T.C

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DİŞ-İMPLANT DESTEKLİ SABİT RESTORASYONLARDA KUVVET KIRICI TASARIMININ VE KONUMUNUN DİŞ İLE İMPLANT ÇEVRESİNDEKİ STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Dt. Gülberk Eroğlu

Protez (Diş) Programı

DOKTORA TEZİ

ANKARA

2012

T.C

HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ

SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

DİŞ-İMPLANT DESTEKLİ SABİT RESTORASYONLARDA KUVVET KIRICI TASARIMININ VE KONUMUNUN DİŞ İLE İMPLANT ÇEVRESİNDEKİ STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Dt. Gülberk Eroğlu

Protez (Diş) Programı

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. İbrahim Tulunoğlu

ANKARA

2012

Anabilim Dalı: Protetik Diş Tedavisi

Program: Protez

Tez Başlığı: Diş-implant destekli sabit restorasyonlarda kuvvet kırıcı tasarımının ve konumunun diş ile implant çevresindeki stres dağılımına etkisinin incelenmesi

Öğrenci Adı-Soyadı: Gülberk Eroğlu

Savunma Sınavı Tarihi: 28. 05. 2012

Bu çalışma jürimiz tarafından yüksek lisans/doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:	Prof. Dr. Yavuz Aslan Hacettepe Üniversitesi	
Tez danışmanı:	Prof. Dr. İbrahim Tulunoğlu Hacettepe Üniversitesi	
Üye:	Prof. Dr. Nur Hersek Hacettepe Üniversitesi	
Üye:	Prof. Dr. Nesrin Anıl Hacettepe Üniversitesi	
Üye:	Prof. Dr. Cemal Aydın Gazi Üniversitesi	

ONAY

Bu tez Hacettepe Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri tarafından uygun görülmüş ve Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararıyla kabul edilmiştir.

Müdür

Prof. Dr. M. Kadri ALTUNDAĞ

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın gerçekleştirilmesine katkılarından dolayı;

Doktora eğitimim boyunca her zaman yanımda olan, tezimin her aşamasında tecrübesini ve katkılarını benden esirgemeyen sevgili hocam Sayın Prof. Dr. İbrahim Tulunoğlu'na

Doktora eğitimim boyunca bana her zaman hoşgörü ile yaklaşan ve desteklerini hep yanımda hissettiğim değerleri hocalarım Sayın Prof. Dr. Yavuz Aslan, Prof. Dr. Nur Hersek ve Prof. Dr. Nesrin Anıl'a

Diş hekimliği eğitimim süresince bilgi ve deneyimlerini paylaşan tüm Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı Öğretim Üyesi hocalarıma

Manevi destekleri ve sevgileriyle her daim yanımda olan çok sevgili arkadaşlarım Saniye Eren Halıcı, Didem Hasanoğlu Aydın, Zeliha Boz ve Ceren Özge Biçer'e

Her koşulda birlikte çalışmaktan mutluluk duyduğum, çalışma ortamımızı sıcak hale getiren sevgili asistan arkadaşlarıma

Hayatımın her aşamasında bana maddi ve manevi destek olmaktan hiç yorulmayan, hem anne hem de baba olan, tanıdığım en fedakâr, en benzersiz insan, annem Ümit Çırak'a

Gözümü açtığım ilk günden beri yanımda olan, benimle üzülen, benimle gülen her daim sevgisini ve desteğini hissettiğim sevgili abim Berkin Berkcan Çırak'a

Tanıdığım günden beri, sonsuz sevgisi, desteği ve sabrıyla hayatı daha anlamlı ve güzel hale getiren hayat arkadaşım, Deniz Eroğlu'na

ve

her zaman sevgi ve destekleriyle yanımda olan tüm aileme

İçtenlikle ve tüm kalbimle teşekkür ederim.

ÖZET

Eroğlu, G. Diş-implant destekli sabit restorasyonlarda kuvvet kırıcı tasarımının ve konumunun diş ile implant çevresindeki stres dağılımına etkisinin incelenmesi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protez Programı Doktora Tezi, Ankara, 2012

Hareketli protezlerle karşılaştırıldığında sabit protezler; çiğneme fonksiyonu ve hasta konforu yönünden çok daha üstün özelliklere sahiptir. Bu nedenle olabildiğince sabit bölümlü protez planlaması tercih edilmektedir. Posterior dişsiz sonlanım vakalarında sabit parsiyel protez yapmanın tek yolu implant destekli sabit restorasyon planlamaktır. Posterior bölgede birden fazla diş eksikliği olan hastalarda en az 2 implant desteğine ihtiyaç duyulmaktadır. Ancak ekonomik kısıtlılık ya da anatomik sınırlamalar gibi sebeplerle implant sayısını azaltma yoluna gidilmekte ve tercih edilmese de diş ile implantın bağlanma gereksinimi ortaya çıkmaktadır. Diş ile implantın aynı restorasyon içerisinde bağlanması ise kemik içerisinde farklı hareket davranışlarına sahip olmaları nedeniyle çeşitli biyomekanik sorunlara yol açmaktadır. Dayanaklar arası mobilite farkı implant çevresinde oluşan stres değerlerinde artışa sebep olmakta ve bunun sonucu olarak diş dokusu ve üst yapı ile de ilgili çeşitli komplikasyonlara yol açmaktadır. Bu biyomekanik sorunları ortadan kaldırmak için yapılan çalışmalarda non rijit konnektör kullanımı önerilmiştir. Ancak bu amaçla literatürde test edilen kuvvet kırıcılar sadece dikey yönde hareketliliğe izin veren silindirik tasarıma sahiptir ve çoğunlukla destek dişe komşu bölgede kullanılmıştır. Bu tez çalışmasının amacı, yatay yönde de hareketliliğe izin veren küresel tasarıma sahip bir kuvvet kırıcının, yükleme yönü ve uygulama noktası gibi farklı parametrelere bağlı olarak diş ve implant çevresinde oluşturacağı stres dağılımının incelenmesidir. Bu amaçla üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi kullanılmıştır.

Anahtar kelimeler: diş-implant bağlantısı, non-rijit konnektör, rijit konnektör, üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi

Bu tez, Hacettepe Üniversitesi Bilimsel Araştırmalar Birimi tarafından desteklenmiştir. (H.Ü.B.A.B. 011D01201006)

ABSTRACT

Eroğlu, G. The effect of connector design on stress distribution around abutment teeth and implant in tooth implant supported fixed partial prosthesis, Hacettepe University Health Siences Institude PhD Thesis in Prosthodontics, Ankara, 2010.

Fixed partial dentures have better characteristics in terms of masticatory function and patient comfort, when compared to removable partial dentures. Therefore, in almost every case planning of fixed partial dentures will be the best treatment option. The only way to provide a fixed partial denture is to make an implant supported fixed partial denture. Replacement of more than one teeth in posterior area requires at least two implant supports. However, because of economical or anatomical reasons the number of implants are preferred to be kept less, and making an implant-tooth bourne find a neccessity. The implant and tooth connection causes some biomechanical problems. While tooth is connected to bone with periodontal ligament, implant is in direct contact with bone. This condition causes the implant and teeth to have different mobility characteristics under same loding conditions. The differene of mobility between supports causes higher stresses around implant and also some complications related to tooth and restoration. In order to diminish these biomechanical complications, numerous research have been done, and the use of non-rigid connectors were proposed. The stress breakers tested in literature had generally cylindrical designs that allows only vertical mobility, and in most of the studies reported, the connectors were placed adjanent to natural tooth abutment. The aim of these thesis work is to evaluate the effects of a stress breaker with spherical design allowing mobility in horizontal direction on stress distribution around tooth and implant. With purpose 3D finite element stress analysis was carried out.

Key-words: tooth-implant connection, non-rigid connector, rijid connection, 3D Finite Element Stress Analysis

Supported By: H.Ü.B.A.B. 011D01201006

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ONAY SAYFASI iii
TEŞEKKÜR iv
ÖZET v
ABSTRACT vi
İÇİNDEKİLER vii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ xi
ŞEKİLLER DİZİNİ xiii
TABLOLAR DİZİNİ xvi
1. GİRİŞ 1
2. GENEL BİLGİLER 3
2.1. Osseointegrasyon ve osseointegre implantlar 3
2.2. Dental implantların sınıflandırılması 4
2.3. Dental implantların başarı kriterleri 5
2.4. Doğal diş ile implant arasındaki farklılıklar 5
2.4.1. Uzun Ömürlülük 7
2.4.2. Ağrı 8
2.4.3. Mobilite 8
2.4.4. Perküsyon 9
2.4.5. Krestal Kemik Kaybı 9
2.4.6. Radyografik Değerlendirme 9
2.4.7. Keratinize Doku 10
2.4.8. Sondlama Derinliği 10
2.4.9. Kanama İndeksi 11

2.4.10. Periimplant Hastalık 11
2.5. İmplant Destekli Protez Seçenekleri 12
2.6. Doğal Diş-İmplant Bağlantısı.....13
2.7. Doğal Diş ile İmplantın Bağlanma Kriterleri.....14
2.8. Bağlantı Seçenekleri 15
2.9. Doğal Diş İmplant Destekli Protezlerde Karşılaşılan Problemler.....16
2.10. Protetik Restorasyonların Başarısını Etkileyen Biyomekanik kavramlar 17
2.10.1. Okluzal Kuvvetler 17
2.10.2. Stres.....18
2.10.3. Strain.....19
2.10.4. Elastisite Modülü 20
2.10.5. Poisson Oranı 20
2.10.6. Yield Stres.....21
2.11. Stres Analiz Yöntemleri.....21
2.11.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi 21
2.11.2. Stres analizi için Strain gauge(gerilim ölçer) kullanımı 22
2.11.3. Kırılgan vernik kaplama tekniği(brittle lacquer) ile stres analizi 23
2.11.4. Holografik interferometri ile kuvvet analizi.....23
2.11.5. Radyotelemetri ile kuvvet analizi.....23
2.11.6. Termografik kuvvet analiz yöntemi.....23
2.11.7. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi 24
3. GEREÇ VE YÖNTEM 27
3.1. Diş yapılarının Modellenmesi 28
3.2. İmplant Yapısının Modellenmesi 30

3.3. Kortikal Kemiğin Modellenmesi 31

3.4. Spongioz Kemiğin Modellenmesi 31

3.5. Model Gruplarının Oluşturulması 32

3.5.1. Kuvvet kırıcı içermeyen rijit üst yapı tasarımı(Model 1).....32

3.5.2. Sol mandibuler ikinci premolar dişin distalinde sürgü tipi kuvvet kırıcı içeren üst yapı tasarımı(Model 2) 33

3.5.3. İmplantın mezialinde sürgü tipi kuvvet kırıcı içeren üst yapı tasarımı (Model 3) 35

3.5.4. Sol mandibuler ikinci premolar dişin distalinde küresel tip kuvvet kırıcı içeren üst yapı tasarımı(Model 4) 36

3.5.5. İmplantın mezialinde küresel tip kuvvet kırıcı içeren üst yapı tasarımı (Model 5) 37

3.6. Modelleri Oluşturan Yapıların Fiziksel Özelliklerinin Belirlenmesi 38

3.7. Modellerdeki Eleman ve Düğüm Sayıları 39

3.8. Modellerde Temas Yüzeylerin Belirlenmesi 41

3.9. Sınır Koşulları 42

3.10. Yükleme Koşulları 42

3.11. Ölçümlerin Yapılması 45

4. BULGULAR.....47

4.1. Sıkışma Stres Değerleri 47

4.1.1 Rijit Konnektör Tasarımı(Model 1) için Sıkışma Stres Değerleri 47

4.1.2 Sürgü Tipi Kuvvet Kırıcı Tasarımının Diş Tarafında Konumlandığı Model(Model 2) için Sıkışma Stres Değerleri 52

4.1.3. Sürgü Tipi Kuvvet Kırıcı Tasarımının İmplant Tarafında Konumlandığı Model(Model 3) için Sıkışma Stres Değerleri 57

4.1.4. Küresel Tip Kuvvet Kırıcı Tasarımının Diş Tarafında Konumlandığı Model(Model 4) için Sıkışma Stres Değerleri 62

4.1.5. Küresel Tip Kuvvet Kırıcı Tasarımının İmplant Tarafında Konumlandığı Model(Model 5) için Sıkışma Stres Değerleri 67

4.2. Gerilme Stres Değerleri.....72

4.2.1 Rijit konnektör tasarımı(Model 1) için Gerilme Stres Değerleri.....72

4.2.2 Sürgü Tipi Kuvvet Kırıcı Tasarımının Diş Tarafında Konumlandığı Model(Model 2) için Gerilme Stres Değerleri.....76

4.2.3 Sürgü Tipi Kuvvet Kırıcı Tasarımının İmplant Tarafında Konumlandığı Model(Model 3) için Gerilme Stres Değerleri.....80

4.2.4. Küresel Tip Kuvvet Kırıcı Tasarımının Diş Tarafında Konumlandığı Model(Model 4) için Gerilme Stres Değerleri.....84

4.2.5. Küresel Tip Kuvvet Kırıcı Tasarımının İmplant Tarafında Konumlandığı Model(Model 5) için Gerilme Stres Değerleri.....88

5. TARTIŞMA.....92

6. SONUÇLAR.....103

KAYNAKLAR 104

SİMGELER VE KISALTMALAR

mm	Milimetre
mm²	Milimetre²
m²	Metre²
cm²	Sansimetre²
N	Newton
N/cm²	Newton/santimetre²
Mpa	Megapaskal
Pa	Paskal
F	Kuvvet
A	Alan
σ	Stres
ϵ	Strain
E	Elastisite modülü
V	Poisson oranı
Ti6Al4V	Titanyum-aliminyum-vanadyum-alaşımı
Pmin	Minimum principle stres
Pmax	Maksimum principle stres
gr	Gram
kg	Kilogram
kgF	Kilogram kuvvet
psi	Pound per Square İnch(inç kareye düşen pound)
µm	Mikrometre
µ	Mikron
M	Mezial
D	Distal
B	Bukkal
L	Lingual
ark.	Arkadaşları
GB	Gigabyte
Ghz	Gigahertz
Cr-Ni	Krom nikel alaşımı

3D	3 boyutlu
Değ.	Değerleri

ŞEKİLLER

Sayfa

Şekil 3. 1. Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı....27
Şekil 3. 1. 1. Kron modeli....28
Şekil 3. 1. 2. Koping modeli....29
Şekil 3. 1. 3. Prepare diş modeli....29
Şekil 3. 1. 4. Periodontal ligament modeli....30
Şekil 3. 2. 1. İmplant modeli....30
Şekil 3. 3. 1. Kortikal kemik modeli....31
Şekil 3. 4. 1. Spongioz kemik modeli....32
Şekil 3. 4. 2. Kortikal ve spongioz kemiğin birlikte görüldüğü ana model....32
Şekil 3.5.1.1. Model 1a....33
Şekil 3.5.1.2. Model 1b....33
Şekil 3.5.2.1. Model 2a....34
Şekil 3.5.2.2. Model 2b....34
Şekil 3.5.2.3. Model 2b....34
Şekil 3.5.2.4. Model 2b....35
Şekil 3.5.3.1. Model 3a....35
Şekil 3.5.3.2. Model 3b....36
Şekil 3.5.4.1. Model 4a....36
Şekil 3.5.4.2. Model 4b....37
Şekil 3.5.5.1. Model 5a....37
Şekil 3.5.5.2. Model 5b....38
Şekil 3.5.5.3. Model 5b....38
Şekil 3.5.5.4. Model 5b....38
Şekil 3.7.1. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan elemanlar....40
Şekil 3.9.1. Sonlu elemanlar stres analizinde sınır koşullarının belirlenmesi....42
Şekil 3.10.1. Tümünden dik yükleme....43
Şekil 3.10.2. Tümünden oblik yükleme....43

Şekil 3.10.3. Premolar bölgesinden dik yükleme 43
Şekil 3.10.4. Premolar bölgesinden oblik yükleme 44
Şekil 3.10.5. İkinci molar(implant) bölgesinden dik yükleme 44
Şekil 3.10.6. İkinci molar(implant) bölgesinden oblik yükleme 44
Şekil 3.11.1. Referans noktaları 45
Şekil 4.1.1.1. Rijit tasarım için kortikal kemik minimum principle resimleri 49
Şekil 4.1.1.2. Model 1 için spongioz kemik sıkışma stres resimleri 51
Şekil 4.1.2.1. Model 2 için kortikal kemik sıkışma stres resimleri 54
Şekil 4.1.2.2. Model 2a ve model 2b için spongioz kemik sıkışma stres resimleri 56
Şekil 4.1.3.1. Model 3a ve model 3b için kortikal kemik sıkışma stres resimleri 59
Şekil 4.1.3.2. Model 3a ve model 3b için spongioz kemik sıkışma stres resimleri 61
Şekil 4.1.4.1. Model 4a ve model 4b için kortikal kemik sıkışma stres resimleri 64
Şekil 4.1.4.2. Model 4a ve model 4b için spongioz kemik minimum principle resimleri 66
Şekil 4.1.5.1. Model 5a ve model 5b için kortikal kemik sıkışma stres resimleri 69
Şekil 4.1.5.2. Model 5a ve model 5b için spongioz kemik sıkışma stres resimleri 71
Şekil 4.2.1.1. Model 1a ve model 1b için kortikal kemik gerilme stres resimleri 73
Şekil 4.2.1.2. Model 1a ve model 1b için spongioz kemik gerilme stres resimleri 75
Şekil 4.2.2.1. Model 2a ve model 2b için kortikal kemik gerilme stres resimleri 77
Şekil 4.2.2.2. Model 2a ve model 2b için spongioz kemik gerilme stres resimleri 79

Şekil 4.2.3.1. Model 3a ve model 3b için kortikal kemik m gerilme stres resimleri 81
Şekil 4.2.3.2. Model 3a ve model 3b için kortikal kemik gerilme stres resimleri 83
Şekil 4.2.4.1. Model 4a ve model 4b için kortikal kemik gerilme stres resimleri 85
Şekil 4.2.4.2. Model 4a ve model 4b için spongioz kemik gerilme stres resimleri 87
Şekil 4.2.5.1. Model 4a ve model 4b için kortikal kemik gerilme stres resimleri 89
Şekil 4.2.5.2. Model 5a ve model 5b için spongioz kemik gerilme stres resimleri 91

TABLOLAR

Sayfa

Tablo 3. 6. 1: Modellenen yapıların fiziksel özellikleri.....39
Tablo 3. 7. 1. Modellerdeki eleman ve düğüm sayıları 41
Tablo 4.1.1.1. Model 1a ve Model 1b için kortikal kemik sıkışma stres değerleri 48
Tablo 4.1.1.2. Model 1a ve Model 1b için spongioz kemik sıkışma stres değerleri 50
Tablo 4.1.2.1. Model 2a ve Model 2b için kortikal kemik sıkışma stres değerleri 53
Tablo 4.1.2.2. Model 2a ve model 2b için spongioz kemik sıkışma stres değerleri 55
Tablo 4.1.3.1. Model 3a ve model 3b için kortikal kemik sıkışma stres değerleri 58
Tablo 4.1.3.2. Model 3a ve model 3b için spongioz kemik sıkışma stres değerleri 60
Tablo 4.1.4.1. Model 4a ve model 4b için kortikal kemik sıkışma stres değerleri 63
Tablo 4.1.4.2. Model 4a ve model 4b için spongioz kemik sıkışma stres değerleri 65
Tablo 4.1.5.1. Model 5a ve model 5b için kortikal kemik sıkışma stres değerleri 68
Tablo 4.1.5.2. Model 5a ve model 5b için spongioz kemik sıkışma stres değerleri 70
Tablo 4.2.1.1. Model 1a ve model 1b için kortikal kemik gerilme stres değerleri 72
Tablo 4.2.1.2. Model 1a ve model 1b için spongioz kemik gerilme stres değerleri 74
Tablo 4.2.2.1. Model 2a ve model 2b için kortikal kemik gerilme stres değerleri 76
Tablo 4.2.2.2. Model 2a ve model 2b için spongioz kemik gerilme stres değerleri 78

Tablo 4.2.3.1. Model 3a ve model 3b için kortikal kemik gerilme stres değerleri 80
Tablo 4.2.3.2. Model 3a ve model 3b için kortikal kemik gerilme stres değerleri 82
Tablo 4.2.4.1. Model 4a ve model 4b için kortikal kemik gerilme stres değerleri 84
Tablo4.2.4.2. Model 4a ve model 4b için spongioz kemik gerilme stres değerleri 86
Tablo 4.2.5.1. Model 4a ve model 4b için kortikal kemik gerilme stres değerleri 88
Tablo 4.2.5.2. Model 4a ve model 4b için spongioz kemik gerilme stres değerleri 90

1.GİRİŞ

Son yıllarda, tam ve parsiyel dişsiz hastaların tedavisinde ağırlıklı olarak dental implantlar kullanılmaya başlanmıştır (1-12). Genel bir aksiyom olarak, İmplantüstü sabit protetik üstyapılarda, dişlerden bağımsız sadece implantlar destek alınarak restorasyonların yapılması tercih edilmektedir (13,14). Ancak, özellikle kalan kretlerin çeşitli nedenlerle ileri rezorpsiyon gösterdiği posterior mandibula bölgesinde implant yerleştirme olanağı çoğunlukla kısıtlıdır. Birçok vakada mandibüler kanalın kret tepesine yakınlığı, mental foramenin lokalizasyonu ya da kretin bukkolingual genişliğinin yetersiz olması gibi anatomik sebeplerle sadece kısa veya az sayıda implant yerleşimi mümkün olmaktadır (15,16). Bazen de hastanın, anatomisi uygun olsa dahi ekonomik koşullarının yetersizliği implant sayısını azaltma yoluna gidilmesine neden olmaktadır (17). Bu gibi durumlarda geleneksel hareketli bölümlü protez yapmak karşısında sabit protetik restorasyon yapımına olanak veren tek seçenek doğal diş ile implantın bağlandığı sabit parsiyel protez yapımıdır. Ancak bu tip restorasyonların, kemikle ilişkilerinden kaynaklanan biyomekanik özellikleri, restorasyonların uzun dönem başarısını önemli ölçüde etkileyen bir faktördür (18,19). İmplant ile diş benzer yük altında farklı mobilite değerlerine sahiptir; ortalama yoğunluktaki kemik içerisindeki implant dikey kuvvetler altında 3-5 μm hareket ederken, sağlıklı periodontal dokular varlığında dişler 25-100μm hareketlilik göstermektedir (20). Lateral kuvvet altında sağlıklı bir posterior diş horizontal olarak 56-73μm hareket ederken, anterior dişler 0,1mm kadar horizontal hareketliliğe sahiptir (21). Buna karşın sağlıklı bir implant benzer lateral yükler altında 73μm'den daha az horizontal hareketliliğe sahiptir (22). Kuvvet altındaki diş implant destekli rijit protezlerde, kantilever etkisi sonucu yüksek bükme momenti oluşarak osseointegrasyon kaybı, abutment vida gevşemesi, ya da protez kırığı gibi birçok biyolojik ve mekanik sorunlar oluşmaktadır (23-28). Bu olumsuz etkileri azaltabilmek amacı ile pek çok çalışma yapılmıştır (13,25,27,29,30). Diş ile implant arası mobilite farkının yarattığı sorunları önlemek için farklı non rijit üst yapı tasarımları rijit tasarımlarla kıyaslanmıştır (31-34). Bu konuda farklı araştırmacılar farklı

sonuçlara ulaşmışlardır. Bazı araştırmacılar rijit üst yapıyı savunurken (13,15,25,35-41), bazıları ise non rijit üst yapıların avantajları üzerinde durmuştur (17,42-46).

Dolayısıyla literatüre bakılarak, diş ile implantın bağlanması gereken vakalarda nasıl bir üst yapı planlanması gerekliliği konusunda net bir fikre ulaşmak olanaksızdır. Literatürde kullanılan non rijit tasarımlar çoğunlukla silindirik biçimli ve sınırlı hareketliliğe sahip olmakla beraber, yapılan restorasyonlarda genellikle dişin olduğu tarafa yerleştirilmiştir (31,33,47-50).

Bu tez çalışmasının amacı; bir nokta çevresinde her yönde harekete izin veren küresel bir kuvvet kırıcı bağlantılı üstyapı, sadece dikey yönde harekete izin veren sürgü tipi bir kuvvet kırıcı bağlantılı üstyapı ve rijit üst yapı seçeneklerinin, sadece mandibuler ikinci premolar diş ile ikinci molar pozisyonuna yerleştirilmiş bir implant destek alınarak ve mandibuler birinci ve ikinci premolar dişlerle birlikte ikinci molar pozisyonuna yerleştirilmiş bir implant destek alınarak hazırlanan üstyapılara, dik ve oblik kuvvetler uygulandığında implant ve doğal diş destekleri çevresinde oluşan stres değerlerinin karşılaştırılarak incelenmesidir. Bu amaçla üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılmıştır.

2.GENEL BİLGİLER

2.1. Osseointegrasyon ve Osseointegre İmplantlar

Diş kaybı travmatik ve yıkıcı bir durumdur. Bu sebeple insanlar çok eski tarihlerden beri kayıp dişlerini yerine koymak için çeşitli yöntemler aramışlardır. Kaybedilen fonksiyon ve estetiğin yeniden sağlanması ihtiyacı neredeyse insanlık tarihi kadar eskidir. Bu amaçla kullanılan dental implantlar çok eski çağlardan beri tahta, taş ve hayvan dişleri gibi çok farklı şekil ve malzemeler ile karşımıza çıkmaktadır (51,52).

Tarihte implant materyallerinin ve şeklinin çok çeşitli gelişimini takiben günümüz implantolojisinin esas temellerini Branemark ve arkadaşlarının 1960 lı yıllarda başlattıkları çalışmalar oluşturmaktadır (53). Brånemark 1960'larda hayvan modellerinde titanyum vidalar kullanarak mikroskopik incelemeler yapmıştır (53). Bu çalışmaların ışığında, osseointegrasyon terimi ilk olarak Branemark ve arkadaşları tarafından tanımlanmıştır, Branemark'a göre osseointegrasyon ışık mikroskobu altında titanyum implant ile canlı kemik arasındaki gözlenen doğrudan bağlantıdır (54,55). Osseointegrasyonda kemik ile implant arasında hiçbir doku bulunmaz. Kemik hücreleri implant yüzeyi ile direkt ilişkidedir (55). Branemark bu konsepti ortaya attığından beri pek çok osseointegrasyon tanımı yapılmıştır (54-57). Zarb osseointegrasyonu klinik açıdan alloplastik materyallerin kemik ile oluşturdukları asemptomatik rijit fiksasyon olarak tanımlamıştır (58). El Askary osseointegrasyonun normal olarak yeniden şekillenmiş kemik ile implant yüzeyi arasında bağ dokusu olmaksızın kurulan direkt bir bağlantı olduğunu söylemiştir (57).

Klinisyenler, dental bir implantın başarılı osseoentegrasyonunu belirleyebilme zorluğu ile karşılaşmaktadır. Klinik başarı, çoğunlukla mobilite olmaması ve implantın fonksiyonel yüklere gösterdiği direnç ile belirlenmektedir (59). Osseointegrasyonun klinik bulgusu implant immobilitesidir ve implantın uzun dönem başarısı implantın osseointegrasyonundan kaynaklanan stabilitesine bağlıdır (59).

Osseointegrasyonun tamamlanması için zamana ihtiyaç vardır. Roberts'ın yapmış olduğu tavşan çalışmasında, alınan sonuçlara göre kortikal kemikte tam bir arayüz gelişimi için ortalama 54 haftanın gerekli olduğu ancak iyileşme süresinin konak faktörleri, implant tasarımı ve yüzey özellikleri gibi pek çok faktörden etkilendiği bildirilmiştir (60). Bu bilgiler ışığında tam olarak bir süre sınırlandırılması yapılamamakla birlikte osseointegrasyonun zaman ile bağlantılı olduğu söylenebilir (55).

Osseointegre bir implantın taşıması gereken özellikleri şu şekilde sıralayabiliriz (61,62);

1- Biyolojik olarak doku dostu (Biyouyumlu) yani inert olmalıdır,
2- Vücut sıvılarında fiziksel ya da kimyasal olarak degisime uğramamalı, çözünmemeli, şişmemeli, korozyona ya da absorbsiyona uğramamalıdır,
3- Basınç altında fiziksel değişim göstermemelidir,
4- Toksik, alerjik ve irritan olmamalıdır,
5- Yapımı ve sterilizasyonu kolay olmalıdır,
6- Ekonomik olmalıdır

2.2. Dental İmplantların Sınıflandırılması

İmplantlar 4 ana başlık altında toplanabilir(63);

1. transdental(endodontik) implantlar

2. submukozal implantlar

3. subperiosteal implantlar

4. endoosseoz implantlar

Günümüzde en yaygın kullanılan implant tipi endoosseoz implantlardır (64,65).

2.3. Dental İmplantların Başarı Kriterleri

Literatürde başarı ve başarısızlık kriterleri yazarlara göre farklı tanımlar içermektedir (66). Ancak 1986 yılında Albrektsson, Zarb, Wirthington ve Eriksson un bilimsel verilere bağımlı olarak tarif ettiği dental implantlardaki başarı kriterleri osseointegre implantlar için hala geçerliliğini korumaktadır. Bu kriterler şu şekilde tanımlanmıştır (67);

1. İmplant, başka bir implanta veya bir restorasyona bağımlı olmadan klinik olarak immobil olmalıdır.

2. Radyograflarda, herhangi bir periimplant radyolüsensi gözlemlenmemelidir.

3. İmplantın yerleşmesini takiben 1 yıl sonra her sene 0.2 mm'den fazla kemik kaybı olmamalıdır.

4. Bir implantın başarısı ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi, mandibular kanala zarar gibi devamlı veya geri dönüşümlü işaret ve semptom göstermemelidir.

5. Yukarıda sayılan kriterler kabul edildiğinde dental implant uygulamasının başarılı sayılabilmesi için bu kriterlerin kısıtlaması içerisinde ilk beş sene sonunda başarı yüzdesi en az %85, on sene sonunda da en az %80 olmalıdır.

2.4. Doğal Diş İle İmplant Arasındaki Farklılıklar

Diş ile implant arasındaki en temel fark kemik içerisindeki dişin periodontal ligament tarafından desteklenmesidir. Endosseous implantlar ise kemik ile doğrudan temas halindedirler. Doğal dişler periodontal ligament sayesinde soketleri içerisinde aksiyel yükler altında aksiyel yönde 25–100μm hareket edebilirken, dental implantlar yaklaşık olarak 3-5 μm hareket edebilir (22,68).

Kuvvet altındaki doğal dişlerin hareketi periodontal esnekliğin başlangıç fazıyla başlar. Primer hareket fazı doğrusal olmayan ve kompleks bir harekettir. İkinci hareket fazı ise dişin kemikle angajmanıdır ve bu hareket doğrusal ve elastik bir karakterdedir. Bunun aksine, kuvvet altındaki implantın kemik içerisindeki hareketi doğrusal ve elastik bir şekle sahiptir ve kemiğin elastik deformasyonuna dayanır (22).

Lateral kuvvet altında doğal dişler hızlıca 56-208 μm hareket ederler ve kökün apikal üçlüsünde rotasyona uğrarlar (69). Bu lateral kuvvet kret tepesinden apikale doğru kök boyunca azalır (70). Bunun aksine implantın kemik içerisindeki hareketi kademeli olarak meydana gelir ve benzer bir lateral yük altında 10-50 μm ye ulaşır. Dişlerdekinin aksine implant kemik içerisinde rotasyon hareketi yapmaz ve implantın çevresindeki krestal kemik bölgesinde yüksek kuvvet konsantrasyonları oluşur (22).

Doğal dişlerdeki periodontal ligament nörofizyolojik reseptör fonksiyona sahiptir. Dişlerin dokunsal(tactile) duyarlılığı implantlardan oldukça yüksektir (71,72). Periodontal fonksiyonun varlığı ya da yokluğu dişler ve implantlar arasındaki okluzal kuvvetin erken fazının belirlenmesinde belirgin fark yaratır. İmplantlarda PDL olmadığı için proprioception osseoperception yani kemik duyarlılığı şeklindedir (68).

Dişlerin yük taşıma özelliği şok absorbsiyon ve stres dağılımı şeklinde iken implantlarda krestal kemikte stres konsantrasyonu şeklindedir (68).

İmplantlardaki aşırı yüklenme, vida gevşemesi ya da kırığı, abutment ya da protez kırığı, kemik kaybı ve implant kırığı şeklinde görülürken dişlerde periodontal ligamentte kalınlaşma, mobilite, aşınma fasetleri, ağrı ve fremitus şeklinde kendini gösterir (73).

Misch implant ile diş arasındaki farkları klinik parametrelere göre değerlendirmiştir (66). Bu parametreler;

1. Uzun ömürlülük
2. Ağrı

3. Mobilite
4. Perküsyon
5. Krestal kemik kaybı
6. Radyografik değerlendirme
7. Keratinize doku
8. Sondlama derinliği
9. Kanama indeksi
10. Periimplant hastalık
11. Başarısızlık

2.4.1. Uzun Ömürlülük

Albrektsson ve arkadaşları (67) implantların 5 yıllık başarı oranının minimum %85, 10 yıllık başarı oranının ise en az %80 olması gerektiğini belirtmişlerdir. Bu başarı oranları doğal dişlerdeki protezlerin başarı oranlarıyla benzerdir (67).

2004'de yayınlanmış ITI consensus raporunda (3) sabit parsiyel protezleri destekleyen implantların toplam survival oranları 5 yıllık fonksiyon sonrasında %95,4 olarak belirlenirken 10 yıllık fonksiyon sonrasında %92,8 olarak belirlenmiştir. İmplant destekli sabit parsiyel protezlerin toplam survival oranı ise 5 yıllık fonksiyon sonrası %95 iken 10 yıllık fonsiyon sonrası % 86,7 olarak belirlenmiştir. 5 yılın sonunda hiçbir biyolojik yada teknik komplikasyon olmaksızın kullanılmaya devam edilebildiği belirlenen implantüstü sabit parsiyel protezlerin oranı toplamda %61.3 dür. Yine beş yılın sonunda periimplantitis ve yumuşak doku komplikasyonları %8,6 oranında görülürken, vida gevşemesi ve kırığı gibi bağlantı bazlı teknik komplikasyonlar % 7,3, veneer ya da altyapı kırığı gibi üstyapı bazlı teknik komplikasyonlar %14 oranında belirlenmiştir. İmplant kırığı yüzdesi 5 yıl sonunda % 0,4 iken 10 yıl sonunda % 1,8 olarak bulunmuştur. Simante restorasyonların (tüm restorasyonların % 7 sini oluşturur) 5 yıl içinde % 2,9 unda retansiyon kaybı olurken 10 yıl içinde % 16,2 sinden retansiyon kaybı olmuştur (3).

2.4.2. Ağrı

Ağrı, duyarlılık ve hassasiyet, hastaların rahatsızlığının derecesini tanımlamasına dayanan subjektif kriterlerdir. Doğal diş hiperemik olduğunda problemin ilk belirteçi olarak soğuk hassasiyeti ortaya çıkar. Daha ciddi bir tablo olan pulpitisde ise sıcak hassasiyeti ile perküsyon hassasiyeti meydana gelir (74). Acil bulgularla dişhekimine başvuran hastada buna bağlı olarak tedavi planı oluşturulabilir ancak implantlarda bu erken dönem bulgularına rastlayamayız. İmplant çevresinde primer iyileşme tamamlandıktan sonra vertikal ve horizontal kuvvetler altında ağrı olmaması primer subjektif kriterdir. Klinik olarak diş ile implanttaki ağrı ve rahatsızlığı belirlemek için perküsyon ve 500gr(1.2psi) lık kuvvet uygulanır (75).

2.4.3. Mobilite

Rijit fiksasyon klinik olarak mobilitenin yokluğu ile karakterizedir. Rijit fiksasyonu anlamak için vertikal ve horizontal olarak uygulanan 500grlık kuvvetlere karşı implantın immobil olması gereklidir (66). Lateral kuvvet altında sağlıklı bir posterior diş horizontal olarak 56-73μm hareket ederken, anterior dişler 0,1mm kadar horizontal hareketliliğe sahiptir (21). Buna karşın sağlıklı bir implant 73μm'den daha az horizontal hareketliliğe sahiptir (22). Artmış diş mobilitesi okluzal travma ya da kemik kaybı kaynaklı olabilirken tek başına periodontal bir rahatsızlığın ya da patalojinin habercisi değildir, ancak implant sağlığı için mobilite major değerlendirme faktörüdür (76).

Klinik implant mobilite değerlendirme skalasına göre (66);

0: herhangi bir yönde uygulanan 500gr'lık yüke karşın mobilitenin olmadığı durumdur
1: hafif fark edilen horizontal hareket
2: 0.5mmnin üzerinde görülebilir horizontal mobilite
3: 0,5 den büyük şiddetli horizontal mobilite
4: şiddetli horizontal ve vertikal mobilite

Doğal diş için klinik mobilite değerlendirme skalası ise şu şekildedir (77);

1: 1 mm'den az mobilite
2: 1-2 mm arasında mobilite
3: 2 mm'den fazla veya aksiyal ve rotasyonal hareketlilik

2.4.4. Perküsyon

Doğal dişlerdeki rahatsızlıklar perküsyon ile kolayca tespit edilebilirken implant için aynı durum söz konusu değildir. İmplantlardaki ağrı ya da hassasiyetin belirlenmesinde kullanılabilmekle birlikte rijit fiksasyon hakkında bize güvenilir bilgi vermez.

2.4.5. Krestal Kemik Kaybı

Krestal kemik kaybı implant sağlığının önemli bir belirtecidir. Farklı çalışmalar bir yılın sonunda implant çevresindeki krestal kemik kaybının 0mm ile 0.2mm arasında olduğunu belirtmişlerdir (78-81). Adell ve arkadaşları (78) başarılı bir implantın çevresineki kemikte yüklemeden sonraki her yılda yaklaşık 0.1mm kemik kaybı olduğunu söylemişlerdir. Cox ile zarb (79) ise bunu 0,1 ile 0.13mm olarak belirtmişlerdir.

2.4.6. Radyolojik Değerlendirme

Dişler için radyolojik inceleme ile periodontal hastalık, çürük ya da endodontik lezyon gibi durumların erken teşhisi sağlanabilir.

İmplantlar için radyolojik inceleme sadece mezial ve distaldeki kemik seviyeleri hakkında bilgi verir oysa erken kemik kayıpları genellikle implantın fasial bölgesindeki kemikte başlar (66). Paralel periapikal radyografların implantlar için kullanılması dişlerden daha zordur çünü implantın apeksi doğal dişin apeksinden daha apikalde yer alır. Krestal kemik kaybı en iyi vertikal bite-wing radyograflarla ya da implantın apeksini içine almayan periapikal radyograflarla anlaşılır. Yivlerin görünümündeki netlik açılamanın

doğru ya da hatalı oluşu hakkında bilgi verir. Eğer yivler bir tarafta netken diğer tarafta bulanıksa muhtemelen %10 luk bir açılama hatası yapılmıştır (82).

Periimplant radyolusensi implant çevresinde yumuşak doku olduğunu gösterir ve bu da implant başarısızlığına işaret eder.

2.4.7. Keratinize Doku

Hem doğal dişler hem de implantlar için keratinize dokunun varlığı ya da yokluğu tartışmalıdır. Doğal dişin etrafında hareketsiz keratinize doku gerekliliğini doğrulayan ya da aksini iddia eden doğrudan bir kanıt yoktur (83-86). İmplantlar için keratinize doku gerekliliği dişlere oranla daha tartışmalıdır yine de İmplantların etrafında yapışık keratinize doku olması daha çok tercih edilir denebilir (87-96).

2.4.8. Sondlama Derinliği

Stabil rijit fiksasyonu olan implantların sondlama derinliği 2mm ile 6mm arasında iken sağlıklı bir dişteki sondlama derinliği ise 3mm'dir (66). İmplant etrafındaki sondlama derinliğinin dişlerden daha büyük olmasının birincil nedeni biyolojik genişlikteki farklılıktır (97,98). Dişlerin aksine İmplant çevresindeki bağ dokusu ataçmanında implanta bağlanan konnektif lifler yoktur ve bağ dokusu ataçmanın üzerinde bulunana epiltelyal ataçman sondlama sırasında kolaylıkla yırtılabilir (66).

Günlük ağız hijyen uygulamaları ancak 2mm'lik bir kısma ulaşabilir (99) . 5-6mm'den derin ceplerde anaerobik bakteri kolonizasyonu artar (100,101) . Doğal dişlerdeki artmış sondlama derinliği bir hastalıkla ve kemik kaybı ile ilişkilendirilebilirken bu durum implantlar için her zaman böyle olmayabilir (92).

2.4.9. Kanama İndeksi

Doğal dişler ile kıyaslandığında implantlarda bakteriler sebebiyle gelişen yumuşak doku inflamasyonları daha çok krestal kemiğin yukarısında sınırlanır çünkü implant ve kemik yüzeyi arasında periodontal membran ve fibröz doku yoktur (66). Bu sebeble kanama indeksi erken implant sağlığını değerlendirmek açısından çok önemli bir belirteç olmayabilir. Adell ve arkadaşları (93) . Lekholm ve arkadaşları (92) da gingivitis ve derin ceplerin ilerlemiş kemik kaybıyla beraber olmadığını bildirmişlerdir.

İmplantlar etrafındaki yumuşak dokuda dişlere göre daha az kan damarları bulunduğundan implantlar etrafındaki inflamasyon ve kanama doğal dişlere göre daha azdır (102,103).

İmplantlar için sıklıkla kullanılan kanama indeksi Loe ve Silness'ın gingival indeksidir (104). Bu indeks dişler için kullanıldığında gingival inflamasyon dişlerin fasial, lingual ve mezial kısımları için 0'dan 3'e kadar skorlanır (66). İmplantlar için de aynı şekilde skorlama yapılabilir (66). Sulcus derinliği 5mm'den az iken kanama indeksinden artış gözleniyorsa profösyonel ve hastaya ait uygulamalar ile birlikte klorheksidin kullanımı önerilebilir ancak sulcus derinliği 5mm den fazla ise ve kanama indeksinde artış gözleniyorsa genellikle cerrahi operasyon gereklidir (66).

2.4.10. Periimplant Hastalık

Diş etrafındaki gingivitise neden olan bakteriler epitelyal ataçmanı etkileyebilirler ama bağ dokusu ataçmanında kayba neden olmazlar. Çünkü bağ dokusu ataçmanı krestal seviyenin ortalama 1.07 mm yukarısındadır (66). Oysa implant çevresinde bağ dokusu ataçman bölgesi yani implanta bağlanan fiberler yoktur. Dolayısıyla da implant çevresindeki krestal kemiği koruyan bir bariyer de yoktur (89,105). İmplantta herhangi bir horizontal mobilite, eksüda, 5mmden fazla cep derinliği, 2 ya da üzeri kanama indeksi, perküsyon ve fonksiyonda hassasiyet varsa tedavi gereklidir (66).

2.5. İmplant Destekli Protez Seçenekleri

Geleneksel sabit ve hareketli dental protezleri tanımlayan terminoloji implant destekli protezlere uygulandığında bazı karışıklıklara ve belirsizliklere neden olmuştur(106).

Geleneksel sabit protezler dişlere simante durumdadır ve hasta tarafından çıkartılamazlar. Geleneksel hareketli protezler ise sadece dişler tarafından ya da hem diş hem de mukoza tarafından desteklenebilirler ve hasta tarafından çıkartılabilirler.

Karışıklığı önlemek için The Glossary of Prosthodontic Terms'de implant destekli protezler için bir sınıflama yapılmıştır, bu sınıflamaya göre implant destekli protezler 2 ana başlık altında toplanabilir (107);

1. Tamamiyle implant tarafından desteklenen ve hasta tarafından çıkarılamayan parsiyel ya da tam sabit implant protezleri
2. tamamiyle implant tarafından desteklenen ya da hem implant hem de mukoza tarafından desteklenen ve hasta tarafından çıkartılabilen parsiyel yada tam implant overdenture protezleri

Misch'in 1993 yılında yapmış olduğu bir sınıflandırmaya göre implant destekli protezler sahip oldukları desteklere göre 3'e ayrılmıştır (108);

1. sadece implant destekli protezler
2. diş ve implant destekli protezler
3. implant ve doku destekli protezler

Misch daha sonraki yıllarda yapmış olduğu bir diğer sınıflamada implant destekli protezleri sabit protezler(SP) ve hareketli protezeler(HP) olamak üzere ikiye ayırmıştır (66) . Sabit protezler kendi içerisinde üçe hareketli protezler ise kendi içerisinde ikiye ayrılır;

SP1: Doku kaybı minimumdur. Bu sebebe sadece kayıp kron boşluğunu restore eden sabit protez tipidir. Görünüm doğal dişle çok benzerdir.

SP2: Doku kaybı bir miktar fazladır. Bu sebeble kayıp kronla beraber az miktarda kök boşluğunu da restore eden sabit protezlerdir. Kron gingival bölgede aşırı konturludur.

SP3: Doku kaybı oldukça fazladır. Kayıp kronla beraber, gingival doku rengi ile bir miktar dişsiz alanı da restore eden sabit protezlerdir.

HP1: Tamamiyle implantlar tarafından desteklenen hareketli protezlerdir.

HP2: Hem implantlar hem de yumuşak doku tarafından desteklenen hareketli protezlerdir.

İmplant üstü restorasyonlar, vida tutuculu, siman tutuculu veya her ikisinin kombinasyonu (örneğin; lingual veya palatal vida tutuculu simante protez) şeklinde olabilir (66).

Birçok klinisyen siman tutuculu restorasyonları kolayca çıkarılabilir olmadıkları için implant destekli protezlerde bir seçenek olarak görmese de bu restorasyonlar vida tutucularla karşılaştırıldıklarında üstün bir okluzyon, estetik, pasiflik ve yükleme karakteristiklerine sahiptirler (109).

2.6. Doğal Diş İmplant Bağlantısı

Bilimsel kanıtlara dayalı olarak osseointegrasyon, Branemark tarafından1982 yılında Kuzey Amerika Dental Komitesinde tanıtıldığından beri implant dişhekimliğinde major tedavi konsepti olarak kabul edilmiştir (53,78,110-112) . Osseointegrasyonun uzun dönem başarısı gösterildikten sonra implant rehabilitasyonu, dişsiz sonlanıma sahip hastalarda önemli bir tedavi modeli haline gelmiştir (17). Uzun dönemli birçok invivo ve invitro çalışmaya dayalı olarak sadece implantlar tarafından desteklenen sabit bölümlü protezlerin tedavi planımız içersinde ilk tercihimiz olması gerektiği belirtilmiştir (50). Ancak anatomik limitasyonlar ile ekonomi kısıtlılık gibi çeşitli hasta faktörlerinin birleşimi dişler ile implantların bağlanması seçeneğini gündeme getirmiştir (14,113-115). Dişler ile implantların bağlanması

literatürde tartışmalı bir konudur (13,15,29,50,114,116-119). İmplant, diş ile bağlanacağı zaman doğal dişin mobilitesi tedavi kararını büyük ölçüde etkiler. İmplant-diş bağlantılı köprülerde sistemin hareketinde 4 önemli komponent rol oynar (66).

- İmplant
- Kemik
- Diş
- Protez ve protetik parçalar

2.7. Doğal Diş İle İmplantın Bağlanma Kriterleri

Destek alınacak doğal dişin 10 yıl ya da daha uzun süreli prognozu öngörülmelidir (66,120).

İmplant ile bağlanacak diş, mobilitesi olmayan periodontal açıdan sağlıklı bir diş olmalıdır (66,120).

İmplantın bağlanacağı dişin çürük lezyonları restorasyon yapılmadan önce tedavi edilmelidir. Çünkü implant tedavisi birkaç aylık bir bekleme süreci gerektirir ve bu süreç içerisinde ilerleyen çürük diş kaybıyla dahi sonuçlanarak tedavi planımızda değişikliği zorunlu kılabilir. Aynı zamanda implantın bağlanacağı dişin gerekliyse kanal tedavisi tamamlanmış ve sorunsuz olmalıdır. Endodontik kaynaklı lezyonlar komşu implantı etkileyip, implant kaybına yol açabilirler (66,120).

İmplantlar üzerine gelen lateral kuvvetler krestal kemikte stres artışına neden olacağı için implantlar üzerine lateral kuvvetler gelmeyecek şekilde planlama yapılmalıdır (66,120).

Anterior dişler posterior dişlere oranla daha fazla mobiliteye sahiptir. Aynı zamanda anterior dişlerin periodontal destek alanları posterior dişlere oranla oldukça küçüktür. Bu nedenlerle implantların anterior dişlerle bağlanmasından kaçınmak gerekir. Aksi takdirde restorasyona gelen lateral kuvvetler artacaktır. Posterior dişler hem periodontal destek alanlarının fazla

olması hem de mobilitelerinin daha az olması sebebiyle daha iyi desteklik sağlarlar (66,120).

Doğal diş destekli sabit protezler yapılırken değerlendirilen tüm faktörler bu restorasyonlarda da dikkate alınmalıdır. Bu açıdan bakıldığında destek dişin kök biçimi de destek açısından önemlidir. Ovoid kesitli kökler dairesel kesitlilere oranla daha iyi desteklik sağlarlar. Ayrıca köklerde dilaserasyon varlığı ve ayrık biçimli kökler destek açısından daha iyi seçeneklerdir (121).

2.8. Bağlantı Seçenekleri

Doğal dişlerin, periodontal ligamentle desteklenmelerinden kaynaklanan fizyolojik mobilite, osseointegre bir implantın hareketliliğinden çok daha fazladır (15,17,31,33,34,50,68,122-127). Bu mobilite farklılığı, diş ile implantın bağlandığı durumlarda biyomekanik sorunlara yol açmaktadır. Sisteme gelen kuvvetler karşısında diş fizyolojik limitleri içerisinde hareket ederken restorasyon kantilever kolu gibi davranarak implant üzerinde ek momentler oluşturacaktır ve implanta gelen yük artacaktır (17,118,128-130) . İmplant ile diş arasındaki mobilite farkını giderebilmek için rezilient elemanlar içeren implantlar önerilmiştir (128). Bu amaçla Skalak(131) . IMZ sistemi de mobilite farkını kompanse eden rezilient elemanlara örnek olarak öne sürülmüş bir sistemdir (88,132,133). Ancak yapılan çalışmalarda bu rezilient parçaların güvenilirliği tartışmalıdır; bazı araştırmacılar bu rezilient parçaların, kemiğe gelen stresi azalttığını veya daha uniform bir stres dağılımı oluşturduğunu savunurken (45,88,132,134,135) bazıları da implantın servikal bölgesinde yoğunlaşan stresi azaltmadığını, hatta rijit titanyum bağlantı ile aynı derecede stres oluşturduğunu ileri sürmektedir (136). Kullanılan intramobil elemanın deformasyonunun implantın dişe benzer elastikiyet göstermesini engellediği (125) ve implanta gelen bükme momentinde de artışa neden olduğu savunulmuştur (137). Çeşitli analiz ve çalışmalar, stres absorbe eden bu elemanların sadece, reziliensleri periodontal ligamentle aynı büyüklükte olduklarında etkili olabileceklerini göstermiştir (138).

Diş ile implant bağlantısı için önerilen bir diğer seçenek de rijit olmayan konnektör kullanımıdır (31,33,34,47,49,113,114,122,123). Diş tarafına yerleştirilen anahtar kilit şeklinde olan ataçman sistemleri ile dişin implanttan bağımsız bir şekilde fizyolojik hareketine izin verilebileceği öngörülmüştür. Yapılan bazı sonlu elemanlar analiz çalışmalarında non rijit konektörün stresi azaltmadığı ya da stres dağılımının eşit olduğu bulunmuştur (38,48,116, 139,140). Yapılan bir diğer sonlu elemanlar stres analiz çalışmasında ise non-rijit konnektörün sadece hafif okluzal yüklemelerde fonksiyonel olabildiği belirtilmiştir (47).

Klinik çalışmalar değerlendirildiğinde non rigit konektörün başarıyla kullanıldığı bir takım çalışmalar vardır (37,141-143). Ancak non rijit konnektörün kullanıldığı klinik çalışmaların birçoğu dişlerin intrüzyonu ile sonuçlanmıştır (144-147).

2.9. Doğal Diş İmplant Destekli Protezlerde Karşılaşılan Problemler

Doğal diş ile implantın arasındaki mobilite farklılığı kökenli biyomekanik davranış farklılıkları, restorasyon sonrası bir takım problemlere yol açmıştır. Bu problemler;

- Dişte intrüzyon (13,122,124,127,130,141,144-149)
- Dişte desimantasyon kaynaklı çürük (28)
- Dişte kök kırığı (122)
- Dişte periapikal periodontitis (15)
- İmplantta osseointegrasyonda bozulma (13)
- İmplantta kemik kaybı (13)
- İmplant kırığı (15,150-152)
- Üst yapı kırığı, vida kırığı, vida gevşemesi gibi teknik komplikasyonlar (4,25,28,38)

2.10. Protetik Restorasyonların Başarısını Etkileyen Biyomekanik Kavramlar

Biyomekanik, biyolojik dokulara uygulanan kuvvetler ile biyolojik dokular arasındaki ilişkiyi inceleyen bir bilim dalıdır (66,153,154). İmplant destekli protezlerde biyomekanik prensipler doğrultsunda hareket etmek, bu protezlerin başarısını arttıran önemli bir faktördür (66).

2.10.1. Okluzal Kuvvetler

Okluzal kuvvetlere maruz kalan dental restorasyonların, biyolojik dokularla ilişkisinin uyumlu bir şekilde idamesini sağlamak önemli bir başarı kriteridir (155). Restorasyonlar üzerine gelen kuvvetler destek dişler ya da implantlar vasıtasıyla kemiğe iletilirler. Ancak osseointegre bir implant, doğal dişlerden farklı olarak kemikle direk temas halindedir. Dişler periodontal ligament sayesinde kuvvetleri absorbe edebilirken implantlar direk olarak kemiğe iletirler. Bu sebeble implant-kemik arayüzünün korunması bağlamında okluzal kuvvetlerin belirgin bir rolü vardır (156).

Okluzal kuvvetler değerlendirilirken çeşitli bileşenler göz önünde bulundurulmalıdır. Bunlar; kuvvetin yoğunluğu, tipi, yönü ve etki ettiği süredir (157).

Doğal dentisyonda ısırma kuvvetlerinin etkilendiği çeşitli faktörler vardır. Bu faktörler şu şekilde özetlenebilir (158);

1- Yaş
2- Cinsiyet
3- Dişşiz kalma süresi
4- Destek dokuların durumu
5- Dentisyonun durumu
6- Ölçüm sırasında kişinin mental durumu
7- Dental arkta, ölçümün yapıldığı lokalizasyon

Doğal diş destekli sabit protez yapılan hastalarla implant destekli sabit proteze sahip hastaların çiğneme grafikleri karşılaştırıldığında benzer olduğu

bulunmuştur(159). Ancak implant destekli hareketli protezlerle konvansiyel hareketli protezler karşılaştırıldığında; implant destekli protezlerde maksimum çiğneme kuvvetlerinin çok daha fazla olduğu belirlenmiştir (160).

Fonksiyonel çiğneme kuvvetleri görece düşük kuvvetlerdir ve 2N ile 100N arasında değişiklik gösterirler (139,161,162). Posterior bölgede birinci molar diş için oluşan maksimum ısırma kuvveti ise 300N ile 800N arasındadır (163). Diş sıkma alışkanlığı olan hastalarda bu kuvvetler 6 kat artmaktabilmektedir (163). Kadın ve erkeklerde maksimum çiğneme kuvvetleri arasında farklılılar gözenmiştir. Bir çalışmada bu kuvvetin, erkeklerde 800N iken kadınlarda 650N olduğu belirlenmiştir (164). Başka bir çalışmada ise kadınlarda ortalama 383,6N, erkeklerde ise 545,7N olarak bildirilmiştir (165). Lokalizasyon olarak değerlendirildiğinde doğal dentisyonda maksimum ısırma kuvvetleri; kaninler bölgesinde 469±85 N, ikinci premolar bölgesinde 583±99 N (~60 kgF), ikinci molar bölgesinde ise 723±138 N (~72 kgF) olarak bulunmuştur (166). İmplant destekli protezlerle doğal dentisyon karşılaştırıldığında ise, maksimum okluzal kuvvet değerleri doğal tam dişli kişilerin ikinci premolar bölgelerinde 450 N (~45 kgF), implant destekli sabit protez kullanan hastaların birinci premolar ve molar bölgelerinde 200 N (~20 kgF), ikinci molar bölgelerinde ise 300 N (~30 kgF) olarak bulunmuştur (167). Doğal diş implant destekli sabit protez kullanan hastalarda yapılan bir çalışmada maksimum okluzal çiğneme kuvveti implantta ortalama 353,61 N (~35 kgF); dişte ise 275,48 N (~27 kgF) olarak kaydedilmiştir (168).

2.10.2. Stress

Stres, birim alana uygulanan kuvvet miktarı olarak tanımlanabilir. Stres birimi MPa (mega paskal)'dır ve uygulanan kuvvetin, uygulandığı alana bölünmesiyle bulunur(N/cm²) (62,169);

Stres=Kuvvet/Alan

σ (Stres, pascal) = F(newton) /A (m², mm²)

$1MPa=10^6Pa=10^6$ N/m²(170)

İmplantlar ve implantı çevreleyen dokular üzerinde oluşan stresler restorasyonların uzun dönem başarısını etkileyen önemli faktörlerden biridir (171,172). Kuvvet altındaki diş-implant destekli protezlerde oluşan moment kolu, implant çevresinde aşırı stres birikimine neden olur. Osseointegre implantlar tarafından doğrudan kemiğe iletilen aşırı stresler, başta kemik rezorpsiyonu olmak üzere çeşitli biyolojik ve mekanik problemlere yol açabilirler (173). Stresi azaltmak amacıyla sisteme gelen kuvvetleri azaltmanın yanı sıra kuvvetin geldiği alanı arttırma yoluna da gidebilir. Sisteme gelen kuvvetin büyüklüğünü azalmak için ofset(aks dışı) kuvvetler mümkün olduğunca azaltılmalıdır; bu amaçla kantileverdan kaçınılmalı ya da kullanılacaksa kantilever boyu en aza indirgenmeli ve restorasyonun serviko-okluzal yüksekliği mümkün olduğunca kısa tutulmalıdır. Kuvvetin geldiği kesit alanını arttırmak amacıyla destek sayısını arttırma yoluna gidilebilir. İmplant destekli tedavi planlamalarında, implant sayısını arttırmanın yanı sıra implant makro ve mikro geometrisi değerlendirilerek maksimum yüzey alanına sahip implant seçimi ön planda tutulabilir (174,175).

Stresler, yönlerine göre üçe ayrılır. Uygulanan alana dik yönde uygulanan kuvvetler dik stres bileşenlerini(sıkışma ve çekme) oluştururken, alana paralel olanlar ise makaslama yani shear stres bileşenlerini oluştururlar. Dik stres bileşenleri sıkıştırma ya da çekme tipindedir. Kütleyi uzatmak ya da germek amacıyla uygulan kuvvet sonucu oluşan stres, çekme (tensile) tipi stresdir (176). Kütleyi sıkıştırmak ya da kısaltmak amacıyla uygulanan kuvvet sonucu oluşan stres ise sıkıştırma(compressive) tipi stresdir (176). Makaslama(shear) stresi tek tiptir, kütleyi çevirme ya da kaydırmaya zorlayan kuvvetler sonucunda oluşur (176).

2.10.3. Strain

Herhangi bir cisme kuvvet uygulandığında, cisimde oluşan stresler sonucunda deformasyon meydana gelir, bu deformasyon miktarının cismin uzunluğuna oranı strain olarak tanımlanır ve strain bir oranı ifade ettiği için birimsizdir (170).

Strain=ϵ=δ/L

ϵ= strain

δ=orjinal boyutta meydana gelen değişiklik

L= orijinal boyut

2.10.4. Elastisite Modulu(Young Modülü)

Cisim üzerinde meydana gelen stres ile strain arasında bir ilişki bulunmaktadır. Bu ilişki Hooke kanunu diye adlandırılır ve şu şekilde tanımlanır (170);

E = σ./ ϵ= Stres/ Strain

E= elastisite modülü

σ = stress

ϵ= strain

Strain birimsiz olduğu için elastisite modülünün birimi stress ile aynıdır (170).

Elastisite modülü sabit bir değerdir ve cismin rijiditesi hakkında bize bilgi verir. Elastisite modülü arttıkça cismin rijiditesi de artar (169).

2.10.5. Poisson Oranı

Cismin üzerine herhangi bir çekme veya basma uygulandığında cisimde bir strain oluşur. Cismin hacmi sabit kalacağından bu uzama ya da kısalma kadar yanlarda daralma veya genişleme olmalıdır. Bu stresin yönüne dik olarak meydana gelen strain lateral strain, paralel olarak meydana gelen ise aksiyel strain olarak adlandırılır. Poisson oranı lateral strainin aksiyel straine oranı olarak tanımlanır ve şu şekilde ifade edilir (170);

V= | lateral strain/ aksiyel strain|

Poisson oranı da strain gibi birimsizdir.

2.10.6. Yield Stres

Cisimler belirli bir maksimum stress değeri altında deforme olduktan sonra stress kaldırıldığında eski formlarına geri dönerler. Bir cisme kalıcı deformasyon vermeden uygulanabilecek maksimum stress miktarına yield stres(veya strength) denir (170). Kalıcı deformasyonun hemen aşağısındaki stress değerine ise elastic limit denir.

Yield strength deformasyon altındaki maddenin bir özelliğidir ve her material için sabit bir değerdir.Yield strength ne kadar yüksekse material üzerinde kalıcı deformasyon oluşturmak o kadar zordur (169).

Bir material için Hooke kanunun uygulanabileceği maksimum stress miktarına o matreyalin proportional limiti(orantı sınırı) denir. Genellikle çekilebilir(ductile) materyallerde proportional limit, Yield stresiyle hemen hemen aynı değerdedir. Yani stres ile strain arasında yield strese kadar lineer bir ilişki vardır ve elastisite modülü sabittir. Diğer materyaller için stress ile strain arasında lineer bir ilişki bulmak mümkün olmayabilir (170).

2.11. Stress Analiz Yöntemleri

Stres analiz yöntemleri, teorik ve deneysel olmak üzere iki gruba ayrılabilir. Teorik yöntemler, matematiksel formüller ve sonuç denklemlerinin çözümünü gerektirir. Deneysel yöntemler ise, ilgili yapı üzerinde dogrudan ya da modellenen yapı üzerinde ölçüm yapılmasını şeklindedir (169).

Diş hekimliğinde; implant, kemik, diş ve restoratif materyal gibi yapılarda meydana gelen stresleri ölçmek için kullanılan pek çok yöntem vardır. Bu yöntemler;

2.11.1. Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi

Fotoelastik stres analizleri, polarize ışık altında bazı transparan malzemelerin oluşturduğu renkli desenlerin incelenmesi olarak açıklanabilir. Polarize ışık demeti, üzerine kuvvet uygulanmış fotoelastik bir materyalden

geçerken, materyali farklı hızlarda kat eden dikey titreşimlere dönüşür. Buna “fotoelastik etki” denir. Bu durum, polarize filtre veya polariskop yardımıyla gözlenebilir (177). Polarisop fotoelastik modeldeki streslerin görülebilir olmasını sağlayan bir cihazdır.. Polariskopu oluşturan ana yapılar polarize filtre ve ışık kaynağıdır.

Fotoelastik stres analiz yöntemi, uygulanış şekli açısından iki boyutlu ve üç boyutlu olmak üzere ikiye ayrılır. Üç boyutlu fotoelasatik stres analiz yönteminde fotoelastik model üç boyutlu olarak hazırlanır. Bu model özel sartlar altında yüklenir ve olusan kuvvetler tespit edilir. Kesitler alınarak Polariskop’ta incelenir ve fotografları çekilir. Kuvvet analizi istenen konu iki boyutlu ya da düzlemsel ise iki boyutlu fotoelastik stres analizi kullanılır. Bu amaçla 3-5mm kalınlıkta fotoelastik maddeden olusan levhalardan o cismin modeli hazırlanır ve Polariskop üzerindeyken yükleme yapılıp incelenir, fotografları çekilir ya da kuvvet analizi yapılacak modelin üzerine yumusak fotoelastik özellikte levhalar yapıstırıldıktan sonra kuvvet uygulanır ve olusan kuvvet çizgilerinin yansımaları Polariskop ile incelenerek de analiz yapılabilir (169).

Fotoelastik stres analiz yöntemi, mühendislikte ve endüstride uzun yıllardır etkin bir biçimde kullanılmaktadır (178).Bu metod diş hekimliğinde ilk olarak farklı tipte ortodontik hareketlerin değerlendirilmesi amacıyla kullanılmıştır. O zamandan diş hekimliğinin birçok farklı alanında kullanılmaya başlanmıştır. Son zamanlarda protez alanında, bu metod kullanılarak yapılmış pek çok çalışma bulunmaktadır (179-187). Diş ile implant bağlantısının da bu metodla incelendiği çalışmalar yapılmıştır (34,113,188).

2.11.2. Stres Analizi İçin Strain Gauge(Gerilim Ölçer) Kullanımı

Strain gauge, dinamik ya da statik yükler altında strain ile ilgili sonuçlar sağlar. İn vivo ya da in vitro olarak kullanılabilir.

2.11.3. Kırılgan Vernik Kaplama Tekniği(Brittle Lacquer) İle Stres Analizi

Analiz yapılacak modelin üzerine özel bir vernik uygulaması yapıldıktan sonra yüklenmesi sağlanır ve kuvvetlerin yoğun olduğu bölgelerde oluşan çatlaklar ve kuvvet hattının doğrultusu değerlendirilir (189,190).

2.11.4. Holografik İnterferometri İle Kuvvet Analizi

Bir cismin üç boyutlu görüntüsü lazer ışını kullanarak halografik film üzerine kaydedilerek inceleme yapılır. Öncelikle cismin başlangıç şekli kaydedilir daha sonra cisme ısı veya mekanik deformasyon uygulandıktan sonraki hali yine aynı film üzerine kaydedilir. Bu metot ile yüzey deformasyonları, görüntünün yeniden oluşması esnasında nm boyutunda algılanıp görünür ışık saçaklarına dönüşür. Bu saçakların yönü, şekli ve saçaklar arsı mesafe cisimde olşan değişikliği tanımlar (189).

2.11.5. Radyotelemetri İle Kuvvet Analizi

Bu analizde, birleşik bir donanım ve yazılım ile elde edilen verilerin, herhangi bir bağlantı kullanmaksızın radyo dalgaları ile transferi söz konusudur. Gerilimölçerde oluşan veri farklılıları voltaj düşmelerine sebebiyet vererek radyotelemetrinin frekansını etkiler ve sonuçları oluşturur (189).

2.11.6. Termografik Kuvvet Analiz Yöntemi

Bu yöntemde, kuvvet altındaki materyalin içerisinde moleküler düzeyde oluşan ısı değişikliklerinin ölçülmesi yoluyla analiz yapılır. Bu yöntem için gerekli olan periyodik yükleme frekansına çiğneme hareketi ile ulaşılabilirken, implantaın statik yüklenmesi durumunda gerekli frekansa ulaşılamamaktadır (189).

2.11.7. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi

Sonlu elemanlar metodu günümüz bilgisayar teknolojisinin işlem gücünden faydalanarak deformasyon ve stres analizindeki kuvvet deplasman formülasyonlarını karmaşık mekanik yapılar için çözen ve bu şekilde yapılar içindeki stres analizini elde etmemizi sağlayan bir metottur. Aslında sonlu elemanlar metodu katı, sıvı, gaz analizinde ve hatta termodinamik ve elektromanyetik gibi çok çeşitli başka alanların analizlerinde de kullanılabilmektedir. Fakat diş hekimliğinde sonlu elemanlar analizinin kullanımı genellikle stres strain analizleriyle sınırlı olmaktadır (191).

Bu metotta karmaşık ve büyük yapılar daha küçük ve basitleştirilmiş yapılara bölünür. Daha sonra stres strain ilişkilerinin bu küçük yapıların kendi içerisinde çözümlenmesiyle büyük yapının analizi elde edilir. Bu küçük yapılar bilgisayar ortamında bir ağ yapı(mesh) oluşturularak elde edilen elemanlar(elements), bunları birbirine bağlayan düğüm noktaları(nodes) ve bu düğüm noktaları arasındaki sürekliliği sağlayıp ilişkiyi belirleyen sınır koşullarından(boundary conditions) oluşur. Yükleme altında her bir elemanın köşelerinde bulunan düğüm noktalarında oluşan yer değişimi ve stresler bir bilgisayar programı ile hesaplanabilir (192). Eleman sayısı arttıkça analizin gerçekliğiyle beraber bilgisayar tarafından yapılması gereken işlem sayısı da artar (193).

Sonlu elemanlar analizi 3 adımda gerçekleşir.

1. Pre-processing: Bu aşamada söz konusu ana yapının geometrik özellikleri yansıtılacak şekilde bilgisayar ortamında bir modeli oluşturulur. Bu model daha küçük elemanlardan oluşmaktadır. Analizin tipine göre bu elemanlar tek boyutlu(line element), iki boyutlu(quadrilateral elemet, trianguler elementi, vb.) veya 3 boyutlu(hexahedron element, piramit element, vb.) olabilir (194). Bu elemanlar arasındaki ilişki süreklilik konsepti ile belirlenir yani bir elemandan bir diğer elemana geçişte süreklilik korunur (194). Sınır koşulları ve düğüm sayısı bu aşamada en önemli faktörlerdir. Düğüm sayısı ne kadar

çok olursa analiz edilecek yapı o kadar küçük elemanlara ayrılmış olur ve analizin gerçekçiliği artar.

2. Analiz verilerinin yüklenmesi: Elemanlar arasındaki ilişkiyi belirleyen denklemlerin belli sabit parametreleri vardır. Bunlar incelenmekte olan maddenin fiziksel özelliklerini tanımlayan parametrelerdir. Diş hekimliği uygulamalarında bu parametreler elastisite modülü ve poisson oranıdır. Bu aşamada uygulanacak kuvvetin şiddeti, yönü ve uygulama noktası da belirlenir.

3. Analizin çözümlenmesi: İncelenecek yapının modeli oluşturulup malzeme özellikleri, yükleme koşulları, elemanlar arası ilişkiyi belirleyen denklemler belirlendikten sonra, bu denklemler tüm elemanlar için eş zamanlı olarak çözülerek sistemin analizi gerçekleştirilir.

Dental implant-kemik sistemi gibi karışık yapıların çözümlenmesindeki zorluk göz önünde bulundurulduğunda bu yapıların değerlendirilmesinde sonlu elemanlar analizi en etkili metotlardan biridir. Ancak bazı değerler bu analizin sonuçlarının doğruluğunu önemli ölçüde etkilemektedir. Bunlar;

- Materyal özellikleri
- Sınır koşulları
- Kemik ve implantın detaylı geometrisi
- Kemik –implant ara yüzünün özelliğidir (171).

Bir üç boyutlu elemanda en büyük stres değeri, bütün kesme bileşenlerinin sıfır olduğu konumda oluşur. Eleman bu konfigurasyonda olduğunda oluşan normal streslere principal stres adı verilir. Çekme gerilimleri pozitif(+), sıkıştırma gerilimleri negatif(-) işaret alırlar. En büyük pozitif streslere maksimum *principal* stresler (P_{max}); en büyük negatif streslere de minimum *principal* stresler (P_{min})denir. Minimum *principal* değeri maksimum *principal* değerinden büyük olduğunda o bölgede sıkışma durumunu, küçük olduğunda gerilme durumunu, eşit olduğunda ise torsiyon yani burulma durumunu ifade eder.

Kemik üzerindeki streslerin değerlendirilmesinde genellikle principal stresler kullanılır. Maksimum principle stress değerinin, en yüksek gerilme dayanıklılığından(ultimate tensile stress) ya da minimum principle stress değerinin en yüksek sıkışma dayanıklılığından (ultimate compressive stress) büyük veya eşit olması başarısızlıkla sonuçlanır.

Çekilebilir materyallerdeki streslerin değerlendirilmesinde ise Von Mises stresler kullanılır. Bu sebeble implant materyalinde oluşan stres değerlerinin incelenmesinde Von Mises stres değerleri incelenebilir. İmplantla oluşan Von Mises stress değeri, Ti-6Al-4V'un germe dayanıklılığını (*yield strength*) geçerse başarısızlık oluştuğu anlamına gelir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışmada; mandibuler sol posterior bölgede farklı destek ve konnektör tasarımlarına bağlı olarak kortikal kemik ve spongioz kemik alanında belirlenen referans noktarında çeşitli yükleme protokolleri sonrasında oluşan stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri incelenmiştir. Araştırma üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapılarak gerçekleştirilmiştir.

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, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı(Şekil 3. 1) ile 3 boyutlu taramadan, Rhinoceros 4. 0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.



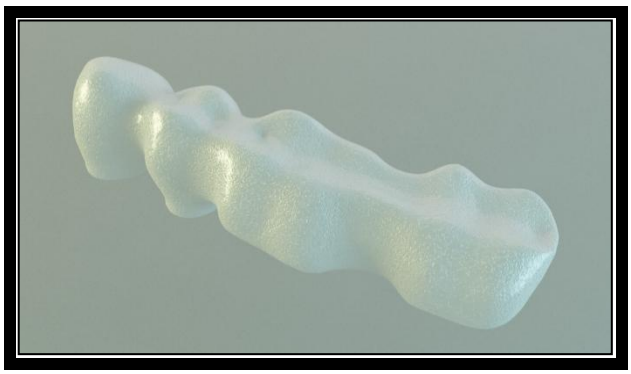
Şekil 3. 1. Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı

3.1. Diş Yapılarının Modellenmesi

Çalışmada 34, 35, 36, 37 numaralı dişler kullanıldı. Tedarik edilen dişin büyütülmüş alçı modeli SmartOptics tarayıcısında 3 boyutlu tarama işleminden geçirildi. Elde edilen nokta bulutu, stl formatında kaydedilmiş ve bu formattaki dosyalar Rhinoceros 4. 0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımında açılarak dişlerin Wheeler atlasındaki ölçülere göre uyumluluğu kontrol edildi ve böylece anatomik açıdan doğru bir diş modelleri elde edildi.

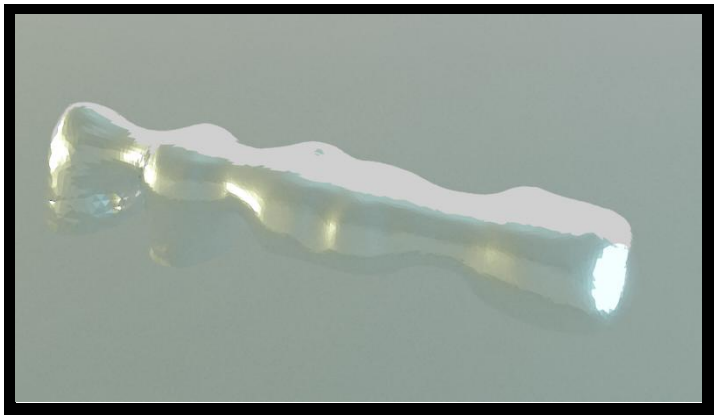
Elde edilen diş modelleri üzerinde VRMesh yazılımında “connect” komutu ile köprü bağlantıları oluşturuldu.

Diş modellerinin VRMesh yazılımıyla implanta ve planlanan alt yapılara göre uygun yerden kesilmesi ve implant modeliyle uyumlanmasıyla kron modeli elde edildi(Şekil 3. 1. 1.).



Şekil 3.1.1. Kron modeli

Diş modelinin istenen ölçülerde VRMesh yazılımında ofset komutuyla ofsetlenmesiyle ve elde edilen modelin abutment ve implant ile uyumlanmasıyla koping modeli elde edildi(Şekil 3. 1. 2).



Şekil 3.1.2. Koping modeli

Koping modellerinden VRMesh yazılımında offset yöntemiyle diş kesimlei oluşturuldu. Diş kesimleri, dentin tabakası ile birleştirilerek prepare diş formuna sahip dişler modellendi (Şekil 3. 1. 3).

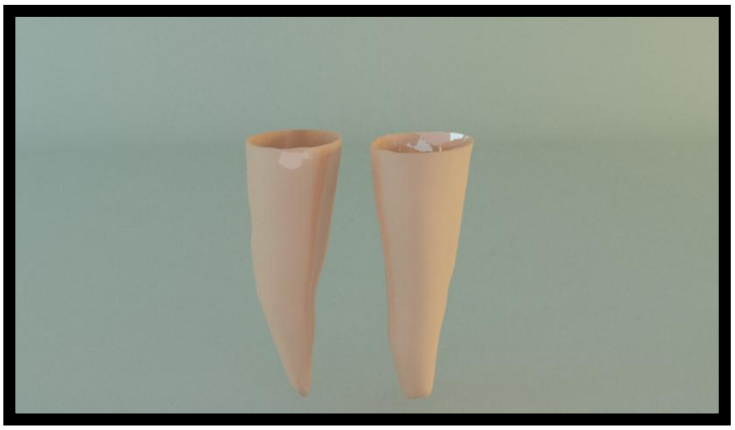


Şekil 3.1.3. Prepare diş modeli

Diş modellerinin kemik hizasından VRMesh yazılımında kesilip, 25 mikron et kalınlığı verilmesi ile Periodontal Ligament modellendi(Şekil 3. 1. 4).

Periodontal ligamentin yapısı non linear kabul edildi ve bu formül kullanılarak analiz edildi;(σ:stres, ϵ:strain)

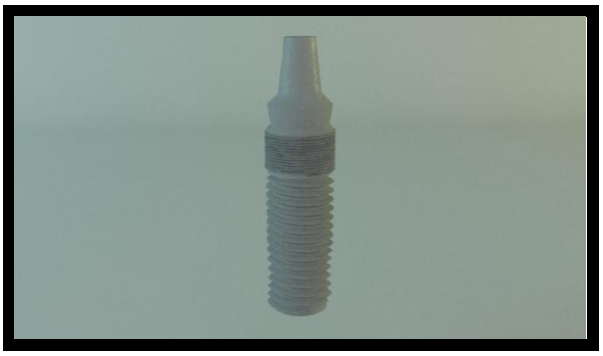
$\sigma = 1{,}498246 \times 10^{-2}\ \epsilon^{3}$



Şekil 3.1.4. Periodontal ligament modeli

3.2. İmplant Yapısının Modellenmesi

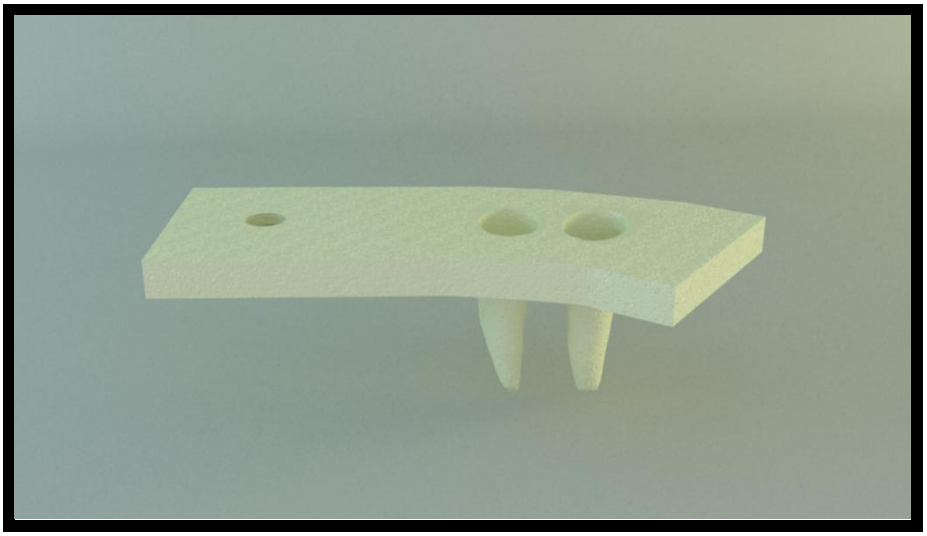
Tedarik edilen 4,1x10mm boyutunda Straumann marka implant (implant, abutment) SmartOptics üç boyutlu tarayıcısında tarandı ve Rhinoceros ile VRMesh yazılımlarının kullanılmasıyla analize hazır hale getirildi(Şekil 3. 1. 2. 1). Bütün modellerde abutment ve implant açısı 0 derece olarak belirlendi. Analiz yapılmadan önce modelde implant-abutment-vida birleşim bölgelerinde kontak fiksasyon tanımlandı. Bu bölgelerde sürtünme 0,5 olarak belirlendi. Çalışmamızda implantın kemikle tam olarak birleşmiş olduğu kabul edildi.



Şekil 3.2.1. İmplant modeli

3.3. Kortikal Kemiğin Modellenmesi

Rhinoceros yazılımında önce bir kutu modellendi. Kutunun her eksende en az 2 mm kalınlıkta olmasına dikkat edildi. Arkasından implantın ve periodontal ligamentin bu kutudan Boolean yöntemi ile çıkartılmasıyla implant ve kortikal kemik uyumu sağlandı (Şekil 3. 3. 1). Kortikal kemik linear, homojen ve izotropik bir materyal olarak kabul edildi.

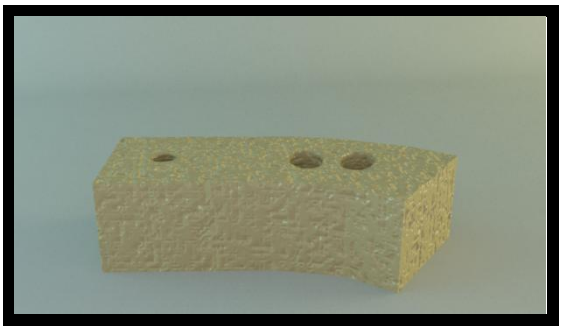


Şekil 3.3.1. Kortikal kemik modeli

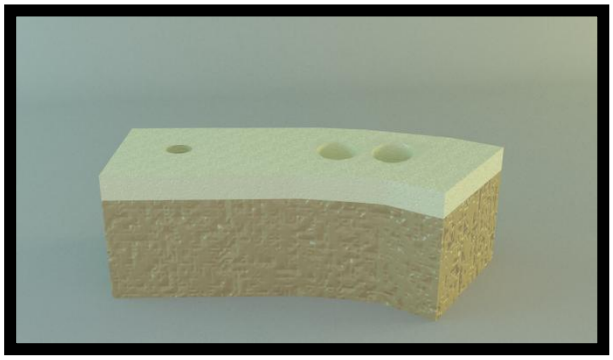
3.4. Spongioz Kemiğin Modellenmesi

Kortikal kemik modelinin alt kısmının VRMesh yazılımında extrude yöntemi ile uzatılması, arkasından implant ve kortikal kemik yapılarının boolean yöntemi ile çıkartılmasıyla spongioz kemik modellenmiş oldu(Şekil 3. 4. 1). Spongioz kemik de linear, homojen ve izotropik bir materyal olarak kabul edildi.Bu şekilde çalışmada kullanılan ana modeller tanımlandı(Şekil 3. 4. 2).

Ana modelin VRMesh yazılımında modifiye edilmesiyle çalışmada kullanılan diğer modeller hazırlandı.



Şekil 3.4.1. Spongioz kemik modeli



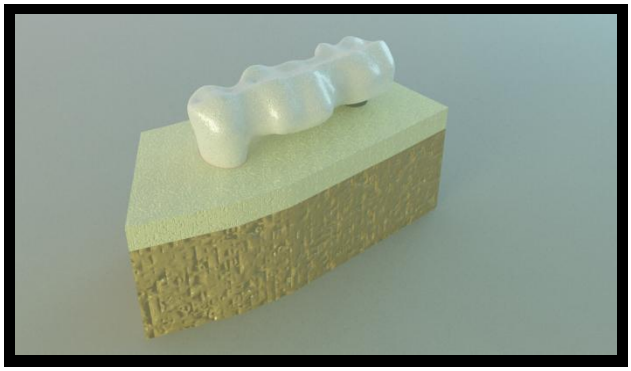
Şekil 3.4.2. Kortikal ve spongioz kemiğin birlikte görüldüğü ana model

3.5. Model Gruplarının Oluşturulması

Çalışmada, alt gruplarla birlikte toplam 10 model bulunmaktadır;

3.5.1. Kuvvet Kırıcı İçermeyen Rijit Üst Yapı Tasarımı(Model 1)

Model 1a: 35 numara doğal diş ile 37 numara bölgesine yerleştirilmiş implantın destek alındığı rijit üst yapı tasarımına sahip 3 üyeli model (Şekil 3.5.1.1).



Şekil 3.5.1.1. Model 1a

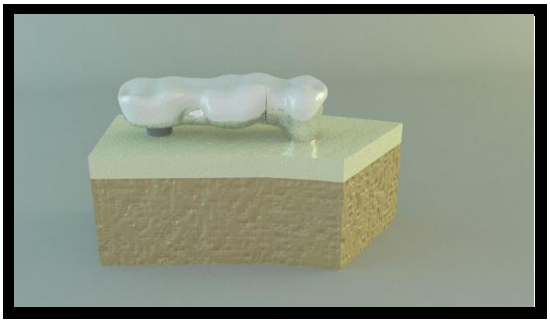
Model 1b: 34 ve 35 numara doğal dişler ile 37 numara bölgesine yerleştirilmiş implantın destek alındığı rijit üst yapı tasarımına sahip 4 üyeli model (Şekil 3.5.1.2).



Şekil 3.5.1.2. Model 1b

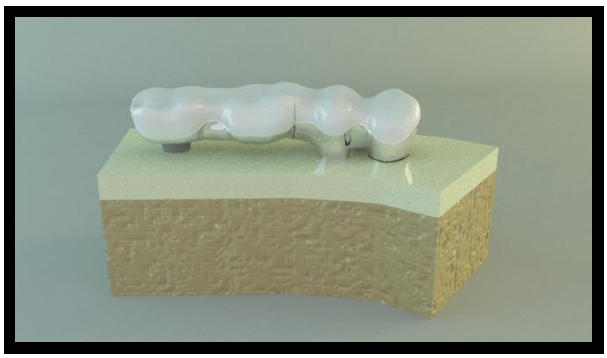
3.5.2. Sol Mandibuler İkinci Premolar Dişin Distalinde Sürgü Tipi Kuvvet Kırıcı İçeren Üst Yapı Tasarımı(Model 2)

Model 2a: 35 numara doğal diş ile 37 numara bölgesine yerleştirilmiş implantın destek alındığı 35 numaranın distalinde sürgü tipi kuvvet kırıcı içeren 3 üyeli model (Şekil 3.5.2.1)

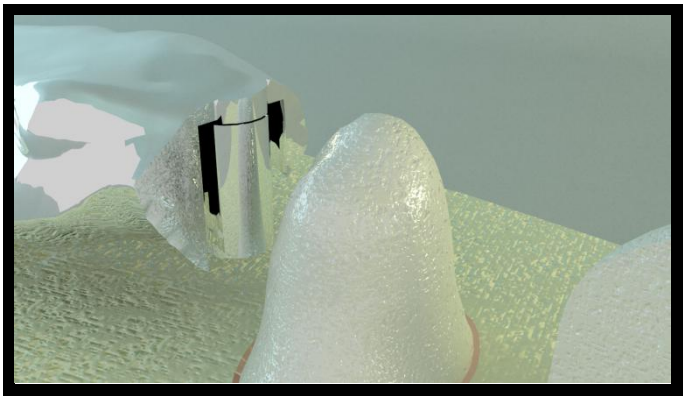


Şekil 3.5.2.1. Model 2a

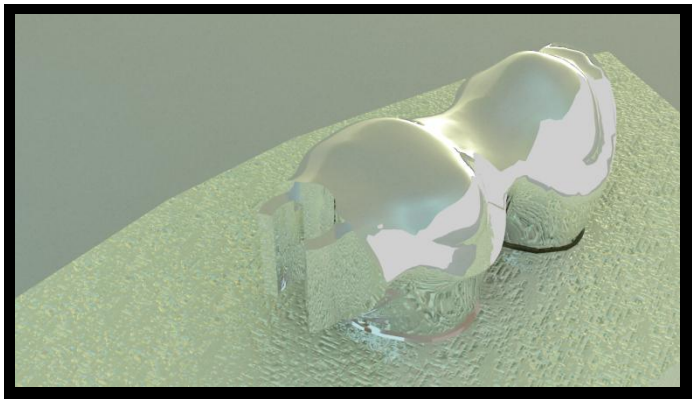
Model 2b: 34 ve 35 numara doğal dişler ile 37 numara bölgesine yerleştirilmiş implantın destek alındığı 35 numaranın distalinde sürgü tipi kuvvet kırıcı içeren 4 üyeli model (Şekil 3.5.2.2, 3.5.2.3, 3.5.2.4)



Şekil 3.5.2.2. Model 2b



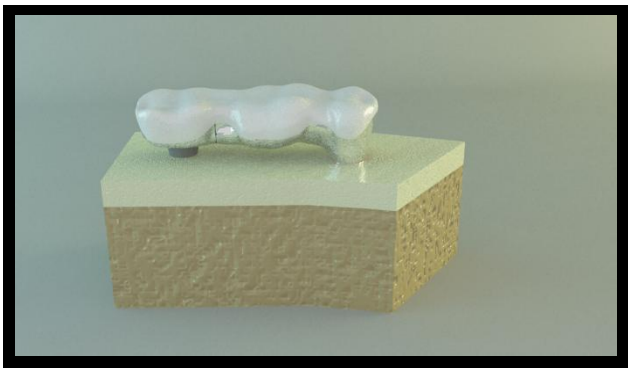
Şekil 3.5.2.3. Model 2b



Şekil 3.5.2.4. Model 2b

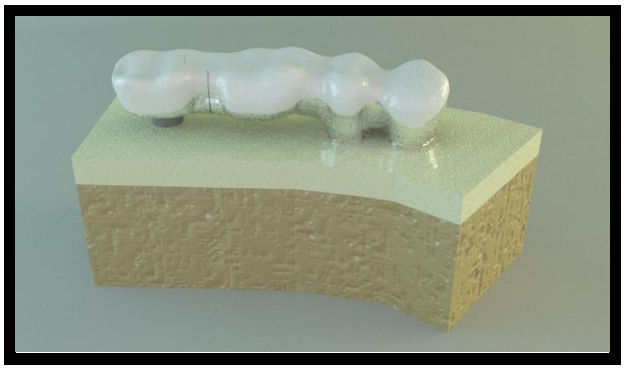
3.5.3. İmplantın Mezialinde Sürgü Tipi Kuvvet Kırıcı İçeren Üst Yapı Tasarımı(Model 3)

Model 3a: 35 numara doğal diş ile 37 numara bölgesine yerleştirilmiş implantın destek alındığı implantın mezialinde sürgü tipi kuvvet kırıcı içeren 3 üyeli model(Şekil 3.5.3.1).



Şekil 3.5.3.1. Model 3a

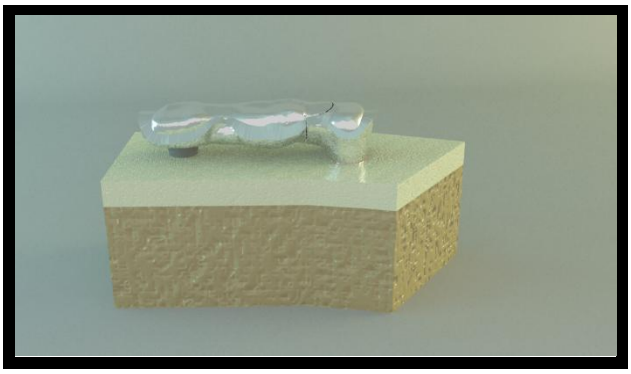
Model 3b: 34 ve 35 numara doğal dişler ile 37 numara bölgesine yerleştirilmiş implantın destek alındığı implantın mezialinde sürgü tipi kuvvet kırıcı içeren 4 üyeli model (Şekil 3.5.3.2).



Şekil 3.5.3.2. Model 3b

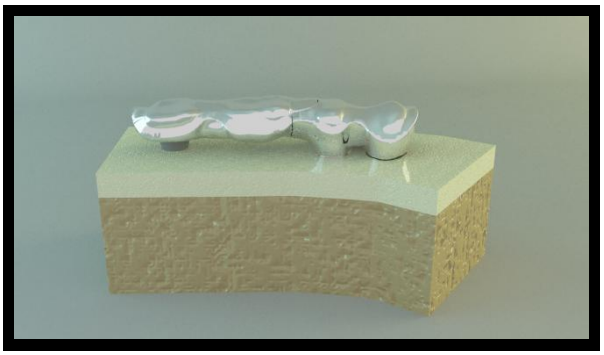
3.5.4. Sol Mandibuler İkinci Premolar Dişin Distalinde Küresel Tip Kuvvet Kırıcı İçeren Üst Yapı Tasarımı(Model 4)

Model 4a: 35 numara doğal diş ile 37 numara bölgesine yerleştirilmiş implantın destek alındığı 35 numaranın distalinde küresel tip kuvvet kırıcı içeren 3 üyeli model(Şekil 3.5.4.1).



Şekil 3.5.4.1. Model 4a

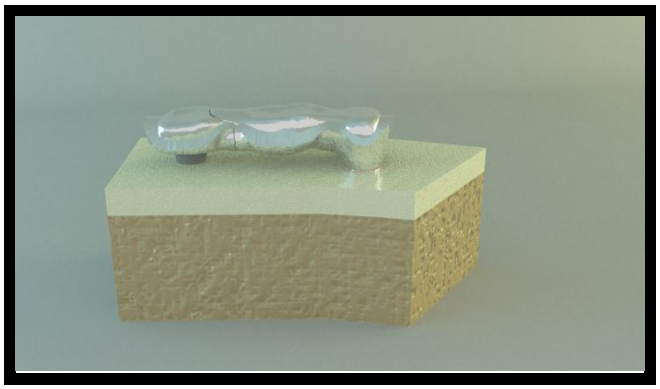
Model 4b: 34 ve 35 numara doğal dişler ile 37 numara bölgesine yerleştirilmiş implantın destek alındığı 35 numaranın distalinde küresel tip kuvvet kırıcı içeren 4 üyeli model (Şekil 3.5.4.2).



Şekil 3.5.4.2. Model 4b

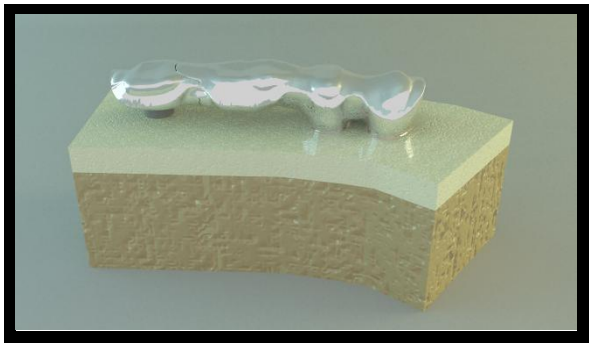
3.5.5. İmplantın Mezialinde Küresel Tip Kuvvet Kırıcı İçeren Üst Yapı Tasarımı (Model 5)

Model 5a: 35 numara doğal diş ile 37 numara bölgesine yerleştirilmiş implantın destek alındığı implantın mezialinde küresel tip kuvvet kırıcı içeren 3 üyeli model(Şekil 3.5.5.1).

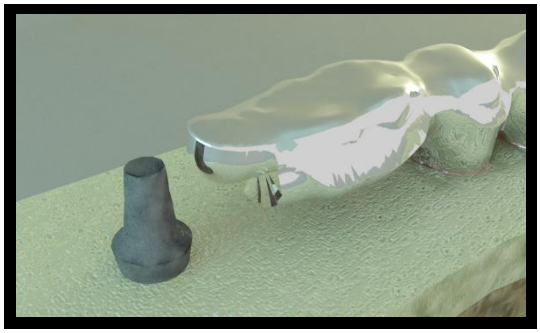


Şekil 3.5.5.1. Model 5a

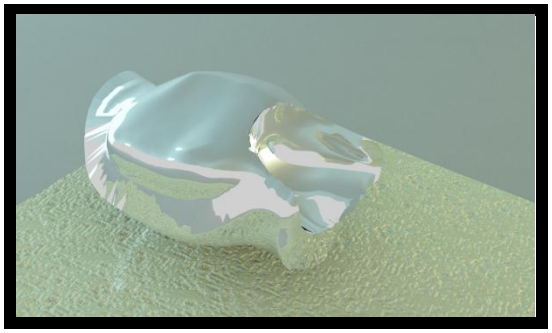
Model 5b: 34 ve 35 numara doğal dişler ile 37 numara bölgesine yerleştirilmiş implantın destek alındığı implantın mezialinde küresel tip kuvvet kırıcı içeren 4 üyeli model (Şekil 3.5.5.2, Şekil 3.5.5.3, Şekil 3.5.5.4).



Şekil 3.5.5.2. Model 5b



Şekil 3.5.5.3. Model 5b



Şekil 3.5.5.4. Model 5b

3.6. Modelleri Oluşturan Yapıların Fiziksel Özelliklerinin Belirlenmesi

Modeller, Rhinoceros 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 üç boyutlu 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 mandibulaya ait olduğunu, dişlerin, implantların ve üst yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (Elastisite modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir (Tablo 3. 6. 1.).

Tablo 3.6.1. Modellenen yapıların fiziksel özellikleri

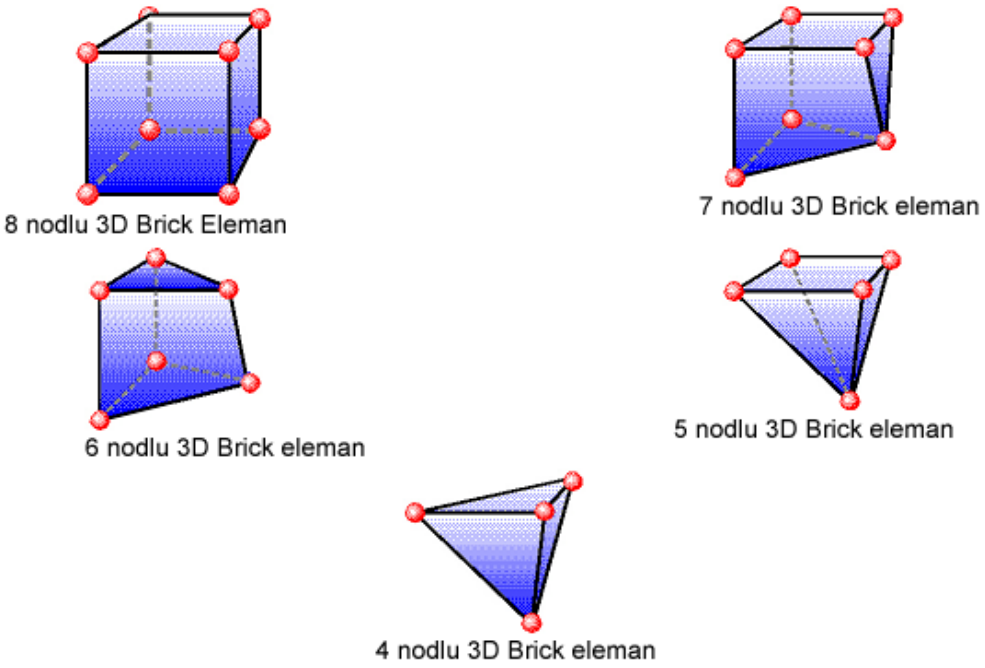
	Elastisite Modülü(Mpa)	**Poisson Oranı**	**Kaynak**
Kortikal kemik	13700	0,3	(195)
Spongioz kemik	1850	0,3	(196)
Dentin	14700	0,31	(195)
Periodontal ligament	171	0,45	(197)
Porselen	60000	0,19	(198)
Titanyum	117000	0,35	(195)
Cr-Ni	218000	0,33	(34)
Çinko fosfat siman	13700	0,35	(198)

3.7. Modellerdeki Eleman ve Düğüm Sayıları

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

Ağ oluşturma işleminde, modeller mümkün olabildiğince 10 düğüm noktalı (tuğla tipi) elemanlardan oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır. 8 nodlu elemanların gerekli detaya ulaşamadığı durumlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmıştır (Şekil 3.7.1). Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışılmıştır. Çene modellerinde

bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir.



Şekil 3.7.1. Sonlu elemanlar analizinde kullanılan elemanlar

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

Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları tabloda gösterilmiştir (Tablo 3.7.1).

Tablo 3.7.1. Modellerdeki eleman ve düğüm sayıları

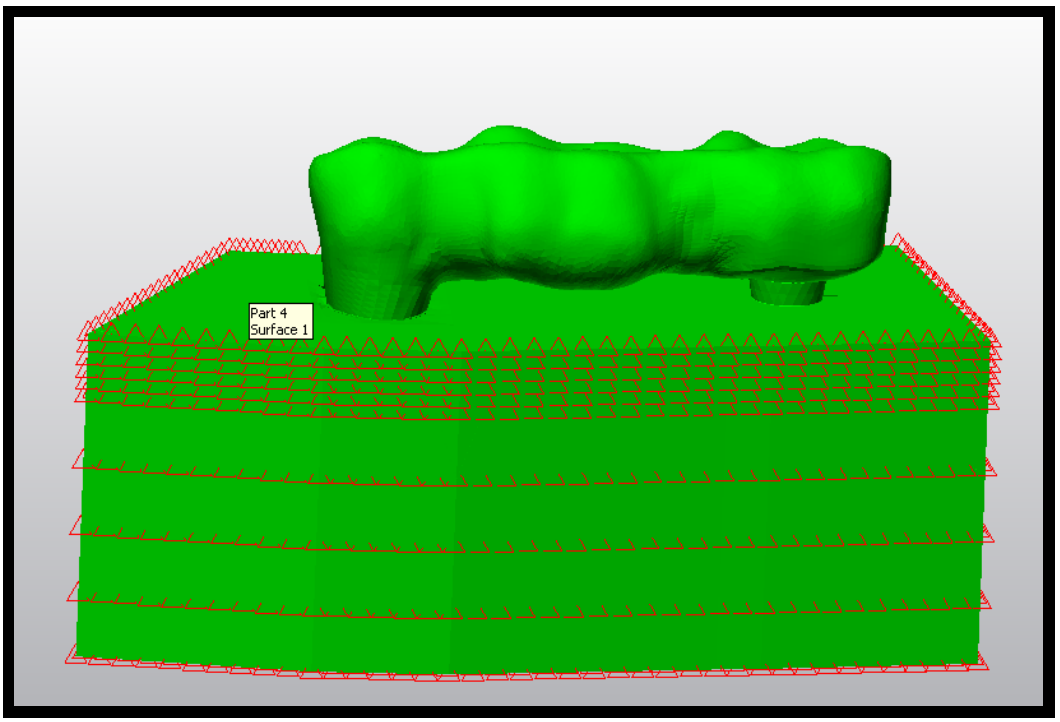
	Düğüm sayısı	**Eleman sayısı**
Model 1a	304323	1125661
Model 1b	338920	1160772
Model 2a	358278	1361300
Model 2b	396283	1438214
Model 3a	361092	1362978
Model 3b	398836	1490977
Model 4a	365774	1402211
Model 4b	401211	1577358
Model 5a	369876	1413769
Model 5b	408569	1576187

3.8. Modellerde Temas Yüzeylerin Belirlenmesi

Oluşturduğumuz matematiksel modellerin üzerinde analizlerin yapılabilmesi için modeli oluşturan parçaların birbirleri ile olan yüzey ilişkilerinin programa tanımlanması gerekir. Çalışmada hareketli parçalar arasındaki mekanizmayı ifade edebilmek için yay elemanların sertlik değeri 200 olarak tanımlanmıştır. Sürgü tipi tutucu için sadece dikey eksende hareketlik tanımlanırken küresel tip tutucu için yatay eksende de hareketlilik tanımlanmıştır. Diğer parçalar ise birbirleri ile %100 kontak halinde tanımlanmıştır.

3.9. Sınır Koşulları

Kemik dokularının yan ve alt yüzeylerinden, 6 serbestlik derecesinde 0 hareket ve rotasyon tanımlandı(Şekil 3.9.1).

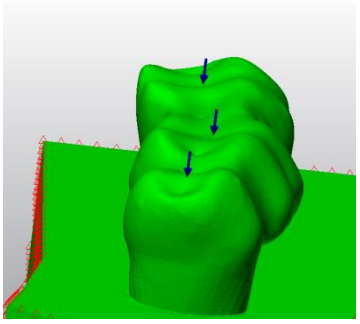


Şekil 3.9.1. Sonlu elemanlar stres analizinde sınır koşullarının belirlenmesi

3.10. Yükleme Koşulları

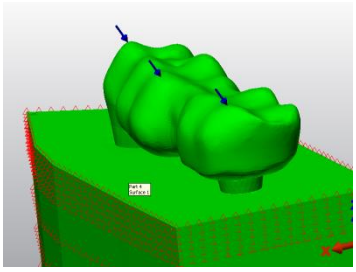
Hazırlanan 3 boyutlu katı modellere kuvvetler 3 farklı koşulda uygulanmıştır ve her bir koşul için hem açılı hem de dik olarak kuvvet uygulaması yapılmıştır. Toplamda her model için 6 farklı koşulda kuvvet uygulaması yapılmıştır. Bu koşullar;

1. Sistemin tümünden aynı anda dik kuvvet uygulaması (Şekil 3.10.1)



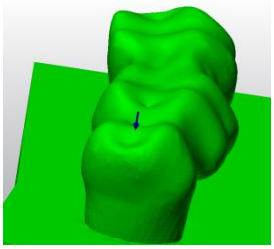
Şekil 3.10.1. Tümünden dik yükleme

2. Sistemin tümünden aynı anda oblik kuvvet uygulaması(Şekil 3.10.2)



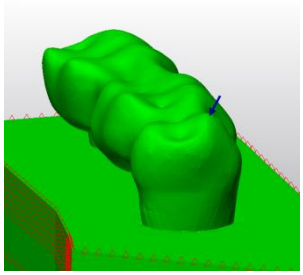
Şekil 3.10.2. Tümünden oblik yükleme

3. Premolar bölgesinden dik kuvvet uygulaması(Şekil 3.10.3)



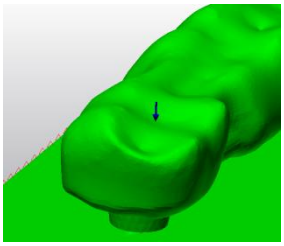
Şekil 3.10.3. Premolar bölgesinden dik yükleme

4. Premolar bölgesinden oblik kuvvet uygulaması(Şekil 3.10.4)



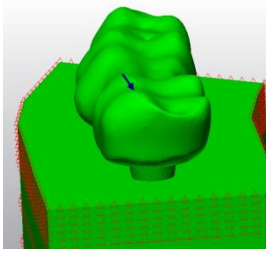
Şekil 3.10.4. Premolar bölgesinden oblik yükleme

5. İkinci molar(implant) bölgesinden dik kuvvet uygulaması(Şekil 3.10.5)



Şekil 3.10.5. İkinci molar(implant) bölgesinden dik yükleme

6. İkinci molar(implant) bölgesinden oblik kuvvet uygulaması(Şekil 3.10.6)



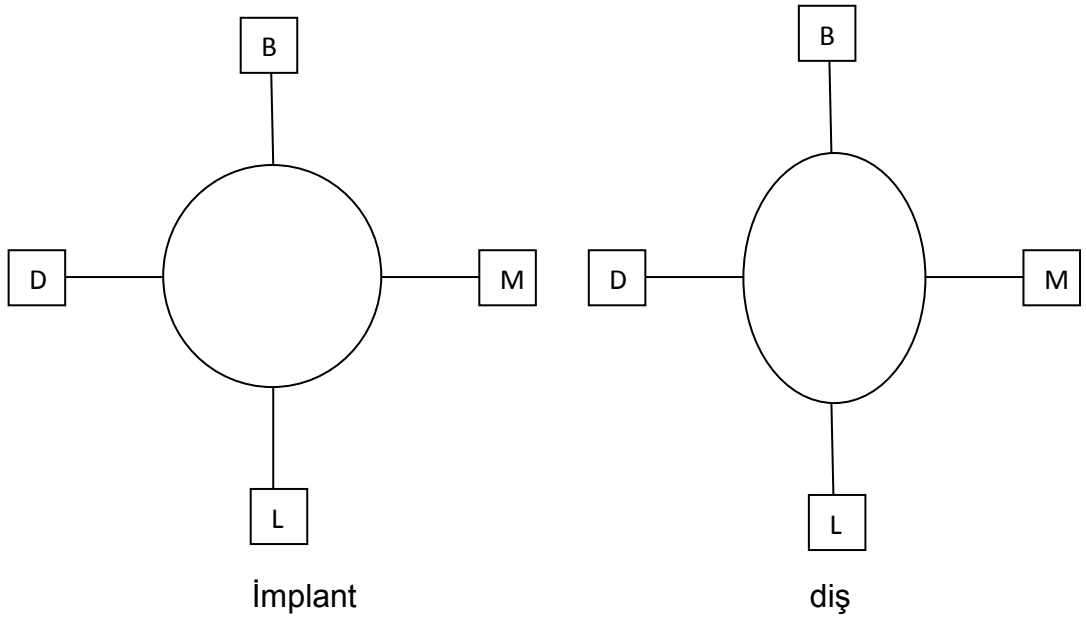
Şekil 3.10.6. İkinci molar(implant) bölgesinden oblik yükleme

Dik yüklemeler uzun eksen boyunca yapılırken, açılı yüklemeler restorasyonların bukkal cusplarının bukkal eğiminden uzun eksene 30 derece olacak şekilde uygulandı.

3 üyeli tasarımlarda her bir yükleme 200N olacak şekilde uygulandı. Bu durumda sistemin tümüne birden yükleme yapıldığında toplam 600N kuvvet uygulanmış oldu. 4 üyeli tasarımlarda toplam kuvveti değiştirmemek için 34 ve 35 numaralı dişlere ayrı ayrı 100N'luk kuvvet uygulaması yapıldı.

3.11. Ölçümlerin Yapılması

Ölçümler hem kotikal kemiğin hem de spongioz kemiğin üst seviyesinde diş ve implantın çevresinde belirlenen 4 tane farklı referans noktasında yapıldı. Bu referans noktaları dişin ve implantın mezial, distal, bukkal ve lingual bölgelerinde birer düğüm noktası olacak şekilde belirlendi(Şekil 3.11.1)



Şekil 3.11.1. Referans noktaları

Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucunda ortaya çıktığı için istatistiksel analizler yapılamamaktadır. Amaç elde edilen değerlerin ve stres dağılımlarının incelenmesi, karşılaştırılması ve yorumlanmasıdır. Bu amaçla her bir model için tüm yükleme koşullarında ayrı ayrı bu düğüm noktalarından

sıkışma ve gerilme stres değer verileri elde edildi ve bu veriler dikkatli bir şekilde incelenip yorumlandı. Toplamda 10 modelimiz olduğu göz önünde bulundurulduğunda her bir model için 6 yükleme koşulu sonucu 6 analiz, toplamda ise 60 analiz yapılmış oldu.

4.BULGULAR

Bu çalışmada; mandibuler sol posterior bölgede farklı destek ve konnektör tasarımlarına bağlı olarak kortikal kemik ve spongioz kemik alanında belirlenen referans noktarında çeşitli yükleme protokolleri sonrasında oluşan stres değerleri dağılımı, üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemiyle incelenmiştir. Kuvvetler 3 farklı koşulda uygulanmıştır ve her bir koşul için hem açılı hem de dik olarak kuvvet uygulaması yapılmıştır. Bu koşullar;

1. Sistemin tümümden aynı anda dik kuvvet uygulaması
2. Sistemin tümümden aynı anda oblik kuvvet uygulaması
3. Premolar bölgesinden dik kuvvet uygulaması
4. Premolar bölgesinden oblik kuvvet uygulaması
5. İkinci molar(implant) bölgesinden dik kuvvet uygulaması
6. İkinci molar(implant) bölgesinden oblik kuvvet uygulamas

Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi sonrasında kortikal kemik ve spongioz kemik üzerinde belirlenen referans bölgelerinde oluşan maksimum ve minimum principle stres değerleri incelenmiştir.

4.1. Sıkışma Stres Değerleri

4.1.1 Rijit konnektör Tasarımı(Model 1) İçin Sıkışma Stres Değerleri

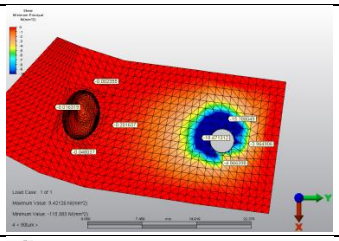
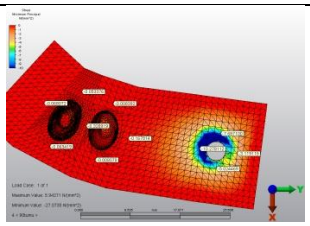
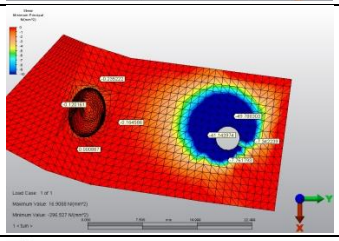
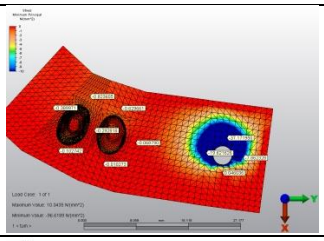
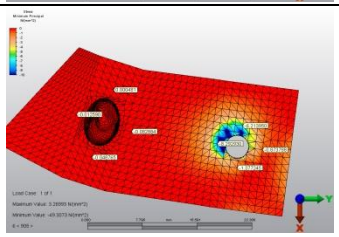
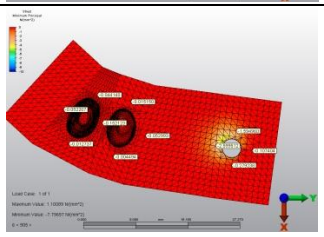
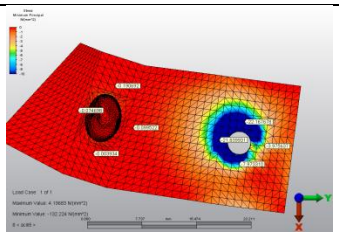
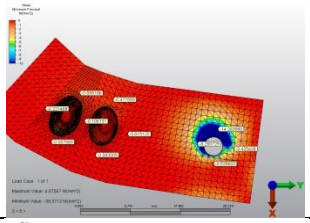
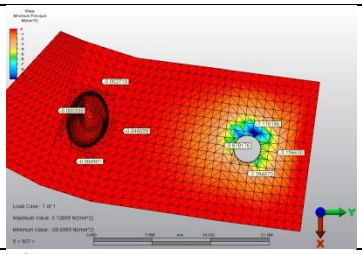
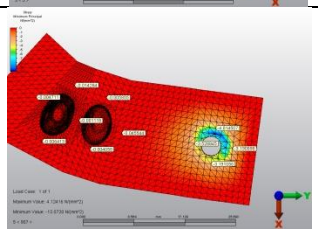
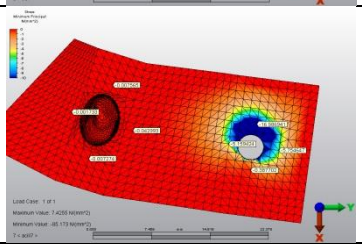
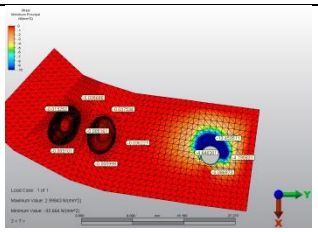
Kortikal kemik seviyesinde, model 1a ve model 1b'de yapılan tüm yükleme koşullarında; implant çevresinde oluşan sıkışma stres değerleri 2.premolar diş çevresinde oluşan sıkışma stres değerlerinden belirgin derecede fazla bulunmuştur(Tablo 4.1.1.1,Şekil 4.1.1.1).

İmplant çevresindeki en yüksek stres değeri 3 üyeli tasarımda, tümüne birden açılı yükleme koşulunda, implantın lingual referans noktasında (-49,788MPa) görülmüştür. İkinci büyük stres değeri ise yine 3 üyeli tasarımda, tümüne birden dik yükleme koşulunda, implantın mezial referans noktasında (-41,143MPa) görülmüştür(Tablo 4.1.1.1,Şekil 4.1.1.1)..

4 üyeli tasarımdaki stres değerleri genel olarak 3 üyeli tasarımdan daha az olarak izlenmiştir. Premolar bölgesi ve implant bölgesinden yapılan yüklemelerde, tümüne yükleme yapıldığı duruma göre implant çevresinde oluşan stres değerlerinde azalma görülmüştür(Tablo 4.1.1.1,Şekil 4.1.1.1).

Tablo 4.1.1.1. Model 1a ve Model 1b için kortikal kemik sıkışma stres değerleri

		5 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMİN DEĞ.				7 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMİN DEĞ.			
		M	D	B	L	M	D	B	L
Model 1a	TÜMÜNE DİK	-0,0163	-0,2016	-0,0480	-0,0023	-18,471	-3,9649	-4,8663	-15,788
	TÜMÜNE AÇILI	-0,1201	-0,1645	0,0008	-0,2352	-41,143	-7,3422	-7,7617	-49,788
	PREMOLARLARA DİK	-0,0125	-0,0828	-0,0487	0,0004	-8,2929	-0,8737	-1,3772	-6,2139
	PREMOLARLARA AÇILI	-0,0746	-0,0995	-0,0039	-0,1906	-21,839	-3,9756	-7,9733	-22,167
	İMPLANTA DİK	-0,0003	-0,0460	-0,0045	-0,0027	-3,8781	-3,1566	-2,3946	-7,1761
	İMPLANTA AÇILI	-0,0017	-0,0426	-0,0072	-0,0075	-5,1594	-5,7546	-0,3877	-16,586
Model 1b	TÜMÜNE DİK	-0,3289	-0,1678	-0,0080	-0,0083	-10,278	-3,1191	-5,0244	-7,6871
	TÜMÜNE AÇILI	-0,2928	-0,0687	-0,0102	-0,6296	-19,6216	-7,8623	0,0460	-37,171
	PREMOLARLARA DİK	-0,1521	-0,0529	-0,0044	-0,0151	-2,5995	-0,1074	-0,2792	-1,5949
	PREMOLARLARA AÇILI	-0,1061	-0,0151	-0,0030	-0,4775	-8,2007	-3,4254	-0,5396	-14,269
	İMPLANTA DİK	-0,0011	-0,0455	-0,0040	-0,0058	-3,5288	-3,1905	-3,19105	-4,8145
	İMPLANTA AÇILI	-0,0051	-0,0362	-0,0059	-0,0375	-4,6462	-4,7958	-0,0869	-13,453

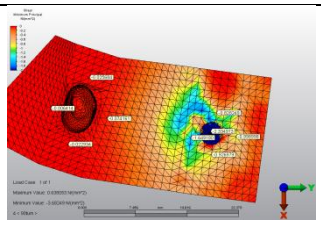
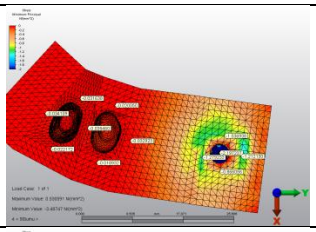
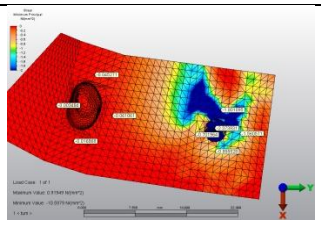
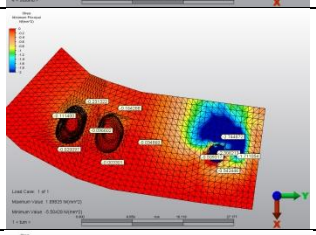
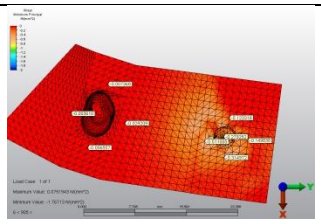
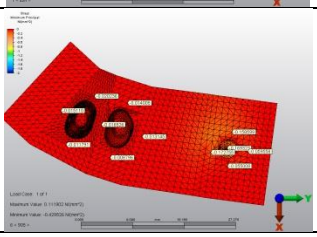
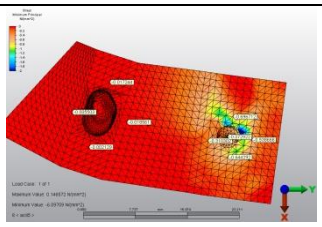
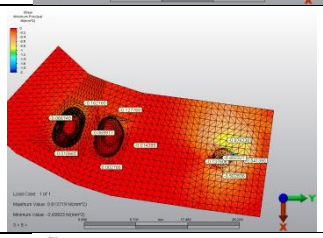
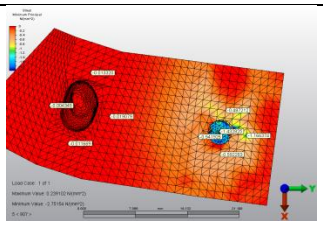
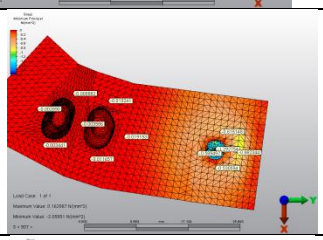
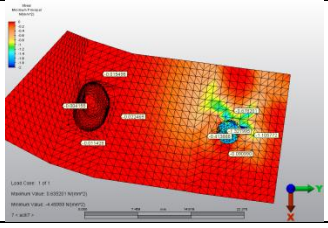
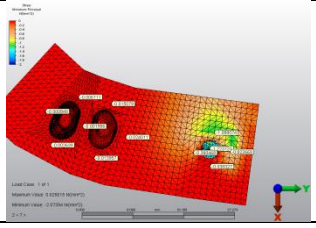
	Model 1a(3 üyeli)	Model 1b(4 üyeli)
TÜMÜNE DİK		
TÜMÜNE AÇILI		
PREMOLARLARA DİK		
PREMOLARLARA AÇILI		
İMPLANTA DİK		
İMPLANTA AÇILI		

Şekil 4.1.1.1. Rijit tasarım için kortikal kemik sıkışma stres resimleri

Spongioz kemik seviyesinde de 3 ve 4 üyeli rijit tasarımda yapılan tüm yükleme koşullarında; implant çevresinde oluşan sıkışma stres değerleri 2.premolar diş çevresinde oluşan sıkışma stres değerlerinden fazla bulunmuştur(Tablo 4.1.1.2, Şekil 4.1.1.2). Ancak farklılık kortikal kemik seviyesinde olduğu gibi belirgin değildir. Spongioz kemiğe iletilen stres değerleri oldukça düşüktür. En yüksek stres değeri Model 1b'de tümüne açılı yüklemede implantın lingual referans noktasında -2,7448 Mpa olarak bulunmuştur.

Tablo 4.1.1.2. Model 1a ve Model 1b için spongioz kemik sıkışma stres değerleri

		5 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMİN DEĞ.				7 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMİN DEĞ.			
		M	D	B	L	M	D	B	L
Model 1a	TÜMÜNE DİK	-0,0064	-0,0741	-0,0229	-0,0256	-1,6491	-0,9989	-0,9269	-0,8282
	TÜMÜNE AÇILI	-0,0034	-0,0610	-0,0168	-0,0452	-0,7019	-1,5605	-0,8552	-1,8010
	PREMOLARLARA DİK	-0,0036	-0,0292	-0,0065	-0,0073	-0,51101	-0,1498	-0,3149	-0,1233
	PREMOLARLARA AÇILI	-0,0055	-0,0185	-0,0021	-0,0172	-0,3103	-0,5386	-0,6442	-0,6967
	İMPLANTA DİK	-0,0043	-0,0190	-0,0116	-0,0133	-0,5419	-1,1663	-0,5922	-0,4872
	İMPLANTA AÇILI	-0,0041	-0,0224	-0,0114	-0,0154	-0,4138	-1,1057	-0,0909	-0,6782
Model 1b	TÜMÜNE DİK	-0,0354	-0,0329	-0,0189	-0,0200	-1,2792	-1,2121	-0,86605	-1,0369
	TÜMÜNE AÇILI	-0,0966	-0,0348	-0,0033	-0,1642	-0,5093	-1,7110	-0,5424	-2,7448
	PREMOLARLARA DİK	-0,0165	-0,0131	-0,0087	-0,0140	-0,1727	-0,0595	-0,055	-0,1585
	PREMOLARLARA AÇILI	-0,0699	-0,0143	-0,0027	-0,1277	-0,1376	-0,5413	-0,5028	-0,8762
	İMPLANTA DİK	-0,0035	-0,0191	-0,0116	-0,0132	-0,5894	-0,8823	-0,5305	-0,6151
	İMPLANTA AÇILI	-0,0019	-0,02401	-0,0139	-0,0150	-0,3804	-0,8226	-0,0383	-1,0880

	Model 1a(3 üyeli)	Model 1b(4 üyeli)
TÜMÜNE DİK		
TÜMÜNE AÇILI		
PREMOLARLARA DİK		
PREMOLARLARA AÇILI		
İMPLANTA DİK		
İMPLANTA AÇILI		

Şekil 4.1.1.2. Model 1 için spongioz kemik sıkışma stres resimleri

4.1.2 Sürgü Tipi Kuvvet Kırıcı Tasarımının Diş Tarafında Konumlandığı Model(Model 2) için Sıkışma Stres Değerleri

Kortikal kemik seviyesinde, model 2a ve model 2b üzerinde tümüne birden yapılan yükleme koşulları ile implant bölgesinden yapılan tek yükleme koşullarında; implant çevresinde oluşan sıkışma stres değerleri 2.premolar diş çevresinde oluşan sıkışma stres değerlerinden belirgin derecede fazla bulunmuştur(Tablo 4.1.2.1,Şekil 4.1.2.1).

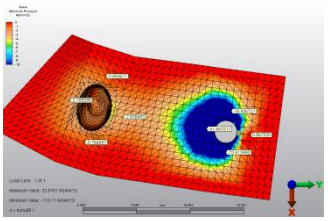
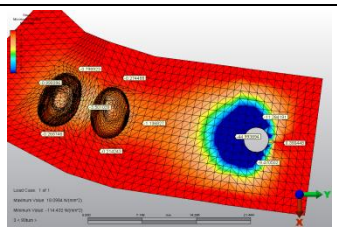
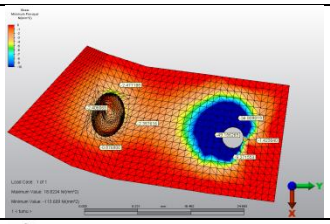
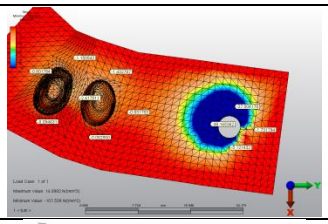
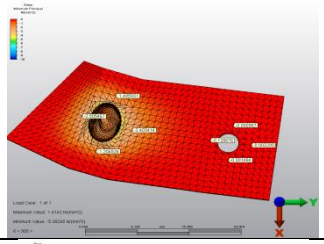
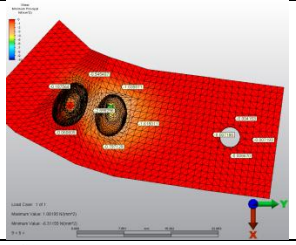
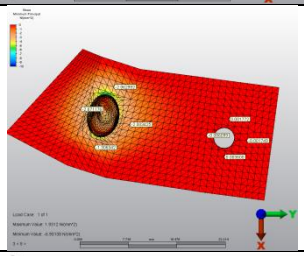
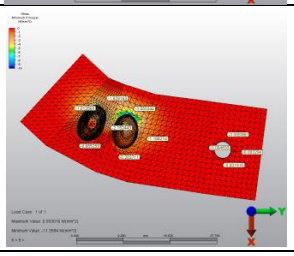
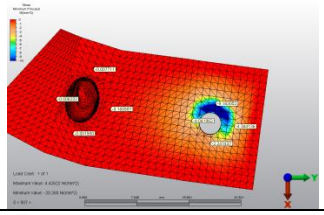
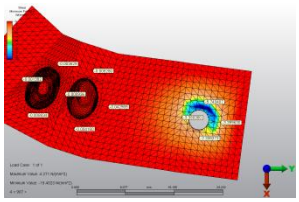
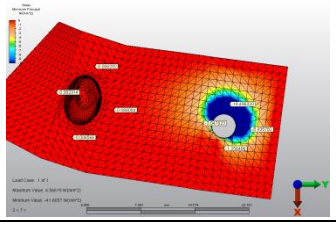
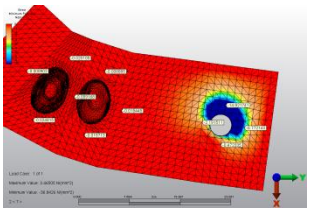
İmplant çevresindeki en yüksek stres değeri 3 üyeli tasarımda, tümüne birden dik yükleme koşulunda, implantın mezial referans noktasında(-51,84701MPa) görülmüştür. İkinci büyük stres değeri ise yine 3 üyeli tasarımda, tümüne birden açılı yükleme koşulunda, implantın mezial referans noktasında (-49,1562MPa) görülmüştür(Tablo 4.1.2.1,Şekil 4.1.2.1).

Sadece premolar bölgesinden yapılan yüklemelerde implant bölgesine stres aktarımı oldukça düşük olmuştur. Sadece implant bölgesinde yapılan yüklemelerde ise diş etrafındaki stres değerlerinde düşüş gözlenmiştir (Tablo 4.1.2.1,Şekil 4.1.2.1).

Rijit tasarımla kıyaslandığında implant çevresindeki stres değerlerinde belirgin bir artış vardır. Model 2b'de implant çevresindeki stres değerleri model 2a'ya göre daha düşük gözlemlenmiştir.

Tablo 4.1.2.1. Model 2a ve Model 2b için kortikal kemik sıkışma stres değerleri

		5 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMİN DEĞ.				7 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMİN DEĞ.			
		M	D	B	L	M	D	B	L
Model 2a	TÜMÜNE DİK	-2,1652	-2,8284	-0,7664	-0,8836	-51,847	0,8675	-13,613	-18,956
	TÜMÜNE AÇILI	-2,40606	-2,3576	-0,8769	-2,4771	-49,156	-1,4230	-9,2715	-34,809
	PREMOLARLARA DİK	-2,5054	-2,4034	-1,2045	-1,4959	-0,1286	-0,0022	-0,0014	-0,0009
	PREMOLARLARA AÇILI	-2,6711	-2,0034	-1,3063	-2,9629	-0,0860	-0,0017	0,0036	0,0017
	İMPLANTA DİK	-0,0062	-0,1605	-0,0015	-0,0077	-4,0419	-4,3441	-2,2474	-9,1830
	İMPLANTA AÇILI	-0,0002	-0,0880	-0,0065	-0,0062	-3,0476	-8,4357	-1,2564	-19,496
Model 2b	TÜMÜNE DİK	-3,5010	-1,1368	-0,2142	-0,2744	-44,993	-0,3904	-9,4705	-11,512
	TÜMÜNE AÇILI	-2,4179	-0,8317	-0,0829	-1,4327	-38,165	-1,7317	-5,1214	-27,004
	PREMOLARLARA DİK	-2,5952	-1,6150	-0,7971	-1,0355	-0,0071	-0,0071	-0,0086	-0,0041
	PREMOLARLARA AÇILI	-2,1524	-0,1882	-0,2037	-3,0502	-0,0048	-0,0032	-0,0019	-0,0053
	İMPLANTA DİK	-0,0009	-0,0429	-0,0041	-0,0052	-3,3503	-3,3996	-2,3383	-5,7434
	İMPLANTA AÇILI	-0,0091	-0,0184	-0,0197	-0,0088	-2,1915	-6,7721	-0,4723	-14,821

	Model 2a(3 üyeli)	Model 2b(4 üyeli)
TÜMÜNE DİK		
TÜMÜNE AÇILI		
PREMOLARLARA DİK		
PREMOLARLARA AÇILI		
İMPLANTA DİK		
İMPLANTA AÇILI		

Şekil 4.1.2.1. Model 2 için kortikal kemik sıkışma stres resimleri

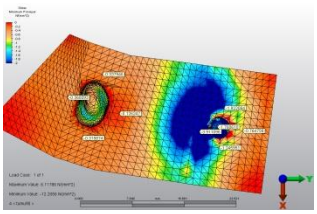
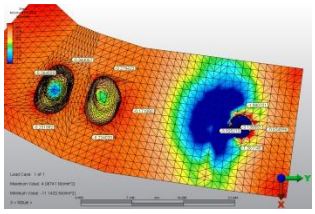
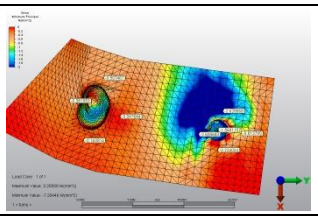
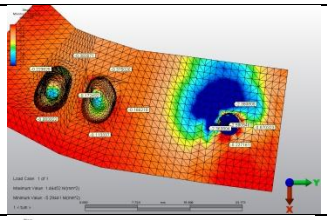
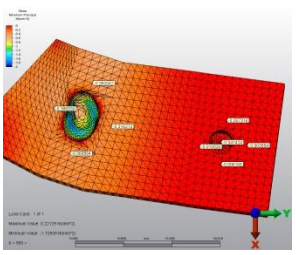
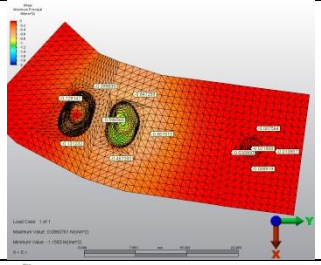
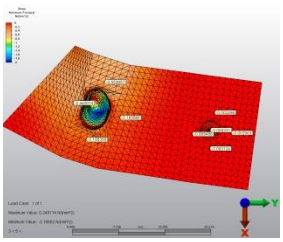
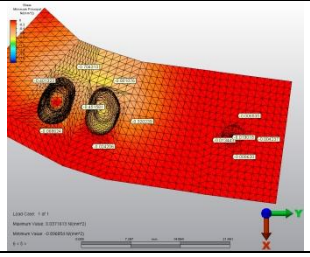
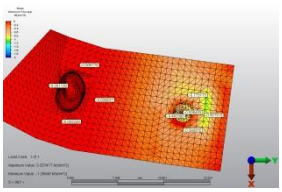
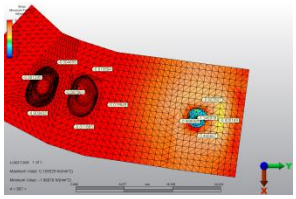
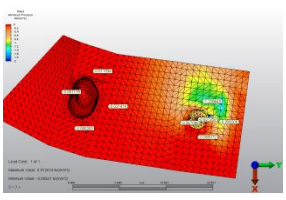
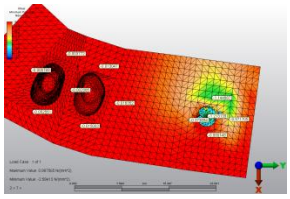
Spongioz kemik seviyesinde model 2a'da ve model 2b'de tümünden yükleme koşulları ile implant bölgesinden dik yükleme koşullarında; implant çevresinde oluşan sıkışma stres değerleri 2.premolar diş çevresinde oluşan

sıkışma stres değerlerinden fazla bulunmuştur(Tablo 4.1.2.2, Şekil 4.1.2.2). Ancak farklılık kortikal kemik seviyesinde olduğu gibi belirgin değildir.

Spongioz kemiğe iletilen stres değerleri oldukça düşüktür. En yüksek stres değerleri model 2b'de model 2a'da tümünden dik yükleme koşulunda implantın mezial temas noktasında sırasıyla -3,9252Mpa ve -3,9110Mpa olarak bulunmuştur(Tablo 4.1.2.2, Şekil 4.1.2.2).

Tablo 4.1.2.2. Model 2a ve model 2b için spongioz kemik sıkışma stres değerleri

		5 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMİN DEĞ.				7 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMİN DEĞ.			
		M	D	B	L	M	D	B	L
Model 2a	TÜMÜNE DİK	-0,3683	-0,1262	-0,3158	-0,3379	-3,9110	-0,7647	-1,2459	-1,9220
	TÜMÜNE AÇILI	-0,3810	-0,0476	-0,1639	-0,5074	-2,6086	-0,8137	-0,2240	-2,6285
	PREMOLARLARA DİK	-0,3889	-0,3162	-0,3608	-0,3820	-0,0105	-0,0035	-0,0061	-0,0073
	PREMOLARLARA AÇILI	-0,4430	-0,1658	-0,1853	-0,5538	-0,0054	-0,0029	-0,0031	-0,0024
	İMPLANTA DİK	-0,0011	-0,0286	-0,0032	-0,0286	-0,4953	-0,9679	-0,3849	-0,7731
	İMPLANTA AÇILI	-0,0011	-0,0214	-0,0062	-0,0119	-0,3470	-0,9902	-0,0593	-1,2286
Model 2b	TÜMÜNE DİK	-0,2648	-0,1710	-0,2240	-0,2794	-3,9252	-0,6245	-1,2611	-1,5807
	TÜMÜNE AÇILI	-0,1724	-0,1662	-0,1133	-0,3750	-2,3638	-0,8703	-0,2271	-2,3808
	PREMOLARLARA DİK	-0,5965	-0,5678	-0,4672	-0,6472	-0,0268	-0,0138	-0,0089	-0,0075
	PREMOLARLARA AÇILI	-0,4515	-0,3202	-0,0242	-0,8010	-0,0134	-0,0042	-0,0086	-0,0065
	İMPLANTA DİK	-0,0015	-0,0195	-0,0118	-0,0135	-0,5880	-0,9201	-0,4666	-0,6678
	İMPLANTA AÇILI	-0,0023	-0,0183	-0,0150	-0,0130	-0,3738	-0,9717	-0,0501	-1,1448

	Model 2a(3 üyeli)	Model 2b(4 üyeli)
TÜMÜNE DİK		
TÜMÜNE AÇILI		
PREMOLARLARA DİK		
PREMOLARLARA AÇILI		
İMPLANTA DİK		
İMPLANTA AÇILI		

Şekil 4.1.2.2. Model 2a ve model 2b için spongioz kemik sıkışma stres resimleri

4.1.3. Sürgü Tipi Kuvvet Kırıcı Tasarımının İmplant Tarafında Konumlandığı Model(Model 3) için Sıkışma Stres Değerleri

Kortikal kemik seviyesinde, model 3a ve model 3b üzerinde tümüne birden yapılan yükleme koşulları ile implant bölgesinden yapılan tek yükleme koşullarında; implant çevresinde oluşan sıkışma stres değerleri 2.premolar diş çevresinde oluşan sıkışma stres değerlerinden belirgin derecede fazla bulunmuştur(Tablo 4.1.3.1,Şekil 4.1.3.1).

İmplant çevresindeki en büyük stres değerleri, model 3a ve model 3b de tümünden açılı yükleme koşulunda implantın lingual referans noktasında noktasında görülmüştür. Değerler sırasıyla -25,993Mpa ve -21,178Mpa'dır (Tablo 4.1.3.1,Şekil 4.1.3.1).

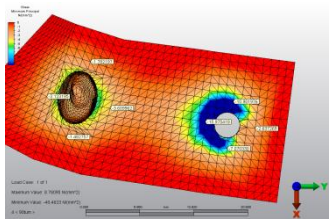
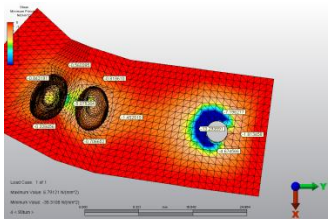
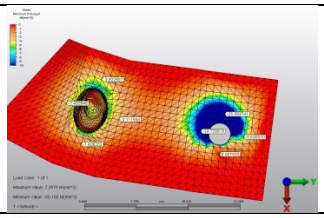
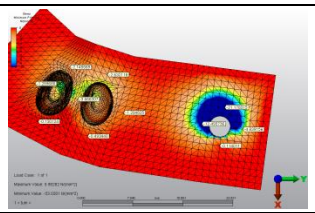
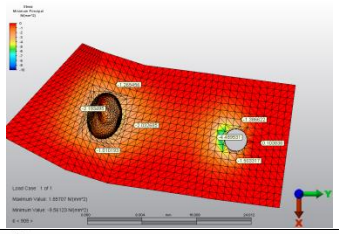
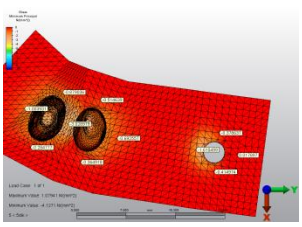
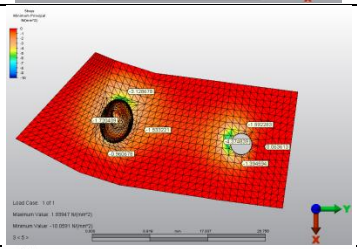
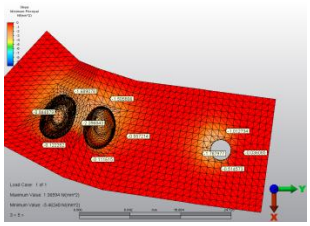
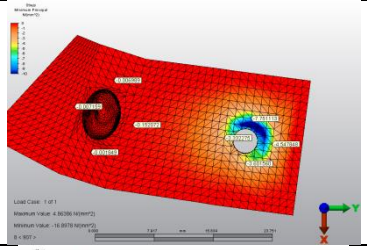
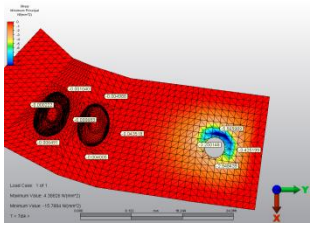
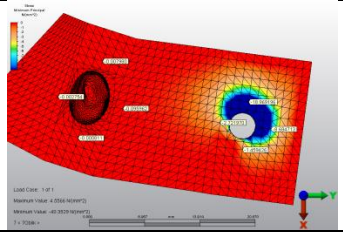
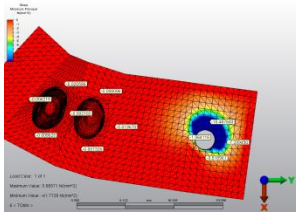
Model 3b'de implant çevresindeki stres değerleri model 3a'ya göre daha düşük izlenmiştir(Tablo 4.1.3.1,Şekil 4.1.3.1).

Model 2 ile kıyaslandığında implant etrafındaki stres dağılımında belirgin bir düşüş söz konusudur. Model 2 de implant etrafındaki en yüksek stres değeri -51, 8470MPa iken, model 3'de -25, 9937Mpa'dır.

Model 1 ile kıyaslandığında; 3 üyeli tasarımlarda model 3'de implant çevresindeki stres değerleri model 1'e oranla daha düşük değerler göstermiştir. Model 1a'da en yüksek stres değeri -49,7880Mpa iken Model 3a'da en yüksek stres değeri -25, 9937Mpa'dır. 4 üyeli tasarımlardaki stres dağılımları model 1 ile model 3 de daha yakın değerler göstermiştir.

Tablo 4.1.3.1. Model 3a ve Model 3b İçin kortikal kemik sıkışma stres değerleri

		5 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMİN DEĞ.				7 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMİN DEĞ.			
		M	D	B	L	M	D	B	L
Model 3a	TÜMÜNE DİK	-3,1231	-3,6099	-1,4827	-1,7821	-15,9754	-2,6372	-7,0703	-10,9019
	TÜMÜNE AÇILI	-3,4539	-3,1115	-1,6082	-3,9229	-14,7258	-5,6305	-0,0679	-25,9937
	PREMOLARLARA DİK	-2,1934	-2,0326	-1,0101	-1,2654	-4,4895	0,1038	-1,5033	-1,3866
	PREMOLARLARA AÇILI	-1,7204	-1,5332	-0,9606	-3,1286	-4,3748	0,0636	-1,3945	-1,5922
	İMPLANTA DİK	-0,0071	-0,15207	-0,0018	-0,0069	-3,3322	-4,5478	-3,6015	-7,7511
	İMPLANTA AÇILI	-0,0027	-0,0959	-0,0008	-0,0079	-2,7219	-8,6847	-1,4594	-18,9691
Model 3b	TÜMÜNE DİK	-5,0752	-1,4225	-0,7066	-0,8186	-13,2935	-1,8134	-4,6745	-7,1962
	TÜMÜNE AÇILI	-3,6663	-1,2048	-0,4934	-2,6321	-12,4937	-4,8391	-0,11401	-21,1783
	PREMOLARLARA DİK	-3,0289	-0,6925	-0,3649	-0,5146	-1,6104	-0,0178	-0,4149	-0,3786
	PREMOLARLARA AÇILI	-2,3968	-0,5572	-0,1116	-1,5058	-1,7879	-0,03608	-0,5145	-1,0127
	İMPLANTA DİK	-0,0006	-0,0435	-0,004	-0,0049	-3,2501	-3,4251	-2,5484	-5,5659
	İMPLANTA AÇILI	-0,0021	-0,0196	-0,0073	-0,008	-1,9641	-7,2994	-0,5189	-15,4876

	Model 3a(3 üyeli)	Model 3b(4 üyeli)
TÜMÜNE DİK		
TÜMÜNE AÇILI		
PREMOLARLARA DİK		
PREMOLARLARA AÇILI		
İMPLANTA DİK		
İMPLANTA AÇILI		

Şekil 4.1.3.1. Model 3a ve model 3b için kortikal kemik sıkışma stres resimleri

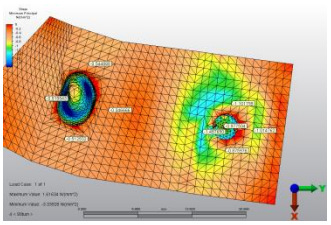
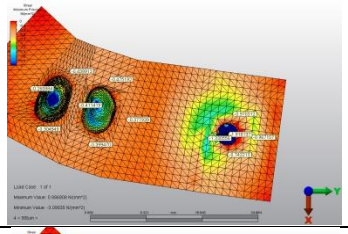
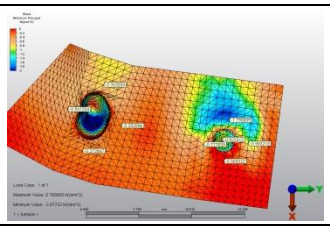
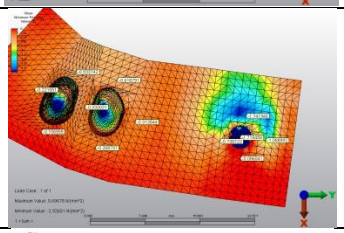
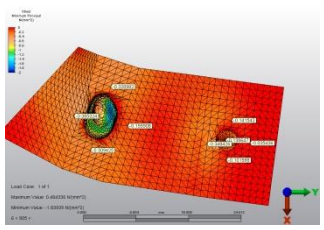
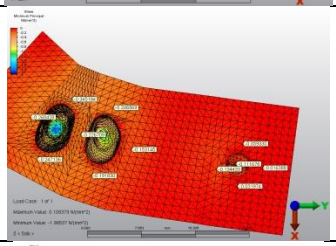
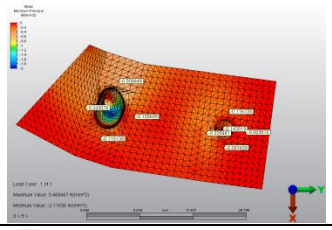
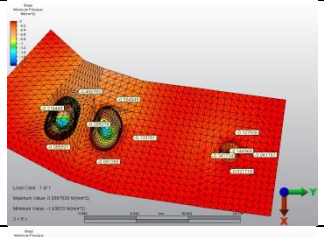
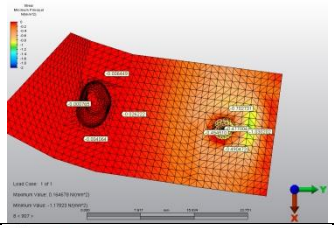
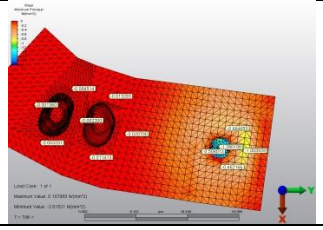
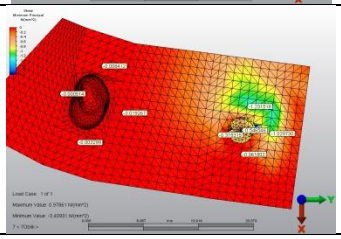
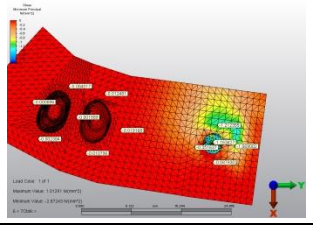
Spongioz kemik seviyesinde model 3a'da ve model 3b'de tümünden yükleme koşulları ile implant bölgesinden dik yükleme koşullarında; implant çevresinde oluşan sıkışma stres değerleri 2.premolar diş çevresinde oluşan sıkışma stres değerlerinden fazla bulunmuştur(Tablo 4.1.3.2, Şekil 4.1.3.2). Ancak değerler birbirlerine oldukça yakındır ve farklılık kortikal kemik seviyesinde olduğu kadar belirgin değildir.

Premolar bölgesinden yapılan yüklemelerde diş çevresinde oluşan stres dağılımı implant çevresindeki stres değerlerinde az miktarda fazlalık göstermektedir.

Spongioz kemiğe iletilen stres değerleri oldukça düşüktür. En yüksek stres değerleri model 3a'da ve model 3b'de tümünden açılı yükleme koşulunda implantın lingual referans noktasında sırasıyla -1,7900Mpa ve -1,7413Mpa olarak bulunmuştur(Tablo 4.1.3.2, Şekil 4.1.3.2).

Tablo 4.1.3.2. Model 3a ve model 3b için spongioz kemik sıkışma stres değerleri

		5 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMİN DEĞ.				7 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMİN DEĞ.			
		M	D	B	L	M	D	B	L
Model 3a	TÜMÜNE DİK	-0,5155	-0,3466	-0,5125	-0,5448	-1,4876	-1,0147	-0,8759	-1,1017
	TÜMÜNE AÇILI	-0,5413	-0,2529	-0,2728	-0,7633	-0,7778	-0,9832	-0,0653	-1,7900
	PREMOLARLARA DİK	-0,3853	-0,1559	-0,3094	-0,3289	-0,3484	-0,0354	-0,1015	-0,1415
	PREMOLARLARA AÇILI	-0,2430	-0,1056	-0,1151	-0,5084	-0,3254	-0,0638	-0,0974	-0,1767
	İMPLANTA DİK	-0,0007	-0,0262	-0,0040	-0,0064	-0,4545	-1,0302	-0,4904	-0,7027
	İMPLANTA AÇILI	-0,0005	-0,0192	-0,0032	-0,0084	-0,3153	-1,0297	-0,0618	-1,2315
Model 3b	TÜMÜNE DİK	-0,4114	-0,3779	-0,3994	-0,4751	-1,3305	-0,9671	-0,7422	-0,9703
	TÜMÜNE AÇILI	-0,3330	-0,3135	-0,2087	-0,6187	-0,7387	-1,0889	-0,0860	-1,7413
	PREMOLARLARA DİK	-0,2267	-0,1531	-0,1918	-0,2465	-0,1344	-0,0163	-0,0319	-0,0593
	PREMOLARLARA AÇILI	-0,2092	-0,1297	-0,0912	-0,3545	-0,1417	-0,0417	-0,0217	-0,1079
	İMPLANTA DİK	-0,0022	-0,0207	-0,0114	-0,0132	-0,50801	-1,0039	-0,4621	-0,6646
	İMPLANTA AÇILI	-0,0014	-0,0192	-0,0108	-0,0125	-0,3521	-1,0675	-0,0877	-1,2124

	Model 3a(3 üyeli)	Model 3b(4 üyeli)
TÜMÜNE DİK		
TÜMÜNE AÇILI		
PREMOLARLARA DİK		
PREMOLARLARA AÇILI		
İMPLANTA DİK		
İMPLANTA AÇILI		

Şekil 4.1.3.2. Model 3a ve model 3b için spongioz kemik sıkışma stres resimleri

4.1.4. Küresel Tip Kuvvet Kırıcı Tasarımının Diş Tarafında Konumlandığı Model(Model 4) için Sıkışma Stres Değerleri

Kortikal kemik seviyesinde, model 4a ve model 4b üzerinde tümüne birden yapılan yükleme koşulları ile implant bölgesinden yapılan tek yükleme koşullarında; implant çevresinde oluşan sıkışma stres değerleri 2.premolar diş çevresinde oluşan sıkışma stres değerlerinden belirgin derecede fazla bulunmuştur(Tablo 4.1.4.1,Şekil 4.1.4.1).

İmplant çevresindeki en yüksek stres değerleri, model 4a'da tümüne birden yapılan açılı yükleme ile tümüne birden dik yükleme koşulunda implantın mezial referans noktasında meydana gelmiştir ve sırasıyla -67,452Mpa ile -64,043Mpa'dır.

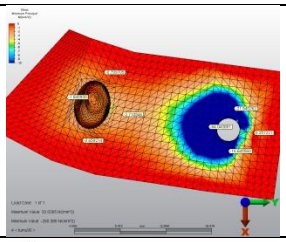
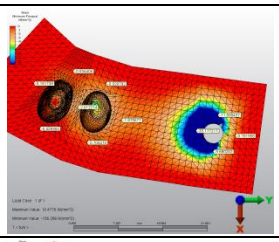
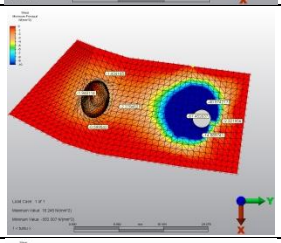
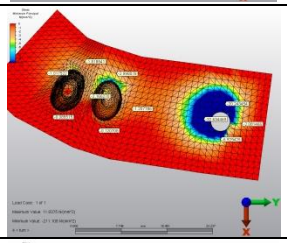
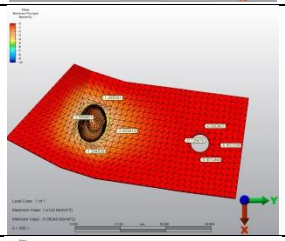
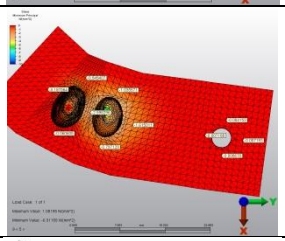
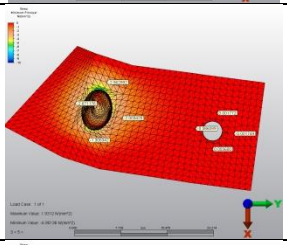
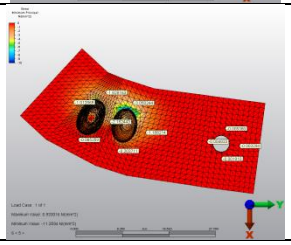
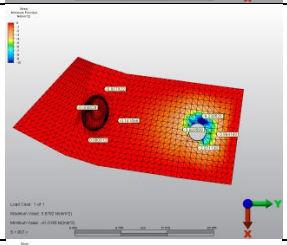
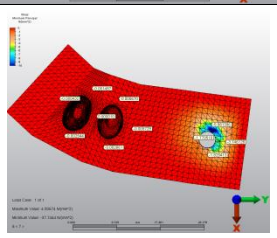
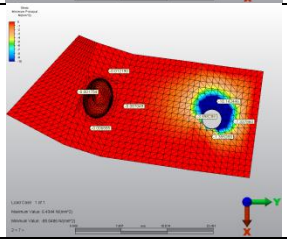
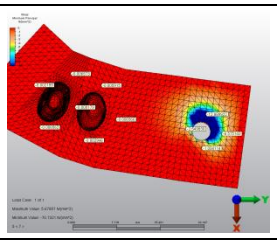
Sadece premolar bölgesinden yapılan yüklemelerde implant bölgesine stres aktarımı oldukça düşük olmuştur. Sadece implant bölgesinde yapılan yüklemelerde ise diş etrafındaki stres değerlerinde düşüş gözlenmiştir.

. Model 2b'de implant çevresindeki stres değerleri model 2a'ya göre daha düşük gözlemlenmiştir.

Model 1, model 2 ve model 3 ile kıyaslandığında model 4 de implant çevresindeki stres dağılımları daha yüksek değerlerdedir. İmplant çevresindeki en yüksek stres değerleri sırasıyla model 1'de -49,788MPa, model 2'de -51,84701MPa, model 3'de -25,9937Mpa, model 4'de ise -67,452Mpa olarak bulunmuştur.

Tablo 4.1.4.1. Model 4a ve model 4b için kortikal kemik sıkışma stres değerleri

		5 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMİN DEĞ.				7 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMİN DEĞ.			
		M	D	B	L	M	D	B	L
Model 4a	TÜMÜNE DİK	-1,8459	-2,7105	-0,6592	-0,7997	-64,043	0,2572	-16,645	-21,540
	TÜMÜNE AÇILI	-1,9481	-2,2784	-0,5995	-1,4241	-67,452	-2,3219	-14,889	-40,574
	PREMOLARLARA DİK	-2,5054	-2,4034	-1,2045	-1,4959	-0,1286	-0,0022	-0,0014	-0,0009
	PREMOLARLARA AÇILI	-2,6711	-2,0034	-1,3063	-2,9629	-0,0860	-0,0017	0,0036	0,0017
	İMPLANTA DİK	-0,0005	-0,1415	-0,0001	-0,0079	-3,6685	-3,9641	-2,9711	-8,2285
	İMPLANTA AÇILI	-0,0017	-0,0870	-0,0068	-0,0121	-3,8982	-7,3378	-1,3552	-18,142
Model 4b	TÜMÜNE DİK	-2,6122	-1,8756	-0,7004	-0,9207	-33,177	-0,7819	-9,6802	-11,885
	TÜMÜNE AÇILI	-2,1662	-1,2577	-0,1207	-2,9980	-32,634	-2,0814	-6,9294	-20,243
	PREMOLARLARA DİK	-2,5952	-1,6150	-0,7971	-1,0355	-0,0071	-0,0071	-0,0086	-0,0041
	PREMOLARLARA AÇILI	-2,1524	-0,1882	-0,2037	-3,0502	-0,0048	-0,0032	-0,0019	-0,0053
	İMPLANTA DİK	0,00001	-0,0057	-0,0026	-0,0006	-1,7705	-3,7461	-1,8254	-5,9813
	İMPLANTA AÇILI	-0,0001	-0,0065	-0,0029	-0,0059	-2,5498	-6,5751	-1,0041	-12,889

	Model 1a(3 üyeli)	Model 1b(4 üyeli)
TÜMÜNE DİK		
TÜMÜNE AÇILI		
PREMOLARLARA DİK		
PREMOLARLARA AÇILI		
İMPLANTA DİK		
İMPLANTA AÇILI		

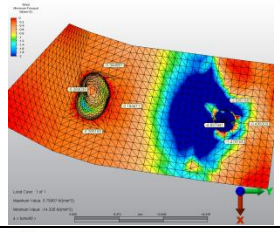
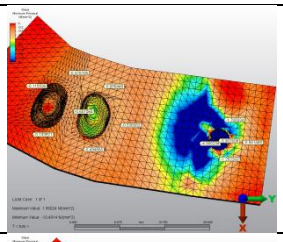
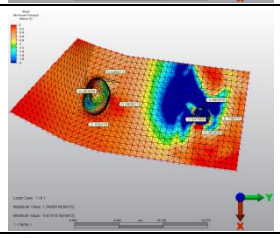
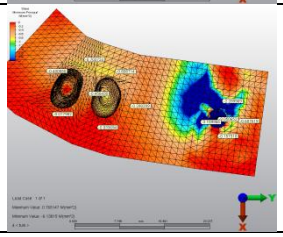
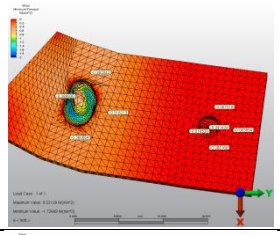
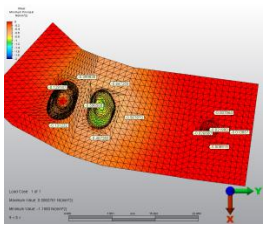
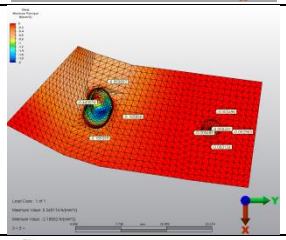
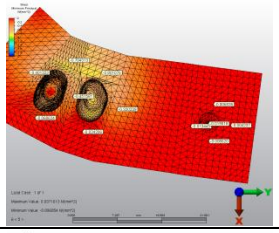
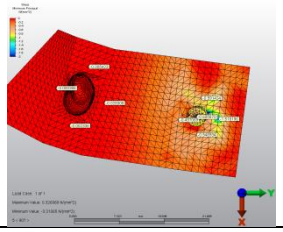
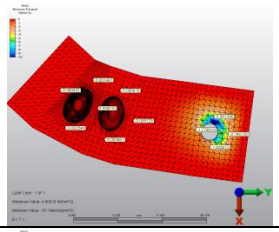
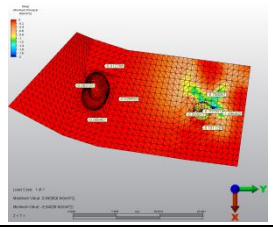
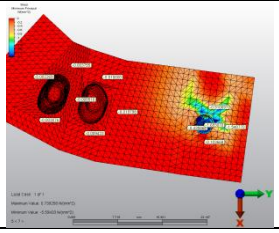
Şekil 4.1.4.1. Model 4a ve model 4b için kortikal kemik sıkışma stres resimleri

Spongioz kemik seviyesindeki stres dağılımları kortikal kemil seviyesindeki dağılımla benzerlik göstermektedir. Model 4a'da ve model 4b'de tümünden yükleme koşulları ile implant bölgesinden dik yükleme koşullarında; implant çevresinde oluşan sıkışma stres değerleri 2.premolar diş çevresinde oluşan sıkışma stres değerlerinden fazla bulunmuştur(Tablo 4.1.4.2, Şekil 4.1.4.2). Ancak farklılık kortikal kemik seviyesinde olduğu gibi belirgin değildir.

Spongioz kemiğe iletilen stres değerleri oldukça düşüktür. En yüksek stres değerleri model 4a'da model 4b'de tümünden dik yükleme koşulunda implantın mezial temas noktasında sırasıyla -4,8979Mpa ve -4,5052Mpa olarak bulunmuştur(Tablo 4.1.4.2, Şekil 4.1.4.2).

Tablo 4.1.4.2. Model 4a ve model 4b için spongioz kemik sıkışma stres değerleri

		5 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMİN DEĞ.				7 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMİN DEĞ.			
		M	D	B	L	M	D	B	L
Model 4a	TÜMÜNE DİK	-0,2830	-0,1844	-0,2801	-0,3448	-4,8979	-0,4982	-1,4791	-2,0901
	TÜMÜNE AÇILI	-0,3004	-0,0585	-0,1664	-0,4484	-3,5479	-0,7368	-0,3454	-2,6669
	PREMOLARLARA DİK	-0,3889	-0,3162	-0,3608	-0,3820	-0,0105	-0,0035	-0,0061	-0,0073
	PREMOLARLARA AÇILI	-0,4430	-0,1658	-0,1853	-0,5538	-0,0054	-0,0029	-0,0031	0,0024
	İMPLANTA DİK	-0,0003	-0,0283	-0,0023	-0,0054	-0,4970	-1,5181	-0,5489	-0,5914
	İMPLANTA AÇILI	-0,0031	-0,0289	-0,0064	-0,0127	-0,3928	-1,4964	-0,1011	-0,7840
Model 4b	TÜMÜNE DİK	-0,6015	-0,5383	-0,4948	-0,6554	-4,5052	-0,5414	-1,2522	-1,7003
	TÜMÜNE AÇILI	-0,4564	-0,2982	-0,0336	-0,8087	-3,1599	-0,6076	-0,1573	-2,2899
	PREMOLARLARA DİK	-0,5965	-0,5978	-0,4672	-0,6472	-0,0268	-0,0138	-0,0089	-0,0075
	PREMOLARLARA AÇILI	-0,4515	-0,3202	-0,0242	-0,80107	-0,0134	-0,0042	-0,0086	-0,0065
	İMPLANTA DİK	-0,0054	-0,0155	-0,0094	-0,0095	-0,4681	-1,6097	-0,5542	-0,6217
	İMPLANTA AÇILI	-0,0055	-0,0197	-0,0094	-0,0106	-0,4358	-1,5487	-0,1036	-0,9100

	Model 1a(3 üyeli)	Model 1b(4 üyeli)
TÜMÜNE DİK		
TÜMÜNE AÇILI		
PREMOLARLARA DİK		
PREMOLARLARA AÇILI		
İMPLANTA DİK		
İMPLANTA AÇILI		

Şekil 4.1.4.2. Model 4a ve model 4b için spongioz kemik sıkışma stres resimleri

4.1.5. Küresel Tip Kuvvet Kırıcı Tasarımının İmplant Tarafında Konumlandığı Model(Model 5) için Sıkışma Stres Değerleri

Kortikal kemik seviyesinde; model 5a ve model 5b üzerinde tümüne birden yapılan yükleme koşulları ile implant bölgesinden yapılan tek yükleme koşullarında; implant çevresinde oluşan sıkışma stres değerleri 2.premolar diş çevresinde oluşan sıkışma stres değerlerinden belirgin derecede fazla bulunmuştur(Tablo 4.1.5.1,Şekil 4.1.5.1).

İmplant çevresindeki en büyük stres değerleri, model 5a'da ve model 5b'de tümünden açılı yükleme koşulunda implantın lingual referans noktasında görülmüştür. Değerler sırasıyla -20,4303Mpa ve -16,7175Mpa'dır(Tablo 4.1.5.1,Şekil 4.1.5.1).

Model 1 ile karşılaştırıldığında model 5'de implant çevresindeki stres dağılımı daha düşük değerler göstermektedir. Model 1 de implant çevresindeki en yüksek stres değeri -49,7880Mpa iken model 5'de -20,4303Mpa'dır.

Model 2 ile kıyaslandığında implant etrafındaki stres dağılımında yine belirgin bir düşüş söz konusudur. Model 2 de implant etrafındaki en yüksek stres değeri -51, 8470MPa iken model 5'de -20,4303Mpa'dır.

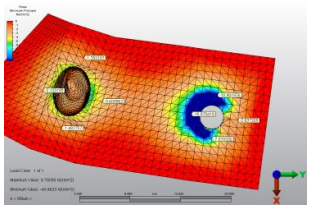
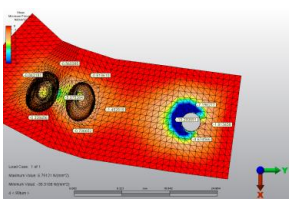
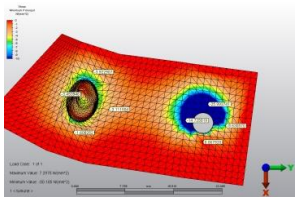
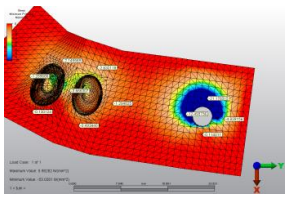
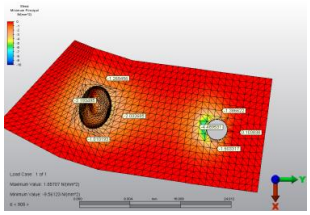
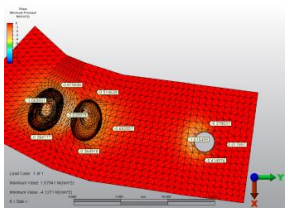
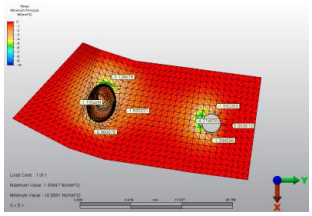
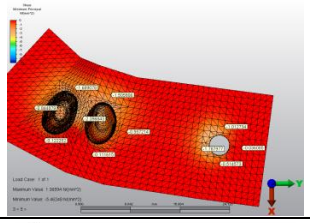
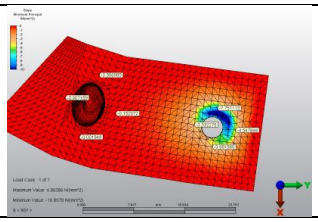
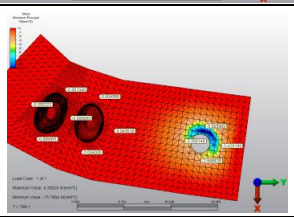
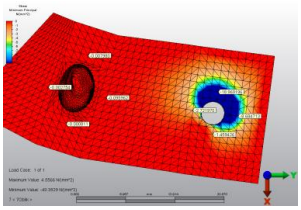
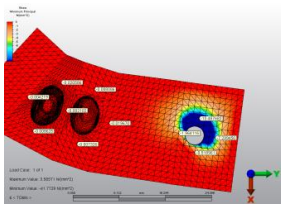
Model 3 ile karşılaştırıldığında yine model 5'deki implant çevresi stress dağılımları daha düşüktür. Model 3'de implant etrafındaki en yüksek stres değeri -25,9937Mpa iken model 5'de -20,4303Mpa'dır. Ancak diğer modellerden farklı olarak bu iki modeldeki stres dağılımları daha benzer değerler göstermektedir.

Model 4 deki implant çevresi stress dağılımları Model premolarlara oranla yine belirgin derecede yüksektir. Model 4'de implant etrafındaki en yüksek stres değeri -67,452Mpa iken model 5'de -20,4303Mpa'dır.

Model 5b'de implant çevresindeki stres değerleri model 5a'ya göre daha düşük izlenmiştir ancak farklılık çok büyük oranda değildir.(Tablo 4.1.5.1,Şekil 4.1.5.1).

Tablo 4.1.5.1. Model 5a ve model 5b için kortikal kemik sıkışma stres değerleri

		5 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMİN DEĞ.				7 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMİN DEĞ.			
		M	D	B	L	M	D	B	L
Model 5a	TÜMÜNE DİK	-3,2190	-3,7211	-1,5282	-1,8370	-12,5353	-2,0618	-5,5671	-8,6105
	TÜMÜNE AÇILI	-3,5597	-3,2076	-1,6575	-4,0444	-11,5250	-4,4135	-0,0530	-20,430
	PREMOLARLARA DİK	-2,2610	-2,0954	-1,0413	-1,3041	-3,5309	0,0814	-1,1836	-1,0827
	PREMOLARLARA AÇILI	-1,7734	-1,5805	-0,9902	-3,2246	-3,4203	0,0502	-1,0935	-1,2486
	İMPLANTA DİK	-0,0071	-0,1521	-0,0018	-0,0069	-3,3322	-4,5478	-3,6015	-7,7511
	İMPLANTA AÇILI	-0,0027	-0,0959	-0,0008	-0,0079	-2,7219	-8,6847	-1,4594	-18,969
Model 5b	TÜMÜNE DİK	-5,2310	-1,4660	-0,7284	-0,8436	-10,4147	-1,4290	-3,6873	-5,6210
	TÜMÜNE AÇILI	-3,7783	-1,2418	-0,5086	-2,7126	-9,8197	-3,8062	-0,0895	-16,717
	PREMOLARLARA DİK	-3,1220	-0,7139	-0,3761	-0,5305	-1,2644	-0,0140	-0,3275	-0,2954
	PREMOLARLARA AÇILI	-2,4706	-0,5745	-0,1150	-1,5520	-1,4044	-0,0284	-0,4062	-0,7960
	İMPLANTA DİK	-0,0006	-0,0435	-0,0040	-0,0049	-3,2501	-3,4251	-2,5484	-5,5659
	İMPLANTA AÇILI	-0,0021	-0,0196	-0,0073	-0,0080	-1,9641	-7,2994	-0,5189	-15,487

	Model 3a(3 üyeli)	Model 3b(4 üyeli)
TÜMÜNE DİK		
TÜMÜNE AÇILI		
PREMOLARLARA DİK		
PREMOLARLARA AÇILI		
İMPLANTA DİK		
İMPLANTA AÇILI		

Şekil 4.1.5.1. Model 5a ve model 5b için kortikal kemik sıkışma stres resimleri

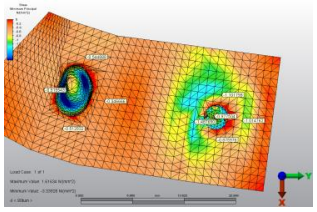
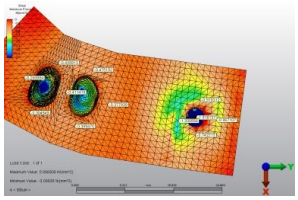
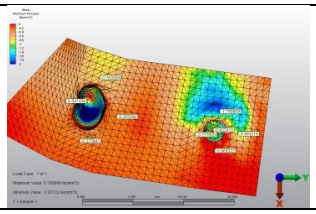
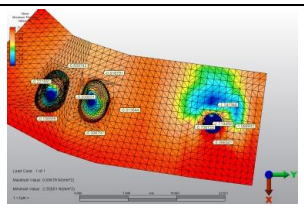
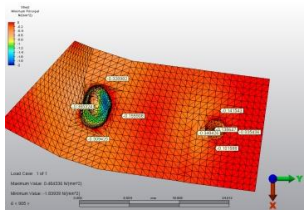
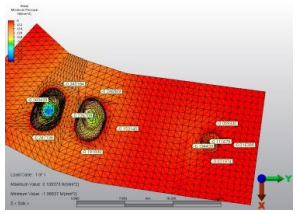
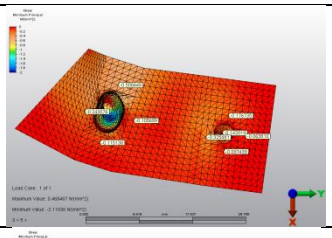
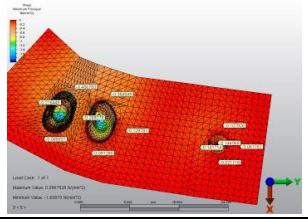
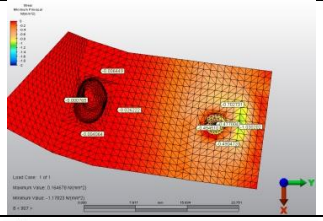
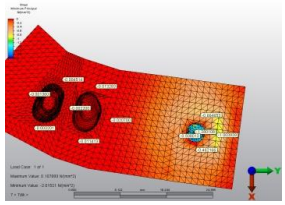
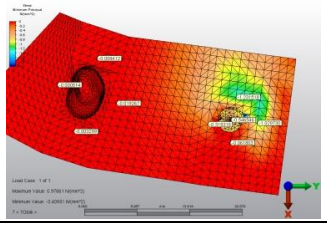
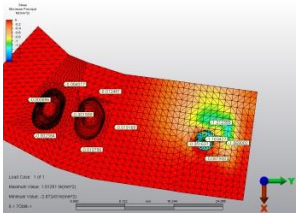
Spongioz kemik seviyesinde model 3a'da ve model 3b'de tümünden yükleme koşulları ile implant bölgesinden dik yükleme koşullarında; implant çevresinde oluşan sıkışma stres değerleri 2.premolar diş çevresinde oluşan sıkışma stres değerlerinden fazla bulunmuştur(Tablo 4.1.3.2, Şekil 4.1.3.2). Ancak değerler birbirlerine oldukça yakındır ve farklılık kortikal kemik seviyesinde olduğu kadar belirgin değildir.

Premolar bölgesinden yapılan yüklemelerde diş çevresinde oluşan stres dağılımı implant çevresindeki stres değerlerinde az miktarda fazlalık göstermektedir.

Spongioz kemiğe iletilen stres değerleri oldukça düşüktür. En yüksek stres değerleri model 5a'da ve model 5b'de tümünden açılı yükleme koşulunda implantın lingual referans noktasında sırasıyla -1,4068 Mpa ve -1,3744Mpa olarak bulunmuştur(Tablo 4.1.5.2, Şekil 4.1.5.2).

Tablo 4.1.5.2. Model 5a ve model 5b için spongioz kemik sıkışma stres değerleri

		5 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMİN DEĞ.				7 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMİN DEĞ.			
		M	D	B	L	M	D	B	L
3 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	-0,5313	-0,3572	-0,5281	-0,5615	-1,1636	-0,7956	-0,68551	-0,8647
	TÜMÜNE AÇILI	-0,5580	-0,2607	-0,2811	-0,7867	-0,6112	-0,7718	-0,0514	-1,4068
	PREMOLARLARA DİK	-0,3972	-0,1607	-0,3188	-0,3389	-0,2745	-0,0276	-0,0793	-0,1114
	PREMOLARLARA AÇILI	-0,2504	-0,1088	-0,1186	-0,5241	-0,2549	-0,0497	-0,0762	-0,1383
	İMPLANTA DİK	-0,0007	-0,0262	-0,0040	-0,0064	-0,4545	-1,0302	-0,4904	-0,7027
	İMPLANTA AÇILI	-0,0005	-0,0192	-0,0032	-0,0084	-0,3153	-1,0297	-0,0618	-1,2315
4 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	-0,4241	-0,3895	-0,4116	-0,4897	-1,0482	-0,7591	-0,5798	-0,7624
	TÜMÜNE AÇILI	-0,3433	-0,3232	-0,2151	-0,6376	-0,5807	-0,8516	-0,0674	-1,3744
	PREMOLARLARA DİK	-0,2337	-0,1577	-0,1977	-0,2540	-0,1057	-0,0128	-0,0251	-0,0468
	PREMOLARLARA AÇILI	-0,2156	-0,1336	-0,0939	-0,3654	-0,1114	-0,0325	-0,0170	-0,0849
	İMPLANTA DİK	-0,0022	-0,0207	-0,0114	-0,0132	-0,5080	-1,0039	-0,4621	-0,6646
	İMPLANTA AÇILI	-0,0014	-0,0192	-0,0108	-0,0125	-0,3521	-1,0675	-0,0877	-1,2124

	Model 1a(3 üyeli)	Model 1b(4 üyeli)
TÜMÜNE DİK		
TÜMÜNE AÇILI		
PREMOLARLARA DİK		
PREMOLARLARA AÇILI		
İMPLANTA DİK		
İMPLANTA AÇILI		

Şekil 4.1.5.2. Model 5a ve model 5b için spongioz kemik sıkışma stres resimleri

4.2. Gerilme Stres Değerleri

4.2.1 Rijit Konnektör Tasarımı(Model 1) İçin Gerilme Stres Değerleri

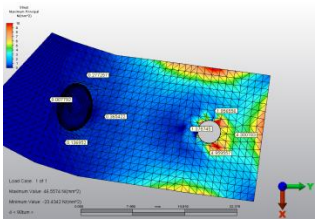
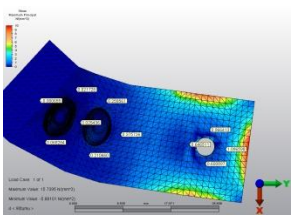
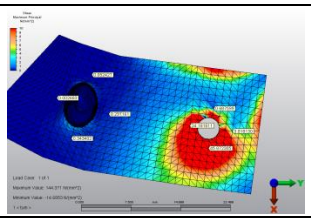
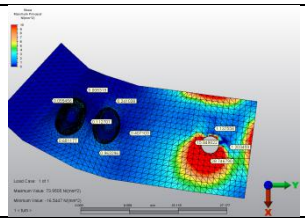
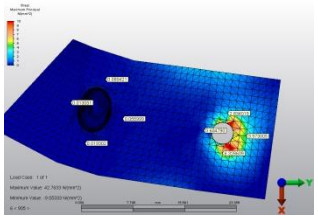
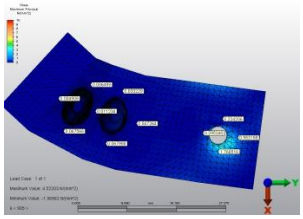
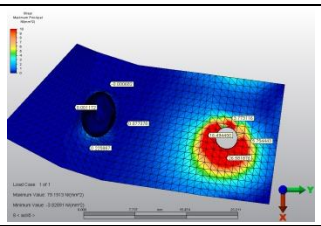
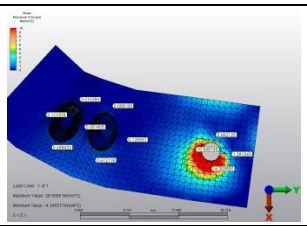
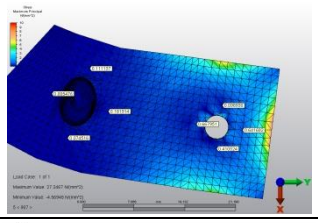
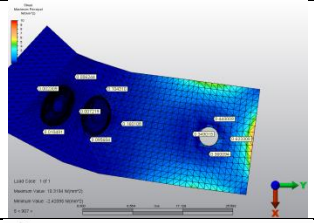
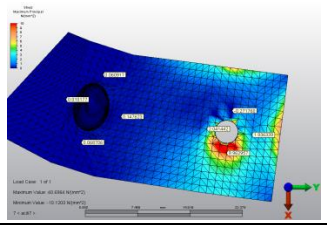
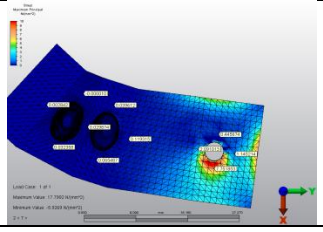
Kortikal kemik seviyesinde, model 1a ve model 1b'de yapılan tüm yükleme koşullarında; implant çevresinde oluşan gerilme stres değerleri 2.premolar diş çevresinde oluşan gerilme stres değerlerinden belirgin derecede fazla bulunmuştur(Tablo 4.2.1.1,Şekil 4.2.1.1).

En yüksek gerilme değerleri model 1a ve model 1b'de tümüne açılı yükleme koşulunda implantın bukkal referans noktasında meydana gelmiştir ve sırasıyla 45,872Mpa ile 28,746Mpa'dır(Tablo 4.2.1.1,Şekil 4.2.1.1).

Model 1b'de implant çevresindeki stress değerleri model 1a'ya oranla düşüş göstermiştir(Tablo 4.2.1.1,Şekil 4.2.1.1)..

Tablo 4.2.1.1. model 1a ve model 1b için kortikal kemik gerilme stres değerleri

		5 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMAX DEĞ.				7 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMAX DEĞ.			
		M	D	B	L	M	D	B	L
3 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	0,0077	0,3654	0,1369	0,2772	1,3787	4,3007	4,9595	1,9565
	TÜMÜNE AÇILI	0,0026	0,2971	0,3434	0,0524	24,181	3,8181	45,872	0,6875
	PREMOLARLARA DİK	0,0130	0,0559	0,0193	0,0804	0,6047	3,9730	6,3286	2,8340
	PREMOLARLARA AÇILI	0,0011	0,0773	0,2258	0,0006	16,494	5,7544	26,581	3,7731
	İMPLANTA DİK	0,0054	0,1819	0,0745	0,1111	0,6679	0,6416	0,4105	0,0989
	İMPLANTA AÇILI	0,0101	0,1476	0,0687	0,0609	2,0414	1,9363	9,9629	-0,271
4 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	0,0254	0,3757	0,2106	0,2585	0,6465	1,0965	0,6008	0,9664
	TÜMÜNE AÇILI	0,1127	0,4071	0,9632	0,2410	15,849	1,2034	28,746	1,1375
	PREMOLARLARA DİK	0,0112	0,0472	0,0679	0,0332	0,2952	0,9531	1,7665	0,2242
	PREMOLARLARA AÇILI	0,0914	0,1285	0,6131	0,0981	10,548	1,3913	14,069	0,6621
	İMPLANTA DİK	0,0072	0,1601	0,0956	0,1043	0,3490	0,6233	0,3600	0,4430
	İMPLANTA AÇILI	0,0298	0,1193	0,0654	0,0396	2,0910	1,1452	7,7518	0,4456

	Model 1a(3 üyeli)	Model 1b(4 üyeli)
TÜMÜNE DİK		
TÜMÜNE AÇILI		
PREMOLARLARA DİK		
PREMOLARLARA AÇILI		
İMPLANTA DİK		
İMPLANTA AÇILI		

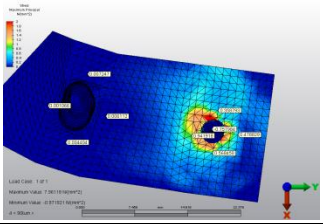
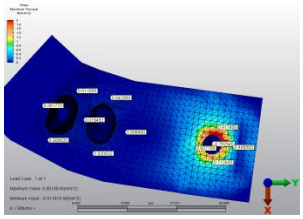
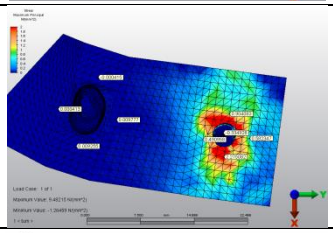
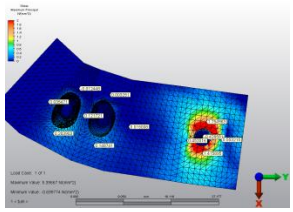
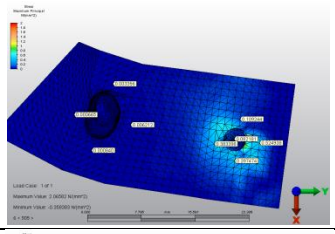
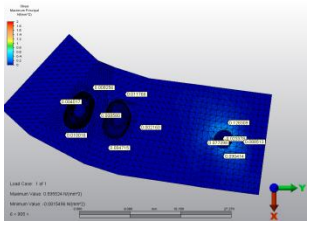
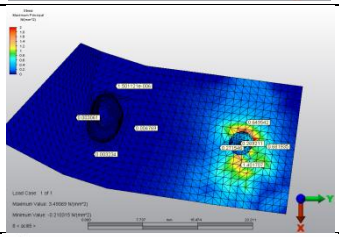
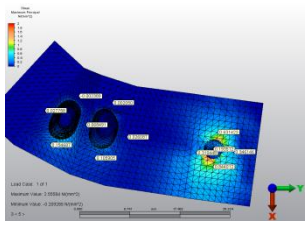
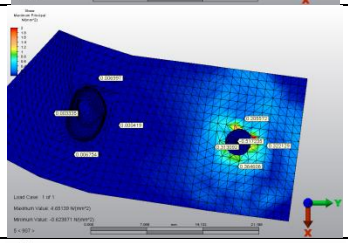
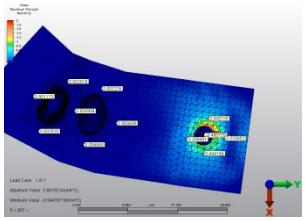
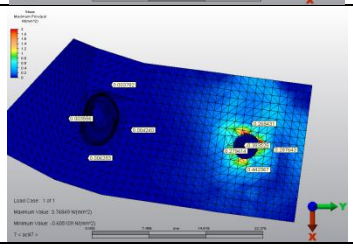
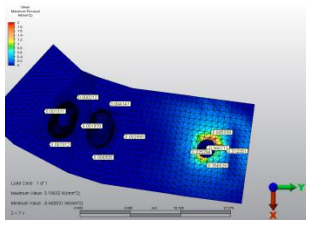
Şekil 4.2.1.1. model 1a ve model 1b için kortikal kemik gerilme stres resimleri

Spongioz kemik gerilim stres değerleri kortikal kemik değerlerine göre daha düşük değerler izlemiştir(Tablo 4.2.1.2,Şekil 4.2.1.2).

En yüksek stres değeri model 1a'da tümünden açılı yükleme koşulunda implantın bukkal referans noktasında görülmüştür ve 2,2750Mpa'dır. Bunu takiben en yüksek stress değerleri model 1b'de yine tümünden açılı yükleme koşulunda implantın bukkal ve lingual referans noktalarında sırasıyla 1,4158Mpa ile 1,7549Mpa olarak bulunmuştur(Tablo 4.2.1.2,Şekil 4.2.1.2).

Tablo 4.2.1.2. model 1a ve model 1b için spongioz kemik gerilme stres değerleri

		5 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMAX DEĞ.				7 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMAX DEĞ.			
		M	D	B	L	M	D	B	L
3 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	0,0010	0,0061	0,0044	0,0072	0,9419	0,4788	0,5684	0,3587
	TÜMÜNE AÇILI	0,0004	0,0097	0,0092	0,0004	0,4909	0,5823	2,2750	0,9040
	PREMOLARLARA DİK	0,0006	0,0062	0,0008	0,0033	0,3833	0,5249	0,3974	0,1092
	PREMOLARLARA AÇILI	0,0030	0,0047	0,0032	0,0003	0,2715	0,6819	1,4017	0,6495
	İMPLANTA DİK	0,0031	0,0004	0,0067	0,0069	0,3130	0,3221	0,3646	0,2055
	İMPLANTA AÇILI	0,0035	0,0042	0,0062	0,0037	0,2794	0,2876	0,4423	0,2684
4 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	0,0194	0,0084	0,0205	0,0423	0,6077	0,4485	0,7126	0,9179
	TÜMÜNE AÇILI	0,1217	0,0150	0,1487	0,0032	0,4520	0,5532	1,4158	1,7549
	PREMOLARLARA DİK	0,0085	0,0021	0,0047	0,0117	0,0773	0,0885	0,0904	0,1283
	PREMOLARLARA AÇILI	0,0684	0,0260	0,1059	0,0020	0,3104	0,3461	0,8440	0,6314
	İMPLANTA DİK	0,0049	0,0006	0,0065	0,0072	0,2894	0.3208	0,4441	0,5457
	İMPLANTA AÇILI	0,0019	0,0025	0,0069	0,0041	0,2252	0,3123	0,3565	0,6853

	Model 1a(3 üyeli)	Model 1b(4 üyeli)
TÜMÜNE DİK		
TÜMÜNE AÇILI		
PREMOLARLARA DİK		
PREMOLARLARA AÇILI		
İMPLANTA DİK		
İMPLANTA AÇILI		

Şekil 4.2.1.2. model 1a ve model 1b için spongioz kemik gerilme stres resimleri

4.2.2 Sürgü Tipi Kuvvet Kırıcı Tasarımının Diş Tarafında Konumlandığı Model(Model 2) için Gerilme Stres Değerleri

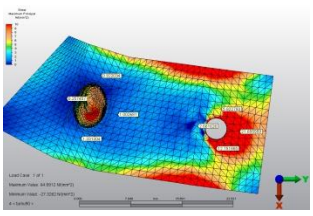
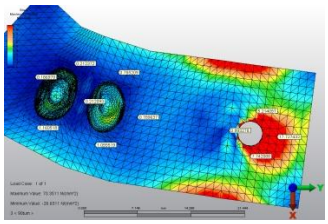
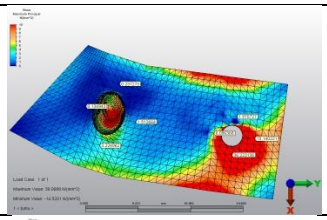
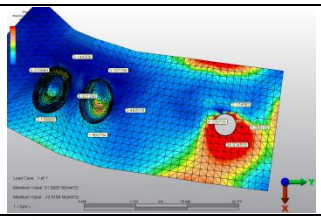
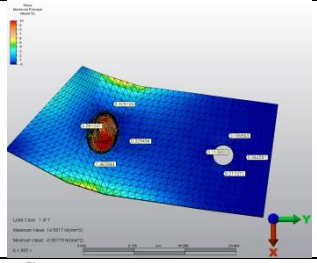
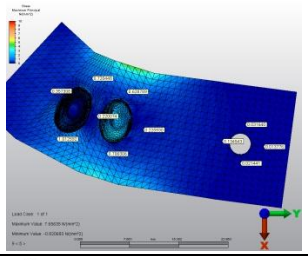
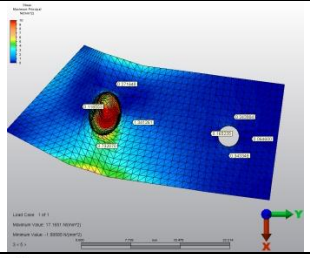
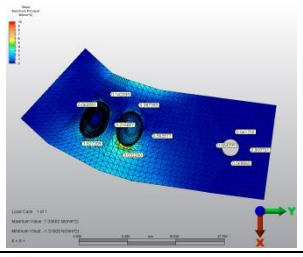
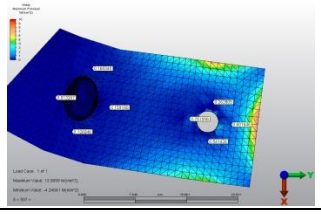
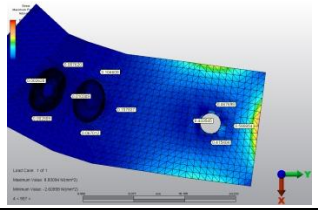
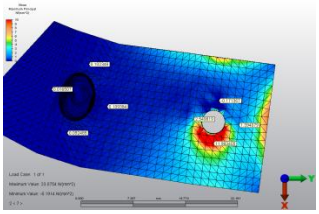
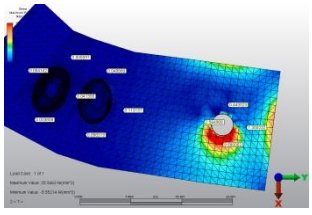
Kortikal kemik seviyesinde en yüksek gerilme stres değerleri model 2a ve model 2b'de tümünden açılı yükleme koşulunda implantın bukkal referans noktasında meydana gelmiştir ve sırasıyla 36,223Mpa ile 26,024Mpa'dır(Tablo 4.2.2.1,Şekil 4.2.2.1).

Premolar bölgesinden yapılan tek yükleme koşulları dışındaki tüm yükleme koşullarında implant çevresindeki gerilme stress değerleri diş çevresindeki değerlerden daha yüksek sonuçlanmıştır(Tablo 4.2.2.1,Şekil 4.2.2.1).

İmplant çevresindeki stress değerleri Model 2a'da model 2b'den daha yüksektir.

Tablo 4.2.2.1. model 2a ve model 2b için kortikal kemik gerilme stres değerleri

		5 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMAX DEĞ.				7 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMAX DEĞ.			
		M	D	B	L	M	D	B	L
3 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	0,2574	1,0026	1,3313	0,9120	2,6616	21,655	12,751	5,8227
	TÜMÜNE AÇILI	0,1349	1,5126	3,2249	0,2372	6,0963	15,140	36,223	1,9707
	PREMOLARLARA DİK	0,5812	0,3294	1,4639	0,9291	0,1138	0,0445	0,2110	0,1895
	PREMOLARLARA AÇILI	0,1185	1,3412	3,7320	0,2716	0,1652	0,0646	0,3433	0,2439
	İMPLANTA DİK	0,0113	0,1591	0,1269	0,1683	0,7515	0,6016	0,5414	0,2628
	İMPLANTA AÇILI	0,0165	0,1093	0,0924	0,1023	2,5498	1,3940	11,983	-0,1713
4 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	0,2120	0,7896	1,0555	0,7552	0,9932	17,727	7,7420	5,2140
	TÜMÜNE AÇILI	0,4212	0,4693	1,9667	0,1571	6,2207	9,3551	26,024	2,1745
	PREMOLARLARA DİK	0,2200	0,2259	0,7063	0,6287	0,1345	0,0137	0,0214	0,0316
	PREMOLARLARA AÇILI	0,2166	0,5635	3,0322	0,3873	0,0640	0,0097	0,0698	0,0417
	İMPLANTA DİK	0,0103	0,1578	0,0670	0,1046	0,4335	0,5808	0,4154	0,4676
	İMPLANTA AÇILI	0,0413	0,1131	0,0583	0,0488	2,5649	1,3502	9,5800	0,4435

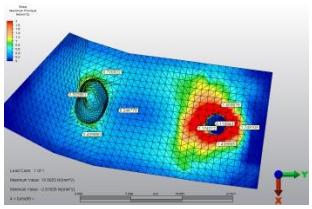
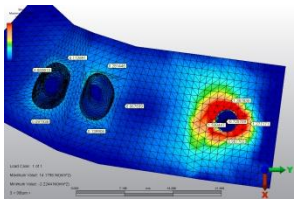
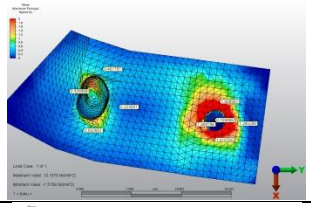
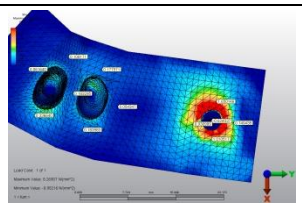
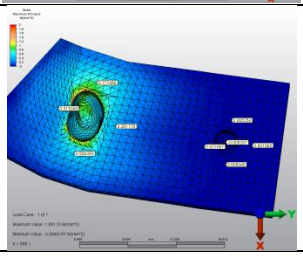
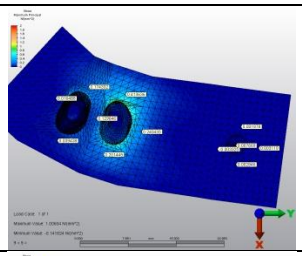
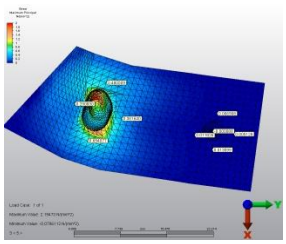
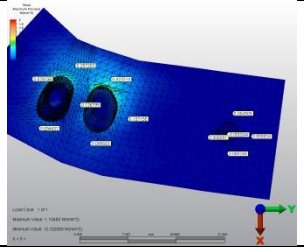
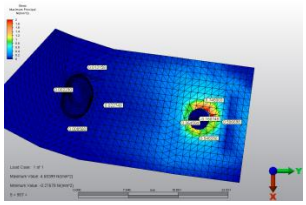
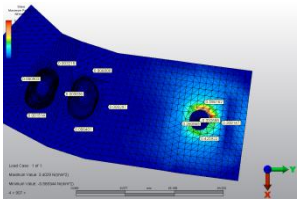
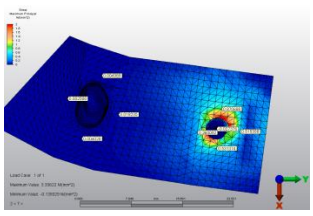
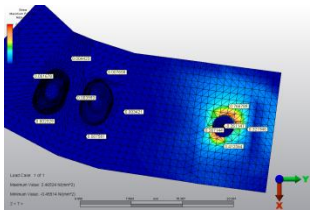
	Model 2a(3 üyeli)	Model 2b(4 üyeli)
TÜMÜNE DİK		
TÜMÜNE AÇILI		
PREMOLARLARA DİK		
PREMOLARLARA AÇILI		
İMPLANTA DİK		
İMPLANTA AÇILI		

Şekil 4.2.2.1. model 2a ve model 2b için kortikal kemik gerilme stres resimleri

Spongioz kemik stres dağılımı düşük ve benzer stres değerleri içermektedir. En yüksek stres değerleri model 2a'da tümünden dik yükleme koşulunda implantın mezial referans noktasında ve tümünden açılı yükleme koşulunda implantın lingual referans noktasında görülmüştür ve sırasıyla 2,1743Mpa ile 1,8099Mpa'dır(Tablo 4.2.2.2,Şekil 4.2.2.2).

Tablo 4.2.2.2. model 2a ve model 2b için spongioz kemik gerilme stres değerleri

		5 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMAX DEĞ.				7 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMAX DEĞ.			
		M	D	B	L	M	D	B	L
3 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	0,3028	0,2447	0,4398	0,7203	2,1743	1,7491	1,4388	1,6090
	TÜMÜNE AÇILI	0,3293	0,2230	0,5320	0,4617	1,4852	1,3902	1,4107	1,8099
	PREMOLARLARA DİK	0,3132	0,3517	0,5063	0,7774	0,0270	0,0010	0,0050	0,0052
	PREMOLARLARA AÇILI	0,2908	0,3616	0,6540	0,4805	0,0118	0,0051	0,0135	0,0069
	İMPLANTA DİK	0,0022	0,0227	0,0085	0,0131	0,3645	0,5066	0,5482	0,7450
	İMPLANTA AÇILI	0,0025	0,0182	0,0040	0,0049	0,3609	0,5153	0,5313	0,8706
4 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	0,1525	0,0675	0,1399	0,2814	1,5304	1,2771	0,9077	1,3578
	TÜMÜNE AÇILI	0,1832	0,0543	0,1839	0,1779	0,9309	0,7404	1,0105	1,6501
	PREMOLARLARA DİK	0,1296	0,2404	0,2014	0,4136	-0,0033	0,0031	0,0028	0,0018
	PREMOLARLARA AÇILI	0,1267	0,1371	0,0956	0,4232	0,0066	0,0055	0,0097	0,0049
	İMPLANTA DİK	0,0038	0,0002	0,0064	0,0068	0,2608	0,3081	0,4259	0,5961
	İMPLANTA AÇILI	0,0039	0,0034	0,0075	0,0076	0,2671	0,3219	0,4125	0,7667

	Model 2a(3 üyeli)	Model 2b(4 üyeli)
TÜMÜNE DİK		
TÜMÜNE AÇILI		
PREMOLARLARA DİK		
PREMOLARLARA AÇILI		
İMPLANTA DİK		
İMPLANTA AÇILI		

Şekil 4.2.2.2. model 2a ve model 2b için spongioz kemik gerilme stres resimleri

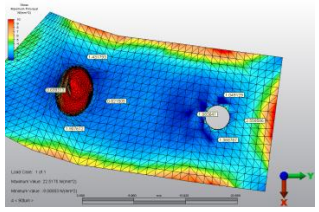
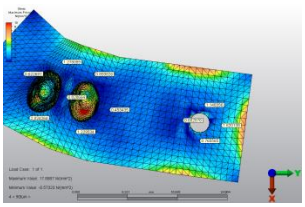
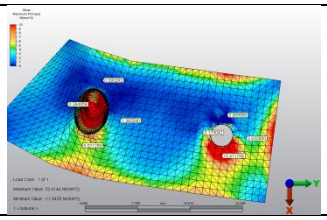
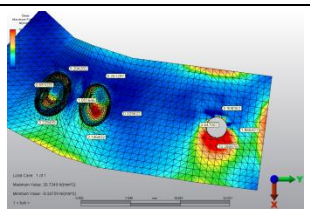
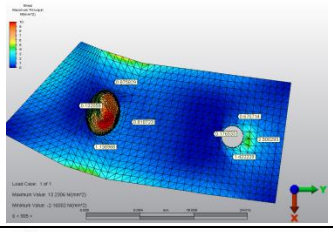
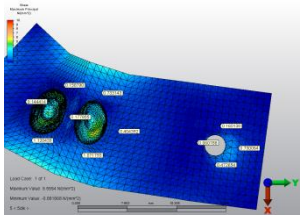
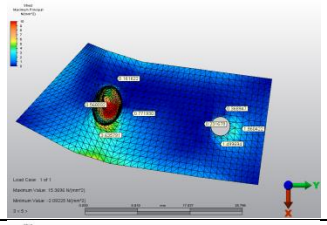
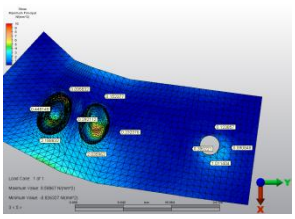
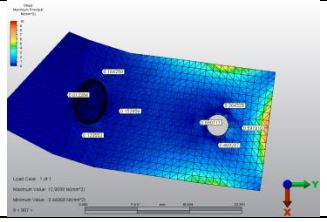
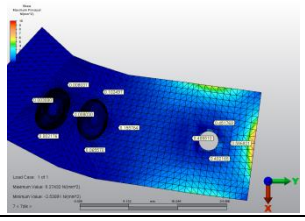
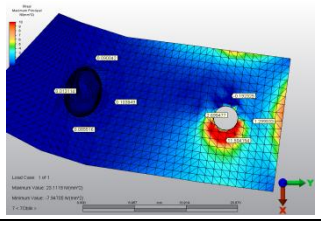
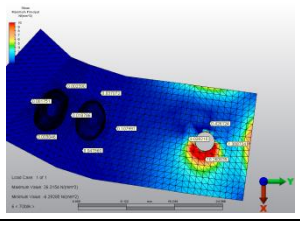
4.2.3 Sürgü Tipi Kuvvet Kırıcı Tasarımının İmplant Tarafında Konumlandığı Model(Model 3) için Gerilme Stres Değerleri

Kortikal kemik seviyesinde; Model 3a ve model 3b'de en yüksek gerilim stres değerleri tümünden açılı yükleme koşulunda implantın bukkal referans noktasında meydana gelmiştir ve sırasıyla 15,471Mpa ile 13,288Mpa'dır(Tablo 4.2.3.1, Şekil 4.2.3.1) .

Model 1 ve model 2 ile kıyaslandığında implant çevresindeki gerilme stresleri model 3'de daha düşük değerler göstermektedir. Model 1'de en yüksek stress değeri 45,872Mpa, model 2'de ise 36,223Mpa'dır (Tablo 4.2.3.1, Şekil 4.2.3.1).

Tablo 4.2.3.1. Model 3a ve model 3b için kortikal kemik gerilme stres değerleri

		5 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMAX DEĞ.				7 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMAX DEĞ.			
		M	D	B	L	M	D	B	L
3 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	0,6993	0,8215	1,9076	1,4317	1,0836	2,5585	1,3687	1,0491
	TÜMÜNE AÇILI	0,3049	1,3833	5,0712	0,3902	3,1730	2,6326	15,471	0,0698
	PREMOLARLARA DİK	0,1320	0,8187	1,1389	0,8758	0,1765	2,5002	1,4222	0,6707
	PREMOLARLARA AÇILI	0,5680	0,7719	3,6357	0,1616	0,2316	1,8604	1,4996	0,3689
	İMPLANTA DİK	0,0122	0,1528	0,1235	0,1642	0,5907	0,5919	0,4692	0,2643
	İMPLANTA AÇILI	0,0131	0,1038	0,0855	0,0900	2,6954	1,2995	11,504	-0,1923
4 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	0,8206	0,4534	1,2295	0,8598	0,6025	1,6201	0,7655	1,1483
	TÜMÜNE AÇILI	1,0516	0,3256	3,1464	0,2612	3,6470	1,8664	13,288	0,9083
	PREMOLARLARA DİK	0,1778	0,4043	1,0717	0,7331	0,0607	0,7300	0,4765	0,1601
	PREMOLARLARA AÇILI	0,2921	0,2323	2,0359	0,1523	0,3502	0,5908	1,0114	0,1238
	İMPLANTA DİK	0,0080	0,1557	0,0655	0,1024	0,4085	0,5868	0,4021	0,4517
	İMPLANTA AÇILI	0,0187	0,1079	0,0475	0,0370	3,0382	1,3887	10,260	0,4261

	Model 3a(3 üyeli)	Model 3b(4 üyeli)
TÜMÜNE DİK		
TÜMÜNE AÇILI		
PREMOLARLARA DİK		
PREMOLARLARA AÇILI		
İMPLANTA DİK		
İMPLANTA AÇILI		

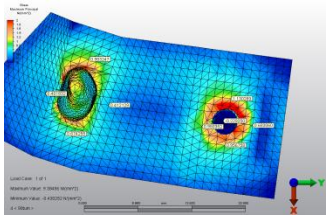
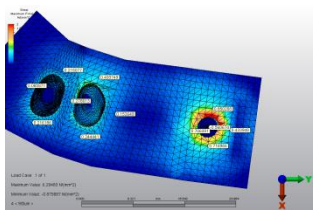
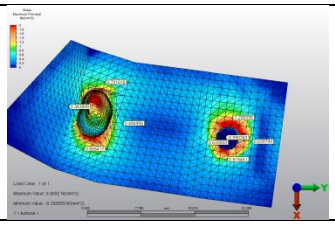
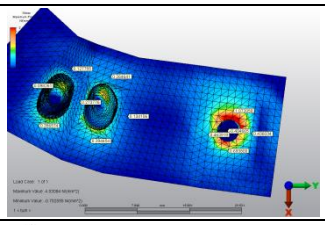
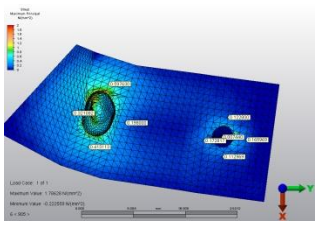
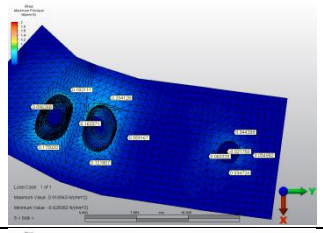
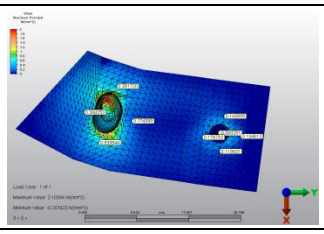
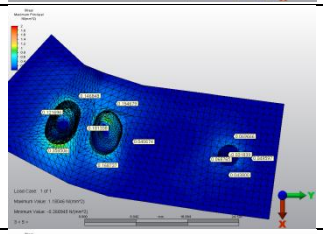
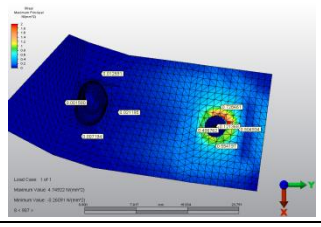
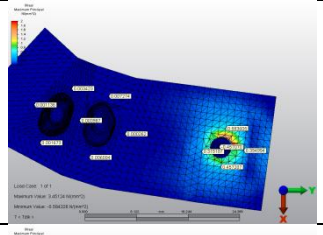
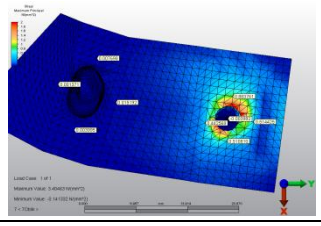
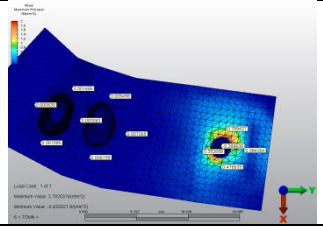
Şekil 4.2.3.1. Model 3a ve model 3b için kortikal kemik gerilme stres resimleri

Spongioz kemik gerilim stresleri implant ve diş çevresinde genel olarak benzer dağılımlar göstermiştir ve düşük değerlerdedir(Tablo 4.2.3.2, Şekil 4.2.3.2).

En yüksek gerilim stres değerleri model 3a'da tümüne birden açılı yükleme koşulunda ve tümüne birden dik yükleme koşulunda implantın lingual referans noktasında meydana gelmiştir ve sırasıyla 1,2303Mpa ile 1,1302Mpa'dır(Tablo 4.2.3.1, Şekil 4.2.3.1).

Tablo 4.2.3.2. Model 3a ve model 3b için kortikal kemik gerilme stres değerleri

		5 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMAX DEĞ.				7 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMAX DEĞ.			
		M	D	B	L	M	D	B	L
3 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	0,4018	0,4121	0,6742	0,9832	0,9503	0,6830	0,9567	1,1302
	TÜMÜNE AÇILI	0,3428	0,4949	0,8564	0,7310	0,6339	0,6397	0,8154	1,2303
	PREMOLARLARA DİK	0,32108	0,198	0,4131	0,5976	0,1728	0,1659	0,1129	0,1228
	PREMOLARLARA AÇILI	0,2842	0,1743	0,5395	0,3817	0,1787	0,1348	0,1195	0,1438
	İMPLANTA DİK	0,0015	0,0211	0,0071	0,0125	0,4067	0,5049	0,5541	0,7284
	İMPLANTA AÇILI	0,0013	0,0151	0,0039	0,0076	0,4425	0,5144	0,5108	0,8837
4 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	0,2780	0,1526	0,2444	0,4937	0,7063	0,4339	0,7169	0,8502
	TÜMÜNE AÇILI	0,2737	0,1341	0,3944	0,2646	0,4639	0,4360	0,6938	1,0720
	PREMOLARLARA DİK	0,1633	0,0591	0,1218	0,2541	0,0603	0,0549	0,0347	0,0442
	PREMOLARLARA AÇILI	0,1813	0,0406	0,1687	0,1546	0,0687	0,0495	0,0438	0,0696
	İMPLANTA DİK	0,0039	0,0002	0,0060	0,0072	0,3151	0,3549	0,4572	0,5836
	İMPLANTA AÇILI	0,0030	0,0072	0,0067	0,0054	0,3526	0,3842	0,4766	0,7854

	Model 3a(3 üyeli)	Model 3b(4 üyeli)
TÜMÜNE DİK		
TÜMÜNE AÇILI		
PREMOLARLARA DİK		
PREMOLARLARA AÇILI		
İMPLANTA DİK		
İMPLANTA AÇILI		

Şekil 4.2.3.2. Model 3a ve model 3b için kortikal kemik gerilme stres resimleri

4.2.4. Küresel Tip Kuvvet Kırıcı Tasarımının Diş Tarafında Konumlandığı Model(Model 4) için Gerilme Stres Değerleri

Kortikal kemik seviyesinde en yüksek stres değerleri model 4a ve model 4b'de tümünden açılı yükleme koşulunda implantın bukkal referans noktasında meydana gelmiştir. Değerler sırasıyla 46,500Mpa ile 20,503Mpa'dır(Tablo 4.2.4.1, Şekil 4.2.4.1) .

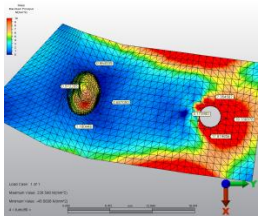
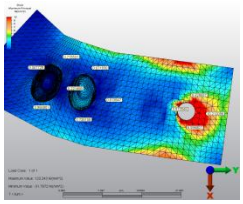
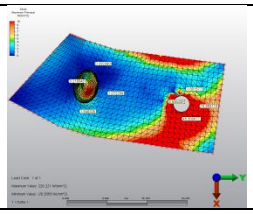
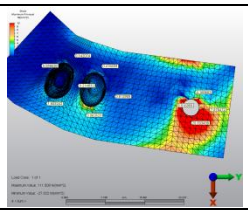
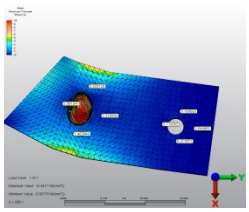
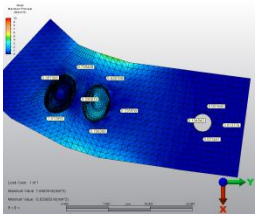
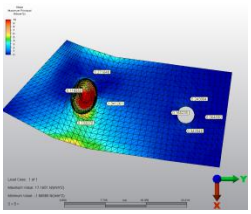
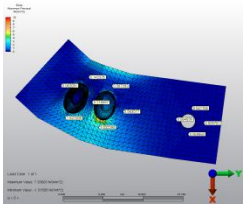
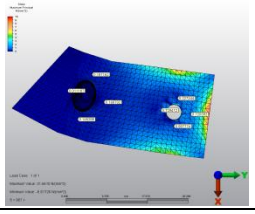
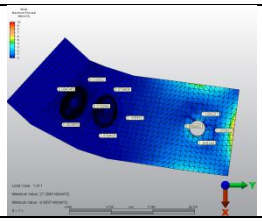
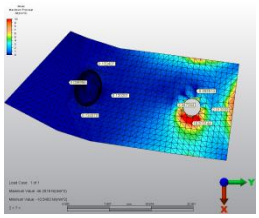
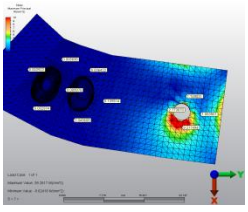
Sadece premolar bölgesinden yapılan tek yüklemeler dışındaki yükleme koşullarında implant çevresindeki gerilme stres değerleri diş etrafındaki streslerden yüksek çıkmıştır(Tablo 4.2.4.1, Şekil 4.2.4.1).

Model 1 ile kıyaslandığında en yüksek stress değeri benzerlik göstermektedir. Model 1 de 45,872Mpa iken model 4 de 46,500Mpa dır.

Model 2 ve model 3 ile karşılaştırıldığımızda model 4 de en yüksek gerilim stres değeri çok daha yüksektir. Model 2'de 36,223Mpa, model 3'de 15,471Mpa iken model 4 de 46,500Mpa dır.

Tablo 4.2.4.1. model 4a ve model 4b için kortikal kemik gerilme stres değerleri

		5 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMAX DEĞ.				7 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMAX DEĞ.			
		M	D	B	L	M	D	B	L
3 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	0,5722	0,6870	1,1804	0,8645	3,1739	19,139	17,819	7,3545
	TÜMÜNE AÇILI	0,2180	1,0722	1,9403	0,2923	8,5364	15,581	46,500	1,8015
	PREMOLARLARA DİK	0,5812	0,3294	1,4639	0,9291	0,1138	0,0445	0,2110	0,1895
	PREMOLARLARA AÇILI	0,1185	1,3412	3,7320	0,2716	0,1652	0,0646	0,3433	0,2439
	İMPLANTA DİK	0,0111	0,1687	0,1452	0,1871	0,7294	0,7203	0,5877	0,2272
	İMPLANTA AÇILI	0,0389	0,1202	0,1243	0,1324	2,3472	2,0128	10,813	-0,0555
4 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	0,2216	0,5138	0,7351	0,6718	3,0735	10,209	6,5968	5,6290
	TÜMÜNE AÇILI	0,2148	0,8139	3,0626	0,4166	5,5169	7,5764	20,503	4,1686
	PREMOLARLARA DİK	0,2200	0,2259	0,7063	0,6287	0,1345	0,0137	0,0214	0,0316
	PREMOLARLARA AÇILI	0,2166	0,5635	3,0322	0,3873	0,0640	0,0097	0,0698	0,0417
	İMPLANTA DİK	0,0102	0,1859	0,0564	0,0794	0,9384	0,2500	1,3432	1,0242
	İMPLANTA AÇILI	0,0099	0,1395	0,0496	0,0364	2,7730	1,0635	9,2174	1,7490

	Model 4a(3 üyeli)	Model 4b(4 üyeli)
TÜMÜNE DİK		
TÜMÜNE AÇILI		
PREMOLARLARA DİK		
PREMOLARLARA AÇILI		
İMPLANTA DİK		
İMPLANTA AÇILI		

Şekil 4.2.4.1. model 4a ve model 4b için kortikal kemik gerilme stres resimleri

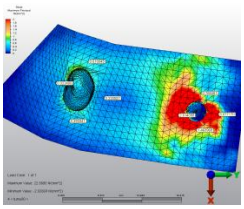
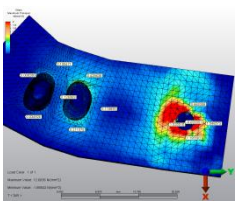
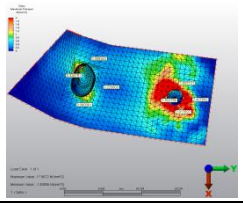
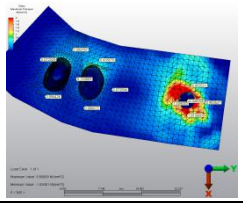
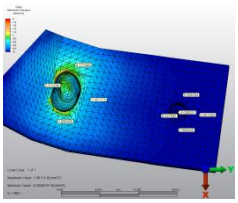
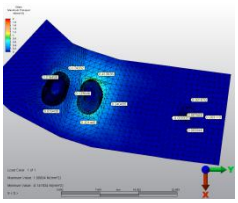
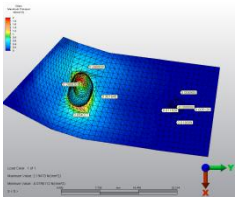
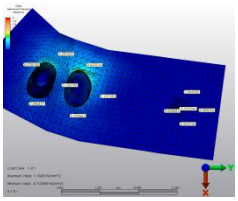
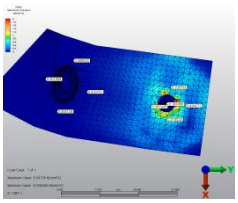
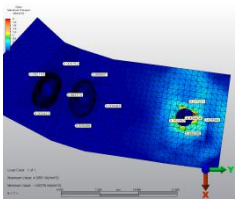
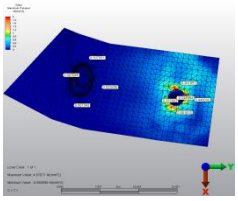
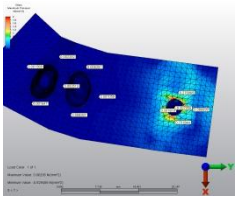
Spongioz kemikte en yüksek gerilim stres değerleri model 4a'da tümünden dik yükleme koşulunda implantın distal ve mezial referans noktalarında meydana gelmiştir. Değeler sırasıyla 3,0771Mpa ile 2,6140Mpa'dır (Tablo4.2.4.2, Şekil 4.2.4.2).

Diğer modellerle kıyaslandığında en yüksek gerilim stres değerleri içerisinde en büyük değer model 4 de gözlenmiştir(Tablo4.2.4.2, Şekil 4.2.4.2).

Sadece premolar bölgesinden yapılan tek yükleme koşulları hariç tüm yükleme koşullarında implant çevresindeki gerilim stres değerleri diş çevresindeki değerlerden daha yüksektir ancak farklılık çok büyük oranda değildir. Spongioz kemik stres değerleri kortikal kemik değerleriyle kıyaslandığında birbiriyle daha yakın bir patern göstermektedir.

Tablo 4.2.4.2. model 4a ve model 4b için spongioz kemik gerilme stres değerleri

		5 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMAX DEĞ.				7 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMAX DEĞ.			
		M	D	B	L	M	D	B	L
3 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	0,3224	0,2330	0,3933	0,6100	2,6140	3,0771	1,4639	0,7684
	TÜMÜNE AÇILI	0,3267	0,2236	0,3903	0,3583	1,9227	2,4075	2,0178	1,0971
	PREMOLARLARA DİK	0,3132	0,3517	0,5063	0,7774	0,0270	0,0010	0,0050	0,0052
	PREMOLARLARA AÇILI	0,2908	0,3616	0,6540	0,4805	0,0118	0,0051	0,0135	0,0069
	İMPLANTA DİK	0,0015	0,0237	0,0061	0,0099	0,3610	0,4942	0,5105	0,2257
	İMPLANTA AÇILI	0,0070	0,0226	0,0074	0,0079	0,3378	0,4480	0,5618	0,3018
4 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	0,1269	0,1188	0,2110	0,4286	1,5255	1,5465	1,1955	0,6683
	TÜMÜNE AÇILI	0,1238	0,0728	0,0866	0,4350	1,0340	0,9835	1,8134	0,8692
	PREMOLARLARA DİK	0,1296	0,2404	0,2014	0,4136	-0,003	0,0031	0,0028	0,0018
	PREMOLARLARA AÇILI	0,1267	0,1371	0,0956	0,4232	0,0066	0,0055	0,0097	0,0049
	İMPLANTA DİK	0,0037	0,0004	0,0084	0,0096	0,2523	0,4299	0,4840	0,2172
	İMPLANTA AÇILI	0,0025	0,0070	0,0083	0,0052	0,3378	0,3866	0,7318	0,2799

	Model 4a(3 üyeli)	Model 4b(4 üyeli)
TÜMÜNE DİK		
TÜMÜNE AÇILI		
PREMOLARLARA DİK		
PREMOLARLARA AÇILI		
İMPLANTA DİK		
İMPLANTA AÇILI		

Şekil 4.2.4.2. model 4a ve model 4b için spongioz kemik gerilme stres resimleri

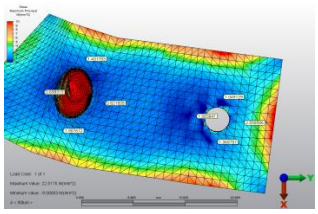
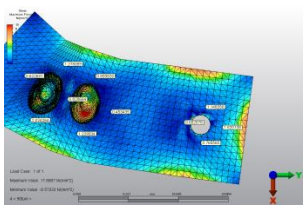
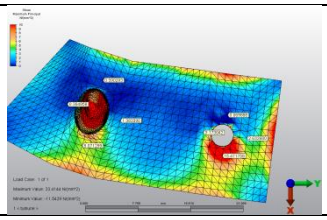
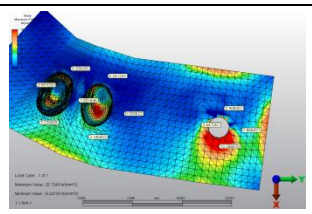
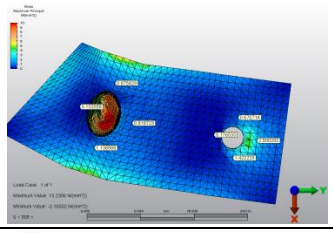
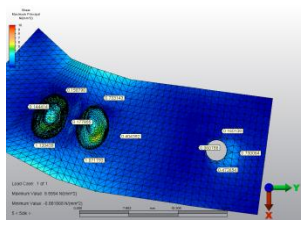
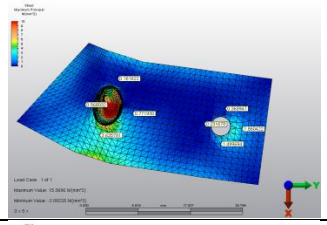
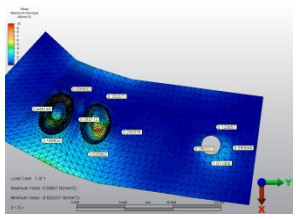
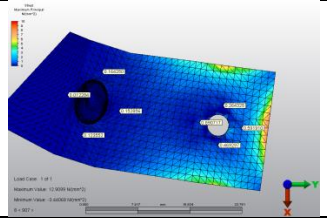
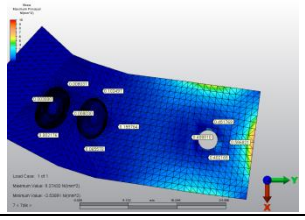
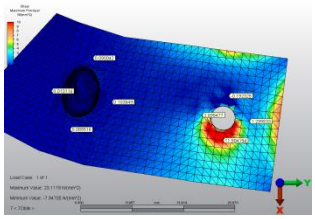
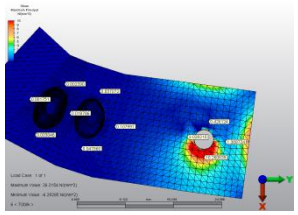
4.2.5. Sürgü Tipi Kuvvet Kırıcı Tasarımının İmplant Tarafında Konumlandığı Model(Model 5) için Gerilme Stres Değerleri

Kortikal kemik seviyesinde; Model 5a ve model 5b'de en yüksek gerilim stres değerleri tümünden açılı yükleme koşulunda implantın bukkal referans noktasında meydana gelmiştir ve sırasıyla 12,192Mpa ile 11,455Mpa'dır(Tablo 4.2.5.1, Şekil 4.2.5.1) .

Model 5 deki en yüksek gerilme stres değeri Model 1, model 2, Model 3 ve Model 4'den daha düşüktür. Model 3 ile daha yakın bir değerdedir. Model 1'de en yüksek stres değeri 45,872Mpa, model 2'de ise 36,223Mpa, Model 3'de 15,471Mpa, Model 4'de 45,500Mpa iken model 5'de 12,192Mpa'dır

Tablo 4.2.5.1. model 4a ve model 4b için kortikal kemik gerilme stres değerleri

		5 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMAX DEĞ.				7 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMAX DEĞ.			
		M	D	B	L	M	D	B	L
3 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	0,7207	0,8465	1,9664	1,4759	0,8550	1,9963	1,0714	0,8254
	TÜMÜNE AÇILI	0,3142	1,4260	5,2280	0,4021	2,4880	2,0657	12,192	0,0550
	PREMOLARLARA DİK	0,1360	0,8436	1,1737	0,9028	0,1386	1,9710	1,1213	0,5240
	PREMOLARLARA AÇILI	0,5855	0,7955	3,7469	0,1665	0,1819	1,4580	1,1836	0,2910
	İMPLANTA DİK	0,0122	0,1528	0,1235	0,1642	0,5907	0,5919	0,4692	0,2643
	İMPLANTA AÇILI	0,0131	0,1038	0,0855	0,0900	2,6954	1,2995	10,504	-0,1923
4 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	0,8458	0,4674	1,2671	0,8860	0,4746	1,2639	0,6010	0,9059
	TÜMÜNE AÇILI	1,0840	0,3356	3,2433	0,2691	2,8591	1,4609	11,455	0,7133
	PREMOLARLARA DİK	0,1832	0,4167	1,1047	0,7556	0,0475	0,5766	0,3739	0,1254
	PREMOLARLARA AÇILI	0,3010	0,2394	2,0987	0,1569	0,2747	0,4615	0,7974	0,0975
	İMPLANTA DİK	0,0080	0,1557	0,0655	0,1024	0,4085	0,5868	0,4021	0,4517
	İMPLANTA AÇILI	0,0187	0,1079	0,0475	0,0370	3,0382	1,3887	10,260	0,4261

	Model 3a(3 üyeli)	Model 3b(4 üyeli)
TÜMÜNE DİK		
TÜMÜNE AÇILI		
PREMOLARLARA DİK		
PREMOLARLARA AÇILI		
İMPLANTA DİK		
İMPLANTA AÇILI		

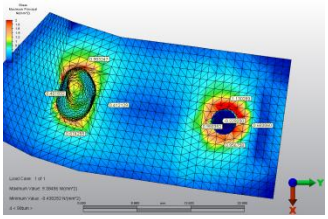
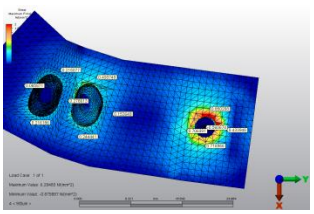
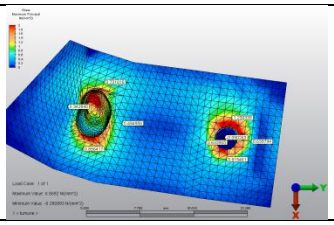
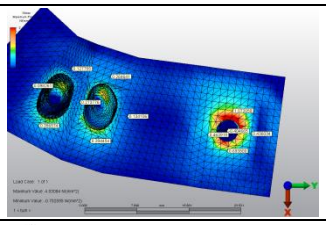
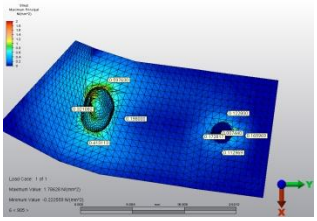
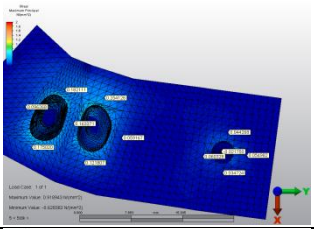
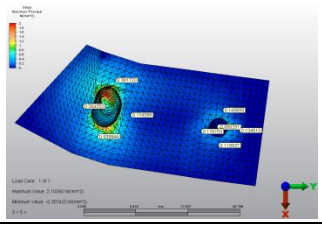
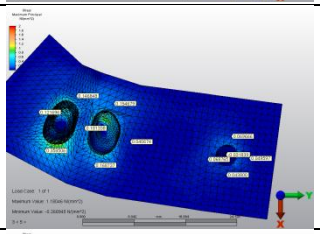
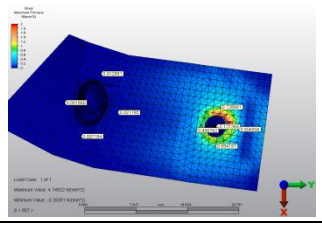
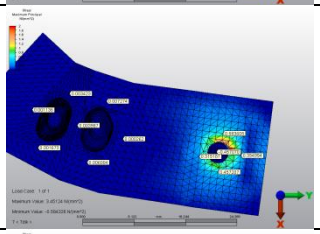
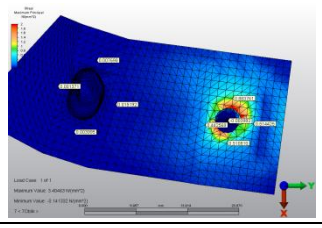
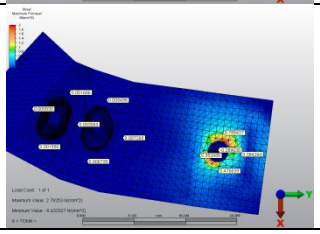
Şekil 4.2.5.1. model 4a ve model 4b için kortikal kemik gerilme stres resimleri

Spongioz gerilim stres değerleri benzer dağılım göstermektedir. Spongioz kemik gerilim stres değerleri oldukça düşüktür(Tablo 4.2.5.2, Şekil 4.2.5.2).

En yüksek spongioz kemik gerilim stres değerleri model 5a'da tümünden açılı ve tümünden dik yükleme koşulunda implantın lingual referans noktasında meydana gelmiştir. Değerler sırasıyla 0,9673Mpa ile 0,8821Mpa'dır(Tablo 4.2.5.2, Şekil 4.2.5.2).

Tablo 4.2.5.2. model 4a ve model 4b için spongioz kemik gerilme stres değerleri

		5 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMAX DEĞ.				7 NUMARANIN ETRAFINDAKİ PMAX DEĞ.			
		M	D	B	L	M	D	B	L
3 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	0,4142	0,4247	0,6947	0,5135	0,7444	0,5358	0,7537	0,8821
	TÜMÜNE AÇILI	0,3534	0,5100	0,8828	0,7536	0,5000	0,5045	0,6400	0,9673
	PREMOLARLARA DİK	0,3308	0,2040	0,4257	0,6158	0,1356	0,1310	0,0883	0,0962
	PREMOLARLARA AÇILI	0,2928	0,1796	0,5559	0,3934	0,1409	0,1054	0,0943	0,1132
	İMPLANTA DİK	0,0015	0,0211	0,0071	0,0125	0,4067	0,5049	0,5541	0,7284
	İMPLANTA AÇILI	0,0013	0,0151	0,0039	0,0076	0,4425	0,5144	0,5108	0,8837
4 ÜYELİ	TÜMÜNE DİK	0,2866	0,1572	0,2519	0,5089	0,5529	0,3384	0,5616	0,6657
	TÜMÜNE AÇILI	0,2820	0,1382	0,4064	0,2727	0,3639	0,3402	0,5430	0,8433
	PREMOLARLARA DİK	0,1683	0,0609	0,1255	0,2618	0,0473	0,0429	0,0271	0,0347
	PREMOLARLARA AÇILI	0,1868	0,0418	0,1739	0,1593	0,0540	0,0389	0,0344	0,0549
	İMPLANTA DİK	0,0039	0,0002	0,0060	0,0072	0,3151	0,3549	0,4572	0,5836
	İMPLANTA AÇILI	0,0030	0,0072	0,0067	0,0054	0,3526	0,3842	0,4766	0,7854

	Model 1a(3 üyeli)	Model 1b(4 üyeli)
TÜMÜNE DİK		
TÜMÜNE AÇILI		
PREMOLARLARA DİK		
PREMOLARLARA AÇILI		
İMPLANTA DİK		
İMPLANTA AÇILI		

Şekil 4.2.5.2. model 5a ve model 5b için spongioz kemik gerilme stres resimleri

5.TARTIŞMA

Çalışmamızda; bir nokta çevresinde her yöne harekete izin veren küresel bir kuvvet kırıcı tasarımının ve konumunun, 3 üyeli ve 4 üyeli diş implant destekli restorasyonlarda farklı yükleme koşulları altında, rigit üstyapı ve sürgü tipi kuvvet kırıcılı üstyapı ile karşılaştırmalı olarak diş ve implant çevresinde kortikal ve spongioz kemiğin en üst seviyesinde alınan referans noktalarında oluşturdukları sıkışma ve gerilme tipi stres değerleri üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelendi. Her model için sisteminin tümüne dik, tümüne açılı, premolar bölgesine dik, premolar bölgesine açılı, 7 numara(implant) bölgesine dik ve 7 numara(implant) bölgesine açılı olmak üzere altı farklı koşulda kuvvet uygulaması yapıldı. Diş ve implant çevresindeki kortikal ve spongioz kemiğin mezial, distal, bukkal ve lingual bölgelerinde belirlenen referans noktalarında oluşan minimum ve maksimum principle stres değerleri incelendi. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle, matematik modellerden elde edilen sayısal değerlerin sabit olması ve varyansının olmaması nedeniyle, verilerin değerlendirilmesinde istatistiksel analiz yapılamadı.

İn vitro koşullarda; laboratuar şartlarında diş ile implantın kemik içerisindeki fizyolojik hareketlerinin gerçeğe yakın taklit edilme zorluğu ile kemik içerisindeki stres değerlerinin sayısal veri olarak elde edilememesi bu çalışmayı sonlu elemanlar stres analiz yöntemiyle planlama gereksinimi yaratmıştır. Mühendislik dallarında çok geniş kullanım alanına sahip olan sonlu elemanlar stres analiz yöntemi dental yapılarda ilk kez 1973 yılında Farah ve ark (199) tarafından kullanılmaya başlanmıştır (200) ve diş hekimliğinde özellikle de karmaşık yapıların biyomekanik incelenmesi açısından sıklıkla kullanılan etkili bir yöntem haline gelmiştir (201,202).

İmplantları çevreleyen kemiklerdeki stres dağılımlarını inceleyen iki boyutlu(2D) ya da üç boyutlu(3D) birçok sonlu elemanlar stres analiz çalışması yapılmıştır (14,34,47,156,203-205). İki boyutlu sonlu elemanlar analizinde dental çalışmalarda kullanılan malzemelerin çeşitliliğinin ve karmaşıklığının tam olarak taklit edilmesi zor olabilir (206,207). Üç boyutlu

sonlu elemanlar analiz yönteminde ise iki boyutlunun aksine karmaşık yapıların simülasyonu çok daha gerçeğe yakın olabilirken dental yapıların içerdiği düzensiz köşeler, farklı materyaller, özellikle de dokular arası boşluklar ve ince katmanlar, modelleme yapmayı oldukça zor bir hale getirir (208,209). İki boyutlu ve üç boyutlu modeller karşılaştırıldığı, üç boyutlu modellerdeki stres dağılımlarının daha gerçeğe yakın incelenebileceği söylenebilir (201,203,210). Bu sebeple bizim çalışmamızda modeller üç boyutlu olarak gerçek anatomiye sadık kalınarak oldukça detaylı bir biçimde hazırlanmıştır.

Bu çalışma planlanırken kullanılabilecek diğer stres analiz yöntemleri fotoelastik stres analiz yöntemi ile in vitro strain gauge yöntemidir. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, yapılan çalışmalarla in vitro strain gauge ve fotoelastik stres analiz yöntemi ile karşılaştırılmış ve diğer yöntemlerle benzer sonuçlar bulunarak yöntemin doğruluğu gösterilmiştir (178,211-214). Strain Gauge (Gerilim ölçer) yöntemiyle sadece gerilim ölçerin yerlestirildigi noktalarda kesin deformasyon verileri elde edilebilirken. Sonlu elemanlar stres analizinde belirlenen herhangi bir noktada istenen sayısal verilere ulaşılabilmektedir (215). Fotoelastik stres analiz yöntemi ise bize stress dağılımı ve konsantrasyonu hakkında nitel bilgiler sağlarken sayısal veri konusunda sınırlamalara sahiptir (215). Bizim planladığımız çalışmada istenilen referans noktalarından elde edilen stres verilerinin karşılaştırılabilmesi amacıyla sonlu elemanlar stress analiz yöntemi kullanılması tercih edilmiştir.

Sonlu elemanlar analizinde doğruya en yakın sonuçların elde edilebilmesi için ilk olarak modellemenin doğru ve gerçeğe yakın yapılması gereklidir (159). Ancak bu yöntemde biyolojik dokuların modellenmesiyle ilgili bir takım kısıtlamalar ve zorluklar vardır. Bu zorluklardan biri kemik dokusunun modellenmesidir çünkü kemik dokusu yapısı itibariyle homojen değildir(non-homojen), değişik bölgelerinde farklı özellikler gösterebilir(non-izotropik) ve uygulanan kuvvet ile oluşan deformasyon paralel olmayabilir(non-lineer) (216). Bir diğer zorluk ise implant ile kemik

arayüzünün modellenmesidir çünkü implant ile kemik arasında hiçbir zaman tam bir implant kemik bağlantısı yani osseointegrasyon bulunamamaktadır (217). Kemik ve implant kemik arayüzünün bu şekilde modellenmesinin var olan teknoloji ile mümkün olamaması sebebiyle modelleme sırasında bir takım basitleştirmeler yapılmaktadır. Bizim çalışmamızda da daha önce yapılan birçok çalışmada (38,47,202) olduğu gibi bu basitleştirme yoluna gidilmiş ve bu amaçla kemik homojen, izotropik ve lineer kabul edilerek, implant ve kemik arasında tam bir birleşmenin olduğu varsayılmıştır.

Modelleme sırasında karşılaşılan bir diğer problem ise periodontal ligamentin modellenmesidir çünkü periodontal ligament de kemik ile benzer şekilde non lineer bir yapıya sahiptir. Gelen kuvvetler karşısında diş hareket ederken periodontal ligament de sıkışarak sertleşmeye başlar. Periodontal ligamentin bu yapısı sonlu elemanlar stres analiz yöntemi için formüle edilmiştir ve bizim çalışmamızda da bu formül kullanılarak analizler gerçekleştirilmiştir (218).

Modelleme aşamasındaki önemli basamaklardan bir diğeri ise sınır koşullarının belirlenmesidir. Birçok sonlu elemanlar analizi çalışmasında sadece ilgili bölge modellenip mandibula sınır koşulları sabit olarak alınmıştır (31,34,47,156,205). Yapılan bir çalışmada CT görüntülerinden elde edilen üç boyutlu mandibuler model geliştirilmiş ve çiğneme kaslarının, ligamentlerin, temporomandibuler eklemin hareketleri de modele yansıtılmıştır (219). Ancak bu durum daha doğru sınır koşullarının oluşturulmasını sağlamakla beraber maliyeti ve zaman kaybını da arttırmıştır (191). Aynı şartlar altında mandibula boyutlarının değiştirilip karşılaştırıldığı bir çalışmada analiz sonuçlarında herhangi bir değişiklik görülmemiştir (220). Bu çalışmada model sayısının ve modellerde kullanılan elaman ve düğüm sayılarının oldukça fazla olması ve üst yapı tasarımlarının karmaşıklığı sebebiyle mandibulanın tümünün modellenmesine gerek duyulmamıştır.

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde gerçeğe yakın sonuçlar elde edebilmek açısından matematiksel modeldeki eleman ve düğüm sayılarının fazla olması da çok önemli bir kriterdir. Yapılan çalışmalarda kemik blok

ebatlarının farklı boylarda kullanılması, destek sayılarının ve üstyapı tasarımının farklılığı gibi sebeplerle birebir karşılaştırma yapmak mümkün olmasa da çalışmamızda kullanılan matematiksel modellerle benzer çalışmalar (31,47,205) kıyaslandığında, bizim çalışmamızda kullanılan düğüm noktası ve eleman sayısının oldukça fazla olduğu görülmüştür. Yapılan benzer bir çalışmada 3 üyeli bir üstyapı tasarımının kullanıldığı modelde eleman sayısı 213129 iken bizim çalışmamızdaki 3 üyeli bir model en az 1125661 eleman sayısına sahiptir (205). Ancak, yöntemin esasının matematiksel denklem çözümü olması, kullanılan bilgisayar programının farklılığı veya materyal özelliklerinden doğan farklılıklar gibi çeşitli faktörler nedeniyle alınan sonuçların yaklaşık sonuçlar oldugu unutulmaması gereken önemli bir ayrıntıdır (218).

Çalışmamızda materyallerin elastisite modülü ve poison oranı değerleri literatür taraması yapılarak belirlenmiştir (195-198). Trabeküler kemik için literatürde farklı değerler mevcutken mandibuler posterior bölgenin kemik yoğunluğunun yüksek olduğu düşünülerek yüksek olan elastisite modül değeri(1850Mpa) çalışmamız için seçilmiştir (195,196).

Komponetler arasında oluşan mikro hareketliliğin daha gerçekçi şekilde simule edilebilmesi açısından non-linear kontak analiz yapılması önemlidir (47). Bu amaçla çalışmamızda implant dayanak birleşimini gerçekte olduğu gibi yansıtabilmek için non-linear kontak analizi yapılmıştır.

Çalışmamızda kuvvetler; 3 üyeli tasarımlarda her bir yükleme için 200N, sistemin tümüne birden yükleme yapıldığında toplam 600N olacak şekilde uygulanmıştır. 4 üyeli tasarımlarda ise toplam kuvveti değiştirmemek için 34 ve 35 numaralı dişlere ayrı ayrı 100N'luk kuvvet uygulaması yapılmış yüklemeler hem dik hem de oblik olarak uygulanmıştır. Dik yüklemeler uzun eksen boyunca yapılırken, açılı yüklemeler restorasyonların bukkal cusplarının bukkal eğiminden uzun eksene 30 derece olacak şekilde uygulanmıştır. Yapılan benzer Sonlu elemanlar analiz çalışmalarında farklı kuvvet değerleri tercih edilmiştir; Chun-Li Lin'in (31) yapmış olduğu çalışmada molar dişlerden 100N, premolar dişlerden 50N, Shoichi (156)

200N, Lanza (205) ise 100N'luk kuvvet uygulamaları yapmıştır. Mericske-stern ve Zarb (167) yapmış oldukları in vivo bir çalışmada implant destekli sabit protez kullanan hastalarda premolar ve molar bölgesinde ısırma kuvvetlerinin 200N olduğunu bildirmişlerdir. Çalışmamızda kullanılan kuvvet değerlerinin doğal çiğneme kuvvetleriyle benzer olduğu düşünülmektedir.

Ağız içi fonksiyonel hareketler esnasında desteklere gelen kuvvetlerin aksiyel kuvvetlerden ziyade oblik kuvvetler olduğu bilinirken, oblik kuvvetlerin aksiyel kuvvetlere oranla daha fazla stres oluşturulduğu da yapılan çalışmalarla gösterilmiştir (195). Gerçeğe daha yakın bir simulasyon oluşturabilmek amacıyla çalışmamızda her koşul için hem aksiyel hem de oblik yükleme uygulamaları yapılmıştır ve oblik kuvvet uygulamalarındaki stres değerlerinin aksiyel uygulamalara oranla yüksek olduğu görülmüştür.

Çalışmamızda stres değerlerinin karşılaştırılması için implantın boyun bölgesinde kortikal ve spongioz kemiğin en üst seviyelerinde referans noktaları belirlenmiştir. İmplantlar etrafında meydana gelen streslerin spongioz kemikten ziyade, kortikal kemikte gözlemlendiği (202,221) ve streslerin esas olarak implantların boyun bölgesinde yoğunlaştığı da yapılan pek çok çalışma ile vurgulanmıştır (81,136,220-228). Bizim çalışmamızda da kortikal kemiğin üst seviyesinde belirlenen stresler spongioz kemiğin üst seviyesindeki stres değerlerinden oldukça fazla bulunmuştur. Literatürde yapılan diğer sonlu elemanlar analiz çalışmalarından farklı olarak bizim çalışmamızda implant ve diş çevresindeki mezial, distal, bukkal ve lingual alanlardan seçilen düğüm noktalarında oluşan sıkışma ve gerilme stres değerleri karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Bu da bize yaklaşık olarak aynı noktadaki stres değerlerini karşılaştırma imkanı sunmuştur. Oysaki sadece implant boynundaki en yüksek minimum principle ya da maksimum principle stresler birbirleriyle kıyaslandığında hangi modelde hangi noktada en yüksek değerin çıktığını göz ardı edeceğimiz için implant ya da dişin farklı bölgerini birbiriyle kıyaslamak zorunda kalırız.

Çalışmamızın çıkış noktası olan diş implant destekli sabit protezler ile ilgili çalışmalar literatürde 1980'lerden beri yer almaktadır(88,132,229) . Bizim

çalışmamızda da olduğu gibi yapılan bütün çalışmalarda primer odak noktası, diş ile implant arasındaki mobilite(hareketlilik) farklılığından doğan biyomekaniksel problemler olmuştur (13,15,25,33,47,48,113,127,147,230). Destek dişin mobilitesinin implanttan fazla olması nedeniyle, sisteme gelen kuvvetler karşısında implantın üzerinde moment kolları oluşacağı ve implant çevresindeki streslerin artacağı düşünülmektedir (202). Diş implant destekli protezlerde biyomekanik davranış faklılığı sonucu doğan problemler destek dişte desimantasyon kaynaklı çürük (28) , kök kırığı (122), periodontal problem (15), intrüzyon (13,122,124,127,130,141,144-149,230), implantta ise kemik ya da osseointegrasyon kaybı (13) ile vida kırığı, vida gevşemesi, üst yapı kırığı gibi teknik komplikasyonlar (4,25,28,38) şeklinde sıralanabilir. Literatürde bu problemeleri ortadan kaldırma amaçlı pek çok çalışma yapılmıştır. Dayanaklar arası mobilite farklılığını oratadan kaldırabilme amaçlı yapılan çalışmalarda önerilenler üst yapıya hareketlilik sağlamak için semirijit ya da non-rijit bağlantı sistemi kullanılması (48,115,122,145,148), implant abutment yapısının hareketlendirilmesi(IMZ implant sistemi) (88,125,229,231,232), teleskopik sistem (149) ya da şok absorbe eden sistemlerin(TPS implant sistemi, ISIS implant sistemi) (24,233) kullanılmasıdır. Literatürde rijit üst yapıyı savunan ve rijit üst yapının intrüzyonu engellediğini belirten araştırmacılar da vardır (81,119,234).

Naert ve arkadaşları (13,15) 246 hasta üzerinde hasta üzerinde yapmış oldukları retrospektif bir çalışmada implant destekli protezler ile diş-implant destekli protezleri hem klinik hem de radyografik açıdan değerlendirmiş ve karşılaştırmışlardır. Her iki grup için de kümülatif implant başarı oranının yüksek olduğunu bildirilmişlerdir. İmplant başarısını implantların immobil olması ve implant kırığının olmaması durumu olarak tanımlamışlardır. Diş-implant destekli gruptaki implant başarı oranı %95 iken sadece implant destekli grupta %98,5'dir. Komplikasyon açısından yapılan karşılaştırmada diş-implant destekli grupta teknik ve biyolojik komplikasyon oranının daha fazla olduğu belirtilmiştir. Diş-implant destekli grupta %3,4 oranında diş intruzyonu görülürken bunun büyük oranda non rijit konektör tasarımına sahip restorasyonlarda olduğu bildirilmiştir. Radyolojik incelemede

ise rijit üst yapıya sahip diş-implant destekli restorasyonlardaki marjinal kemik kaybının non rijit üst yapıya sahip diş-implant destekli restorasyonlar ile sadece implant destekli restorasyonlardan anlamlı derecede fazla olduğu tespit edilmiştir. Non rijit üst yapıya sahip diş-implant destekli restorasyonlar ile sadece implant destekli restorasyonlarda marjinal kemik kaybı açısından bir farklılık bulunmamıştır. Çalışmada kullanılan non rijit konnektörün dişin sadece vertikal hareketine izin verdiği belirtilmiş ancak hangi pozisyona(diş, implant) yerleştirildiği belirtilmemiştir ancak rijit üst yapılı restorasyonda kemik kaybının daha fazla olması bizim çalışmamızdaki stres dağılımlarıyla benzer niteliktedir.

Lang ve ark.(27) çalışmaya dahil edilen 13 makalenin metaanaliz sonuçlarını değerlendirdiği bir çalışmada, diş-implant destekli restorasyonlarda implantların survival başarı oranları 5 yılda %90.1, 10 yılda %82.1, restorasyonların survival başarı oranları ise 5 yılda %94.1, 10 yılda %77.8 olarak bildirilmiştir. Bu oranların yine kendi yapmış oldukları bir çalışmada (4) düşük olduğu bildirilmiştir. Ancak bu başarı oranları belirlenirken diş implant destekli restorasyonların rjit ya da non- rijit hangi üst yapı tasarımına sahip oldukları belirtilmeden değerlendirme yapılmıştır.

Lindh ve ark. (37) diş-implant destekli proteze sahip 111 hasta üzerinde yapmış oldukları restrospektif çalışmada 3 yıllık kümülatif implant survival başarı oranı %95,4 olarak bulunmuştur. Çalışmada yer alan protezlerin çoğunluğu rijit üst yapı tasarımına sahipken ve rijit ve non-rijit üst yapı tasarımına sahip protezler kendi içerisinde survival oranları açısından karşılaştırılmamıştır ancak intrüzyonun çoğunlukla non-rijit üst yapıya sahip restorasyonlarda görüldüğünü belirtmişlerdir.

Akça ve ark.(168) yapmış oldukları in vivo çalışmada rijit konnektor kullanılan diş-implant destekli protezlerde çiğneme kuvvetleri ile marjinal kemik ilişkisini değerlendirmişlerdir. 24 aylık takip sonucu diş ve implantın üzerindeki okluzal kuvvetlerin istatistiksel olarak farklı olduğunu implant üzerindeki ısırma kuvvetlerin daha fazla olduğunu göstermişlerdir. 24 ay sonunda marjinal kemik seviyeleri değerlendirildiğinde implantın mezial

kısmındaki kemik kaybının distalden daha fazla olduğu belirtilmiştir. Kısa takip süreli bir çalışma olmasına rağmen implant üzerine gelen artmış okluzal yüklemeye ve buna bağlı olarak implantın mezialinde daha fazla kemik kaybı olduğuna işaret etmesi açısından önemli bir çalışmadır. Bizim çalışmamızda da tüm koşullarda implantın mezialindeki stresler distaline oranla çok daha yüksek bulunmuştur.

Palmer ve ark. (234) yapmış oldukları in vivo çalışmada Kennedy II dişsizliğe sahip 19 hastaya diş implant destekli sabit restorasyonlar yapmış ve 3 yıllık radyolojik takiplerini değerlendirmişlerdir. Restorasyonlar rijit konektör bağlantılı yapılmış ancak dayanak dişe altın koping hazırlanmış ve restorasyonları koping üzerine simante edilmiştir. Yapılan takipte marjinal kemik seviyelerinin stabil olduğu ve hiçbir vakada diş intrüzyonu görülmediği bildirilmiştir. Ancak takip süresi ve örnek sayısının az olduğu göz önünde bulundurularak kesin bir yargıya varmak mümkün değildir.

Lin ve ark.(33) diş-implant destekli protezlerde; rijit ve non-rijit konnektör tasarımlarının ve farklı okluzal yüklemelerin kemik içerisinde yarattığı stres dağılımlarını inceleyen üç boyutlu bir sonlu elemanlar stres analiz çalışması yapmışlardır. Bizim çalışmamızla benzer şekilde 2. premolar diş, 1. Molar diş(gövde) ve 2. Molar diş(implant)' i içeren 3 üyeli mandibuler restorasyonlar modellenmiştir. Sürgü tipi non rijit konnektor diş tarafına yerleştirilmiş ve her iki model için de 6 farklı yükleme koşulu test edilmiştir. Yükleme koşulları premolar dişe dik 100N, premolar dişe açılı 100N, tümüne dik 500N, tümüne açılı 500N, tümüne dik 340N, tümüne açılı 340N olacak şekildedir. Çalışmada implant, kemik ve protez içerisindeki von mises stresler değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre açılı kuvvetlerin stres değerlerini belirgin derece arttırdığı görülmüştür ki bizim çalışmamızın sonuçları da benzer şekildedir. Kuvvet kırıcının etkinliğinin sadece premolar diş üzerinden kuvvet uygulandığında daha belirgin olduğu belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da sadece premolar bölgesinden kuvvet uygulandığında non rijit konektör varlığında implant çevresindeki streslerde belirgin bir düşüş olduğu görülmüştür. Bu çalışmada okluzal kuvvetlerin ve uygulama

noktalarının stres dağılımına etkisinin konnektör tasarımından daha fazla olduğu vurgulanmıştır. Bizim çalışmamızda ise sürgü tipi konnektör diş tarafına yerleştirildiğinde rijit tasarıma kıyasla implant çevresindeki kemikte minimum ve maksimum principle stres değerlerinde belirgin artışa sebep olmuştu. Bizim çalışmamızdan farklı olarak; rijit ve non rijit tasarım arasında çok fazla farklılık bulunmaması sadece von mises stres değerlerinin incelenmesiyle ve modellemede kullanılan eleman ve düğüm sayılarının az olmasıyla ilişkilendirilebilir.

Lin ve ark. (31) rijit ve non-rijit bağlantılar üzerinde yapmış oldukları iki boyutlu sonlu elemanlar stres analiz çalışmasında kemik, implant ve protez içerisinde oluşan stresleri incelemişlerdir. Elde ettikleri sonuçlara göre; implant bir yerine iki diş ile bağlandığında kemik içerisindeki streslerin azaldığı görülmüştür. Benzer şekilde bizim çalışmamızda da diş desteğini arttırmak implant çevresindeki stres değerlerinde düşüş sağlamıştır. Çalışmada sadece sürgü tipi bir non rijit konektör kullanılmış ve diş tarafına yerleştirilmiştir. Rijit bağlantı ile non-rijit bağlantı karşılaştırıldığında rijit bağlantının kemik içerisindeki stresleri arttırdığı belirtilmiştir. Ancak sadece alveoler kemiğin bütününün en yüksek von mises değerleri arasında karşılaştırma yapılmış ve implant boynu etrafındaki stres değerleri hakkında bir bilgi değerlendirilmemiştir. Buna karşın bizim çalışmamızda diş tarafına yerleştirilen sürgü tipi non-rijit konektör implant çevresindeki maksimum ve minimum principle stres değerlerinde artışa sebep olmuştur. Bu farklılığın sebebi bizim çalışmamızın 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi olması ile her modelde standart olarak belirlenen referans noktalarından alınan minimum ve maksimum principle stres değerleri incelenmiş olması olabilir.

Özçelik ve ark. (34) yapmış oldukları in vitro çalışmada diş-implant bağlantısını iki farklı stres analiz yöntemi(fotoelastik ve iki boyutlu sonlu elemanlar analizi) ile incelemişlerdir. Oluşturdukları modellerde bizim çalışmamızla benzer şekilde mandibuler 2. premolar diş ile 7 numara bölgesine yerleştirilen implantı bağlamışlardır. Toplamda 3 model bulunan çalışmada modellerden biri rijit üst yapılı, ikincisi diş tarafına yerleştirilmiş

sürgü tipi non-rijit üst yapılı, üçüncüsü ise implant tarafına yerleştirilmiş sürgü tipi non-riijit üst yapılı'dır. Sadece tek koşulda kuvvet uygulaması yapılmış ve uzun eksene dik 250N'luk kuvvet uygulanmıştır. Bu çalışmada da von mises stresler değerlendirilmiştir ancak 4 farklı düzlemden(diş ile implantın mezial ve distal yüzeyleri) değerler alınmıştır. Non rijit konektörün diş tarafına yerleştirdiği durumla rijit üst yapı arasında stres dağılımı açısından farklılık bulunmazken non rijit konektör implant tarafına yerleştirildiği durumda implant çevresindeki streslerde düşüş gözlenmiştir. Benzer şekilde bizim çalışmamızda da non-rijit konnektörün implant tarafına yerleştirildiği modellerde implant çevresindeki stres değerlerinde azalma bulunmuştur. Ancak bizim çalışmamızda kullanılan küresel tipteki non-rijit konektörde implant çevresindeki stresler sürgü tipe oranla daha da az bulunmuştur. Diş çevresindeki stresler değerlendirildiğinde; bu çalışmada da literatürle ve bizim çalışmamızla benzer şekilde diş etrafındaki stresler implanta oranla oldukça düşük bulunmuştur. Dişler periodontal ligament yapısı nedeniyle kuvvetleri absorbe ederek kemik içerisine yansıyan stres değerlerinin azalmasına yol açmaktadır.

Literatürde incelediğimiz birçok çalışmanın ışığı altında, diş-implant destekli restorasyonların geçerli bir tedavi alternatifi olabileceğini söyleyebiliriz. Ancak var olan in vitro çalışmalar değerlendirilirken bu çalışmaların kullandıkları metotla, modelleriyle, hangi verileri değerlendirdikleriyle ve kuvvet dağılımlarıyla ilgili limitasyonlarının da göz önünde bulundurulması gerektiği unutulmamalıdır. Bizim çalışmamızda modeller gerçeğe mümkün olduğunca yakın planlanmaya çalışılmış, eleman ve node sayıları mevcut literatürden oldukça fazla tutulmuş ve daha önce literatürde test edilmemiş bir üst yapı konnektör tasarımı farklı yükleme koşullarında farklı destek diş sayısına bağlı olarak test edilmiştir. Yine literatürden farklı olarak hem diş hem de implant çevresinde belirlenen sabit referans noktalarındaki gerilme ve sıkışma stres değerleri birbirleriyle karşılaştırmalı olarak değerlendirilmiştir. Bunların sonucunda implant çevresindeki en düşük stres değerleri, implant tarafına yerleştirilmiş küresel kuvvet kırıcılı üst yapı tasarımına sahip modelde bulunmuştur. Bu çalışmanın

sınırlamaları içerisinde, küresel tip kuvvet kırıcıların, distaldeki implanta komşu konnektör bölgesine yerleştirilerek kullanılmasının daha olumlu stres dağılımı sağlayacağı gösterilmiştir. Ancak bu sonucu destekleyecek in-vivo çalışmalara ihtiyaç vardır.

6.SONUÇLAR

1. Çalışmamızda non-rijit konnektörlü üst yapılı restorasyonlarda premolar bölgesinden yapılan tek yüklemeler dışındaki tüm yükleme koşullarında- implant çevresindeki stres değerleri diş çevresindeki stres değerlerinden daha fazla bulunmuştur.

2. Non-rijit konektörün kullanıldığı tüm modellerde sadece premolar bölgesinden yapılan yükleme koşulunda implant çevresindeki stres değerleri diş çevresindeki stres değerlerinden daha düşük bulunmuştur. Bu da bize sadece diş tarafından yapılan yüklemelerde kuvvet kırıcının etkinliğini göstermektedir. Oysaki rijit üst yapı tasarımında premolarlardan yapılan yükleme koşulunda implant çevresindeki stresler oldukça fazla bulunmuştur.

3. Destek diş sayısını arttırdığımız koşullarda yani 4 üyeli restorasyonlarda implant çevresindeki stres değerlerinde düşüş gözlemlenmiştir.

4. Kortikal kemik seviyesindeki stres değerleri spongioz kemik seviyesindeki stres değerlerinden oldukça fazladır. Ancak kortikal ve spongioz kemik stres dağılımları açısından benzerlik göstermektedir.

3. Yükleme koşullarında elde edilen değerlere bakıldığında kemik içerisindeki en yüksek stres değerleri sırasıyla, ball tipi kuvvet kırıcının diş tarafına yerleştirildiği model, sürgü tipi kuvvet kırıcının diş tarafına yerleştirildiği model, rijit üst yapılı model, sürgü tipi kuvvet kırıcının implant tarafına yerleştirildiği model, ball tipi kuvvet kırıcının implant tarafına yerleştirildiği model' de görülmüştür.

4. En düşük stres dağılımları ball tipi kuvvet kırıcının implant tarafına yerleştirildiği model'de görülürken en yüksek stres dağılımları ball tipi kuvvet kırıcının diş tarafına yerleştirildiği model'de görülmüştür.

KAYNAKLAR

1. Bartlett, D. (2007) Implants for life? A critical review of implant-supported restorations. *J Dent*, 35 (10), 768-772.
2. Attard, N.,Zarb, G.A. (2002) Implant prosthodontic management of posterior partial edentulism: long-term follow-up of a prospective study. *J Can Dent Assoc*, 68 (2), 118-124.
3. Lang, N.P., Berglundh, T., Heitz-Mayfield, L.J., Pjetursson, B.E., Salvi, G.E.,Sanz, M. (2004) Consensus statements and recommended clinical procedures regarding implant survival and complications. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 19 Suppl, 150-154.
4. Pjetursson, B.E., Tan, K., Lang, N.P., Bragger, U., Egger, M.,Zwahlen, M. (2004) A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res*, 15 (6), 625-642.
5. Wyatt, C.C.,Zarb, G.A. (1998) Treatment outcomes of patients with implant-supported fixed partial prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 13 (2), 204-211.
6. Lekholm, U., Gunne, J., Henry, P., Higuchi, K., Linden, U., Bergstrom, C. ve diğerleri. (1999) Survival of the Branemark implant in partially edentulous jaws: a 10-year prospective multicenter study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 14 (5), 639-645.
7. Adell, R., Eriksson, B., Lekholm, U., Branemark, P.I.,Jemt, T. (1990) Long-term follow-up study of osseointegrated implants in the treatment of totally edentulous jaws. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5 (4), 347-359.
8. Wannfors, K.,Smedberg, J.I. (1999) A prospective clinical evaluation of different single-tooth restoration designs on osseointegrated implants. A 3-year follow-up of Branemark implants. *Clin Oral Implants Res*, 10 (6), 453-458.

9. Scholander, S. (1999) A retrospective evaluation of 259 single-tooth replacements by the use of Branemark implants. *Int J Prosthodont*, 12 (6), 483-491.

10. Jemt, T., Lekholm, U.,Grondahl, K. (1990) 3-year followup study of early single implant restorations ad modum Branemark. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 10 (5), 340-349.

11. Mericske-Stern, R.,Zarb, G.A. (1993) Overdentures: an alternative implant methodology for edentulous patients. *Int J Prosthodont*, 6 (2), 203-208.

12. Bergendal, T.,Engquist, B. (1998) Implant-supported overdentures: a longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 13 (2), 253-262.

13. Naert, I.E., Duyck, J.A., Hosny, M.M., Quirynen, M.,van Steenberghe, D. (2001) Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients Part II: An up to 15-years radiographic evaluation. *Clin Oral Implants Res*, 12 (3), 245-251.

14. Zhiyong, L., Arataki, T., Shimamura, I.,Kishi, M. (2004) The influence of prosthesis designs and loading conditions on the stress distribution of tooth-implant supported prostheses. *Bull Tokyo Dent Coll*, 45 (4), 213-221.

15. Naert, I.E., Duyck, J.A., Hosny, M.M.,Van Steenberghe, D. (2001) Freestanding and tooth-implant connected prostheses in the treatment of partially edentulous patients. Part I: An up to 15-years clinical evaluation. *Clin Oral Implants Res*, 12 (3), 237-244.

16. Gunne, J., Astrand, P., Lindh, T., Borg, K.,Olsson, M. (1999) Tooth-implant and implant supported fixed partial dentures: a 10-year report. *Int J Prosthodont*, 12 (3), 216-221.

17. Uysal, H., Iplikcioglu, H., Avci, M., Bilir, O.G.,Kural, O. (1996) Efficacy of the intramobile connector in implant tooth-supported fixed prostheses: an experimental stress analysis. *Int J Prosthodont*, 9 (4), 355-361.

18. Skalak, R. (1983) Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*, 49 (6), 843-848.

19. Monteith, B.D. (1993) Minimizing biomechanical overload in implant prostheses: a computerized aid to design. *J Prosthet Dent*, 69 (5), 495-502.

20. Kim, Y., Oh, T.J., Misch, C.E.,Wang, H.L. (2005) Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*, 16 (1), 26-35.

21. Rudd, K.D., O'Leary, T.J.,Stumpf, A.J., Jr. (1964) Horizontal Tooth Mobility in Carefully Screened Subjects. Techn Docum Rep Sam-Tdr-64-12. *Tech Doc Rep U S Air Force Syst Command Electron Syst Div*, 94, 1-6.

22. Steenberghe, D.V. (1986). Tissue Integration in Oral and Maxillofacial Reconstruction. Amsterdam: Excerpta Medica.

23. Kayacan, R., Ballarini, R.,Mullen, R.L. (1997) Theoretical study of the effects of tooth and implant mobility differences on occlusal force transmission in tooth/implant-supported partial prostheses. *J Prosthet Dent*, 78 (4), 391-399.

24. el Charkawi, H.G., Zekry, K.A.,el Wakad, M.T. (1994) Stress analysis of different osseointegrated implants supporting a distal extension prosthesis. *J Prosthet Dent*, 72 (6), 614-622.

25. Nickenig, H.J., Schafer, C.,Spiekermann, H. (2006) Survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed partial dentures. *Clin Oral Implants Res*, 17 (5), 506-511.

26. Nickenig, H.J., Spiekermann, H., Wichmann, M., Andreas, S.K.,Eitner, S. (2008) Survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed and removable partial dentures. *Int J Prosthodont*, 21 (2), 131-137.

27. Lang, N.P., Pjetursson, B.E., Tan, K., Bragger, U., Egger, M.,Zwahlen, M. (2004) A systematic review of the survival and complication rates of fixed partial dentures (FPDs) after an observation period of at least 5 years. II. Combined tooth--implant-supported FPDs. *Clin Oral Implants Res*, 15 (6), 643-653.

28. Bragger, U., Aeschlimann, S., Burgin, W., Hammerle, C.H.,Lang, N.P. (2001) Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res*, 12 (1), 26-34.

29. Gross, M.,Laufer, B.Z. (1997) Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part I: laboratory and clinical studies. *J Oral Rehabil*, 24 (11), 863-870.

30. Hoffmann, O.,Zafiropoulos, G.G. (2011) The Tooth-Implant Connection: A Review. *J Oral Implantol*.

31. Lin, C.L., Chang, S.H., Wang, J.C.,Chang, W.J. (2006) Mechanical interactions of an implant/tooth-supported system under different periodontal supports and number of splinted teeth with rigid and non-rigid connections. *J Dent*, 34 (9), 682-691.

32. Lin, C.L., Wang, J.C.,Chang, W.J. (2008) Biomechanical interactions in tooth-implant-supported fixed partial dentures with variations in the number of splinted teeth and connector type: a finite element analysis. *Clin Oral Implants Res*, 19 (1), 107-117.

33. Lin, C.L., Wang, J.C.,Kuo, Y.C. (2006) Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. *J Biomech*, 39 (3), 453-463.

34. Ozcelik, T.,Ersoy, A.E. (2007) An investigation of tooth/implant-supported fixed prosthesis designs with two different stress analysis methods: an in vitro study. *J Prosthodont*, 16 (2), 107-116.

35. Pesun, I.J., Steflik, D.E., Parr, G.R.,Hanes, P.J. (1999) Histologic evaluation of the periodontium of abutment teeth in combination implant/tooth fixed partial denture. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 14 (3), 342-350.

36. Lindh, T., Gunne, J.,Danielsson, S. (1997) Rigid connections between natural teeth and implants: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 12 (5), 674-678.

37. Lindh, T., Dahlgren, S., Gunnarsson, K., Josefsson, T., Nilson, H., Wilhelmsson, P. ve diğerleri. (2001) Tooth-implant supported fixed prostheses: a retrospective multicenter study. *Int J Prosthodont*, 14 (4), 321-328.

38. Rangert, B., Gunne, J.,Sullivan, D.Y. (1991) Mechanical aspects of a Branemark implant connected to a natural tooth: an in vitro study. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 6 (2), 177-186.

39. Rangert, B., Gunne, J., Glantz, P.O.,Svensson, A. (1995) Vertical load distribution on a three-unit prosthesis supported by a natural tooth and a single Branemark implant. An in vivo study. *Clin Oral Implants Res*, 6 (1), 40-46.

40. Holm-Pedersen, P., Lang, N.P.,Muller, F. (2007) What are the longevities of teeth and oral implants? *Clin Oral Implants Res*, 18 Suppl 3, 15-19.

41. Tomasi, C., Wennstrom, J.L.,Berglundh, T. (2008) Longevity of teeth and implants - a systematic review. *J Oral Rehabil*, 35 Suppl 1, 23-32.

42. Cohen, S.R.,Orenstein, J.H. (1994) The use of attachments in combination implant and natural-tooth fixed partial dentures: a technical report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 9 (2), 230-234.

43. Weinberg, L.A.,Kruger, B. (1994) Biomechanical considerations when combining tooth-supported and implant-supported prostheses. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 78 (1), 22-27.

44. Mensor, M.C., Ahlstrom, R.H.,Scheerer, E.W. (1998) Compliant Keeper system replication of the periodontal ligament protective damping function for implants: Part I. *J Prosthet Dent*, 80 (5), 565-569.

45. Chapman, R.J.,Kirsch, A. (1990) Variations in occlusal forces with a resilient internal implant shock absorber. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5 (4), 369-374.

46. Uysal, H., Iplikcioglu, H., Avci, M., Gunduz Bilir, O.,Kural, O. (1997) An experimental analysis of the stresses on the implant in an implant-tooth-supported prosthesis: a technical note. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 12 (1), 118-124.

47. Lin, C.L.,Wang, J.C. (2003) Nonlinear finite element analysis of a splinted implant with various connectors and occlusal forces. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 18 (3), 331-340.

48. Nishimura, R.D., Ochiai, K.T., Caputo, A.A.,Jeong, C.M. (1999) Photoelastic stress analysis of load transfer to implants and natural teeth comparing rigid and semirigid connectors. *J Prosthet Dent*, 81 (6), 696-703.

49. Chee, W.,Jivraj, S. (2006) Connecting implants to teeth. *Br Dent J*, 201 (10), 629-632.

50. Becker, C.M., Kaiser, D.A.,Jones, J.D. (2000) Guidelines for splinting implants. *J Prosthet Dent*, 84 (2), 210-214.

51. Ring, M.E. (1995) A thousand years of dental implants: a definitive history--part 1. *Compend Contin Educ Dent*, 16 (10), 1060, 1062, 1064 passim.

52. Ring, M.E. (1995) A thousand years of dental implants: a definitive history--part 2. *Compend Contin Educ Dent*, 16 (11), 1132, 1134, 1136 passim.

53. Branemark, P.I., Adell, R., Breine, U., Hansson, B.O., Lindstrom, J.,Ohlsson, A. (1969) Intra-osseous anchorage of dental prostheses. I. Experimental studies. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 3 (2), 81-100.

54. Branemark, P.I. (1983) Osseointegration and its experimental background. *J Prosthet Dent*, 50 (3), 399-410.

55. Brenemark PI, Z.G., Albrektsson. (1985). Tissue-Integrated Prostheses Osseointegrations in Clinical Dentistry. Chicago: Quintessence.

56. Zarb GA, A.T. (1991) Osseointegration – A requiem for periodontal ligament? *Int J Periodontics Restorative Dent*, 11, 88-91.

57. el Askary, A.S., Meffert, R.M.,Griffin, T. (1999) Why do dental implants fail? Part I. *Implant Dent*, 8 (2), 173-185.

58. Zarb GA, A.T. (1991) Osseointegration – A requiem for periodontal ligament? *Int J Periodontics Restorative Dent.*, 11, 88–91.

59. Palacci, P. (2001). Esthetic Implant Dentistry: Quintessence Books.

60. Roberts, W.E. (1988) Bone tissue interface. *J Dent Educ*, 52 (12), 804-809.

61. Lemons, J.,Natiella, J. (1986) Biomaterials, biocompatibility, and peri-implant considerations. *Dent Clin North Am*, 30 (1), 3-23.

62. Zaimoglu A, C.G., Ersoy E, Aksu L. (1993). Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.

63. Schroeder A, S.F., Buser D, Krekeler G. (1996). Oral Implantology: Basics, Iti Hollow Cylinder System. New York: Thime Medical Publishers, Inc.

64. Maxson, B.B., Powers, M.P.,Scott, R.F. (1990) Prosthodontic considerations for the transmandibular implant. *J Prosthet Dent*, 63 (5), 554-558.

65. Knapp, J.G.,Small, I.A. (1990) Fixed mandibular complete denture prostheses supported by mandibular staple bone plate implant. *J Prosthet Dent*, 63 (1), 73-76.

66. CE, M. (2005). Dental Implant Prosthetics. St. Louis, Missouri: Mosby Inc.

67. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P.,Eriksson, A.R. (1986) The long-term efficacy of currently used dental implants: a review and proposed criteria of success. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1 (1), 11-25.

68. Schulte, W. (1995) Implants and the periodontium. *Int Dent J*, 45 (1), 16-26.

69. Parfitt, G.J. (1960) Measurement of the physiological mobility of individual teeth in an axial direction. *J Dent Res*, 39, 608-618.

70. Hillam, D.G. (1973) Stresses in the periodontal ligament. *J Periodontal Res*, 8 (1), 51-56.

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

72. Jacobs, R.,van Steenberghe, D. (1993) Comparison between implant-supported prostheses and teeth regarding passive threshold level. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 8 (5), 549-554.

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

74. Levin, L.G., Law, A.S., Holland, G.R., Abbott, P.V.,Roda, R.S. (2009) Identify and define all diagnostic terms for pulpal health and disease states. *J Endod*, 35 (12), 1645-1657.

75. Herbert F. Wolf, E.M.R., Klaus H. Rateitschak, Thomas M. Hassel. (1989). Color Atlas of Dental Medicine: Periodontology. New York: Thieme Medical.

76. Oh, T.J., Yoon, J., Misch, C.E.,Wang, H.L. (2002) The causes of early implant bone loss: myth or science? *J Periodontol*, 73 (3), 322-333.

77. Michael G. Newman, H.T., Perry R. Klokkevold, Fermin A. Carranza. (2006). Carranza's Clinical Periodontology. St. Louis: Elsevier Saunders.

78. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B.,Branemark, P.I. (1981) A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg*, 10 (6), 387-416.

79. Cox, J.F.,Zarb, G.A. (1987) The longitudinal clinical efficacy of osseointegrated dental implants: a 3-year report. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2 (2), 91-100.

80. van Steenberghe, D., Lekholm, U., Bolender, C., Folmer, T., Henry, P., Herrmann, I. ve diğerleri. (1990) Applicability of osseointegrated oral implants in the rehabilitation of partial edentulism: a prospective multicenter study on 558 fixtures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5 (3), 272-281.

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

82. Kerstin Gröndahl, A.E., H-G. Gröndahl. (1996). Radiography in Oral Endosseous Prosthetics. Goteborg, Sweden: Nobel Biocare.

83. Lang, N.P.,Loe, H. (1972) The relationship between the width of keratinized gingiva and gingival health. *J Periodontol*, 43 (10), 623-627.

84. Wennstrom, J.L. (1987) Lack of association between width of attached gingiva and development of soft tissue recession. A 5-year longitudinal study. *J Clin Periodontol*, 14 (3), 181-184.

85. Kennedy, J.E., Bird, W.C., Palcanis, K.G.,Dorfman, H.S. (1985) A longitudinal evaluation of varying widths of attached gingiva. *J Clin Periodontol*, 12 (8), 667-675.

86. Stetler, K.J.,Bissada, N.F. (1987) Significance of the width of keratinized gingiva on the periodontal status of teeth with submarginal restorations. *J Periodontol*, 58 (10), 696-700.

87. Warrer, K., Buser, D., Lang, N.P.,Karring, T. (1995) Plaque-induced peri-implantitis in the presence or absence of keratinized mucosa. An experimental study in monkeys. *Clin Oral Implants Res*, 6 (3), 131-138.

88. Kirsch, A.,Ackermann, K.L. (1989) The IMZ osteointegrated implant system. *Dent Clin North Am*, 33 (4), 733-791.

89. James, R.A.,Schultz, R.L. (1974) Hemidesmosomes and the adhesion of junctional epithelial cells to metal implants--a preliminary report. *Oral Implantol*, 4 (3), 294-302.

90. Listgarten, M.A., Lang, N.P., Schroeder, H.E.,Schroeder, A. (1991) Periodontal tissues and their counterparts around endosseous implants [corrected and republished with original paging, article orginally printed in Clin Oral Implants Res 1991 Jan-Mar;2(1):1-19]. *Clin Oral Implants Res*, 2 (3), 1-19.

91. Rapley, J.W., Mills, M.P.,Wylam, J. (1992) Soft tissue management during implant maintenance. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 12 (5), 373-381.

92. Lekholm, U., Adell, R., Lindhe, J., Branemark, P.I., Eriksson, B., Rockler, B. ve diğerleri. (1986) Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures. (II) A cross-sectional retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 15 (1), 53-61.

93. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., Branemark, P.I., Lindhe, J., Eriksson, B. ve diğerleri. (1986) Marginal tissue reactions at osseointegrated titanium fixtures (I). A 3-year longitudinal prospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 15 (1), 39-52.

94. Krekeler, G., Schilli, W.,Diemer, J. (1985) Should the exit of the artificial abutment tooth be positioned in the region of the attached gingiva? *Int J Oral Surg*, 14 (6), 504-508.

95. Wennstrom, J.L., Bengazi, F.,Lekholm, U. (1994) The influence of the masticatory mucosa on the peri-implant soft tissue condition. *Clin Oral Implants Res*, 5 (1), 1-8.

96. Strub, J.R., Gaberthuel, T.W.,Grunder, U. (1991) The role of attached gingiva in the health of peri-implant tissue in dogs. 1. Clinical findings. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 11 (4), 317-333.

97. Cochran, D.L., Hermann, J.S., Schenk, R.K., Higginbottom, F.L.,Buser, D. (1997) Biologic width around titanium implants. A histometric analysis of the implanto-gingival junction around unloaded and loaded nonsubmerged implants in the canine mandible. *J Periodontol*, 68 (2), 186-198.

98. Vacek, J.S., Gher, M.E., Assad, D.A., Richardson, A.C.,Giambarresi, L.I. (1994) The dimensions of the human dentogingival junction. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 14 (2), 154-165.

99. Stefani, L.A. (1988) The care and maintenance of the dental implant patient. *J Dent Hyg*, 62 (9), 447, 464-446.

100. Ramsay, S.C., Murphy, K., Shea, S.A., Friston, K.J., Lammertsma, A.A., Clark, J.C. ve diğerleri. (1993) Changes in global cerebral blood flow in humans: effect on regional cerebral blood flow during a neural activation task. *J Physiol*, 471, 521-534.

101. Becker, W., Becker, B.E., Newman, M.G.,Nyman, S. (1990) Clinical and microbiologic findings that may contribute to dental implant failure. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 5 (1), 31-38.

102. Berglundh, T., Lindhe, J., Jonsson, K.,Ericsson, I. (1994) The topography of the vascular systems in the periodontal and peri-implant tissues in the dog. *J Clin Periodontol*, 21 (3), 189-193.

103. Berglundh, T., Lindhe, J., Ericsson, I., Marinello, C.P., Liljenberg, B.,Thomsen, P. (1991) The soft tissue barrier at implants and teeth. *Clin Oral Implants Res*, 2 (2), 81-90.

104. English, C.E. (1988) Implants. Part I. Cylindrical implants. *CDA J*, 16 (1), 17-26.

105. Bauman, G.R., Rapley, J.W., Hallmon, W.W.,Mills, M. (1993) The peri-implant sulcus. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 8 (3), 273-280.

106. Payne, A.G., Walton, T.R., Walton, J.N.,Solomons, Y.F. (2001) The outcome of implant overdentures from a prosthodontic perspective: proposal for a classification protocol. *Int J Prosthodont*, 14 (1), 27-32.

107. The glossary of prosthodontic terms. (1999) *J Prosthet Dent*, 81 (1), 39-110.

108. Misch, C. (1993). Contemporary implant dentistry,1st edition. St. Louis: Mosby.

109. Hebel, K.S.,Gajjar, R.C. (1997) Cement-retained versus screw-retained implant restorations: achieving optimal occlusion and esthetics in implant dentistry. *J Prosthet Dent*, 77 (1), 28-35.

110. Zarb, G.A.,Symington, J.M. (1983) Osseointegrated dental implants: preliminary report on a replication study. *J Prosthet Dent*, 50 (2), 271-276.

111. Adell, R. (1983) Clinical results of osseointegrated implants supporting fixed prostheses in edentulous jaws. *J Prosthet Dent*, 50 (2), 251-254.

112. Branemark, P.I., Hansson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindstrom, J., Hallen, O. ve diğerleri. (1977) Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*, 16, 1-132.

113. Ochiai, K.T., Ozawa, S., Caputo, A.A.,Nishimura, R.D. (2003) Photoelastic stress analysis of implant-tooth connected prostheses with segmented and nonsegmented abutments. *J Prosthet Dent*, 89 (5), 495-502.

114. Da Silva, E.F., Pellizzer, E.P., Quinelli Mazaro, J.V.,Garcia Junior, I.R. (2010) Influence of the connector and implant design on the implant-tooth-connected prostheses. *Clin Implant Dent Relat Res*, 12 (3), 254-262.

115. Sullivan, D.Y. (1986) Prosthetic considerations for the utilization of osseointegrated fixtures in the partially edentulous arch. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1 (1), 39-45.

116. Laufer, B.Z.,Gross, M. (1998) Splinting osseointegrated implants and natural teeth in rehabilitation of partially edentulous patients. Part II: principles and applications. *J Oral Rehabil*, 25 (1), 69-80.

117. Gunne, J., Astrand, P., Ahlen, K., Borg, K.,Olsson, M. (1992) Implants in partially edentulous patients. A longitudinal study of bridges supported by both implants and natural teeth. *Clin Oral Implants Res*, 3 (2), 49-56.

118. Naert, I., Quirynen, M., van Steenberghe, D.,Darius, P. (1992) A six-year prosthodontic study of 509 consecutively inserted implants for the treatment of partial edentulism. *J Prosthet Dent*, 67 (2), 236-245.

119. Olsson, M., Gunne, J., Astrand, P.,Borg, K. (1995) Bridges supported by free-standing implants versus bridges supported by tooth and implant. A five-year prospective study. *Clin Oral Implants Res*, 6 (2), 114-121.

120. Misch, C.E.,Bidez, M.W. (1994) Implant-protected occlusion: a biomechanical rationale. *Compendium*, 15 (11), 1330, 1332, 1334 passim; quiz 1344.

121. Herbert T. Shillingburg, L.D.W., Richard Jacobi, Richard, Susan E. Brackett. (1997). Fundamentals of Fixed Prosthodontics: Quintessence Publishing.

122. Block, M.S., Lirette, D., Gardiner, D., Li, L., Finger, I.M., Hochstedler, J. ve diğerleri. (2002) Prospective evaluation of implants connected to teeth. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 17 (4), 473-487.

123. Chee, W.W.,Mordohai, N. (2010) Tooth-to-implant connection: a systematic review of the literature and a case report utilizing a new connection design. *Clin Implant Dent Relat Res*, 12 (2), 122-133.

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

125. Lill, W., Matejka, M., Rambousek, K.,Watzek, G. (1988) The ability of currently available stress-breaking elements for osseointegrated implants to imitate natural tooth mobility. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 3 (4), 281-286.

126. Menicucci, G., Mossolov, A., Mozzati, M., Lorenzetti, M.,Preti, G. (2002) Tooth-implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clin Oral Implants Res*, 13 (3), 334-341.

127. Sheets, C.G.,Earthman, J.C. (1997) Tooth intrusion in implant-assisted prostheses. *J Prosthet Dent*, 77 (1), 39-45.

128. Richter, E.J. (1989) Basic biomechanics of dental implants in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent*, 61 (5), 602-609.

129. Lundgren, D.,Laurell, L. (1994) Biomechanical aspects of fixed bridgework supported by natural teeth and endosseous implants. *Periodontol 2000*, 4, 23-40.

130. Chee, W.W.,Cho, G.C. (1997) A rationale for not connecting implants to natural teeth. *J Prosthodont*, 6 (1), 7-10.

131. Skalak R. (1985). Tissue İntegrated Prostheses. Chicago: Quintessence.

132. Kirsch, A. (1983) The two-phase implantation method using IMZ intramobile cylinder implants. *J Oral Implantol*, 11 (2), 197-210.

133. Babbush, C.A., Kirsch, A., Mentag, P.J.,Hill, B. (1987) Intramobile cylinder (IMZ) two-stage osteointegrated implant system with the intramobile element (IME): part I. Its ratinale and procedure for use. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2 (4), 203-216.

134. Gunne, J., Jemt, T.,Linden, B. (1994) Implant treatment in partially edentulous patients: a report on prostheses after 3 years. *Int J Prosthodont*, 7 (2), 143-148.

135. Lindh, T., Gunne, J., Tillberg, A.,Molin, M. (1998) A meta-analysis of implants in partial edentulism. *Clin Oral Implants Res*, 9 (2), 80-90.

136. van Rossen, I.P., Braak, L.H., de Putter, C.,de Groot, K. (1990) Stress-absorbing elements in dental implants. *J Prosthet Dent*, 64 (2), 198-205.

137. Laney, W.R. (1990). Tissue Integration in Oral, Orthopedic & Maxillofacial Reconstruction. Chicago: Quintessence Publishing Co.

138. Meijer, G.J., Starmans, F.J., de Putter, C.,van Blitterswijk, C.A. (1995) The influence of a flexible coating on the bone stress around dental implants. *J Oral Rehabil*, 22 (2), 105-111.

139. Richter, E.J. (1995) In vivo vertical forces on implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 10 (1), 99-108.

140. Melo, C., Matsushita, Y., Koyano, K., Hirowatari, H.,Suetsugu, T. (1995) Comparative stress analyses of fixed free-end osseointegrated prostheses using the finite element method. *J Oral Implantol*, 21 (4), 290-294.

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

142. Ericsson, I., Glantz, P.O.,Branemark, P.I. (1988) Use of implants in restorative therapy in patients with reduced periodontal tissue support. *Quintessence Int*, 19 (11), 801-807.

143. Hosny, M., Duyck, J., van Steenberghe, D.,Naert, I. (2000) Within-subject comparison between connected and nonconnected tooth-to-implant fixed partial prostheses: up to 14-year follow-up study. *Int J Prosthodont*, 13 (4), 340-346.

144. Pesun, I.J. (1997) Intrusion of teeth in the combination implant-to-natural-tooth fixed partial denture: a review of the theories. *J Prosthodont*, 6 (4), 268-277.

145. Rieder, C.E.,Parel, S.M. (1993) A survey of natural tooth abutment intrusion with implant-connected fixed partial dentures. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 13 (4), 334-347.

146. Garcia, L.T.,Oesterle, L.J. (1998) Natural tooth intrusion phenomenon with implants: a survey. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 13 (2), 227-231.

147. Schlumberger, T.L., Bowley, J.F.,Maze, G.I. (1998) Intrusion phenomenon in combination tooth-implant restorations: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 80 (2), 199-203.

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

149. Cho, G.C.,Chee, W.W. (1992) Apparent intrusion of natural teeth under an implant-supported prosthesis: a clinical report. *J Prosthet Dent*, 68 (1), 3-5.

150. Pylant, T., Triplett, R.G., Key, M.C.,Brunsvold, M.A. (1992) A retrospective evaluation of endosseous titanium implants in the partially edentulous patient. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 7 (2), 195-202.

151. Bragger, U., Karoussis, I., Persson, R., Pjetursson, B., Salvi, G.,Lang, N. (2005) Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res*, 16 (3), 326-334.

152. Velasquez-Plata, D., Lutonsky, J., Oshida, Y.,Jones, R. (2002) A close-up look at an implant fracture: a case report. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 22 (5), 483-491.

153. Craig J M, P.J. (2002). Restorative dental materials. St. Louis: Mosby.

154. Rangert, B., Jemt, T.,Jorneus, L. (1989) Forces and moments on Branemark implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 4 (3), 241-247.

155. Rangert, B.R., Sullivan, R.M.,Jemt, T.M. (1997) Load factor control for implants in the posterior partially edentulous segment. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 12 (3), 360-370.

156. Ishigaki, S., Nakano, T., Yamada, S., Nakamura, T.,Takashima, F. (2003) Biomechanical stress in bone surrounding an implant under simulated chewing. *Clin Oral Implants Res*, 14 (1), 97-102.

157. Bidez, M.W.,Misch, C.E. (1992) Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol*, 18 (3), 264-274.

158. Helkimo, E., Carlsson, G.E.,Helkimo, M. (1977) Bite force and state of dentition. *Acta Odontol Scand*, 35 (6), 297-303.

159. Brunski, J.B., Puleo, D.A.,Nanci, A. (2000) Biomaterials and biomechanics of oral and maxillofacial implants: current status and future developments. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 15 (1), 15-46.

160. Haraldson, T.,Carlsson, G.E. (1979) Chewing efficiency in patients with osseointegrated oral implant bridges. *Swed Dent J*, 3 (5), 183-191.

161. Bates, J.F., Stafford, G.D.,Harrison, A. (1975) Masticatory function--a review of the literature. 1. The form of the masticatory cycle. *J Oral Rehabil*, 2 (3), 281-301.

162. De Boever, J.A., McCall, W.D., Jr., Holden, S.,Ash, M.M., Jr. (1978) Functional occlusal forces: an investigation by telemetry. *J Prosthet Dent*, 40 (3), 326-333.

163. Gibbs, C.H., Mahan, P.E., Mauderli, A., Lundeen, H.C.,Walsh, E.K. (1986) Limits of human bite strength. *J Prosthet Dent*, 56 (2), 226-229.

164. Kiliaridis, S., Kjellberg, H., Wenneberg, B.,Engstrom, C. (1993) The relationship between maximal bite force, bite force endurance, and facial morphology during growth. A cross-sectional study. *Acta Odontol Scand*, 51 (5), 323-331.

165. Raadsheer, M.C., van Eijden, T.M., van Ginkel, F.C.,Prahl-Andersen, B. (1999) Contribution of jaw muscle size and craniofacial morphology to human bite force magnitude. *J Dent Res*, 78 (1), 31-42.

166. van Eijden, T.M. (1991) Three-dimensional analyses of human bite-force magnitude and moment. *Arch Oral Biol*, 36 (7), 535-539.

167. Mericske-Stern, R.,Zarb, G.A. (1996) In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res*, 7 (2), 153-161.

168. Akca, K., Uysal, S.,Cehreli, M.C. (2006) Implant-tooth-supported fixed partial prostheses: correlations between in vivo occlusal bite forces and marginal bone reactions. *Clin Oral Implants Res*, 17 (3), 331-336.

169. Caputo, A.A., Standlee, J.P. (1987). Biomechanics in Clinical Dentistry. Illinois: Quintessence Pub. Co.

170. Ferdinand P. Beer, E.R.J., JR. (1992). Mechanics of Materials. Berkshire: McGraw-Hill Book Company Europe.

171. Van Oosterwyck, H., Duyck, J., Vander Sloten, J., Van der Perre, G., De Cooman, M., Lievens, S. ve diğerleri. (1998) The influence of bone mechanical properties and implant fixation upon bone loading around oral implants. *Clin Oral Implants Res*, 9 (6), 407-418.

172. SC, C. (1991). Bone mechanics. Florida: CRP Pres.

173. Chun, H.J., Cheong, S.Y., Han, J.H., Heo, S.J., Chung, J.P., Rhyu, I.C. ve diğerleri. (2002) Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil*, 29 (6), 565-574.

174. Anitua, E., Tapia, R., Luzuriaga, F.,Orive, G. (2010) Influence of implant length, diameter, and geometry on stress distribution: a finite element analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 30 (1), 89-95.

175. Baggi, L., Cappelloni, I., Di Girolamo, M., Maceri, F.,Vairo, G. (2008) The influence of implant diameter and length on stress distribution of osseointegrated implants related to crestal bone geometry: a three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*, 100 (6), 422-431.

176. Anusavice, K.J. (2003). Phillips` Science of Dental Materials. USA: Elsevier.

177. Patterson, E.A. (2002) Digital photoelasticity: Principles, Practice and Potential. *Strain*, 38 (1), 27-39.

178. Assuncao, W.G., Barao, V.A., Tabata, L.F., Gomes, E.A., Delben, J.A.,dos Santos, P.H. (2009) Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *J Craniofac Surg*, 20 (4), 1173-1177.

179. Kenney, R.,Richards, M.W. (1998) Photoelastic stress patterns produced by implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent*, 80 (5), 559-564.

180. Sadowsky, S.J.,Caputo, A.A. (2000) Effect of anchorage systems and extension base contact on load transfer with mandibular implant-retained overdentures. *J Prosthet Dent*, 84 (3), 327-334.

181. Fanuscu, M.I.,Caputo, A.A. (2004) Influence of attachment systems on load transfer of an implant-assisted maxillary overdenture. *J Prosthodont*, 13 (4), 214-220.

182. Sadowsky, S.J.,Caputo, A.A. (2004) Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. *J Prosthet Dent*, 92 (4), 328-336.

183. Ochiai, K.T., Williams, B.H., Hojo, S., Nishimura, R.,Caputo, A.A. (2004) Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. *J Prosthet Dent*, 91 (5), 421-427.

184. Itoh, H., Caputo, A.A., Kuroe, T.,Nakahara, H. (2004) Biomechanical comparison of straight and staggered implant placement configurations. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 24 (1), 47-55.

185. Ueda, C., Markarian, R.A., Sendyk, C.L.,Lagana, D.C. (2004) Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Braz Oral Res*, 18 (1), 45-52.

186. Cehreli, M.C.,Akca, K. (2004) Narrow-diameter implants as terminal support for occlusal three-unit FPDs: a biomechanical analysis. *Int J Periodontics Restorative Dent*, 24 (6), 513-519.

187. Akca, K., Fanuscu, M.I.,Caputo, A.A. (2008) Effect of compromised cortical bone on implant load distribution. *J Prosthodont*, 17 (8), 616-620.

188. Srinivasan, M.,Padmanabhan, T.V. (2008) Intrusion in implant-tooth-supported fixed prosthesis: an in vitro photoelastic stress analysis. *Indian J Dent Res*, 19 (1), 6-11.

189. Ulusoy, M., Aydin, K. (2003). Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.

190. Darbar, U.R., Huggett, R.,Harrison, A. (1994) Stress analysis techniques in complete dentures. *J Dent*, 22 (5), 259-264.

191. Geng, J.Y., Weiqi; Xu, Wei (2008). Application of the Finite Element Method in Implant Dentistry. New York: Springer.

192. Sonugelen, M., Artunç,C. (2002). Ağız Protezleri ve Biyomekanik. . İzmir: Ege Ünv. Diş Hek. Fak. Yayınları.

193. Keyak, J.H., Meagher, J.M., Skinner, H.B.,Mote, C.D., Jr. (1990) Automated three-dimensional finite element modelling of bone: a new method. *J Biomed Eng*, 12 (5), 389-397.

194. Steven C. Chapra, R.P.C. (2002). Numerical Methods for Engineers. New York: Mc Graw Hill.

195. Akca, K.,Iplikcioglu, H. (2001) Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 16 (5), 722-730.

196. Holmes, D.C.,Loftus, J.T. (1997) Influence of bone quality on stress distribution for endosseous implants. *J Oral Implantol*, 23 (3), 104-111.

197. Atmaram, G.H.,Mohammed, H. (1981) Estimation of physiologic stresses with a natural tooth considering fibrous PDL structure. *J Dent Res*, 60 (5), 873-877.

198. O'Brien, W.J. (1997). Dental Materials and Their Selection. Michigan: Quintessence.

199. Farah, J.W., Craig, R.G.,Sikarskie, D.L. (1973) Photoelastic and finite element stress analysis of a restored axisymmetric first molar. *J Biomech*, 6 (5), 511-520.

200. Rees, J.S. (2001) An investigation into the importance of the periodontal ligament and alveolar bone as supporting structures in finite element studies. *J Oral Rehabil*, 28 (5), 425-432.

201. Van Staden, R.C., Guan, H.,Loo, Y.C. (2006) Application of the finite element method in dental implant research. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 9 (4), 257-270.

202. Geng, J.P., Tan, K.B.,Liu, G.R. (2001) Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 85 (6), 585-598.

203. Ismail, Y.H., Pahountis, L.N.,Fleming, J.F. (1987) Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *Int J Oral Implantol*, 4 (2), 25-31.

204. Dalkiz, M., Zor, M., Aykul, H., Toparli, M.,Aksoy, S. (2002) The three-dimensional finite element analysis of fixed bridge restoration supported by the combination of teeth and osseointegrated implants. *Implant Dent*, 11 (3), 293-300.

205. Lanza, M.D., Seraidarian, P.I.,Jansen, W.C. (2011) Stress analysis of a fixed implant-supported denture by the finite element method (FEM) when varying the number of teeth used as abutments. *J Appl Oral Sci*, 19 (6), 655-661.

206. O'Grady, J., Sheriff, M.,Likeman, P. (1996) A finite element analysis of a mandibular canine as a denture abutment. *Eur J Prosthodont Restor Dent*, 4 (3), 117-121.

207. Yang, H.S., Lang, L.A., Molina, A.,Felton, D.A. (2001) The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. *J Prosthet Dent*, 85 (6), 558-567.

208. Lin, C.L., Chang, C.H., Cheng, C.S., Wang, C.H.,Lee, H.E. (1999) Automatic finite element mesh generation for maxillary second premolar. *Comput Methods Programs Biomed*, 59 (3), 187-195.

209. Ausiello, P., Apicella, A., Davidson, C.L.,Rengo, S. (2001) 3D-finite element analyses of cusp movements in a human upper premolar, restored with adhesive resin-based composites. *J Biomech*, 34 (10), 1269-1277.

210. DeTolla, D.H., Andreana, S., Patra, A., Buhite, R.,Comella, B. (2000) Role of the finite element model in dental implants. *J Oral Implantol*, 26 (2), 77-81.

211. Eser, A., Akca, K., Eckert, S.,Cehreli, M.C. (2009) Nonlinear finite element analysis versus ex vivo strain gauge measurements on immediately loaded implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 24 (3), 439-446.

212. Tajima, K., Chen, K.K., Takahashi, N., Noda, N., Nagamatsu, Y.,Kakigawa, H. (2009) Three-dimensional finite element modeling from CT images of tooth and its validation. *Dent Mater J*, 28 (2), 219-226.

213. Kupczik, K., Dobson, C.A., Fagan, M.J., Crompton, R.H., Oxnard, C.E.,O'Higgins, P. (2007) Assessing mechanical function of the zygomatic region in macaques: validation and sensitivity testing of finite element models. *J Anat*, 210 (1), 41-53.

214. Iplikcioglu, H., Akca, K., Cehreli, M.C.,Sahin, S. (2003) Comparison of non-linear finite element stress analysis with in vitro strain gauge measurements on a Morse taper implant. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 18 (2), 258-265.

215. Clelland, N.L., Lee, J.K., Bimbenet, O.C.,Brantley, W.A. (1995) A three-dimensional finite element stress analysis of angled abutments for an implant placed in the anterior maxilla. *J Prosthodont*, 4 (2), 95-100.

216. Cochran, D.L. (2000) The scientific basis for and clinical experiences with Straumann implants including the ITI Dental Implant System: a consensus report. *Clin Oral Implants Res*, 11 Suppl 1, 33-58.

217. Misch, C.E. (1999). Contemporary Implant Dentistry. St. Louis: Mosby.

218. Maezawa, N., Shiota, M., Kasugai, S.,Wakabayashi, N. (2007) Three-dimensional stress analysis of tooth/Implant-retained long-span fixed dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 22 (5), 710-718.

219. Zhou, X., Zhao, Z., Zhao, M.,Fan, Y. (1999) [The boundary design of mandibular model by means of the three-dimensional finite element method]. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 17 (1), 29-32.

220. Teixeira, E.R., Sato, Y., Akagawa, Y.,Shindoi, N. (1998) A comparative evaluation of mandibular finite element models with different lengths and elements for implant biomechanics. *J Oral Rehabil*, 25 (4), 299-303.

221. Kitamura, E., Stegaroiu, R., Nomura, S.,Miyakawa, O. (2005) Influence of marginal bone resorption on stress around an implant--a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil*, 32 (4), 279-286.

222. Valentin, I., Taieb, A., Benhaim, L., Franquin, J.C.,Houri, A. (1990) [Analysis of bone-implant stress distribution. Finite element modeling]. *Cah Prothese* (72), 142-153.

223. Brunski, J.B. (1992) Biomechanical factors affecting the bone-dental implant interface. *Clin Mater*, 10 (3), 153-201.

224. Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Bayne, S.C.,Felton, D.A. (1997) 3D-FEA of osseointegration percentages and patterns on implant-bone interfacial stresses. *J Dent*, 25 (6), 485-491.

225. Koca, O.L., Eskitascioglu, G.,Usumez, A. (2005) Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent*, 93 (1), 38-44.

226. Isidor, F. (1996) Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res*, 7 (2), 143-152.

227. Jaffin, R.A.,Berman, C.L. (1991) The excessive loss of Branemark fixtures in type IV bone: a 5-year analysis. *J Periodontol*, 62 (1), 2-4.

228. Bozkaya, D., Muftu, S.,Muftu, A. (2004) Evaluation of load transfer characteristics of five different implants in compact bone at different load levels by finite elements analysis. *J Prosthet Dent*, 92 (6), 523-530.

229. Kirsch, A.,Mentag, P.J. (1986) The IMZ endosseous two phase implant system: a complete oral rehabilitation treatment concept. *J Oral Implantol*, 12 (4), 576-589.

230. Sheets, C.G.,Earthmann, J.C. (1993) Natural tooth intrusion and reversal in implant-assisted prosthesis: evidence of and a hypothesis for the occurrence. *J Prosthet Dent*, 70 (6), 513-520.

231. McGlumphy, E.A., Campagni, W.V.,Peterson, L.J. (1989) A comparison of the stress transfer characteristics of a dental implant with a rigid or a resilient internal element. *J Prosthet Dent*, 62 (5), 586-593.

232. Fugazzotto, P.A., Kirsch, A., Ackermann, K.L.,Neuendorff, G. (1999) Implant/tooth-connected restorations utilizing screw-fixed attachments: a survey of 3,096 sites in function for 3 to 14 years. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 14 (6), 819-823.

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

234. Palmer, R.M., Howe, L.C.,Palmer, P.J. (2005) A prospective 3-year study of fixed bridges linking Astra Tech ST implants to natural teeth. *Clin Oral Implants Res*, 16 (3), 302-307.