



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**EĞİMLİ İMPLANTLARDA FARKLI İMPLANT
ABUTMENT BAĞLANTILARININ OLUŞTURDUĞU
STRESİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Özgür ÖZTÜRK

Samsun

Ekim-2014



ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

**EĞİMLİ İMPLANTLARDA FARKLI İMPLANT
ABUTMENT BAĞLANTILARININ OLUŞTURDUĞU
STRESİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

DOKTORA TEZİ

Özgür ÖZTÜRK

Danışman

Doç. Dr. Tolga KÜLÜNK

Samsun

Ekim-2014

T.C.
ONDOKUZ MAYIS ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Dt. Özgür Öztürk tarafından Doç. Dr. Tolga Külünk danışmanlığında hazırlanan Eğitimli implantlarda farklı implant abutment bağlantılarının oluşturduğu stresin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi başlıklı bu çalışma jürimiz tarafından 21/10/2014 tarihinde yapılan sınav ile Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA Tezi olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Atilla SERTGÖZ
Marmara Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Duygu SARAÇ
Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Bora ÖZDEN
Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Çağrı URAL
Ondokuz Mayıs Üniversitesi

Üye : Doç. Dr. Tolga KÜLÜNK
Ondokuz Mayıs Üniversitesi

ONAY:

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen ve yukarıda adları yazılı jüri üyeleri tarafından uygun görülmüştür.

21/ 10 /2014

Prof. Dr. Süleyman KAPLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım süresince bilgilerini ve tecrübelerin benimle paylaşan, yoğun çalışma temposuna rağmen bana zaman ayıran, tezimi gerçekleştirmemde büyük emeği geçen Sayın Doç. Dr. Tolga KÜLÜNK' e,

Tezime olan katkıları, harcadıkları vakit ve yapıcı eleştirileri için tez izleme komitesinde yer alan hocalarım Sayın Prof. Dr. Duygu SARAÇ ve Sayın Doç. Dr. Bora ÖZDEN'e,

Lisans ve doktora eğitimime olan katkılarından dolayı değerli anabilim dalı hocalarıma,

Yoğun geçen çalışma sürecinde yanımda olan, tezimi bitirmemde büyük desteği olan Sayın Mehmet SÖNMEZ' e ve tezimin son zamanlarında oldukça anlayışlı davranan bölüm arkadaşlarıma ve Sayın Necati KALELİ'ye,

Bu günlere ulaşmamda en büyük emeğin sahibi olan anne ve babama, desteğini her zaman yanımda hissettiğim kardeşlerime,

Sevgisini ve yoğun çalışma dönemimde yardımlarını esirgemeyen eşim Fulya ÖZTÜRK' e,

Teşekkür ederim.

ÖZET

EĞİMLİ İMPLANTLARDA FARKLI İMPLANT ABUTMENT BAĞLANTILARININ OLUŞTURDUĞU STRESİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ

Amaç: Eğimli ve düz yerleştirilen implantlarda oluşan stres yoğunluklarının değerlendirilmesi ve farklı implant abutment bağlantı tasarımlarında implant gövdesi, abutment, iç vida, spongioz ve kortikal kemikte oluşacak stres dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi kullanılarak karşılaştırılmasıdır.

Materyal ve Metot: Dört farklı implant abutment bağlantı tasarımı, 3 farklı açıda (0° - 15° - 30°) implant eğimi kombinasyonlarında, aksiyel ve oblik (30 derece) yönden verilen yükler ile sonlu elemanlar stres analizine tabi tutuldu. İmplantlar tek ünite olarak, üzerine yapılacak kron ise üst premolar olarak modellendi. Kemik bloğu içerisine yerleştirilen implantlar üzerine vertikal ve oblik yönden (100 N) kuvvet uygulandı. Vertikal kuvvet kronun santral fossasına, oblik kuvvet kronun palatinal kuspının bukkal eğimine gelecek şekilde uygulandı. Yapılan sonlu elemanlar analizi sonucunda elde edilen veriler; Von mises, maksimum principle ve minimum principle stres değerleri olarak kaydedildi.

Bulgular: İmplant abutment bağlantı tasarımları farklı olan sistemlerde kemik ve implant komponentleri üzerinde farklı stres değerleri gözlemlendi. Eğimli implantlar da bu stres farkını etkiledi. Oblik yüklemeler ise implantlar üzerinde genel olarak stres artırıcı bir faktör olarak rapor edildi.

Sonuç: Eğimli implant tekniği kullanılabilir bir tekniktir. Oblik yüklemeler, implantlar üzerinde stres artırıcı bir faktördür. Tube in tube bağlantı tasarımı, diğer tasarımlar ile karşılaştırıldığında biyomekanik olarak daha iyi sonuçlar vermiştir.

Anahtar kelimeler: İmplant, eğimli implant, implant abutment bağlantı tasarımı, sonlu elemanlar analizi.

Özgür ÖZTÜRK, Doktora Tezi

Ondokuz Mayıs Üniversitesi - Samsun, Ekim-2014

ABSTRACT

THE EVALUATION OF THE STRESS OF DIFFERENT IMPLANT ABUTMENT CONNECTIONS ON TILTED IMPLANTS BY FINITE ELEMENT ANALYSIS

Aim: The evaluation of the stress concentrations of the tilted and vertically positioned implants and the comparison of the stress distribution at different implant abutment connection designs on implant body, abutment, implant screw, spongy and cortical bone.

Material and Method: Four different implant abutment connection design, at 3 different (0° - 15° - 30°) tilted implant combinations subjected to finite element stress analysis by axial and oblique (30 degrees) loads. Implants are modelled as single unit and the crowns are modelled as upper premolar. A vertical and an oblique load (100 N) are applied to the implant that positioned in the bone block. Vertical load is applied to central fossa and oblique load is applied to the buccal bevel of the palatal cusp of the crown. The data obtained from finite element analysis were recorded as Von mises, maximum principle and minimum principle stress values.

Results: Different stress values on the bone and implant components were observed at the systems that has different implant abutment connection designs. Tilted implants also affect this stress difference. In general oblique loads are reported as a stress increasing factor on implants.

Conclusion: Tilted implant technique is a viable technique. Oblique loads are stress increasing factors on implants. Tube in tube connection design has better biomechanically results when compared to the other designs.

Keywords: Implant, tilted implant, implant abutment connection design, finite element analysis

Özgür ÖZTÜRK, PhD Thesis

Ondokuz Mayıs University - Samsun, October-2014

SİMGELER VE KISALTMALAR

A Yüzey alanı	μ (mü) Poisson oranı
Al Alüminyum	N Newton
ASTM American Society For Testing And Materials	Ni Nikel
cm Santimetre	{P} Toplam kuvvet
C Karbon	ν (nü) Poisson oranı
Co Kobalt	σ (sigma) Normal stres
Cr Krom	τ (tau) Kayma stresi
DOF Serbestlik derecesi	Ti Titanyum
{δ} Düğümlerdeki yer değiştirme	V Vanadyum
E Elastik modülü	% Yüzde
ϵ (epsilon) Gerinim	yy Yüzyıl
F Kuvvet	
Ghz Gigahertz	
GPa Gigapascal	
k Kuvvet sabiti	
[K] Materyalin genel matrisi	
L Son hacim	
L₀ İlk hacim	
mm Milimetre	
Mo Molibden	
MPa Megapascal	

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	2
2.1. Dental İmplant Materyalleri.....	2
2.1.1. İmplant Materyallerinin İmmünolojik Sınıflaması	2
2.1.2. Alloplastik İmplant Materyallerinin Sınıflaması.....	3
2.2. İmplantoloji yöntemleri	4
2.2.1. Transdental Fiksasyon	4
2.2.2. Submukozal İmplantlar	4
2.2.3. Subperiostal İmplantlar.....	4
2.2.4. Endosteal İmplantlar.....	4
2.3. Kemik Dokusu ve Osteointegrasyon	5
2.3.1. Kemik Histolojisi.....	5
2.3.2. Kemik Oluşum Mekanizması	6
2.3.3. Osteointegrasyon	8
2.4. İmplant Üstü Protetik Restorasyonların Başarı Kriterleri.....	9
2.5. Dental İmplantlarda Biyomekanik Yaklaşımlar	9
2.5.1. Ağız İçi İmplant Uygulanmış Hastalardaki Çiğneme Kuvvetleri.....	11
2.5.2. Biyomekanik Etkenler	11
2.5.3. Karşılaşılan Klinik Farklılıklar	12
2.6. Eğimli İmplantlar.....	14
2.7. Diş Hekimliğinde Stres Analizi	16
2.7.1. Kuvvetin Özellikleri	17
2.7.2. Kuvvet Analiz Yöntemleri.....	18
3. MATERYAL VE METOT	31
3.1. Çalışmada Kullanılan İmplantlar ve İmplantların Geometrik Modellenmesi	33
3.1.1. Biohorizon's internal tip implantı	34

3.1.2. Camlog K seri tip implantı	35
3.1.3. Straumann implantı.....	37
3.1.4. Zimmer Tapered Screw-Vent tip implantı.....	38
3.2. Kemik Modellemesi ve İmplantların Kemik İçi Görüntüsü	40
3.3. Kronun Modellemesi ve Yükleme Koşulları	41
3.4. Sınır Koşulları	44
4. BULGULAR	45
4.1. Tüm Yapıda Oluşan Von Misses Stresler	46
4.1.1. Biohorizon's Tüm Yapıda Oluşan Von Misses Stres Görünümü.....	47
4.1.2. Camlog Tüm Yapıda Oluşan Von Misses Stres Görünümü	49
4.1.3. Straumann Tüm Yapıda Oluşan Von Misses Stres Görünümü	51
4.1.4. Zimmer Tüm Yapıda Oluşan Von Misses Stres Görünümü.....	53
4.2. İmplant Gövdelerinde Oluşan Von Misses Stresler	56
4.2.1. Biohorizon's İmplant Gövdesinde Oluşan Stres Görüntüleri.....	57
4.2.2. Camlog İmplant Gövdesinde Oluşan Stres Görüntüleri	58
4.2.3. Straumann İmplant Gövdesinde Oluşan Stres Görüntüleri	59
4.2.4. Zimmer İmplant Gövdesinde Oluşan Stres Görüntüleri	60
4.3. Abutmentlarda Oluşan Von Misses Stresler	61
4.3.1. Biohorizon's Abumentında Oluşan Stres Görüntüleri.....	62
4.3.2. Camlog Abumentında Oluşan Stres Görüntüleri	63
4.3.3. Straumann Abumentında Oluşan Stres Görüntüleri	64
4.3.4. Zimmer Abumentında Oluşan Stres Görüntüleri.....	65
4.4. İmplant İç Vidasında Oluşan Von Misses Stresler	66
4.4.1. Biohorizon's İç Vidasında Oluşan Stres Görüntüleri	67
4.4.2. Camlog İç Vidasında Oluşan Stres Görüntüleri	68
4.4.3. Straumann İç Vidasında Oluşan Stres Görüntüleri.....	69
4.4.4. Zimmer İç Vidasında Oluşan Stres Görüntüleri	70
4.5. Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stresler	71
4.5.1. Biohorizon's Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Görünümü	73
4.5.2. Camlog Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Görünümü	74
4.5.3. Straumann Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Görünümü	75

4.5.4. Zimmer Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Görünümü	76
4.6. Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Stresler.....	77
4.6.1. Biohorizon's Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Görünümü	79
4.6.2. Camlog Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Görünümü	80
4.6.3. Straumann Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Görünümü.	81
4.6.4. ZimmerKortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Görünümü	82
4.7. Spongioz Kemikte Oluşan Maximum Principal Stresler.....	83
4.7.1. Biohorizon's Spongioz Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Görünümü.....	85
4.7.2. Camlog Spongioz Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Görünümü	86
4.7.3. Straumann Spongioz Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Görünümü	87
4.7.4. Zimmer Spongioz Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Görünümü	88
4.8. Spongioz Kemikte Oluşan Minimum Principal Stresler.....	89
4.8.1. Biohorizon's Spongioz Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Görünümü	91
4.8.2. Camlog Spongioz Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Görünümü....	92
4.8.3. Straumann Spongioz Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Görünümü93	
4.8.4. Zimmer Spongioz Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Görünümü ...	94
5. TARTIŞMA	95
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	105
KAYNAKLAR	106
ÖZGEÇMİŞ	117

1.GİRİŞ

Diş hekimliği teknolojisindeki ilerlemeler, insanların sosyal hayatlarındaki değişimler ve protetik tedavi seçeneklerindeki ilerlemeler hastaların fonksiyon, fonasyon ve estetik beklentilerin artmasına neden olmuştur (Misch, 1993).

Dişlerin periodontal, endodontik veya diğer nedenlerle kaybedilmesinin ardından kalan kemik dokusu, bir takım fizyolojik değişimlerin içerisine girmektedir. Bu değişim; kısa vadede çekim sonrası soket içerisinde kemik yapımı şeklinde seyrederken; uzun dönemde alveoler kemik dokusu çeşitli nedenlerle ve çeşitli şekillerde rezorpsiyonla sonuçlanmaktadır (Misch, 1993).

İmplant cerrahisinde, kemik rezorpsiyonlarından dolayı implantlar her zaman istenildiği mezio-distal konumda yerleştirilemeyebilir. Dişsiz posterior maksillada sinüs duvarının sarkmasıyla beraber kemik kaybı ya da inferior alveoler sinirin mandibula rezorpsiyonuna bağlı olarak daha yüzeysel seyretmesi veya mental foramenin uygun olmayan pozisyonu bu duruma örnek olarak verilebilir. Böyle durumlarda, kısa veya eğimli implantlar kullanımı ya da ileri cerrahi teknikler ile (sinüs tabanı elevasyonu, zigoma implantları gibi) implant uygulanması gibi seçenekler tedavi yöntemi olarak sunulmuştur (Mattsson ve ark., 1999; Del Fabbro ve ark., 2004; Peñarrocha ve ark., 2007; Peñarrocha ve ark., 2009).

Bu çalışmanın amacı, eğimli ve düz yerleştirilen implantlarda oluşan stres yoğunluklarının değerlendirilmesi ve farklı implant abutment bağlantı tasarımlarında implant gövdesi, abutment, iç vida, spongioz ve kortikal kemikte oluşacak stres dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi kullanılarak karşılaştırılmasıdır.

Bu çalışmanın hipotezi ise, implant abutment bağlantı tasarımı farklı olan implantlarda oluşan streslerin farklı olacağı ve implantların eğimli yerleştirilmesiyle bu stres farkının etkilenebileceği yönünde oluşturulmuştur.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplant Materyalleri

İmplant ve biyomateryal tanımı 1986'da Avrupa Biyomateryal Topluluğu tarafından aşağıdaki gibi açıklanmıştır.

Tıbbi uygulamalarda kullanılan biyomateryaller, biyolojik sistem ile reaksiyona girmeyi hedefleyen cansız maddelerdir. İmplantlar ise vücut içinde tamamı veya bir bölümü epitel yüzeyinin altında olacak şekilde yerleştirilmiş, bir veya birden fazla biyomateryalden yapılmış medikal aygıtlardır (Spiekermann, 1995).

İmplant terimleri sözlüğünde ise, kalan kemik kreti içine veya yüzeyine cerrahi olarak yerleştirilen, üzerine protetik üst yapının yapılacağı, alloplastik materyale dental implant denir (Misch, 2005).

2.1.1. İmplant Materyallerinin İmmünolojik Sınıflaması

İmmünolojik açıdan sınıflandırılmış biyomateryaller aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Tablo 1) (Spiekermann, 1995).

Tablo 1. İmmünolojik sınıflandırma (Spiekermann, 1995' dan uyarlanmıştır)

	Kaynak	Kullanılan materyaller
Otojenöz materyaller	Otoplastik (aynı organizmadan)	Doğal diş reimplantasyonu Kemik transplantasyonu
Allojenik materyaller	Homoplastik (Aynı türün farklı bireylerinden)	Liyofize edilmiş kemik
Ksenojenik materyaller	Hetereoplastik (Başka türe ait bireylerden)	Devitalize, deproteinize kemik, kollojen, jelatin
Alloplastik materyaller	Alloplastik (Yabancı maddeler)	Metaller, seramikler, polimerler

Dental implantolojide genellikle alloplastik materyaller tercih edilmektedir. Bu maddelerin avantajları, dental markette kolay bulunması, kullanımlarının rahatlığı ve fiziksel ve kimyasal yapılarının geliştirilebilir olmasıdır (Spiekermann, 1995).

Alloplastik materyallerin dezavantajları ise biyouyumlulukları ile ilgili olan yabancı cisim reaksiyonudur. Histopatolojik yönden yabancı cisim reaksiyonu, vücut dışından non-rezorbe materyalin konnektif veya kemik dokusu içinde enkapsülasyon oluşturmasıdır (Spiekermann, 1995).

2.1.2. Alloplastik İmplant Materyallerinin Sınıflaması

Metal ve Alaşımları

Metal ve alaşımları; dirençleri, işlenebilirlikleri ve birçok teknikte steril edilebilmeleri gibi özelliklere sahip implant materyalleridir. Periyodik tabloda atomik sayısı 22 ve atom ağırlığı 47,9 olan titanyum dental implantlarda kullanılan saf bir elementtir. Saf titanyum; gümüş alüminyum, arsenik, bakır, demir, galyum, uranyum, vanadyum ve çinko ile alaşım oluşturabilir. Saf titanyuma, demir, nitrojen, oksijen ve karbon ilavesi onun mekanik özelliklerini artırır (Hruska, 1987).

Titanyum ve alaşımları yüksek korozyon rezistansları ve biyolojik uyumları nedeni ile kemik içi dental implantlarda tercih edilirler. Kemikten daha sert olmasına rağmen saf titanyum, diğer tüm implant materyallerine göre kemiğe en yakın elastik modülüne sahiptir. Bu özellik kemik-implant ara yüzünde stres dağılımının düzenli olmasına yol açar (Hruska, 1987). Günümüze kadar dental implantlarda kullanılan metal ve alaşımları aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Tablo 2) (Misch, 1999).

Tablo 2. Metal alaşımları (Misch, 1999' den uyarlanmıştır)

Materyaller	Nominal Analizleri	Elastik Modülüs GN/m ²	En yüksek Gerilim Direnci MN/m ²	Kırılma İçin Uzama Değeri (%)	Yüzey
Titanyum (Ti)	%99 + Ti	97 (14)	240–550 (25–70)	>15	Ti oksit
Titanyum-Alüminyum-Vanadyum (Ti-Al-V)	%90 Ti-%6 Al-%4 V	117 (17)	869–896 (125–130)	>12	Ti oksit
Krom-Kobalt-Molibden (Cr-Co-Mo)	%27 Cr-%60 Co-%7 Mo	235 (34)	655 (95)	>8	Cr oksit
Paslanmaz Çelik (316L)	%70 Fe-%18 Cr-%12 Ni	193 (28)	480–1000 (70–145)	>30	Cr oksit
Zirkonyum (Zr)	%99 + Zr	97 (14)	552 (80)	>20	Zr oksit
Tantalyum (Ta)	%99 + Ta	---	690 (100)	>11	Ta oksit
Altın (Au)	%99 + Au	97 (14)	207–310 (30–45)	>30	Au
Platin (Pt)	%99 + Pt	166 (24)	131 (19)	40	Pt

Seramik ve Karbonlar

Teorik olarak karbonlar hem yüzey kaplaması hem de yapısal olarak ideal bir dental implant materyali olmalarına rağmen elektrik ve ısı geçirgenlikleri ve de kırılganlıkları gibi belirgin dezavantajlara da sahiptirler. Bu nedenlerden dolayı sıklıkla metalik implantlarda kaplama materyali olarak kullanılırlar.

Polimerler

Polimerler, düşük dirençleri ve yüksek plastisiteyi dolayısıyla dental implantların majör yapı elemanları olarak geniş kullanım alanları yoktur. Seramiklere benzer şekilde ikincil amaçlarla yapısal izolasyon ve şok absorbe materyali olarak tercih edilirler(Lemons, 1990).

2.2. İmplantoloji Yöntemleri

Son 50 yılda temel olarak dört tip implantoloji sistemi geliştirilmiştir ve uygulanmıştır.

2.2.1. Transdental Fiksasyon

Doğal diş kökü ve epitelyal ataçman bırakılır. Periodontal olarak sorunlu, kron kök oranının uygun olmadığı durumlarda dişlerin stabilizasyonunda kullanılır. Dişin kökü içinden geçerek kemiğe yerleşirler. Günümüzde kullanılmamaktadır (Schroeder, 1995).

2.2.2. Submukozal İmplantlar

Genellikle maksillada uygulanan ve total protezlere tutuculuk sağlamak amacıyla metal mıknatıslar gibi retansiyon elemanlarının mukoz membran altına yerleştirildiği implantasyon türüdür. Geniş uygulama alanı bulamamıştır (Schroeder, 1995).

2.2.3. Subperiostal İmplantlar

Eyer şeklinde iskelet bir yapının alveol kemiğine uyum sağlayacak ve proteze destek sağlayacak şekilde planlanmış subperiostal implantlar, birçok pratisyen ve klinik araştırmacı tarafından da kabul görmüştür (Schroeder, 1995). İyileşme periodontal membranı taklit ettiği düşünülen fibröz enkapsülasyonla, fibroosseointegrasyon ile sağlanır.

2.2.4. Endosteal İmplantlar

Endosteal implantlar, dişsiz alveoler kemiği örten mukozayı delerek maksiler veya mandibuler kemiğin içine yerleştirilirler. Günümüzde en yaygın biçimde kullanılan implant tipidir. Kullanılan materyale (seramikler, metaller vb.), implantın şekline

(blade, silindir vb.), cerrahi safhalarına (tek veya çift aşamalı) ve yüzey özelliklerine göre (hidroksilapatit, titanyum plazma sprej, kuşlama ve asitle pürüzlendirilmiş gibi) değişik sınıflara ayrılabilirler (Schroeder, 1995).

Endosteal implantlar, implant gövdesi ve protetik üst yapıdan oluşan kök formu implantlardır. Bu implantların makroskopik görünümü silindirik, vidalı, delikli veya bunların kombinasyonları şeklinde olabilir. Silindirik tipteki implantlar kemiğe yüzey kaplaması veya yüzey özellikleri sayesinde mikro retansiyon ile tutunurlar. Kemiğe yerleştirilmeleri itilerek veya çakılarak yapılır; düz, açılı veya konik şekli olabilirler. Vida şeklindeki implantlar ise; kemiğe vidalanarak yerleştirilirler ve yivleri sayesinde makro retansiyon sağlarlar. Ana yiv formları V, ters payanda ve kare formlarıdır (Misch, 2005).

2.3. Kemik Dokusu ve Osteointegrasyon

2.3.1. Kemik Histolojisi

İnsan vücudunda gerilime dayanabilen en sert doku kemik dokusudur. Kemik dokusu, kaslar tarafından oluşturulmuş kasılmanın hareket haline getirilmesinde yer aldığı gibi; kalsiyum, fosfat ve diğer iyonların kandaki düzeylerinin sabit tutulmasında depo görevi görür. Bulunduğu bölge nedeniyle, hayati önem taşıyan yapıların çevresinde yer almakta ve bu yapılar için koruyucu olmaktadır. Kemik yapı, kemik matriksi adı verilen, hücreler arası kalsifikasyon gösteren özel bir bağ dokusu ile bunun içerisindeki boşluklarda yer alan osteosit, osteoblast ve osteoklast adı verilen üç değişik hücre tipinden oluşmaktadır. Kemik yapıyı oluşturan matriksin sert bir doku olması sebebiyle, bu hücreler ve kan damarları arasındaki metabolit değişimleri arasındaki bağlantıyı sağlayan kanalikül adı verilen kanallar sayesinde olmaktadır (Stanford ve Brand, 1999).

Kemik, organik ve inorganik unsurlardan oluşan ve yaşayan bir destek dokusudur. Organik bölüm kemiğin % 30' unu oluşturur. Kollajen ve kollajen dışı proteinlerin oluşturduğu matriks ve kemik hücreleri bu bölümün parçalarıdır. Organik bölümün % 98'ini matriks, % 2'sini hücreler oluşturur. Bu hücreler osteoblastlar, osteositler ve osteoklastlardır. Matriksin % 95'ini tendon ve derinin de majör yapısal proteini olan Tip 1 Kollajen oluşturur. Kemiğin inorganik bölümü ise bütün kemik dokusunun % 70' ini kaplar. Büyük çoğunluğunu kalsiyumhidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) kristalleri oluşturur (Stanford ve Brand, 1999).

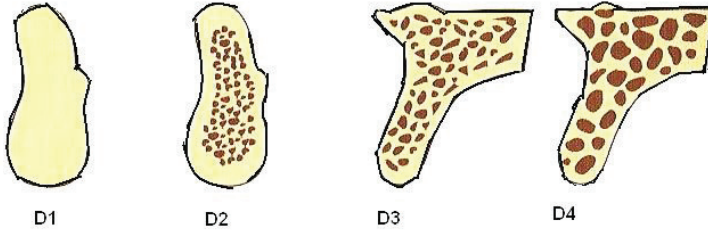
2.3.2. Kemik Oluşum Mekanizması

İnsan vücudunda belirli hücreler kemik yapmak için önceden programlanmıştır. Bu önceden programlanmış hücelere osteoprogenitör hücreler veya osteojenik hücreler adı verilir. Osteojenik hücreler mezenkimal hücreler adı verilen daha ilkel hücrelerden orijinlerini alırlar. Mezenkimal hücreler buldukları yere ve aldıkları sinyallere bağlı olarak değişik tipte hücelere dönüşebilme kapasitesine sahiptirler. Osteoprogenitör hücreler kemik ihtiyacı doğduğunda osteoblastlara dönüşürler. Osteoblastlar da kemik yapımına başlarlar. Kemik formasyonu öncesi uygun sinyalleri takiben, osteoblastlar sitoplazmik prosesler üretirler ve diğer osteoblastik hücrelerin ürettiği prosesler ile kontak haline geçerler. Böylece bir hücre ağı oluşturulur (Ruimerman, 2005).

Kemik yıkım ve yapım olayı hayat boyu devam eden bir oluşumdur. Kemik dokusunun büyümesi sürecinde bu işlemler daha hızlı oluşur. Büyüme, metabolik aktivitenin daha çok yapım tarafında kalması sonucunda gerçekleşir. Buna kemiğin yapılanması (modeling) adı verilir. Maturasyon sağlandıktan sonra; yani kemik doruk kütesine eriştikten sonra ise yetişkinlerde normal yapının korunması ve kemik üzerine uygulanan değişik mekanik güçlere kemiğin adapte olabilmesi için kemik dokuda rezorpsiyon (yıkım) ve formasyon (yapım) olayları dengeli bir şekilde devam eder ki buna kemiğin yeniden yapılanması (remodeling) denilir. Osteoklastik aktivite ile belirli bir kemik dokusu yıkıldığında osteoblastik aktivite ile matriks sentezi ve mineralizasyonu oluşur. Kemik rezorpsiyonu matriksin yıkımı ve minerallerin çözülmesidir. Formasyon ise matriksin yeniden sentezi ve mineralizasyondur. Osteoklastlar kemik rezorpsiyonundan, osteoblastlar ise formasyonundan sorumludur. Her iki olay da denge halindedir. Her zaman rezorpsiyonun formasyon ile takip edilmesi esastır. Kemik formasyonu kompleks bir oluşumdur. Primitif mezenkimal hücre proliferasyonu, osteoblast prekürsör hücrelerine differansiyasyonu (osteoprogenitör, preosteoblast), osteoblasta dönüşüm, matriks oluşumu ve sonuçta mineralizasyon olayıdır (Ruimerman, 2005).

Bir implantın biyomekanik açıdan fonksiyonel kuvvetlere karşı koyabilmesi için gerekli primer fiksasyonunda kemiğin, kalite ve kantitesinin değerlendirilmesi gerekir.

Mish (2005), kemik yoğunluğunu göz önüne alarak yaptığı bir sınıflamada kemiği 4 ayrı gruba ayırmıştır (Şekil 1).



Şekil 1: Misich'in maksilla ve mandibula için geçerli olan kemik yoğunluğu sınıflaması (Misich, 2005' den uyarlanmıştır)

D1 Kemik: Bu tip kemik, kalınlığı fazla, yoğun ve mineralize bir kortikal tabaka ile kalsifiye ve porözitesi az spongios kemikten ibarettir. En çok görüldüğü bölge mental foremenler arasındaki atrofik mandibuladır. Yüksek mineralizasyon kabiliyeti olan bu lameller kemik, kısa bir iyileşme periyoduna sahip olması, ara yüzde kemik miktarının fazlalığı, implantın ilk fiksasyonunun kolaylıkla sağlanabilmesi ve yüklere karşı dayanıklılığı gibi bir takım avantajlara sahiptir.

Dezavantajları ise, kemik içi kan akımının azlığı, osteotomi esnasında kemiğin aşırı ısınma ihtimali, gecikmiş kemik implant ara yüz formasyonu ve kron-implant oranının büyümesidir.

D2 Kemik: Yoğun ve kalın bir kortikal kemik, ancak poröz ve trabeküler yapısı zayıf bir spongios tabaka ile karakterizedir. Lokalizasyonu genellikle alveoler prosesler atrofiye olmuşsa, anterior mandibulada, eğer olmamışsa anterior maksilla ve posterior mandibuladadır.

Avantajları ise implantın cerrahi işlem fazındaki ilk fiksasyonun daha iyi sağlanması, kan sirkülasyonunun fazla olması nedeniyle kemik formasyonunun çabuklaşması ve kron implant oranının azalmasıdır.

D3 Kemik: İnce bir kortikal tabaka ve frajil, ince ve mineralizasyonu az bir spongios kemiğe sahiptir. Bulunduğu bölge genellikle posterior mandibula ve maksilladır. Fiziksel direnci düşük olan bu kemikte counter-sinking kontraendike olup iyileşme zamanının uzatılması gerekir. Özellikle kron-implant oranı büyüdüğünde implant sayısı arttırılmalı ve yükleme zamanı geciktirilmelidir.

D4 Kemik: Çok ince kortikal tabaka ile mineralizasyonun çok azaldığı ve trabeküler formasyonun kötü olduğu spongios tabaka, bu tip kemiğin özellikleridir. En sık görüldüğü yer posterior maksilada tüberler bölgesidir. Bu tip kemikte, implantasyon

esnasında apikalde kortikal kemiğin yakalanması gerekliliği vardır. İyileşme fazı 6-7 aya kadar uzatılmalı ve implantın yük taşıma kapasitesi düşürülmelidir.

İmplant şekli ve hasta seçiminde kemiğin kalınlığı, kalitesi ve lokalizasyonu, stabilizasyonun sağlanmasında ve gelen okluzal kuvvetlerin çevre dokuya dağıtılmasında önemli bir role sahiptir (Misch, 2005).

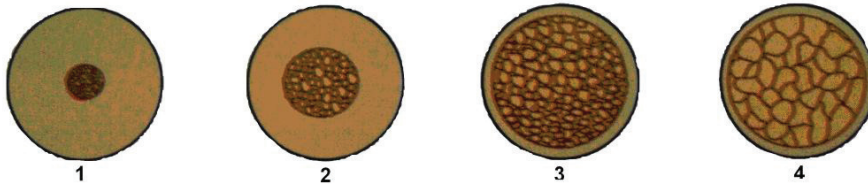
Lekholm ve Zarb (Misch, 2005) ise çene kemiklerinin anterior bölgelerinde dört farklı özellikte kemik yapısı saptamışlardır (Şekil 2).

Kalite I: Homojen kompakt kemik

Kalite II: Yoğun trabeküler kemik çevresinde kalın kompakt kemik

Kalite III: Yoğun trabeküler kemik çevresinde ince kompakt kemik

Kalite IV: Düşük yoğunluklu trabeküler kemik çevresinde ince kortikal kemik bulunmaktadır.



Şekil 2. Lekholm ve Zarb'ın sınıflaması (Misch, 2005'ten uyarlanmıştır)

2.3.3. Osteointegrasyon

Per-Ingwer Branemark'ın tanımına göre osseointegrasyon ışık mikroskobu altında implant yüzeyi ile canlı kemik dokusu arasında direk temasın olmasıdır (Branemark ve ark., 1969). Bu tanımdan anlaşılacağı üzere osseointegrasyon aslında histolojik bir tanımlamadır. Klinik olarak kemik ile implantın sıkıca kaynaşması ve mobilite olmaması durumuna ise “rijit fiksasyon” denir.

Osteointegrasyon Zarb ve arkadaşları tarafından klinik olarak şu şekilde tanımlanmıştır:

‘Uzun dönem yükleme boyunca, kemik içine yerleştirilen alloplastik materyallerin başarıyla ve korunarak ulaşılan rijit fiksasyonunun, indüklenmiş iyileşme sürecidir’ (Zarb, 1991).

Genel olarak osseointegrasyonu etkileyen faktörler (Albrektsson ve ark., 1981);

- İmplant materyalinin biyoyumluluğu
- İmplant yüzeyinin makroskopik ve mikroskopik özellikleri

- İmplant yatağının sağlıklı (enfekte olmamış) ve morfolojik (kemik kalitesi) olarak uygun olması
- Cerrahi teknik
- Düzgün bir iyileşme fazı
- Sonraki protez dizaynı ve uzun dönem yükleme fazı. Bu dizayn için de; kullanılan materyaller, implantların lokalizasyonu ve yükleme zamanı ile beraber hijyenik ve kozmetik düşünceler önemlidir.

2.4. İmplant Üstü Protetik Restorasyonların Başarı Kriterleri

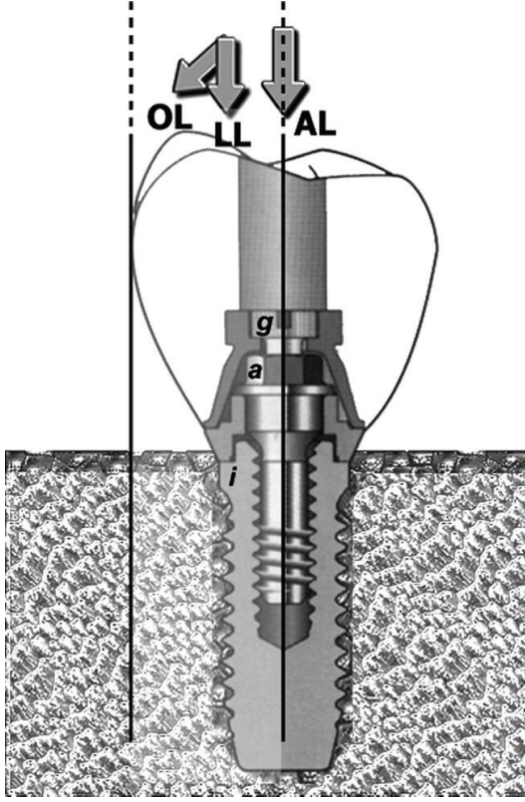
Albrektsson ve Zarb (1986)' in ortaya koydukları implant başarı kriterleri şunlardır:

- Klinik olarak implantlarda mobilite olmaması
- Radyografik olarak implant çevresinde radyolusensinin görülmemesi
- İmplant yerleştirilmesini takiben 1 yıldan sonra 0,2 mm'den fazla dikey kemik kaybının olmaması
- Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi veya mandibuler kanala baskı gibi kalıcı işaret ve bulguların olmaması
- Yukarıdaki kriterler sağlandıktan sonra dental implant uygulamasının başarılı sayılabilmesi için ilk 5 sene sonunda başarı yüzdesi en az %85, 10 sene sonunda da en az %80 olmalıdır.

2.5. Dental İmplantlarda Biyomekanik Yaklaşımlar

Doğal dişlerden farklı olarak implantlar kemikle direk temasta olduklarından üzerlerine gelen kuvvetleri doğrudan kemiğe iletirler. Bu nedenle kemik implant bütünlüğünün dolayısı ile osseointegrasyonun korunmasında çiğneme kuvvetlerinin de belirgin önemi vardır. Çeşitli araştırmalarda çiğneme sırasında implantlar üzerine değişen büyüklük sıklık ve süre ile farklı yüklerin geldiği gösterilmiştir (Ishigaki ve ark., 2003).

Dental implantların uzun dönem başarısında biyomekanik faktörlerin etkisi tartışılmazdır (Tonetti, 1999; Şahin ve ark., 2002). Oklüzal yükler implant üstü protezler aracılığı ile dental implantlar ve çevresindeki kemiğe iletilmektedir (Şekil 3).



Şekil 3. Okluzal kuvvetlerin doğrultuları, OL: oblik yükleme, AL: aksiyel yükleme, LL: lateral aksiyel yükleme, g: altın iç vida, a: abutment iç vidası, i: implant (Şahin ve ark., 2002' dan uyarlanmıştır)

İmplant destekli protezlerde fonksiyon esnasında oluşan yükler protez parçaları ve abutmentler aracılığı ile implantlara iletilir. Bu yüklerle, implantın gövdesini çevreleyen sert ve yumuşak dokular tarafından biyolojik bir yanıt verilir. Bugüne kadar pek çok araştırmacı bu yük transferi basamaklarının her biri üzerinde tek tek durarak aşağıdaki faktörlerin biyomekanik etkilerini incelemişlerdir (Şahin ve ark., 2002).

- Kuvvetin yönü
- Kuvvetin büyüklüğü
- Protez tipi
- Protez materyali
- İmplant dizaynı
- Destek implantların sayısı ve dağılımı
- Kemik yoğunluğu
- Kemik-implant arayüzünün mekanik özellikleri

2.5.1 Ağız İçi İmplant Uygulanmış Hastalardaki Çiğneme Kuvvetleri

Okluzal kuvvetler yüksek frekansla birlikte yüksek yükleme büyüklüğünde olup kısa sürelidirler. Çiğneme kuvvetleri insandan insana ve diş kavsinin değişik bölgelerinde farklılıklar gösterirler. Bilinen odur ki implant veya total protez taşımayan bir hastada çiğneme kuvvetlerinin düşey bileşeni 100 N den 2400 N ye kadar değişebilir (Okeson, 1998; Şahin ve ark., 2002; Watanabe ve ark., 2005).

Doğal dişli bireyler, alt üst çene total protez taşıyan bireylere göre 5-6 katı daha yüksek çiğneme kuvvetine sahiptirler (Şahin ve ark., 2002). İmplant destekli sabit protez taşıyan hastalarda ise çiğneme sırasındaki kas fonksiyonları doğal dişlere çok yakındır (Zarb ve Schmitt, 1990).

İmplant destekli protez kullanan hastalardaki ortalama çiğneme kuvveti çiğneme esnasında 50 N olarak bildirilmiştir ve maksimum çiğneme kuvveti de 145 N dur. Ağız içerisinde distale gittikçe ekstenel kuvvet komponentleri artma eğilimindedir. Molar bölgedeki çiğneme kuvvetleri kesiciler bölgesinden elde edilen çiğneme kuvvetlerinden 4 kat daha büyüktür (Becker ve Becker, 1995; Balshi, 1996; Natali 2003; Alkan ve ark., 2004). Bu durum 3. sınıf kaldırma konsepti ile açıklanır. Bu modele göre kuvvetler fulkruma yaklaştıkça büyürler. Bu model çiğnemeye adapte edildiğinde fulkrum eksenini temporomandibular eklem olarak kabul edilirse posterior bölgede çıkan kuvvetler anterior bölgedekilerden daha büyüktürler. Kısaca aksiyal komponentin gerçek değeri, kuvvetin ağızda uygulandığı bölgeye, besinin yapısal çiğneme özelliklerine, yaş, cinsiyet, mental durum veya sistemik hastalıklarla bağlantılı değişkenlere bağlıdır (Zarb ve Schmitt, 1990).

2.5.2. Biyomekanik Etkenler

İmplant üstü protezlerin klinikteki tanı ve tedavi planı, uzun ömürlü ve başarılı bir tedavi konseptine dayanır. Bununla birlikte periodontal ligamanların fleksiyonuna bağlı biyomekanik kuvvet dağılımı osteointegre implantlar için geçerli değildir. Bu sebeple doğal dişlere bağlı implant destekli bir protez hala hekimler için komplike bir yapıdır (Weinberg ve Kruger, 1995).

Genel olarak kabul edilen düşünce, implantın aşırı derecede yüke maruz kalması, yükleme sonrası implant kayıplarının en önemli sebebidir (Goodacre ve ark., 2003). Dikey kuvvetler yatay kuvvetlere göre destek kemik tarafından daha fazla tolere edilir (Kallus ve Bessing, 1994; Becker ve Becker, 1995; Tang ve ark., 2005). Bununla

birlikte bu gibi durumlarda bazen düzeltici ve iyileştirici biyomekanik düzenlemelerin ihmal edilmesi söz konusu olabilmektedir. Bu sebeple ağız içi implantların yüklemesinde bu klinik değişkenleri göz ardı etmemek ve implantın aşırı yüklenmesini önlemek için bu biyomekanik düzenlemelere dikkat edilmesi gerekmektedir (Weinberg ve Kruger, 1995).

Hiçbir fizyolojik reaksiyon izole bir ortamda gerçekleşmez. Her faktör bir bütünde ayrı bir etki gösterir (Weinberg ve Kruger, 1995).

Konuyla ilgili bu faktörler:

- Kas gücü
- Tüberkül açılanması
- Kemik yapısının konumu ve kalitesi
- İmplantların pozisyonu
- Protezin konumu
- Fizyolojik değişkenler
- Abutman şeklidir.

2.5.3. Karşılaşılan Klinik Farklılıklar

Klinikte sıklıkla karşılaşılan dört değişken bulunmaktadır, bunlar;

- Horizontal yer değiştirme
- Vertikal yer değiştirme
- Tüberkül açılanması
- Eğimli implantlar

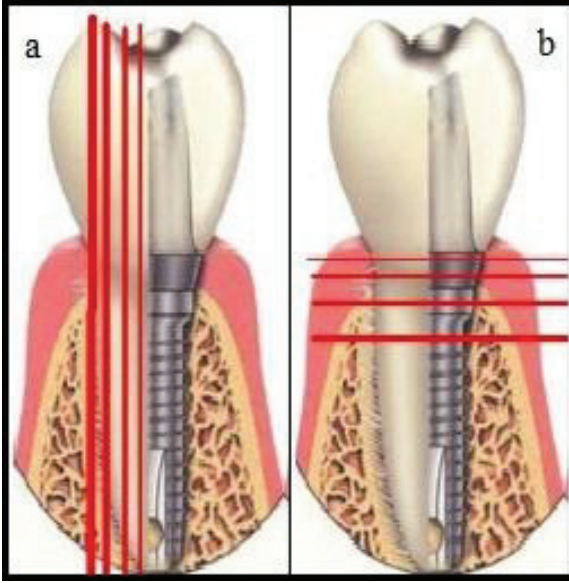
Bu değişkenler tork oluşumu açısından matematiksel olarak ayrı ayrı veya bir bütün olarak değerlendirilmelidir (Weinberg ve Kruger, 1995).

İmplantın yatay yönde farklı noktada konumlanması

İmplantın yatay yönde her bir milimetre yanda konumlanması oluşacak devrilme momentini %15 etkiler. Bu durum, torku etkileyen en etkili ikinci faktördür (Weinberg ve Kruger, 1995).

İmplantın dikey yönde farklı konumlanması

İmplantın dikey yönde bir milimetre aşağıda konumlanması ortalama %5'lik bir devrilme momenti artışına neden olur (Şekil 4) (Weinberg ve Kruger, 1995).



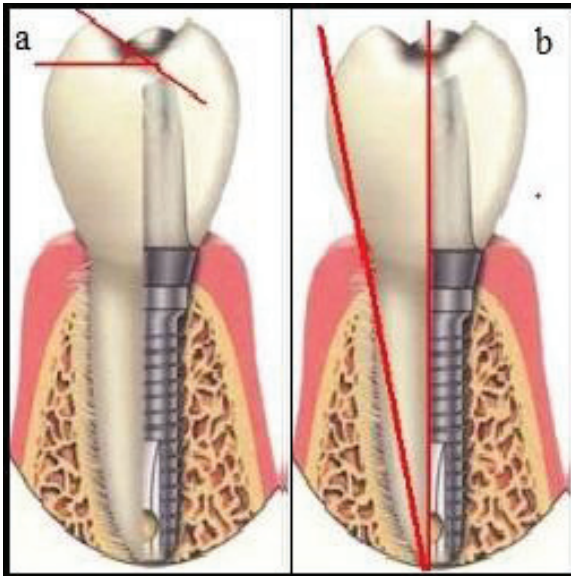
Şekil 4. İmplantlarda (a) yatay %15 ve (b) dikey %5 yer değişimi (Weinberg ve Kruger, 1995'den uyarlanmıştır)

Tüberkül açısı

Tüberkül açılanmasındaki her 10 derecelik artış, ortalama devrilme momentinin %30 artmasına sebep olur. Bu durum tork oluşumunu etkileyen en önemli faktördür (Weinberg ve Kruger, 1995).

Eğimli implantlar

İmplantların 10 derecelik eğimlendirilmesi devrilme momentini ortalama %5 arttıracaktır (Şekil 5) (Weinberg ve Kruger, 1995).



Şekil 5. İmplantlarda (a) Tüberkül açısı % 30 ve (b) eğimli implant %5 (Weinberg ve Kruger, 1995'den uyarlanmıştır)

2.6. Eğimli İmplantlar

Atrofiye olmuş bir maksillada, alveoler kemik kayıplarında, maksiller sinüs boşluğu artışı olan durumlarda, nasal kaviteletin geniş olduğu durumlarda ve Lekholm ve Zarb'ın sınıflamasına göre tip 3 ve tip 4 kemik kalitesi varlığında maksilla için ve inferior alveoler sinirin mandibula rezorbsiyonuna bağlı olarak daha yüzeysel seyretmesi veya mental foramenin uygun olmayan pozisyonu durumunda da mandibula için konvansiyonel dental implant yerleşimi zor veya imkansız olabilir (Lekholm ve Zarb, 1985; Oltra ve ark., 2013). Orjinal Branemark sistemine göre implantlar vertikal yani düz yerleştirilmelidir (Van Steenberghe ve ark., 1980). Bunun sonucunda da, tam dişsiz bir vakada hastanın molar bölgede çiğneme kapasitesini arttırabilmek için uzun distal kantileverlı tasarımlar kullanılmaktadır. Fakat, 15 mm den uzun kantileverlı vakalarda implant kaybı oranının arttığı gösterilmiştir (Shackleton ve ark., 1994). Bu problemin çözümü için birçok fikir ortaya konulmuştur. Bunlar;

- Kemik greft teknikleri- blok kemik greftleri ve sinüs duvarı elevasyonu (internal ya da eksternal olarak)
- Zygoma implantları
- Pterygoid process ya da maksiller tuber implantları
- Kısa implant kullanımı
- Eğimli implantlar (Mattsson ve ark., 1999; Del Fabbro ve ark., 2004; Peñarrocha ve ark., 2007; Peñarrocha ve ark., 2009; Chrcanovic ve ark., 2014).

Greft tekniklerinin komplikasyon ve başarısızlık oranı yüksek olup, maliyeti arttırır ve protetik rehabilitasyona kadar uzun zaman gerektirir. Bu yüzden hastaların kabul etmesi zorlaşabilir (Del Fabbro ve ark., 2004).

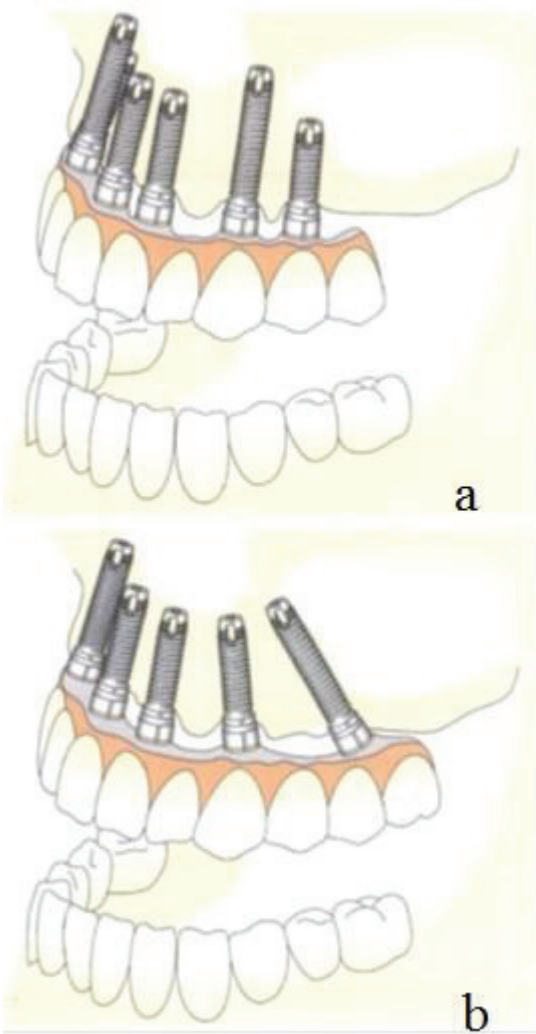
Ayrıca maksiller implantların doğal kemikteki başarı oranı 5 yıl sonra % 87 iken, greftlenmiş kemikte aynı süredeki başarı oranı % 74 tür (Widmark ve ark., 2001).

Zygoma ve pterygoid implantlar atrofik maksilla için iyi bir alternatiftir ama yüksek başarı oranlarına rağmen, ileri cerrahi tecrübe gereksinimi gerektirir ve cerrahi olarak risk daha fazladır (Balshi ve ark., 1999; Galán ve ark., 2007).

Kısa implantlar ise yine bir alternatiftir ama minimum 7-8 mm kemik yüksekliği gerektirir ve kemik kalitesi çok kritik bir faktördür (Renouard ve Nisand, 2006).

Eğimli implant tekniğinin ise bazı avantajları vardır. Bunlar;

- Daha uzun implant kullanımı sayesinde, implantın primer stabilitesi ve implant kemik temas alanı artar.
- Anterior sinüs duvarına komşu olacak şekilde yerleştirilen implantlar daha yoğun kemik içinde kalır ve bu da yine stabiliteyi artırır.
- Distal kantilever gereksinimi azalır ve bu sayede, biyomekanik olarak implant platformunun distalizasyonu moment kuvvetlerini azaltır ve yük dağılımı dengelenir.
- Eğimli implant kullanımı, kemik greftleme gereksinimini ortadan kaldırır ve bu da cerrahi riski azaltır ayrıca ekonomiktir ve zamandan tasarruf sağlar (Şekil 6) (Mattsson ve ark., 1999; Krekmanov ve ark., 2000; Aparicio ve ark., 2001; 2002; Capelli ve ark., 2007).



Şekil 6. (a) Düz yerleştirilen implant ve (b) Eğimli yerleştirilen implant (Fortin ve ark., 2002'dan uyarlanmıştır)

Günümüzde eğimli implantlar, literatürde ‘all on four’ ve ya ‘all on six’ adı altında geçen şekliyle de sıkça kullanılırlar. Bu sistemlerde 4 ve ya 6 implant genelde en distaldeki implant distale doğru eğimlendirilip üzerine sabit veya hibrit protezler gelecek şekilde uygulanır. Kantileverlı protez tasarımları da planlanabilir. Literatürde bu sistemlerde eğimli implantların avantajlarını rapor eden pek çok çalışma vardır (Malo ve ark. 2003; 2005; Francetti ve ark. 2008; 2012; Baggi ve ark. 2013).

2.7. Diş Hekimliğinde Stres Analizi

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik dayanıklılıklarının artırılması ve dental yapılarda oluşan gerilmelerin belirlenmesi amacıyla, bu yapıların stres analizlerinin yapılması son yıllarda oldukça önem kazanmıştır. Başarılı bir restorasyon için diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik özelliklerinin, çiğneme kuvvetleri karşısındaki stres ve gerilmelerinin iyi bir şekilde anlaşılması gerekmektedir (Craig, 2012).

Kuvvet fiziğinin temel kavramlarından birisi olup, genel olarak bir cismin hareketine sebep olan, yani duran bir cismi hareket ettiren, hareket eden bir cismi durduran, doğrultu ve yönünü değiştiren, ona şekil değişikliği veren etkidir. Diş ve çevreleyen dokular üzerinde etkili olan kuvvetlerin şiddeti, tipi, süresi, yönü, magnifikasyonu yapılacak olan restoratif işlemlerde ve prognozun belirlenmesinde klinisyenin öngörebilmesi gereken parametreler olarak karşımıza çıkmaktadır.

Bu amaçla diş hekimliğinde bu kuvvetlerin analizi için; Gerinim ölçer (strain gauge) ile analiz yöntemi, fotoelastik analiz yöntemi, holografik interferometre ile analiz yöntemi, kırılma vernikle (brittle laquer) kaplama yöntemi, radyotelemetri ile stres analiz yöntemi, termografik kuvvet analiz yöntemi, sonlu elemanlar stres analiz yöntemi(FEM) gibi yöntemler bulunmaktadır.

Sonlu elemanlar analizinin birçok araştırmacı tarafından fotoelastik ve diğer yöntemlere göre daha avantajlı olduğu belirtilmiştir (Eskitaşcıoğlu, 1991; Geng ve ark., 2001). Sonlu elemanlar analizi daha spesifik olarak kuvvet yükleme, yapıların yer değiştirmesi eğilme, bükülme, kırılma, gerilme, titreşim, materyallerin elastik ve plastik deformasyonları ve bağlanma dayanıklılıklarının sayısal olarak belirlenmesinde kullanılmaktadır.

2.7.1. Kuvvetin Özellikleri

Diş ve çevreleyen dokular üzerinde etkili olan kuvvetlerin 5 belirgin özelliği vardır. Kuvvetin şiddeti, tipi, süresi, yönü, magnifikasyonu. Çalışmamızda, kuvvetin şiddeti ve tipi daha ayrıntılı olarak ele alınacaktır.

Kuvvetin Şiddeti

Dental doku ve materyaller fizyolojik sınırlar içinde çiğneme sistemindeki stres ve kuvvetleri karşılayabilecek nitelikte olmalıdır. Örneğin, osseointegre dental implantlarda implantlar kemikle doğrudan temasta oldukları için, doğal dişlerden farklı olarak, implant üstü yapılara gelen okluzal kuvvetler doğrudan kemiğe iletilmektedir. Dolayısıyla kemik-implant bütünlüğünün korunmasında, implant tasarımının ve protetik restorasyon tipinin olduğu gibi, çiğneme kuvvetlerinin de belirgin rolü vardır (Ishigaki ve ark., 2003).

İmplant destekli protezler ile tedavi edilmiş kişilerle, doğal dentisyonlu kişilerdeki genel çiğneme özelliklerinin benzer olduğu belirtilmiştir (Haraldson ve Carlsson, 1977).

Fakat, ağız içi kuvvetler parafonksiyonla beraber çok daha yüksek değerlere ulaşabilirler. Dolayısıyla dental implant materyali seçiminde fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler altında fiziksel olarak dayanımı yeterli ve biyouyumlu materyallerin seçimi önemlidir.

Tekrarlanan kuvvetlere maruz kalan materyallerin kırılma riskleri daha fazladır. Bir materyalin mekanik olarak kırılması için tek bir defada uygulanan bir yükleme veya daha az ölçüde ancak tekrarlanan kuvvetler yeterli olabilir. Dolayısıyla bir materyalin uzun dönem dayanıklılığını, kırılma direncini, o materyalin başarısızlık göstermeden dayanabileceği, tekrarlanan kuvvetlerin en üst seviyesi belirler.

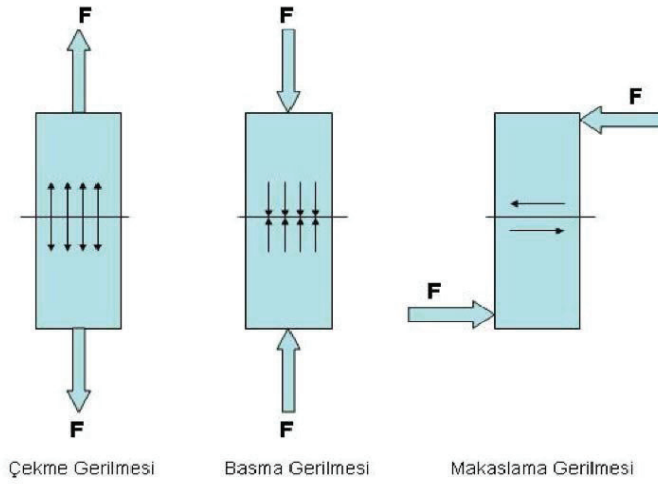
Titanyum alaşımlarının kırılma direnci, Grade 1 saf titanyuma göre 4 kat, Grade 4 saf titanyuma göre de 2 kat fazladır. Dolayısıyla implant materyali seçiminde titanyum alaşım kullanımı materyale bağlı uzun dönemde kırılma riskini önemli bir şekilde azaltmaktadır.

Kuvvetin Tipi

Kuvvetlerin bileşenleri stresin türünü belirler. Alana dik yönde olanlar, dik (normal) stres bileşenleri yaratırlar. Alana teğet olanlar ise kayma-makaslama (shear) bileşenlerini yaratırlar. Dik stresler çekme veya sıkıştırma niteliğine sahiptirler. Kayma-makaslama stresleri ise sonuç itibariyle aynı etkiyi gösterdiği için bunlarda

nitelik ayrımı yapılmaz. Aynı çizgi üzerinde birbirinden ayrı yönde 2 kuvvet setine maruz kalan yapıda çekme oluşturur. Bu kuvvetler aynı çizgi üzerinde birbirine doğru ise, yapıda basma oluşur. Çekme uygulandığında yapıdaki moleküller dağılmaya karşı direnç göstermelidir. Basma uygulandığında moleküller birbirlerine karşı çok yaklaşmaya direnç göstermelidir. Materyalin deformasyona karşı direnci katı yapıların elastikiyetinin temel kalitesini gösterir (Şekil 7) (Güngör ve ark., 2004).

Yivli gövde tasarımına sahip silindirik implantlar, implant üzerine gelen fonksiyonel kuvvetlerin kemik-implant ara yüzeyinde oluşturdukları kesme tipi kuvvet bileşenlerini, sıkışma ve gerilme tipi kuvvetlere çevirerek, etkilerini azaltırlar. Bu sebepten dolayı implantların sahip oldukları yiv geometrileri önemlidir (Misch, 2005).



Şekil 7. Kuvvet bileşenleri karşı oluşan gerilme tipleri (Karayazgan, 2005'dan uyarlanmıştır)

Diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik dayanıklılıklarının artırılması ve dental yapılarda oluşan gerilmelerin belirlenmesi amacıyla, bu yapıların stres analizlerinin yapılması son yıllarda oldukça önem kazanmıştır. Başarılı bir tedavi için diş hekimliğinde kullanılan materyallerin mekanik özelliklerinin, çiğneme kuvvetleri karşısındaki stres ve gerilmelerinin iyi bir şekilde anlaşılması gerekmektedir (Craig, 2012).

2.7.2. Kuvvet Analiz Yöntemleri

Gerilme dağılımlarının saptanması, kullanılacak malzemelerin şekil ve yapısının belirlenmesi yani biyomekanik açıdan optimal bir protetik planlama yapılabilmesi için diş hekimliğinde çeşitli gerilme analizlerinden faydalanılmaktadır.

Diş hekimliğinde kullanılan kuvvet dağılımı saptama yöntemleri şunlardır:

- Gerinim ölçer (strain gauge) ile analiz yöntemi
- Fotoelastik analiz yöntemi
- Holografik interferometre ile analiz yöntemi
- Kırılğan vernikle (brittle laquer) kaplama yöntemi
- Radyotelemetri ile stres analiz yöntemi
- Termografik kuvvet analiz yöntemi
- Sonlu elemanlar (finite elements) stres analiz yöntemi

Gerinim ölçer (strain gauge) ile analiz yöntemi

Gerinim ölçer denildiğinde yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan aygıtlar anlaşılır. Bunların mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip çeşitleri vardır (Ulusoy, 2005).

Gerinim ölçer ile analiz metodunda gerinim ölçerin elektriksel direnci yapıştırılan malzemenin bağlı olduğu iletkenin yük altında şekil değiştirmesiyle değişir. Malzemenin birim şekil değiştirme değeri gerinim ölçerin yapıştırıldığı noktada ölçülerek gerinim değerleri hesaplanır. Isırma kuvveti ile yapılan çalışmaların çoğu gerinim ölçerlerle yapılmaktadır (Akça ve ark., 2002).

Fotoelastik analiz yöntemi

Fotoelastik yöntem optik bir yöntem olup, araştırılmak istenen yapının fotoelastik niteliği olan bir materyalden modeli yapılarak, polariskop denilen alet yardımıyla polarize ışık altında belirli yüklemeler altında kuvvet çizgileri incelenip, fotoğraflandırılması esasına dayanır. Bu yöntemle incelenmek istenen malzemeye eş değer kullanılan malzemedeki gerinimler ölçülür. Gerinim ölçerle yapılan ölçümden farklı olarak tek bir noktanın değil tüm kesitin durumu hakkında bilgi edinmek mümkündür fakat fotoelastik yöntemde sayısal bilgiler kısıtlıdır.

Kuvvet analizi çalışmalarında kullanılan diğer yöntemlere nazaran bütün modeldeki iç baskıların doğrudan gözlemlenmesine imkan vermesi bakımından tercih edilmektedir.

Fotoelastik yöntemde uygulanan kuvvetin şiddeti, kuvvet çizgilerinin yoğunluğu ile belirlenmektedir. Çizgilerin geniş yüzeyli olmaları kuvvetin geniş bir sahaya dağıldığını, aksine çizgilerin sık ve ince olması o bölgedeki gerinimin daha fazla olduğunu göstermektedir (Ulusoy, 2005).

Holografik interferometre ile analiz yöntemi

Holografik interferometre, cisimlerin üç boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan, bir koherent ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle oluşan mikroskobik girişim saçaklarının kaydedilmesi işlemidir (Akça ve ark., 2002).

Bu yöntem, yüzey deformasyonlarını nanometre (nm) boyutunda algılayıp görünür ışık saçaklarına dönüştürebilen bir metottur. Yöntem, öncelikle ortodontik çalışmalarda, zaman içerisinde de sırasıyla kron-köprü, implant, lehim, çeşitli materyaller, tam ve bölümlü protezler konularında düzenlenen in vitro araştırmalarda kullanılmıştır. Ayrıca son 20 yıldır darbeli lazerler (pulse laser) ile in vivo çalışmalar da yapılabilmektedir (Ulusoy, 2005).

Kırılğan vernikle (brittle laquer) kaplama yöntemi

Kırılğan vernikle kaplama tekniği ile kuvvet analizi, incelenecek olan model üzerine 0.005-0.010 inç arasında bir vernik tabakasının püskürtülmesi ve bu verniğin fırınlanmasından sonra bu bölgeye kuvvet yüklenerek bölgede oluşan çatlakların yorumlanması esasına dayanır (Ulusoy, 2005).

Radyoteleometri ile stres analiz yöntemi

Bu metot birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulu bir yöntemdir. Yöntemde bir güç kaynağı, radiotransmitter, bir alıcı, örneğe yapılandırılmış gerinim ölçerler, gerinim ölçer yükselticisi, anten ve bir veri kaydedicisi mevcuttur. Gerinim ölçerlerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrenin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemin en büyük avantajı, veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır (Ulusoy, 2005).

Termografik kuvvet analiz yöntemi

Bu yöntem Lord Kelvin tarafından bulgularanan bir prensibi esas almaktadır. Bu prensibe göre, homojen, izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğru orantılıdır. Çiğneme sırasında bu yöntem için gerekli olan periyodik yükleme frekansına ulaşmak mümkün olmakla beraber, dental implantların statik yüklenmesi gibi diğer ilgi alanları, bu yöntemin yüklenme frekansı gereksinimlerini karşılamamaktadır (Ulusoy, 2005).

Sonlu Elemanlar Stres Analizi

Gerçekte bu teknik, üç boyutlu bir geometrik cismin, bilgisayarda hesaplanması kolay olan elemanlardan oluşturulmasıdır (Geng ve ark., 2001).

Cismin boyutuna ve geometrisine uygun olarak elemanlara bölünmüş haline matematik model denilmektedir. Matematik modeli oluşturan elemanların birbirlerine temas ettiği yüzeylerde düğüm noktaları oluşur.

Kompleks geometri ve yüklere sahip mühendislik yapılarının statik yüklemelerinin hesaplanması oldukça zor olabilir, hatta mümkün olmayabilir. Dolayısıyla bu amaçla analizlerin yapılabilmesi için ticari olarak yazılan sonlu elemanlar stres analizi programları mevcuttur. Bu programları kullanan bireyin sadece yapının geometrisini ve sınır koşullarını bilmesi yeterlidir. Bu teknikte, analiz edilecek canlı ya da cansız değişik şekillerdeki yapıların, bilgisayar ortamına aktarılarak gerçeğe en yakın şekilde modellenmesi yapılır. Kuvvet dağılımının hassas olarak ölçülebilmesi için mümkün olduğunca çok sayıda eleman kullanmak çok önemlidir. Belirli bir başlangıç noktasına göre tüm düğümlerin x, y, z eksenleri üstündeki koordinatları saptanarak bilgisayara aktarılır. Ayrıca geometrik şekli oluşturan tüm elemanların materyal özelliklerini belirleyen, Poisson Oranı ve elastiklik modülü (Young's Modulus) değerleri bilgisayar programına tanıtılır.

İlk olarak 1956 yılında bulunan ve uçak mühendisliğinde kullanılmaya başlanan sonlu elemanlar analizinin dış hekimliğinde kullanımı 1968' de Ledley ve Huang'ın yaptıkları çalışmaya dayanır (Ledley ve Huang, 1968). Bu çalışmada araştırmacılar, matematiksel olarak modellenmiş bir dişe etki eden kuvvetlerin dişi çevreleyen destek dokudaki etkilerine bakmışlardır.

Bir sonlu elemanlar modelinin analizlere uygun hale getirilmesi ve modelde yapılan analizlerin çalışma prensibi aşağıda anlatılan şekildedir. Ancak bu aşamalar bilgisayar tarafından yapıldığı için, bilgisayar kullanıcılarına genelde yansımayan aşamalardır.

- Çalışma modellerinin bilgisayarda 3 boyutlu olarak oluşturulmasının ardından bu modeller küçük parçalara bölünürler. Bu küçük parçalara eleman (element) adı verilir. Ana yapıyı oluşturan her bir elemanın mekanik özellikleri bazı diferansiyel denklemler ile belirlenir.
- Diferansiyel denklemler bilgisayar destekli analizlerin yapılabilmesi için önce cebirsel denklemlere daha sonrada matriks denklemlerine dönüştürülür.

- Elemanlardan oluşan yapının denklemleri birleşerek global yapının denklemini oluştururlar.
- Çalışmaya uygun yükleme ve sınır koşulları belirlenir ve bu veriler yapısal matrikse entegre edilir.
- Analizlerin yapılabilmesi için modeller çalıştırılır ve yapısal matriks çözülür. Elemanların birleşim noktaları olan tüm düğüm noktalarındaki defleksiyonlar (sapmalar) hesaplanır.
- Bir düğüm noktası birden çok eleman tarafından paylaşılabilir ve bu paylaşılan düğüm noktasındaki defleksiyonlar bu düğüm noktasına komşu elemanlardaki defleksiyonları ifade eder.
- Bir elemanın herhangi bir noktasındaki defleksiyon, o elemanın tüm düğüm noktalarındaki defleksiyonların interpolasyonu ile belirlenir.

Bilgisayar kullanıcısının yukarıda tanımlanan denklemlerin çözümlenmesi için yapması gereken aşamalar aşağıdaki şekildedir:

- Çalışma modellerinin yapısını temsil eden geometrilerin oluşturulması. Bu aşama için CAD yani bilgisayar destekli tasarım (computer-aided design) yazılımları kullanılmaktadır.
- Materyal özelliklerinin, sınır koşullarının ve yükleme koşullarının tanımlanması.
- Sonuçta elde edilen verilerin analizi (Shigley, 1986).

Sonlu elemanlar gerilme analizi metoduyla problemlerin çözülmesi için bilgisayara verilmesi gerekli olan bilgiler şunlardır (Craig ve ark., 1996):

- Cismin geometrisini oluşturacak koordinatlar,
- Cismin geometrisine ve boyutuna uygun eleman tipi,
- Elemanların Poisson Oranı ve elastiklik modülü (Young's Modulus) değerleri,
- Modele uygulanan kuvvetler,
- Geometrinin sınır şartları,
- Yapılacak olan analizin tipi.

Sonlu elemanlar yönteminin uygulanabilmesi için bazı temel kavramların bilinmesi gereklidir.

Düğüm (Node)

Sonlu elemanlar yönteminde elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanır ve bu noktalara düğüm (node) denir. Katı modellerde, her bir elemandaki yer

değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkili iken, düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir. Sonlu elemanlar yöntemi, bu düğümlerdeki yer değiştirmeleri çözmeye ve hesaplamaya çalışır. Bu düğüm noktalarının belirli noktalardan hareketsiz bir şekilde sabitlenmesi gereklidir (Geng ve ark., 2001).

Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturulması

Düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları, ağ (mesh) oluşturma işlemi ile oluşturulur. Mesh üretimi programlar tarafından otomatik olarak yapabildiği gibi kullanıcıya da mesh üretme imkanı tanımaktadır. Kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık uygun değer otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar. Mesh üretme konusunda kullanıcının ayrıca üzerinde mesh üretilecek alanda, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla olacağına, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun daha az olacağına karar vermesi gerekebilir. Önemli olan seçilen eleman kullanılarak modelin en iyi bir şekilde nasıl daha iyi küçük parçalara bölüneceğidir, nasıl mesh edileceğidir (şahin, 2008).

Mesh oluşturmada modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Genellikle, önemli olduğu veya kendi içinde büyük değişime sahip olduğu bilinen veya tahmin edilebilen bölgelerde, birim alana daha fazla eleman yerleştirilir. Mesh işleminden sonra sonra, cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir. Eleman sayısı arttırılarak, eleman tipi değiştirilerek, mesh üretim yöntemi değiştirilerek, yeniden mesh oluşturularak çözümler tekrarlanabilir.

Sınır şartları (Boundary conditions)

Sınır şartları gerilmelerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösterir. Cismin durumuna göre belirlenir. Analizi yapılan cismin hangi bölgesine kuvvet uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir.

Geometri ve Katı Modelleme

Sonlu elemanlar analizinin yapılabilmesi için ilk aşama, kullanılacak tüm materyallerin bilgisayar ortamına aktarılarak modellenmesidir. İleri düzey modelleme tekniğidir. Cismin iç ve dış geometrisinin gerçeğe en yakın tanımı yapılmış olur. Katı modellemenin esas temeli, görüntünün ötesinde cismin iç ve dış geometrisinin bilgi kütüğu şeklinde bilgisayara aynı şekilde geçmiş olmasıdır. Böylece ağırlık, moment gibi parametreler hesaplanabilir veya kesitler alınarak cismin iç geometrik formu daha

detaylı bir şekilde incelenebilir. Cisimlerin yüzeylerinde farklı modifikasyonlar, renklendirme, geçirgenlik, ışık yoğunluğu ve gölgeleme yapılabilir (Geng ve ark., 2001).

Cisimlerin katı modellemesi için CAD (Computer Aided Design-Bilgisayar Destekli Tasarım) programları kullanılır. CAD ortamında hızlı bir veri, iletişim ve işlem gücüne sahip süper bilgisayarlara ihtiyaç duyulmaktadır. Katı modelleme ile bir ürünün üretilmeden önce istenen şekil ve işlevi sağlayıp sağlamadığı kontrol edilebilir. Dayanım ve malzeme özellikleri ve buna ilişkin hesaplar da yüksek maliyetli testler yerine, yazılım destekli olarak yapılabileceğinden dolayı hızlı ve ucuz olur. Modelleme bir, iki ve üç boyutlu olarak yapılabilir. Üç boyutlu modelleme, gerçek dünyanın koordinat düzlemine göre oluşan kuvvetleri temsil etmek için kullanılır. Her ekseninde olan kuvvetler hesaba katılacağından dolayı, hassas ve gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmesine olanak sağlamaktadır.

Günümüzde diş hekimliği de dahil olmakla birlikte sıklıkla kullanılan bazı programlar ANSYS, SAP 80, SAP 86, Sap 90, I-DEANS, NASTRAN, PAFEC 75, MARC VE PATRAN'dır.

Stres (Gerilim) ve Strain (Gerinim)

Stres; birim alan başına düşen kuvvetin miktarı olarak tanımlanır ve kuvvetin birimi MPa (Megapaskal)'dır (O'Brien, 1997; Craig, 2012). Bir cisme dışarıdan bir kuvvet uygulandığında, o yapının iç kısmında karmaşık iç gerilmeler oluşur. İç gerilmeler; çekme (tensile), basma (compressive) ve makaslama (shear) gerilimi olmak üzere üç tipe ayrılır (McCabe ve Walls, 1984; O'Brien, 1997; Craig, 2012).

Gerinim (strain), gerilim uygulandığında, cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki değişim şeklinde, cismin fiziksel bir deformasyonu (elastik veya plastik) olarak tanımlanır, yani uzunluktaki değişimin orijinal uzunluğa oranı olup ölçü birimi yoktur. Bir yapıda bir kuvvet gerilim oluşturduğunda, bu kuvvet aynı zamanda gerinim de oluşturur.

Gerilme ve gerinim (stres ve strain) birbirinden tamamen farklı niceliklerdir. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür (Philips, 1993; O'Brien, 1997; Craig, 2012).

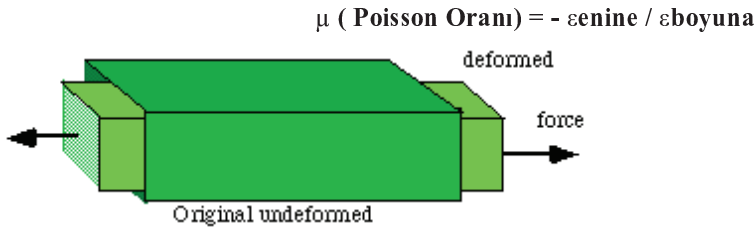
Elastisite Modülü (Young's Modülü)

Elastisite modülüsü, gerilmenin gerinime (stres/strain) oranı olup, materyalin sertliğinin ölçüsünü verir, birimi GPa (Gigapaskal) 'dır (O'Brien, 1997; Craig, 2012).

Elastisite modülüsü arttıkça cismin katılığı da artar. Yüksek elastisite modülüsüne sahip bir cisim, aynı kuvvetler altında, düşük elastisite modülüsüne sahip bir cisimden daha az deformasyona uğrar (McCabe ve Walls, 1984; Eraslan, 2004).

Poisson Oranı

Elastik sınırlar içinde kuvvete dik yöndeki gerinimin, yükleme yönündeki gerinime oranıdır. Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0.5 arasında değişkenlik gösterir ve cisme ait ayırıcı bir özelliktir (Şekil 8). Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık, eninin daralması buna örnek olarak gösterilebilir. Gerilme tipi yüklemeye, lateral gerinimin aksiyel gerinime oranı olarak tanımlanan Poisson oranı adını Fransız matematikçi Siméon Denis Poisson'dan almıştır (Zaimoğlu ve ark., 1993; Craig, 2012).



Şekil 8. Poisson oranı: Bir objeye uygulanan belirli bir kuvvet altında materyalin boyca gösterdiği deformasyonun, kesitsel gösterdiği deformasyona olan oranını ifade eder (James ve Lord, 1992'dan uyarlanmıştır)

Von Mises Stres

Von Mises stresi, çekilebilir (ductile) materyaller için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Von Mises stresi, materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılır. İki veya üç boyutta oluşan stresleri birleştirerek, tek yönde yüklenen materyalin çekme (tensile) dayanıklılığını verir.

Von Mises stres, kırılma (fatigue) dayanıklılığının ölçülmesindeki analizlerde de kullanılır (Shigley, 1986).

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin avantajları

- Düzgün geometri göstermeyen katılar ve farklı malzeme özelliklerine sahip karmaşık yapılara kolaylıkla uygulanabilmesi
- Gerçek yapıya çok daha yakın bir model hazırlanabilmesi

- İstenilen sayıda malzeme kullanılarak, yapay bir model materyali veya malzeme kullanılmadan, oluşturacağımız yapının matematiksel özellikleriyle mümkün olan en iyi şekilde elde edilebilmesi
- Gerilmeler, gerinimler ve yer değiştirmelerin oldukça duyarlı bir şekilde analiz edilebilmesidir.

Sonlu elemanlar stres analizi yönteminin dezavantajları

- Benzeşim modeli elde edilen yapıların izotropik, homojenik ve doğrusal elastiklik gibi malzeme özellikleri ile ilgili varsayımlar, genellikle yapının tam bir temsili örneği değildir ve modellenen yapılar gerçekte olduğundan daha çok dinamik yükler altındadır. Yapılan analizi bu yöntemle dinamik açıdan da ele alabilir, ancak işlemler hem daha uzun sürer hem de karmaşık bir hal alabilir.
- Yöntemin geçerliliği ve yapılan araştırmanın doğruluğu için, malzeme özellikleri, geometrisi modellenen gerçek sistemin yüklenmesi gibi bazı kilit özelliklerin doğru verilmesinin tamamen araştırmacının sorumluluğuna dayanmasından dolayı çok detaylı bilgi aktarımını gerektirir (Ataman, 2005).

Dezavantajlarına rağmen sonlu elemanlar yöntemi, deneysel olarak analizin gerçekleştirilmesi çok güç veya olanaksız olan birçok yapının bilinmeyen davranışlarının belirlenmesi için çok önemli bir yöntemdir ve zamanla gelişen yazılım ve donanım olanakları ile önemi daha da artmaktadır.

Diş hekimliğinde sonlu eleman analiz yöntemi şu alanlarda kullanılmıştır:

Dental materyaller

- Diş ve katmanları (Mine, dentin, sement)
- Amalgam
- Kompozit rezinler, cam iyonomer simanlar ve yapıştırma simanları
- Cam, seramik ve zirkonyum sistemler
- Metaller ve metalik sistemler
- Post ve kanal dolgu maddeleri

Oral ve maksillofasial yapıların mekaniği ve cerrahisi

- Maksilla ve mandibula kırıkları ile bunların fiksasyonu, osteotomi
- Temporomandibular eklem mekaniği,
- Periodontal ligament, alveol kemiği, trabeküler kemik, kortikal kemik
- İmplant materyalleri, mini vida ve plak

Ortodonti tedaviler, dişlerin hareket ettirilmesi, ortodontik apareyler

Konservatif ve endodontik tedaviler, kaviterlerin modellenmesi, kole defektleri, kök kanal sisteminin modellenmesi, kanal içi stresler, kanal eğeleri, irrigasyon sistemleri ve iğneleri

- Dental restorasyonlar
- Dolgu materyalleri
- Kron ve köprü protezleri
- Sabit ve parsiyel protezler
- Dental implantlar
- Dizayn özellikleri
- Materyal özellikleri
- Kuvvet yüklemesi ve diğer parametreler
- Osseointegrasyon (Mackerle, 2004).

Sonlu Elemanlar Gerilme Analizinin İmplantolojide Kullanımı

Dental implantların temel görevi fonksiyonel kuvvetleri çevre destek dokulara dağıtmaktır. Bu sebeple bir implant tasarımında öncelikli amaç, biyomekanik yüklerin çevre destek dokulara zarar vermeyecek şekilde dağıtılması ve yayılmasıdır.

Biyomekanik olarak kuvvet-yük dengesi 2 ana faktöre bağlıdır:

- Uygulanan kuvvetin karakteri,
- Kuvvetin yayıldığı alanın fonksiyonel yüzey alanı.

Günümüzde çok çeşitli implant gövde tasarımları bulunmaktadır. Bununla birlikte tedavi planlaması implant tasarımına göre öncelikli önem taşır. Dolayısıyla tedavi bütünlüğünde sistematik bir düşünce olmalı ve implant tasarım aşaması klinik problemleri karşılamak amacı ile başlamalıdır. Kuvvet ve yüzey alanı ile ilgili bilimsel prensipler mühendislik bilgisi ile kombine edilerek bilimsel olarak doğru çözümler amaçlanmalıdır.

Sonlu elemanlar analizi, dental implantlar üzerine iletilen çiğneme yükleri ile dental implantlar ve çevresindeki kemikte oluşan değişiklikleri araştırmak için son otuz yıldır kullanılmaktadır.

Tesk ve Widera (1973), implant diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizini ilk olarak kullanan bilim adamlarıdır. Bundan sonra bu alanda FEM hızla ilerlemeye başladı.

Weinstein ve ark. (1976), pöröz kaplı implantlara sonlu elemanlar stres analizi uygulamıştır.

Cook ve ark. (1982), FEM analizini pöröz yüzeyli dental implantlara uygulamışlardır.

Atmaram ve Mohammed (1983), elastik parametrelerin etkisini ve implant geometrisini, implant uzunluk değişkenlerini ve psödo periodontal ligamanların ilişkisini anlamak amacıyla tek bir implanttaki stres yayılımlarını analiz etmişlerdir.

Borchers ve Reichart (1983), kemik ara yüz gelişiminde farklı aşamalarda olan bir implanta üç boyutlu sonlu elemanlar analizi uygulamıştır.

Siegele ve Soltesz (1989), farklı dizayna sahip implantlarda (vida, silindir, konik, hollow silindir) çiğneme kuvvetleri etkisi ile çene kemiğinde oluşan stresi değerlendirmişlerdir. Stresin dağılmasında, implantın yüzey özelliklerinin etkili olduğunu bildirmişlerdir. İmplant çevresindeki kemikte konik seklindeki implantlarda, silindir ve vida seklindeki implantlara göre daha fazla gerilme değeri ölçülmüştür.

Williams ve ark. (1990), yaptıkları çalışmalarında, dental implantlara bağlanmış kantileverli bir protez sebebiyle kemikte meydana gelen gerilmeleri sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişlerdir.

Kregzde (1993), ideal implant yerleşimi ve açısını değerlendirmek için üç boyutlu sonlu eleman analizi yöntemini kullanmıştır. İmplant açısının ve yerleşiminin implant üstü protezlerin uzun dönem başarısında etkili olduğu, bu nedenle dikkatli planlama yapılması gerektiğini bildirmişlerdir.

Akpınar ve ark. (1996), doğal diş ve implant bağlantısını taklit etmek için FEM'i kullanmışlardır.

Son 25 senedir sonlu elemanlar analizi, implant ve çevre dokularda meydana gelen streslerin etkilerini öngören yararlı bir araç haline gelmiştir. Bir implantın başarı veya başarısızlığındaki ana faktör, çevre kemiğe streslerin ne şekilde geldiği ile ilgilidir. İmplanttan çevre kemiğe yük transferi, yüklenmenin tipine, kemik implant ara yüzüne, implantların uzunluk ve çapına, implant yüzeyinin şekline ve karakteristiğine, protez tipine ve çevredeki kemiğin kalite ve kantitesine bağlıdır (De Tolla ve ark., 2000).

Karmaşık geometrileri içeren problemler için bir analitik çözüm bulabilmek zordur. Bu sebeple, FEM gibi sayısal metotların kullanılması oldukça yararlıdır. FEM, kompleks mekanik problemleri küçük bölümlere bölerek ve bu küçük bölümleri bir takım şekillere çevirerek çalışan bir metottur. Dental implant ve kemik sistemi içindeki

komponentler aşırı derecede karmaşık bir geometriye sahip olduklarından, FEM bunları analiz ederken kullanılacak en uygun araç olarak görülmektedir. FEM’de bütün hacmi elemanlara bölmek için bir ağa ihtiyaç vardır. Elemanlar, elemanları birbirlerine bağlayan düğümler ve sınır koşullarının belirlenmesi bir problemim sonlu elemanlar analizi ile çözülmesinde ilk aşamayı oluşturan komponentlerdir (Maurer ve ark., 1999; De Tolla, 2000; Geng ve ark., 2001).

Dental implantların mekanik davranışını taklit etmekteki esas zorluk, insan kemik dokusunun ve bu dokunun mekanik kuvvetlere tepkisinin modellenmesinin zorluğudur. Modellemeyi ve proses çözümünü mümkün kılmak için bazı tahminler yapılmalıdır. Kemiğin mekanik özelliğinin kompleksliği ve implant sistemleri ile ilişkisi, çalışmacıları önemli basitleştirmelere yönlendirmiştir. Kemiğe ve implanta ait bazı özellikler FEM sonuçlarının anlamlılığını etkilemektedirler (Geng ve ark., 2001).

Bunlar;

- Modellenen kemiğin ve implantın ayrıntılı geometrisi
- Materyal özellikleri
- Sınır koşulları
- Kemik ve implant arasındaki ara yüz

Çok daha net tahminler elde etmek amacıyla, kemik geometrisini daha gerçekçi modellemek için ileri dijital görüntüleme teknikleri uygulanabilir. Materyalin anizotropik ve homojen olmayan doğası göz önünde tutulmalı ve sınır koşulları bilgisayarlı modelleme tekniklerinin kullanımı ile dikkatli bir şekilde elde edilmelidir.

FEM, implantlar ve çevre dokular arasındaki etkileşimi taklit edebilir. Fonksiyonel adaptasyon prosesinin analizi, farklı yüklenmeler, implant ve çevre doku değişkenlerini araştırma açısından önemli bir analiz aracıdır. Her ne kadar hassas mekanizmalar çok iyi şekilde anlaşılmasa da, implant çevresinde meydana gelen streslere karşı kemiğin adaptif bir yeniden şekillenme tepkisinin olduğu açıktır. Aşırı yüksek veya düşük streslere sebep olan kuvvetler, patolojik kemik rezorpsiyonuna veya kemik atrofisine sebep olabilir. Farklı yüklenme durumlarında meydana gelebilecek stres seviyelerini araştırmak üzere implant geometrisinin idealleştirilmesine yönelik bir çok çalışma yapılmıştır (Geng ve ark., 2001).

Geniş implant çapları daha kabul edilebilir stres yayılımlarına sebep olurlar. FEM, hem vertikal hem de lateral yükler altında implant yarıçapının artırılmasına yönelik çalışmalar yapmak amacıyla kullanılmaktadır. Fakat, Holmgren ve ark, 1998

yılında yaptıkları çalışmalarında çevre kemikteki stres dağılımlarını göz önünde tuttuklarında, en geniş implant yarıçapının en iyi çözüm olmadığını göstermişlerdir (Holmgren ve ark., 1998)

Genel olarak kısa implantların kullanımı da tavsiye edilmemektedir çünkü geniş bir implant alanında oklüzal kuvvetlerin daha iyi dağılacağına inanılmaktadır. Son zamanlarda yapılmış klinik çalışmalarda, kısa implantların ancak implant çevresi dokular iyi durumda olduğu zaman başarılı olacağı sonucuna varılmıştır (De Tolla ve ark., 2000).

Özet olarak, uzun süreli başarı için gerekli optimum uzunluk ve çap kemik desteğinin durumuna bağlıdır. Eğer kemik kriterlere uygunsa, implant başarısı açısından uzunluk ve yarıçap çok önemli faktörler değildir. Kemik durumu zayıf ise, geniş çaplı implantlar kullanılmalı, kısa implantlardan kaçınılmalıdır (Geng ve ark., 2001).

Yüklerin dağılımı ve stres yayılımları, implantın başarısı veya başarısızlığında önemli faktörlerdir. Kemik implant ara yüzünde yük transferini etkileyen faktörler şunlardır:

- Yüklenmenin tipi
- İmplant ve protez materyalinin özellikleri
- İmplant geometrisi (uzunluk ve yarıçap)
- İmplant yüzeyinin yapısı
- Kemik implant ara yüzeyinin doğası
- Çevre kemik kalite ve kantitesi

Bu biyomekanik faktörlerden implant uzunluğu, çapı ve şekli kolaylıkla değiştirilebilir. Bu değişiklikleri in vitro olarak test etmede FEM gibi sanal ortamda mekanik analiz yapabilen araçlara ihtiyaç vardır (Geng ve ark., 2001).

3. MATERYAL VE METOT

Bu çalışma, Ondokuz Mayıs Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı ve Ay Tasarım Limited Şirketi işbirliği ile gerçekleştirildi.

Bu çalışmada; maksiller posterior bölgede 2. premolar diş bölgesine yerleştirilmesi planlanan düz ve eğimli implantlarda farklı implant abutment bağlantılarında oluşan stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri incelendi. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirildi.

3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından ve Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu taramadan yararlanıldı (Şekil 9).



Şekil 9. Activity 880, 3 boyutlu optik tarayıcı

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. Stl formatı 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya aitt olduğunu, dış yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Bu çalışmada, modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri Tablo 3 'de gösterilmiştir (Barbier ve ark., 1998; Teixeira ve ark., 1998; Himmlova ve ark., 2004; Sevimay ve ark., 2005; Çağlar ve ark., 2006).

Bu çalışmada kullanılan bütün elemanlar homojen, izotropik ve linear elastik olarak tanımlanmıştır.

Homojen; oluşturulan modellerdeki her yapısal elemanın mekaniksel özellikleri aynıdır.

İzotropik; yapı elemanlarının materyal özellikleri tüm yönlerde aynıdır.

Linear elastik; yapısal deformasyonlar ve gerinimler uygulanan kuvvet ile orantılıdır.

Tablo 3. Kullanılan materyallerin elastik modülü ve poisson oranı

Materyal	Elastik modülü (GPa)	Poisson oranı
Titanyum (Ti-6Al-4V) implant ve abutment	110	0,35
Kortikal kemik	13,7	0,3
Trabeküler kemik (D3)	1,37	0,3
Krom- kobalt alaşımı	218	0,33
Feldspatik porselen	82,8	0,35

3.1.Çalışmada Kullanılan İmplantlar ve İmplantların Geometrik Modellenmesi

İmplant abutment bağlantıları çok farklı olan implant sistemleri geliştirilmiş ve geliştirilmeye devam edilmektedir. Çalışmamızda karşılaştırılan implant sistemleri kliniğimizde sık kullanılan bone level implantlar olup, farklı implant abutment bağlantı tasarımlarına sahip olan sistemlerdir (Tablo 4). Hem çap hem de uzunluk açısından üretici firmanın boyut değerlerine bağlı kalınmıştır.

Tablo 4. İmplant sistemleri

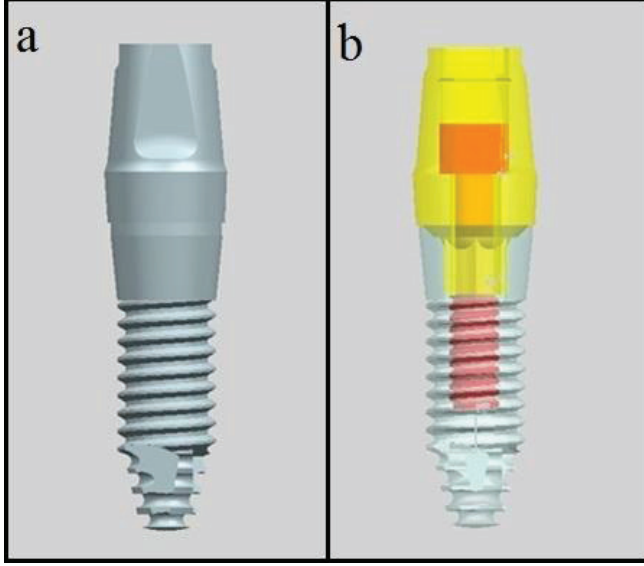
İmplant sistemleri	Boy	Çap
Biohorizon's internal tip implantı	12 mm	4 mm
Cam log K seri tipi implantı	13 mm	4,3 mm
Straumann implantı	12 mm	4,1 mm
Zimmer Tapered Screw-Vent tip implantı	13 mm	4,1 mm

Tedarik edilen implant (implant, abutment) smartOptics 3d tarayıcısında tarandı ve Rhinoceros ile Vrmesh yazılımlarının kullanılmasıyla analize hazır hale getirildi. Çiğneme kuvvetlerinin posterior bölgede yoğun olduğu kabul edilerek bu bölgede kullanacağımız implant çapı 4 mm den ve implant boyu ise 12 mm den az olmaması tercih edileceği için implant çap ve boyları bu şekilde seçilip birbirlerine en yakın değerler alındı. Abutment boyları ise kron kök oranı düşünülerek 7 mm olarak standartize edildi.

Bir kemik bloğu modellendi ve implantlar bu kemik bloğuna 0-15 ve 30 derece eğimli olmak üzere yerleştirildi. Daha sonra yerleştirilen implantlar üzerine sabit kron protezi modellendi ve kron üzerine vertikal ve oblik yönden kuvvetler uygulanıp, stres dağılımları incelendi.

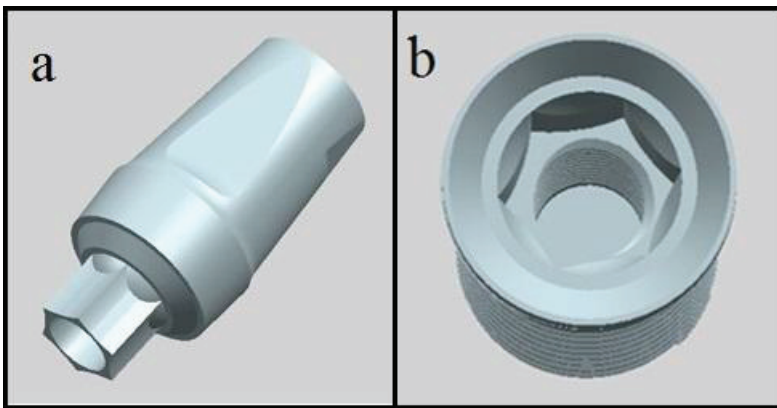
3.1.1. Biohorizon's İnternal Tip İmplantı

Biohorizon's (Birmingham, AL, USA) internal tip implantı firma verilerine bağılı kalınarak 12 mm boy ve 4 mm çap olarak modellendi (Şekil 10).



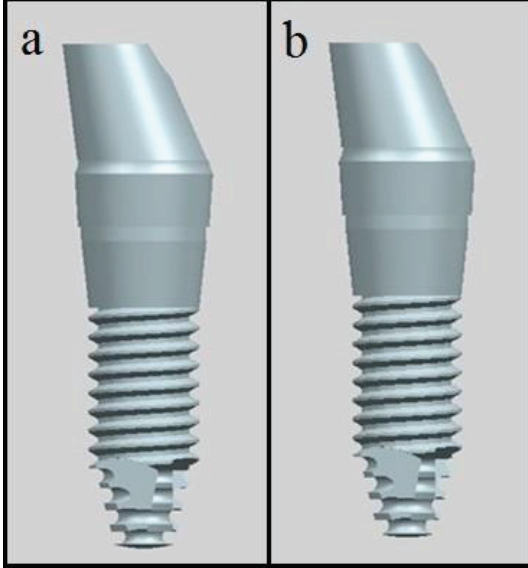
Şekil 10. Biohorizon's implant üstü abutment (a) standart ve (b) görsel görünümü

Biohorizon' s implantının internal implant abutment bağlantı sisteminde, abutmentin apikalden ve implantın okluzalden görüntüsü aşağıda gösterilmiştir (Şekil 11).



Şekil 11. Biohorizon's (a) apikalden abutment ve (b) okluzalden implant görünümü

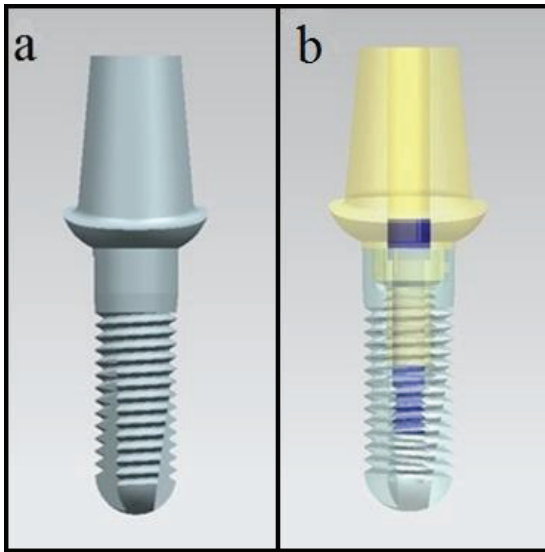
Biohorizon's implantının çalışmada kullanılan açılı abutmentları ile proksimalden görüntüsü de aşağıda gösterilmiştir (Şekil 12).



Şekil 12. Biohorizon's implant üstü abutment görünümü (a)15 derece ve (b) 30 derece açılı abutment

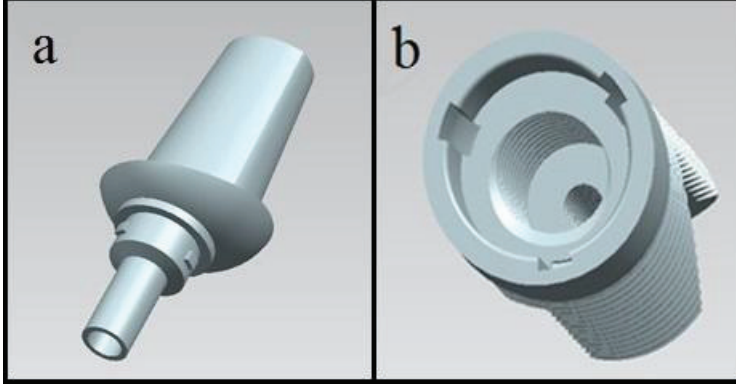
3.1.2. Camlog K Seri Tip İmplantı

Camlog (Wimsheim, Germany) K seri tip implantı tube in tube implant abutment bağlantı tasarımına sahiptir. Firma verilerine bağlı kalınarak 13 mm boy ve 4,3 mm çap olarak modellendi (Şekil 13).



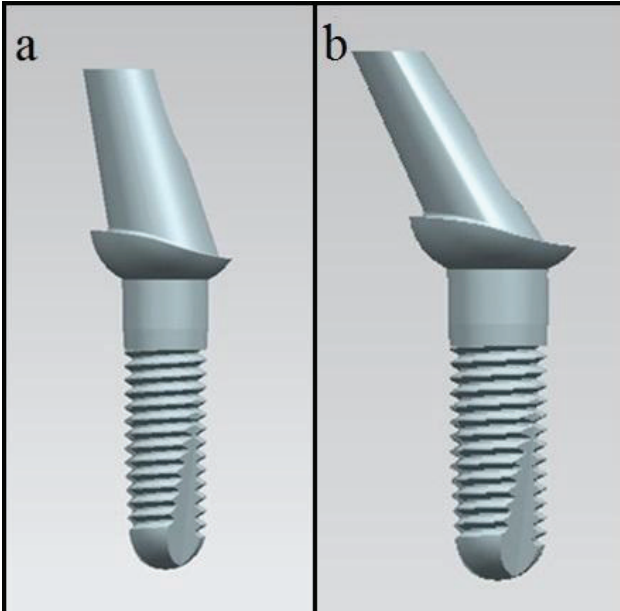
Şekil 13. Camlog implant üstü abutment (a) standart ve (b) görsel görünümü

Camlog K seri tip implantındaki tube in tube implant abutment bağlantı sisteminde, abutmentin apikalden ve implantın okluzalden görüntüsü aşağıda gösterilmiştir (Şekil 14).



Şekil 14. Camlog (a) apikalden abutment ve (b) okluzalden implant görünümü

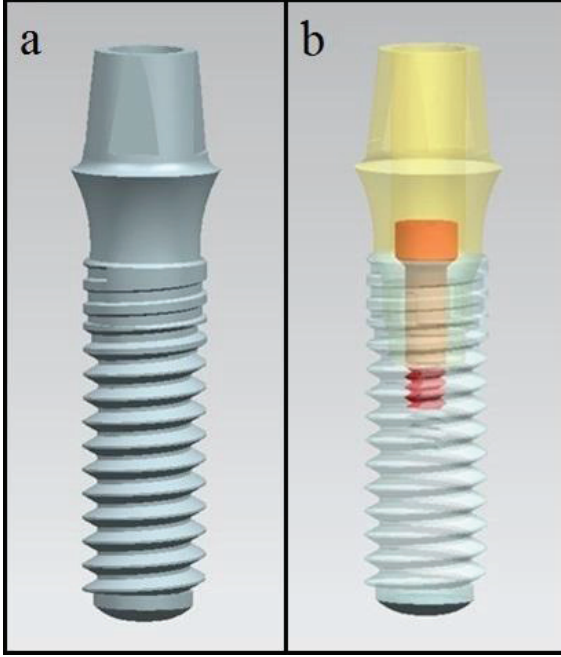
Camlog implantının çalışmada kullanılan açılı abutmentleri ile proksimalden görüntüsü de aşağıda gösterilmiştir (Şekil 15).



Şekil 15. Camlog implant üstü abutment görünümü (a) 15 derece ve (b) 30 derece açılı abutment

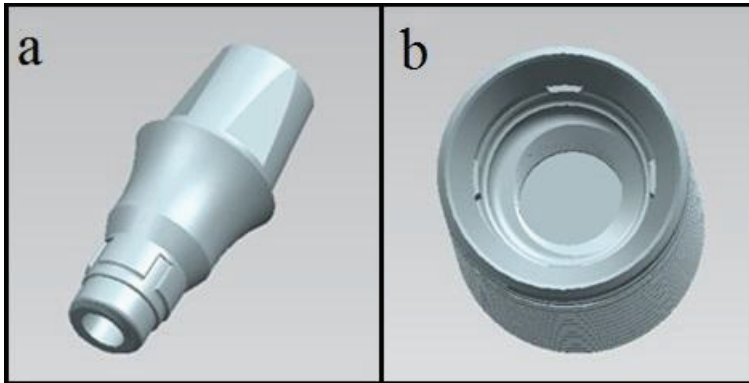
3.1.3. Straumann İmplantı

Straumann (Basel, Switzerland) implantı Cross fit bağlantı tasarımına sahiptir. Firma verilerine bağlı kalınarak 12 mm boy ve 4,1 mm çap olarak modellendi (Şekil 16).



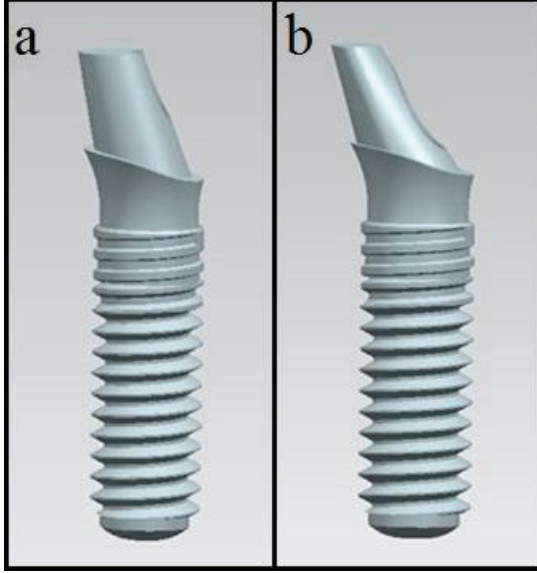
Şekil 16. Straumann implant üstü abutment (a) standart ve (b) görsel görünümü

Straumann implantındaki Cross fit implant abutment bağlantı sisteminde, abutmentin apikalden ve implantın okluzalden görüntüsü aşağıda gösterilmiştir (Şekil 17).



Şekil 17. Straumann (a) apikalden abutment ve (b) okluzalden implant görünümü

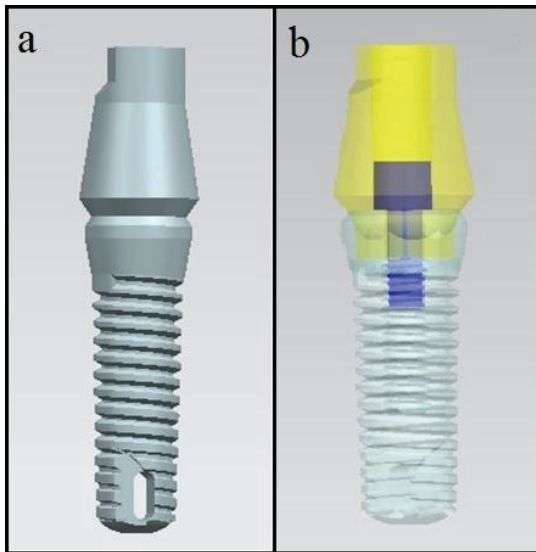
Straumann implantının çalışmada kullanılacak açılı abutmentları ile proksimalden görüntüsü de aşağıda gösterilmiştir (Şekil 18).



Şekil 18. Straumann implant üstü abutment görünümü (a) 15 derece ve (b) 30 derece açılı abutment

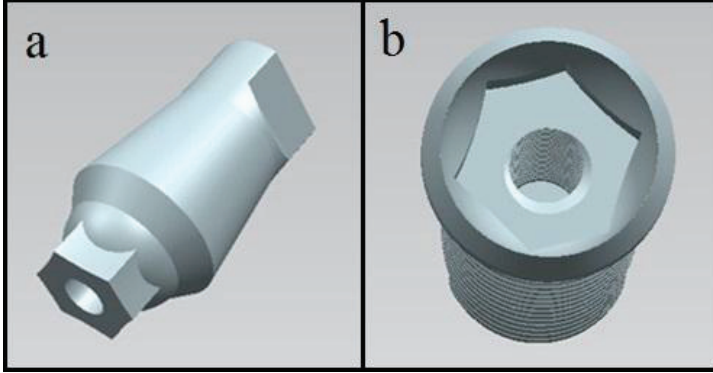
3.1.4. Zimmer Tapered Screw-Vent Tip İmplantı

Zimmer (Carlsbad, CA, USA) Tapered Screw-Vent tip implantı friction fit bağlantı tasarımına sahiptir. Firma verilerine bağlı kalınarak 13 mm boy ve 4,1 mm çap olarak modellendi (Şekil 19).



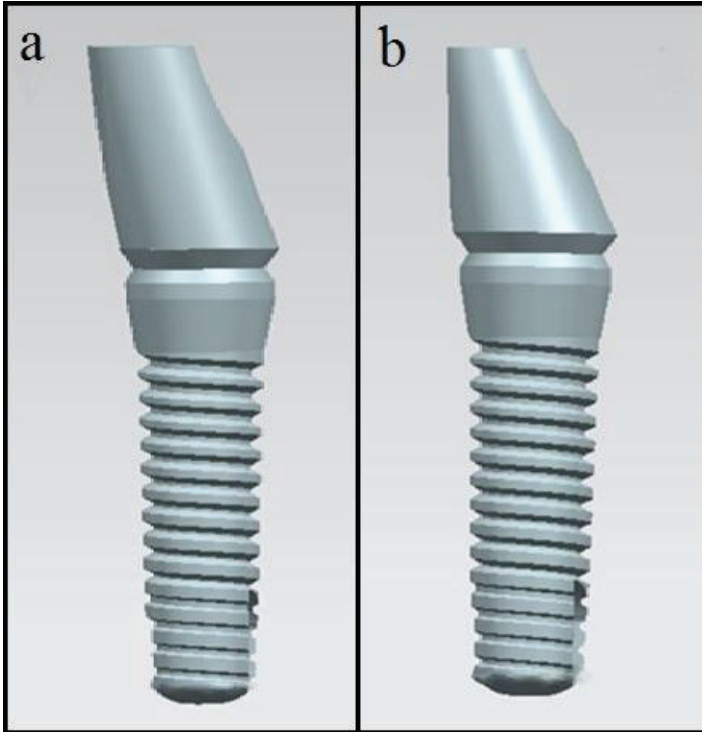
Şekil 19. Zimmer implant üstü abutment (a) standart ve (b) görsel görünümü

Zimmer Tapered Screw-Vent tip implantındaki friction fit implant abutment bağlantı sisteminde, abutmentin apikalden ve implantın okluzalden görüntüsü aşağıda gösterilmiştir (Şekil 20).



Şekil 20. Zimmer (a) apikalden abutment ve (b) okluzalden implant görünümü

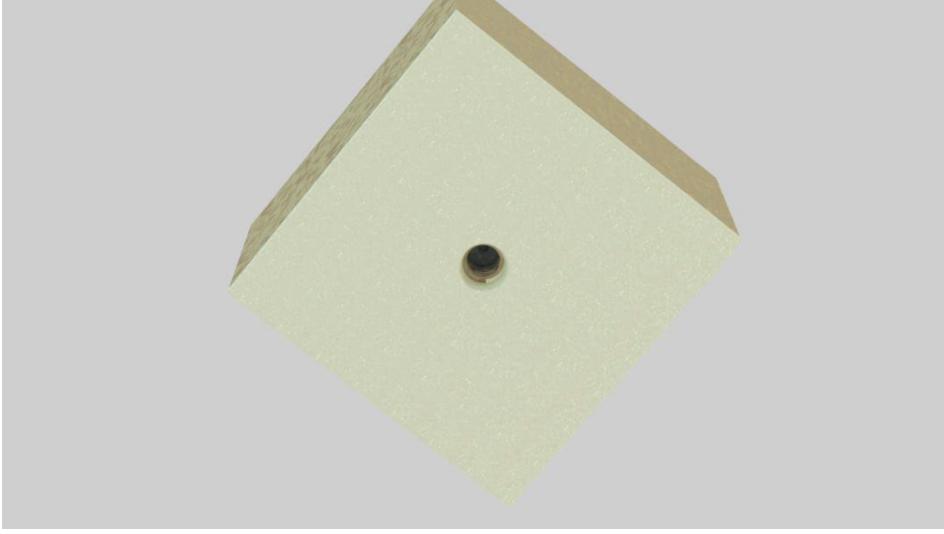
Zimmer implantının çalışmada kullanılan açılı abutmentleri ile proksimalden görüntüsü de aşağıda gösterilmiştir (Şekil 21).



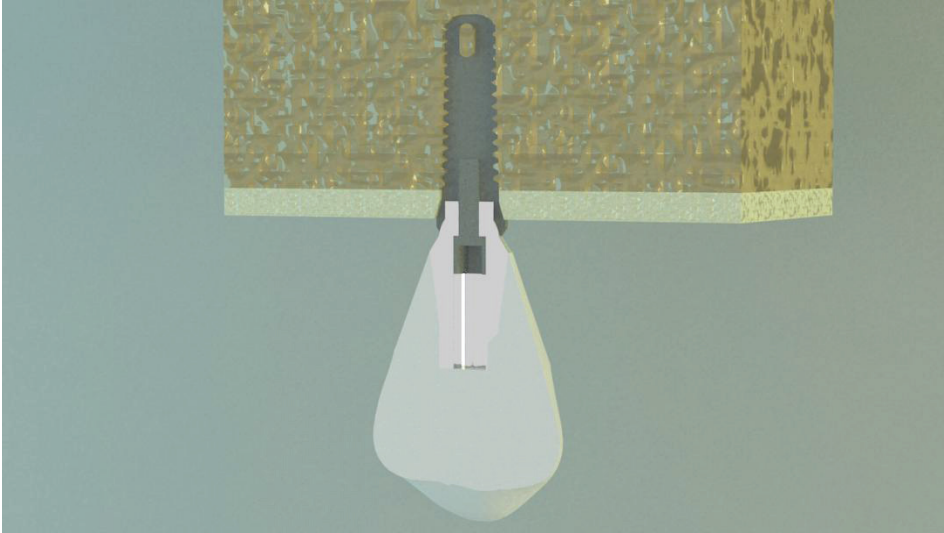
Şekil 21. Zimmer implant üstü abutment görünümü (a) 15 derece ve (b) 30 derece açılı abutment

3.2. Kemik Modellemesi ve İmplantların Kemik İçi Görüntüsü

Kemik modellemesi, blok kemik olarak tasarlandı. Rhinoceros yazılımında önce bir kutu modellendi. Kutunun implanta her ekseninde en az 20 mm kalınlıkta olmasına dikkat edildi. Arkasından bu kutudan Boolean yöntemi ile çıkartılmasıyla implant ve kortikal ve spongiöz kemik uyumu sağlandı(Şekil 22). Kortikal kemik kalınlığı 1.5 mm olarak modellendi ve farklı renkte gösterildi (Şekil 23).

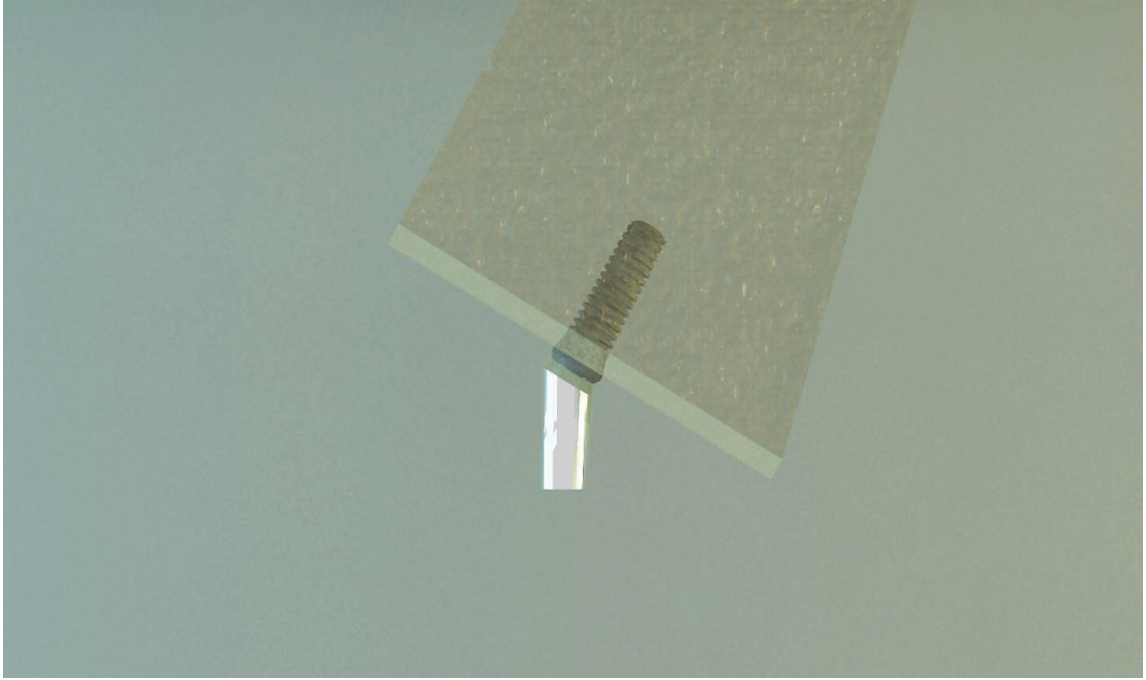


Şekil 22. Kemik görüntüsü.



Şekil 23. Kortikal ve spongiöz kemik ayrımı ve implantın iç yapıları görülecek şekilde kemik içi pozisyonu.

Eğimli yerleştirilen implantların ise kemik içi görüntüsü aşağıdaki gibidir (Şekil 24).



Şekil 24. Eğimli yerleştirilen implantın kemik içi görüntüsü

3.3. Kronun Modellenmesi ve Yükleme Koşulları

Kron st 2. premolar olacak Şekilde tasarlandı. Tedarik edilen dişin büyütülmüş alçı modeli smartOptics tarayıcısında 3 boyutlu tarama işleminden geçirildi. Elde edilen nokta bulutu .stl formatında kaydedildi. Bu formattaki dosyalar Rhinoceros yazılımında açıldı ve burada implantların diğer setlerle uyumu sağlandı. Daha sonra dişin Wheeler atlasındaki ölçülere göre uyumluluğu kontrol edildi. Böylece anatomik açıdan doğru bir diş modeli elde edilmiş oldu. Diş modellerinin VRMesh yazılımıyla implanta ve planlanan alt yapılara göre uygun yerden kesilmesi ve implant modeliyle uyumlanmasıyla kron modeli elde edilmiş oldu (Şekil 25).

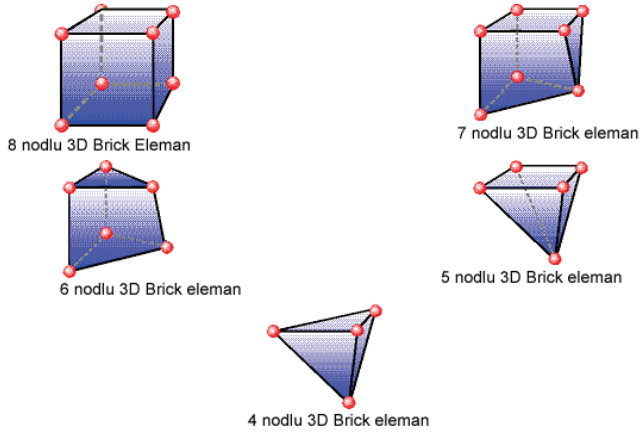


Şekil 25. Modellenen üst premolar diş

Metal altyapı ve porselen olmak üzere iki ayrı tabaka tanımlandı. Metal altyapı Cr-Co olarak tanımlandı ve kalınlığı en az 0,3 mm. olacak şekilde hazırlandı. Metal altyapıdaki sivri köşeler eleman boyutlarının elverdiği ölçüde yumuşatıldı. Düzensiz ve keskin olan formlar düzeltildi. Okluzal yüzey, eleman boyutlarının izin verdiği ölçüde morfolojik yapıya uygun olarak düzenlendi.

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

Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Kemik modellerinde bulunan ve analiz işlemi zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir (Şekil 26).



Şekil 26. Kullanılan eleman tipleri

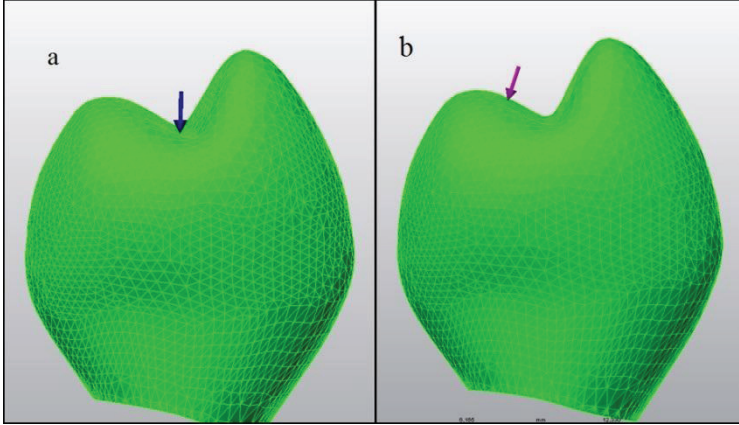
Çalışmanın gerçekçi sonuçlar vermesi için programın el verdiği ölçüde, seçtiğimiz kemik modelinin boyutlarını göz önüne alarak mümkün olduğunca fazla eleman sayısı seçilmiştir.

Matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları Tablo 5'te verilmiştir.

Tablo 5. Eleman ve düğüm sayıları

İMLANT	İMLANT EĞİMİ	ELEMAN SAYISI	DÜĞÜM SAYISI
Biohorizon's	0 Derece	295808	71500
	15 derece	272385	66922
	30 derece	260993	64545
Camlog	0 Derece	223468	47039
	15 derece	220739	46642
	30 derece	233872	58289
Straumann	0 Derece	205233	50676
	15 derece	199822	49791
	30 derece	199755	49721
Zimmer	0 Derece	265845	53077
	15 derece	262213	63776
	30 derece	257413	51267

Yükleme ise, 100 ' er N olarak vertikal ve oblik yönlerden yapıldı. Vertikal yüklem, dişin uzun aksına paralel olacak şekilde santral fossadan, oblik yüklem ise çiğneme kuvvetlerini taklit etmesi açısından lingual cuspın bukkal eğimine 30 derece açıyla olacak şekilde uygulandı (Şekil 27).



Şekil 27. Kron modellemesi ve (a) vertikal kuvvet yönü, (b) oblik kuvvet yönü

3.4. Sınır Koşulları

Sınır koşulları gerilmelerin ve yer değiştirmelerin (deplasman) sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösterir. Cismin durumuna göre belirlenir. Analizi yapılan cismin hangi bölgesine kuvvet uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir (Geng ve ark., 2001). Kemik dokularının yan ve alt yüzeylerinden, 6 Degree of Freedom'da 0 hareket ve rotasyon tanımlandı. Aynı zamanda 3 numaralı dişin mezial yüzünden sadece dikey yöndeki harekete izin verecek şekilde sabitlendi.

4. BULGULAR

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan, kesit görüntülerinin ve düğümlerdeki stres miktarlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve değerlendirilecek stres tiplerinin model ve kullanılan materyallere göre uygun olarak seçilmesidir.

Bir üç boyutlu elemanda en büyük stres değeri, bütün makaslama stres bileşenlerinin 0 olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda basma ve çekme streslerine “principal stress” denir. Principal stres, maksimum, intermediate ve minimum olarak 3’e ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ara değeri göstermektedir.

σ_1 : Maksimum principle stresi simgeler, pozitif değerdir ve tipik olarak en yüksek gerilme stresini simgeler.

σ_3 : Minimum principle stresi simgeler, negatif değerdir ve tipik olarak en yüksek sıkışma stresini simgeler.

Maksimum principle stres ve minimum principle stres, malzemenin çekme (σ_0) ve basma (σ_{oc}) mukavemet değerleri kullanılarak hesaplanır;

$$\sigma_1 / \sigma_0 - \sigma_3 / \sigma_{oc} = 1$$

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir (Tashanki ve ark., 1996).

Kırılğan materyaller için principal stres değerleri önemlidir. En yüksek çekme ve basma stres miktarları kemiğin en yüksek basma ve çekme dayanıklılığını aşmamalıdır. Kortikal kemiğin basma ve çekme dayancı sırasıyla 173 ve 100MPa dır (Misch, 2005).

Von misses stres, çekilebilir materyallerin gerilme dayanıklılığını belirlemek için kullanılan bir terimdir ve 3 principle stres değerinden hesaplanır.

$$\sigma_{vm} = \sqrt{1/2 [(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_1 - \sigma_3)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2]}$$

İmplantlar çekilebilir materyallerdir. İki ve üç boyutlu oluşan streslerin bileşkesinin, materyalin bir boyutta gösterdiği gerilme dayanıklılığı ile karşılaştırılmasıdır. Von misses stresler bileşke streslerdir. Oluşan çekme ve basma

streslerinin bileşkesinin alınması ile elde edilir. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde Von Misses stres değerleri özellikle çekilebilir materyaller için deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır. İmplantlar için Von Misses stres değerleri çekme dayanıcı (yield strength) ile kıyaslanır. İmplantlar için bu değer 550 MPadır. Von Misses stres değerleri bu değeri aştığında başarısızlık görülecektir (İplikçioğlu ve Akça, 2002; Akça ve ark., 2002).

Von Misses stres, gerilme stresi, sıkışma stresi ve yer değiştirmeye ait sonuçlar renklendirilmiş görüntüler olarak kayıt edilmiştir. Bu görüntülerde her renk bir değer aralığını tanımlamaktadır. Değer aralıkları, görüntülerin yan tarafında bulunan skala ile gösterilmektedir. Von Misses stres, gerilme stresi ve yer değiştirme değerleri pozitif değerler olup skalanın üst kısmında, sıkışma stresi değerleri ise negatif değerler olup skalanın alt kısmında hem renk koduyla hem sayılarla gösterilmektedir.

Çalışmada oluşan stresler öncelikle tüm yapıda daha sonra ise ayrı ayrı implant komponentleri ve son olarak kemik üzerindeki dağılımlar olacak şekilde gösterilecektir.

4.1. Tüm Yapıda Oluşan Von Misses Stresler

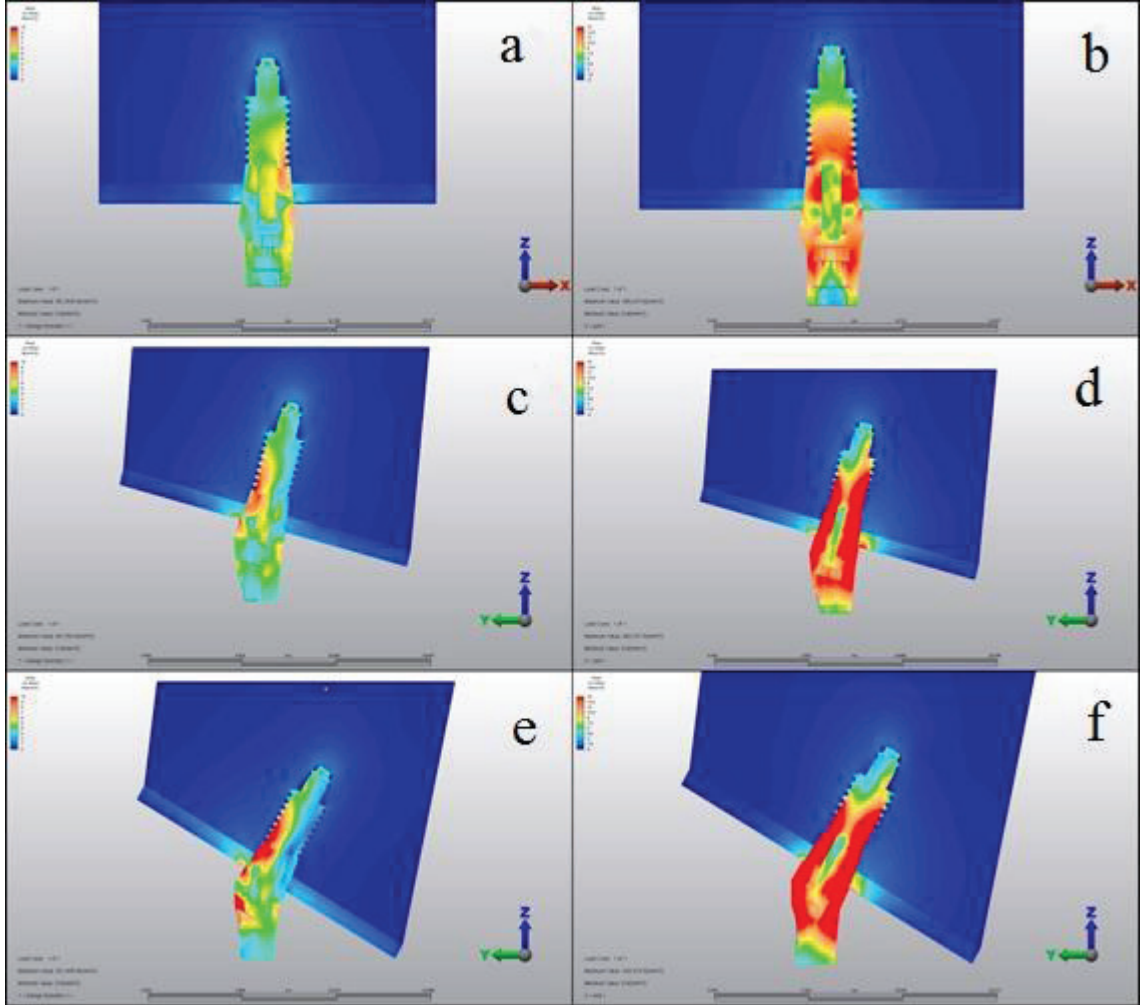
Yapılan analizler sonucu stres değerleri Tablo 6' daki gibi özetlenmiştir.

Tablo 6. Tüm yapıda oluşan Von Misses stres değerleri

TÜM YAPIDA VON MİSSES (N/mm ²)	İMLANT EĞİMİ	DİK YÜKLEME	OBLİK YÜKLEME
Biohorizon's	0 derece	85,1826	305,475
	15 derece	69,156	240,167
	30 derece	92,1499	239,315
Camlog	0 derece	35,8658	204,568
	15 derece	29,4028	185,855
	30 derece	24,396	146,505
Straumann	0 derece	113,534	244,397
	15 derece	309,451	272,667
	30 derece	299,663	274,207
Zimmer	0 derece	62,8126	782,285
	15 derece	49,6731	680,15
	30 derece	46,8541	452,223

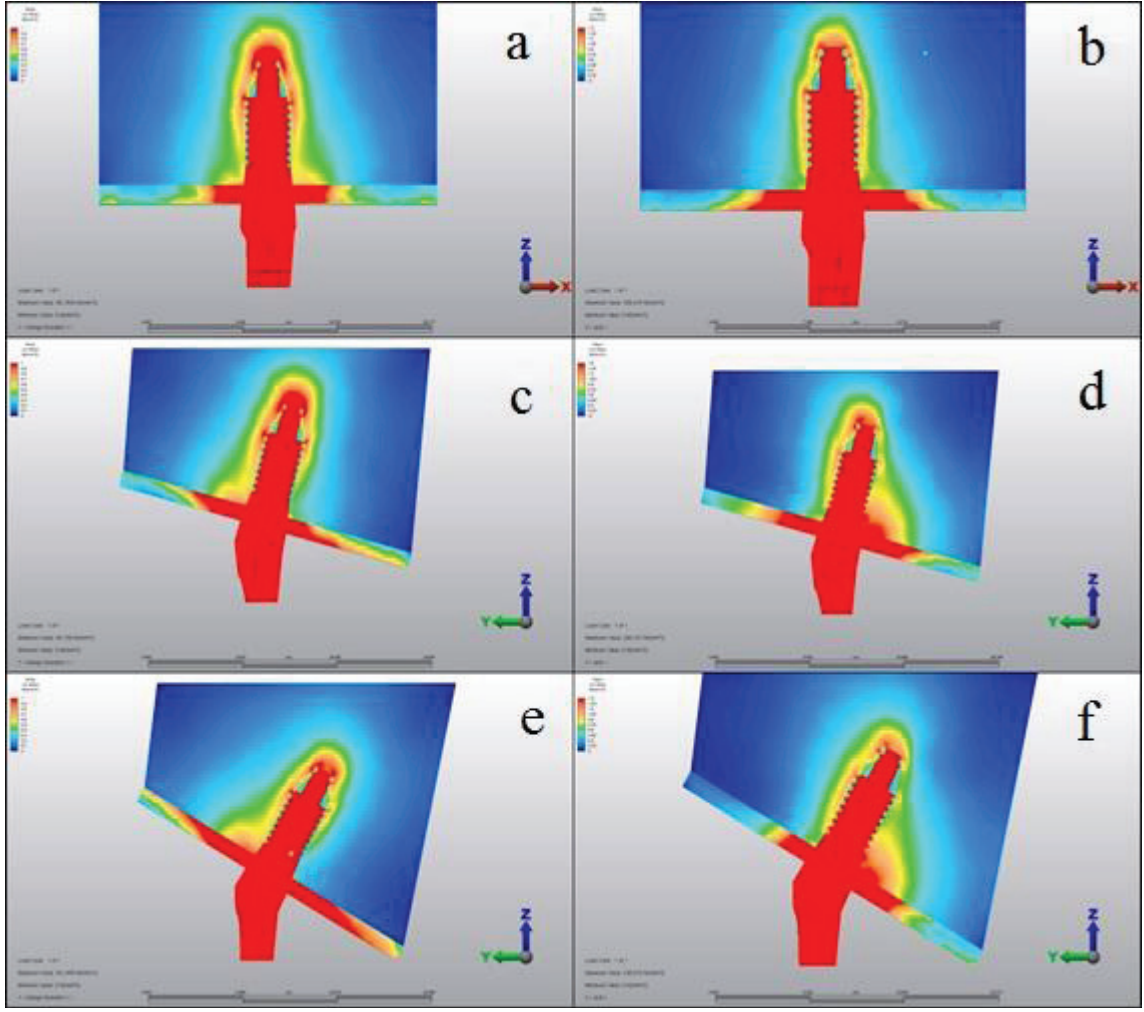
4.1.1. Biohorizon's Tüm Yapıda Oluşan Von Misses Stres Görünümü

Yapılan analizler sonucu Biohorizon's yerleştirilen kemikte ve tüm yapı üzerinde oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 28).



Şekil 28. Biohorizon's tüm yapıda oluşan (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

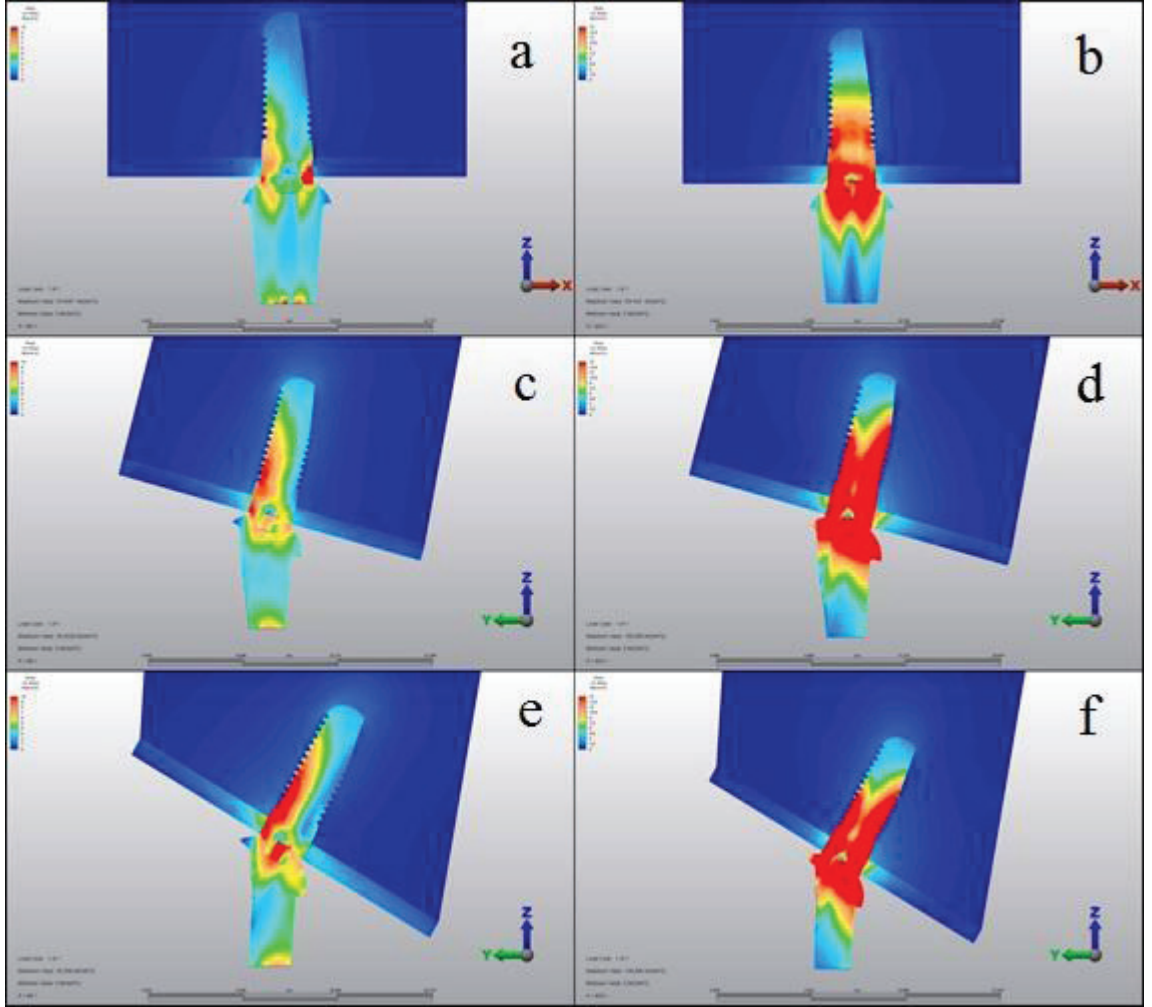
Bu imajlarda daha çok implant komponentleri üzerindeki stres dağılımı görülür. Gelen kuvvetlerin kemiğe yansımaları görebilmek için analizde kullanılan skala daraltılarak gelen kuvvetin kemiğe yansıması da görülebilir (Şekil 29).



Şekil 29. Daraltılmış skalada Biohorizon's yerleştirilen kemikte (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu oluşan stres dağılımı görünümü

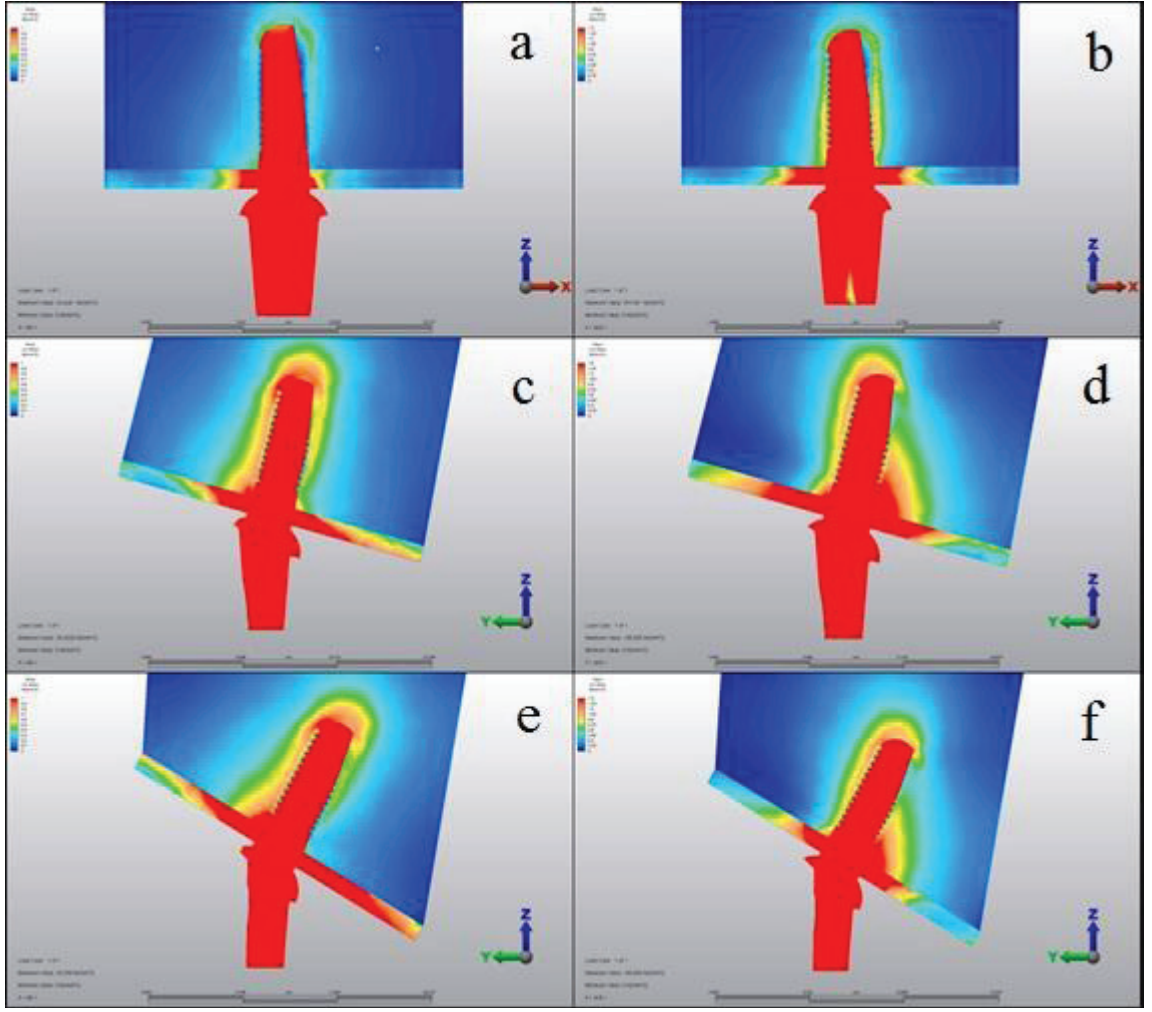
4.1.2. Camlog Tüm Yapıda Oluşan Von Misses Stres Görünümü

Yapılan analizler sonucu Camlog yerleştirilen kemikte ve tüm yapı üzerinde oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 30).



Şekil 30. Camlog tüm yapıda oluşan (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yüklemeye sonucu stres dağılımı görünümü

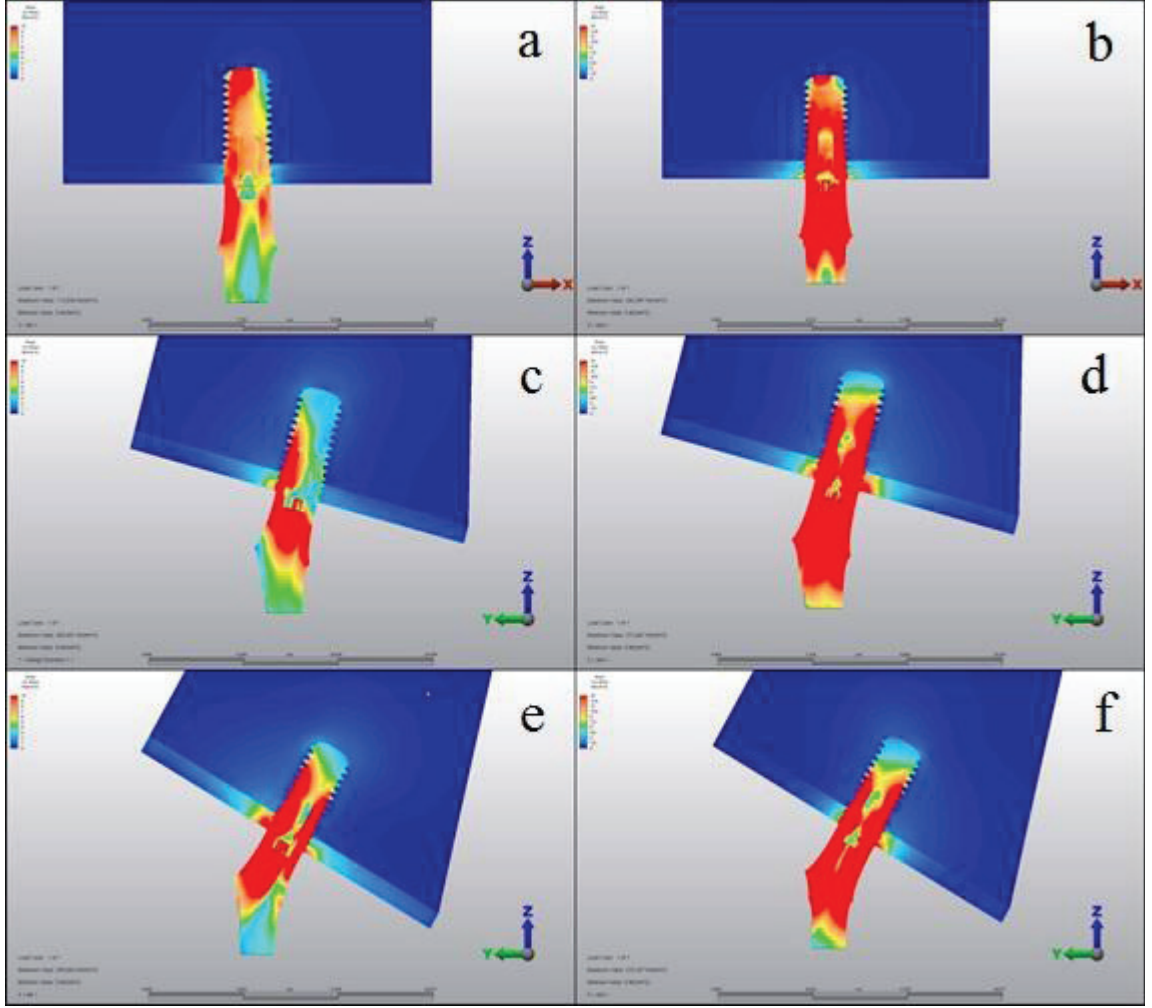
Skala daraltılarak oluşan streslerin kemiğe yansımaları da aşağıdaki gibi görülebilir (Şekil 31).



Şekil 31. Daraltılmış skalada Camlog yerleştirilen kemikte (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu oluşan stres dağılımı görünümü

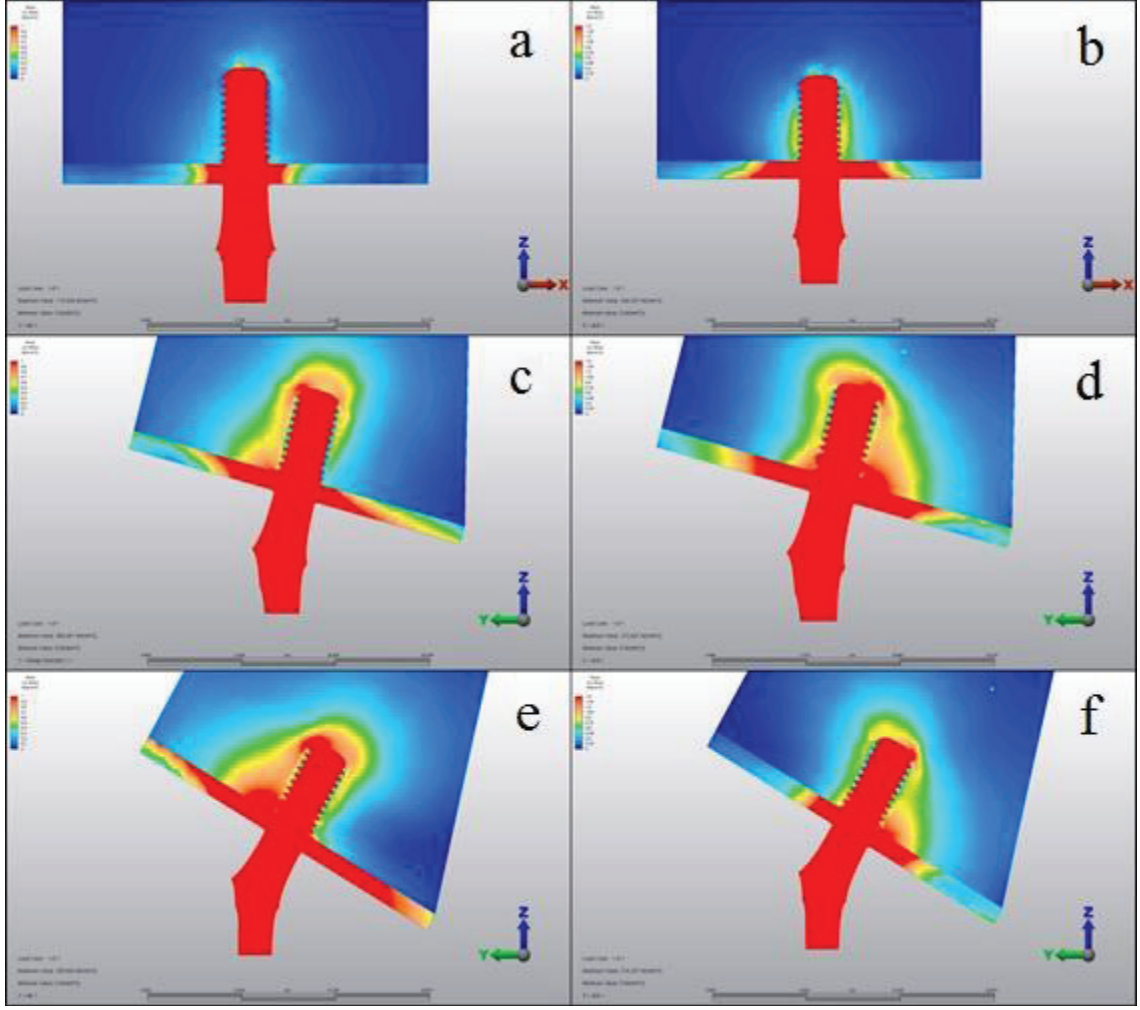
4.1.3. Straumann Tüm Yapıda Oluşan Von Mises Stres Görünümü

Yapılan analizler sonucu Straumann yerleştirilen kemikte ve tüm yapı üzerinde oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 32).



Şekil 32. Straumann tüm yapıda oluşan (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

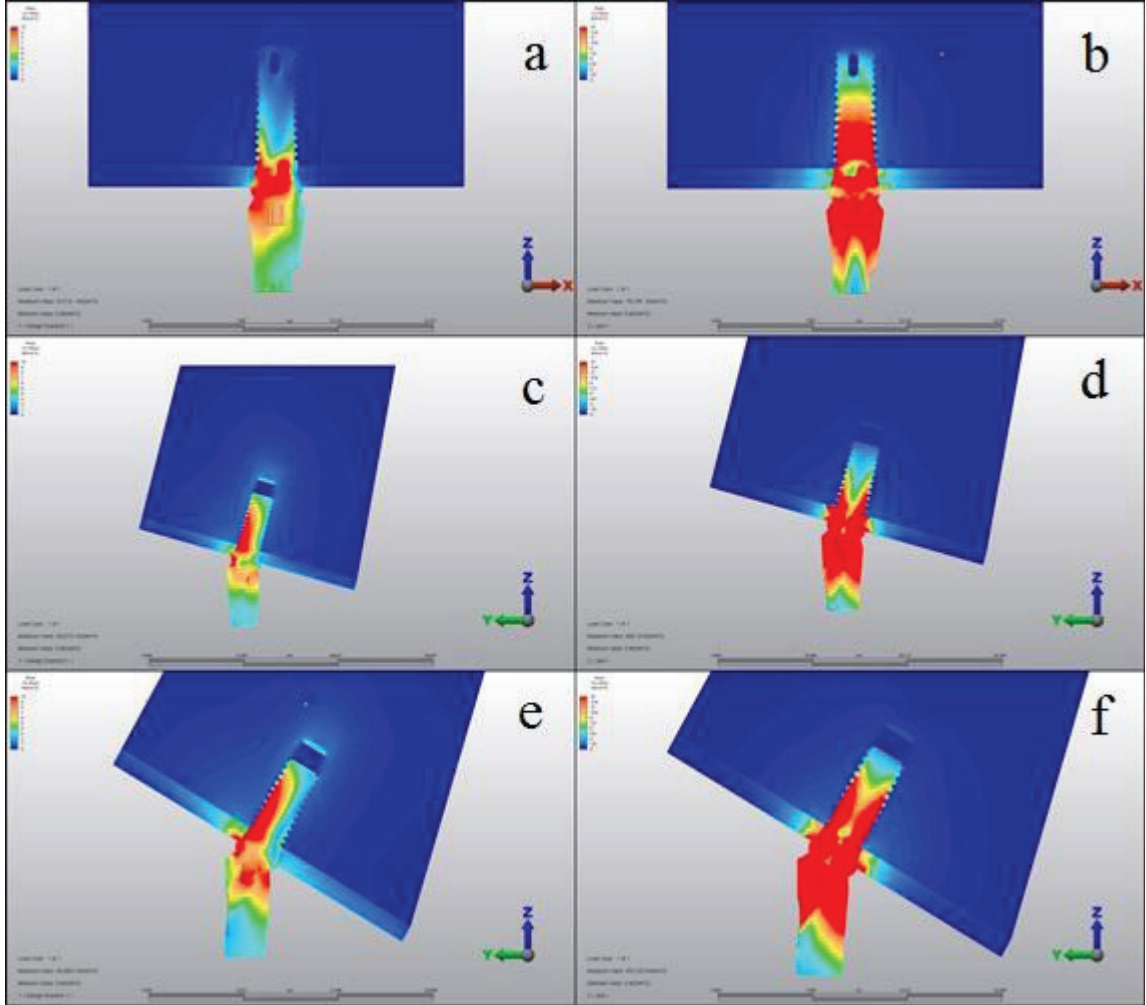
Skala daraltılarak oluşan streslerin kemiğe yansımaları da aşağıdaki gibi görülebilir (Şekil 33).



Şekil 33. Daraltılmış skalada Straumann yerleştirilen kemikte (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu oluşan stres dağılımı görünümü

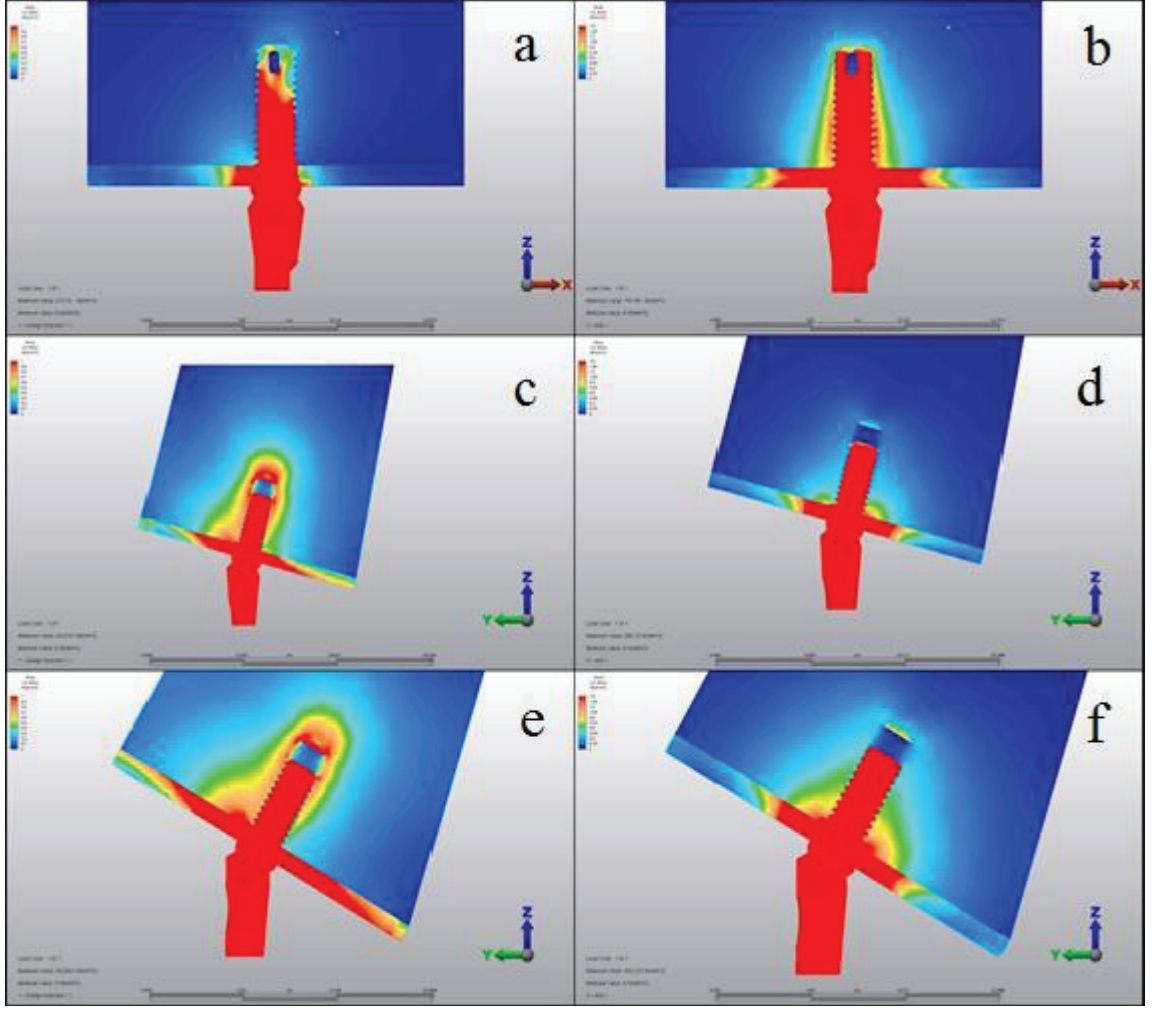
4.1.4. Zimmer Tüm Yapıda Oluşan Von Misses Stres Görünümü

Yapılan analizler sonucu Zimmer yerleştirilen kemikte ve tüm yapı üzerinde oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 34).



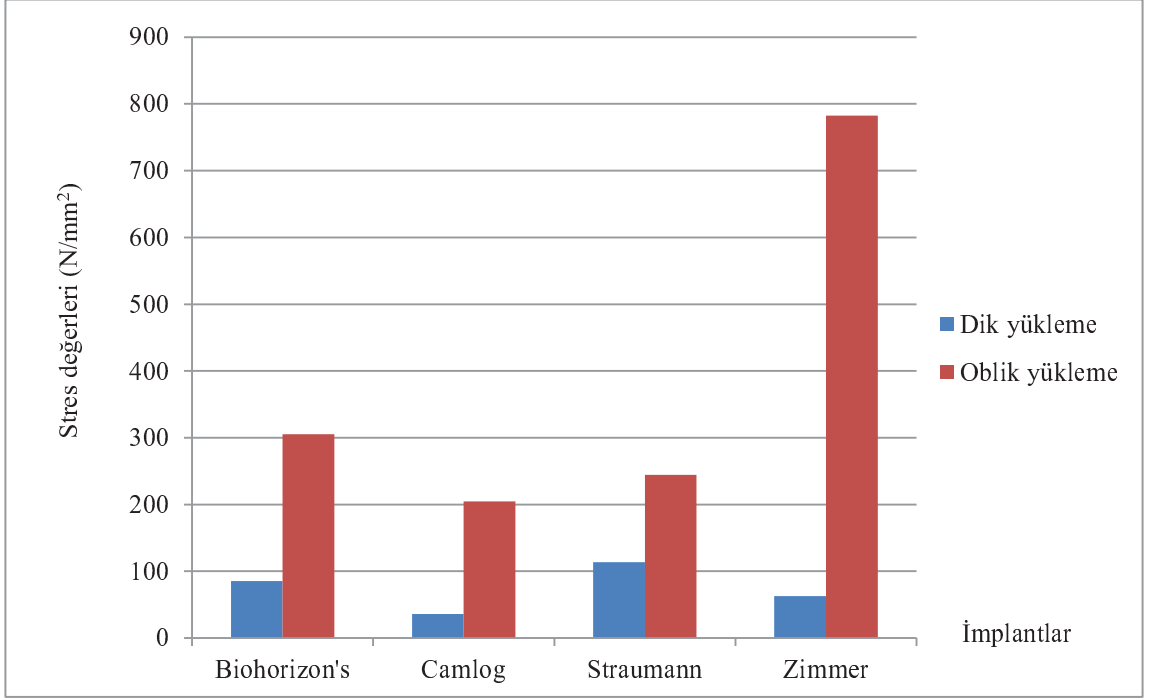
Şekil 34. Zimmer tüm yapıda oluşan (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

Skala daraltılarak oluşan streslerin kemiğe yansıması da aşağıdaki gibi görülebilir (Şekil 35).

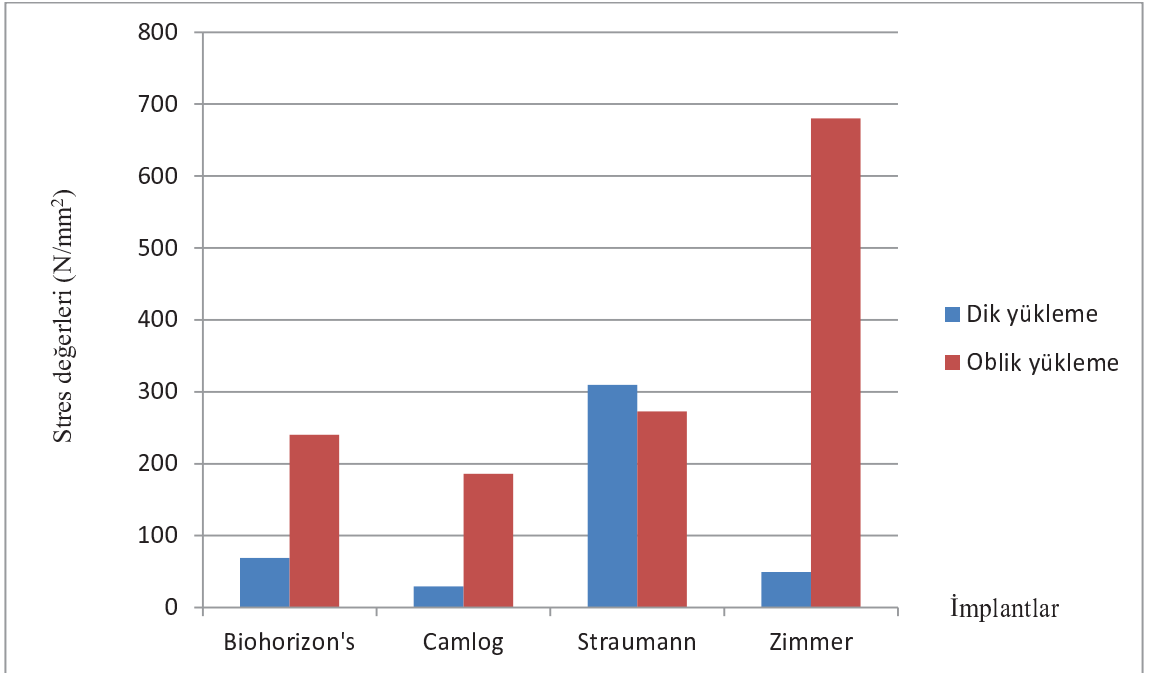


Şekil 35. Daraltılmış skalada Zimmer yerleştirilen kemikte (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu oluşan stres dağılımı görünümü

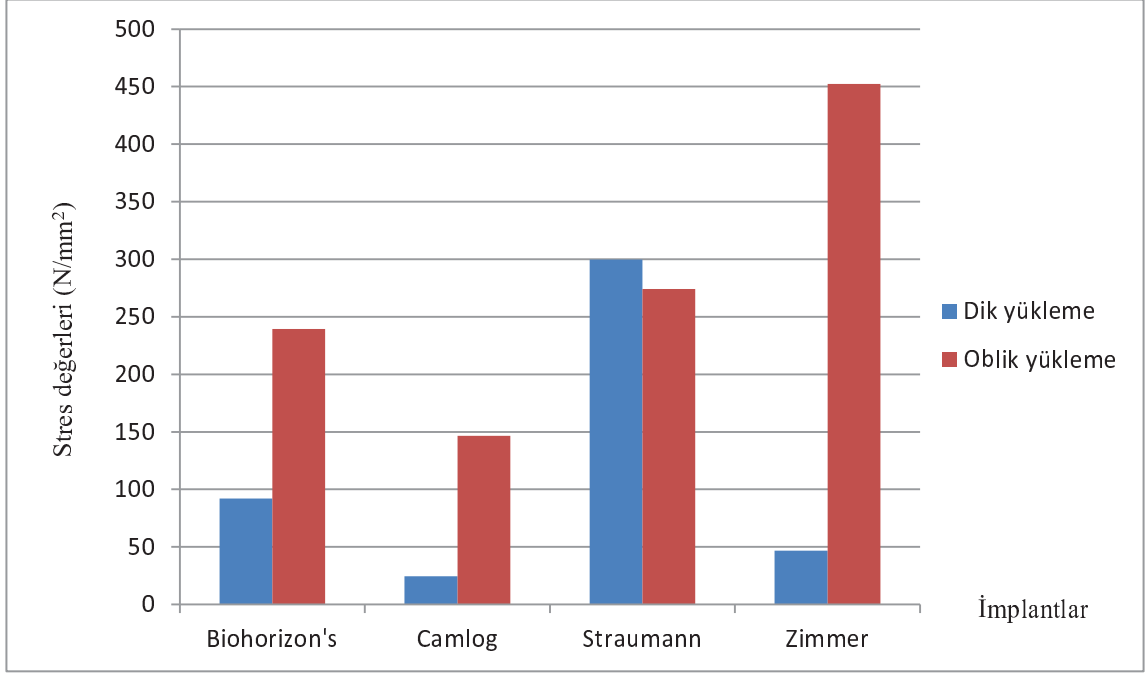
Çalışmada kullanılan implantların farklı eğimlerde yerleştirilmesiyle oluşan streslerin tüm yapı üzerindeki dağılımı aşağıdaki grafiklerle de gösterilmiştir (Şekil 36, 37, 38).



Şekil 36. Tüm yapıya gelen kuvvetlerin 0 derece implantlar üzerindeki dağılımının grafik görüntüsü



Şekil 37. Tüm yapıya gelen kuvvetlerin 15 derece implantlar üzerindeki dağılımının grafik görüntüsü



Şekil 38. Tüm yapıya gelen kuvvetlerin 30 derece implantlar üzerindeki dağılımının grafik görüntüsü

4.2. İmplant Gövdelerinde Oluşan Von Misses Stresler

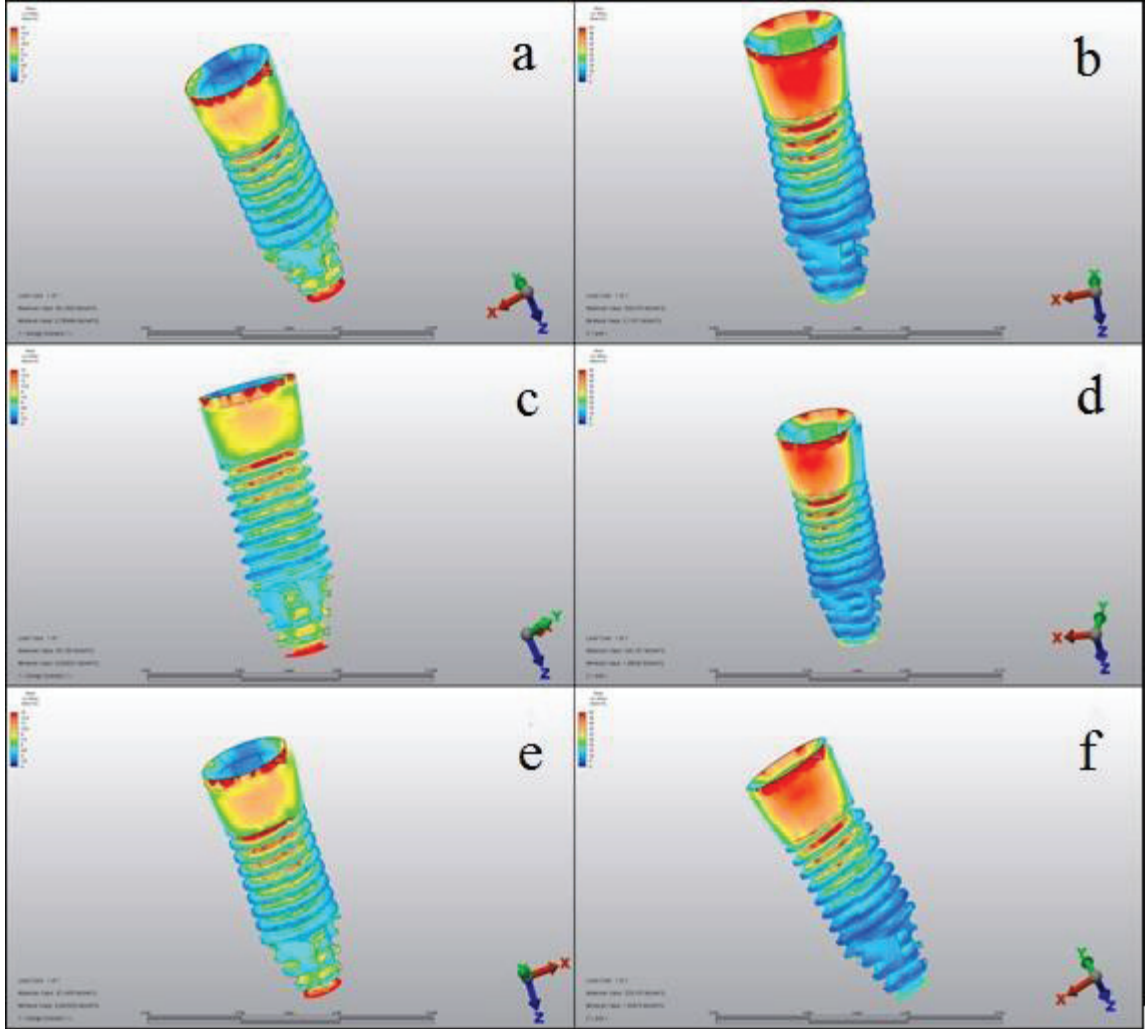
Yapılan analizler sonucu stres değerleri Tablo 7' deki gibi özetlenmiştir.

Tablo 7. İmplant gövdelerinde oluşan Von Misses stres değerleri

İMLANT GÖVDESİ	İMLANT EĞİMİ	DİK YÜKLEME VON MİSSES (N/mm ²)	OBLİK YÜKLEME VON MİSSES (N/mm ²)
Biohorizon's	0 derece	85,1826	305,475
	15 derece	69,156	240,167
	30 derece	92,1499	239,315
Camlog	0 derece	50,5171	110,387
	15 derece	29,4028	119,839
	30 derece	36,2796	113,647
Straumann	0 derece	113,534	183,329
	15 derece	309,451	260,268
	30 derece	299,663	274,207
Zimmer	0 derece	32,0242	307,895
	15 derece	55,3161	337,146
	30 derece	134,337	477,626

4.2.1. Biohorizon's İmplant Gövdesinde Oluşan Stres Görüntüleri

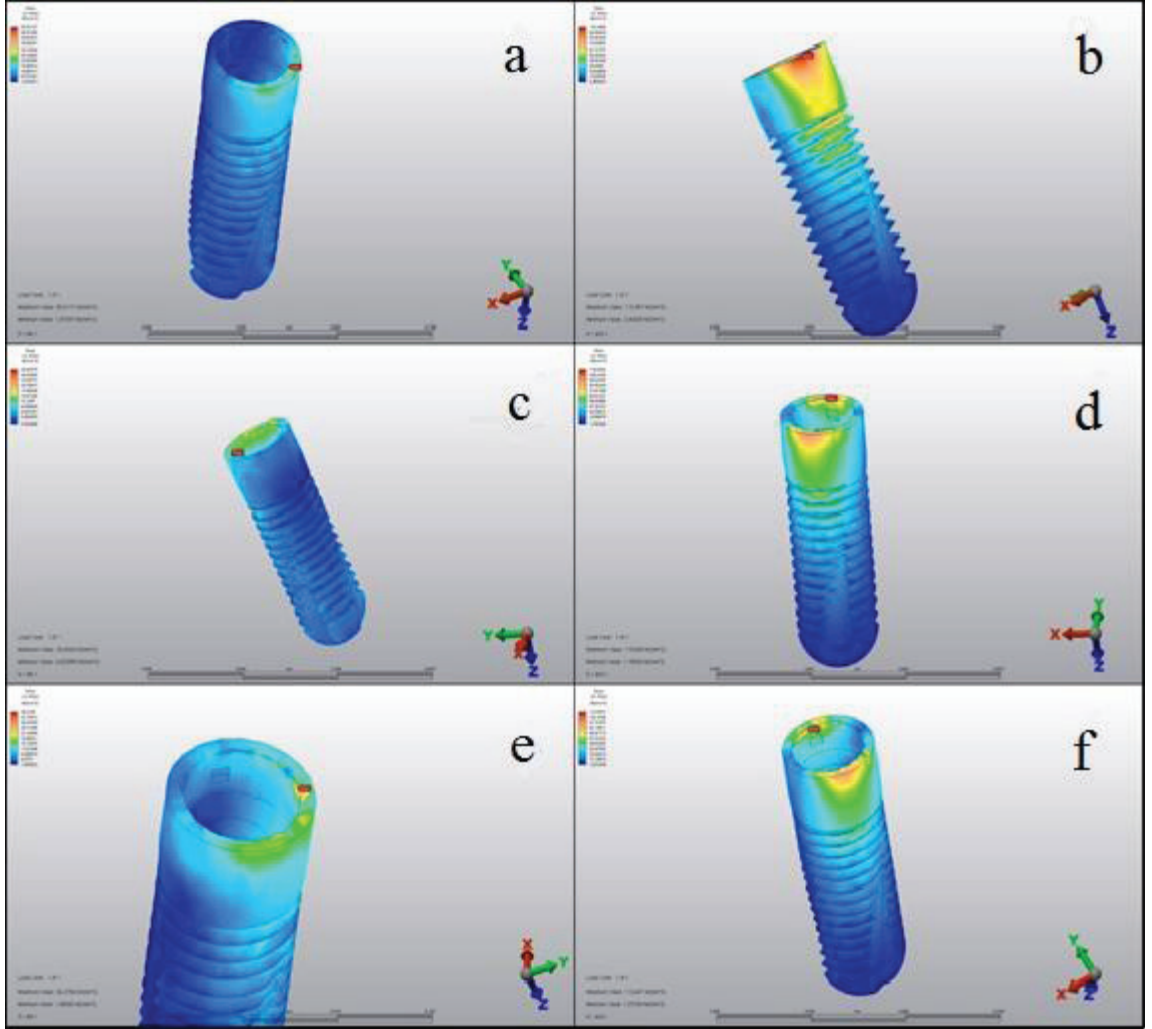
Yapılan analizler sonucu Biohorizon's implant gövdesinde oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 39).



Şekil 39. Biohorizon's implant gövdesi (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.2.2. Camlog İmplant Gövdesinde Oluşan Stres Görüntüleri

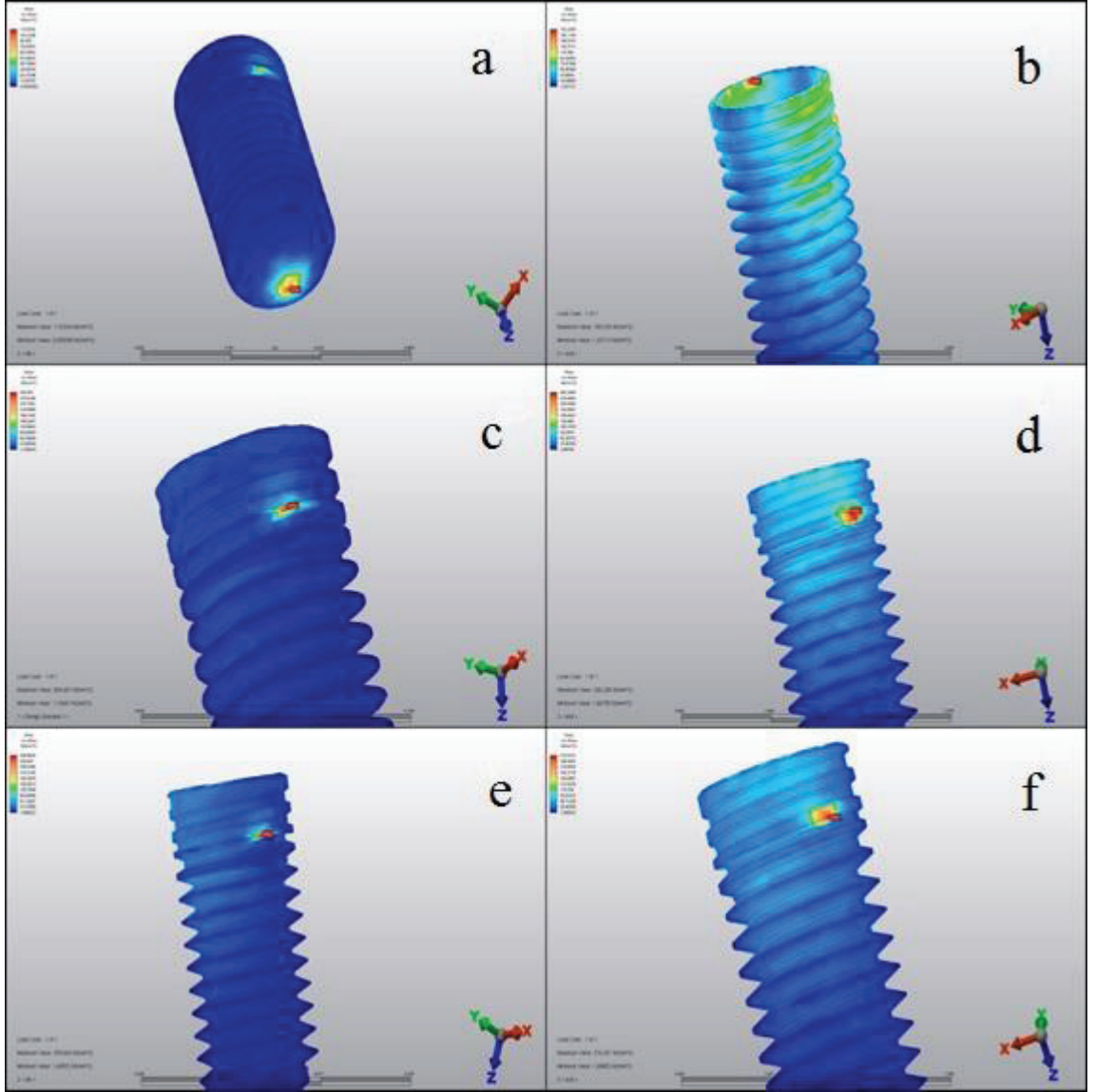
Yapılan analizler sonucu Camlog implant gövdesinde oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 40).



Şekil 40. Camlog implant gövdesi (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yüklemesi sonucu stres dağılımı görünümü

4.2.3. Straumann İmplant Gövdesinde Oluşan Stres Görüntüleri

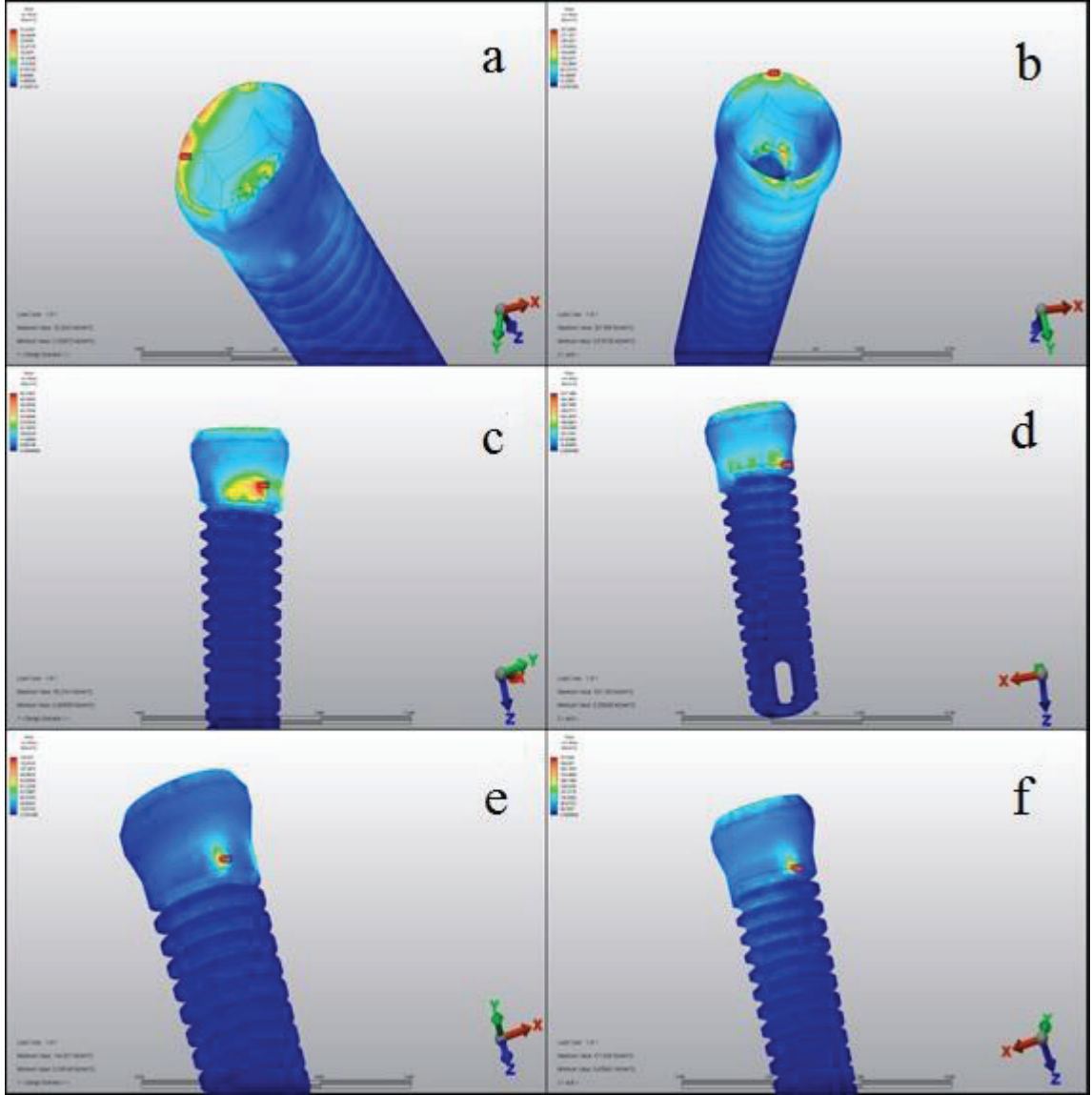
Yapılan analizler sonucu Straumann implant gövdesinde oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 41).



Şekil 41. Straumann implant gövdesi (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.2.4. Zimmer İmplant Gövdesinde Oluşan Stres Görüntüleri

Yapılan analizler sonucu Zimmer implant gövdesinde oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 42).



Şekil 42. Zimmer implant gövdesi (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.3. Abutmentlarda Oluşan Von Misses Stresler

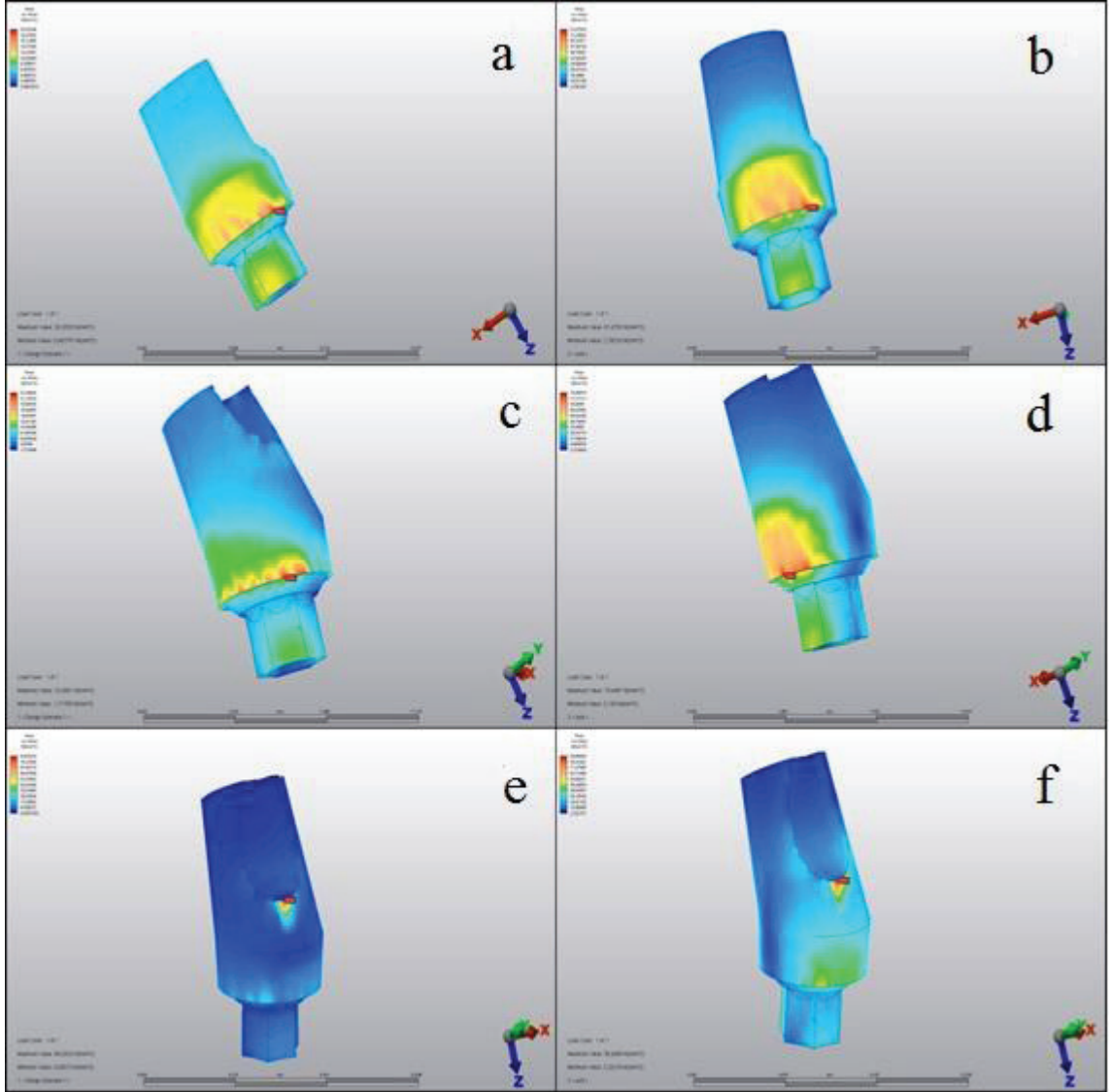
Yapılan analizler sonucu stres değerleri Tablo 8’ deki gibi özetlenmiştir.

Tablo 8. Abutmentlarda oluşan Von Misses stres değerleri

ABUTMENT	İMLANT EĞİMİ	DİK YÜKLEME	OBLİK YÜKLEME
		VON MİSSES (N/mm ²)	VON MİSSES (N/mm ²)
Biohorizon’s	0 derece	20,0325	81,0753
	15 derece	23,3061	79,4487
	30 derece	84,6322	88,66889
Camlog	0 derece	26,7246	111,958
	15 derece	17,063	114,381
	30 derece	20,2376	101,97
Straumann	0 derece	31,7651	177,248
	15 derece	34,7144	146,992
	30 derece	70,1108	122,458
Zimmer	0 derece	22,9259	145,996
	15 derece	27,3233	146,056
	30 derece	28,6973	153,568

4.3.1. Biohorizon's Abumentında Oluşan Stres Görüntüleri

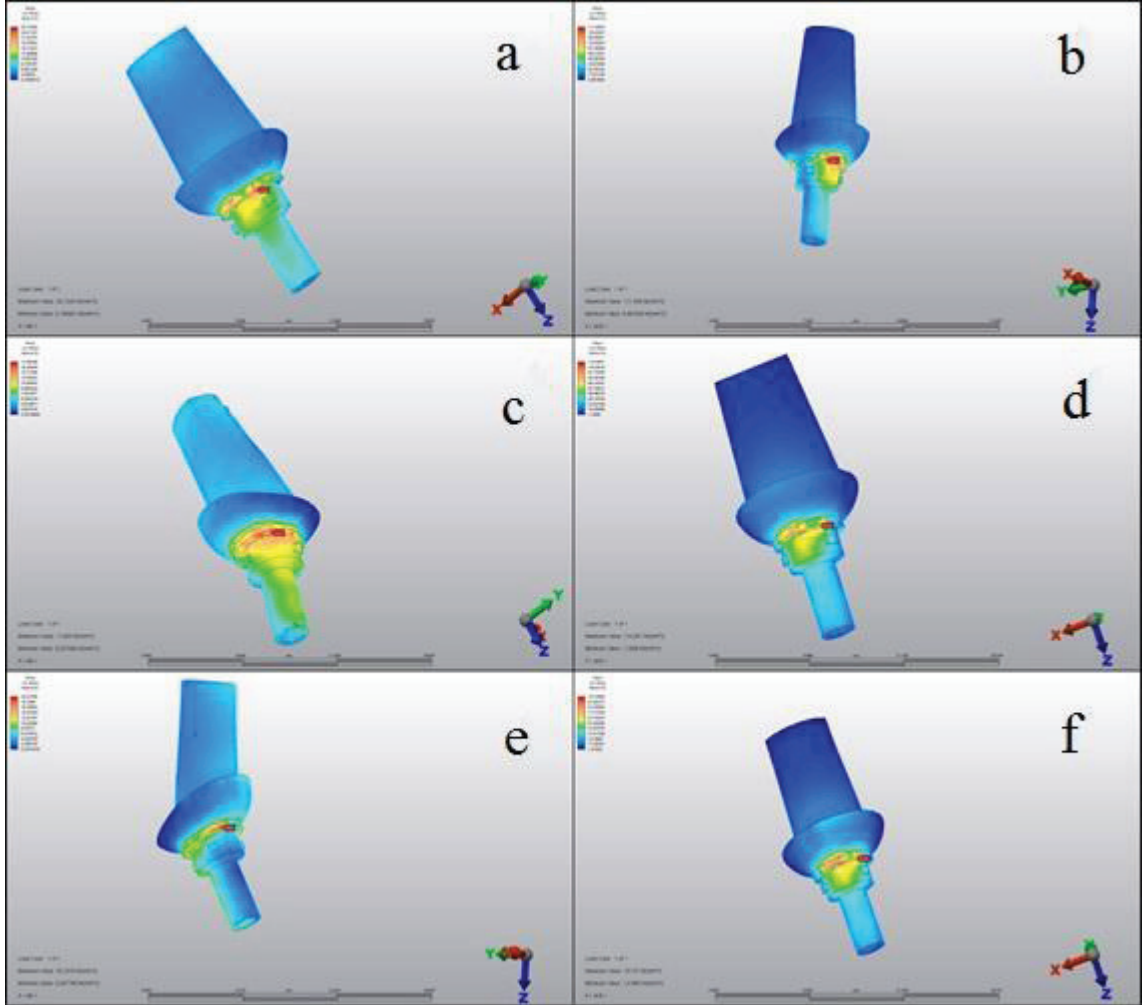
Yapılan analizler sonucu Biohorizon's abutmentında oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 43).



Şekil 43. Biohorizon's abutment (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.3.2. Camlog Abumentında Oluşan Stres Görüntüleri

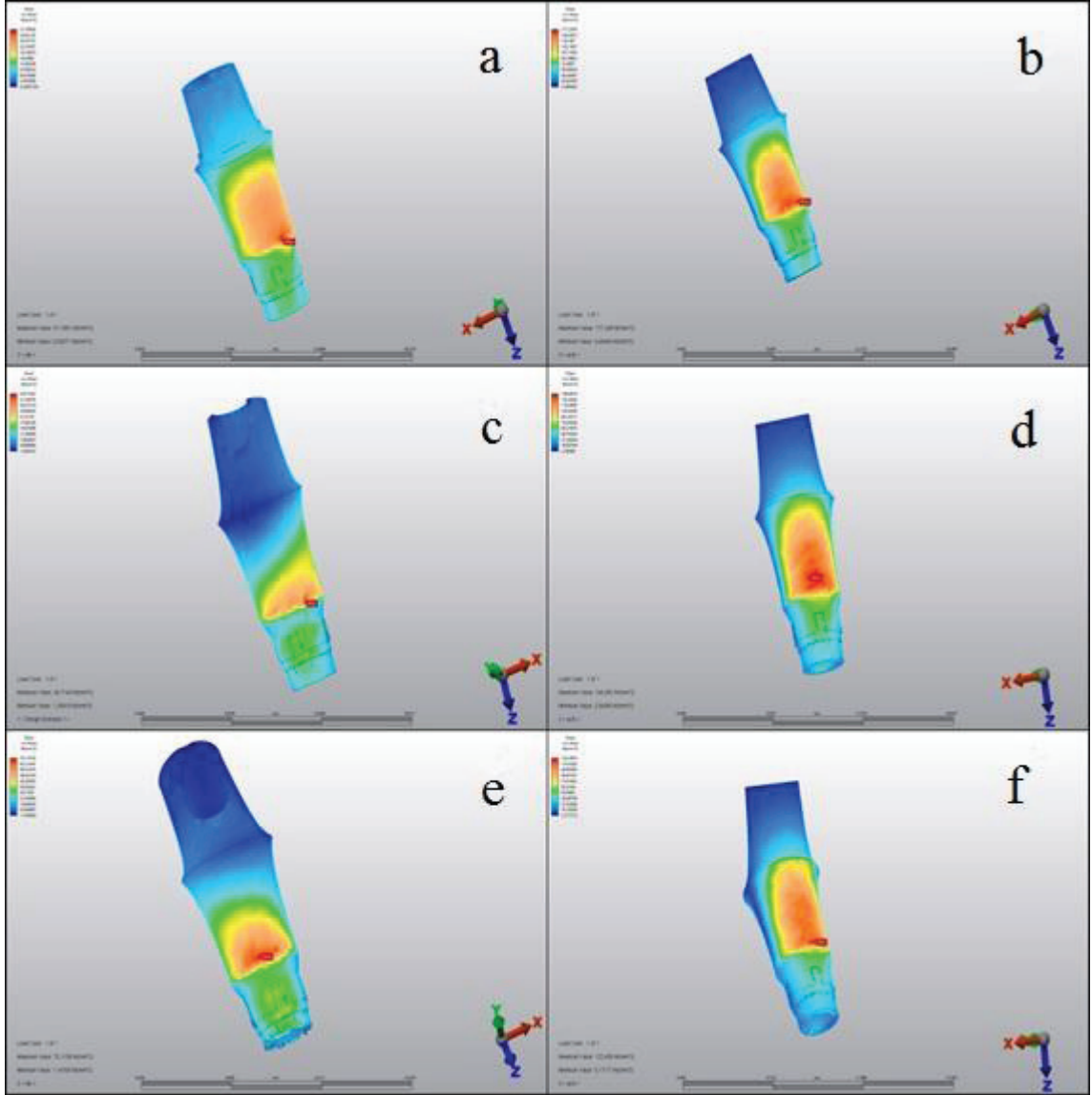
Yapılan analizler sonucu Camlog abutmentında oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 44).



Şekil 44. Camlog abutment (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.3.3. Straumann Abumentında Oluşan Stres Görüntüleri

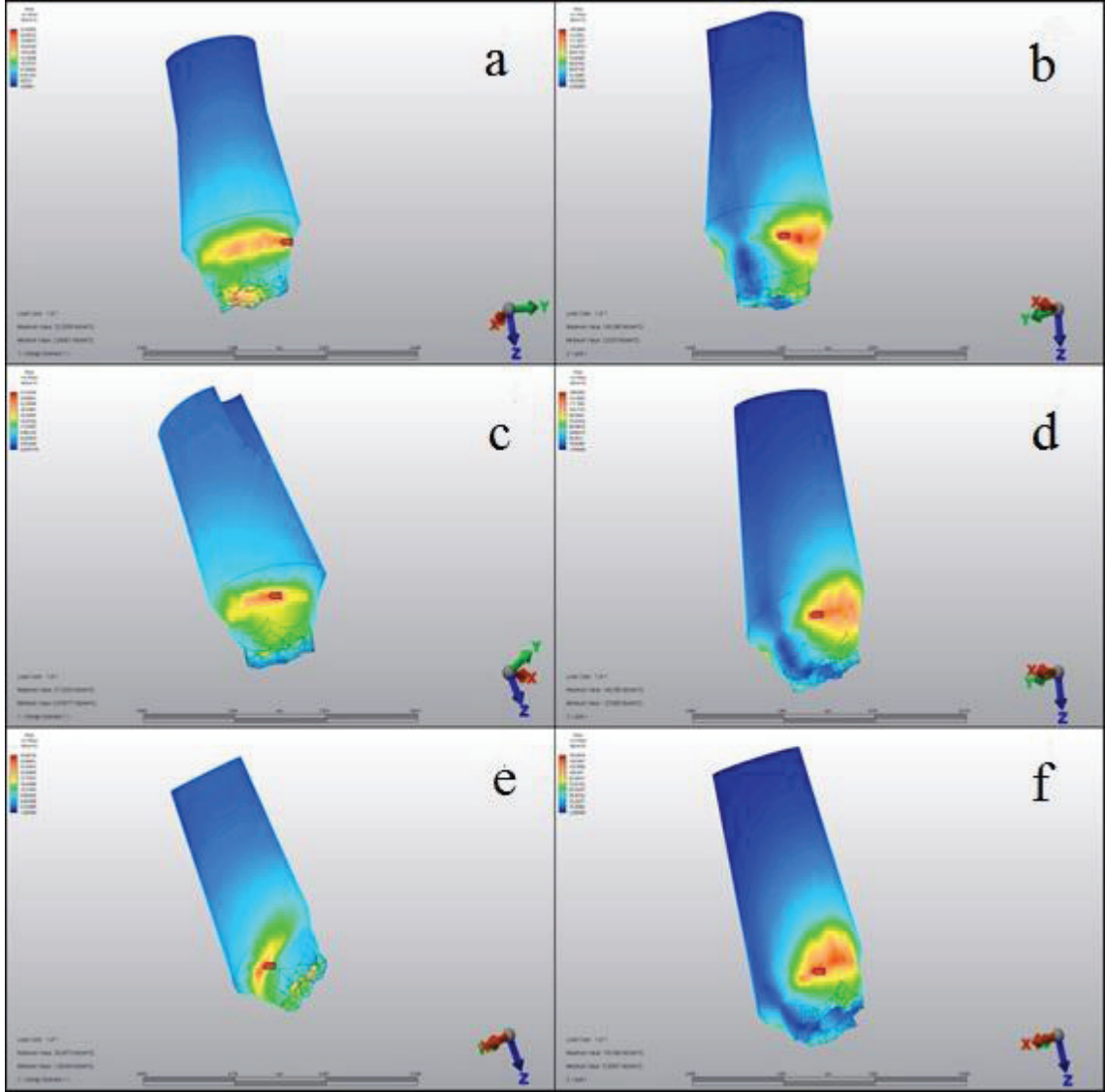
Yapılan analizler sonucu Straumann abutmentında oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 45).



Şekil 45. Straumann abutment (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.3.4. Zimmer Abumentında Oluşan Stres Görüntüleri

Yapılan analizler sonucu Zimmer abutmentında oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 46).



Şekil 46. Zimmer abutment (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yüklemesi sonucu stres dağılımı görünümü

4.4. İmplant İç Vidasında Oluşan Von Misses Stresler

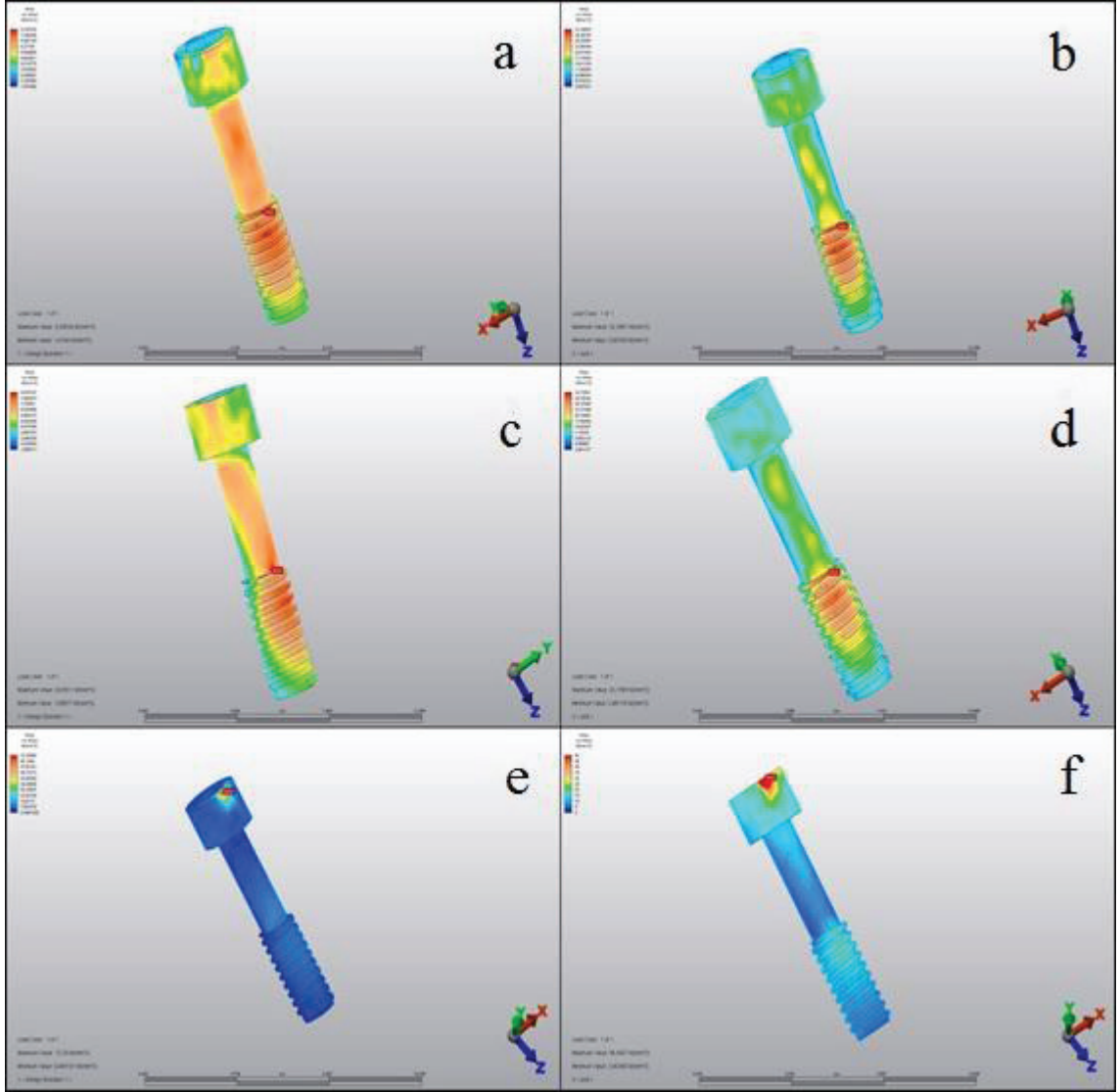
Yapılan analizler sonucu stres değerleri Tablo 9' daki gibi özetlenmiştir.

Tablo 9. İmplant iç vidasında oluşan Von Misses stres değerleri

İMLANT İÇ VIDA	İMLANT EĞİMİ	DİK YÜKLEME VON MİSSES (N/mm ²)	OBLİK YÜKLEME VON MİSSES(N/mm ²)
Biohorizon's	0 derece	8,33534	32,3991
	15 derece	8,67811	32,7359
	30 derece	72,29	94,0827
Camlog	0 derece	7,9924	33,8997
	15 derece	19,2338	27,7231
	30 derece	15,3757	32,2155
Straumann	0 derece	20,7552	101,133
	15 derece	18,187	91,933
	30 derece	39,8313	60,3913
Zimmer	0 derece	11,1099	56,7168
	15 derece	12,9671	161,951
	30 derece	14,6454	186,276

4.4.1. Biohorizon's İç Vidasında Oluşan Stres Görüntüleri

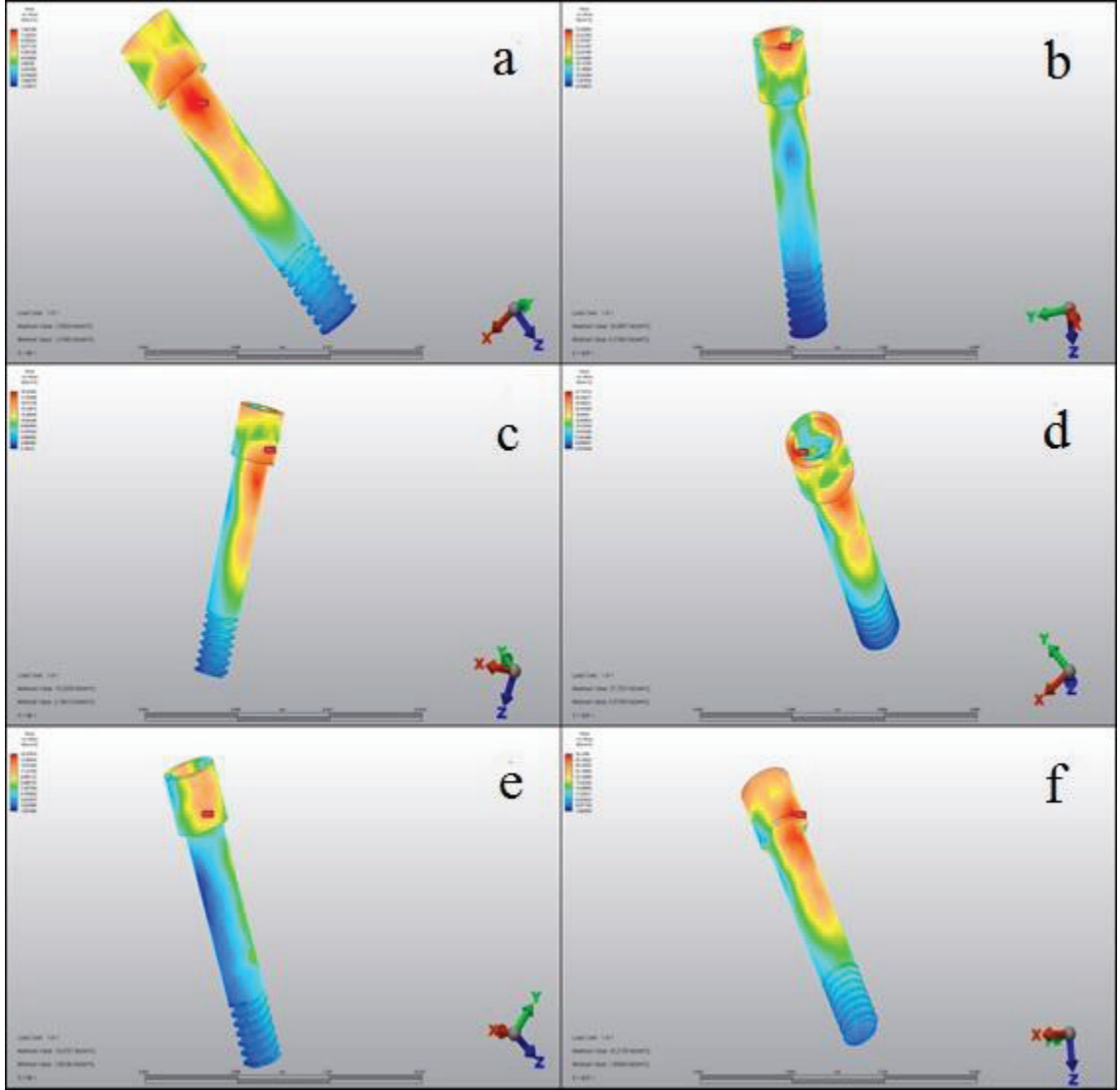
Yapılan analizler sonucu Biohorizon's iç vidasında oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 47).



Şekil 47. Biohorizon's iç vida (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.4.2. Camlog İç Vidasında Oluşan Stres Görüntüleri

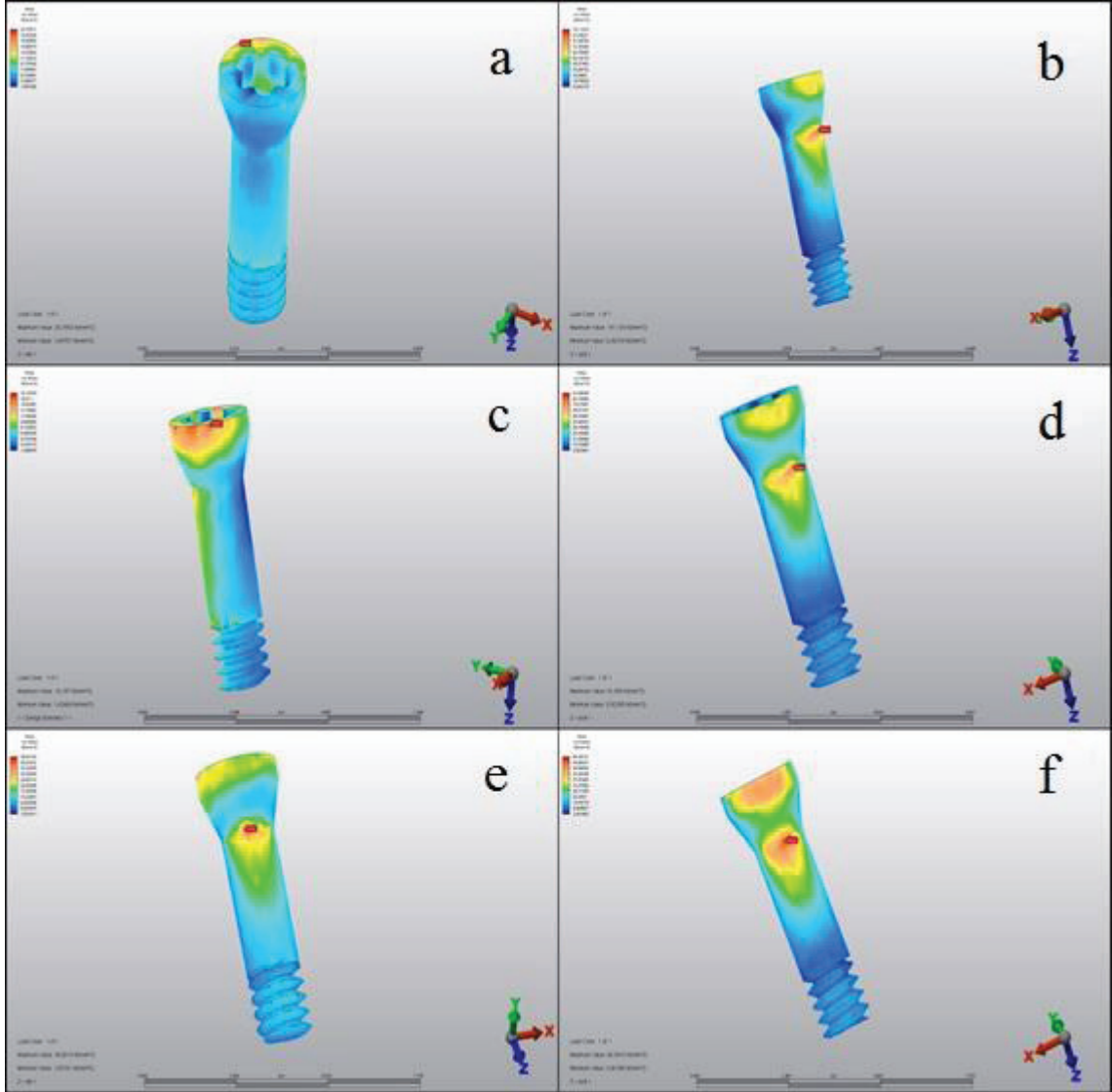
Yapılan analizler sonucu Camlog iç vidasında oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 48).



Şekil 48. Camlog iç vida (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.4.3. Straumann İç Vidasında Oluşan Stres Görüntüleri

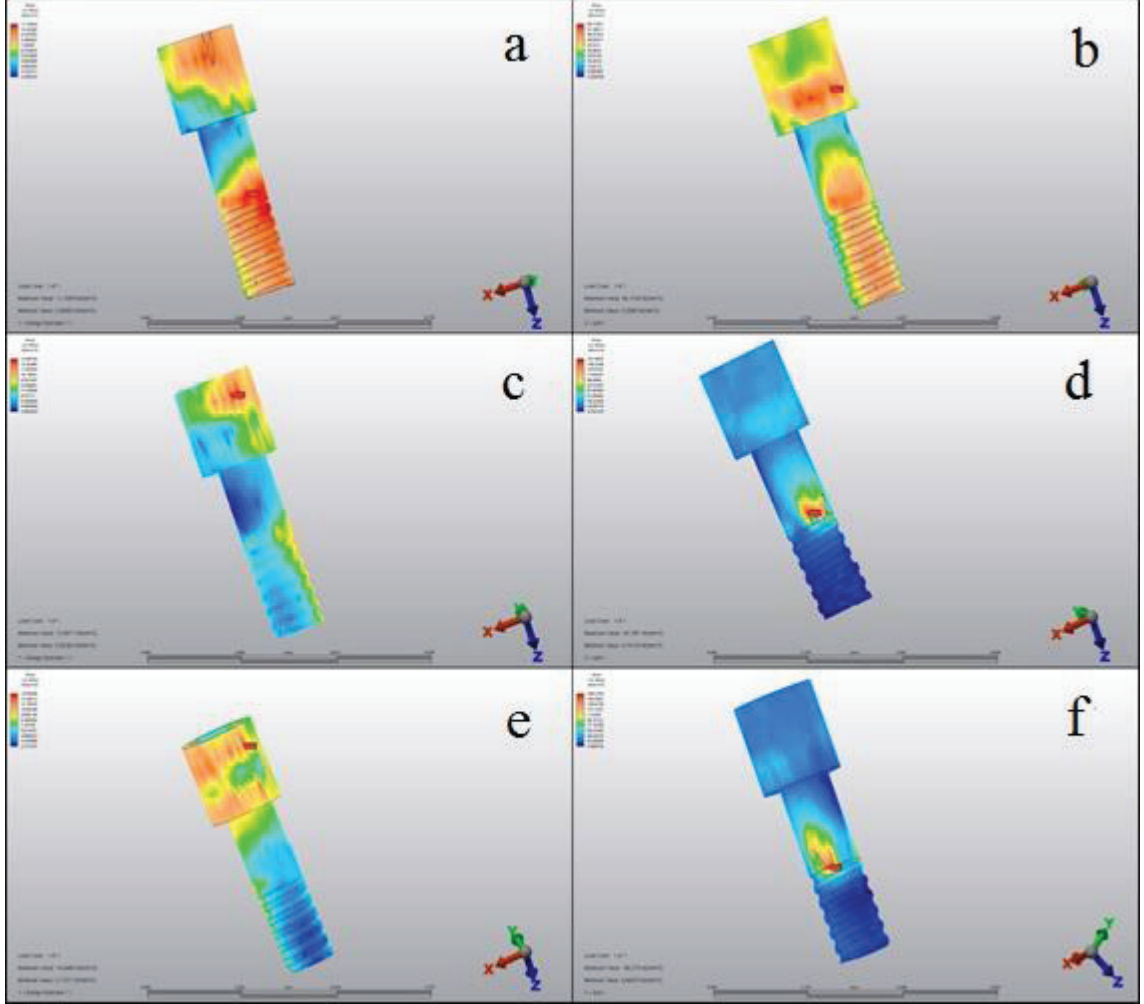
Yapılan analizler sonucu Straumann iç vidasında oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 49).



Şekil 49. Straumann iç vida (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.4.4. Zimmer İç Vidasında Oluşan Stres Görüntüleri

Yapılan analizler sonucu Zimmer iç vidasında oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 50).



Şekil 50. Zimmer iç vida (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.5. Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stresler

Yapılan analizler sonucu stres değerleri Tablo 10 ve 11' deki gibi özetlenmiştir. Kemikteki stres değerleri değerlendirilirken, implant çevresindeki kemik üzerinde tüm modellemeler için aynı yerde olmak üzere 4 farklı yöndeki (bukkal, lingual, distal ve mezial) noktalardan ve implant apeksinden stres değerleri alınmıştır.

Tablo 10. Kortikal kemikte dik yükleme sonucu oluşan Maksimum Principal stres değerleri

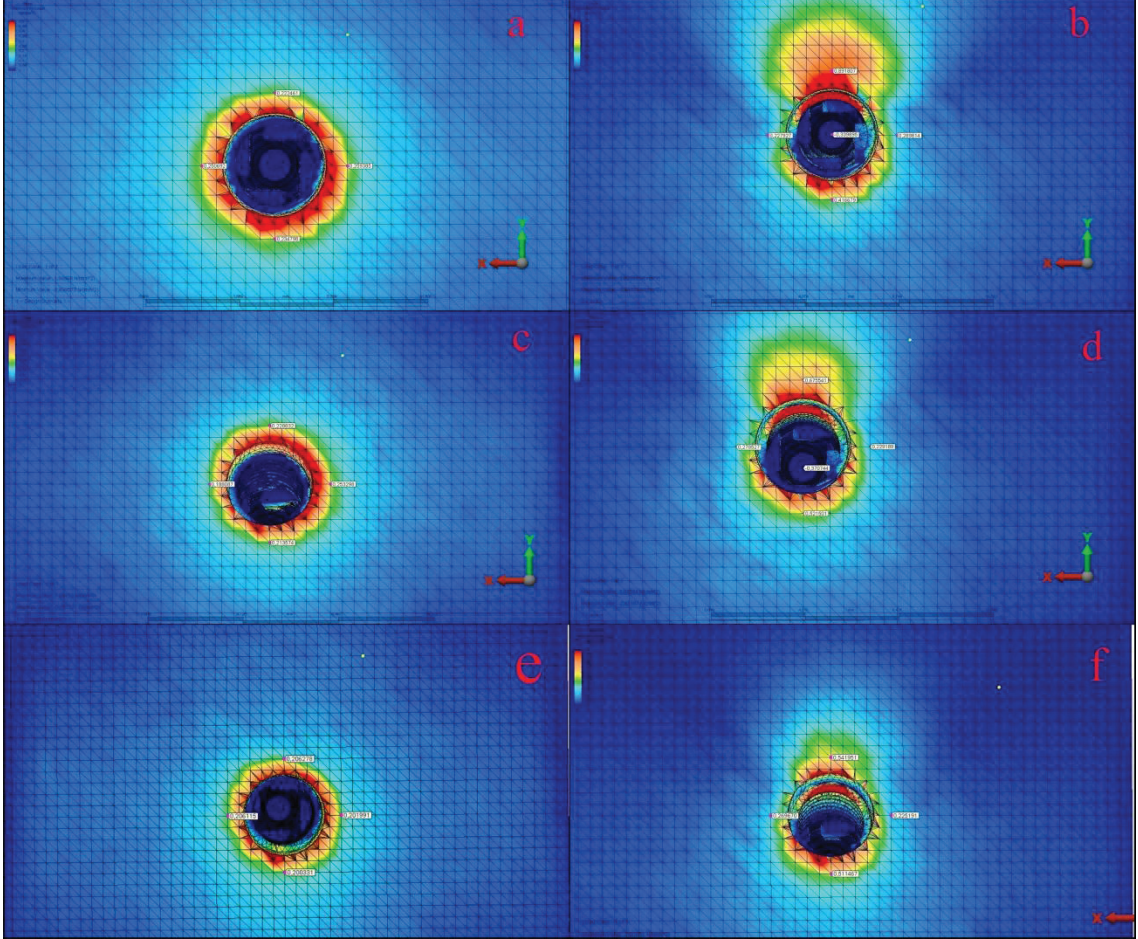
KORTİKAL KEMİKTE MAX. PRİNCİPAL (N/mm ²)	DİK YÜKLEME						
	İmplant Eğimi	Maks. değer	Bukkal	Lingual	Distal	Mezial	Apeks
Biohorizon's	0 derece	1,84868	0,222461	0,234798	0,250692	0,259385	0,001511
	15 derece	1,68153	0,228832	0,213574	0,188087	0,253298	0,002896
	30 derece	7,51219	0,206278	0,200331	0,206115	0,201991	0,005564
Camlog	0 derece	0,454217	0,050913	0,187434	0,066206	0,140319	-0,14431
	15 derece	1,38092	0,292875	0,288247	0,259966	0,317911	-0,38037
	30 derece	1,46757	0,285183	0,349616	0,320211	0,332511	-0,32107
Straumann	0 derece	10,4398	0,028560	0,111250	0,042633	0,098216	0,170897
	15 derece	111,53	0,295193	0,214096	0,356157	0,234483	-0,23505
	30 derece	75,0852	0,406022	0,466374	0,303222	0,244417	-0,03133
Zimmer	0 derece	1,07668	0,021376	0,034795	0,034592	0,058702	0,001524
	15 derece	5,98873	0,012419	0,042687	0,018258	0,013973	0,001736
	30 derece	14,2123	0,044117	0,175539	0,018346	0,040542	0,006730

Tablo 11. Kortikal kemikte oblik yükleme sonucu oluşan Maksimum Principal stres değerleri

KORTİKAL KEMİKTE MAX. PRİNCİPAL (N/mm ²)	OBLİK YÜKLEME						
	İmplant Eğimi	Maks. değer	Bukkal	Lingual	Distal	Mezial	Apeks
Biohorizon's	0 derece	3,60099	0,891807	0,416679	0,227927	0,289814	-0,339895
	15 derece	3,87554	0,675541	0,521501	0,278527	0,229189	-0,370744
	30 derece	2,00051	0,541951	0,511467	0,269670	0,225191	-0,360985
Camlog	0 derece	3,05687	0,882293	0,531083	0,190964	0,239764	-0,134970
	15 derece	2,50189	1,087604	0,913721	0,342418	0,304012	-0,136043
	30 derece	2,63988	0,957939	1,037656	0,446839	0,326759	-0,311257
Straumann	0 derece	20,2001	1,573128	0,361927	0,222201	0,236404	0,351460
	15 derece	234,81	1,096594	0,620992	0,309635	0,275749	0,275691
	30 derece	198,767	0,593459	0,560060	0,344828	0,258719	0,055380
Zimmer	0 derece	5,19664	1,665351	0,668054	0,293135	0,408529	0,074225
	15 derece	50,4208	0,693703	0,246956	0,185861	0,147791	0,061238
	30 derece	7,61882	1,191889	0,475368	0,162602	0,318182	0,058055

4.5.1. Biohorizon's Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Görünümü

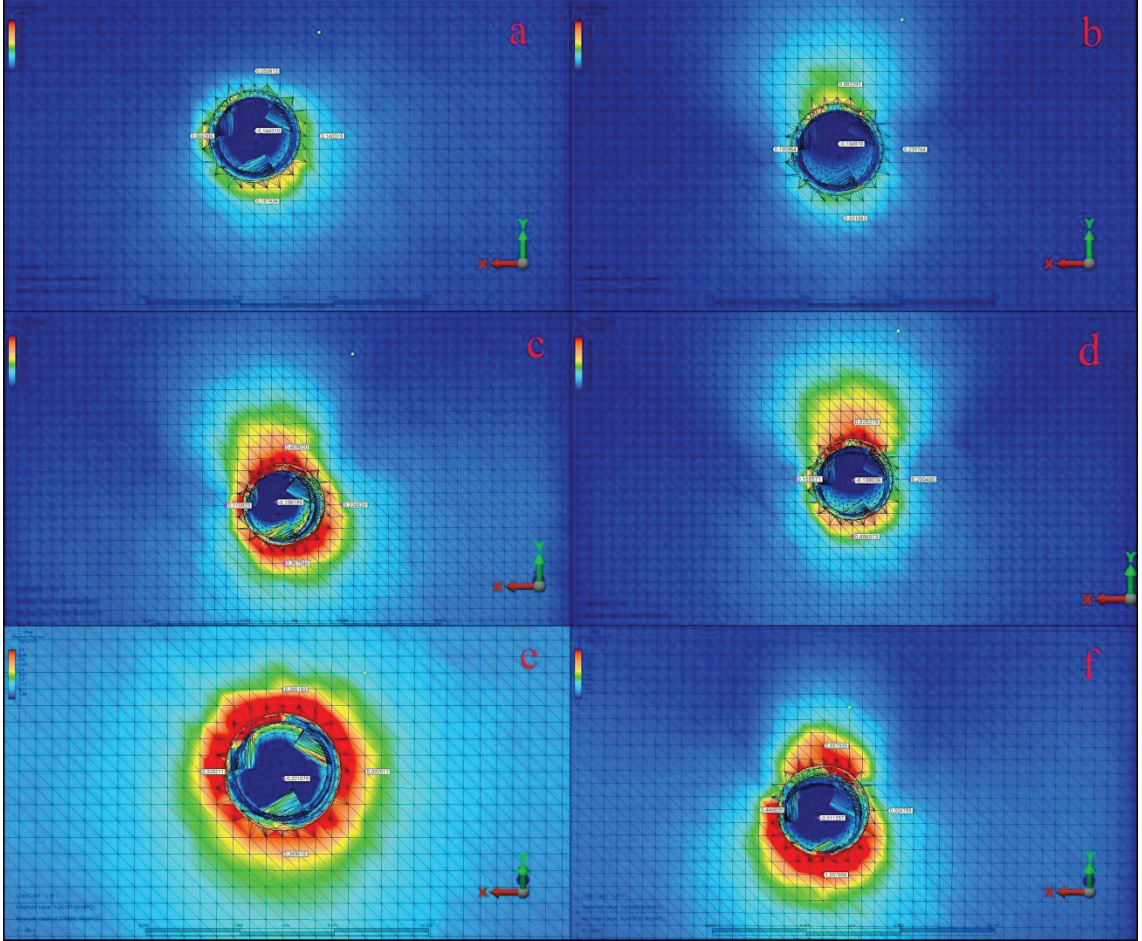
Yapılan analizler sonucu Biohorizon's yerleştirilen kortikal kemikte oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 51).



Şekil 51. Biohorizon's kortikal kemik (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.5.2. Camlog Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Görünümü

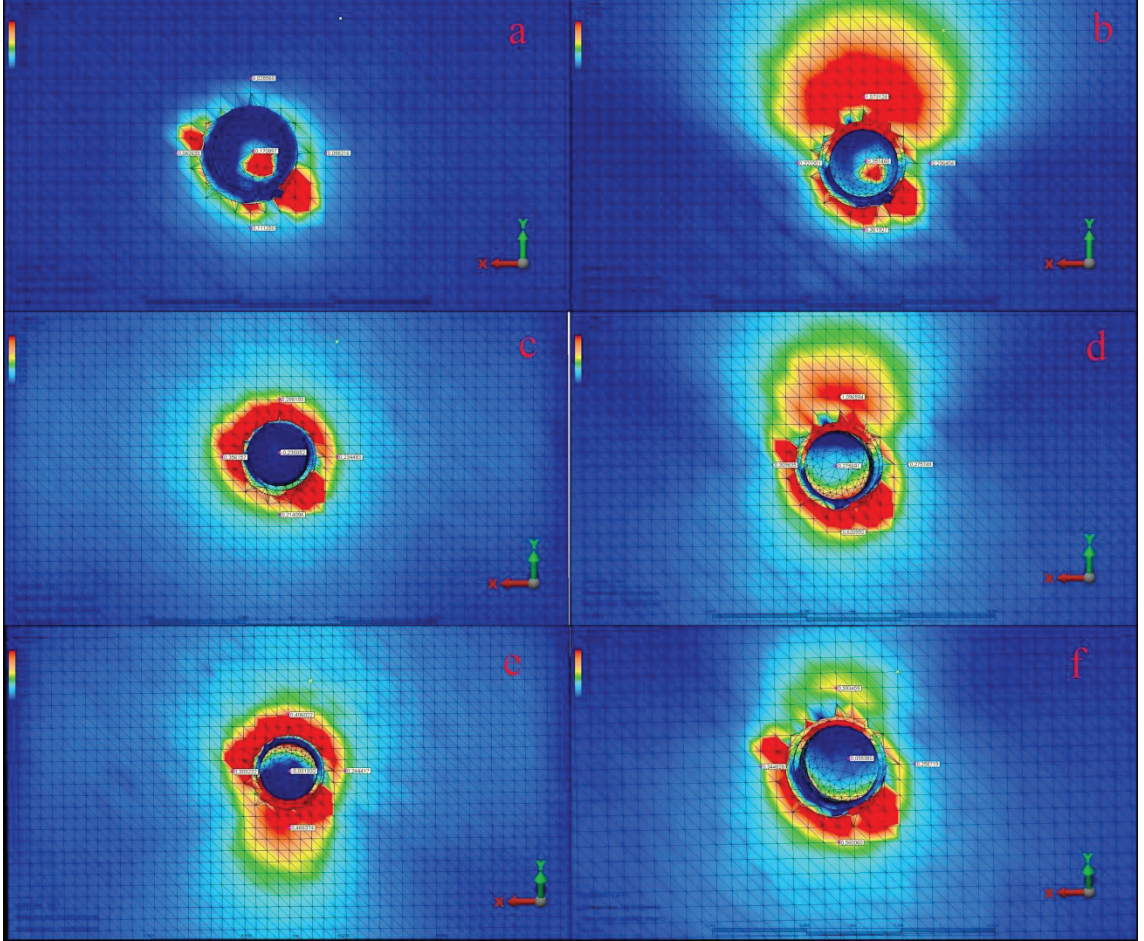
Yapılan analizler sonucu Camlog yerleştirilen kortikal kemikte oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 52).



Şekil 52. Camlog kortikal kemik (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.5.3. Straumann Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Görünümü

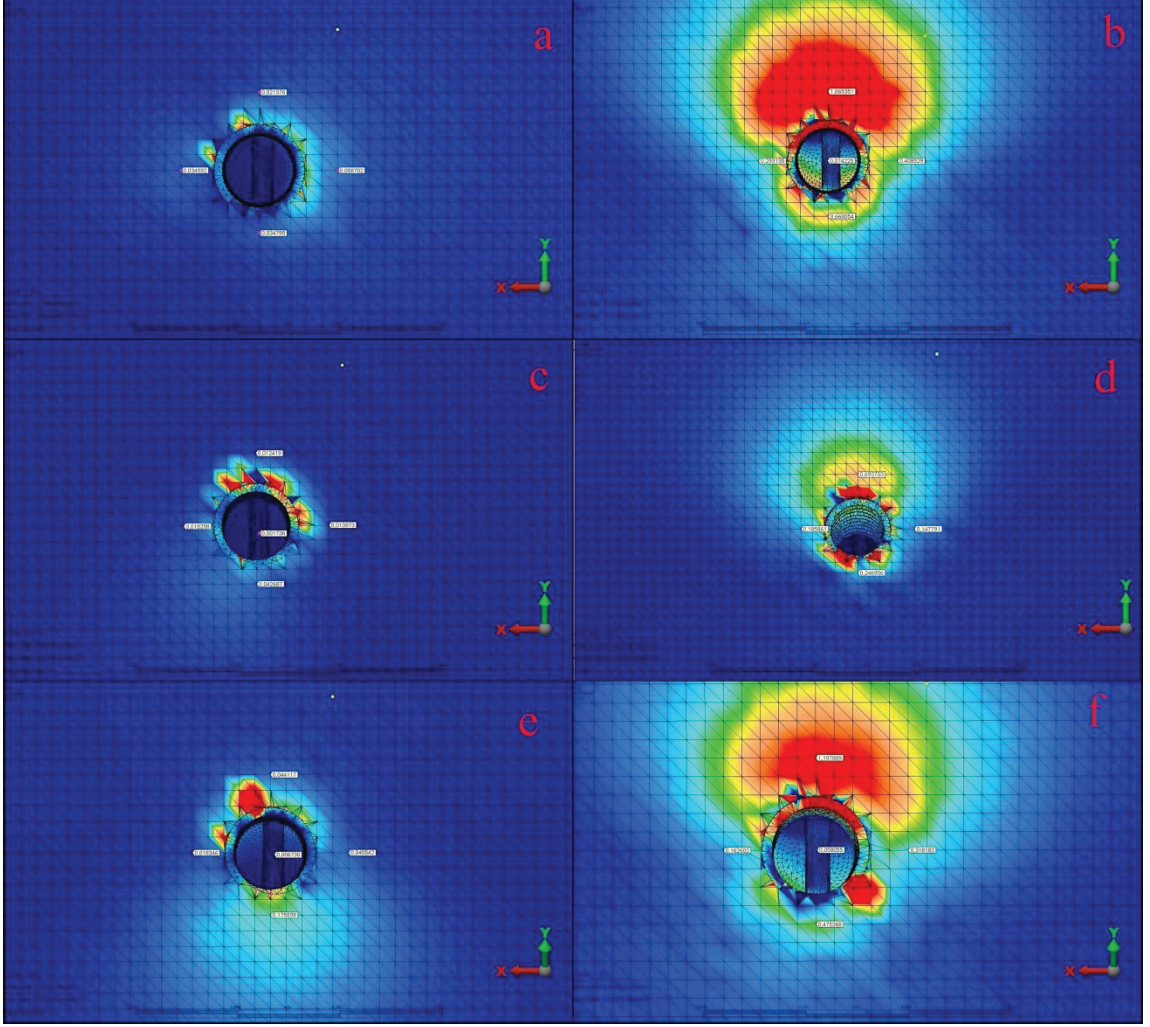
Yapılan analizler sonucu Straumann yerleştirilen kortikal kemikte oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 53).



Şekil 53. Straumann kortikal kemik (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.5.4. Zimmer Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Görünümü

Yapılan analizler sonucu Zimmer yerleştirilen kortikal kemikte oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 54).



Şekil 54. Zimmer kortikal kemik (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.6. Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Stresler

Yapılan analizler sonucu stres değerleri Tablo 12 ve 13' deki gibi özetlenmiştir.

Tablo 12. Kortikal kemikte dik yükleme sonucu oluşan Minimum Principal stres değerleri

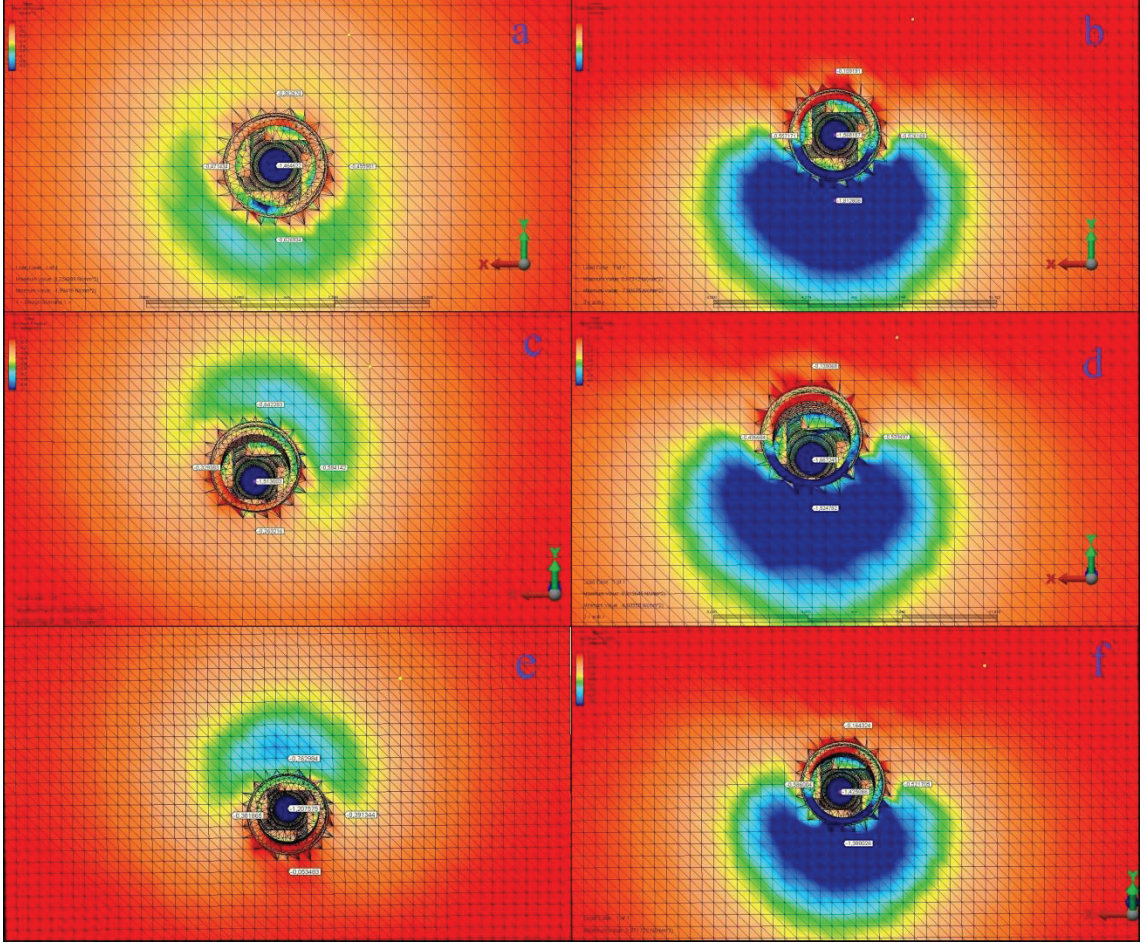
KORTİKAL KEMİKTE MİN. PRİNCİPAL (N/mm ²)	DİK YÜKLEME						
	İmplant Eğimi	Maks. değer	Bukkal	Lingual	Distal	Mezial	Apeks
Biohorizon's	0 derece	-1,99419	-0,362676	-0,626934	-0,47143	-0,45590	-1,46462
	15 derece	-2,15671	-0,642283	-0,263216	-0,32938	-0,58414	-1,51300
	30 derece	-1,00017	-0,762984	-0,053483	-0,38186	-0,39134	-1,20757
Camlog	0 derece	-0,94639	-0,037392	-0,367969	-0,09017	-0,27803	-0,48518
	15 derece	-2,56579	-0,741812	-0,253901	-0,43863	-0,60012	-1,14203
	30 derece	-1,50743	-1,028471	-0,031407	-0,43421	-0,54093	-0,93212
Straumann	0 derece	-18,092	-0,103593	-0,325764	-0,21221	-0,22476	-0,26788
	15 derece	-5,56225	-0,705043	-0,083291	-0,36201	-0,36743	-0,86790
	30 derece	-5,03561	-1,228899	-0,009737	-0,25455	-0,49773	-1,03430
Zimmer	0 derece	-0,49121	-0,101719	-0,118090	-0,02360	-0,22900	-0,01820
	15 derece	-12,6939	-0,113233	-0,015213	-0,01910	-0,08163	-0,00406
	30 derece	-2,58835	-0,290049	-0,073046	-0,07798	-0,06478	-0,01018

Tablo 13. Kortikal kemikte oblik yükleme sonucu oluşan Minimum Principal stres değerleri

KORTİKAL KEMİKTE MİN. PRİNCİPAL (N/mm ²)	OBLİK YÜKLEME						
	İmplant Eğimi	Maks. değer	Bukkal	Lingual	Distal	Mezial	Apiks
Biohorizon's	0 derece	-7,90635	-0,109191	-1,812808	-0,55717	-0,52616	-1,56818
	15 derece	-6,60558	-0,139068	-1,524782	-0,49668	-0,53949	-1,66724
	30 derece	-6,16791	-0,164324	-1,380026	-0,58600	-0,52170	-1,42506
Camlog	0 derece	-4,15711	-0,340806	-1,264484	-0,28951	-0,46168	-0,73648
	15 derece	-3,99655	-0,173814	-1,981000	-0,61968	-0,42278	-1,32665
	30 derece	-3,69079	-0,149985	-1,888154	-0,71346	-0,36520	-1,06912
Straumann	0 derece	-58,2097	-0,272632	-1,908938	-0,48361	-0,30885	-0,22395
	15 derece	-4, 47762	-0,215368	-1,806071	-0,51135	-0,49935	-1,25099
	30 derece	-3,79699	-0,139639	-1,217009	-0,47895	-0,38168	-1,03230
Zimmer	0 derece	-7,16693	-0,396150	-2,010751	-0,51961	-0,42808	-0,07726
	15 derece	-19,5742	-0,095436	-0,990651	-0,19709	-0,30630	-0,02632
	30 derece	-39,5194	-0,243269	-1,393750	-0,43794	-0,31694	-0,04661

4.6.1. Biohorizon's Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Görünümü

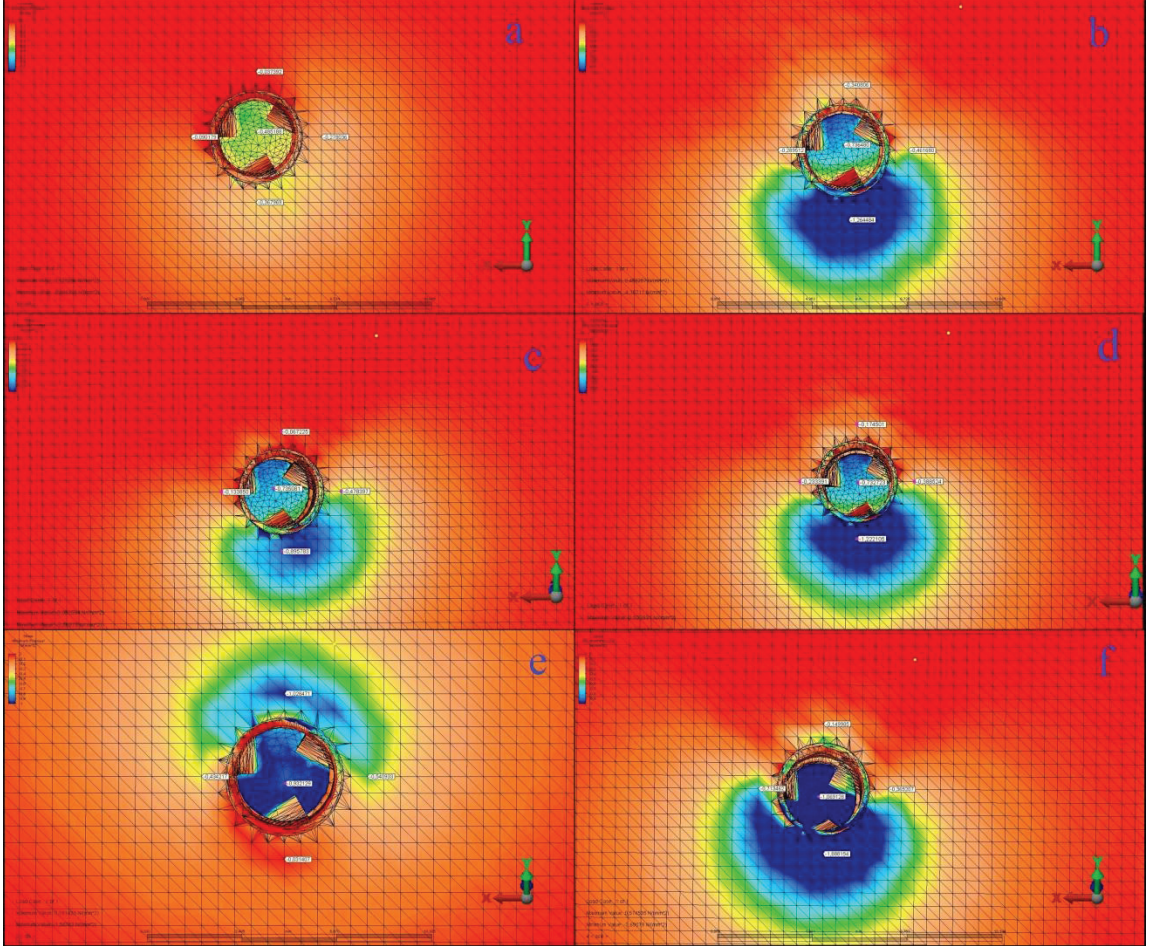
Yapılan analizler sonucu Biohorizon's yerleştirilen kortikal kemikte oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 55).



Şekil 55. Biohorizon's kortikal kemik (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.6.2. Camlog Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Görünümü

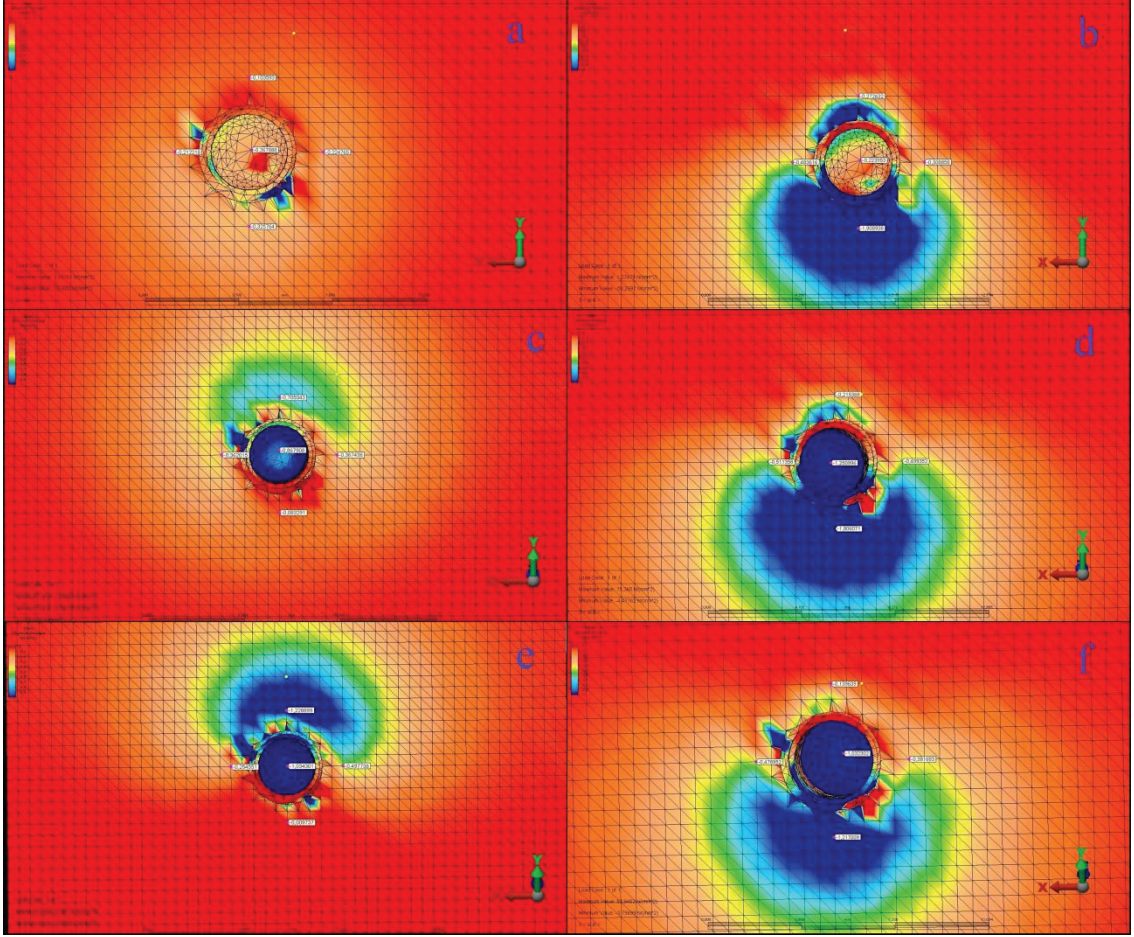
Yapılan analizler sonucu Camlog yerleştirilen kortikal kemikte oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 56).



Şekil 56. Camlog kortikal kemik (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yüklemesi sonucu stres dağılımı görünümü

4.6.3. Straumann Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Görünümü

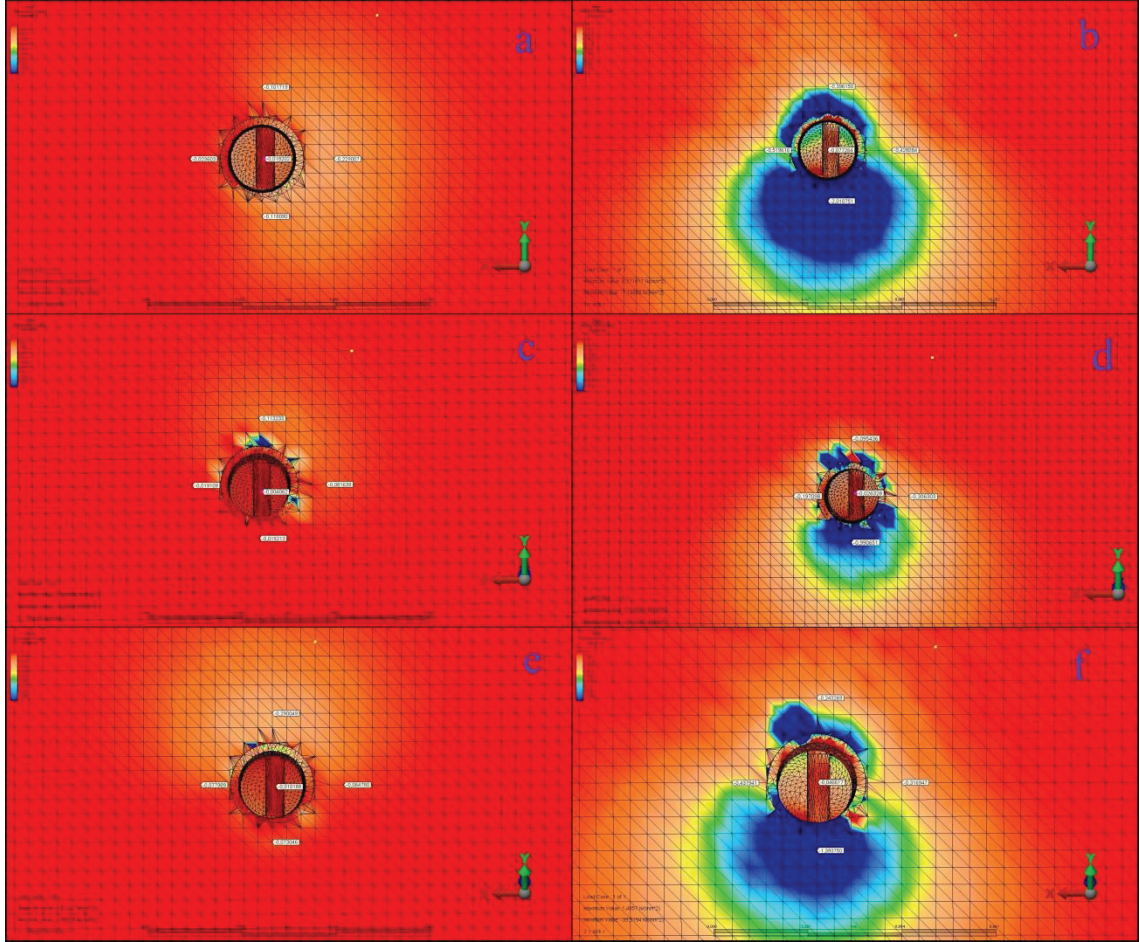
Yapılan analizler sonucu Straumann yerleştirilen kortikal kemikte oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 57).



Şekil 57. Straumann kortikal kemik (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.6.4. Zimmer Kortikal Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Görünümü

Yapılan analizler sonucu Zimmer yerleştirilen kortikal kemikte oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 58).



Şekil 58. Zimmer kortikal kemik (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.7. Spongioz Kemikte Oluşan Maximum Principal Stresler

Yapılan analizler sonucu stres değerleri Tablo 14 ve 15' deki gibi özetlenmiştir.

Tablo 14. Spongioz kemikte dik yükleme sonucu oluşan Maximum Principal stres değerleri

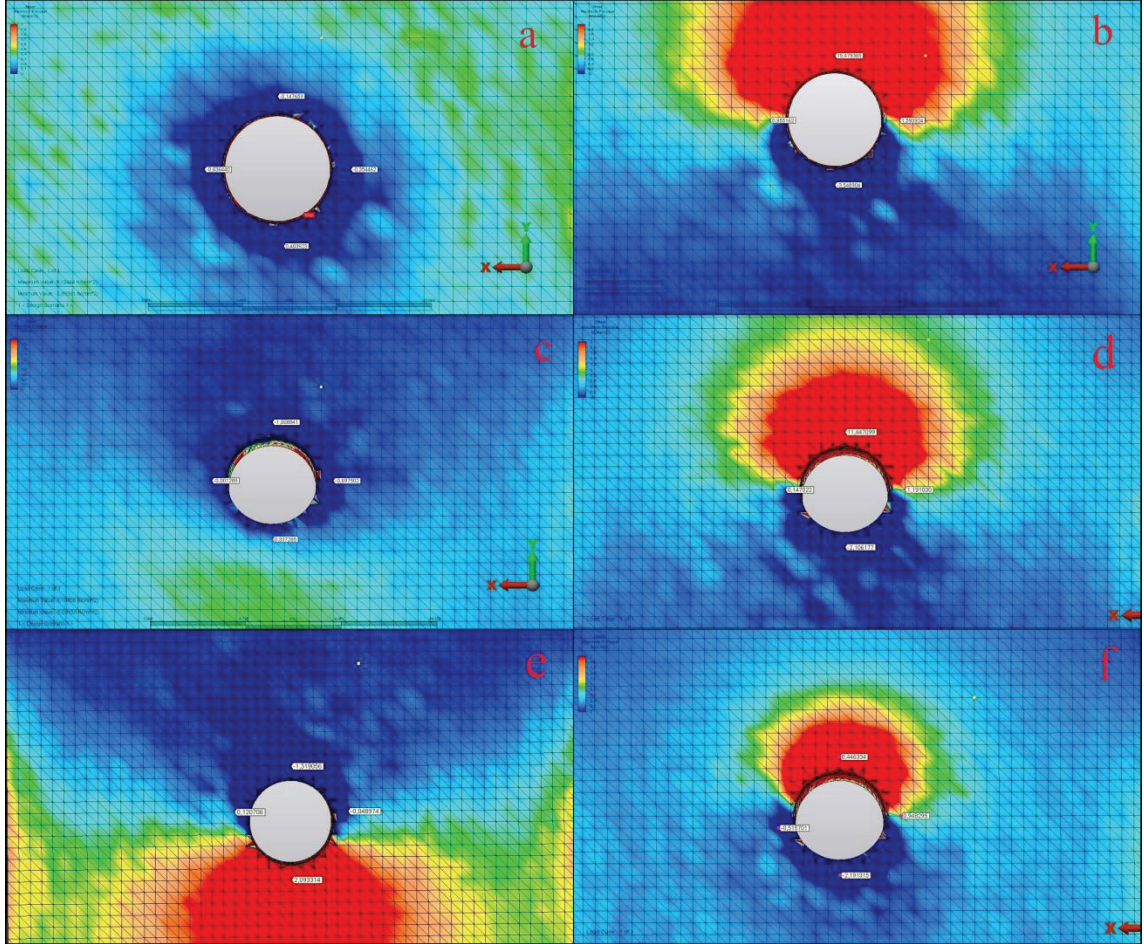
SPONGİÖZ KEMİKTE MAX. PRİNCİPAL (N/mm ²)	DİK YÜKLEME					
	İmplant Eğimi	Maks. değer	Bukkal	Lingual	Distal	Mezial
Biohorizon's	0 derece	9,13444	-0,147659	0,483923	-0,636440	-0,354462
	15 derece	8,10408	-1,008841	0,337285	-0,001289	-0,697502
	30 derece	7,51219	-1,319056	2,093314	0,120706	-0,048974
Camlog	0 derece	10,4748	0,383608	-0,138154	0,266904	0,161330
	15 derece	18,5659	0,180550	0,752849	0,397642	0,442719
	30 derece	3,86249	0,201117	1,419974	0,534605	1,090561
Straumann	0 derece	34,5941	0,045356	0,032668	0,072401	0,104114
	15 derece	51,2073	0,293097	1,171533	-0,145348	0,178697
	30 derece	20,3532	-0,080677	6,507835	1,672660	0,993396
Zimmer	0 derece	7,9099	0,073141	0,067012	0,484355	-0,061194
	15 derece	11,0064	-0,042610	0,499828	0,173670	0,016999
	30 derece	10,1117	-0,086234	1,675447	0,340424	0,248831

Tablo 15. Spongioz kemikte oblik yükleme sonucu oluşan Maximum Principal stres değerleri

SPONGIOZ KEMİKTE MAX. PRİNCİPAL (N/mm ²)	OBLİK YÜKLEME					
	İmplant Eğimi	Maks. değer	Bukkal	Lingual	Distal	Mezial
Biohorizon's	0 derece	30,6626	15,478365	-3,548904	0,855162	1,593924
	15 derece	32,9088	11,447099	-2,106177	0,147022	1,191030
	30 derece	24,9094	8,446334	-2,191315	-0,515701	0,948295
Camlog	0 derece	33,6917	8,684410	-1,124493	1,105638	1,813595
	15 derece	27,6156	2,536892	0,043044	1,857014	2,907785
	30 derece	8,04268	1,371706	0,414358	1,189096	2,149932
Straumann	0 derece	122,348	12,422177	-0,501555	2,313239	3,628337
	15 derece	146,055	8,142418	-0,042635	1,758844	1,751045
	30 derece	103,886	4,137874	-0,255060	0,741206	0,952645
Zimmer	0 derece	89,0405	15,081135	-1,630907	2,865250	3,171674
	15 derece	181,578	5,477009	-0,051748	0,889961	0,952912
	30 derece	673,301	8,218218	0,037848	1,004784	1,909905

4.7.1. Biohorizon's Spongiöz Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Görünümü

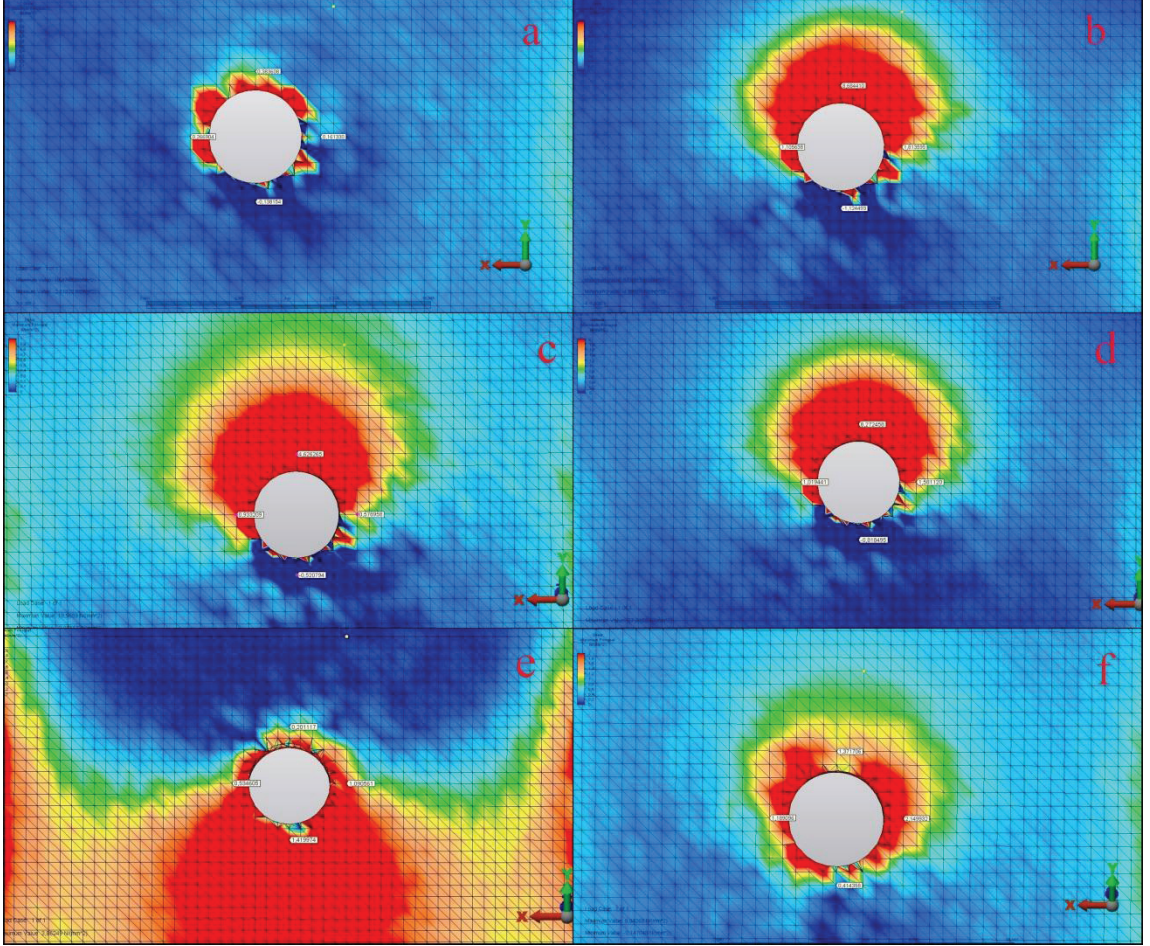
Yapılan analizler sonucu Biohorizon's yerleştirilen spongiöz kemikte oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 59).



Şekil 59. Biohorizon's spongiöz kemik (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.7.2. Camlog Spongioz Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Görünümü

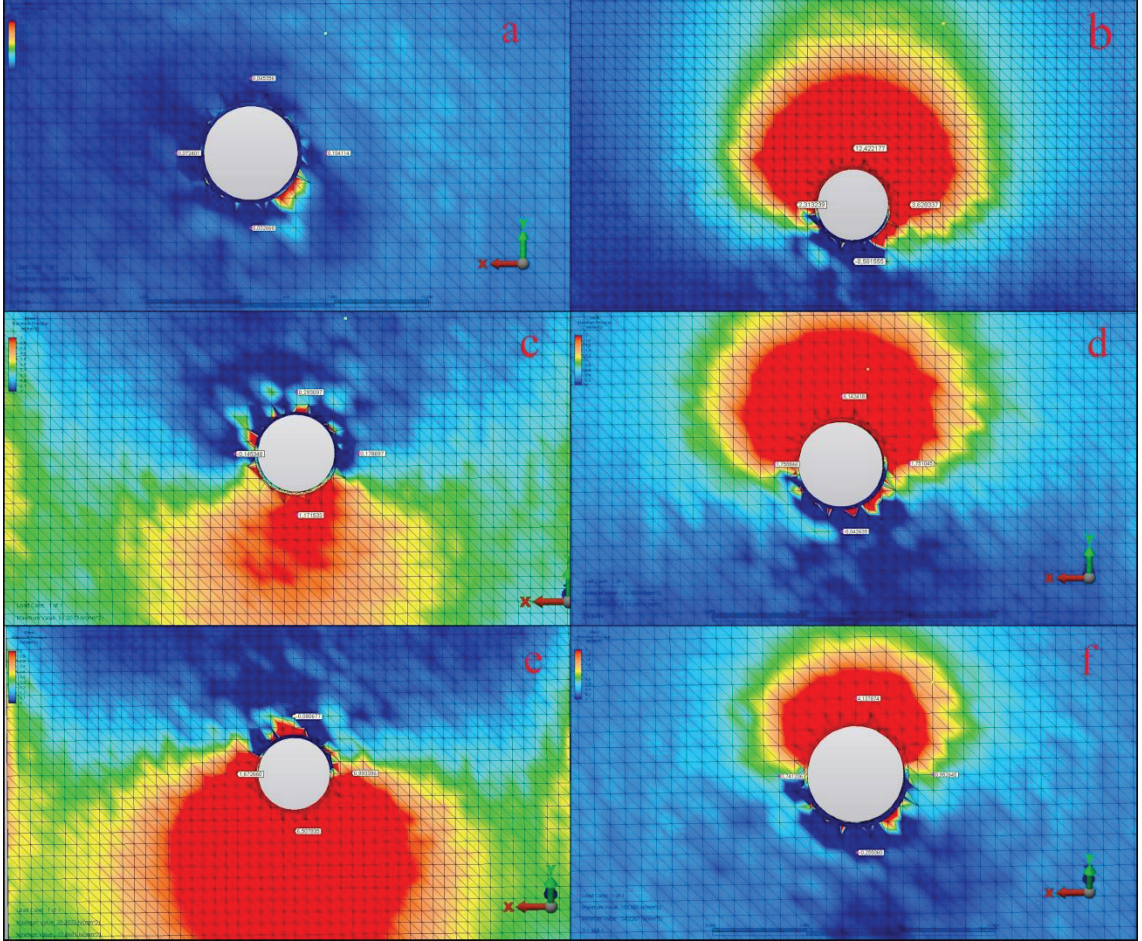
Yapılan analizler sonucu Camlog yerleştirilen spongioz kemikte oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 60).



Şekil 60. Camlog spongioz kemik (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.7.3. Straumann Spongioz Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Görünümü

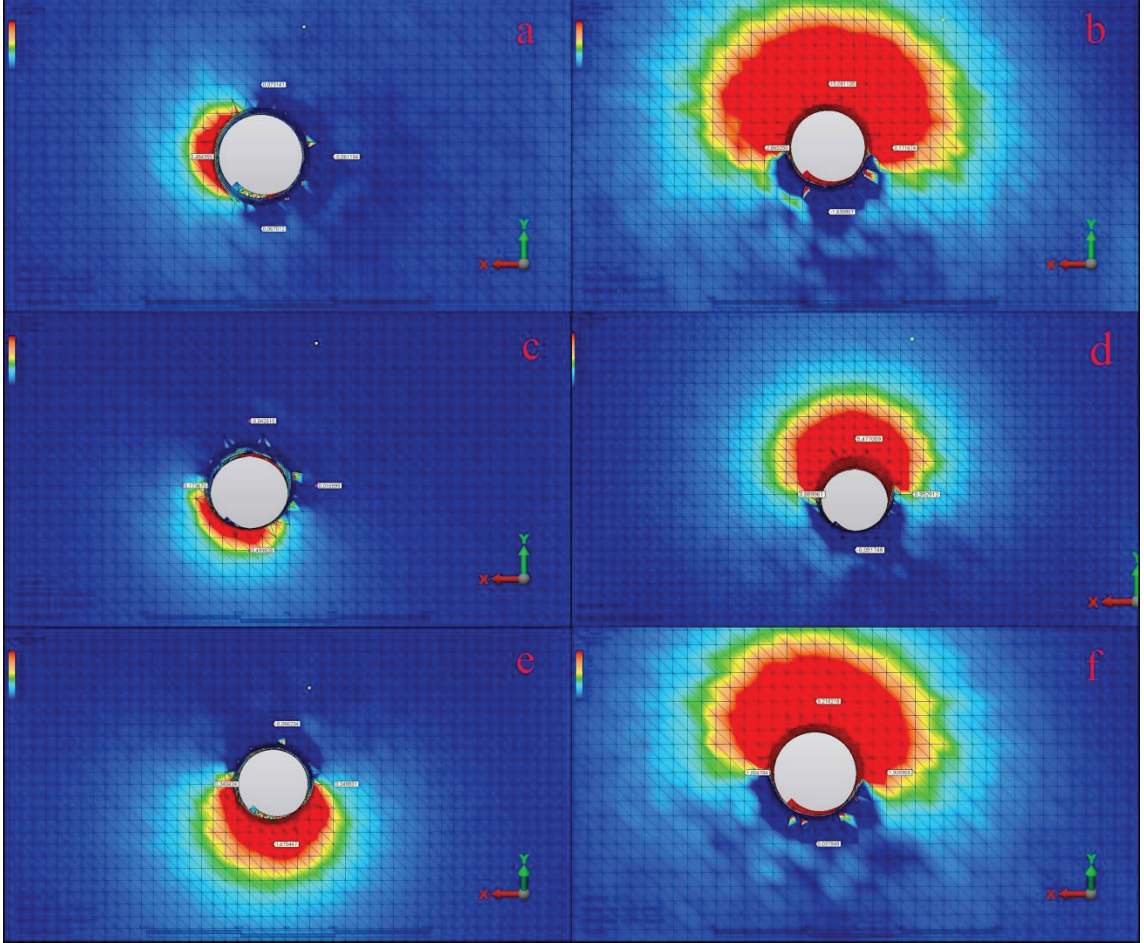
Yapılan analizler sonucu Straumann yerleştirilen spongioz kemikte oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 61).



Şekil 61. Straumann spongioz kemik (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.7.4. Zimmer Spongiöz Kemikte Oluşan Maksimum Principal Stres Görünümü

Yapılan analizler sonucu Zimmer yerleştirilen spongiöz kemikte oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 62).



Şekil 62. Zimmer spongiöz kemik (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.8. Spongioz Kemikte Oluşan Minimum Principal Stresler

Yapılan analizler sonucu stres değerleri Tablo 16 ve 17' deki gibi özetlenmiştir.

Tablo 16. Spongioz kemikte dik yükleme oluşan Minimum Principal stres değerleri

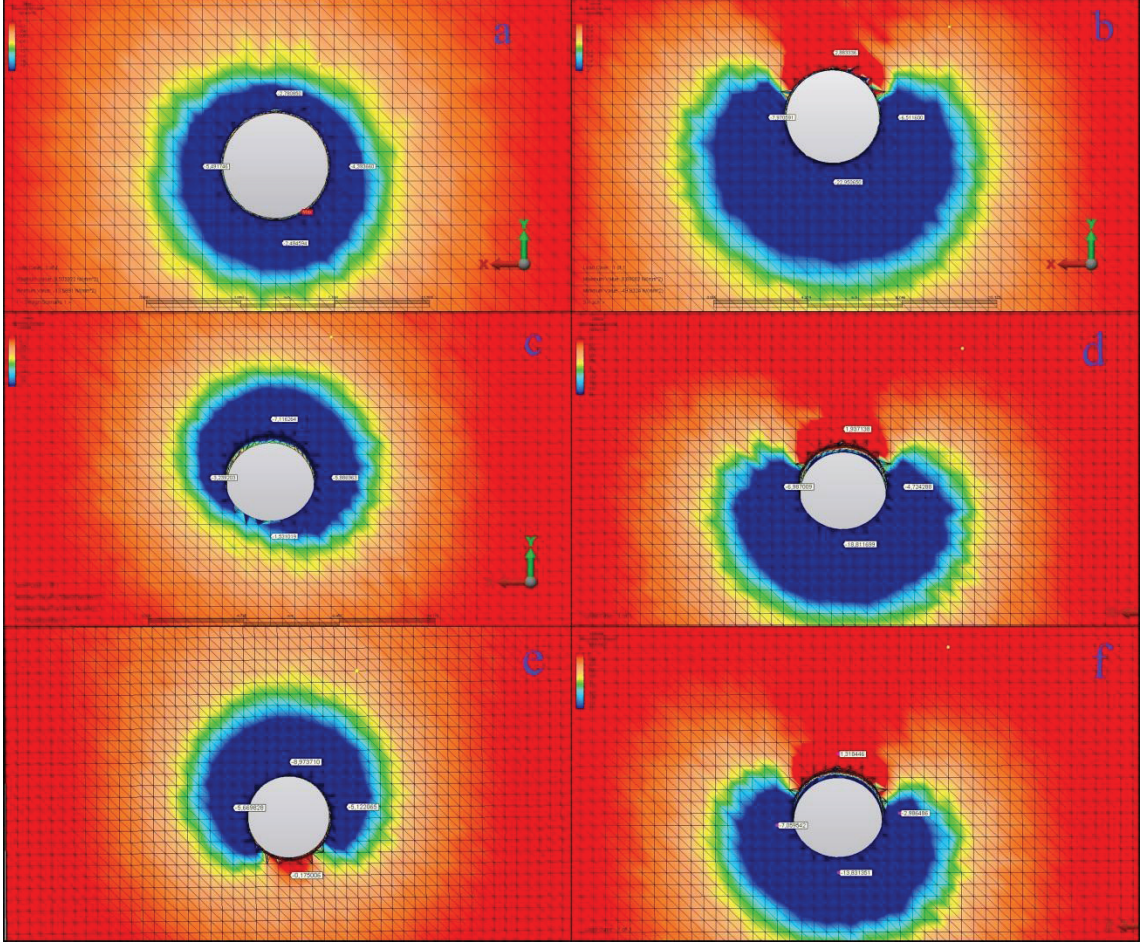
SPONGİOZ KEMİKTE MİN. PRİNCİPAL (N/mm ²)	DİK YÜKLEME					
	İmplant Eğimi	Maks. değer	Bukkal	Lingual	Distal	Mezial
Biohorizon's	0 derece	-13,5891	-2,780850	-2,484594	-5,49174	-4,393660
	15 derece	-33,4187	-7,116264	-1,531019	-3,23920	-5,886963
	30 derece	-25,3434	-8,973710	-0,175006	-5,66982	-5,122065
Camlog	0 derece	-19,1437	-0,172269	-3,043645	-0,55127	-2,065774
	15 derece	-35,9954	-2,202716	-1,583503	-1,85311	-2,230213
	30 derece	-7,36188	-2,787592	-1,372033	-2,41186	-3,115107
Straumann	0 derece	-98,4621	-0,332805	-1,857330	-0,97547	-1,102812
	15 derece	-163,806	-4,738183	-0,854525	-2,71730	-2,844593
	30 derece	-139,098	-9,028218	0,343426	-2,72399	-4,539774
Zimmer	0 derece	-24,2142	-0,710062	-0,744407	-0,00819	-1,551711
	15 derece	-59,5356	-0,929507	-0,008979	-0,06174	-0,527851
	30 derece	-202,32	-2,136516	-0,018137	-0,79119	-0,468376

Tablo 17. Spongioz kemikte oblik yükleme oluşan Minimum Principal stres değerleri

SPONGIOZ KEMİKTE MİN. PRİNCİPAL (N/mm ²)	OBLİK YÜKLEME					
	İmplant Eğimi	Maks. değer	Bukkal	Lingual	Distal	Mezial
Biohorizon's	0 derece	-49,8324	2,883336	-22,950650	-7,970591	-6,511600
	15 derece	-105,148	1,937138	-18,811699	-6,98009	-4,724288
	30 derece	-101,854	1,318446	-13,831351	-7,059542	-2,986486
Camlog	0 derece	-48,5678	0,939922	-12,300836	-1,672888	-4,062711
	15 derece	-57,4127	-0,640389	-5,326746	-5,004791	-3,650107
	30 derece	-10,0717	-0,318888	-4,441451	-3,972727	-3,601781
Straumann	0 derece	-266,348	-0,130742	-15,370782	-4,151791	-3,079460
	15 derece	-293,976	-0,374237	-13,774676	-4,106383	-4,149974
	30 derece	-267,052	0,082137	-9,867692	-3,487285	-2,880924
Zimmer	0 derece	-88,2922	0,218843	-15,796223	-3,197234	-2,104222
	15 derece	-367,875	0,319445	-6,948336	-0,903368	-1,251337
	30 derece	-93,6826	0,259527	-9,579342	-2,472294	-0,960625

4.8.1. Biohorizon's Spongiöz Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Görünümü

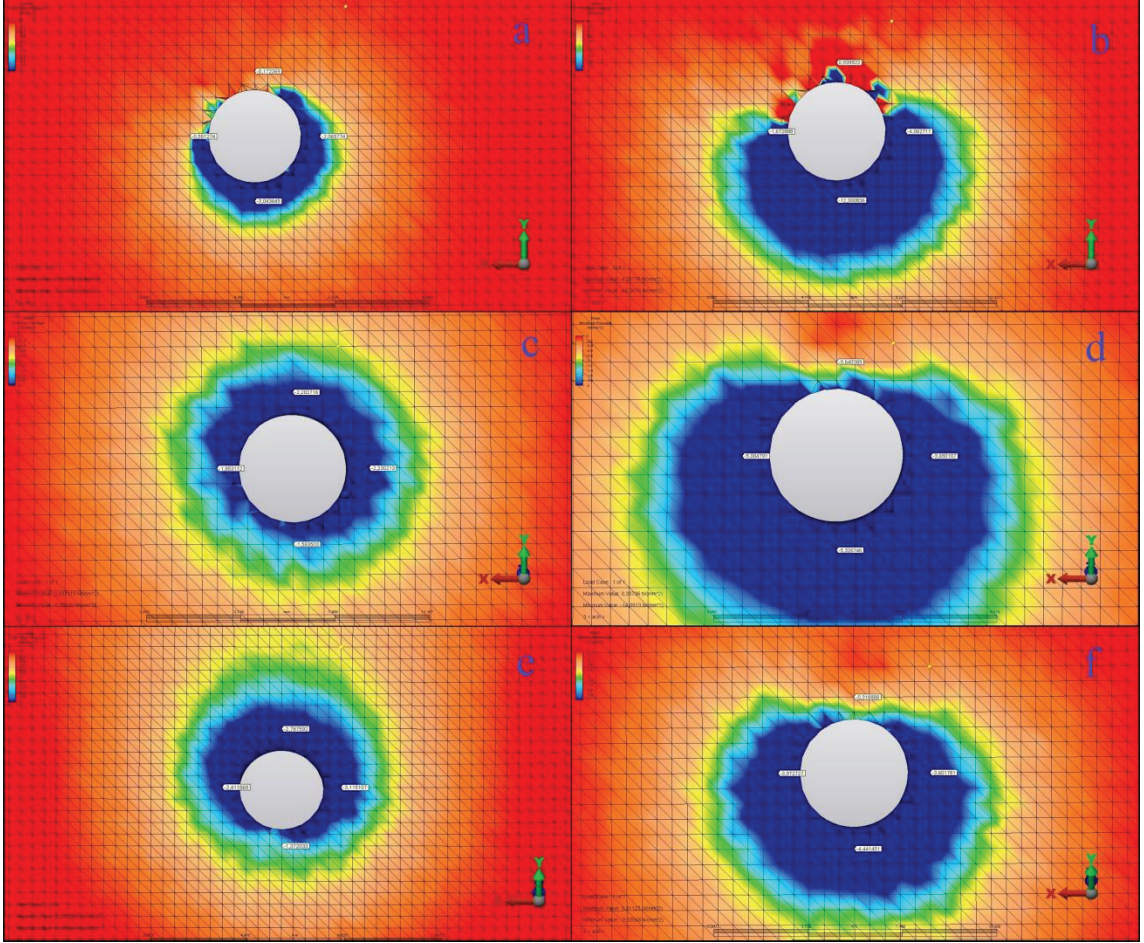
Yapılan analizler sonucu Biohorizon's yerleştirilen spongiöz kemikte oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 63).



Şekil 63. Biohorizon's spongiöz kemik (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.8.2. Camlog Spongioz Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Görünümü

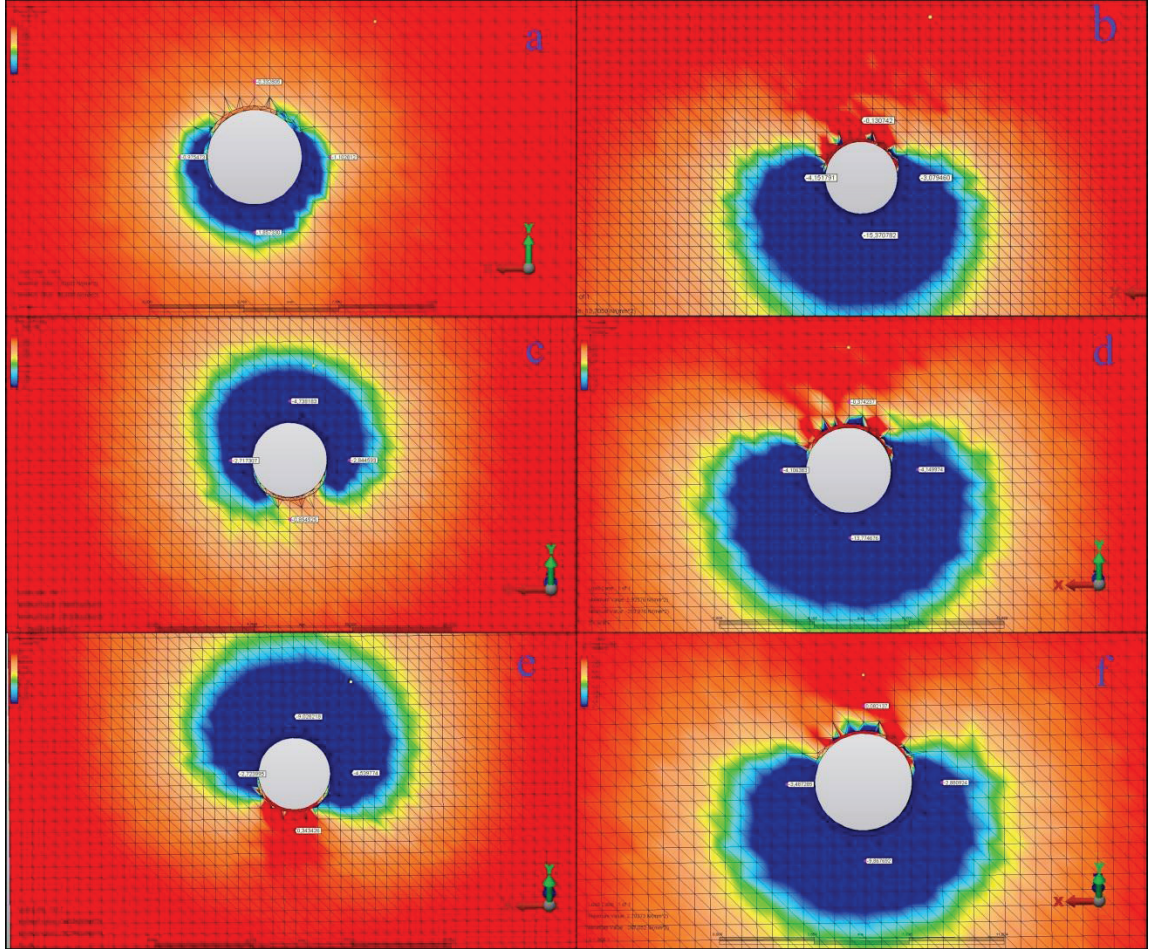
Yapılan analizler sonucu Camlog yerleştirilen spongioz kemikte oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 64).



Şekil 64. Camlog spongioz kemik (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.8.3. Straumann Spongiöz Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Görünümü

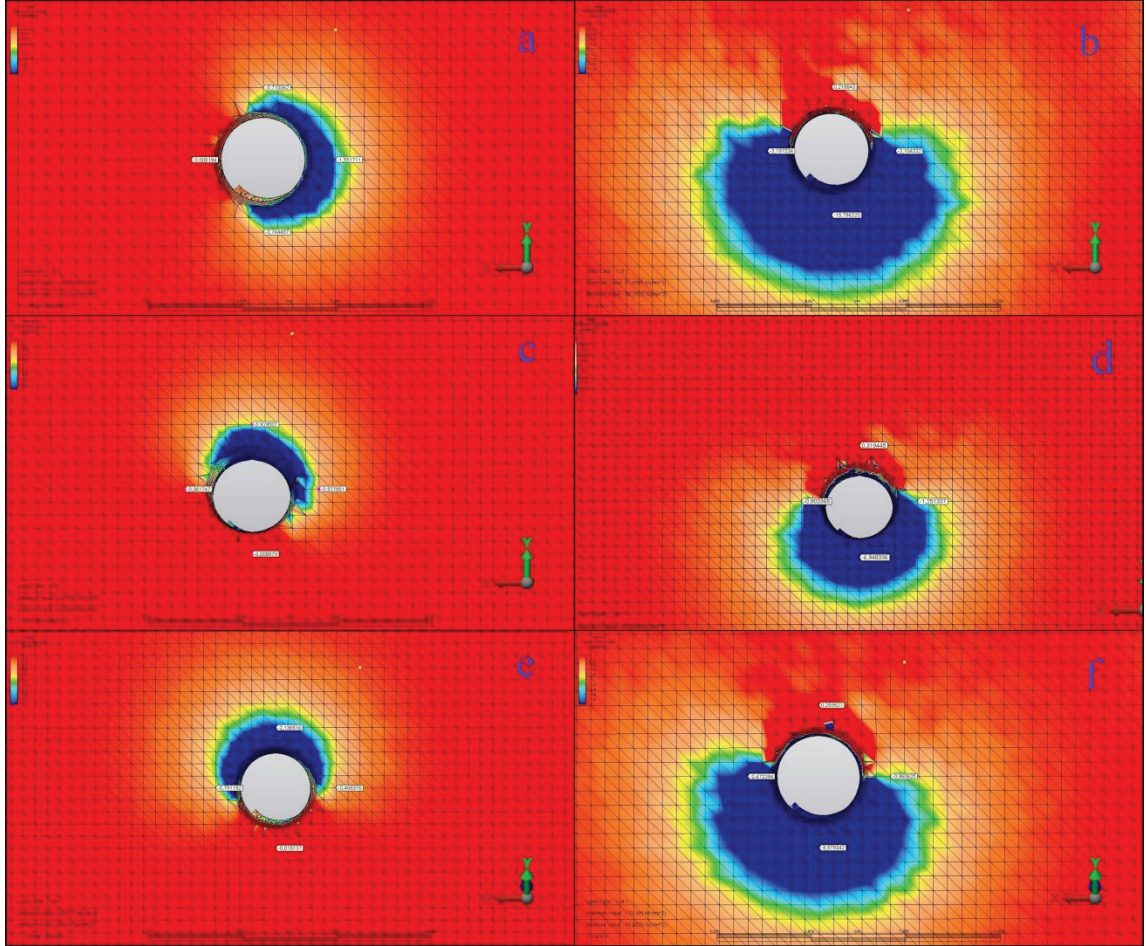
Yapılan analizler sonucu Straumann yerleştirilen spongiöz kemikte oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 65).



Şekil 65. Straumann spongiöz kemik (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

4.8.4. Zimmer Spongioz Kemikte Oluşan Minimum Principal Stres Görünümü

Yapılan analizler sonucu Zimmer yerleştirilen spongioz kemikte oluşan stresler aşağıdaki gibi gösterilmiştir (Şekil 66).



Şekil 66. Zimmer spongioz kemik (a) 0 derece dik, (b) 0 derece oblik, (c) 15 derece dik, (d) 15 derece oblik, (e) 30 derece dik ve (f) 30 derece oblik yükleme sonucu stres dağılımı görünümü

5. TARTIŞMA

İmplant abutment bağlantı tasarımı farklı olan implantlarda oluşan streslerin farklı olacağı ve implantların eğimli yerleştirilmesiyle bu stres farkının etkilenebileceği yönündeki araştırmamızın hipotezi elde edilen sonuçlar doğrultusunda kabul edilmiştir.

Literatürde, farklı implant abutment bağlantı tasarımlarında oluşan streslerle ilgili birçok çalışma vardır. Bu çalışmalar internal, eksternal, konik, morse taper, butt joint gibi implant abutment bağlantı tasarımlarının birbirleri ile karşılaştırılması şeklindedir (Möllersten ve ark.,1997; Merz ve ark., 2000; Çehreli ve ark., 2004; Maeda ve ark., 2006; Steinebrunner ve ark., 2008; Bernardes ve ark.,2009; Nishioka ve ark., 2009; 2011; Uğurel ve ark., 2013).

Möllersten ve ark. (1997), yaptıkları çalışmada 7 farklı implant abutment bağlantı tasarımının dayanıklılığını araştırmışlardır. Dayanıklılık için implant abutment bağlantı bölgesinin uzunluğunun en önemli etken olduğunu bildirmişlerdir.

Merz ve ark. (2000), yaptıkları çalışmada ise, 8 derece tapered bağlantı ile butt joint bağlantı tipini karşılaştırmış ve tapered bağlantı tipinin uzun dönem stabilizasyonda daha iyi olduğunu bildirmişlerdir.

Çehreli ve ark. (2004), yaptıkları çalışmada butt joint ve internal bağlantı sistemleri olan 3 farklı implantta fotoelastik ve gerinim ölçer stres analiz testleri uygulamış ve sonucunda butt joint ve internal bağlantı sistemleri arasında benzer kuvvet iletimleri olduğunu belirtmiş ve bağlantı tasarımının kemik seviyesinde oluşan stres ve gerinim üzerinde çok önemli bir etkisinin olmadığını rapor etmişlerdir.

Maeda ve ark. (2006), internal ve eksternal bağlantı tipleri üzerinde gerinim ölçer stres analizi testi uygulamış ve sonucunda internal bağlantı tipinin stresi daha geniş alanlara yayabildiğini rapor etmişlerdir.

Steinebrunner ve ark. (2008), yaptıkları çalışmada, 2' si eksternal ve 4' ü internal olmak üzere toplamda 6 adet implant abutment bağlantı sistemini dayanıklılık testlerine tabi tutmuşlardır. Bu çalışmada kullanılan sistemlerden 2 'si çalışmamızda da kullanılan camlog tube in tube ve zimmer friction fit bağlantı sistemleridir. Çalışmanın sonucunda ise tube in tube bağlantı sisteminin kırılma dayanımı açısından en avantajlı sistem olduğu belirtilmiştir. Bu veriler, çalışmamızda elde ettiğimiz veriler ile paralellik göstermektedir. Çalışmamızda da, cam log tube in tube sistemi hem implant komponentleri hem de kemik düzeyinde diğer sistemlere göre genel olarak daha az stres

dağılım değerleri göstermiştir. Bu sonuca, Möllersten ve ark. (1997),’nın bildirdikleri üzere, implant abutment bağlantı sisteminde uzun bir bağlantı tasarımının neden olduğu düşünülebilir.

Uğurel ve ark. (2013), yaptıkları çalışmada 4 farklı tip implant abutment bağlantısının (Octo iç vidasız morse taper bağlantı, straumann bone level implantı, Biohorizons internal bağlantı ve Xive implant abutment bağlantısı) mekanik dayanıklılığı karşılaştırılmıştır. Bunun sonucunda ise, iç vidasız morse taper bağlantının Xive implant abutment bağlantısı arasında mekanik dayanıklılık açısından anlamlı bir fark olmadığı fakat Straumann ve Biohorizons’ a göre dezavantajlı olduğu belirtilmiştir.

Çalışmamızda ise, tube in tube, friction fit, cross fit ve internal bağlantı sistemleri, implantların hem düz hem de mezio distal olarak eğimli bir şekilde modellendiği biçimde karşılaştırıldı. Literatürde elde ettiğimiz verileri karşılaştırabileceğimiz mevcut benzer bir çalışma bulunamamıştır.

Maksillada, alveoler kemik kayıplarıyla beraber maksiller sinüs boşluğu artmış olduğu durumlarda ve nasal kaviterin geniş olduğu durumlarda ya da mandibulada, inferior alveoler sinirin kemik rezorbsiyonuna bağlı olarak daha yüzeysel seyrettiği veya mental foramenin uygun olmayan pozisyonu durumunda konvansiyonel dental implant yerleşimi zor veya imkansız olabilir. Çalışmamızda bu tip vakalarda kullanılan tedavi yöntemlerinden eğimli implant kullanımı değerlendirilmiştir.

Orjinal Branemark sistemine göre, implantların vertikal yani düz yerleştirilmesi ve implantların uzun aksına paralel olarak yükleme yapılması savunulmuştur (Van Steenberghe ve ark., 1980). Fakat, kemik implant ara yüzünün eşit şiddetteki gerilme, basma ve makaslama kuvvetlerine karşı farklı cevap verdiği dair yeterli bir kanıt yoktur (Taylor ve ark., 1995). Becker ve Becker (1995), posterior maksillada implantlar üzerine aksiyel yüklemenin teorik olarak doğru olduğunu, fakat pratik olarak bunun başarısının kanıtlanmasının zor olduğunu savunmuşlardır. Celleti ve ark. (1995), primatlar üzerinde eğimli implantlara karşı kemik dokusunun cevabını araştırmışlar ve 1 yıl sonra histolojik olarak eğimli ve düz implantlar arasında fark tespit edememişlerdir. Literatürde eğimli implantların avantajlarını destekleyen birçok çalışma vardır (Mattsson ve ark.,1999; Krekmanov ve ark., 2000; Krekmanov, 2000; Aparicio ve ark., 2001; Aparicio ve ark., 2002; Koutouzis ve Wennström, 2007; Monje ve ark., 2012; Testori ve ark., 2013).

Mattsson ve ark. (1999), yaptıkları klinik çalışmada resorbe olmuş maksillada sinüs grefti yerine eğimli implant uygulamışlardır. Gözlem sürecinde uygulanan 86 adet implantta sadece 1 adet kayıp yaşanmıştır. Bunun sonucunda ise eğimli implant uygulamasının başarılı bir teknik olduğu ve sinüs grefti uygulamalarına iyi bir alternatif oluşturduğu belirtilmiştir.

Krekmanov ve ark. (2000), yaptıkları klinik çalışmada hastalara mandibulada 25-35 derece arası maksillada ise 30-35 derece arası eğimli implantlar uygulamışlardır. Gerinim ölçer (strain gauge) analiz metodu ile stres analizi yapılmış ve eğimli yerleştirilen implantların hiçbir biyolojik dezavantajı olmadığı ve hatta avantajlı olduğu bildirilmiştir.

Krekmanov (2000), yaptığı başka bir klinik çalışmada ise, greftlenmiş ve greftlenmemiş maksilla ve mandibulaya uyguladığı toplamda 181 implantta, mandibulada kayıp yaşamazken, maksillada ise 3 adet implant kaybı yaşamıştır. Bunun sonucunda da eğimli ve düz yerleştirilen implantlar arasında başarı oranı açısından bir fark olmadığını bildirmiştir.

Aparicio ve ark. (2001), yaptıkları klinik çalışmada ise eğimli implantların maksiller sinüs greftlenmesine karşı alternatif olup olamayacağını araştırmışlardır. Bunun için 101 implantı 42'si eğimli olmak üzere yerleştirmişlerdir. Yaptıkları periotest ve radyolojik incelemeler sonucu, eğimli implantların başarı oranlarını düz yerleştirilenlere göre daha yüksek bulup, eğimli implant uygulamalarının sinüs greftlenmesine karşı iyi bir alternatif olduğunu savunmuşlardır. Bunun sebebi olarak ise, daha uzun implant kullanımı ve daha geniş kortikal kemik ankrajı olduğunu bildirmişlerdir.

Aparicio ve ark. (2002), yaptıkları bir başka çalışmada ise, eğimleri 15 dereceden fazla olmak üzere 96 adet eğimli ve 199 adet düz implantı toplamda 40 hastaya uygulamışlardır. Yapılan takipler sonucu başarı oranı ve marjinal kemik kaybı açısından eğimli ve düz yerleştirilen implantlar arasında fark bulamamışlardır.

Koutouzis ve Wennström (2007), yaptıkları çalışmada, düz ve mezio distal yönde eğimli yerleştirdikleri implantların 5 yıllık takibini yapmışlar ve sonunda kemik seviyelerini karşılaştırmışlardır. Eğimli ve düz yerleştirilen implantlar arasında kemik seviyesi bakımından bir fark görememişlerdir.

Monje ve ark. (2012),'nın yaptıkları çalışma ise düz ve eğimli implantlarda marjinal kemik kaybı karşılaştırması yapan bir derlemedir. Bunun sonucunda da eğimli

implantların düz olanlara göre biyomekanik olarak daha dezavantajlı olduğunu kanıtlayan yeterli bir bilgi olmadığı savunulmuştur. Splintlenen eğimli implantların marjinal kemik kaybı açısından düz olanlara göre bir fark oluşturmadığını bildirmişlerdir. Bunun sebebi, eğimli implantların splinti olması ve daha uzun implant kullanılabilmesi şeklinde rapor edilmiştir.

Testori ve ark. (2013), yaptıkları klinik çalışmada ise, eğimli trans sinüs implantı adı altında sinüs duvarının mezial sınırını takip edecek şekilde distale eğimli olarak yerleştirdikleri implantların düz olarak yerleştirilen implantlar ile aralarında marjinal kemik kaybı açısından anlamlı bir fark bulamamışlardır.

Özellikle maksillada yetersiz kemik varlığında ileri bir cerrahi seçenek uygun görülmediğinde, hastanın molar bölgede etkin bir çiğneme sağlayabilmesi için hastaya restorasyon seçeneği olarak eğimli implantların yanı sıra kantileverli tasarımlar da düşünülebilir. Literatürde ise eğimli implant ve kantileverli protez tasarımlarının karşılaştırıldığı çalışmalar mevcuttur (Zampelis ve ark., 2007; Bevilacqua ve ark., 2008; Bevilacqua ve ark., 2010).

Zampelis ve ark. (2007), yaptıkları çalışmada, 45 derece distale eğimlendirilmiş implantlar ile 7 mm uzunluktaki kantileverli tasarımları karşılaştırmış ve 2 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile stres yoğunlukları değerlendirilmiştir. Bunun sonucunda ise distale eğimlendirilmiş implantların diğer implantlarla splintlendiğinde kantileverli tasarımlara göre biyomekanik olarak daha avantajlı olduğu rapor edilmiştir.

Bevilacqua ve ark. (2008), 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanarak yaptıkları çalışmada, 2 tip senaryo hazırlamışlardır. Birinci senaryoda, tek ünite implantları 0, 15, 30 ve 45 derece olarak yerleştirmiş üzerlerine kuvvet uygulamış, sonucunda ise, eğim arttıkça stresin arttığını görmüşlerdir. İkincisinde ise, all on four sistemi şeklinde düzenlediği implantlarda en distaldeki implantları 15, 30 ve 45 derece olarak eğimlendirmiş ve sırasıyla 11-6,8-3,5 mm uzunlukta kantilever tasarımları uygulamışlardır. Bu testin sonucunda ise eğim arttıkça (kantilever azaldıkça) stres değerleri azalmıştır.

Bu çalışmanın devamı niteliğindeki bir diğer çalışmada, Bevilacqua ve ark. (2010), 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanarak, 4 ayrı modelleme hazırlamış ve full mouth sabit restorasyonlardaki en distaldeki implantı 0-15-30-45 derece olarak eğimlendirmiş ve yine bunlara sırasıyla 13-9-5-0 mm olmak üzere kantilever

eklemişlerdir. Daha sonra da 150 N luk kuvvet uygulayıp stres dağılımlarına bakmışlardır. Çalışmanın sonucunda da 45 derece eğimlendirilmiş ve kantilever uzunluğu 0 olan modellemede stres birikiminin en az olduğu bildirilmiştir.

Bu karşılaştırılmalı çalışmalarda görülmüştür ki kantileverli tasarımlar splintlenmiş eğimli implantlara göre biyomekanik açıdan dezavantajlıdır.

Diğer taraftan, bu çalışmalarda bireysel (tek ünite) eğimli implantların çeşitli stres analiz yöntemleri uygulanarak, implantı çevreleyen kemikte daha fazla stres oluşturduğuna dair veriler de vardır (Clelland ve ark., 1993; 1995; Bevilacqua ve ark., 2008). Bu çalışmaların ortak noktası, tek ünite implantlar üzerinde çalışılmasıdır. Yani implantlar splintli değildir. Eğimli implantların diğer implantlarla splintlenmesi ile, implant çevresi kemikteki stres dağılımının düz ya da aksiyel yerleştirilen implantlarla aynı seviyelerde olduğu gösterilmiştir (Aparicio ve ark. 2001; Zampelis ve ark., 2007).

Ayrıca, eğimli implantların kullanıldığı “all on four” çalışmalarında bilindiği üzere implantlar splintlidir. Bu çalışmalarda da görülmüştür ki eğimli implantlar ve düz yerleştirilenler karşılaştırıldığında, başarı oranı veya marjinal kemik kaybı açısından bir fark yoktur (Malo ve ark. 2003; 2005; Francetti ve ark. 2008; 2012; Baggi ve ark. 2013).

Çalışmamızda ise, yine implantlar tek ünite olarak modellenmiştir. Ayrıca, implant eğiminin artmasının, implantı çevreleyen kemikte daha fazla stres oluşturduğuna dair kesin bir bilgi yoktur. Farklı implant abutment bağlantı tasarımları, gelen kuvvetlerle oluşan streslerin kemiğe iletiminde farklılık göstermiştir. İmplant eğiminin artması her tasarımda aynı sonucu göstermemiştir.

Çalışmamızda implant eğimin artmasıyla sadece kemik düzeyindeki değişikliklere bakılmamıştır ayrıca implant komponentleri (implant gövdesi, abutment ve iç vida) üzerindeki etkiye de bakılmıştır. Yalnız burada da farklı tasarımlar farklı sonuçlar gösterdiği için implant eğiminin komponentler üzerindeki etkisi için kesin bir yargıya varılamamıştır.

Çalışmamızda değerlendirilen bir diğer faktör ise implantlar üzerine gelen kuvvet yönüdür. Misch (2005), implant üzerine gelen açılı (oblik) kuvvetlerle karşılaştırıldığında dik (vertikal) kuvvetlerin çok daha az stres oluşturduğunu ve hatta oblik kuvvetlerin vertikal olanlara göre % 50 den % 200 e kadar daha fazla sıkıştırma stresi yarattığını ayrıca germe streslerinin de 10 kat daha arttığını savunmuştur. Ayrıca oblik kuvvetlerin protetik komponentlerin gevşemesine, restorasyonların desimante

olmasına ve porselen kırıklarına sebep olduğunu belirtmiştir. Literatürde ise, oblik kuvvetlerin implantlar üzerine etkisi için yapılmış birçok çalışma vardır (Lin ve ark., 2008; Lan ve ark., 2010; Almeida ve ark., 2013).

Lin ve ark. (2008), yaptıkları sonlu elemanlar analizi çalışmasında, maksiller posteriora eğimli ve düz bir şekilde yerleştirdiği 2 farklı marka implanta düz ve oblik yönden kuvvetler uygulamış ve bunu farklı kemik yoğunluklarında ayrı ayrı değerlendirmişlerdir. Çalışmanın sonucunda ise, kortikal kemikte oluşan streslerde yükleme tipinin, spongios kemikte oluşan streslerde kemik yoğunluğunun, implant üzerindeki oluşan streslerde ise implant eğiminin tüm değişkenler içinde (yükleme tipi, implant eğimi, kemik yoğunluğu, implant tipi) en fazla etkiye sahip olduğunu savunmuşlardır. Yalnız burada implant eğimi bukkolingual yöndedir ve yine tek ünite olarak çalışılmıştır.

Lan ve ark. (2010), yaptıkları sonlu elemanlar çalışmasında, 2 implantı birbirlerine göre paralel, diverjan ve konverjan şekilde modellemiş, bunların üzerlerine dik ve oblik olacak şekilde kuvvetler uygulamışlardır. Bunun sonucunda ise oblik yüklemenin oluşan stresleri en çok etkileyen faktör olarak belirtmiş ve implantların birbirlerine göre paralel, diverjan ya da konverjan olmasının bir fark yaratmadığını bildirmişlerdir.

Almeida ve ark. (2013), yaptıkları sonlu elemanlar çalışmasında, morse taper ve eksternal implant abutmant bağlantısı olan implantları eğimli bir şekilde modellemiş ve oblik yüklemenin özellikle de eksternal bağlantıda daha büyük stres oluşturduğunu göstermişlerdir.

Çalışmamızda da benzer şekilde oblik yüklemenin genel olarak tüm modellemelerde, hem kemik seviyesinde hem de implant komponentleri üzerinde daha fazla stres oluşturduğu gözlemlendi.

Mühendislikte karmaşık analitik sistemlerin çözümünde kullanılan sonlu eleman analizi, diş hekimliğinde de her tür cisme ve karmaşık yapılara uygulanabilmesi, kullanılan malzeme sayısının sınırlandırılmaması, stres dağılımlarının hassas bir şekilde elde edilmesi, deneysel modelin kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi, malzemenin mekanik ve fiziksel özelliklerinin çok iyi yansıtılabilmesi gibi avantajları nedeni ile çalışmamızda tercih edilmiştir (DeHoff ve Anusavice, 1984; Chun ve ark., 2002).

Stres analizlerindeki esas amaç, modelin gerçek organ, doku ve rekonstrüktif malzemeye mümkün olduğunca benzemesini ve fonksiyonel uygulamanın da gerçekte organizmada etkili olan kuvvetleri şiddet, yön ve tip olarak taklit edebilmesini sağlamaktır. Ancak bu koşullarda analiz sonuçları gerçeği yansıtır ve bilimsel olabilir. Ayrıca bu yöntem, risk faktörleriyle ilişkili bulguların, klinik deneyimlere dayandırılmadan, önceden belirlenmesine izin verir (Aydınlık ve Şahin, 1977). Sonlu eleman, yönteminde materyal özellikleri, modelin sınır koşulları, ara yüz tanımlamaları ve modelin gerçek yapıya benzerliği, sonuçları etkileyen faktörlerdir. Matematiksel modeller ile bilgisayar kullanılarak çözümlene yapılabileceği için kontrol mekanizması oldukça yüksek hassas sonuçlar elde edebilir. Ancak analizde gerçek cismin ya da sistemin matematiksel modelleri kullanıldığından, doğal davranışın bütün detayları tam olarak belirlenemeyebilir (Yoshida ve ark, 2000). Bunun yanında kolaylıkla deney koşulları, parametreler ve geometri değiştirilebilir ve istenilen bir zamanda deney tekrarlanabilir (Caputo ve Standlee, 1987; Braga ve ark., 2011). Matematiksel modellerle yapılan deneylerde sağlanabilen bu avantajların, in vivo deneylerde elde edilmesi imkansızdır. Bu nedenle test edilmiş ve doğruluğu kanıtlanmış matematiksel modeller kullanılarak yapılan analizler, materyal ya da deney dizaynının incelenmesinde kullanışlı bir yöntemdir (Yoshida ve ark, 2000).

Sonlu eleman yönteminde iki ya da üç boyutlu modeller kullanılabilir. İki boyutlu yöntem uygulanarak yapılan modellemelerde elemanlar sadece bir alana sahipmiş gibi değerlendirilirken, derinlik boyunca oluşabilecek değişimler göz önüne alınmaz. Üç boyutlu sonlu elemanlar analizinde ise elemanlar bir hacme sahiptir ve her yönde oluşabilen değişimler incelenebilir (Saraç, 2003; Yüzbaşıoğlu, 2006). Diş hekimliğinde modellenen yapıların anatomisinin düzensizliği nedeniyle üç boyutlu modellemeler gerçeğe daha yakın modeller elde edilmesine olanak sağlar. Ayrıca kuvvetlerin uygulandığı düzlemin simetrik olmaması nedeniyle stres dağılımı üç boyutlu analizlerde iki boyutlu analizlere göre daha doğru ve gerçekçi sonuçlar verir (Darendeliler, 1995; Romeed ve ark., 2006). İsmail ve ark. (1987), sonlu elemanlar analizlerini karşılaştırdıkları çalışmada, iki boyutlu analizin normal gerilme dağılımlarını detayları ile yansıtmadığı, sadece asal gerilme dağılımları incelenmek istendiğinde yeterli olduğu belirtilmiştir. Bu bilgiler ışığında, daha gerçekçi modelleme yapılması ve daha gerçekçi sonuçlar elde edilmesi amacıyla, bu çalışmada da üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi tercih edildi.

Sonlu elemanlar yönteminde kullanılan eleman tipi sonuçların güvenilirliğini etkilemektedir. Doğru planlanmış bir çalışmada yanlış eleman tipinin kullanılması, hatalı sonuçlar alınmasına neden olabilir (Kayabaşı, 2003). Çalışmamızda 4 bağlantı noktasına sahip, tetrahedral elemanlar kullanıldı. Bu elemanlar piramit formda olduklarından, modellenen geometrinin karmaşık olması durumunda matematik modelin oluşturulmasında kolaylık sağlamaktadır (Yüzbaşıoğlu, 2006).

Yöntemde, kullanılacak matematiksel modelde gerçek cismin tamamının mı yoksa yalnızca çalışılacak bölgenin mi modellenmesi gerekliliği tam olarak açıklanamamıştır. Meijer ve ark. (1993), alt çenenin tamamının modellenmesi yerine çalışılacak olan bölgenin daha detaylı modellenmesinin daha az zaman alıcı ve daha kolay olması nedeniyle yeterli olacağını bildirmişlerdir. Ancak modelleme ne kadar detaylı olursa elde edilecek sonuçta o kadar gerçeğe yakın sonuçlar verecektir. Sonlu elemanlar yönteminde çözümlerin alınmasındaki zamanın kısaltılması açısından, model geometrilerinde kortikal ve spongioz ayrımı yapmaksızın tek tip kemik katmanı modellenmesi gibi basitleştirmelere gidilmesi, bu tip çalışmaların pek çoğunda uygulanan bir yöntemdir (Özkan, 1997; Hansson ve Ekestubbe, 2004; Ertem, 2010; Bekçioğlu, 2011; Şanal, 2012). Ancak yapılan bu basitleştirmeler elde edilecek sonuçların doğruluğunu olumsuz yönde etkileyebileceğinden çalışmamızda gerçeğe uygun şekilde modellemeler oluşturuldu. Kortikal ve spongioz kemik ayrı ayrı oluşturuldu. Doğada bulunan hiçbir malzeme % 100 homojen ve izotropik değildir ve organik maddelerin canlı sistem içinde homojen ve izotrop olması beklenemez. Bir organizmaya ait her hangi bir dokunun içyapısı ve izotropisi belli sınırlar içerisinde sayılamayacak kadar çok etkenle değişebilmektedir. Bu durumda malzemenin homojen ve izotrop olduğu düşünülüp, ortalama değerler kullanmak in vitro deney sonuçlarının gerçeğe yaklaşımını engellemeyecektir (Eskitaşcıoğlu, 1991). Bu nedenle çalışmamızda kullanılan modellerde kortikal ve trabeküler kemikler homojen ve izotropik olarak oluşturuldu.

Dental implantların yiv heliksi ve vida yuvasını içeren tam geometrisinin modellenmesi, bu tip analizlerin doğruluğu açısından önemlidir. Böylelikle vida yiv ilişkisi sağlıklı olarak oluşturulabilir (Lang ve ark, 2003). Merz ve ark. (2000), yaptıkları çalışmada, modeli basitleştirmek amacı ile implant ve implant dayanağının yivlerini spiral karakterde modellememişlerdir. Lang ve ark. (2003), Merz ve ark. (2000), çalışmalarında kullandıkları simetrik halkalar şeklindeki yivlerin sadece temas

bölgelerindeki basıncı ve sürtünmesel kuvvetleri transfer ettiğini, fakat açısız stres transferinde yetersiz kaldığını bildirmişlerdir. Bu nedenle çalışmamızda yer alan implant ve komponentlerinin yivleri gerçeğine yakın şekilde modellendi.

Sonlu eleman yönteminde yükleme koşulları altında, kullanılan yazılıma bağlı olarak farklı parametrelerle ilgili stresler elde edilebilir. Bu noktada incelenen sistemin değerlendirilmesinde hangi verilerin kullanılacağı önemlidir. Bu verilerin belirlenmesi, incelenen materyallerin mekanik özelliklerine bağlıdır. Örneğin kırılma materyaller için principle streslerin değerlendirilmesi anlamlıdır. Bu verilerden elde edilecek maksimum principle stres, sistemde oluşan gerilim tipi stresi; minimum principle stres ise sıkışma tipi stresi belirler. Elde edilen en yüksek maksimum ve minimum stres, kırılma materyallerin en yüksek gerilim ve sıkışma dayanımı ile karşılaştırılarak yorumlanır (İnan, 1988; Deniz, 2011). Çalışmamızda kemik bünyesinde oluşan stresler bu veriler ile değerlendirildi.

Literatürde üç boyutlu stres halindeki akmanın, tek boyutlu gerilme halindeki akma ile ilişkisini teorik olarak açıklayan bir yöntem yoktur. Bu amaçla ampirik teorilerden yararlanılır. Çok sayıdaki hata kriterleri arasında Tresca tarafında önerilen “Maksimum Kayma Gerilmesi Kriteri” ve Von Mises tarafından önerilen “Enerji Distorsiyon Kriteri” en önemli yeri teşkil eder. Von mises eşdeğer stres değerleri, çalışmamızdaki titanyum materyali gibi çekilebilir malzemelerin incelenmesinde, olası plastik deformasyonun başlangıcının belirlenmesi açısından önemlidir. Ayrıca Von mises stresleri stres yoğunlaşma lokalizasyonlarının ve problemin genel olarak yorumlanması açısından yararlıdır (İnan, 1988; Deniz, 2011).

Sonlu eleman stres analizlerinden matematiksel hesaplamalar sonucu elde edilen sayısal değerler varyasyon göstermediğinden, sonuçların istatistiksel olarak değerlendirilmesi rutin yapılması gereken bir işlem değildir. Bu sebeple, çalışmamızda istatistiksel analiz yapılmamıştır. Ancak bu sonuçlardan klinik uygulamalarda faydalanmak için yeterli ve tatmin edici yorumların yapılması gerekir (Lovald ve ark., 2006).

Bu çalışmada 4 farklı implant abutment bağlantı tasarımı için, 3 farklı açıda implant eğimi kombinasyonları, 2 farklı yönden verilen kuvvetler ile sonlu elemanlar stres analizine tabi tutuldu. Çalışmamızda incelenen, implant abutment bağlantı tasarımları ve bunların eğimli implantlardaki stres dayanımları üzerine etkisi göz önünde bulundurulduğunda, karşılaştırma yapabileceğimiz mevcut benzer bir çalışma

bulunamamıştır. Modellemede kullanılan implant sayısı arttırılıp bunların splintlenmesi ve farklı kemik yoğunlukları içerisinde değerlendirilmesi ile daha geniş kapsamlı çalışmalar planlanabilir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın sınırlamaları dahilinde elde edilen sonuçlar ve yapılan öneriler şu şekildedir;

- İmplant abutment bağlantı tasarımını farklı olan implantlarda oluşan stresler farklı olmuştur.
- Çalışmamızda, implant eğiminin artmasının, implantı çevreleyen kemikte ve implant komponentleri üzerinde daha fazla stres oluşturduğuna dair kesin bir bilgi yoktur. Farklı implant abutment bağlantı tasarımları, gelen kuvvetlerle oluşan streslerin kemiğe iletiminde farklılık göstermiştir. İmplant eğiminin artması her tasarımda aynı sonucu göstermemiştir.
- İmplant komponentleri ve kemik seviyesindeki stres yoğunluklarına bakıldığında genel olarak en başarılı dağılımı gösteren tasarım, “ tube in tube ” bağlantı tasarımını olmuştur.
- Çalışmamızda oblik yüklemelerin, stres arttırıcı bir faktör olarak tüm implant tasarımlarında hem kemik seviyesinde hem de implant komponentleri üzerinde asıl stres farkını oluşturduğu gözlenmektedir.
- Yeni yapılacak çalışmalar için implant sayılarının arttırılması ve implantların splintlenmesi ayrıca tüm kemik yoğunluklarında yapılacak değerlendirmeler önerilebilir.

KAYNAKLAR

- Akça K, Çehrelı MC, İplikçioğlu H. A comparison of three-dimensional finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on dental implants, *Int J Prosthodont*. 2002;15(2):115-21.
- Akça K, İplikçioğlu H. Finite element stress analysis of the effect of short implant usage in place of cantilever extensions in mandibular posterior edentulism. *J Oral Rehabil* 2002;29(4):350-6.
- Akpınar I, Demirel F, Parnas L, Sahin S. A comparison of stress and strain distribution characteristics of two different rigid implant designs for distalextension fixed prostheses. *Quintessence Int*. 1996;27(1):11-17.
- Albrektsson T, Branemark PI, Hansson HA, Lindstrom J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop*. 1981;52(2):155-170.
- Albrektsson T, Zarb G, Worthington P, Eriksson AR. The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Max Impl*. 1986;1(1):11-25.
- Alkan I, Sertgöz A, Ekici B. Influence of occlusal forces on stress distribution in preloaded dental implant screws. *J Prosthet Dent*. 2004;91(4):319-325.
- Almeida DAF, Pellizzer EP, Verri FR, Junior JFS, Carvalho PSP. Influence of morse tapered and external hexagon connections on bone stresses around tilted dental implants. Three-dimensional finite element method with statistical analysis. *J Periodontol*. 2013;85(2):1-17.
- Aparicio C, Perales P, Rangert B. Tilted implants as an alternative to maxillary sus grafting: A clinical, radiologic and periotest study. *Clin Implant Dent R*. 2001;3(1):39-49
- Aparicio C, Arevalo X, Ouzzani W, Granados C. A retrospective clinical and radiographic evaluation of tilted implants used in the treatment of the severely resorbed edentulous maxilla. *Applied Osseo R*. 2002;3:17-21.
- Ataman H. Bukko-lingual yönde eğimli yerleştirilmiş implantlarda kemiğe iletilen oklüzal kuvvetlerin üç-boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi. Gazi Üniversitesi Sağlık bilimleri enstitüsü Ankara, Doktora Tezi. 2005;32-34.
- Atmaram GH, Mohammed H. Stress analysis of single-tooth implants. III. Effect of elastic modulus and thickness of pseudo periodontal ligament. *Implantologist*. 1983-84;3(1):69-72.
- Aydınlık E, Şahin E. Diş hekimliğinde stres analizleri. *Hacettepe Diş Hek Fak Derg*. 1977;1(1):78-85.

- Baggi L, Pastore S, Girolamo MD, Vairo G. Implant-bone load transfer mechanisms in complete-arch prostheses supported by four implants: A three-dimensional finite element approach. *J Prosthet Dent* 2013;109(1):9-21
- Balshi TJ. An analysis and management of fractured implants: a clinical report. *Int J Oral Max Impl.* 1996;11(5):660-666.
- Balshi TJ, Wolfinger GJ, Balshi SF. Analysis of 356 pterygo-maxillary implants in edentulous arches for fixed prosthesis anchorage. *Int J Oral Max Impl.* 1999;14(3):398-406.
- Barbier L, Vander Sloten J, Krzesinski G, Schepers E, Van der Perre G. Finite element analysis of non-axial versus axial loading of oral implants in the mandible of the dog. *J Oral Rehabil* 1998;25(11):847-858.
- Becker W, Becker BE. Replacement of maxillary and mandibular molars with single endosseous implant restorations: a retrospective study. *J Prosthet Dent* 1995;74(1):51-55.
- Bekçioğlu B. Temporomandibular eklem protezlerinin biyomekanik olarak incelenmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun, Doktora Tezi, 2011;28-30.
- Bernardes SR, Neto AJF, Neves FD. Photoelastic analysis of stress patterns from different implant- abutment interfaces. *Int J Oral Max Impl.* 2009;24(5):781-789
- Bevilacqua M, Tealdo T, Pera F, Menini M, Mossolov A, Drago C, Pera P. Three dimensional finite element analysis of load transmission using different implant inclinations and cantilever lengths. *Int J Prosthodont* 2008;21(6):539-542.
- Bevilacqua M, Tealdo T, Menini M, Pera F, Mossolov A, Drago C, Pera P. The influence of cantilever length and implant inclination on stress distribution in maxillary implant supported fixed dentures. *J Prosthet Dent.* 2010;105(1):5-13.
- Borchers L, Reichard P. Three dimensional stress distribution around a dental implant at different stages of interface development. *J Dent Res.* 1983;62(2):155-159.
- Braga RR, Pfeifer CS, Sakaguchi RL. Testing of Dental Materials and Biomechanics. In: Sakaguchi RL, Powers JM, editors. *Craig's restorative dental materials.* 13th Ed., Philadelphia, Mosby Inc. 2011;83-107.
- Branemark PI, Breine U, Adell R, Hansson BO, Lindstrom J, Ohlsson A. Intra-osseous anchorage of dental prostheses I. Experimental Studies Scand. *J Plast Reconstr Aes.* 1969;3(2):81-100.
- Capelli M, Zuffetti F, Del Fabbro M, Testori T. Immediate rehabilitation of the completely edentulous jaw with fixed prostheses supported by either upright or

- tilted implants: a multicenter clinical study. *Int J Oral Max Impl.* 2007;22(4):639-644.
- Caputo AA, Standlee JP. *Biomechanics in Clinical Dentistry*, 2nd Ed. Chicago; Quintessence Publishing. 1987;19-27.
- Celleti R, Pameijer CH, Bracchetti G, Donath D, Persichetti G, Visani I. Histologic evaluation of ossteointegrated implants restored in nonaxial functional occlusion with preangled abutments. *Int J Periodont Rest.* 1995;15(6):563-573.
- Chrcanovic BR, Albrektsson T, Wennerberg A. Tilted versus axillary dental implants: A meta-analysis. *J Dent.* 2014;57(12):1-22.
- Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, Choi YC, Baik HK, Ku Y, Kim MH. Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil.* 2002;29(6):565-574.
- Clelland NL, Gilat A, McGlumphy E, Brantley AW. A photoelastic and strain gauge analysis of angled abutments for an implant system. *Int J Oral Max Impl.* 1993;8(5):541-548.
- Clelland NL, Lee JK, Bimbenet OC, Brantley AW. Basic research: A three dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthet Dent.* 1995;4(2):95-100.
- Cook SD, Klawitter JJ, Weinstein AM. A model for the implant-bone interface characteristics of porous dental implants. *J Dent Res.* 1982;61(8):1006-1009.
- Craig R.G, O'Brien W.J, Powers J.M. *Dental materials*. 6th ed. St. Louis, Mosby Inc. 1996;10-26.
- Craig R. *Restorative Dental Materials*, 13th Ed, The, St.Louis, Mosby Co, 2012;40-41.
- Çağlar A, Aydın C, Yılmaz C, Korkmaz T. Effects of mesio distal inclination of implants on stress distribution in implant-supported fixed prostheses. *Int J Oral Max Impl.* 2006;21(1):36-44
- Çehreli M, Duyck J, DeCooman M, Puers R, Naert I. Implant design and interface force transfer. A photoelastic and strain gauge analysis. *Clin Oral Implan Res* 2004;15(2):249-257.
- Darendeliler Y. Sonlu elemanlar yöntemi ile diş hekimliğindeki uygulamalar. *Atatürk Üniv Diş Hekim Fak Derg.* 1995;1:87-89.
- DeHoff PH, Anusavice KJ. Effect of metal design on marginal distortion of metal-ceramic crowns. *J Dent Res.* 1984;63(11):1327-1331
- Del Fabbro M, Testori T, Francetti L, Weinstein R. Systematic review of survival rates for implants placed in the grafted maxillary sinus. *Int J Periodont Rest.* 2004;24(6):565-577.

- Deniz K. Mandibula angulus kırıklarında farklı kırık tiplerinin titanyum plak ve vida fiksasyonunun stabilitesine etkisinin sonlu elemanlar analiziyle incelenmesi. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora Tezi, 2011;30-31.
- DeTolla DH, Andreana S, Patra A, Buhite R, Comella B. The role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implant* 2000;26(2):77-81.
- Eraslan O. Farklı okluzyon tiplerinin temporomandibuler eklem üzerinde oluşturdukları fonksiyonel streslerin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, Doktora tezi, 2004;28-30.
- Ertem SY. Eğimli ve köşeli yapılan marjinal mandibulektominin kuvvet iletimine etkisinin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi. Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora Tezi, 2010;30-31.
- Eskitaşçıoğlu G. Doğal ve Protetik Restorasyonlu Dişlerde Farklı Sentrik Kontak Tiplerinde Oluşan Fonksiyonel Gerilmelerin Structural Analysis Program ile İncelenmesi; Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora Tezi, 1991;27-28.
- Fortin Y, Sullivan RM, Rangert BR. The Marius Implant Bridge: Surgical and Prosthetic Rehabilitation for the Completely Edentulous Upper Jaw with Moderate to Severe Resorption: A 5-Year Retrospective Clinical Study. *Clin Implant Dent R.* 2002;4(2):69-77.
- Francetti L, Agliardi E, Testori T, Romeo D, Taschieri S, Fabbro MD. Immediate rehabilitation of the mandible with fixed full prosthesis supported by axial and tilted implants: Interim results of a single cohort prospective study . *Clin Implant Dent R.* 2008;10(4):255-263
- Francetti L, Romeo D, Corbella S, Agliardi E, Taschieri S, Fabbro MD. Bone level changes around axial and tilted implants in full-arch fixed immediate restorations. Interim results of a prospective study. *Clin Implant Dent R.* 2012;14(5):646-654.
- Galán GS, Peñarrocha DM, Balaguer MJ, Marti BE. Rehabilitation of severely resorbed maxillae with zygomatic implants: An update. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2007;12(3):216-220.
- Geng JP, Keson BCT, Liv GR. Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry: A Review of the Literature, *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585-598.
- Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K,. Kan JYK Clinical complications with implants and implant prostheses. *J Prosthet Dent.* 2003;90(2):121-132.

- Güngör MA, Dündar M, Karaoğlu Ç, Artunç C. Effect of temperature and stress distribution on all-ceramic restorations by using three-dimensional finite element analysis, *J Oral Rehabil.* 2004;31(2):172-178.
- Hansson S, Ekstube A. Area moments of inertia as a measure of the mandible stiffness of the implant patient. *Clin Oral Implan Res.* 2004;15(4):450-458.
- Haraldson T, Carlsson GE. Bite force and oral function in patients with osseointegrated oral implants. *J Dent Res.* 1977;85(3):200-8.
- Himmlova L, Dostolava T, Kacovsky A, Konvickova S. Influence of implant length and diameter on unit distribution: A finite element analysis. *J Prosthet Dent* 2004; 91(1):20-25.
- Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. Evaluating parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis of two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *J Oral Implant.* 1998;24(2):80-88
- Hruska A.R. Intraoral welding of pure titanium. *Quintessence Int.* 1987;18(10):683-688.
- Ishigaki S, Nakano T, Yamada S, Nakamura T, Takashima F. Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implan Res.* 2003;14(1):97-102.
- İnan M. Cisimlerin mukavemeti. 6. Baskı. İstanbul, İTÜ Vakfi. 1988;25:12-342.
- İplikçioğlu H, Akça K. 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* 2002;30(1):41-46.
- İsmail YH, Pahountis LN, Fleming JF. Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Max Impl.* 1987;4(2):25-31.
- James AM, Lord MP. *Macmillan's Chemical and Physical Data*, 1st Ed., London, Macmillan Press. 1992:231-235.
- Kallus T, Bessing C. Loose gold screws frequently occur in full-arch fixed prostheses supported by osseointegrated implants after 5 years. *Int J Oral Max Impl.* 1994;9(2):169-78.
- Karayazgan B. Yüz defeklerinde kullanılabilir farklı implant tasarımlarının kemikte oluşturduğu gerilmelerinin sonlu elemanlar analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. İstanbul Üniversitesi, İstanbul, Doktora Tezi, 2005;29-30.
- Kayabaşı O. Kalça Eklemi Protezinin Sonlu Elemanlar Yöntemi ile İncelenmesi. Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü, Mühendislik Fakültesi, Tasarım ve İmalat Mühendisliği Anabilim Dalı, Kocaeli, Yüksek Lisans Tezi, 2003;25-26.

- Koutouzis T, Wennström JL. Bone level changes at axial- and non axial- positioned implants supporting fixed partial dentures. A 5- year retrospective longitudinal study. *Clin Oral Impl Res.* 2006;18(5):585-590.
- Kregzde M. A method of selecting the best implant prosthesis design option using three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Max Impl.* 1993; 8(6):662-673
- Krekmanov L, Kahn M, Rangert B, Lindström H. Tilting of posterior mandibular and maxillary implants for improved prosthesis support. *Int J Oral Max Impl.* 2000;15(3):405-414.
- Krekmanov L. Placement of posterior mandibular and maxillary implants in patients with severe bone deficiency: a clinical report of procedure. *Int J Oral Max Impl.* 2000;15(5):722-730.
- Lan TH, Pan CY, Lee HE, Huang HL, Wang CH. Bone stress analysis of various angulations of mesiodistal implants with splinted crowns in the posterior mandible: A three-dimensional finite element study. *Int J Oral Max Impl.* 2010;25(4):763-770
- Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang B. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent.* 2003;90(6):539-546.
- Ledley RS, Huang HK. Linear model of tooth displacement by applied forces. *J Dent Res.* 1968;47(3):427-432.
- Lekholm U, Zarb GA. Patient selection and preparation. In: Branemark PI, Zarb GA, Albrektsson T, editors. *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in Clinical Dentistry.* 1st Ed., Chicago, Quintessence Publishing. 1985;124-128.
- Lemons J.E. Dental implant biomaterials. *J. Am. Dent. Assoc.* 1990;121(6):716-719.
- Lin CL, Wang JC, Ramp LC, Liu PR. Biomechanical response of implant systems placed in the maxillary posterior region under various conditions of angulation, bone density, and loading. *Int J Oral Max Impl.* 2008;23(1):57-64.
- Lovald ST, Khraishi, Wagner J, Baack B, Kelly J, Wood J. Comparison of plate-screw systems used in mandibular fracture reduction: finite element analysis. *J Biomech Eng.* 2006;128(5):654-662.
- Mackerle, J. Finite Element Modelling and Simulations in Dentistry: A Bibliography. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering.* *J Prosthet Dent.* 2004;7(5):277- 303.
- Maeda Y, Satoh T, Sogo M. In vitro differences of stress concentrations for internal and external hex implant abutment connections: a short communication. *J Oral Rehabil.* 2006;33(1):75-78.

- Maló P, Rangert B, Nobre M. “All-On-Four” Immediate-function concept with Brånemark system® implants for completely edentulous mandibles: A retrospective clinical study. *Clin Implant Dent R.* 2003;5:2-9.
- Maló P, Rangert B, Nobre M. All-On-4 immediate-function concept with Brånemark system® implants for completely edentulous maxillae: A 1-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent R.* 2005;7:588-594.
- Mattsson T, Köndell PA, Gynther GW, Fredholm U, Bolin A. Implant treatment without bone grafting in severely resorbed edentulous maxillae. *J Oral Maxillofac Surg.* 1999;57(3):281-287.
- Maurer P, Holweg S, Schubert J. Finite-element analysis of different screwdiameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *J Cranio Maxill Surg* 1999;27(6): 365-372.
- McCabe JF, Walls AWG. *Applied Dental Materials.* 8th Ed. Oxford, Blackwell Science Publishing Ltd, 1984:22-28.
- Meijer, HJ, Starmans FJ, Bosman F, Steen WH. A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil.* 1993;20(2):147-57.
- Merz BR, Hunenbart S, Belser UC. Mechanics of the implant abutment connection: an 8-degree taper compared to a butt joint connection. *Int J Oral Max Impl.* 2000;15(4):519-526.
- Misch CE. Treatment planning for edentulous maxillary posterior region. In Misch CE, editor: *Contemporary Implant Dentistry*, St Louis, Mosby Inc, 1993:123-125.
- Misch C.E. *Contemporary Implant Dentistry.* 2nd ed, St Louis, Mosby Inc. 1999:151-161.
- Misch C. Dental İmplant Protezleri. İmplant destekli protezlerde oklüzal düşünceler: İmplant koruyuculu oklüzyon. 1. Baskı, Michigan, Mosby Inc. 2005:472-507.
- Misch C. Dental İmplant Protezleri. Hasta koşullarına bağlı kuvvet faktörleri. 1.Baskı, Michigan, Mosby Inc. 2005:100-101.
- Misch C. Dental İmplant Protezleri. Mevcut kemik ve implantoloji. 1. Baskı, Michigan, Mosby Inc.2005:105-127.
- Monje A, Chan HL, Suarez F, Moreno PG, Wang HL, Marginal bone loss around tilted implants in comparison to straight implants: A meta-analysis. *Int J Oral Max Impl.* 2012;27(6):1576-1583.
- Möllersten L, Lockowandt P, Linden LA. Comparison of strength and failure mode of seven implant systems: an invitro test. *J Prosthet Dent* 1997;78(6);582-591.

- Natali AN. *Dental Biomechanics*. 2. Ed., London, Taylor & Francis Inc,2003;116-122.
- Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Nishioka LNBM, External hexagon and internal hexagon in straight and offset implant placement: Strain gauge analysis. *Implant Dent* 2009;18(6):512-520.
- Nishioka RS, Vasconcellos LGO, Nishioka GNM. Comparative strain gauge analysis of external and internal hexagon, morse taper, and influence of straight and offset implant configuration. *Implant Dent* 2011;20(2):24-32.
- O'Brien WJ. *Dental Materials and Their Selection*. 2nd Ed., New York, Quintessence Publishing Co. 1997:235-240.
- Okeson JP. *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*. 7. Ed., Saint Louis, Mosby Co.1998;50-51.
- Oltra DP, Marti EC, Ali JA, Peñarrocha M. Rehabilitation of the atrophic maxilla with tilted implants: review of the literature. *J Oral Implant*. 2013;39(5):625-32.
- Özkan, MK. İmplant destekli overdenture protezlerde bar yapımında kullanılan iki değişik metal alaşımının, bar şeklinin ve barlı sisteme destek veren implant sayısının statik yükleme altında oluşan kuvvet dağılımına etkilerinin sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi ile incelenmesi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, Doktora Tezi. 1997;30-31.
- Peñarrocha M, García B, Martí E, Boronat A. Rehabilitation of severely atrophic maxillae with fixed implant-supported prostheses using zygomatic implants placed using the sinus slot technique: clinical report on a series of 21 patients. *Int J Oral Max Impl*. 2007;22(4):645-650.
- Peñarrocha M, Carrillo C, Boronat A, Peñarrocha M. Retrospective study of implants placed in the pterygomaxillary region using drills and osteotomes. *Int J Oral Max Impl*. 2009;24(4):720-726.
- Philips RW, *The Science of Dental Materials*, 9th ed, Philadelphia and London, W.B. Saunders Company. 1993:342-354.
- Renouard F, Nisand D. Impact of implant length and diameter on survival rates. *Clin Oral Implan Res*. 2006;17:35-51.
- Romeed SA, Fok SL, Wilson NHF. A comparison of 2D and 3D finite element analysis of a restored tooth. *J Oral Rehabil*. 2006;33(3):209-215.
- Ruimerman R. *Modeling and remodeling in bone tissue*. 1.st Ed., Eindhoven, Technische Universitaet Eindhoven. 2005:1-6.
- Saraç D. Güçlendirilmiş kompozit rezin ve tamamı seramik restoratif materyallerin mekanik özelliklerinin sonlu elemanlar stress analizi yöntemi ile karşılaştırılması. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık bilimleri Enstitüsü Samsun, Doktora Tezi, 2003;33-34.

- Schroeder A. Oral Implantology - Basics, ITI Hollow Cylinder System. Second revised edition, New York, Thieme Med Pub. 1995;60-62.
- Sevimay M, Turhan F, Kılıçaslan MA, Eskitasçıoğlu G. Three-dimensional finite element analysis of the different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. J Prosthet Dent. 2005;93(3):227-234.
- Shackleton JL, Carr L, Slabbert JCG, Becker PJ. Survival of fixed implant-supported prostheses related to cantilever lengths. J Prosthet Dent. 1994;71(1):23-26.
- Shigley JE, Mechanical Engineering Design. 6th Ed., New York, McGraw-Hill Book Company. 1986:93-154.
- Siegele D, Soltesz U. Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. Int J Oral Max Impl. 1989;4(4):333-340.
- Spiekermann H. Color Atlas of Dental Medicine, Implantology. 1st Ed., New York, Thieme Medical Pub. Inc. 1995:238-266.
- Stanford CM, Brand RA. Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. J Prosthet Dent. 1999;81(5):553-561.
- Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. Clin Oral Implan Res. 2008;19(12):1276-1284
- Şahin MK, Dört farklı cam fiber postun in vitro bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, Doktora tezi, 2008;29-32.
- Şahin S, Çehreli MC, Yalçın E. The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses-A review. J Dent. 2002;30:271-282.
- Şanal KO. Segmental rezeke mandibula onarımında kullanılan farklı osteosentez sistemlerinin sonlu eleman yöntemi ile incelenmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun, Doktora tezi, 2012;30-31.
- Tang CS, Adam BA, Naylor BS. Single-Unit Implants Versus Conventional Treatments for Compromised Teeth: A Brief Review of the Evidence. J Dent Educ. 2005;69(4):414-419.
- Tashkanki EA, Lang BR, Edge MJ. Analysis of strain at selected bone sites of a cantilevered implant-supported prosthesis, J Prosthet Dent. 1996;76(2):158-164
- Taylor DT, Becker W, Lang BR, Beumer J. Is nonaxial loading harmful to the bone implant interface of osseointegrated implants? Int J Oral Max Impl. 1995;10:621-625.

- Teixeira ER, Sao Y, Akagawa Y, Shindoi NA. A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implantbiomechanics. *J Oral Rehabil.* 1998;25(4):299-303.
- Tesk JA, Widera O. Stress distribution in bone arising from loading on endosteal dental implants. *J Biomed Mater Res.* 1973;7(3):251-61.
- Testori T, Mandelli F, Mantovani M, Taschieri S, Weinstein RL, Fabbro MD. Tilted trans-sinus implants for the treatment of maxillary atrophy: Case series of 35 consecutive patients. *J Oral Maxillofac Surg.* 2013;71(7):1187-1194.
- Tonetti MS. Determination of the success and failure of root-form osseointegrated dental implants. *Adv Dent Res.* 1999;13:173-180.
- Ugurel CS, Steiner M, Isik-Ozkol G, Kutay O, Kern M. Mechanical resistance of screwless morse taper and screw retained implant-abutment connections. *Clin. Oral Impl. Res.* 2013;1:1-6.
- Ulusoy M. Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler, 2. Baskı, Ankara, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.2005;96-120.
- Van Steenberghe D, Sullivan D, Listrom R, et al. A retrospective multicenter evaluation of the survival rate of osseointegrated fixtures supporting fixed partial prostheses in the treatment of partial edentulsm. *J Prosthet Dent.* 1980;61(2):217-223.
- Watanabe M, Hattori Y, Satoh C. Biological and biomechanical perspectives of normal dental occlusion. *Int Congr Ser.* 2005;1284:21-27.
- Weinberg LA, Kruger B. A comparison of implant/prosthesis loading with four clinical variables. *Int J Prosthodont* 1995;8(5):421-433.
- Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. Stress analysis of porous rooted dental implants. *J Dent Res* 1976;55(5):772-777.
- Widmark G, Andersson B, Carlsson GE, et al: Rehabilitation of patients with severely resorbed maxillae by means of implants with or without bone grafts: A 3 to 5 year follow-up clinical report. *Int J Oral Max Impl.* 2001;16(1):73-79.
- Williams KR, Watson WM, Scott J, Gregory M, Sinobad D. Finite Element analysis of fixed prosthesis attached to osseointegrated implants. *Quintessence Int* 1990; 21(7):563-570.
- Yoshida N, Koga Y, Kobayashi K, Yamada Y, Yoneda T A new method for qualitative and quantitative evaluation of tooth displacement under the application of orthodontic forces using magnetic sensors. *Med Eng Phys.* 2000;22(4):293-300.

Yüzbaşıoğlu HE. İmplantüstü sabit bölümlü protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Samsun, Doktora Tezi, 2006;32-33.

Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde Maddeler Bilgisi. 1.Baskı, Ankara, Ankara Üniv. Basımevi. 1993:25-28.

Zampelis A, Ranger B, Heijl L. Tilting of splinted implants for improved prosthodontic support: A two-dimensional finite element analysis. J Prosthet Dent. 2007;97(6):35-43.

Zarb GA, Schmitt A. The longitudinal clinical effectiveness of osseointegrated dental implants: the Toronto study. Part III: Problems and complications encountered. J Prosthet Dent.1990;64(2):185-194.

Zarb GA, Albrektsson T. Osseointegration: A requiem for the periodontal ligament? (guess editorial) Int J Periodont Rest.1991;11(1):88-91.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Özgür ÖZTÜRK

Doğum Yeri: Samsun

Doğum Tarihi:1985

Medeni Hali: Evli

Bildiği Yabancı Diller: İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl): Çukurova Üni. Diş Hek. Fak. Lisans Öğrencisi 2002-2007.
OMÜ Diş Hek. Fak. Protetik Diş Ted AD. Doktora Öğrencisi. 2010-2014.

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl: Özel sektör 2007-2009

E-posta: ozzozturk@gmail.com