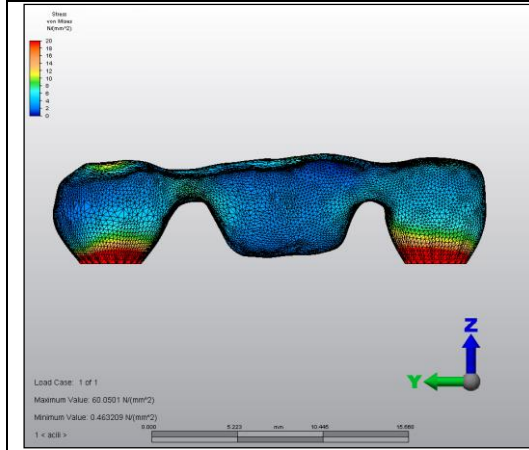
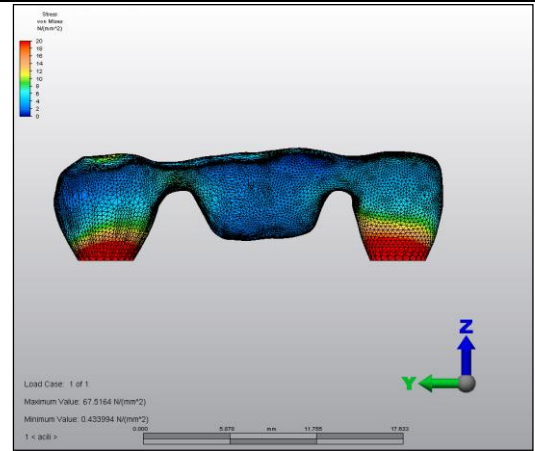
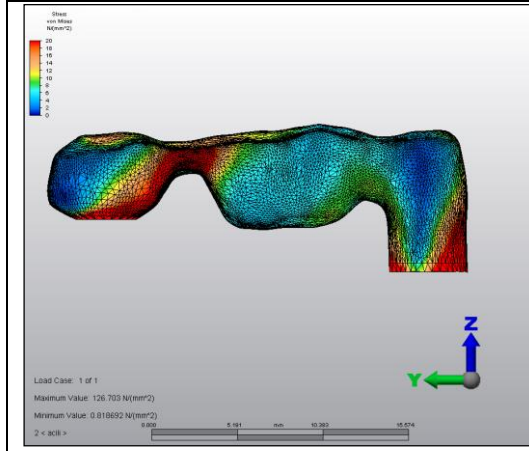
Çizelge 3.12. Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin metal alt yapı Von Mises gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



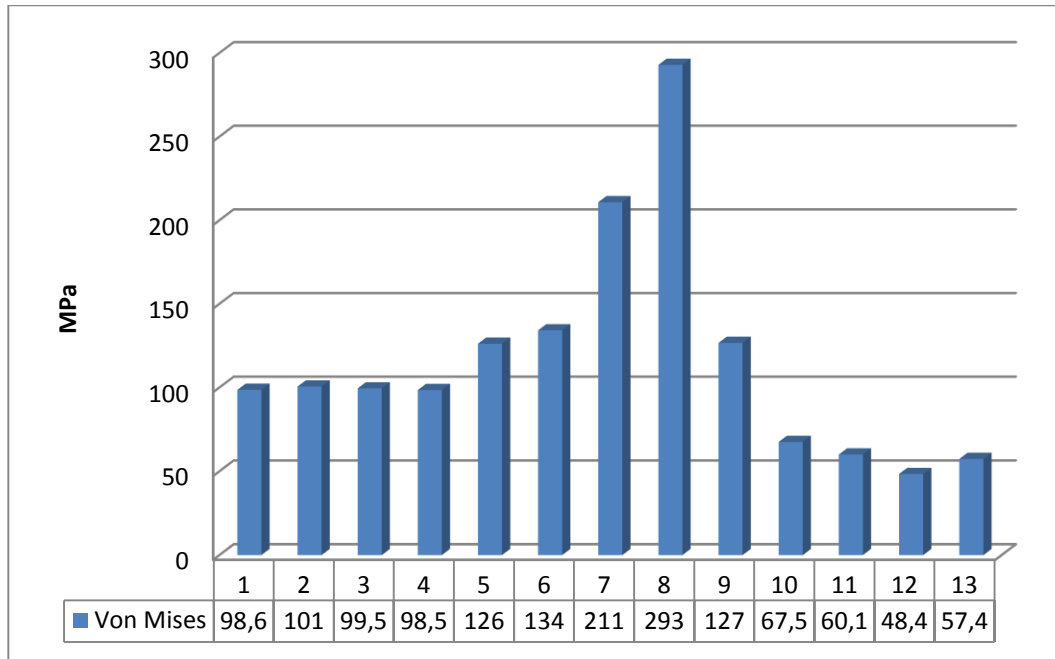
Çizelge 3.12. Devam. Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin metal alt yapı Von Mises gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



Çizelge 3.12. Devam. Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin metal alt yapı Von Mises gerilme değerleri. (ARA: Asetal Rezın Kaplı Bireysel Abutment, SA: Standart Abutment, Y: Basamak Yüksekliği, K: Abutment Kalınlığı)



Dik kuvvet uygulanan modellerdeki gibi en yüksek Von mises gerilme değeri 2 mm basamak yüksekliği olan standart abutmentin bulunduğu dış-implant bağlantılı 8. çalışma modelinde meydana gelmiştir. Meydana gelen gerilmeler, dik kuvvet uygulanan modellerle benzerlik göstermesine rağmen oblik kuvvet uygulanan modellerdeki Von mises gerilme değerlerinin daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Asetal rezin kaplı bireysel abutmentlerin bulunduğu 1. grup modellerde gerilimler, standart abutmentin bulunduğu dış-implant bağlantılı 2. grup modellere göre yaklaşık % 30'luk bir düşüş göstermiştir. 3 (İmplant-implant bağlantılı modeller) ve 4. grup modellerde (Dış-dış bağlantılı model), destek yapıların biyomekanik açıdan aynı özelliklere sahip olmasından dolayı metal alt yapıdaki gerilmeler daha az olmakla birlikte daha iyi dağılım göstermektedir (3.12).



Şekil 3.12. Oblik kuvvet uygulanan 13 adet modelin en yüksek metal alt yapı Von Mises gerilme değerleri.

4. TARTIŞMA

Doğal diş-implant destekli vakalarda abutmentların asetale rezin ile kaplanması implantlara gelen yükü azaltabileceği hipotezi ile yola çıkılan bu çalışmada, 4 ayrı gruba ayrılmış şekilde asetale rezin kaplı abutment içeren diş-implant, standart abutment içeren diş-implant, implant-implant ve diş-diş desteklerin taşıdığı 3 üyeli seramik köprü protezlerin bulunduğu toplam 13 adet model tasarlanmıştır. Modellerde kullandığımız implantlar aynı çapta (4 mm) ve aynı uzunlukta (11 mm) olacak şekilde planlanmıştır. Mandibular çenede 5 ve 7 no'lu diş bölgelerinde desteklerin kullanıldığı bu modellere, belirli noktalardan dik ve oblik kuvvetler ayrı ayrı uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetler sonucunda 5 ve 7 no'lu diş bölgelerinde bulunan desteklerin çevresindeki kortikal ve spongioz kemikte meydana gelen minimum ve maksimum asal gerilme değerleri ile implantlar ve metal alt yapılarda meydana gelen Von Mises gerilme değerleri 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılarak incelenmiştir. Genel olarak yapılan değerlendirmelerde asetale rezin kaplı abutmentların destek kemik, metal alt yapı ve implantlarda meydana gelen stres miktarını azalttığı gözlenmiştir.

Branemark'ın 1969'ta osseointegrasyon kavramını ortaya koymasıyla birlikte, oral ve maksillofasiyal rehabilitasyon için implantların klinik kullanımı, son 20 yıldır büyük bir artış göstermiştir (Hsu ve Chang, 2010).

Biyomekanik faktörler implant başarısı için büyük önem taşımaktadır. Oklüzal kuvvetler, implant ve protez kompleksi içinde streslere neden olmakta ve bu stresler kemik şekillenmesini etkilemektedir. Uygun biyomekanik şartların sağlanması ve devamlılığı, implant destekli protezlerin uzun dönem başarısı için önemlidir (Misch, 2005; Hsu ve Chang, 2010).

Diş hekimliğinde implant ile ilgili yapılan in vitro çalışmalarda, biyomekanik yüklemeler sonucu, dental implant ve kemik içerisinde oluşan stresi değerlendirmek için birçok teknik geliştirilmiştir. Bu çalışmaların çoğunluğunda analiz yöntemi

olarak; 2 veya 3 boyutlu sonlu elemanlar, fotoelastik ve gerinim-ölçer stres analiz yöntemleri kullanılmıştır (Chun ve ark., 2002; Akça ve ark., 2006; Hsu ve Chang, 2010).

Fotoelastik yöntem, bütün stres lokalizasyonlarında iyi bir nicelik bilgi vermemesine rağmen iyi bir nitelik bilgi vermektedir. Ancak modellerde kullanılan epoksi rezin materyal araştırmaların gerçeğe uygunluğunu azaltmaktadır. Gerinim ölçer analiz yöntemi ise klinik yüklemelerin canlı dokulardaki ölçümüne izin veren tek yöntem olmasına rağmen sadece ölçeklerin yapıştırıldığı bölgede ölçüm yapılabilmesi ve diğer bölgelere ait verilerin alınamaması gibi dezavantajlara sahiptir (Karl ve ark., 2009; Hsu ve Chang, 2010). Ayrıca in vivo ve in vitro yapılan gerinim ölçer analiz yönteminde, kuvvet iletiminin bazı faktörlerinden dolayı tam ve doğru bir şekilde yükleme yapılamayabilir. Stres ölçeklerini yerleştirirken hafif kaymalar olabilir veya implantların açılanması istenildiği gibi doğru olmayabilir (Şahin ve ark., 2002).

Bir diğer stres analiz yöntemi olan sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, 1973'de Farah ve ark. tarafından diş hekimliğinde ilk kez kullanılmaya başlanmış ve günümüzde in vitro biyomekanik çalışmalarda sıklıkla kullanılan bir yöntem haline almıştır (Rees, 2001; Romeed ve ark., 2006; Hsu ve Chang, 2010). Bu yöntemin tercih edilebilir olması, çok yönlü kullanılabilirliği ve çok çeşitli fiziksel problemlerin çözümünde sağladığı yarar ile alakalı olabilir. Düzensiz ve karmaşık biyolojik yapıların bilgisayar ortamında tek bir programla istenilen şekilde kolaylıkla taklit edilebilir olması bu yöntemin en büyük avantajlarından (Ausiello ve ark., 2001; Rees, 2001; Hsu ve Chang, 2010). Bunlara ilave olarak yüklemenin yönü ve büyüklüğünün kolaylıkla ayarlanabilir olması ve yükleme sonucu oluşan streslerin tip ve lokalizasyonunun net olarak görülebilmesi bu yöntemin yeterliliğini göstermektedir (Geng ve ark., 2001, Akça ve ark., 2003).

Bu analiz yönteminde tasarlanan model ile gerçek biyolojik yapı arasındaki yakın fiziksel benzerlik bu metodun gerekli bir özelliğidir. Geometrilerdeki aşırı basitleştirme, sonuçların yetersiz olmasına neden olabilmektedir. Yöntemde 2 ve 3 boyutlu olacak şekilde modelleme seçenekleri mevcuttur. 2 boyutlu modeller sadece

bir modelin diğeriyle karşılaştırılması amacıyla istenen kalitatif sonuçlar için yeterlidir. 3 boyutlu modelleri hazırlamak için gereken zamanın kısıtlı olduğu, gelişmiş bir bilgisayar teknolojisinin olmadığı ve maliyetin düşük tutulduğu durumlarda 2 boyutlu modelleme 3 boyutlu modellemeye tercih edilebilir. Buna rağmen 2 boyutlu modeller yapıların 3 boyutlu durumlarının karmaşıklığını iyi bir şekilde simüle etmez ise çok az klinik değer verir. 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi, yükleme sonucu modellerde oluşan stresin özelliğini net bir şekilde gösterebildiği için 2 boyutlu sonlu elemanlar stres analizinden çok daha iyi bir tekniktir (İsmail ve ark., 1990; Stegaroiu ve ark., 1998; Hsu ve Chang, 2010). Bu bilgiler neticesinde çalışmamızda, biyolojik yapıların karmaşıklığı nedeniyle modellerimizin gerçeği daha iyi yansıtmaları, stres değerlerinin ve dağılımlarının daha iyi incelenmesi için 3 boyutlu stres analiz yöntemi kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar stres analizlerinde biyolojik yapıların detayları, matematiksel modellerle gerçekte olduğu gibi taklit edilemez ve doğal davranışın tüm detaylarını oluşturmak günümüzde imkânsızdır. Bu bakımdan deneysel analizlerin matematiksel yöntemlerden daha iyi sonuç vereceği düşünülebilir. Ancak incelenecek olan değişken dışındaki diğer bütün parametrelerin sabit tutulabilmesi bu yöntemin belki en önemli avantajıdır. Sonlu elemanlar stres analizlerinde model geometrisi, yükleme tipi ve sınır koşulları gibi parametreler kolaylıkla değiştirebilir ve yapılan çalışma istenildiği zaman tekrarlanabilir. İn vivo testlerde ise bu durum imkansızdır (Geng ve ark., 2001; Menicucci ve ark., 2002). Çalışmamızda değişken olarak incelediğimiz asetal rezin kaplı bireysel abutment ve standart abutment dışındaki diğer yapılar, yükleme şartları ve sınır koşulları sabit tutulmuştur.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde biyolojik yapıların gerçeğe yakın bir şekilde modellenmesi gerekmektedir. Model içindeki eleman ve düğüm noktalarının sayısı ne kadar artarsa matematiksel model yapıları o kadar iyi taklit eder ve analiz sonucunda gerçeğe en yakın değerler elde edilir (Akagawa ve ark., 2003; Tada ve ark., 2003). Ancak eleman ve düğüm noktalarının sayısının artışı analiz süresinin uzamasına neden olmaktadır. Bu nedenle yapılan araştırmaların çoğunda eleman ve düğüm sayıları ya sınırlı tutulmuştur ya da kuvvet uygulanan bölgeler dışında diğer

bölgelerde az sayıda bırakılmıştır (DeTolla ve ark., 2000; Sevimay ve ark., 2005b; Kitagawa ve ark., 2005). Çalışmamızda kullandığımız modellerde ortalama 720000 eleman ve 130000 düğüm noktası vardır. Bu sayılar, sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılan çalışmaların büyük çoğunluğunda kullanılan eleman ve düğüm noktası sayısının çok üzerindedir (Akça ve İplikçioglu, 2002; Akça ve ark., 2003; Hansson ve Ekestubbe, 2004; Kitamura ve ark., 2004).

Yüklemeler sırasında, modellerde meydana gelen stres dağılımını etkileyen en önemli faktör, biyolojik yapıların materyal özellikleridir. Literatürdeki sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarının çoğunda modellerdeki yapılar homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Bu özellikteki materyallerde ise iki önemli ayırt edici özellik açığa çıkar. Bunlar elastik modül ve Poisson oranlarıdır. Gerçeğe yakın sonuçların alınabilmesi için bu özelliklerin incelenecek olan doku ve materyallere benzer değerlerde olması gerekmektedir (Geng ve ark., 2001; Ujigawa ve ark., 2007; Geng ve ark., 2008; Hsu ve Chang, 2010). Çalışmamızda, modelini tasarladığımız yapıların özellikleri, araştırmalarda en çok kullanılan değerler dikkate alınarak belirlenmiştir.

Sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarının çoğunda çene kemiğinin sadece implantı çevreleyen küçük bir kısmı model olarak ele alınmıştır (Pietrabissa ve ark., 2000; Pierrisnard ve ark., 2003). Modeller genellikle kutu, silindir veya mandibulanın bir segmenti olarak tasarlanmıştır. Literatürde, kendisi ile ilişkili olan mastikatör kaslar, ligamentler ve temporomandibular eklem de düşünülürse mandibulanın bir bütün olarak modellenmesi hem zaman kaybına hem de analiz sonuçlarında kısıtlamalara neden olacağı vurgulanmıştır (Teixeria ve ark., 1998; Hsu ve Chang, 2010; Savadi ve ark., 2011). Meijer ve ark. (1993) yaptıkları çalışmada sadece çalışılacak olan bölgenin detaylı modellenmesinin daha az zaman alıcı ve daha kolay olmasının yanında sonuçlar için yeterli olacağını belirtmişlerdir. Tada ve ark. (2003), implant içeren mandibula modelini bir kutu şeklinde tasarlamış ve bu uygulamanın araştırmayı hem basitleştirdiğinden hem de alınan sonuçların gerçeği yansıttığından bahsetmişlerdir. Akça ve Çehreli (2006), yaptıkları çalışmalarında implantları anatomik mandibula yerine silindirik kemik modeline yerleştirmişler ve bunun

sonucunda bölgesel anatomik değişkenlerin, destek kemiğe olan etkilerinin ortadan kaldırıldığını belirtmişlerdir. Bu şekilde implant ve implantı çevreleyen kemikteki streslerin daha iyi incelenebileceğinin belirtildiği bu literatür bilgileri ışığı altında çalışmamızda modellerimiz 5 no'lu diş bölgesinde, dental arkı taklit edecek hafif eğimli tarzda kutu şeklinde tasarlanmıştır.

İmplant destekli sabit protezlerdeki kuvvet iletimi üzerine yapılan sonlu eleman çalışmalarının çoğunda, gerilimlerin implantları çevreleyen kemiğin spongios kısmından çok kortikal kısımda gözlemlendiği ve implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığı gösterilmiştir (Huang ve ark., 2005; Koca ve ark., 2005; Sevimay ve ark., 2005a; Akça ve Çehreli, 2006; De Paula ve ark., 2012). Çalışmamızda implantlar; boyun kısımları kortikal kemik içerisinde, gövde kısımları ise spongios kemik içerisinde kalacak şekilde yerleştirilmiştir. Literatürde yapılan diş-implant bağlantılı benzer çalışmalarda farklı boyutta kortikal kemik kalınlıklarından bahsedilmiştir. Yapılan çalışmalarda kortikal tabakanın kalınlığını Sevimay ve ark. (2005b) 2 mm, Şimşek ve ark. (2005) 2 mm, Tanimoto ve ark. (2006) 2 mm, Maezawa ve ark. (2007) 1,5 mm, Kumar ve ark. (2011) 1,5 mm olarak ele almışlardır. Bu çalışmalar dikkate alındığında araştırmamızdaki kortikal kemik tabakası 2 mm olacak şekilde tasarlanmıştır. Ayrıca klinikte yaygın rastlanılan durum olması ve literatür incelemesi sonucu mandibular posterior bölgedeki kemik modelimiz D2 tip kemik varsayılarak tasarlanmıştır (Misch, 2005).

İmplant ve kemik arasındaki ilişki bakımından sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında osseointegrasyonun miktarı ve lokalizasyonun modellere yansıtılması da tam olarak mümkün değildir. Bütün bu nedenlerden dolayı klinik şartlar altında bu durumun mümkün olmamasına rağmen tasarlanan modellerde, işlemleri basite indirmek ve yeterli bir analiz ortamını sağlamak için implantların kemiğe %100 osseointegre olduğu varsayılmaktadır. Kemik ile implant arasındaki bu ilişkinin yanı sıra araştırmaların çoğunda, herhangi bir sabit restorasyon içeren implant veya dişli modellerde aynı nedenlerden dolayı siman bağlantısı dikkate alınmamış ve bu bağlantının %100 olduğu kabul edilmiştir (Eskitaşçıoğlu ve ark., 2004; Sevimay ve ark., 2005a; Akça ve Çehreli, 2006; Fazi ve ark., 2011). Literatürdeki bu bilgilerin

ışığı altında çalışmamızda birbirleriyle ilişkisi bakımından implant ve kemik, dökülebilir abutment ve asetale resin yapı, asetale resin kaplı abutment ve seramik kron, standart abutment ve seramik kron, diş ve seramik kron arasındaki bağlantı %100 olarak kabul edilmiştir.

Maksimum ısırma kuvveti; kas kuvvetine, cinsiyete, kemik şekline, dişsizlik derecesine ve parafonksiyonel hareketlere bağlı olarak kişiden kişiye ve ağzın değişik bölgelerinde farklılık göstermektedir (Hsu ve Chang, 2010). Oklüzal kuvvetler, implant veya diş desteklerine farklı yönlerde ve farklı büyüklüklerde etki etmektedir. Bu kuvvetlerden en büyüğü ise dikey yönlerde oluşmaktadır. Meydana gelen bu dikey kuvvetler 77 ve 2440 N arasında değişiklik gösteren şiddetlerde ölçülmüştür. Oklüzal kuvvetlerin yatay yönlü bileşenleri ise dikey yönlü olanlara göre daha az şiddetli ve ortalama 100 N'dan daha az olduğu belirtilmiştir (Brunski, 1997). İmplantla ilgili yapılan sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında 100 N'dan 2000 N'a kadar değişen farklı oklüzal kuvvetler uygulanmıştır (Bozkaya ve ark., 2004; Natali ve ark., 2006). Chun ve ark. (2002) farklı yiv tasarımı tek implant içeren modellerine dikey ve oblik yönde 100 N, Tada ve ark. (2003) yaptıkları araştırmalarında vida ve silindirik geometriye sahip tek implant içeren modellerine dikey yönde 100 N, oblik yönde ise 50 N kuvvet uygulamışlardır. Akça ve Çehreli (2006) ise benzer bir çalışmalarında dikey ve oblik olarak implantlara 100 N kuvvet uygulamışlardır. Kong ve ark. (2008) farklı genişlik ve yükseklikteki yivlere sahip implantları inceledikleri çalışmalarında modellere 100 N dikey, 50 N oblik kuvvet uygulamışlardır. Lanza ve ark. (2011) yaptıkları sonlu elemanlar stres analizinde diş ve implant bağlantılı köprü içeren modellerine, Gomes ve ark. (2011) ise farklı üst yapı içeren implant destekli modellerine dikey olarak 100 N kuvvet uygulamışlardır.

Literatürdeki sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında farklı büyüklükteki kuvvetlerin dikey, horizontal ve oblik uygulandığı görülmektedir. İmplant ile ilgili çalışmalarda biyomekanik açıdan, daha yıkıcı olmalarından ve oklüzal kuvvetleri daha iyi yansıttıklarından dolayı oblik kuvvetlerin değerlendirilmesi daha önemlidir (Holmgren ve ark., 1998; Bozkaya ve ark., 2004; Hsu ve ark., 2007). Sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında 15, 30, 45 ve 60 derece açılarda farklı büyüklükte oblik

kuvvetlerin uygulandığı çalışmalar mevcuttur (Chun ve ark., 2002; Dalkız ve ark., 2002; Şimşek ve ark., 2005; Kong ve ark., 2008). Bu literatür bilgileri dikkate alınarak çalışmamızda, dikey yönde her bir seramik kronun santral fossasına gelecek şekilde 100 N, bukko-lingual yönde premolar kronun bukkal, molar kronların ise bukko-distal tüberküllerine gelecek şekilde 45 derece eğimli 100 N kuvvet uygulanmıştır. Hsu ve ark. (2007) sonlu eleman çalışmalarında kuvvetlerin kronlar üzerinden verilmesinin sonuçların hassasiyetini etkileyeceğini ve daha gerçekçi analizlerin yapılacağını bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda kuvvetler kronlar üzerine uygulanmıştır.

Serbest sonlu dişsiz boşlukların doğal diş-implant destekli sabit restorasyonlarla rehabilitasyonu için farklı biyomekanik komplikasyonlara neden olan 2 çelişkili protez seçeneği mevcuttur (Brägger ve ark., 2001). Rijit ve non-rijit bağlantılı diş ve implant destekli sabit protezlerle ilgili yapılan çoğu çalışmada varılan sonuçlara göre; rijit bağlantılı protezlerde implantı çevreleyen kemikte çok fazla kayıp olmaktadır. Non-rijit bağlantılı protezlerde görülen en yaygın komplikasyon ise destek dişte meydana gelen intrüzyondur. Bunun asıl sebebi diş ve implant arasındaki fizyolojik mobilite farkıdır. Bu durumu engelleyecek diğer yaklaşım ise sadece implant destekli sabit protez yapılmasıdır (Belser ve ark., 2000; Hita-Carrillo ve ark., 2010). Ancak diş-implant destekli sabit protezler, çoğu araştırma sonucunda kabul görseler bile halen tartışma konusudur ve bu protezlerin zorunlu kalınmadıkça yapılmaması gerektiği önerilmektedir (Ramoğlu ve ark., 2012). Buna rağmen mevcut kemik hacminin yetersizliği, maliyet, anatomik yapıların implant uygulanmasına izin vermemesi, ogmentasyon işlemlerinin riskli olduğu durumlarda diş ve implant bağlantılı sabit protezler yapmak zorunda kalınabilir (Clark ve ark., 2006). Farklı biyomekanik özelliklerinden dolayı yakın zamanda yapılan araştırmaların çoğu, oluşabilecek bütün komplikasyonlara rağmen diş ve implant bağlantılı sabit bir protez düşünülüyorsa, bu protezde rijit bir bağlantının olması gerektiğini savunmaktadır (Naert ve ark., 2001a; Kindberg ve ark., 2001; Lang ve ark., 2004; Nickenig ve ark., 2006; Weber ve Sukotjo, 2008; Hita-Carrillo ve ark., 2010; Chee ve Mordohai, 2010;). Çalışmamızda ikinci premolar dişin ve ikinci molar bölgedeki implantın üç üyeli sabit protezle rijit olarak bağlandığı modeller değerlendirilmiştir.

Sertgöz (1997), Eskitaşçıoğlu ve ark. (2004), Dargahi ve ark. (2005) ve Sevimay ve ark. (2005a) yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında, implant üstü restorasyonlar için biyomekanik açıdan rijit malzemelerin kullanılması gerektiğini ve buna dayanılarak stres dağılımı açısından en ideal sabit protez malzemesinin krom-kobalt alaşımı destekli porselen üst yapı olduğunu belirtmişlerdir. Literatür bilgileri ve klinik uygulamalar neticesinde çalışmamızda alt yapı olarak Cr-Co alaşımı kullanılmıştır.

Uzun süreli, başarılı bir implant tedavisi için 2 faktör çok önemlidir. Bunlardan ilki iyi bir osseointegrasyonun sağlanmasıdır. İkincisi ise implantların üzerine gelen kuvvetlerin belirleyici bir faktörü olan restoratif materyallerdir (Conserva ve ark., 2009; Kim ve ark., 2009).

İmplant üstü restorasyonlarda kullanılan materyaller;

- Soy metal alaşımlar
- Temel metal alaşımlar
- Polimerler (Akrilik ve kompozit rezinler)
- Seramikler, olarak 4 gruba ayrılmıştır (Anusavise, 2003).

Restoratif materyal seçimindeki temel inanç; fonksiyel ve parafonksiyonel kuvvetlerin meydana getireceği zararlı etkilerden implantların korunmasıdır. Osseointegrasyonun devamında biyomekanik özelliğinden dolayı implantlara gelen yıkıcı kuvvetlerin restoratif materyallerle önlenebileceği belirtilmiştir. Bu nedenle seramik ve hatta metalik yüzeylerden bile kaçınılması gerektiği bildirilmiştir. Şok absorbe etme özelliklerinden dolayı akrilik ve kompozit rezinlerin implant üstü materyal olarak kullanılması düşünülmüştür. Çiftçi ve Canay (2000) ikinci premolar ve ikinci molar bölgesinde porselen, akrilik rezin, kompozit rezin ve güçlendirilmiş kompozit rezin içeren farklı üst yapı materyalleri bulunan implant destekli üç üyeli sabit protez modellerin bulunduğu sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında elde ettikleri sonuçlara göre; akrilik rezin içeren modellerde, implantları çevreleyen kemikte meydana gelen stres en az seviyede, porselen içeren modellerde en fazla olduğu bulunmuştur. Conserva ve ark. (2009) oklüzal materyal olarak bir porselen ve

üç farklı kompozit rezin içeren restorasyonların bulunduğu implantların çevresindeki kemikte oluşan streslerin değerlendirildiği çalışmalarında; en az stres elastik modülü düşük olan kompozit rezin üst yapı içeren implantı destekleyen kemikte, en fazla stres ise porselen üst yapı modelde meydana gelmiştir. Meriç ve ark. (2011) üç farklı model içeren sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında, metal destekli porselen ve fiber destekli kompozit rezin alt yapı üzerine üst yapı olarak kompozit rezinin tasarlandığı 3 üyeli sabit köprüleri karşılaştırmışlardır. Sonuç olarak kemikte meydana gelen en az stres kompozit üstyapı içeren modelde meydana gelmiştir. Bu sonuçların, rezin materyallerin düşük elastik modülüne sahip olmasından kaynaklandığını belirtmişlerdir. Ancak 1980'lerin sonlarında tek diş eksikliklerinde ve kısmi dişsizliklerde kullanılan osseointegre implantların restorasyonunda, rezin materyallerin kullanılması bazı problemleri açığa çıkarmıştır. Çoğu klinik araştırma sonucuna göre kolay tamir edilebilme ve ilave işlemleri gibi avantajlarının olmasına rağmen akrilik ve kompozit rezinlerin, karşılığı doğal dişli olan vakalarda düşük aşınma direnci ve yetersiz termal özellik göstermesi, rezin fraktürü ve implant vidası kaybı olasılığı gibi dezavantajlarından dolayı bu rezinlerin implant üstü restoratif materyal olarak kullanılmasından vazgeçilmiştir. Goodacre ve ark. (2003), 1981 ile 2001 yılları arasında implant ve implant üstü protezlerin klinik komplikasyonlarını değerlendirdikleri çalışmalarında, rezin veneer materyalinde oluşan kırık oranını % 22, porselen veneer materyalindeki bu oranı % 14 olarak saptamışlardır. Hasta beklentisi, materyalin stabil ve estetik olması nedeniyle seramik restorasyonlara geçiş çabuk olmuştur. Günümüzde seramik restorasyonlar, sabit protezler olarak standart tedavi için oldukça sık kullanılmaktadır (Soumeire ve Dejou, 1999; Taylor ve ark., 2000; Çiftçi ve Canay, 2001; Vidyasagar ve Apse, 2003; Conserva ve ark., 2009; Hedge ve ark., 2010). Bu bilgiler doğrultusunda bu çalışmamızda da üst yapı materyali olarak feldspatik porselen kullanılmıştır.

Akrilik ve kompozit rezinlerin dışında günümüze kadar diş hekimliğinde restoratif materyal olarak birçok farklı polimer geliştirilmiştir. Bu polimerlerden biri olan asetale resin, 1986'dan beri diş hekimliğinde kullanılmaktadır. Bu resin monomer içermeyen termoplastik teknopolimer formaldehidin polimerizasyonun ürünü olarak üretilen, abrazyon ve fraktüre dirençli, allerjik ve toksik olmayan, yüksek elastik

hafızalı, düşük termal iletken ve su absorbe etmeyen kristalin bir yapıdadır (Martínez-González ve ark., 2001; Arda ve Arıkan, 2005). Bu özelliklerinden dolayı, diş ve implant arasındaki mobilite farkını kompanze edebilmek için implant ve abutment arasında kullanılmıştır. İlk olarak IMZ implant sisteminde, kendinden vidalı (IME) veya ayrı bir vida ile implanta bağlanacak şekilde (IMC) intramobil bir eleman olarak kullanılan asetal rezin ile periodontal membrana benzer bir kuvvet dağılımı yaratılmaya çalışılmıştır. Uysal ve ark. (1996) gerinim-ölçerlerle yaptıkları in-vitro çalışmalarında intramobil bağlantı bulunan modellerde implantta meydana gelen stres değerlerinin rijit titanyum bağlantılı modellere göre % 60 daha düşük olduğunu belirtmişlerdir. Tanimoto ve ark. (2006) 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında benzer modelleri karşılaştırmışlar ve benzer sonuçları almışlardır. Ancak in-vitro sonuçların olumlu olmasına rağmen asetal rezinin, implant ve abutment arasında ayrı bir parça olarak kullanılması, implantların uzun süreli klinik kullanımını kısıtlamaktadır (Babbush ve ark., 1987; Uysal ve ark., 1996; Tanimoto ve ark., 2006). Ayrıca Holmes ve ark. (1994), yaptıkları sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarında, uygulanan kuvvetler sonucunda IMZ implantlarındaki intramobil elemanın abutment vidasında çok fazla stres oluşmasına neden olduğunu bildirmişlerdir. Bu nedenle asetal yapıda bozulma, implant vidasında kırılmalar meydana gelebilmektedir. Corrente ve ark., (1995) intramobil elemandan farklı olarak, asetal rezin yapıyı dökülebilir bir abutment üstüne enjeksiyon yöntemi ile yükleyerek, bireysel bir abutment oluşturmuşlardır. Klinik çalışmalarında 6 aylık ve 3 yıllık implant destekli porselen restorasyonları değerlendirmişlerdir. Bunun sonucunda, asetal rezin yapının estetik ve biyolojik olarak avantajlı olduğunu bildirmişler, ancak fonksiyonel çalışmaların da yapılması gerektiğini belirtmişlerdir. Bu literatür bilgileri dahilinde 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmamızda, diş-implant bağlantılı modellerde, asetal rezinin IMZ implantlarda olduğundan farklı bir şekilde kullanılarak hazırlanan asetal rezin kaplı bireysel abutmentler sayesinde implantlara periodontal ligament gibi esneklik özelliğinin kazandırılması amaçlanmıştır. Çalışmamızın sonucunda asetal rezin kaplı abutmentlerin, standart abutmentlere göre sisteme daha esnek bir yapı kazandırdığı tespit edilmiştir.

Sonlu elemanlar stres analizi ile yapılan çalışmaların çoğunda Von Mises stres değerleri incelenmiştir. Maksimum ve minimum asal gerilme değerlerini inceleyen çok az çalışma vardır (Akça ve İplikçioğlu, 2002). Kemik gibi kırılğan özelliğe sahip dokuların stres değerleri için güvenilir sonuçlar veren asal gerilme değerlerinden yararlanılırken, implant veya metal gibi çekilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak Von Mises stres değerlerinden faydalanılmıştır. Bu değerler implant materyalinde oluşan stresleri değerlendirmek için önemli olabilir. Von Mises gerilme değerleri meydana gelen streslerin dağılımı ve yoğunluğu hakkında fikir verirken tipi hakkında fikir vermez. Streslerin sıkışma veya çekme şeklinde olup olmadığı ve hangisinin daha etkin olduğu hakkındaki bilgiler asal gerilme değerleri ile anlaşılmaktadır. Bu değerlerin pozitif olanları germe tipi kuvvetleri, negatif olanları ise sıkışma tipi kuvvetleri ifade etmektedir. Mutlak değer olarak büyük olan stres değeri ise hangi tip kuvvetin daha etkin olduğunu göstermektedir (İplikçioğlu ve Akça, 2002).

Çalışmamızda, 4 ayrı gruba ayrılan toplam 13 modele dik ve oblik kuvvetler uygulanmıştır. Modellerdeki implantı çevreleyen kemikte oluşan en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerleri ile implantlarda ve metal alt yapılarda meydana gelen en yüksek Von Mises değerleri oblik uygulanan kuvvetler sonucu meydana gelmiştir.

Araştırmacılar, sonlu eleman analizleriyle yapılan in vitro çalışmalarda gösterilen implant-diş destekli sabit protezlerin tasarımlarından kaynaklanan biyomekanik farklılığın implant üzerinde yüksek bükülme momentlerine neden olduğunu bildirmişlerdir (Van Oosterwyck ve ark., 1998; Wang ve ark., 1999; Menicucci ve ark., 2002; Lindh, 2008). Dik kuvvet uygulanan modellerde kortikal kemikte tespit edilen en yüksek minimum asal gerilme değeri -18,21 MPa ile 1 mm basamak yüksekliği olan standart abutmentin bulunduğu 7. modeldeki (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı model) implantın mesialinde meydana gelmiştir. Akça ve ark. (2006) yaptıkları çalışmalarında, premolar ve molar bölgede bulunan 3 üyeli sabit protez desteği olan doğal diş ve implant üzerindeki okluzal yüklerin etkilerini in vivo şartlar altında değerlendirmiş ve kuvvete maruz kalan sistemde, rijit olan

implant üzerindeki yükün istatistiksel olarak daha fazla olduğunu göstermişlerdir. Diş-implant bağlantısındaki implantı meziale yönelten, doğal dişin mobilitesinden kaynaklanan hareketlerin olduğunu belirtmişler ve implantlardaki marjinal kemik seviyesini tekrarlanan radyograflerle 24 aylık bir dönemde takip etmişlerdir. 2 yılın sonunda marjinal kemikte implantın mesialine doğru artan şekilde rezorbsiyon gözlemlenmiştir.

Çalışmamızda dik kuvvet uygulanan modellerdeki asetale resin kaplı bireysel abutment içeren implantların bulunduğu 1. gruptaki 6 model incelenirse, minimum asal gerilme değeri en yüksek -3,01 MPa olarak asetale resin boyutlarının; basamak yüksekliği 2 mm ve kalınlığının ise 1 mm olduğu 5. modelde görülmüştür. Aynı gruptaki diğer modellerde ise hemen hemen aynı olacak şekilde -2,8 ile -3 MPa arasında değişen minimum asal gerilme değerleri tespit edilmiştir. 2. grup modellerdeki (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) minimum asal gerilme değerleri ise -4,2 ile -5,2 arasında değişmektedir. Asetale resin bireysel abutment içeren 1. grup modellerde kortikal kemikte meydana gelen minimum asal gerilme değerlerinde, standart abutment içeren 2. grup modellere göre % 83'lük bir azalma meydana gelmiştir. Ancak bu gerilme 2. gruptaki modellerin aksine implantı çevreleyen kortikal kemiğin distal kısmında meydana gelmiştir. Bu durumun kaynağı literatür bilgilerine dayanarak asetale resin bireysel abutmentlerin implanta, destek dişlerden daha esnek bir yapı kazandırması ve bu nedenle bükülme momentinin distale doğru yönelmesinden olabilir. Stres değerlerindeki azalmayı sağlamalarına rağmen asetale resin kaplı bireysel abutment bulunan modellerde, diş-diş bağlantılı modellerdeki gibi düşük stres seviyelerine ulaşamamış ve düzgün bir stres dağılımı sağlamamıştır. Van Rossen ve ark. (1990), yaptıkları sonlu eleman stres analizi çalışmalarında, intramobil elemanın bulunduğu IMZ implantlarının stres dağılımına etkisini araştırmışlar ve intramobil eleman kullanımının düzgün bir stres dağılımı sağlamadığını, ancak bu çalışmada da olduğu gibi stres miktarında bir azalma sağladığını bildirmişlerdir.

Dik kuvvet uygulanan modellerdeki implantlarda meydana gelen Von Mises değerlerine bakıldığında en yüksek değer 329 MPa olarak diş-implant bağlantılı 1

mm basamak yüksekliğindeki standart abutmentin bulunduğu 7. modelde (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı model) görülmüştür. 2 (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) ve 3. grup modeller (İmplant-implant bağlantılı modeller) incelendiğinde implantlarda meydana gelen Von Mises değerlerinin birbirine yakın olduğu görülmüştür. Ancak iki farklı yapıdaki desteğin olmasına rağmen asetale resin abutment içeren 1. grup modellerdeki Von Mises değerlerinde 2. grup modellerdekilere göre % 85'lik bir azalma meydana gelmiştir. 1. gruptaki en düşük Von Mises değeri 112,5 MPa olarak asetale resin kaplı abutment içeren 3. modelde izlenmiştir. Bu değer aynı biyomekanik özelliğe sahip implant-implant destekli modellerdeki değerlerden daha düşük olduğu tespit edilmiştir. Bu sonuçlara bakılarak çalışmamızda, implantta meydana gelen gerilmelerin asetale resin kaplı abutmentlerle azaltıldığı tespit edilmiştir.

Dik kuvvet uygulanan modellerdeki metal alt yapılarda oluşan Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde, en yüksek değerin 177 MPa ile 2 mm basamak yüksekliği olan standart abutmentin bulunduğu 8. modelde olduğu görülmüştür. 66,5 ile 82,8 MPa arasında değişen Von Mises değerlerine sahip olan 1. grup modellerde, 2. grup modellere göre % 50'lik bir düşüş olmuştur. Çiftçi ve Canay (2001), farklı veneer materyalleri kullanarak yaptıkları sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarında, akrilik rezinlerin porselen veneerlere göre aynı metal alt yapılarda daha fazla Von Mises gerilme değerleri oluşturduğunu belirtmişlerdir. Çalışmamızda asetale resin gibi termoplastik bir materyalin abutment üzerinde kullanılması, standart abutmentlere göre metal alt yapılarda meydana gelen Von Mises gerilme değerlerini düşürdüğü tespit edilmiştir. Gerilmeler daha çok kron marjinlerinde meydana gelmiştir. Bu gerilmeler 1. grup modellerde (Asetale resin kaplı abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) daha çok doğal diş kronunun distal kısmında, 2. grup modellerde (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) ise doğal diş kronun mezialinde meydana gelmiştir. Bunun nedeninin asetale resinin abutmenta, diştten daha fazla esneklik kazandırmasından kaynaklanmaktadır. Desteklerin aynı olduğu ve bu durumdan dolayı kuvvetlerin düzgün bir şekilde dağıldığı 3 (implant-implant bağlantılı modeller) ve 4. grup modellerde (Diş-diş bağlantılı model) ise Von Mises değerleri (Ortalama 30 MPa) oldukça düşüktür.

İmplantın boyun bölgesini çevreleyen kortikal kemiğin elastik modülü spongioz kemiğe göre daha yüksektir. Bu nedenle kortikal kemik deformasyona karşı daha dirençlidir. İmplantların kemiğe direkt bağlantısından dolayı etkiyen kuvvetler, kortikal kemikte yoğunlaşırlar (Gross ve ark., 2001; Koca ve ark., 2005). Çalışmamızda implantlara etkiyen kuvvetler daha çok kortikal kemikle karşılanmıştır. Kortikal kemikte meydana gelen stres değerleri spongioz kemikteki değerlere göre oldukça yüksektir.

Araştırmamızın asıl sonuçlarını belirleyecek olan yükleme koşulunun oblik yükleme koşulu olduğu düşünülmüştür. Bu düşüncenin sebebi, esas yıkıcı kuvvetlerin yatay kuvvetler olması ve dik yükleme koşulunda çok belirgin olmayan asıl yıkıcı stres birikimlerinin oblik yükleme koşulunda daha belirgin bir şekilde meydana gelmesidir (Holmgren ve ark. 1998).

Stres analizlerinin incelendiği çalışmalarda, oblik yapılan yüklemelerin oklüzal kuvvetleri daha gerçekçi temsil ettiği ve kortikal kemikte daha yüksek stres oluşturduğu bildirilmiştir (Chun ve ark., 2006; Canay ve Akça, 2009). Çiğneme sırasında meydana gelen kuvvetler dinamiktir ve oklüzal yüzeylere oblik gelir. Bu nedenle oblik uygulanan yükler oklüzal çiğneme kuvvetlerini daha iyi taklit eder. Bu bulgulara paralel olarak çalışmamızda da oblik yüklemeler sonucu kemik ve implantlarda daha fazla stres olduğu gözlenmiştir.

Oblik kuvvet uygulanan modellere bakacak olursak, bütün modellerdeki stresin en çok yoğunlaştığı bölge implantların hemen hemen lingulinde lokalize olmuştur. Bunun nedeni implantlarda meydana gelen eğilme momentinin bu bölgede meydana gelmesindendir (Lin ve ark., 2010). Ancak bu lokalizasyon 1. grupta (Asetal rezin kaplı abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) lingualden distale kayarken, 2. grupta ise lingualden mesiale doğru yönlenmiştir. Bunun nedeninin asetel rezin yapının esnekliğinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Oblik kuvvet sonucu oluşan en yüksek minimum asal gerilme değeri, 1 mm basamak yüksekliği olan standart abutmentin bulunduğu 7. modeldeki (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı model) implantı çevreleyen kemiğin mesialinde -23,19 MPa olarak meydana

gelmiştir. Asetal rezin kaplı bireysel abutment içeren 1. grup modellerde ise en yüksek minimum asal gerilme değeri basamak yüksekliği 2 mm, kalınlığı 0,5 mm olan aset al rezin kaplı abutmentin bulunduğu 2. modelde meydana gelmiştir.

1, 2 ve 3. grup modeller karşılaştırıldığında aset al rezin kaplı abutment içeren 1. gruptaki modellerde minimum asal gerilme değerlerinde standart abutment içeren 2. grup modellere göre ortalama % 67, 3. grup modellere (İmplant-implant bağlantılı modeller) göre %25'lik bir azalma meydana gelmiştir. Ancak diş-diş bağlantılı modelde bu değer, 1. gruptaki modellere göre % 78'lik bir düşüş göstermiştir. Bu durum destek kemikteki kuvvet dağılımının en iyi diş-diş bağlantılı modelde olduğunu göstermektedir.

Oblik kuvvet uygulanan bütün modellerdeki maksimum asal gerilme değerleri minimum asal gerilme değerlerine göre daha düşüktür. Bu durum sistemde sıkışma streslerinin daha yoğun olduğunun bir göstergesidir. Ayrıca dik kuvvetlerin uygulandığı modellerde olduğu gibi kortikal kemikte oluşan minimum ve maksimum asal gerilme değerleri spongioz kemikteki değerlerden daha yüksektir.

Oblik kuvvet uygulanan modellerdeki implantlarda oluşan Von Mises değerlerini değerlendirecek olursak, en yüksek değerler 2. grup modellerde (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller), ortalama 379 MPa olarak meydana gelmiştir. En düşük Von Mises değeri 112 MPa olarak aset al rezin kaplı abutmentin bulunduğu basamak yüksekliğinin 2 mm, kalınlığının ise 1 mm olduğu 3. modelde meydana gelmiştir. Aynı gruptaki en yüksek Von Mises değeri ise 206 MPa ile aset al rezin kaplı abutment basamak yüksekliğinin 1 mm, kalınlığının ise 0,5 mm olduğu 2. modelde meydana gelmiştir. 1. gruptaki (Aset al rezin kaplı abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) bu Von Mises değerlerinde 2. gruba (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) göre % 23'lük bir düşüş olmuştur. 3. grup modellerdeki (İmplant-implant bağlantılı modeller) implantlarda oluşan Von Mises gerilme değerleri ortalama 131 MPa olarak 1. gruba daha yakındır.

Oblik kuvvet uygulanan modellerdeki metal alt yapılarda meydana gelen Von Mises değerleri dik kuvvet uygulanan modellere göre daha fazladır. En yüksek değerin 293 MPa ile 2 mm basamak yüksekliği olan standart abutmentin bulunduğu 8. modelde olduğu görülmüştür. 3 (implant-implant bağlantılı modeller) ve 4. grup modellerde (Diş-diş bağlantılı model) ise desteklerin aynı olmasından dolayı Von Mises değerleri diğer gruplara göre oldukça düşüktür. En düşük değer ise 48,4 MPa ile implant-implant bağlantılı 12. modelde meydana gelmiştir. Asetal rezin kaplı abutment bulunan modellerde standart abutment bulunan modellere göre Von Mises değerlerinde % 50'lik bir düşüş meydana gelmiştir.

Dik ve oblik kuvvetler sonucu modellerde oluşan değerler dikkate alındığında serbest sonlu arkların rehabilitasyonunda implant üstü protez olarak implant-implant bağlantılı protezler diş-implant bağlantılı protezlere göre tercih edilmelidir (Naert ve ark., 2001b; Lindh ve ark., 2001a). Çalışmamızın sonuçlarına dayanarak diş-implant bağlantılı bir sabit protez yapılması gerekliyse standart abutment yerine asetal rezin kaplı bireysel abutmentin tercih edilebileceği görüşündeyiz.

Çalışmamızda geçmiş literatür bilgilerine paralel olarak standart abutment içeren diş-implant bağlantılı modellerde destek kemik ve implantlarda meydana gelen stres değerleri diğer gruplara göre yüksek değerlerde meydana gelmiştir. Bu çalışmanın sınırları içerisinde elde edilen sayısal değerler, asetal rezin kaplı bireysel abutmentlerin, diş-implant bağlantılı sabit restorasyonlarda meydana gelen yük dağılımında daha etkili olduğunu göstermiştir. Çalışmamızın sonucunda bu stres değerleri, implant-implant bağlantılı modellerle dahi karşılaştıracak olursak asetal rezin içeren modellerde daha az olduğu tespit edilmiştir. Ancak diş-diş bağlantılı modellerdeki gibi iyi bir stres dağılımı sağlanamamıştır.

Bu çalışmada asetal rezin yapının diştten daha esnek bir davranış sergilediği tespit edilmiştir. Asetal rezin yapının kalınlık ve basamak yükseklikleri ile ilgili daha fazla çalışmanın yapılması, dişle birlikte aynı esnekliğin yakalanıp diş-diş bağlantılı sabit protezlerdeki gibi bir kuvvet dağılımının sağlanabileceğini düşündürmektedir. Ancak kemik doku ve implantlarda meydana gelen stres dağılımlarının incelenmesinde,

sonlu elemanlar stres analiz çalışmalarıyla birlikte hiçbir zaman kesin bir yargıya varılamamıştır. İn-vitro olarak yapılan bu çalışmalarda elde edilen sonuçların klinik verilerle desteklenmesi gerekmektedir.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

1. Asetal rezinin esnekliğinden yararlanıp diş-implant bağlantılarındaki mobilite farkını azaltmayı planlayarak sabit protez, implant ve çevre kemikte meydana gelen stresleri azaltmayı amaçladığımız çalışmamızda, 1 (Asetal rezin kaplı abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) ve 2. grup modeller (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) incelendiğinde, asetale resin kaplı bireysel abutment içeren modellerdeki implantlarda ve destek kemikte meydana gelen stres değerlerinde, standart abutmentlerin bulunduğu modellere göre belirgin bir azalma tespit edilmiştir.
2. Dik yüklemenin yapıldığı analizler incelendiğinde, aynı tip desteğe (İmplant-implant ve diş-diş bağlantısı) sahip olan 3 (implant-implant bağlantılı modeller) ve 4. grup modellerde (Diş-diş bağlantılı model) meydana gelen streslerin, destek kemikte homojen bir şekilde dağıldığı görülmüştür. Asetal rezin kaplı bireysel abutmentlerin bulunduğu 1. grup modellerde (Asetal rezin kaplı abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller), destek kemikte meydana gelen stresler daha çok implantın distal tarafında oluşmasına rağmen bu streslerin 2. grup modellerde (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) implantın mesial tarafında oluştuğu görülmüştür.
3. Oblik yüklemenin yapıldığı bütün modeller incelendiğinde, destekleri çevreleyen kemikte farklı stres değerlerinde lingual bölgede sıkışma gerilmesi, bukkal bölgede ise çekme gerilmesi olduğu görülmüştür.
4. Dik ve oblik yükleme sonrasında implantları çevreleyen kemikte meydana gelen en yüksek minimum ve maksimum asal gerilme değerlerinin 2. grup modellerde (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) olduğu tespit edilmiştir. Bu değerler en az asetale resin kaplı bireysel abutmentlerin bulunduğu 1. grup modellerde (Asetal rezin kaplı abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) görülmüştür.

5. Aynı büyüklükte kuvvet uygulanmış bütün modeller incelendiğinde, oblik yükleme sonucunda implantlarda ve destek kemikte meydana gelen stres değerlerinde, dik yükleme yapılan modellere göre belirgin bir artış görülmüştür.
6. Yükleme koşullarının dik ve oblik olduğu tüm modellerde meydana gelen stres değerlerinin en yüksek implantlarda, en düşük ise spongios kemikte olduğu tespit edilmiştir.
7. Dik ve oblik kuvvet uygulanan 1. grup modeller (Asetal rezin kaplı abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) incelendiğinde, farklı basamak yükseklikleri ve kalınlıkları bulunan asetale rezin kaplı abutment içeren modellerde birbirine yakın stres değerleri olduğu görülmüştür.
8. Dik ve oblik kuvvet uygulanan 2. grup modeller (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) incelendiğinde, farklı basamak yüksekliklerinin bulunması meydana gelen stres değerlerinde kayda değer bir farklılık oluşturmamıştır.
9. İmplantlarda oluşan Von Mises stres değerleri incelendiğinde, dik ve oblik uygulanan kuvvetler sonrasında en düşük değerlerin 1 (Asetal rezin kaplı abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) ve 3. grup modellerde (implant-implant bağlantılı modeller), en yüksek değerlerin ise 2. grup modellerde (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) meydana geldiği tespit edilmiştir.
10. Metal alt yapılarda meydana gelen Von Mises değerleri incelendiğinde, en düşük değerlerin aynı desteklere sahip olan 3 (implant-implant bağlantılı modeller) ve 4. grup modellerde (Diş-diş bağlantılı model) olduğu görülmüştür. Asetal rezin kaplı abutmentlerin esnek yapıları diş-implant bağlantılı 1. grup modellerdeki (Asetal rezin kaplı abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) metal alt

yapılarda oluşan Von Mises gerilme değerlerinin 2. grup modellere (Standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller) göre düşmesini sağlamıştır.

11. Tüm yükleme koşullarında kemikte meydana gelen en iyi kuvvet dağılımı diş-diş destekli porselen köprünün bulunduğu 4. grupta (Diş-diş bağlantılı model) meydana gelmiştir.

Çalışmamızda asetale resin kaplı abutmentlerin, diş-implant bağlantılı sabit protezlerdeki kuvvet dağılımına ve sistemde oluşan stres miktarına iyi yönde etki ettiği tespit edilmiştir. Ancak diş-diş bağlantılı protezlerde olduğu gibi düzgün bir kuvvet dağılımı sağlanamamıştır. Bu nedenle asetale resin kaplı abutmentlerin yapı kalınlığı ve basamak yüksekliği ile ilgili daha çok çalışma yapılması gerekmektedir.

Asetale resin kaplı bireysel abutmentlerle ilgili literatürde sınırlı sayıda klinik çalışma vardır. Bu tür uygulamalarda şok absorbe etme özelliğinin yanı sıra asetale yapının stres altındaki bozunma direnci, uzun dönemde yapısını koruyup koruyamadığı, farklı simanlarla olan davranışı, dökülebilir abutment ile arasındaki bağlantının şekli ve bu bağlantının sürekliliği gibi konuların klinik çalışmalarla araştırılması gerekmektedir.

ÖZET

Asetal Rezin Kaplı Bireysel İmplant Abutmentlerin Sabit Protezlerdeki Kuvvet Dağılımına Etkisi

Diş eksikliklerinin neden olduğu fonksiyon, fonasyon, estetik kaybı ve bu eksikliklerin restorasyonu, protetik diş tedavisinin temel konusudur. Günümüzde hastaların estetik beklentilerindeki artış ve gelişen teknoloji, eksik dişlerin tamamlanmasında diş hekimine ve hastalara değişik restorasyon tipleri arasında seçim yapma imkanı tanımaktadır. İmplant yerleştirilmesini engelleyecek sistemik, anatomik veya ekonomik sınırlamalar olmadığı durumlarda, serbest sonlu kısmi dişsizlik vakaları, her eksik diş yerine bir implant yerleştirilerek tek tek kronlarla restore edilebileceği gibi, uygun sayı ve boyutta implant yerleştirilerek implant-implant arası sabit köprü restorasyonlarıyla da tedavi edilebilir. Ekonomik yetersizliklerin varlığı veya osseointegre bir implantın kaybı nedeniyle oluşan durumlarda ise, implant ve dişin bağlanmasını gerektiren restorasyonların yapılmasına ihtiyaç duyulabilir.

Ancak İmplant-doğal diş bağlantılı restorasyonlarda desteklerin mobilite farkından dolayı doğal dişlerde çürük, kırık ve endodontik başarısızlık, implantlarda ise peri-implantitis, implantın kırılması, osseointegrasyon kaybı gibi problemlerle karşılaşılabilir. Ancak bu problemlerin oluşmasını engellemek için bu iki farklı destek yapı arasına esnek bir bağlantı yerleştirilerek kuvvet dağılım dengesinin düzelebileceği belirtilmiştir.

Esnek termoplastik bir polimer olan asetale resin ise akrilik ve kompozit resinlerin aksine okluzal aşınmaya karşı dirençli ve dikey boyutun sürdürülmesi için uygun materyaldir. Bu özelliklerinden dolayı çalışmamızda asetale resin, abutment ve restorasyon arasındaki bir eleman şeklinde kullanılmıştır.

Çalışmamızda, 4 ayrı gruba ayrılmış şekilde diş-implant (Asetale resin kaplı abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller), diş-implant (standart abutment içeren implant-diş bağlantılı modeller), implant-implant ve diş-diş desteklerin taşıdığı 3 üyeli seramik köprü protezlerin bulunduğu toplam 13 adet model tasarlanmıştır. Modellerde kullandığımız implantlar, aynı çapta (4,1 mm) ve aynı uzunlukta (11 mm) olacak şekilde tasarlanmıştır. Mandibular çenede 5 ve 7 no'lu diş bölgelerinde desteklerin kullanıldığı bu modellere belirli noktalardan dik ve oblik kuvvetler ayrı ayrı uygulanmıştır. Minimum ve maksimum asal gerilme değerleri, lokalizasyon ve dağılımları, implantlarda meydana gelen Von Mises gerilme değerleri, lokalizasyon ve dağılımları incelenmiştir.

Çalışmamızın sınırları içerisinde elde ettiğimiz sayısal değerler, asetale resin bireysel abutmentlerin, diş-implant bağlantılı sabit restorasyonlarda meydana gelen yük dağılımında daha etkili olduğunu göstermiştir. İmplant-implant bağlantılı sabit restorasyonların yapılamadığı serbest sonlu vakalarda diş-implant bağlantılı restorasyonlar düşünülebilmektedir. Ancak çalışmamızda geçmiş literatür bilgilerine paralel olarak standart abutment içeren diş-implant bağlantılı modellerde destek kemik ve implantlarda meydana gelen stres değerleri diğer gruplara göre en yüksek

düzeyde meydana gelmiştir. Çalışmamızın sonucunda bu stresler değerleri asetale resin içeren modellerde daha az meydana gelmiştir.

Bu çalışmada seçtiğimiz boyutlarda asetale resin yapının dıştan daha esnek bir davranış sergilediği tespit edilmiştir. Asetale resin yapı ile ilgili daha fazla çalışmanın yapılması, dişle birlikte aynı esnekliğin yakalanıp diş-diş bağlantılı sabit protezlerdeki gibi bir kuvvet dağılımının sağlanabileceğini düşündürmektedir. İn-vitro olarak yapılan bu çalışmalarda elde edilen sonuçların klinik verilerle desteklenmesi gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: Asetale resin, diş-implant bağlantısı, bireysel abutment, sonlu eleman stres analizi

SUMMARY

The Effects of Asetal Resin Coated Custom Abutments on the Stress Distribution of Fixed Prosthesis

Loss of function, phonation and esthetic caused by the tooth loss is the main subject of prosthetic dentistry. Nowadays increase in the esthetic expectations of the patients and developing technology leads dentist and patients more comfortable treatment options. If there is no restriction of anatomical, economical and systemic situations, partially edentulous cases can be restored with one implant for each tooth or implant-implant fixed bridge restorations. Economical deficiencies and loss of implant, forces the use of tooth-implant supported fixed restorations.

However implant-tooth fixed bridge restorations can cause decay, fracture and endodontic failure on tooth and periimplantitis, fracture and loss of osseointegration on implants because of mobility difference between natural tooth and implants. However to prevent these problems a resilient connection can be mounted between these two different supporting structure in order to balance the force between them.

Because of having resistance to occlusal forces acetal resin is more sufficient than acrylic and composite resins in elongation of vertical dimension. These features of acetal resin made us to use it as a component between abutment and restoration.

In this study by using 3 dimension finite element force analysis method, four different groups and 13 models designed having tooth-tooth, implant-tooth-acetal abutment, implant-tooth-standart abutment and implant-implant fixed bridge restorations were analised. Implants were choosed in the same diameter (4,1mm) and the same length (11 mm). the force was applied from to the buccal side to the second premolar and second molar areas in the vertical and oblique directions. Minimum and maximum fundamental tensile values, their distribution and localizations, Von Misses tensile values occuring in the implants, their distribution and localizations were evaluated.

In the limitations of this study, it is found that the values of acetal resin coated custom abutments are better in the force distribution of tooth-implant fixed bridges. When there is no possibility of using implant-implant supported restorations, implant-tooth supported restorations can be considered. However in this study same as the other studies, the tooth-implant models with standart abutments of stress values showed the highest level compared to the other groups. In the results of acetal resin group values were found lower than the others.

Acetal resin structure showed more resilient behavior than tooth. In the future studies if the resiliency of asetal resin-implant combination can be similar to tooth structure then it will provide benefit in using tooth-implant restorations frequently. However these in-vitro studies must be supported with clinical data for exact results.

Key Words: Acetal resin, tooth-implant connection, custome abutment, finite element stress analysis.

KAYNAKLAR

- ACAR, A., İNAN, Ö. (2001). İmplant destekli protezlerde oklüzyon. *Cumhuriyet Üniv Diş Hekim Fak Derg.*, **4**: 52-56.
- AKAGAWA, Y., SATO, Y., TEIXERIA, E.R., SHINDOI, N., WADAMOTO, M. (2003). A mimic osseointegrated implant model for three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil.*, **30**: 41-45.
- AKCA K, IPLIKCIOGLU H. (2002). Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil.*, **29**: 350-356.
- AKCA, K., CEHRELI, M.C. (2008). Two-year prospective follow-up of implant/tooth-supported versus freestanding implant-supported fixed partial dentures. *Int J Periodontics Restorative Dent.*, **28**: 593-9.
- AKCA, K., CEHRELI, M.C., IPLIKCIOGLU, H. (2002). A comparison of three dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants. *Int J Prosthodont.*, **15**: 115-21.
- AKCA, K., CEHRELI, M.C., IPLIKCIOGLU, H. (2003). Evaluation of the mechanical characteristics of the implant-abutment complex of a reduced-diameter morsetaper implant: A nonlinear finite element stress analysis. *Clin Oral Implants Res.*, **14**: 444-54.
- 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 Impl Res.*, **17**: 331-6.
- ALBREKTSSON, T., BRANEMARK, P.I., HANSSON, H.A. VE LINDSTROM, J. (1981). Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring along-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.*, **52**:155-70.
- ALBREKTSSON, T., ZARB, G.A. (1993): Current interpretations of the osseointegrated response: Clinical Significance. *Int J Prosthodont.*, **6**: 95-105.
- ALBREKTSSON, T., ZARB, G., WORTHINGTON, P., ERIKSSUN, A.R. (1986). The long-term efficacy of currently used dental implants: A review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, **1**: 11-25.
- ANUSAVICE, K.J. (2003). *Philips' Science of Dental Materials*. 11th ed. Missouri, Saunders.
- ARDA, T., ARIKAN, A. (2005). An in vitro comparison of retentive force and deformation of acetal resin and cobalt-chromium clasps. *J Prosthet Dent.*, **94**: 267-74.
- ARIKAN, A., OZKAN, Y.K., ARDA, T., AKALIN B. (2005). An in vitro investigation of water sorption and solubility of two acetal denture base materials. *Eur J Prosthodont Restor Dent.*, **13**: 119-22.
- AUSIELLO, P., APICELLA, A., DAVIDSON, C.L., RENGO, S., (2001). 3D finite element analysis of the cusp movements in human upper premolar, restored with adhesive resin based composites. *J Biomech.*, **34**: 1269-77.
- AWADALLA, H. A., AZARBAL, M., ISMAIL, Y.H., EL-IBIARI, W. (1992). Three-dimensional finite element stress analysis of a cantilever fixed partial denture. *J Prosthet Dent.*, **68**(2):243-8.
- AY, İ., DEMİRCİOĞLU, T.K. (2008). Plastik malzemeler. Erişim: [<http://w3.balikesir.edu.tr/~ay/lectures/pm/plastik.malzemeye.giris.pdf>]. Erişim Tarihi: 24.6.2013.
- BABBUSH, C.A. (1991). *Dental Implants: Principles and Practise*. Philadelphia, W.B. Saunders Co.

- BABBUSH, C.A., KIRSCH, A., MENTAG, P.J., HILL, B. (1987). Intramobile cylinder (IMZ) two-stage osteointegrated implant system with the intramobile element (IME): part I. Its rationale and procedure for use. *Int J Oral Maxillofac implants.*, **2**: 203-16.
- BELSER, U.C., MERICSKE-STERN, R., BERNARD, J.P., TAYLOR, T.D. (2000). Prosthetic management of the partially dentate patient with fixed implant restorations Note. *Clin Oral Implants Res.*, **11**(Supple. 1): 126-45.
- BEUTNER, R., MICHAEL, J., SCHWENZER, B., SCHARNWEBER, D. (2010). Biological nano-functionalization of titanium-based biomaterial surfaces: a flexible toolbox. *J R Soc Interface.*, **7**: 93-105.
- BLOCK, M.S., LIRETTE, D., GARDINER, D. (2002). Prospective evaluation of implants connected to teeth. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, **17**: 473-487.
- BONUCCI, E. (2000). Basic Composition and Structure of Bone. In: *Mechanical Testing of Bone and the Bone-Implant Interface*, Ed.: Y. H. An, R. A. Draughn. Florida: CRC Press, p.: 3-22.
- BOZKAYA, D., MUFTU, S., MUFTU, A. (2004). Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent.*, **92**: 523-30.
- BRÄGGER, U., AESCHLIMANN, S., BURGIN, W., HÄMMERLE, C.H., LANG, N.P. (2001). Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res.*, **12**: 26-34.
- 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**: 326-34.
- BRAUER, J.R. (1993). *What every engineer should know about finite element analysis*. 2nd ed. New York: Marcel Dekker, Inc.
- BRUNSKI, J.B. (1997). Biomechanics of Dental Implants. In: *Implants in Dentistry*, eds.: M. Block, J. N. Kent, L. R. Guerra, Philadelphia, Pa, W.B. Saunders Co., p.: 63-71.
- CALIS, A.C. (2006). Maksiller Posterior Bölgede İleri Derecede Kemik Atrofisi Görülen Durumlarda Farklı Tasarımlarda İmplant Kullanımının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi ile İncelenmesi. Doktora Tezi, Hacettepe Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- CANAY, S., AKÇA, K. (2009). Biomechanical aspects of bone-level diameter shifting at implant-abutment interface. *Implant Dent.*, **18**: 239-48.
- CANKAYA, Ö. (2005). Alt Çene Total Dişsizlik Vakalarında İmplant Destekli Protez Uygulamalarında, İmplantların Farklı Lokalizasyonlarda Yerleştirilmesinin ve Farklı Üst Yapıların Kullanılmasının Kemikteki Kuvvet Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile İncelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- CAPUTO, A.A., STANDLEE, J.P. (1987). *Biomechanics In Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence Publishing, Co. Inc., p.: 13-27.
- CHEE, W.W., MORDOHAI, N. (2010). Tooth-to-Implant Connection: A Systematic Review of the Literature and a Case Report Utilizing a New Connection Design. *Clin Implant Dent Relat Res.*, **12**: 122-33.
- CHEE, W., JIVRAJ, S. (2006). Connecting implants to teeth. *Br Dent J.*, **201**: 629-32.
- CHO, G.C., CHEE, W.L. (1992): Apparent intrusion of naturel teeth under an implantsupported prosthesis: A clinical report. *J Prosthet Dent.* **68**: 3-5
- CHUN, H.J., CHEONG, S.Y., HAN, J.H., HEO, S.J., CHUNG, J.P., RHYU, I.C., KIM, M.H. (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.*, **29**: 565-74.
- CHUN, H.J., SHIN, H.S., HAN, C.H., LEE, S.H. (2006). Influence of implant abutment type on stress distribution in bone under various loading conditions using finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, **21**: 195-202.

- CIFTCI, Y., CANAY, S. (2000). The effect of veneering materials on stress distribution in implant supported fixed prosthetic restorations. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, **15**: 571-82.
- CLARKE, D.F., CHEN, S.T., DICKINSON, A.J.G. (2006). The use of a dental implant as an abutment in three unit implant-tooth supported fixed partial denture: a case report and 32 month follow-up. *Aust Dent J.*, **51**: 263-7.
- COCHRAN, D.L. (2000). The scientific basis for and clinical experiences with strauman implants including the ITI dental implant system: A consensus report. *Clin Oral Implants Res.*, **11**: 33-58.
- 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**: 313-20.
- CORIGLIANO, M., VRESPIA, G., CAPUTI, S., MICELI, P. (1996). The implant mesostructure coated with acetal resin. Erişim: [\[http://www.dentalnews.com/backend/uploads/pdf/1996%20volume%201%20article%204.pdf\]](http://www.dentalnews.com/backend/uploads/pdf/1996%20volume%201%20article%204.pdf). Erişim Tarihi: 24.6.2014.
- CORRENTE, G., VERGNANO, L., PASCETTA, R., RAMADORI, G. (1995). A new custom-made abutment for dental implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, **10**: 604-8.
- CONSERVA, E., MENINI, M., TEALDO, T., BEVILACQUA, M., RAVERA, G., PERA, F., PERA, P. (2009). The use of a masticatory robot to analyze the shock absorption capacity of different restorative materials for prosthetic implants: a preliminary report. *Int J Prosthodont.*, **22**: 53-5.
- CRAIG, R.G., POWERS, J.M. (2002). *Restorative Dental Materials*. 11th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby.
- CRAIG, R.G., WARD, M.L. (1996). *Restorative Dental Materials*. 10th ed. St. Louis, Missouri: Mosby.
- DALKIZ, M., ZOR, M., AYKUL, H., TOPARLI, M., AKSOY, S. (2002). The three-dimensional finite element analysis of fixed bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated implants. *Implant Dent.*, **11**: 293-300.
- DARENDELİLER, Y. (1995). Sonlu elemanlar yöntemi ile dişhekimliğindeki uygulamalar. *Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi.*, **1**: 87-9.
- DARGAHI, J., NAJARIAN, S., TALEBI, M. (2005). Analysis of the effects of different materials in a tooth implant-supported fixed prosthesis using finite element method. *Biomed Mater Eng.*, **15**: 317-31.
- DAVARPANA, M., MARTINEZ, H., KEBIR, M., TECUCIANU, J.F., LAZZARA, R.J., CELLETI, R., ETIENNE, D., JANSEN, C., DONATH, K. (2003). *Clinical Manual of Implant Dentistry*. London: Quintessence Publishing, Co. Inc., Chapter 1.
- 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.*, **29**: 13-8.
- DUYCK J., RONOLD H.J., VAN OOSTERWYCK H., NAERT I., VANDER SLOTEN J., ELLINGSEN J. E. (2001). The influence of static and dynamic loading on marginal bone reactions around osseointegrated implants: An animal study. *Clin Oral Implants Res.*, **12**: 207-18.
- EL CHARKAWI, H.G., ZEKRY, K., WAKAD, M.T. (1994). Stress analysis of different osseointegrated implants supporting distal extension prosthesis. *J Prosthet Dent.*, **72**: 614-22.
- 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**: 307-12.
- ESKITASCIOGLU, G., USUMEZ, A., SEVIMAY, M., SOYKAN, E., UNSAL, E. (2004). The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: A three-dimensional finite element study. *J Prosthet Dent.*, **91**: 144-50.

- ESKİTAŞÇIOĞLU, G., YURDUKORU, B. (1995). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *A. Ü. Diş Hek. Fak. Derg.*, **2**: 65-70.
- ESPOSITO, M., HIRSHE, J.M., LEKHOLM, U., THOMSEN, P. (1998). Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci.*, **106**: 721-64. Review.
- EWOLDSSEN, N. (2007). What are the clinical disadvantages and limitations associated with metal-free partial dentures? Erişim: [<http://www.cda-adc.ca/jcda/vol-73/issue-1/41.pdf>]. Erişim Tarihi: 24.6.2013.
- FARAH, J.W., CRAIG, R.G., SIKARSKIE, D.L. (1973). Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech.*, **6**: 511-20.
- FAZI, G., TELLINI, S., VANGI, D., BRANCHI, R. (2011). Three-dimensional finite element analysis of different implant configurations for a mandibular fixed prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, **26**: 752-9.
- FERRARIO, C., SFORZA, G., SERRAO, C., DELLAVIA, G.M. (2004). Single tooth bite forces in healthy young adults. *J Oral Rehabil.*, **31**: 18-22.
- GENG, J.P., TAN, K.B., LIU, G.R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *J Prosthet Dent.*, **85**: 585-98.
- GENG, J., YAN, W., XU, W. (2008). *Application of the Finite Element Method in Implant Dentistry*. Hangzhou: Zhejiang University Press, New York: Springer Berlin Heidelberg.
- GHODSI, S., RASAEIPOUR, S. (2012). Tooth-implant Connection: A Literature Review. *WJD.*, **3**: 213-19.
- GLANTZ, P.O.J., NILNER, K. (1998). Biomechanical aspects of prosthetic implant-borne reconstructions. *Periodontol 2000.*, **17**: 119-24.
- GOMES, É.A., BARAO, V.A., ROCHA, E.P., DE ALMEIDA, É.O., ASSUNÇÃO, W.G. (2011). Effect of metal-ceramic or all-ceramic superstructure materials on stress distribution in a single implant-supported prosthesis: three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, **26**: 1202-9.
- GOODACRE, C.J., BERNAL, G., RUNGCHARASSAENG, K., KAN, J.Y.K. (2003). Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.*, **90**: 121-32.
- GRACIS, S.E., NICHOLLS, J.I., CHALUPNIK, J.D., YUODELIS, R.A. (1991). Shock-absorbing behavior of five restorative materials used on implants. *Int J Prosthodont.*, **4**: 282-91.
- GREENSTEIN, G., CAVALLARO, J., SMITH, R., TARNOW, D. (2009). Connecting teeth to implants: A critical review of literatures and presentation of practical guidelines. *Compend Contin Educ Dent.*, **30**: 440-53.
- GROSSMANN, Y., SADAN, A. (2005). The prosthodontic concept of crown-to-root ratio: A review of the literature. *J Prosthet Dent.*, **93**: 559-562.
- 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**: 216-21.
- HANCI, M., BOZDAG, E., ARPACI, A. (2000). *Biyomekanik*. İstanbul: Logos Yayıncılık, s:10-55.
- HANSSON, S., EKESTUBBE, A. (2004). Area moments of inertia as a measure of the mandible stiffness of the implant patient. *Clin Oral Implants Res.*, **15**: 450-8.
- HEGDE, C., KRISHNA PRASAD, D., DEEPMALA, S., HEGDE, R. (2010). Implant Restoration Materials: An Overview. *Int J Oral Impl Clin Res.*, **1**: 43-8.
- HITA-CARRILLO, C., HERNÁNDEZ-ALIAGA, M., CALVO-GUIRADO, J.L. (2010). Tooth-implant connection: A bibliographic review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.*, **15(2)**: 387-94.
- HOB0, S., ICHIDA, E., GARCIA, L.T. (1991). *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*. 3rd ed. Tokyo: Quintessence Publishing, Co. Inc.

- HOFFMANN, O., ZAFIROPOULOS, G.G. (2012). Tooth-implant connection: a review. *J Oral Implantol.*, **38**: 194-200.
- HOLMES, D.C., HAGANMAN, C.R., AQUILINO, S.A. (1994). Deflection of superstructure and stress concentrations in the IMZ implant system. *Int J Prosthodont.*, **7**: 239-46.
- 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**: 80-8.
- 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**: 340-6
- HSU, M.L., CHEN, F.C., KAO, H.C., CHENG, C.K. (2007). Influence of off-axis loading of an anterior maxillary implant: A three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, **22**: 301-9
- HSU, M.L., CHANG, C.L. (2010). Application of Finite Element Analysis in Dentistry. In: *Finite Element Analysis*, Ed.: D. Moratal. Publisher: Sciyo, Chapter 2.
- HUANG, H.L., HUANG, J.S., KO, C.C., HSU, J.T., CHANG, C.H., CHEN, M.Y.C. (2005). Effects of splinted prosthesis supported a wide implant or two implants: a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Impl Res.*, **16**: 466-72.
- IPLIKCIOGLU, H., AKCA, K. (2002). Comparative evaluation of the effect of diameter, length and number of implants supporting three-unit fixed partial prostheses on stress distribution in the bone. *J Dent.*, **30**: 41-6.
- ISHIGAKI, S., NAKANO, T., YAMADA, S., NAKAMURA, T., TAKASHIMA, F. (2003). Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res.*, **14**: 97-102.
- ISMAIL, Y.H., PAHOUNTIS, L.N., FLEMING, J.F. (1990). Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implant.*, **4**: 25-31.
- JEE, W.S.S. (2001). Integrated bone tissue physiology: anatomy and physiology. In: *Bone mechanics handbook*, Ed.: C. Cowin. Boca Raton, FL: CRC Press, p.:1-68.
- JUNGUERA L.C., CARNEIRO J, KELLY R.O. (1988). *Temel Histoloji*. 8. Baskı İstanbul: Barış Kitabevi Ltd. Şti. s.: 132- 151.
- KARAYAZGAN, B. (2005). Yüz Defektlerinde Kullanılabilecek Farklı İmplant Tasarımlarının Kemikte Oluşturduğu Gerilmelerin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle Değerlendirilmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniv. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- KARL, M., DICKINSON, A., HOLST, S., HOLST, A. (2009). Biomechanical methods applied in dentistry: A comparative overview of photoelastic examinations, strain gauge measurements, finite element analysis and three-dimensional deformation analysis. *Eur J Prosthodont Rest Dent.*, **17**: 50-7.
- KAY H. (1993). Free standing vs. implant-tooth-interconnected restorations: understanding the prosthodontic perspective. *Int J Periodont Rest Dent.*, **13**: 47-68.
- KEYAK, J.H., MEAGHER, J.M., SKINNER, H.B., MOTE, C.D., JR. (1990). Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *J Biomec Eng.*, **12**: 389-97.
- 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.
- KIM, H.K., HEO, S.J., KOAK, J.Y., KIM, S.K. (2009). In vivo comparison of force development with various materials of implant-supported prostheses. *J Oral Rehabil.*, **36**: 616-25.
- 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**: 575-81.

- KITAGAWA, T., TANIMOTO, Y., NEMOTO, K., AIDA, M. (2005). Influence of cortical bone quality on stress distribution in bone around dental implant. *Dent Mater J.*, **24**: 219-24.
- KITAMURA, E., STEGAROIU, R., NOMURA, S., MIYAKAWA, O. (2004). Biomechanical aspects of marginal bone resorption around osseointegrated implants: considerations based on a three-dimensional finite element analysis. *Clin Oral Implants Res.*, **15**: 401-12
- KOCA, O.L., ESKITASCIOGLU, G., USUMEZ, A. (2005). Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent.*, **93**: 38-44.
- KONG, L., HU, K., LI, D., SONG, Y., YANG, J., WU, Z., LIU, B. (2008). Evaluation of the cylinder implant thread height and width: a 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac implants.*, **23**: 65-74.
- KUHLBERG, A., NANDA, R. (2005). *Principles of Biomechanics*. St. Louis: Elsevier Inc.
- KUMAR, G.A., KOVOOR, L.C., OOMMEN, V.M. (2011). Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution around the implant and tooth in tooth implant-supported fixed prosthesis designs. *JDI.*, **1**: 75-9.
- KURTZMAN, G.M., EWOLDSSEN, N. (2008). Addition of a flexible acetal clasp to an existing partial. Erişim: [<http://www.denturist.org/pdf/mag/08summer.pdf>]. Erişim Tarihi: 24.6.2013.
- KUTSCH, V.K., WHITEHOUSE, J., SCHERMERHORN, K., BOWERS, R. (2003). The evolution and advancement of dental thermoplastics. Erişim: [<http://www.towniecentral.com/Images/Dentaltown/magimages/Feb03/Feb03DTpg52.pdf>]. Erişim tarihi: 24.6.2013.
- LANG, N.P., PJETURSSON, B.E., TAN, K., BRÄGGER, U., EGGER, M., ZWAHLEN, M. (2004). A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth--implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res.*, **15**: 643-53.
- 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**: 655-61.
- 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). Patient Selection and Preparation. In: *Tissue Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*, Ed.: P.I. Branemark, G.A. Zarb, T. Albrektsson. Quintessence Pub. Co.
- LIN, C., CHANG, S., WANG, J. (2006). Finite element analysis of biomechanical interactions of a tooth-implant splinting system for various bone qualities. *Chang Gung Med J.*, **29**: 143-53.
- 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 Impl Res.*, **19**: 107-17.
- 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**: 121-30.
- LINDH, T. (2008). Should we extract teeth to avoid tooth- implant combinations. *J Oral Rehabil.*, **35** (Suppl. 1): 44-54.
- LINDH, T., GUNNE, J., NYSTROM, E., BÄCK, T. (2001a). Implant versus tooth-implant supported prostheses in the posterior maxilla: a 2-year report. *Clin Oral Implants Res.*, **12**: 441-49.

- 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**: 321-28.
- 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**: 277-83.
- LUNDGREN, D., LAURELL, L. (1994). Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. *Periodontol 2000.*, **4**: 23-40.
- LUTZ, R., SROUR, S., NONHOFF, J., WEISEL, T., DAMIEN, C.J., SCHLEGEL, K.A. (2010). Biofunctionalization of titanium implants with a biomimetic active peptide (P-15) promotes early osseointegration. *Clin Oral Implants Res.*, **21**: 726-34.
- MAEZAWA, N., SHIOTA, M., KASUGAI, S., WAKABAYASH, N. (2007). Three-dimensional stress analysis of tooth/implant-retained long-span fixed dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, **22**: 710-8.
- MAJOR, M.A., NELSON, S. (1984). *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*. 6th ed. W.B. Saunders Co.
- MARGHITU, D.B. (2001). *Mechanical Engineer's Handbook*. Academic Press.
- MARTINEZ-GONZÁLEZ, A., AMIGÓ-BORRÁS, V., FONS-FONT, A., SELVA-OTAOLAURRUCHI, E., LABAIG-RUEDA, C. (2001). Response of three types of cast posts and cores to static loading. *Quintessence Int.*, **32**: 552-60.
- 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**: 586-93.
- MEIJER, H.J.A., STARMANS, F.J.M., BOSMAN, F. (1993): A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil.*, **20**: 147-57.
- MENICUCCI, G., MOSSOLOV, A., MOZZATI, M., LORENZETTI, M., PRETI, G. (2002). Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Impl Res.*, **13**: 334-41.
- MERIC, G., ERKMEN, E., KURT, A., TUNC, Y., ESER, A. (2011). Influence of prosthesis type and material on the stress distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Journal of Dental Sciences.*, **6**: 25-32.
- 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**: 345-54.
- MERICSKE-STERN, R., ZARB, G.A. (1996). In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res.*, **7**: 153-61.
- 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. (2005). *Dental Implant Prosthetics*. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby.
- MISCH, C.E. (2008). *Contemporary Implant Dentistry*. 3th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby.
- MOLLY, L. (2006). Bone density and primary stability in implant therapy. *Clin Oral Implants Res.*, **17**: 124-35.
- NAERT, I., QUIRYNEN, M., VAN STEENBERGHE, D., DARIUS, P. (1992). A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent.*, **67**: 236-45.
- NAERT, I., DUYCK, J.A., HOSNY, M.M.F., STEENBERGHE, D.V. (2001a): Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part I. *Clin Oral Implants Res.*, **12**: 234-44.

- NAERT, I., DUYCK, J.A., HOSNY, M.M.F., STEENBERGHE, D.V. (2001b): Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part II. *Clin Oral Implants Res.*, **12**: 245-51.
- NATALI, A.N. (2003). *Dental Biomechanics*. London: Taylor & Francis Publishing, Co. Inc.
- NATALI, A.N., PAVAN, P.G., RUGGERO, A.L. (2006). Analysis of bone-implant interaction phenomena by using a numerical approach. *Clin Oral Implants Res.*, **17**: 67-74.
- NEGRUTIU, M., SINESCU, C., ROMANU, M., POP, D., LAKATOS, S. (2005). Thermoplastic resins for flexible framework removable partial dentures. *TMJ.*, **55**: 295-99.
- NICHOLSON, D.W. (2008). *Finite Element Analysis: Thermomechanics of Solids*. 2nd ed. CRC Press LLC.
- 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**: 131-37.
- NICKENIG, H. J., SCHÄFER, C., SPIEKERMANN, H. (2006). Survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res.*, **17**: 506-11.
- NIMCHUCK, D. (2008). Can Dental Root Form Implants Be Successfully Bridged to Natural Teeth? Erişim: [http://cardp.ca/wp-content/blogs.dir/1/files/CARDP_V1N2-August08.pdf]. Erişim tarihi: 24.6.2013.
- NISHIMURA, R.D., OCHIAI, K.T., CAPUTO, A.A., JEONG, C.M. (1999). Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *J Prosthet Dent.*, **81**: 696-703.
- OW, R.K.K., HO, K.H. (1992). Retrieval of the resilient element in an osseointegrated implant system. *J Prosthet Dent.*, **68**: 93-5.
- 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**: 107-16.
- OZCELIK, T.B., ERSOY, 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.
- OZDEMIR, T., YALCIN, S., SANDALLI, P. (1994). Oral İmplantoloji de uzun dönem başarı kriterleri. *Oral İmplantoloji Dergisi.*, **1**: 8-12.
- OZDEMIR, T. (1998). Oral İmplantoloji, In; *Tam Protezler*, Çalikkocaoglu, S. Protez Akademisi ve Gnatoloji Derneği Yayınları, 3. Baskı, İstanbul.
- OZKAN, Y., ARIKAN, A., AKALIN, B., ARDA, T. (2005). A study to assess the colour stability of acetal resins subjected to thermocycling. *Eur J Prosthodont Restor Dent.*, **13**: 10- 4.
- PIERRISNARD, L., RENOUARD, F., RENAULT, P., BARQUINS, M. (2003). Influence of implant length and bicortical anchorage on implant stress distribution. *Clin Implant Dent Relat Res.*, **5**: 254-62.
- PIETRABISSA, R., CONTRO, R., QUAGLINI, V., SONCINI, M., GIONSO, L., SIMION, M. (2000). Experimental and computational approach for the evaluation of the biomechanical effects of dental bridge misfit. *J Biomech.*, **33**: 1489-95.
- DE PAULA, G.A., DA MOTA, A.S., MOREIRA, A.N., DE MAGAHLAES, 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**: e19-28.
- PESUN, I.J., STEFLIK, D.E., PARR, G.R., HANES, P.J. (1999). Histologic evaluation of the periodontium of abutment teeth in combination implant/tooth fixed partial denture. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, **14**: 342.

- 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**: 268-77.
- PJETURSSON, B.E., BRÄGGER, U., LANG, N.P., ZWAHLEN, M. (2007). Comparison of survival and complication rates of tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs) and implant-supported FDPs and single crowns (SCs). *Clin Oral Impl Res.*, **18(Suppl. 3)**: 97-113.
- PJETURSSON, B.E., LANG, N.P. (2008). Prosthetic treatment planning on the basis of scientific evidence. *J Oral Rehabil.*, **35(supple.1)**: 72-9.
- PROVATIDIS, C.G. (2000). A comparative FEM-study of tooth mobility using isotropic and anisotropic models of the periodontal ligament. *Med Eng Phys.*, **22(5)**: 359- 70.
- RAMOGLU, S., TASAR, S., GUNSOY, S., OZAN, O., MERIC, G. (2012). Tooth-Implant Connection: A Review. *ISRN Biomaterials.*, 2013.
- REES, J.S. (2001). An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *J Oral Rehabil.*, **28**: 425-32.
- RIEDER, C.E., PAREL, S.M. (1993). A survey of natural tooth abutment intrusion with implant-connected fixed partial dentures. *Int J Periodontics Restorative Dent.*, **13**: 334-47.
- RIEGER, M.R., ADAMS, W.K., KINZEL, G.L., BROSE, M.O. (1989). Finite element analysis of bone-adapted and bone-bonded endosseous implants. *J Prosthet Dent.*, **62**: 436-40.
- ROBERTS, W.E., TURLEY, P.K., BREZNIAK, N., FIELDER, P.J. (1987). Implants: bone physiology and metabolism. *CDA Journal California Dental Association.*, **15**: 54-61.
- ROMEED, S. A., FOK, S. L., WILSON, N. H. F. (2006). A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil.*, **33**: 209-15.
- ROSENSTIEL, S.F., LAND, M.F., FUJIMOTO, J. (2006). *Contemporary Fixed Prosthodontics*. 4th ed. St. Louis, Missouri: Elsevier Mosby Publishing, Co. Inc.
- SAHIN, S., CEHRELI, M.C., YALCIN, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant- supported prostheses-a review. *J Dent.*, **30**: 271-82.
- SANDALLI, P., GRAFELMANN, H., OZDEMIR T. (2000). İmplant Üstü Protezler, In: *Oral İmplantoloji*. Ed.: P. Sandallı. Erler Matbaacılık, Birinci Baskı, İstanbul.
- SAVADI, R.C., AGARWAL, J., AGARWAL, R.S., RANGARAJAN, V. (2011). Influence of Implant Surface Topography and Loading Condition on Stress Distribution in Bone Around Implants: A Comparative 3D FEA. *J Indian Prosthodont Soc.*, **11**: 221-31.
- 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.
- SERTGOZ, A. (1997). Finite element analysis study of the effect of super structure material on stress distribution in an implant-supported fixed prosthesis. *Int J Prosthodont.*, **10**: 19-27.
- SEVIMAY, M., TURHAN, F., KILICASLAN, M.A., ESKITASCIOGLU, G. (2005a). Three-dimensional finite element analysis of the different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent.*, **93**: 227-34.
- SEVIMAY, M., USUMEZ, A., ESKITASCIOGLU, G. (2005b). The influence of various occlusal materials on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite-element study. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.*, **73**: 140-7.
- SHAW, A.M., SAMESHIMA, G.T., VU, H.V. (2004). Mechanical stress generated by orthodontic forces on apical root cementum: a finite element model. *Orthod Craniofacial Res.*, **7**: 98-107.
- SHEETS, C.G., EARTHMAN, J.C. (1997). Tooth intrusion in implant-assisted prostheses. *J Prosthet Dent.*, **77**: 39-45.
- SHIGLEY, J.E., MISCHKE, C.R. (1989). *Mechanical Engineering Design*. 5th ed. Singapore: McGraw-Hill Book, Co. Inc.

- SHILLINBURG, H.T., HOBO, S., WHITSETT, L.D., JACOBI, R., BRACKETT, S.E. (1997). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. 3th ed. Canada, Quintessence Publishing, Co. Inc.
- SIMSEK, B., ERKMEN, E., YILMAZ, D., ESER, A. (2006). Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Med Eng Phys.*, **28**: 199-213.
- SKALAK, R. (1986): Osseointegration biomechanics. *J Oral Implantol.*, **12**: 350-6.
- SONUGELEN, M., ARTUNÇ, C. (2002). *Ağız Protezleri ve Biyomekanik*, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları No:17, Birinci Baskı, İzmir.
- SOUMEIRE J., DEJOU J. (1999). Shock absorbability of various restorative materials used on implants. *J Oral Rehabil.*, **26**: 394-401.
- SPIEKERMANN, H. (1995). *Color Atlas Of Dental Medicine, Implantology*. New York, Thieme Medical Pub. Inc.
- 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.
- STEGAROIU, R., KHRAISAT, A., NOMURA, S., MIYAKAWA, O. (2004). Influence of superstructure materials on strain around an implant under 2 loading conditions: a technical investigation. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, **19**: 735-42.
- TADA S, STEGAROIU R, KITAMURA E, MIYAKAWA O, KUSAKARI H. (2003). Influence of implant design and bone quality on stress/strain distribution in bone around implants: A 3-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, **18**: 357-68.
- TANIMOTO, Y., HAYAKAWA, T., NEMOTO, K. (2006). Mode superposition transient dynamic analysis for dental implants with stress-absorbing elements: A finite element analysis. *Dent Mater J.*, **25**: 480-6.
- TAYLOR, T.D., AGAR, J.R., VOGIATZI, T. (2000). Implant prosthodontics: current perspective and future directions. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, **15**: 66-75.
- TEIXEIRA, E.R., SATO, Y., AKAGAWA, Y., SHINDOI, N. (1998). A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil.*, **25**: 299-303.
- The Glossary of Prosthodontic Terms. (2005). *J. Prosthet. Dent.*, **94**: 10-92.
- UJIGAWA, K., KATO, Y., KIZU, Y., TONOGI, M., YAMANE, G.Y. (2007). Threedimensional finite elemental analysis of zygomatic implants in craniofacial structures. *Int J Oral Maxillofac Surg.*, **36**: 620-5.
- ULUSOY, M., AYDIN, K. (2003). *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. Ankara Üniversitesi Basımevi, Ankara.
- UYSAL, H., IPLIKCIOĞLU, 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**: 355-61.
- VAN DER VEGT, A.K., (2002). *From Polymers to Plastics*. Delft: Delft University Press, Chapter 1.
- 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 Impl Res.*, **9**: 407-18.
- VAN ROSSEN, I.P., BRAAK, L. H., PUTTER, C., GROOT K. (1990): Stress-absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent.*, **64**: 198-205.
- VAN STEENBERGHE, D. (1989). A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent.*, **61**: 217-23.

- 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**: 483-91.
- VIDYASAGAR, L., APSE, P. (2003). Restorative factors that affect the biomechanics of the dental implant. *Stomatologija: Baltic Dental and Maxillofacial Journal.*, **5**: 123-8.
- 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**: 290-7.
- WATANABE, F., HATA, Y., NEUENDORFF, G. (2000). Analysis of Stress Distribution in a Screw-Retained Implant Prosthesis. *Int J Oral Maxillofac Implants.*, **15**:209-18.
- WEBER, H., SUKOTJO, C. (2007). Does the type of implant prosthesis affect outcomes in the partially edentulous patient? *Int J Oral Maxillofac Implants.*, **22(Suppl)**: 140-72.
- WEINBERG, L.A., KRUGER, B. (1994). Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. *Oral surgery, oral medicine, oral pathology.*, **78**: 22-7.
- WEINBERG, L.A. (2003). *Atlas of Tooth- and Implant-Supported Prosthodontics*. New York, Quintessence Publishing Co, Inc.
- WISE, M.D. (1995). *Failure In The Restored Dentition*. Quintessence Pub. Co. Inc, London.
- YALCIN, E. (2003). Maksiller anterior bölgede implant destekli sabit bölümlü protezlerin farklı tasarımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile incelenmesi. Doktora Tezi, Hacettepe Üniver. Sağlık Bilimleri Enstitüsü.
- YURDUKORU, B., ESKITASCIOGLU, G. (1988). Computer applications in dentistry. *Ankara Univ Diş Hekim Fak Derg.*, **15**: 241-8.
- ZARB, G.A., ZARB, F.L., SCHMITT, A. (1987). Osseointegrated implants for partially edentulous patients. Interim considerations. *Dent Clin North Am.*, **31**:457-72.

ÖZGEÇMİŞ

I. Bireysel Bilgiler

Adı: Alper

Soyadı: Özer

Doğum Yeri ve Tarihi: Balıkesir, 24.06.1982

Uyruğu: T.C.

Medeni Durumu: Evli

İletişim adresi: Kaleboğazı mah. Çorum cad. No: 5/1 İskilip/ÇORUM

Tel:05309200343

II. Eğitimi

2007- Ankara Üniversitesi Diş Hek. Fak. Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
Doktora Programı

2001-2006 Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

1998-1999 Söke Lisesi

1996-1998 Kalaba Lisesi

1992-1996 Kamil Ocak İlköğretim Okulu

1988-1992 50. Yıl İlköğretim Okulu

Yabancı Dili: İngilizce

III. Ünvanları

2006 Diş Hekimi

IV. Mesleki Deneyim

2009- Muayenehane hekimliği

V. Bilimsel İlgi Alanları

Yayınlar:

- ‘Diş Aşınmaları’. Altıncı P, Can Gülşen, **Özer A.** ADO Klinik Bilimler Dergisi, Kabul Tarihi: 12.06.2009

- ‘Termoplastik Rezinler’. **Özer A**, Altıncı P, Can Gülşen. ADO Klinik Bilimler Dergisi, Kabul Tarihi: 24.03.2010

Posterler:

- Pleomorfik Adenoma: Bir Olgu Sunumu. Kolsuz E, Kurt H, **Özer A**, Alp H. Oral Diagnoz ve Maksilofacial Radyoloji Derneği 5. Sempozyumu, ERZURUM 2013.

VI. Bilimsel Etkinlikleri

Proje:

‘Asetal Rezin Kaplı Bireysel Abutmentların Sabit Protezlerdeki Kuvvet Dağılımına etkisi’ konulu proje Ankara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Proje Müdürlüğü tarafından desteklenmiştir.

Seminerler:

- ‘Hareketli Bölümlü Protezlerde Biyomekanik’, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2008
- ‘Dental Termoplastikler’, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, 2008

VII. Diğer Bilgiler

Eğitim programı haricindeki kurslar ve eğitim seminerleri:

- 1st InternatioalZimmerand Mutlu Dental Implantology Days, 2007, Ankara.
- 19. Expodental Ağız ve Diş Sağlığı Sergi ve Sempozyumu, 2007, Ankara.
- Surgical and Prosthetic Principles Course of BICON Implants, 2009, Ankara.
- İleri Düzey MIS İmplant Sistemi Semineri, 2009, Ankara.
- Astra Tech 2nd Scientific Symposium 4D Aspect of Implantology, 2009, Ankara.
- 1. İmplant Direct Avrasya Sempozyumu, 2010, İstanbul.