



**ÜST ÇENEDE İKİ İMPLANT DESTEK ÜZERİNE UYGULANAN MEZİAL
UZANTILI RESTORASYONLARDA, OKLUZAL KUVVETLERİN
İMPLANT ÇEVRE DOKULARINDA NEDEN OLDUĞU STRES
DAĞILIMININ ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ
YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ**

Ayşe Gökçen SARGIN

**DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ARALIK 2015

AYŞE GÖKÇEN SARGIN tarafından hazırlanan “Üst Çenede İki İmplant Destek Üzerine Uygulanan Mezial Uzantılı Restorasyonlarda, Okluzal Kuvvetlerin İmplant Çevre Dokularında Neden Olduğu Stres dağılımının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemiyle İncelenmesi” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından **OY BİRLİĞİ / OY ÇOKLUĞU** ile **Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof.Dr. Özgül KARACAER

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Başkan : Prof.Dr. Cemal AYDIN

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Üye : Prof.Dr. Nur HERSEK

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Üye : Prof.Dr. Nesrin ANIL

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Üye : Prof.Dr. Dilek NALBANT

Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/onaylamıyorum



Tez Savunma Tarihi: 21../.12../.2015

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Doktora Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

...

Doç. Dr. Ufuk KOCA ÇALIŞKAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

A.Gökçen Sargın

03.12.2015

ÜST ÇENEDE İKİ İMPLANT DESTEK ÜZERİNE UYGULANAN MEZİAL
UZANTILI RESTORASYONLARDA, OKLUZAL KUVVETLERİN İMPLANT ÇEVRE
DOKULARINDA NEDEN OLDUĞU STRES DAĞILIMININ ÜÇ BOYUTLU SONLU
ELEMENLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ

(Doktora Tezi)

AYŞE GÖKÇEN SARGIN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Aralık 2015

ÖZET

Geniş alanlı kemik greftleme ihtiyacı, estetik kısıtlamalar, zayıf kemik kalitesi, implant kaybı ve ekonomik kısıtlamalar gibi durumlar hekimleri implant destekli kantilever protezlere yönlendirmektedir. Ancak kantilever varlığında implant ve implant çevre dokularına iletilen kuvvetler artmaktadır. Bu çalışmada amaç, farklı çaplardaki implant destek kombinasyonlarının kullanıldığı kantilever köprüleri birbirleri arasında değerlendirmektir. Çalışmada, D3 kemik özelliğinde; 1. molar, 1. premolar ve 2. premoları olmayan maksillanın 3 boyutlu matematiksel modeli kullanılmıştır. Aynı boy fakat farklı çapta iki implant 1. molar ve 2. premolar bölgelerine 4 farklı modelde yerleştirilmiş ve üzerine mezial uzantılı 3 üyeli kantilever protez modellenmiştir. Restorasyonların palatinal tüberkülünden kuvvet uygulanarak Algor Fempro analiz programı ile 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. Yapılan analizler sonucu birinci konnektörde, implantların boyun bölgesinde ve birincil implantın çevresindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları görülmüştür. Konnektörlerde oluşan stresin implant çaplarındaki değişimden anlamlı ölçüde etkilenmediği görülürken implantlar ve implant çevre dokularındaki stresin çap artışıyla azaldığı görülmüştür. En yüksek stres yoğunluğu iki implantın daha dar olduğu modelde görülürken, en düşük yoğunluk iki implantın daha geniş çaplı kullanıldığı durumda görülmüştür. İki implant farklı çaplarda kullanıldığında ise, kantilevere yakın implantın daha geniş çaplı olmasının stres dağılımını azalttığı görülmüştür.

Bilim Kodu : 1050

Anahtar Kelimeler : Sonlu elemanlar analizi, mezial kantilever, implant çapı

Sayfa Adedi : 101

Danışman : Prof. Dr. Özgül KARACAER

EVALUATION OF STRESS DISTRIBUTION OF OCCLUSAL FORCES IN
PERIIMPLANT TISSUES IN MAXILLARY TWO IMPLANT RETAINED MESIAL
CANTILEVERED RESTORATIONS WITH 3-D FINITE ELEMENT ANALYSIS.

(Ph. D. Thesis)

Ayşe Gökçen SARGIN

GAZI UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

December 2015

ABSTRACT

Extensive bone grafting need, esthetic restrictions, poor bone quality, implant loss and economical restrictions makes the doctors choose implant supported cantilever prostheses. But presence of a cantilever increases the forces effecting the implant and the peri-implant tissues. The objective of this study is, to compare the cantilever prostheses supported with different diametered implants. In tis study, 3 dimensional mathematical model of a maxilla at D3 bone quality without a first molar, first premolar and second premolar is used. Two implants at the same length but different diameters are located at the first molar and second premolar region in 4 models and above them 3 units mesial cantilevered prostheses is modelled. From the palatinal tubercles of the restorations force is applied and using the Algor Fempro analysis programme 3 dimensional finite elements analysis is done. It is seen that the stress distribution at the first connector, the neck region of implants and the cortical bone around the first implant was higher. Also it is seen that the stress at the connectors is not effected from the change of supporting implant diameters but the stress at the implant and peri-implant tissues is decreased by the increase of diameter. The highest stres distribution is found when both the implants are thick diametered, the lowest distribution is found around the implants with wide diameters. It is seen that when the two supporting implants are at different diameters, the wider implant near the cantilever decreases the stres distribution.

Science Code : 1050

Key Words : Finite element analysis, mesial cantilever, implant diameter

Page Number : 101

Advisor : Prof. Dr. Özgül KARACAER

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimim ve tezimin hazırlanmasında bilgisini, deneyim ve desteğini esirgemeyen değerli danışmanım Sayın Prof. Dr. Özgül KARACAER'e ve her zaman yakın ilgi ve desteğini hissettiğim Sayın Prof. Dr. Dilek NALBANT'a, modelleme ve analiz aşamasında yardımları için Ayberk YAĞIZ'a, dostluğuyla hep yanımda olan sevgili arkadaşım Dr. Medine GÜLVERDİYEVA'ya, bu günlere ulaşmamda en büyük emeğin sahibi babam Metin SARGIN, annem Aliye SARGIN ve kardeşim Dr. Başak SARGIN'a, her zaman olduğu gibi tezimin yazılmasında da destek olan sevgili eşim Saygın DURAKOĞLU'na ve hayatıma kattığı güzellikler için kızım Defne DURAKOĞLU'na en içten duygularıyla teşekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	xi
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xii
RESİMLERİN LİSTESİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Dental İmplantlar	3
2.1.1. İmplant destekli protezlerin yapım avantajları.....	5
2.1.2. İmplant destekli protetik tedavi seçenekleri.....	6
2.1.3. Dental implantlarda başarı kriterleri	6
2.1.4. Osseointegrasyonu etkileyen faktörler	8
2.1.5. İmplantların yüzey özellikleri.....	8
2.2. Diş Hekimliğinde Biyomekanik Kavramlar.....	10
2.2.1. Kuvvet.....	10
2.2.2. Stres	11
2.2.3. Strain.....	13
2.2.4. Poisson oranı	13
2.2.5. Elastisite modülü	14
2.2.6. Yield stres	14

	Sayfa
2.2.7. Linear elastik cisim.....	15
2.2.8. Non-linear elastik cisim	15
2.2.9. Viskoelastik- hiperelastik cisim.....	16
2.2.10. İzotrop cisim.....	16
2.2.11. Homojen cisim	16
2.3. Kantilever Sabit Protezler.....	16
2.3.1. Kantilever köprülerin biyomekanik prensipleri	17
2.4. Çiğneme Sırasında Oluşan Oklüzal Kuvvetler	29
2.5. Stres Analiz Yöntemleri.	30
2.5.1. Kırılğan vernik kaplama tekniği ile stres analizi.....	30
2.5.2. Fotoelastik stres analizi	30
2.5.3. Strain-gauge stres analizi.....	31
2.5.4. Lazer ışını ile stres analizi	32
2.5.5. Termografik kuvvet analizi	33
2.5.6. Radyotelemetri ile kuvvet analizi	33
2.5.7. Sonlu elamanlar stres analizi	33
3. GEREÇ VE YÖNTEM	41
3.1. Gereç	41
3.2. Yöntem.....	42
3.2.1. Üst çene modeli elde edilmesi	42
3.2.2. İmplantların modellenmesi.....	46
3.2.3. İmplant modellerinin çene modeli üzerine yerleştirilmesi	47
3.2.4. Köprü tasarımlarının hazırlanması.....	49
3.2.5. Çalışma modelleri.....	50

	Sayfa
3.2.6. Kemik implant bağlantı durumu	53
3.2.7. Sınır koşulları	53
3.2.8. Yükleme koşulları.....	54
4. BULGULAR	57
4.1. Fonksiyonel Kuvvetler Sonucunda İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres	
Değerlerinin İncelenmesi	57
4.1.1. Bir numaralı modelde implantlarda oluşan von mises stres değerlerinin	
incelenmesi	57
4.1.2. İki numaralı modelde implantlarda oluşan von mises stres değerlerinin	
incelenmesi	58
4.1.3. Üç numaralı modelde implantlarda oluşan von mises stres değerlerinin	
incelenmesi	58
4.1.4. Dört numaralı modelde implantlarda oluşan von mises stres değerlerinin	
incelenmesi	59
4.2. Fonksiyonel Kuvvetler Sonucunda Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum Ve	
Minumum Stres Değerlerinin İncelenmesi	61
4.2.1. Bir numaralı modelde kemikte oluşan stres değerlerinin incelenmesi	61
4.2.2. İki numaralı modelde kemikte oluşan stres değerlerinin incelenmesi.....	63
4.2.3. Üç numaralı modelde kemikte oluşan stres değerlerinin incelenmesi	64
4.2.4. Dört numaralı modelde kemikte oluşan stres değerlerinin incelenmesi.....	66
4.3. Fonksiyonel Kuvvetler Sonucunda Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres	
Değerlerinin İncelenmesi	71
4.3.1. Bir numaralı modelde üst yapıda oluşan stres değerlerinin incelenmesi.....	71
4.3.2. İki numaralı modelde üst yapıda oluşan stres değerlerinin incelenmesi.....	72

Sayfa

4.3.3. Üç numaralı modelde üst yapıda oluşan stres değerlerinin incelenmesi	72
4.3.4. Dört numaralı modelde üst yapıda oluşan stres değerlerinin incelenmesi.....	73
5. TARTIŞMA	75
6. SONUÇLAR	87
KAYNAKLAR	89
ÖZGEÇMİŞ	101

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Elastisite modülü ve poisson oranları	45
Çizelge 3.2. Wheeler'ın çalışmasında belirtilen maksilladaki dişlerin çeşitli yönlerdeki ortalama boyutlarına ait değerler	48
Çizelge 3.3. Oluşturulan modellere göre eleman ve düğüm sayıları tablosu.....	53

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Lekholn ve Zarb'ın kemik kalite sınıflaması	7
Şekil 2.2. Stresin tanımı	11
Şekil 2.3. Üç farklı stres altında oluşan strain	12
Şekil 2.4. Poisson oranı.....	14
Şekil 2.5. Stres ve strain arasındaki ilişki	15
Şekil 2.6. Kantilever dönme eksenini	18
Şekil 2.7. Sınıf 1 kaldırma sistemi	18
Şekil 2.8. Üç boyutlu eleman çeşitleri	37
Şekil 2.9. Bir sonlu elemanlar modelinde nod noktaları ve elemanlar	38
Şekil 4.1. İmplantlarda oluşan von mises stres değerlerinin gösterilmesi	60
Şekil 4.2. Kortikal kemikte bukkal referans noktasında oluşan minimum ve maksimum principle stres değerlerinin gösterilmesi	68
Şekil 4.3. Kortikal kemikte palatinal referans noktasında oluşan minimum ve maksimum principle stres değerlerinin gösterilmesi	69
Şekil 4.4. Kortikal kemikte mezial referans noktasında oluşan minimum ve maksimum principle stres değerlerinin gösterilmesi	70
Şekil 4.5. Kortikal kemikte distal referans noktasında oluşan minimum ve maksimum principle stres değerlerinin gösterilmesi	70
Şekil 4.6. Üst yapıda oluşan von mises stres değerlerinin gösterilmesi	74

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. Bir numaralı model kortikal kemik görüntüsü	41
Resim 3.2. Aktivite 880 üç boyutlu optik tarayıcı.....	42
Resim 3.3. Tomografi görüntüsü	43
Resim 3.4. 3D Doctor yazılımında interaktif segmentation yöntemi ile kemik dokularının ayrıştırılması	43
Resim 3.5. Kortikal ve spongios kemik görüntüsü	46
Resim 3.6. 3,75mm çap ve 12mm boyunda implant ve abutment modeli.....	46
Resim 3.7. 4,1mm çap ve 12mm boyunda implant ve abutment modeli.....	47
Resim 3.8. Tarama aşamasına ait görüntü	47
Resim 3.9. Metal alt yapı görüntüsü.....	49
Resim 3.10. İmplantların ve üst yapının uzaydaki konumu.....	49
Resim 3.11. Kortikal kemik görüntüsü.....	50
Resim 3.12. Spongöz kemik görüntüsü	50
Resim 3.13. Bir numaralı modelde implant destekler ve üst yapının şeffaflaştırılmış kortikal ve spongios kemik içindeki durumu.....	51
Resim 3.14. İki numaralı modelde implant destekler ve üst yapının şeffaflaştırılmış kortikal ve spongios kemik içindeki durumu.....	51
Resim 3.15. Üç numaralı modelde implant destekler ve üst yapının şeffaflaştırılmış kortikal ve spongios kemik içindeki durumu.....	52
Resim 3.16. Dört numaralı modelde implant destekler ve üst yapının şeffaflaştırılmış kortikal ve spongios kemik içindeki durumu.....	52
Resim 3.17. Modelin sabitlendiği noktalar.....	54
Resim 3.18. Modellere kuvvetlerin uygulandığı noktalar.....	55

Resim	Sayfa
Resim 4.1. Bir numaralı modeldeki birincil ve ikincil implantta oluşan von mises stres değerleri.....	57
Resim 4.2. İki numaralı modeldeki birincil ve ikincil implantta oluşan von mises stres değerleri	58
Resim 4.3. Üç numaralı modeldeki birincil ve ikincil implantta oluşan von mises stres değerleri	59
Resim 4.4. Dört numaralı modeldeki birincil ve ikincil implantta oluşan von mises stres değerleri	60
Resim 4.5. Bir numaralı modelde kortikal kemikte oluşan maksimum principle stres değerleri.....	61
Resim 4.6. Bir numaralı modelde kortikal kemikte oluşan minimum principle stres değerleri.....	62
Resim 4.7. İki numaralı modelde kortikal kemikte oluşan maksimum principle stres değerleri.....	63
Resim 4.8. İki numaralı modelde kortikal kemikte oluşan minimum principle stres değerleri.....	64
Resim 4.9. Üç numaralı modelde kortikal kemikte oluşan maksimum principle stres değerleri.....	65
Resim 4.10. Üç numaralı modelde kortikal kemikte oluşan minimum principle stres değerleri.....	66
Resim 4.11. Dört numaralı modelde kortikal kemikte oluşan maksimum principle stres değerleri.....	67
Resim 4.12. Dört numaralı modelde kortikal kemikte oluşan minimum principle stres değerleri.....	68

Resim	Sayfa
Resim 4.13. Bir numaralı modelde üst yapıda oluşan von mises stres değerleri	71
Resim 4.14. İki numaralı modelde üst yapıda oluşan von mises stres değerleri.....	72
Resim 4.15. Üç numaralı modelde üst yapıda oluşan von mises stres değerleri	73
Resim 4.16. Dört numaralı modelde üst yapıda oluşan von mises stres değerleri.....	74

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler

Açıklamalar

Co-Cr

Kobalt krom

mm²

Milimetrekare

mPa

Megapascal

N

Newton

3D

Üç Boyutlu

Kısaltmalar

Açıklamalar

DOF

Degree of freedom (serbestlik derecesi)

SEA

Sonlu elemanlar analizi

SLA

Kumlanmış ve asitle dağlanmış yüzey

1. GİRİŞ

Modern diş hekimliğinde amaç; hastanın ağız bölgesinde normal konturları, fonksiyonu, rahatlığı, estetiği ve fonasyonu yeniden sağlamaktır. Bu amaca en iyi şekilde hizmet eden dental implantlar; diş eksikliklerini gidermeye, ağız bölgesinde kayba uğrayan kısımları tamamlamaya yönelik, çene kemiği içine veya üzerine yerleştirilmiş, dişin yerini tutması amaçlanan yapılardır [1].

İmplantların en önemli özelliği stomatognatik sistemde atrofi, hastalık veya hasar olsa dahi, ideal bir restorasyonu yapılabilir kılmaıdır. Dental implantlar tam ya da kısmi dişsiz hastaların rehabilitasyonunda başarı ile kullanılmakla birlikte, bazı durumlar implant uygulamasını sınırlar veya tedavileri kompleks ve zor hale getirir [2]. Hizalanma problemi, geniş alanların kemik greftleri ile düzenlenme gerekliliği, estetik ihtiyaçlar, zayıf kemik yapısı gibi durumlarda implant destekli kantilever protezler önerilmiştir [3-5]. Ayrıca anatomik yapılar (maksiller sinüs, nazal kavite, mandibular kanal vb.), yetersiz alveolar kemik genişliği veya yüksekliği, önceden yerleştirilmiş implantların varlığı diş hekimini implant destekli kantilever protez yapımına yönlendirmektedir [6]. Ancak kantilever varlığında; tip 1 kaldırıcı sistemi nedeniyle, uygulanan kuvvetler destek implantlar üzerinde daha büyük kuvvetlere neden olacaktır. Bu yüzden sadece zorunlu durumlarda uygulanmalıdır. Uygulanma durumunda, biyomekanik ilkeler dikkate alınarak uzun implant ve kısa uzantılı yapılar tercih edilmelidir [7].

Literatür incelemesinde implantla ilgili birçok çalışma yapıldığı bilinmektedir. İmplant destekli kantilever sabit protezler ile ilgili yapılmış çalışmalar kısıtlı olsa da, uygun koşullarda kullanımı sonucu başarılı sonuçlar elde edildiğini gösteren çalışmalar mevcuttur [8-10] .

Çalışmada, üst çene arka bölgede iki implant destek üzerine uygulanan mezial kantilever uzantılı sabit protezlerde implant çapının çevre dokularda, implantın kendisinde ve üst yapıda oluşan stres değerleri üzerine etkisi üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Dental İmplantlar

Dental implantasyonun tarihi binlerce yıl öncesine dayanmaktadır. Arkeolojik kazılar sonucunda üst çene ve alt çeneye deniz kabuğu, taş, tahta parçası ve metal yerleştirilmiş kafa iskeletleri bulunmuştur [11]. Avrupa ve Amerika'daki antropolojik keşifler; insan ve hayvan dişleri, kemik parçaları, fildişi ve inciye içeren homolog veya alloplastik materyallerin kayıp dişlerin yerine konma girişimlerinin çok erken dönemlere dayandığını göstermektedir. O zamanlar çeşitli materyallerin dişlerin yerine konulmasındaki amacın estetik olduğu, fonksiyona katkıları olmadığı görülmektedir [12].

MÖ.600'de Çin ve Mısır'da elde edilen kayıtlarda taş ve fildişinden ilk implant örneklerine rastlanmıştır. İkinci yüzyıldan beri hayvan veya insan dişlerinin nakli yapılmaktadır [11]. İlk olarak MS. 1100 yılında İspanyollar kayıp dişleri yerine koymanın medikal olarak kabul edilebilir olduğunu söyleyerek dişlerin transplantasyon ve retransplantasyonunu tavsiye etmişlerdir. Özellikle 18. yy'da Fransa ve İngiltere'de dişlerin transplantasyonu yüksek sosyal çevrelerde moda olmuştur. 18. ve 19. yy'larda doğal bilimlerin gelişimi ile ve bilimsel metot ve bilgilerin tıp alanına girmesiyle kayıp dişlerin çenelere yabancı materyaller yerleştirilerek yerine konması konusunda sayısız girişim gerçekleştirilmiştir. 19. yy sonlarında pekçok yazar yapay olarak oluşturulmuş alveol içine diş köklerine benzer şekilde alloplastik materyallerin (lastik, altın, porselen, fildişi vs.) implantasyonunu önermişlerdir. Daha sonra büyük başarısızlık oranlarından ve tüberküloz, sifilis gibi hastalıkların bulaşma riskinden dolayı diş transplantasyonları tenkit edilmeye başlanmıştır. [12].

İmplantasyon için çok çeşitli materyaller kullanılmıştır. 1565' de Petronius, altını; 1666' da Fabricicus, altın ve fildişini; 1775' de Pujol, pirinci implant materyali olarak kullanmıştır [12]. 1800'lerin başında Maglio yeni çekim yapılmış soketlere altından hazırlanmış diş kökleri yerleştirmiştir [11]. 1827' de Rodgers, gümüşü ve 1829' da Levert, platini kullanmıştır. Malzeme ve tekniğin gelişmesiyle 1860'larda Lister, aseptikten; 1902' de Lambotte, tantalden; 1912'de Sherman, paslanmaz çelikten ve 1936'da Venable, kobalt alaşımından implant üretmiştir. 1937'de polimetilmetakrilat, 1939'da Strock'un kullandığı

vitallium (uzun dönemde başarılı olan ilk implant Cr-Co-Mo alaşımı), 1951’de Leventhal’in kullandığı titanyum, 1960’larda grafit, camsı ve prolitik karbon, 1962’de Smith’in kullandığı alüminyum oksit seramik, 1965’de osseointegrasyon kavramı ile ilk, Branemark’ın kullandığı saf titanyum implant materyali olarak kullanmışlardır [12]. 1967 yılında ise vitalliumdan “endosteal blade” implantların kullanımı ile modern implant diş hekimliği başlamıştır [11]. 1970’lerde ise trikalsiyumfosfat ve hidroksiapatit kullanılmıştır.

Genel olarak dental implantlar üç ana grupta incelenmektedir [13].

- Subperiostal
- Transosteal
- Endosteal

Subperiosteal ve transosteal implantlar öncelikle tam dişsiz hastalarda protezi ağızda tutmak ve taşımak için tasarlanmıştır. Endosteal implantlar ise, günümüzde artık rutin olarak kullanılabilen, adından da anlaşıldığı gibi cerrahi olarak alveolar ya da bazal kemiğin içine yerleştirilen, ister tek diş isterse birden fazla diş eksiği olan hastaların tedavisi için en yaygın olarak kullanılan dental implant şeklidir. Bunlar ayrıca “blade” formunda (plateform) ve kök formunda (silindirik) olmak üzere alt gruplara ayrılmaktadır. “Blade implantları” kesit olarak kama ya da dikdörtgen şeklindedir ve genellikle 2,5 mm genişliğinde, 8–15 mm derinliğinde ve 15–30 mm boyundadır. Kök formunda olanlar ise 3–5 mm çapında ve 7–20 mm uzunluğundadır. Bazen yüzeyinde eksternal vida dişlileri bulunmaktadır. Blade implantlar çok sayıda hastada önemli bir başarı oranı sağlayan ilk dental implantlardır. Blade implantlar konusundaki çalışmalarda genellikle tek aşamalı sistemler kullanılmıştır, fakat başarı oranları güncel kök formundaki implantların altındadır. Blade implantlarda çok sayıda problemle karşılaşılmasının nedeni preparasyon yapılan kemik bölgesinde oluşan yüksek sıcaklık ve bu tip implantların hemen yük altında bırakılmasıdır. Bu nedenle birçok blade implantta fibröz kapsül oluşumu farkedilmiştir [13].

Dental implantların günümüzde yaygın kullanımındaki temel felsefe osseointegrasyon kavramıdır. Osseointegrasyon ilk olarak 1940 yılında Bothe ve diğerleri tarafından bildirilmiştir. Branemark’ın, 1952 yılında başladığı deneysel çalışmalarının sonucunda osseointegrasyon kavramı; ışık mikroskopunda yapılan büyütmeyle gözlenen implant

yüzeyinde az miktarda canlı kemik dokusu varlığı ile tanımlanmıştır [14]. Bu tanım 1985 yılında tekrar Branemark [15] tarafından, yükleme altında canlı kemik dokusu ile implant yüzeyi arasında yapısal ve fonksiyonel direk bağlantı olarak genişletilmiştir.

Osseointegrasyon tanımı, daha sonrasında Zarb ve Albrektsson [16] tarafından; klinik açıdan alloplastik materyallerin kemik ile oluşturdukları asemptomatik rijit fiksasyon ve bu bağlantının fonksiyonel kuvvetler altında devamı olarak olarak tanımlanmıştır. Bunların dışında Schroder ve diğerleri [17] tarafından osseointegrasyon “fonksiyonel ankiloz” olarak tanımlanmışlardır.

Dental implantların kullanımının artmasının sebepleri [18] :

- Yaşlı nüfusunun uzayan yaşam süresi
- Yaşlanmaya bağlı diş kaybı görülmesi
- Sabit bölümlü protez tedavisine kıyasla tek diş implant uygulamalarının başarısı
- Tam dişsizliğin anatomik sonuçları
- Hareketli protezlerin performanslarının yetersizliği
- Hareketli bölümlü protez tedavisinin negatif etkileri
- Diş kaybının psikolojik sonuçları ve yaşlanmakta olan nüfusun ihtiyaçları
- İmplant destekli protezlerle elde edilen uzun süreli olumlu sonuçlar
- İmplant destekli protezlerin birçok avantajlarının bulunması

2.1.1. İmplant destekli protezlerin avantajları

İmplant destekli protezlerin geleneksel doku destekli protetik restorasyonlara göre birçok avantajları bulunmaktadır. Bunlar şu şekilde sıralanmaktadır [18] :

- Kemik hacminin korunabilmesi
- Dikey boyutun korunması ve devamının sağlanması
- Hastaların daha retantif protezlere sahip olmalarına bağlı olarak özgüvenlerinin artması
- Yüz estetiği ve kas tonusunun korunması
- Fonasyonun daha iyi olması
- Okluzyonun daha iyi olması
- Proprioseptif duyunun kısmi kazanımı

- Daha fonksiyonel protezlerin yapılabilmesi
- Protez hacminin azalması
- Daha uzun ömürlü protezlerin yapılabilmesi
- Çiğneme fonksiyonunun daha iyi olması
- Diş dokusunun korunması
- Stabilite ve retansiyonun daha iyi sağlandığı hareketli protezlerin yapılabilmesi

2.1.2. İmplant destekli protetik tedavi seçenekleri

Dental implantlar başlangıçta tam dişsiz arkların tedavisinde kullanılmışlardır. İlk kullanılmaya başlandığında, implantlar alt çenede mental foramenler arasında yerleştirilmiş ve üzerine çift taraflı kantilever uzantılı bir döküm iskelet desteği yapılarak tam dişsiz arklar tedavi edilmiştir. Bununla beraber tam dişsizlik durumlarının tedavisinde görülen implantların başarısı dişhekimlerini cesaretlendirmiş ve aynı tedavi prensiplerini bölümlü dişsizliklerin tedavisinde de kullanmaya teşvik etmiştir [19].

Dental implantların protetik kullanımı ile genel bir sınıflama yapacak olursak:

A- Tam dişsizlik durumunda [20]

- Sabit protezler
- Sabit hibrit protezler
- Hareketli hibrit protezler
- Overdenture protezler

B- Kısmi dişsizlik durumunda [21]

- Tek diş eksikliğinde
- Dişler arasında birden fazla diş eksikliğinde
- Serbest sonlu diş eksikliklerinde

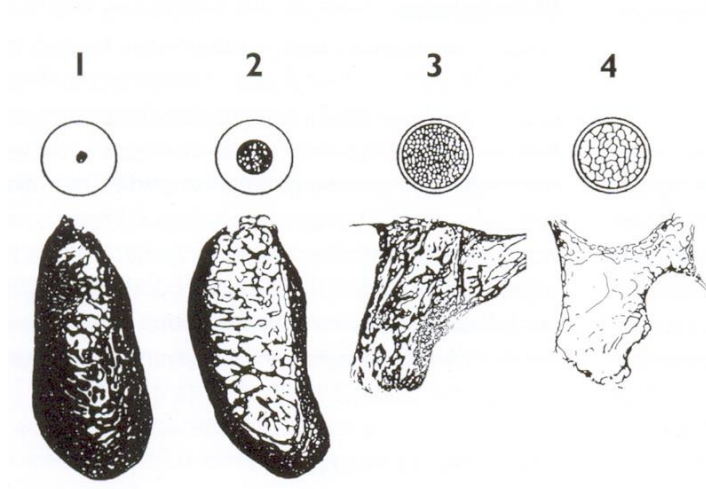
2.1.3. Dental implantlarda başarı kriterleri

Diş hekimliğinde implant uygulamalarında uygun tedavi yönteminin seçilmesinde en önemli faktörün kemik yapısı olduğu ifade edilmiştir. Kemik içi (endosteal) implantlarda osseointegrasyonun sağlanabilmesinde, yalnızca kemik niceliği (yükseklik, genişlik, şekil) değil, kemik yoğunluğu da önemlidir [22]. Kemik kalitesi; implant seçimi, primer stabilite

ve yükleme süresinin belirlenmesinde önemli bir faktördür[23].

Lekholm ve Zarb tarafından öne sürülen kemik kalitesi sınıflandırma şeması, implant yerleştirme hususunda hastaların değerlendirilmesinde hekimler ve araştırmacılar tarafından standart olarak kabul edilmektedir. Bu sistemde, bölgeler çene kemiği kalitesine göre dört gruba ayrılmaktadır (Şekil 2.1) [15]:

1. Birinci tip (D1) kemik kalitesinde, çenenin tamamı homojen kompakt kemikten oluşmaktadır.
2. İkinci tip (D2) kemik kalitesinde, kalın bir kompakt kemik tabakası yoğun trabeküler kemiğin çekirdeğini sarar.
3. Üçüncü tip (D3) kemik kalitesinde, ince bir kortikal kemik tabakası istenilen dayanımdaki yoğun trabeküler kemiğin çekirdeğini sarar.
4. Dördüncü tip (D4) kemik kalitesinde, ince bir kortikal kemik tabakası düşük yoğunluktaki trabeküler kemiğin çekirdeğini sarar.



Şekil 2.1. Lekholm ve Zarb'ın kemik kalite sınıflaması

Dental implantlar osseointegrasyondaki gelişmelerin hızlanmasıyla rutin kullanılır hale gelmiştir. Albrektsson, Zarb, Wirthington ve Eriksson 1986 yılında dental implantlarda başarı kriterlerini şu şekilde tanımlamışlardır [24]:

- İmplant, başka bir implanta veya bir restorasyona bağımlı olmadan klinik olarak immobil (hareketsiz) olmalıdır.
- Radyograflarda, herhangi bir periimplant radyolüsensi gözlemlenmemelidir.

- İmplantın yerleşmesini takiben 1 yıl sonra her sene 0,2 mm'den fazla kemik kaybı olmamalıdır.
- Bir implantın başarısı ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi, mandibular kanala zarar gibi devamlı veya geri dönüşümlü işaret ve semptom göstermemelidir.
- Yukarıda sayılan kriterler kabul edildiğinde dental implant uygulamasının başarılı sayılabilmesi için bu kriterlerin kısıtlanması içerisinde ilk beş sene sonunda başarı yüzdesi en az % 85, on sene sonunda da en az % 80 olmalıdır.

2.1.4. Osseointegrasyonu etkileyen faktörler

Dental implantlardaki osseointegrasyonu etkileyen faktörler ise şunlardır [25]:

- Kullanılan implant materyali
- İmplantın tasarımı
- İmplantın yerleştirildiği kemiğin kalitesi ve kantitesi
- İmplantın yerleştirildiği seansta kemikte travma oluşturulması
- Osseointegrasyon tamamlanmadan desteklere kuvvet uygulanması

2.1.5. İmplantların yüzey özellikleri

Osseointegrasyondaki hızlı gelişmeler doğrultusunda kabul gören ve en yaygın olarak kullanılan tip endosteal kök formu (silindirik) implant şeklindedir [18]. Endosteal kök formu implantları makroskobik ve mikroskobik yüzey olarak iki sınıfta inceleyebiliriz. Makroskobik yüzeyler üç ana sınıfa ayrılır; bunlar silindirik tip, vida tip ve her ikisinin kombinasyonu olan tiptir. Makroskobik yüzey özellikleri osseointegrasyonun oluşma sürecinin başlangıcındaki en önemli faktör olan primer stabiliteyi etkilemektedir. Misch [18] bütün bu implantları sonlu elemanlar analiz (SEA) yöntemiyle incelemiş; vidalı ve silindirik makro geometriye sahip implantların stresleri kemiğe daha az ilettikleri sonucuna varmıştır.

Osseointegrasyondaki başarıda implantın makro geometrisinin dışında mikroskobik yüzey özellikleri de büyük önem taşımaktadır. Çünkü kullanılan implantın yüzey özelliklerine göre kemik dokusunun cevabı ve iyileşme süreci farklı olmaktadır. İdeal implant biyomateryalinin kemik iyileşme mekanizmasını engellemeyecek bir yüzeye sahip olması

gerekmektedir [26].

Titanyum ve alaşımları yüksek korozyon dirençleri ve biyolojik uyumları nedeni ile kemik içi dental implantlarda tercih edilirler. Titanyumun en büyük özelliği üzerinde oluşan oksit tabakasıdır. TiO_2 deki Wander Walls bağları diğer oksitlere göre daha güçlüdür. Ayrıca tüm implant materyalleri içinde kemiğe en yakın elastisite modülüne sahiptir [15].

Dental implantlarda titanyum yüzeyi çeşitli şekillerde pürüzlendirilerek veya kaplanarak titanyum yüzey alanı genişletilmiş dolayısı ile, osseointegre olan alan yüzdesi arttırılmıştır. Bu yüzey özellikleri sayesinde tedavi süreci kısalmış, kemik yapımı daha hızlı ve daha kondanse olmuş ve böylece daha iyi bir osseointegre alan oluşturulup implanta gelen istenmeyen kuvvetlerin daha iyi tolere edilmesi sağlanmıştır [27].

Dental implantlarda mikroskobik yüzey özellikleri iki farklı yöntemle hazırlanmaktadır [28]:

- Fiziksel-kimyasal yöntemler
- Morfolojik yöntemler

Yüzey enerjisini değiştirme, yüzey pasifizasyonu ve yüzey kompozisyonu üzerindeki değişiklikler fiziksel-kimyasal yöntemlerdir [28]. Biyomateryal yüzeyinde yapılan pürüzlendirme işlemlerine ise, morfolojik yöntemler denilir. Mikroskobik yüzey özelliklerindeki değişiklikler, başlangıçta mekanik stabiliteyi arttırmak için planlansa da hayvan deneylerinde pürüzlü yüzeylerinin daha yüksek tork değerlerine dirençli olduğu ortaya konulmuştur [29]. Mikroskobik yüzey yapılarından bazılarını sıralayacak olursak [28,30]:

1. SLA (Sand blasting-Large grid-Asit etch) diye tabir edilen kumlanmış ve asitle dağlanmış yüzeyler
2. Titanyum plazma spreya kaplı yüzeyler
3. Lazerle pürüzlendirilmiş yüzeyler
4. Electro-polished (okside edilmiş) yüzeyler
5. TiO_2 Grit-Blasted yüzeyler
6. Flor kaplı yüzeyler

7. Soluable blast media (SBM-MTX-PTS) ise kalsiyum fosfatla veya hidroksi apatit gibi rezorbe olabilen pürüzlendirme materyalleri ile kaplanmış yüzeyler

Yüzey hazırlama yöntemleri arasında fiziksel-kimyasal metotlardan çok morfolojik yöntemlerin daha belirgin etkileri görülmüştür. Pürüzlü yüzeylerin cevabı olumlu olarak etkiledikleri ortaya konmuştur. Pürüzlü yüzey elde etmek için kullanılan yöntemler arasında SLA (asitleme/kumlama) ile hidroksiapatit kaplama teknikleri diğerlerine göre daha başarılı sonuçlar göstermektedir [28].

2.2. Diş Hekimliğinde Biyomekanik Kavramlar

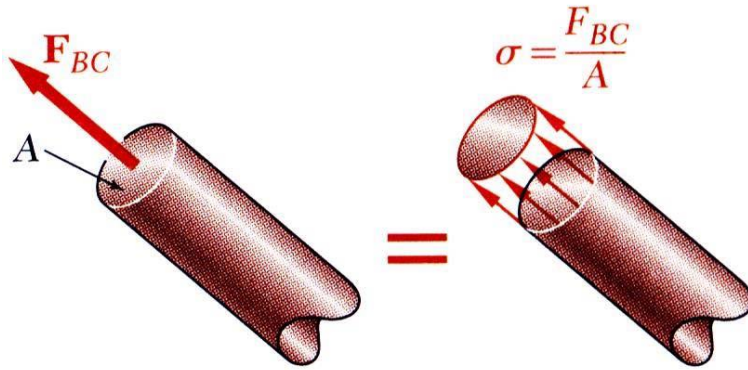
Biyomekanik; biyolojik dokuların, bu dokulara uygulanan kuvvet karşısındaki tutumunu inceleyen bir bilimdir. Biyomekanik, mühendislik mekaniğinde kullanılan alet ve yöntemler ile canlı dokulardaki yapılar ve fonksiyon arasındaki ilişkiyi inceler [31]. 19. yüzyılın ortalarından itibaren yapılan çalışmalar, organların ve organik sistemlerin özelliklerinin mekanik koşullar ve modeller ile tanımlanması yönündedir. Kemik yapı hakkında iki görüşe ağırlık verilmiştir. Kemik, hem spesifik materyal özellikleri gösteren bir yapı hem de çevreyle sürekli ilişki içinde olan bir biyolojik sistem olarak düşünülmelidir. Biyomekanik araştırmaların amacı formasyon, gelişme ve organizmaların hayatlarını sürdürmesini sağlayan kompleks ilişkilerin ve hareket mekanizmalarının kapsamlı şekilde anlaşılmasını sağlamaktır. Ancak bu, organik sistemlerin sadece mekanik ve fiziksel yöne indirgenmesi anlamını taşımamaktadır [32]. Sabit protezlerde sabit destek olarak kullanılacak yapıların temel görevi fonksiyonel kuvvetleri çevre destek dokulara dağıtmaktır. Doğal diş desteğinden farklı bir biyomekanik özellik sergileyen dental implantların kullanımında öncelik biyomekanik olarak yüklerin çevre destek dokulara zarar vermeyecek şekilde dağıtılması ve yayılmasıdır [14].

2.2.1. Kuvvet

Kuvvet, cisimler arasında itme ya da çekme biçimindeki etkileşimdir. Kuvvetler temas halindeki cisimler arasında olabileceği gibi belirli uzaklıktaki cisimler arasında da (kütle çekimi, elektromanyetizma gibi) olabilir. Kuvvet vektörel bir niceliktir, Newton (N) birimiyle ölçülen büyüklük ve yön ile ifade edilir [33]. Dental implantlarda önemli olan; kuvvetin süresi, tipi, yönü, büyüklüğü ve şiddetidir [34].

2.2.2. Stres (gerilim-gerilme)

Herhangi bir kuvvetin bir yüzey üzerine yayılmasına mekanik stres denir. Stres birim alana gelen yük olarak ölçülür [35]. Stres ve basınç birimleri aynıdır. Aralarındaki temel fark; basınçta sıkışma tipi kuvvetin söz konusu olmasıdır [36]. Stresi tanımlamak için; $\sigma(\text{Stres, megapascal}) = F(\text{kuvvet, newton}) / A(\text{alan, mm}^2)$ formülü kullanılır (şekil 2.2).



Şekil 2.2. Stresin tanımı

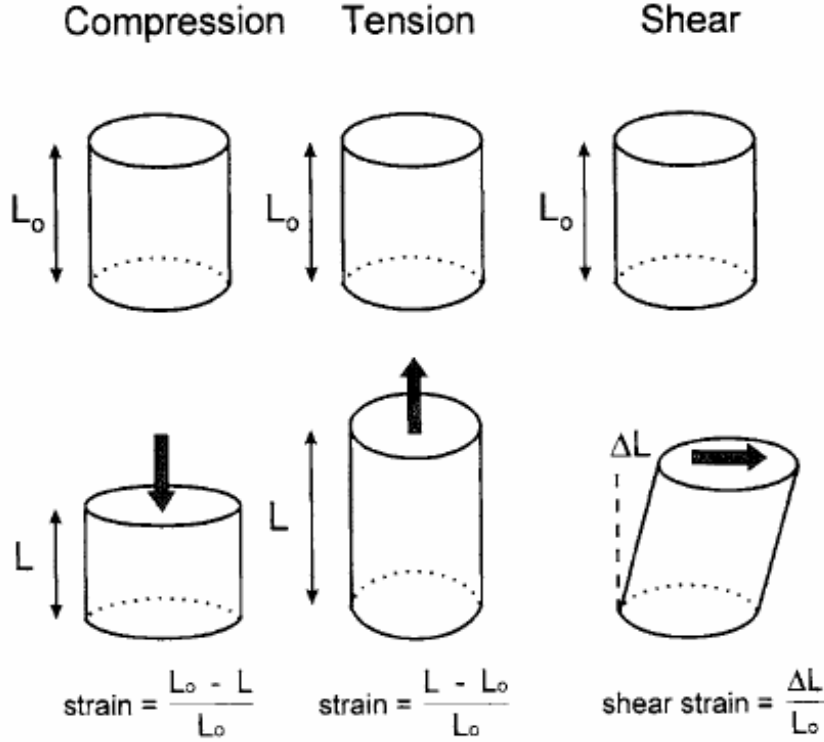
Stresin yoğunluğunu belirleyen iki ana faktör vardır. Bunlardan biri uygulanan kuvvetin şiddeti, diğeri kuvvetin yayıldığı kesitin alanıdır. Kuvvetin şiddeti üzerinde çok fazla değişiklik yapılamamaktadır. Dental implant tedavi seçeneğinde kesit alanının optimizasyonu için, belirlenen bir bölgede implant sayısının artırılması, üzerine gelen kuvvetleri daha iyi tolere edebilen, kuvvetleri çevre dokulara daha homojen olarak iletebilen implant tasarımlarının tercih edilmesi gerekir. Fonksiyonel yüzey alanındaki artış; protezler, protezleri taşıyan implant üstü parçalar, implant ve çevre dokularda görülen mekanik stres şiddetinde azalmaya sebep olacaktır[37].

Stres tiplerini üçe ayırabiliriz (Şekil 2.3) [33];

Uzama-çekme stresleri (Tensile stress): Bir kitleyi uzatmak veya germek isteyen bir yükün yarattığı deformasyona karşı çıkan kuvvettir. Daima çekme stresleri ile beraber olur.

Sıkıştırma-basma stresleri (Compressive stress): Bir kitle kendisini sıkıştırmaya veya kısıtlamaya çalışan bir yüke maruz kalırsa, bu yüke karşı çıkan iç kuvvetlere sıkışma stresleri denir. Daima basma stresleri ile beraber görülür.

Makaslama-kayma stresleri (Shear stres): Çevirme hareketine veya bir kitleyi diğerinin üzerinden kaydırmaya karşı çıkan makaslama kuvvetlerine denir.



Şekil 2.3. Üç farklı stres altında oluşan strain (gerinim)

Çekme ve basma gerilimlerine normal gerilimler denir. Normal gerilmeler σ sembolü ve makaslama gerilmeleri de τ sembolü ile gösterilir. Üç boyutlu gerilim elemanının x, y, z düzlemlerine bir tane normal, iki tane makaslama gerilimi etki eder. Makaslama gerilimleri $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{yx} = \tau_{xy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilirler. Bu nedenle, herhangi bir üç boyutlu elemanın gerilim durumu, tamamen üç normal ve üç makaslama gerilim bileşeni ile tanımlanır [12].

Kemik en çok sıkışma tipi kuvvetlere dayanıklıdır. Gerilme tipi kuvvetlere %30, kesme tipi kuvvetlere ise %65 daha az dayanıklıdır [18]. Aksiyel bir yük altında kemiğin sıkışma dayanıklılığı 193 MPa, çekme dayanıklılığı 133MPa ve makaslama dayanıklılığı ise 68 MPa dır. Sonuç olarak oklüzal formlar çekme streslerini azaltmalı, mümkünse makaslama streslerini de elimine etmelidir [22].

2.2.3. Strain (gerinim-gerinme)

Gerinme, gerilim olduğunda, cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki değişim şeklinde ifade edilir. Bir anlamda, atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler gerilim iken, atomların yer değiştirme derecesi de gerilmedir [38,39].

Mühendislik mekaniğinde ise strain; stres altında düz bir çubuğun orijinal boyuna göre, boyca uzama miktarını ifade eder. Strainin bir ölçüm birimi yoktur. Genelde yüzde ile ifade edilir. Belirli bir strain altında ℓ_0 materyalin orijinal uzunluğunu ifade ederken, $\delta\ell$ boyca uzama miktarını ifade eder [31]. En basit şekilde formülü aşağıdaki şekildedir (eş. 2.1) [31]:

Gerilme=şekil değişikliği/orjinal uzunluk

$$\epsilon = \frac{\delta\ell}{\ell_0} \quad (2.1)$$

Materyalin deformasyonu elastik veya plastik olabilir. Eğer materyal yükün kaldırılmasından sonra eski haline dönüyorsa bu tip deformasyon elastiktir. Eğer kalıcı bir şekil değişikliği varsa bu tip deformasyon plastiktir [35].

Dental implantlara gelen kuvvetler sonucu implantlarda ve çevre dokularda deformasyon görülebilir. Deformasyon direkt olarak strain ile alakalıdır. Strainin ise kemiğin yapım ve yıkım aktivitesinde önemli bir parametre olduğuna inanılır [33].

2.2.4. Poisson oranı

Poisson oranı; bir objeye uygulanan belirli bir kuvvet altında, materyalin boyca gösterdiği deformasyonun, kesitsel gösterdiği deformasyona olan oranını ifade eder (Eş. 2.2) (Şekil 2.4) [31].

$$\nu \text{ (Poisson Oranı)} = - \epsilon_{\text{enine}} / \epsilon_{\text{boyuna}} \quad (2.2)$$



Şekil 2.4. Poisson oranı

Daha yumuşak olan materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterirler ve poisson oranı daha yüksek olur [11].

Bir yapı orantı sınırının üstünde gerildiği takdirde daimi şekilde deforme olur. Malzeme bir çekme kuvveti uygulandığında kopmadan büyük oranda daimi deformasyona dayanabilirse, bu malzemenin çekilebilirliğinin yüksek olduğu söylenir. Dolayısıyla çekilebilirlik, malzemenin, bir kopma olmadan daimi deformasyona dayanabilme miktarıdır [40].

2.2.5. Elastisite modülü (young modülü)

Materyallerin elastisitesi, elastiklik modülü bazen de young modülü olarak bilinir. Elastisite modülü bir materyalin elastik sınırlar içerisindeki sertliğini gösterir [11]. Birim kesit alanına sahip bir malzemede (genellikle 1 mm^2) birim boyu bir kat arttırmak için uygulanması gereken kuvveti gösterir [31]. Bu ilişki Eş. 2.3 ile açıklanabilir.

$$\text{Elastisite Modülü (E)} = \text{Normal Gerilme } (\sigma) / \text{Birim Uzama } (\epsilon) \quad (2.3)$$

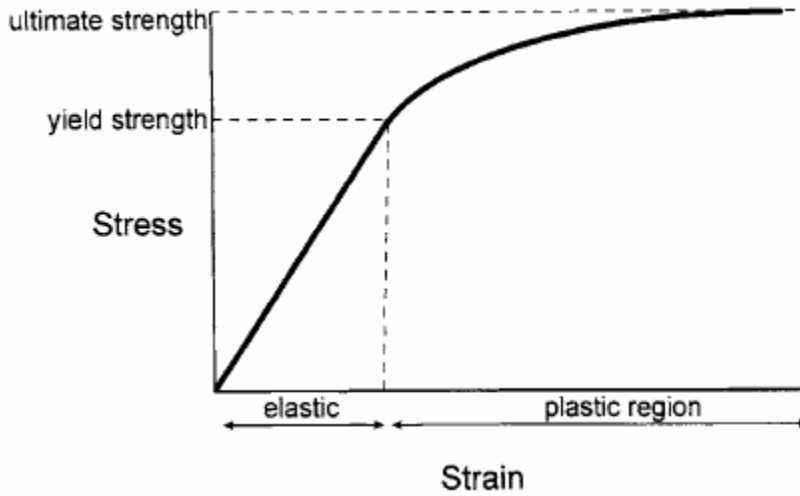
Yüksek elastisite modülü rijid, düşük elastisite modülü ise esnek materyalleri belirler [35].

2.2.6. Yield stres (oransal sınır – proportional limit)

Oransal sınır, gerilimin gerilmeye oranı kuralından sapmaksızın bir materyalin dayanabileceği en büyük gerilme olarak tanımlanır. Bu sınırı aşan gerilimlerde yapı orjinal şekline geri dönemeyecek ve kalıcı bir deformasyon oluşacaktır. Oransal sınır, sayısal olarak elastik sınır ile çok yakındır. Bu iki değer için bazen akma noktası ya da akma dayanımı terimi kullanılır. Ancak, materyallerin akma dayanımları teorik olarak oransal sınırın biraz üzerinde yer alır [38]. Neticede yield stresi denilen bir stres parametresi çeşitli materyallerin karşılaştırılmasını kolaylaştırır. Yüksek yield stresine sahip bir materyalde

daimi deformasyon oluşması zor denebilmektedir [41].

Alınan gerilim ve gerilme değerlerine göre bir eğri (Şekil 2.5) elde edilir ve bu materyallerin doğa ve davranışlarını saptamada kullanılır. Ultimate strength (dayanım sınırı) cismin kırılmadan (kopmadan) dayanabileceği son noktayı göstermektedir. Bu noktadan sonra cismin molekülleri arasında bir kopma oluşur ve cisim kırılır [42].



Şekil 2.5. Stres ve strain arasındaki ilişki

Elastisite modülü bir materyalin katılık ve sertliğinin ölçümü iken, oransal sınır da kalıcı olacak şekilde değişiklik olmaksızın materyalin gerilmeye uğrayabilme özelliğidir. İdealde her ikisinin de değerlerinin yüksek olması gerekir ve birim alana gelen kuvvet şeklinde (kg/cm^2 , psi , N/mm^2 , MPa) ifade edilir [11-20].

2.2.7. Linear (lineer, doğrusal) elastik cisim

Bir materyalde stres ve strain ilişkisinin (gerilme ve birim uzamanın) doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe elastisite modülü ve poisson oranı ile ifade edilmesidir. Elastik cismin özelliği, bir stres altında cismin önce şekil değiştirmesi daha sonra bu stres ortadan kalktığında kendi orijinal şekline ve düzenine dönmesidir [41].

2.2.8. Non-linear (lineer olmayan-doğrusal olmayan) elastik cisim

Stres ve strain arasındaki ilişkinin doğru orantılı olmadığı malzeme özelliğine sahip materyaller olarak tanımlanır [43].

Malzemeye ilişkin non-linearite (doğrusalsızlıklar) yapının sertliğinin farklı yük seviyelerine göre değişmesine neden olur ve sonlu elemanlar analiz (SEA) programında non-linear (doğrusal olmayan) stres-strain ilişkileri olarak ifade edilir. Stres-strain özelliklerini etkileyen birçok faktör; elastik-plastik tepkideki zamana ve buna bağlı opsiyonlu yük geçmişini, sıcaklık gibi çevresel koşulları ve creep (sünme) tepkisinde yükün uygulanma süresini içerir. Değişen geometrik konfigürasyon yapının non-linear şekilde tepki vermesine neden olabilir [43].

Non-linear analiz, doğrusal statik modelle çözilemeyen gerçekçi durumlardaki stres ve straini (gerilim ve gerginliği) tahmin etmek için daha doğru bir tercihtir.

2.2.9. Viskoelastik-hiperelastik cisim

Viskoelastik özellikte işin içine zaman faktörü girmektedir. Kuvvetin sabit kalmasına karşın deformasyonun zamanla arttığı malzeme özelliğidir. Hiperelastik cisim ise deformasyonun bir stres altında sabit kalması ve zamana bağlı olarak bu durumun değişmemesidir [33].

2.2.10. İzotrop cisim

Cismin, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri gösterdiğinin kabulüdür. Bu sayede, stres ve strain (gerilme-gerinim) ilişkileri iki malzeme sabitine (elastisite modülü ve poisson oranı) bağlı olarak ifade edilebilir [41].

2.2.11. Homojen cisim

Elastik özelliklerin cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir [41].

2.3. Kantilever Sabit Protezler

Diş kaybı vakalarının tedavisinde sabit köprü protezleri, hareketli protezlere göre tercih edilirler. Sabit köprü protezleri hakkında çeşitli sınıflamalar mevcut olmakla birlikte aşağıdaki sınıflama bu konudaki ortak düşüncelerin bileşimidir [44].

Buna göre sabit köprü protezleri:

- İki tarafı sabit tutuculu (rijit) köprüler
- Tek tarafı sabit diğer tarafı hassas tutuculu (non-rijit) köprüler
- Tek tarafı sabit tutuculu kantilever (kanatlı) köprüler
- Adeziv (rezin bağlantılı) köprüler
- Spring köprüler olarak sınıflandırılırlar.

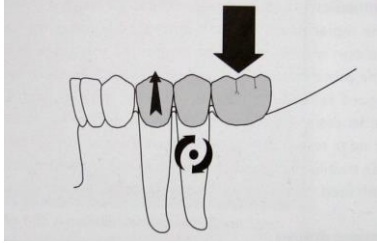
Bu sınıflama içerisindeki kantilever köprüler birçok farklı şekilde tarif edilmektedir. Kanatlı sabit bölümlü protezler, sadece bir tarafında bir veya daha çok dayanak olan gövdenin diğer tarafında dayanak olmayan protezlerdir [45]. Bu protezlerde gövde bir balkon gibi durur. Bu nedenle balkon ya da kanatlı köprüler diye de adlandırılırlar [44]. Üst lateral eksikliğinde, birinci küçük azı eksikliğinde, karşıt dişin uzamasını engellemek için ikinci molar yapımında kullanılabilmektedir [45].

Günümüzde diş eksikliklerinde en yaygın uygulanan tedavi her iki tarafında da destek bulunan sabit köprü protezleridir. Kantilever protezler ise konvansiyonel köprü protezlerine oranla biyomekanik açıdan risk taşısa da tek taraflı dişsizlik durumlarında hareketli protezlere tercih edilmektedirler [46]. Hizalanma problemleri, geniş alanların kemik greftleri ile düzenlenmesi gereksinimi, estetik sınırlamalar, zayıf kemik kalitesi ve implantların osseointegre olmaması durumlarında implant destekli kantilever protezlerin avantajlı olduğu bildirilmiştir[3]. Ayrıca önceden yerleştirilmiş implant varlığında, ekonomik kısıtlamalar nedeniyle, üst premolar bölgede bukkal kemikteki çöküklük nedeniyle de implant destekli kantilever protezlere başvurulabilmektedir [3]. Doğal desteklere göre implant destekli protezler daha sık kullanılırlar [47]. Uygun yerde, uygun koşullarda, iyi planlanmış bir kantilever köprü protezi hastanın beklentilerine cevap veren başarılı bir tedavi olarak ağızda uzun yıllar kalabilmektedir. Bununla beraber kantilever protezlerin yapım prensipleri ve kısıtlamalarına uyulmadığı takdirde destek dokularda harabiyete neden olmaktadır [48].

2.3.1. Kantilever köprülerin biyomekanik prensipleri

Konvansiyonel sabit bir köprüde, köprü gövdesine gelen vertikal kuvvetler destek dişlere dağıtılır. Ancak kantilever köprülerde oklüzal yüklerde 1. sınıf kaldıraç sistemi oluşmaktadır ve gövde destek dişlere kaldıraç kolu gibi davranarak devirici tork etkisi

yapmaktadır (Şekil 2.6). Bu durumda destek diş, uzun aksı boyunca mezial ya da distal yönde eğilmeye zorlanmakta, bu da istenmeyen periodontal rahatsızlıkların başlamasına ve destek dokularda yıkıma neden olabilmektedir [48]. Kantilever köprüler aynı şekilde çiğneme sırasında oluşan horizontal kuvvetlere bağlı olarak da labial ya da lingual yönde rotasyona maruz kalabilmektedir [44].



Şekil 2.6. Kantilever dönme eksen

Kaldıraç

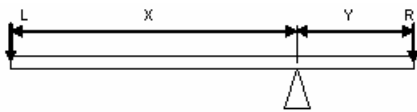
Kuvvet, yük ve dayanak üçlüsünün birbirleriyle olan ilişkisini açıklayacak şekilde kaldıraçlar üç ayrı tasarımda açıklanmaktadır [34].

Sınıf 1 kaldıraç: dayanağın ortada, yük ve uygulanan kuvvetin iki uçta olduğu sistemdir.

Sınıf 2 kaldıraç: yük(direnç) ortada, kuvvet ile dayanağın arasında yer alır .

Sınıf 3 kaldıraç: yük ve dayanak iki uçta, uygulanan kuvvet ise ortada yer alır.

Kaldıraç sistemlerinde kuvvetin etkisi mekanik avantaj olarak ifade edilir .



Şekil 2.7. Sınıf 1 kaldıraç sistemi

Şekil 2.7' de görüldüğü gibi birinci sınıf kaldıraç sistemi kanunlarına göre L uygulanan yükü, R rezistansı (direnç) belirtmek kaydıyla $L \cdot x = R \cdot y$ veya $R = L \cdot x / y$ dir. Sınıf 1 kaldıraç sisteminde yük kolu yükün dayanağa olan uzaklığı (x), kuvvet kolu ise kuvvetin dayanağa olan uzaklığıdır (y). Bu nedenle direnç kuvvetinin oluşma yeri rotasyon (dönme) eksenine ne kadar uzak olursa, uygulanan kuvvete de o kadar iyi dayanabilmektedir [34].

Bir kaldıraçta mekanik avantaj kuvvet kolunun yük koluna oranıdır (y/x). Dayanak ortada olup her iki uçta eşit ağırlıkta yük bulunduğunda mekanik avantaj bir olacaktır. Bu kaldıraç

dengede olur [34].

Moment

Bir cismin dönmesi için kuvvete ve kuvvetin uygulandığı noktadan belli bir mesafede yer alan dönme merkezine ihtiyacı vardır. Kuvvetin bu merkez üzerinden uygulanması halinde, yani mesafenin sıfır olması durumunda o cisimde hareket olmaz. Bir başka deyişle o cisim denge konumundadır. Bir cismi bir eksen etrafında döndürmeye çalıştığımız zaman çabamızın, uyguladığımız kuvvetin dönme eksenine olan uzaklığına bağlı olduğunun görürüz. Eksene yakın bir noktadan oldukça büyük, eksene uzak bir noktadan ise daha küçük bir kuvvet uygulamamız gerekir.

Bir kuvvetin bir noktaya göre momenti, kuvvetin şiddeti ile noktanın kuvvet doğrultusuna dik uzaklığının çarpımı olarak tanımlanır. $D=F.d$ ifadesi ile tanımlanır. Burada F kuvvetin şiddeti, d ise dönme merkezinin kuvvetin doğrultusuna uzaklığıdır. Devrilme momentinin belirlenmesinde kuvvet ve kaldıraç kolu önem taşır. Daha uzun kaldıraç kolu, daha büyük devrilme momenti ve daha büyük stres demektir. Dönme momentinin niceliği, kuvvetin döndürme etkinliğini belirleyen bir niceliktir. Bir kuvvetin dönme momenti ne kadar büyük ise döndürme etkinliği de o kadar büyük olur [49].

Çiğneme hareketi esnasında dikey ve yatay kuvvetler oluşur. Ancak oluşan kuvvetler, diş ile temas sağlandıktan sonra o kadar basit olmaz. Kuvvetin yönünün son halini temas yüzeyinin şekli belirler. Kuvvetin miktarı, yönü ve destek kemiğe dağıtılması dişin ve/veya implantın, ve restorasyonun ömrünü belirler. Tüberkül eğimine dik bir kuvvet geldiğinde, kuvvet, dişin apikal üçlüsünde bulunan rotasyon merkezine belirli bir mesafeden geçer. Bu mesafe ne kadar uzarsa moment (tork) de o kadar artar [50].

İmplantların yerleştirildiği alveolün ağız içerisindeki konumu, işlevselliği ve yumuşak doku temasları ile ilgili olan kuvvetler düşünüldüğünde devrilme moment etkisi üç farklı ekseninde incelenebilir [34].

Oklüzoapikal

Vestibulolingual

Meziodistal

Oklüzoapikal olarak tanımlanan moment kolu implantın uzun eksenini tanımlar. Bu tanıma göre bu eksendeki implantın alveol içerisindeki ve dışındaki bölümleri ve aralarındaki oran önem taşımaktadır. Bilinen kaldırıcı yasalarına göre kuvvet kolunun yük koluna oranı bu eksendeki implanta etkiyen kuvvetlerin implant kemik ara yüzünde oluşturacağı streslerin miktarını belirler. Bu eksendeki momentler ve sonuçları, implant üstü protezlerin yapımında, protezin dikey boyutunun saptanması ve uygulanmasında, ve tek diş eksikliklerinde yapılacak implant üstü restorasyonun boyutunun saptanması ve uygulanmasında çok önemlidir [34,49].

Oklüzoapikal uygulanan kuvvet aynı zamanda vestibülolingual moment koluna etkimektedir. Bu nedenle vestibulolingual ekseninde de devrilme momenti etkisi söz konusudur. Bu moment kolundaki etkinin büyüklüğü oklüzal yüzün genişliği ile doğrudan ilişkilidir. Geniş oklüzal tablanın eksenden uzak bölgelerine gelen dikey kuvvetler oklüzal yüzey morfolojisine de bağlı olarak implant üzerinde eğik kuvvet etkisi yaratırlar. Eksantrik kuvvetlerin bu etkileri sonucu özellikle implantın alveole girdiği bölgede kemikte gerilme birikimi oluşur. Gerilme birikimlerinin sonucu olarak alveol kemiğinde gelişen yıkım istenmeyen bir sonuçtur. Çünkü oluşan yıkım ile implantın alveol içindeki bölümü kısalmır. Ortaya çıkan kaldırıcı etkisi ile (kuvvet kolu uzayacağından) oklüzoapikal ekseninde devrilme moment etkisi yatay kuvvet varlığında artacaktır. Eğik bir yüzeye gelen dik kuvvetin bileşenleri yeni yan kuvvetlere neden olur. Meziodistal yöndeki kuvvet etkisi komşu diş temasları ya da implantların birbiri ile bağlanması nedeniyle önemsiz boyutlardadır [34,50].

Eksik arka dişlerin yerine konduğu bir veya iki implant destekli protezlerde eğilmeye bağlı aşırı yüklerin oluşma riski yüksektir. Buna bağlı olarak arka implant destekli protezler devrilme momentinin etkisinde kalırlar. Kaldırıcı etkisi çeşitli geometrik şartların sonucunda oluşur. İmplantlara bir kantilever gövde ilave edilmesi ya da implantlarda bukkolingual ofset oluşturulması kaldırıcı etkisine örnek verilebilir [51].

Kantileverdeki kuvvet sınıf 1 kaldırıcı sistemine göre hesaplanacak olursa; en ön ve en arka abutment arasındaki mesafe kantileverden en uzak abutmentin mekanik avantajını belirlemek için kantileverin boyuna bölünür. Örneğin implantlar birbirine 10 mm uzaksa ve 15 mm distal kantileveri varsa mekanik avantaj 1,5 kattır. 10 kg kompresif yük (çiğneme kuvveti) en anterior abutmente 15 kg germe yüküne dönüşür. Kantilevere en

yakın abutment fulkrum olarak davranır ve iki yükün toplamını yani 25kg kompresif yük alır [18].

Sonuç olarak, gövdeye kuvvet uygulandığında gövdeye yakın desteğin aynı yüzünde maksimum stres (gerilim) ve strain (gerinim) meydana gelir ki; rotasyon eksenine en yakın direnç noktası burası olmaktadır [49-52].

Kantilever köprünün aksiyal olarak yüklenmesi gövdeye yakın destek etrafında rotasyona neden olur. Rotasyon miktarını üç faktör etkilemektedir [52]:

- Etki eden kuvvetler
- Rezistans açısı (Direnç açısı)
- Rezistans kuvvetleri (Direnç kuvvetleri)

Etki eden kuvvetler

Etki eden kuvvet dönme ekseninden ne kadar uzak olursa, bükülme hareketi o derece büyük olur. Buna göre, kuvvetin etki yerinden dönme eksenine olan mesafenin kuvvetle çarpılarak, bükülme hareketi hesaplanır. Ayrıca, kantilever uzantı ne kadar posteriorda yer alırsa, çığneme kaslarına ve kondile o kadar yakın olacaktır, bu nedenle etki eden kuvvet de aynı şekilde yüksek olacaktır [34,51,52].

Rezistans açısı

Distal desteğe yakın olan rotasyon eksenini etrafında olduğu düşünülen rotasyon açısı hesaplanabilmektedir. Kantilever proteze dahil olan posterior dişlerin mezial duvarları ve anterior dişlerin labial duvarları, rotasyona karşı koyacaktır. Burada rotasyon eksenine yakın olan desteğin mezial duvarı ile x düzlemi arasındaki açı rezistans açısını oluşturur. Bu açı ne kadar büyük olursa, protezin retansiyonu (tutuculuğu) o kadar iyi olacaktır. Rotasyon eksenine en yakın olan yüzeyler en küçük dönme çapının dolayısıyla en büyük kurvatür hareketinin belirleyicisi olmaktadır. Rotasyon ekseninden uzakta olan yüzeyler ise hareketlerinde daha küçük bir kurvatüre sahip olacaklardır ki bu hareket hemen hemen preparasyonun uzun ekseninde yer almaktadır [52].

Rezistans kuvvetleri

Destek dişler rotasyon ekseninden ne kadar uzak olursa, kantilever bölgesindeki yüklemelere karşı koymak için gereken rezistans kuvvetine ihtiyaç da o kadar az olacaktır. Rotasyon eksenine daha yakın olan yüzeyler direnç sağlamada daha çok görev almaktadır. Bu nedenle daha yüksek stres konsantrasyonları bu bölgelerde oluşmaktadır [51].

Rijidite (sertlik)

Kantilever köprülerde biyomekanik açıdan değerlendirilmesi gereken bir diğer faktör de rijiditedir. Hem kantilever bölümün hem konnektörün (bağlayıcı) metal alt yapısı bükülmeye karşı koyabilecek kadar rijit olmalıdır. Bu, özellikle porselenin kırılabildiği metal-seramik restorasyonlar için önemlidir. Kırılmayla sonuçlanabilecek mikro çatlakların oluşmasına engel olması için konnektör bölgelerinin yeteri kadar rijit olması sağlanmalıdır [52].

Kantilever gövdeli sabit parsiyel restorasyonların fonksiyonel deformasyonlarını açıklayan hassas bir denklem olmasa da; bu konuyla ilgili faktörlerin özeti şeklinde olan aşağıdaki eşitlik deformasyon miktarını yaklaşık olarak ifade etmekte kullanılabilir [15]. Formüle göre bükülme aşağıdaki eşitlikle (Eş 2.4) sağlanmaktadır:

$$D = \frac{F \cdot L^3}{E \cdot W \cdot H^3} \quad (2.4)$$

Burada D deformasyon miktarını, F kuvveti, L uzunluğu, E elastisite modülünü, W kuvvete dik olan düzlemdeki materyalin genişliğini (bukko-lingual), H ise kuvvete paralel doğrultudaki materyalin yüksekliğini (serviko-insizal) ifade etmektedir. Bu formülden çıkarılacak sonuca göre, altın alaşımlarının yerine soy olmayan metal alaşımlar kullanılarak elastisite modülü iki katına çıkarılabilir ve bu sayede koping ya da iskeletin kalınlığının yarıya indirilmesi mümkün olabilecektir [52].

Formüle göre, oklüzal yüklere paralel oluşan kuvvetler için bağlantı bölgesinin boyutu olan

“H” protezde esnekliği etkiler, bundan dolayı bükülme “H”nin küpü ile ters orantılıdır. Benzer şekilde oklüzal yüklere dik kalınlık olan “W” de protezde esnemeyi ters orantılı olarak etkiler. Bükülmeye etkisi açısından bakıldığında bu kuvvetlere paralel olan boyut (H), kuvvete dik olan boyuta (W) kıyasla bükülmeyi daha fazla etkilemektedir [52]. Bu nedenle kantilever gövde kullanıldığında bunu kompanse etme amacıyla protezin yükleme doğrultusundaki yüksekliği (H) arttırılmalıdır. Bu da klinik olarak intermaksiller ilişki problemlerinin tedavi öncesi çözümlenmesi gerektiği anlamına gelir [15].

Destekleyici yapıların fizyolojik sınırlamaları dahilinde biyolojik, mekanik ve stres dağılımı arasındaki ilişki kantilever protezlerde önemlidir. Bu nedenle yapılan çalışmalarda kuvvet, stres dağılımı, okluzyonun rolü ve biyomekanik hususlar incelenmiştir [52].

Yapıştırma simanları sıkışma (compressive) kuvvetine karşı maksimum dayanım gösterirken; çekme (tensile) kuvvetine karşı minimum dayanıma sahiptir. Kantilever üzerine vertikal olarak uygulanan kuvvetler çekme kuvvetlerini, kantileverden en uzakta olan desteğe yönlendirir. Bu nedenle yapıştırma simanının maksimum çekme ve kesme dayanımı yüksek olmalıdır. Ayrıca destek diş preparasyonu, çekme, kesme kuvvetlerine direnç gösterebilecek yeterli uzunluğa ve paralel duvarlara sahip olmalıdır [53]. Azalmış kemik desteği ve uzun kantilever gövdeler bükülme ve stres yoğunlaşmalarını arttırmaktadır. Splintlenen diş sayısını arttırmak ise periyodonsiyumdaki stresi aynı oranda azaltmaktadır [52,54].

Romeo ve diğerleri [6] implant destekli sabit protezlerde kantilever tipinin başarı oranına etkisini kıyaslamışlardır. Yüklemeden yedi yıl sonra genel olarak kantileverli protezlerde implant başarı oranı %97, üst yapı başarı oranı %98 olarak hesaplanmıştır. Mezial kantilever protezler ise (%97,1), distal kantilever protezlerden (%100) daha düşük başarı oranı göstermişlerdir. Bu sonuç literatürdeki bilgiler ile çelişmektedir. English [55] ve Misch [47] kantilever kullanımının stresi arttırdığını, ancak mezial kantileverlerin distal kantileverlerden daha avantajlı olduğunu bildirmişlerdir. Park ve diğerleri [2] yaptıkları çalışmada kantilever gövdenin, implant kemik arayüzünde oluşan stresi arttırdığı ve distal kantileverlerin mezial kantileverlerden daha çok strese neden olduğunu belirtmişler ve von Mises streslerinin gövdenin merkezde olduğu duruma göre; 3 üniteli distal kantileverli bir protezde 1.59 kat arttığı, mezial kantilever olanda ise 1.38 kat arttığını belirtmişlerdir. Aydın ve Çağlar [32], üç üyeli implant destekli sabit restorasyonda, implant destekler

uçlarda ve gövdenin ortada olduğu durumda oluşan stresler %100 olarak kabul edilirse, üç implantın aynı hizada yerleştirildiği durumda bu oranın %67, üç implant tripod şeklinde yerleştirildiği durumda %33olduğunu, iki implant kullanılarak bir üye kantilever uzatılırsa bu oranın %200 olduğunu bildirmişlerdir.

Budtz-Jorgense ve Isodor [56] çalışmasında, üst çenede tam protez, alt çenede hareketli bölümlü protez kullanan 26 hastaya hareketli bölümlü protez yerine sabit kantilever protezler yapmış ve 2 sene boyunca takip etmişlerdir. Hareketli protez kullanımı sırasında hastalarda mandibular işlev bozukluğunun daha da belirgin hale geldiği, çürük dişlerin sayısının arttığı tespit edilmiştir. Sabit protez yapılan hastalarda 2 yıl sonunda okluzyonda % 90 oranında tatmin edici sonuçlar alınmış, hareketli protez kullanımı sırasında ise yalnızca % 76'sında tatmin edici sonuçlar elde edilmiştir. Daha önce hareketli proteze iyi adapte olmuş olanlar da dahil kantilever protez yapılan 26 hastanın tamamında çiğnemede göze çarpan bir iyileşme ve üst çene tam protezlerinde daha iyi bir stabilizasyon elde edilmiştir.

Akça ve İplikçioğlu'nun [19] çalışmasında olduğu gibi, invitro çalışmalardan [12,53,54] çıkan sonuçlarda, implant destekli kantilever protez yapımından kaçınılması gerektiği söylenmektedir. Ancak uygun bir periyodontal destek ve uygun okluzyon koşullarında yapılmış implant-implant ve implant-diş bağlantılı kantilever köprülerin klinik gözlemlerde sıkıntılı bir durum yaratmadığı, uzun süreler kullanıldığı belirtilmiştir [3,8,57]. Bu nedenle konvansiyonel sabit protezler ilk tercih olsa da, yapılamadığı durumlarda hareketli protez yapmak yerine kantilever uzantılı sabit protezler tercih edilebilmektedir.

Aglietta ve diğerleri [58], ve Stafford [59]; 5 yıl kullanım sonrası implant destekli sabit kantilever protezlerin başarı oranlarını inceledikleri derleme çalışmasında implantların ağızda kalma oranını %94,3 olarak bildirilmiştir. 5 yıl sonunda implant seviyesinde periimplantitis oranı %5,4, protez seviyesinde periimplantitis oranı %9,4 , porselen çatlağı %10,3, vida kaybı %8,2 olarak hesaplamış ve bunların en sık görülen komplikasyonları temsil ettiği bildirilmiştir. %5,7 retansiyon kaybı, %2,1 abutment-vida kırığı, %1,3 implant kırığı görülmüştür. Metal alt yapı kırığı ise hiç rapor edilmemiştir. Radyografik kemik seviyesi değişiklikleri istatistiksel olarak anlamlı bir değişiklik göstermemiştir. Bu çalışmaların sonucunda kantilever uzantı varlığının kemik seviyesinde zararlı bir etkisi olmadığı ve implant destekli kantilever protezlerin geçerli bir tedavi seçeneği olduğu

kararına varılmıştır. Ancak Stafford [59]; implant destekli kantilever protezlerde komplikasyon görülme oranına protetik tasarımın, destekleyen implant sayısının ve oklüzal tasarımın etkisi hakkında yeterli çalışma olmadığını bildirmiştir.

Greenstein ve Cavallaro [9] implant destekli kantilever uzantılı sabit protezler ile ilgili derleme çalışmasında, kısa kantilever uzantılı sabit protezlerin protez kaybı ile sonuçlanmayan minör teknik problemler gösterdiğini ve uygun koşullarda kullanımı sonucu başarılı sonuçlar elde edilebildiğini söylemişlerdir.

Halg ve diğerleri [60] implant destekli sabit protezlerde %18,5 oranında teknik problem yaşandığını ancak bunların porselen kırığı ve desimantasyon gibi minör problemler olduğunu bildirmişlerdir.

Wu ve diğerleri [61] çalışmalarında; alt çene ön bölgede, 2 diş eksikliğinde tek implantla desteklenmiş kantilever köprüleri değerlendirmişlerdir. Bu doğrultuda 33 hasta üzerindeki çalışmalarında ortalama 30 aylık gözlem yapmışlardır. Sonuç olarak tüm hastalardaki implantlar başarılı bir şekilde ağızda kalmış, protez kaybı veya kırığına rastlanmadığı görülmüştür. Ayrıca 12., 24. ve 36. aylardaki ortalama kemik kaybı sırasıyla 0,94mm-1,18mm-1,35mm olarak bulunmuştur. Wu ve diğerleri [61] gözlemleri sonucunda, dikkatli ve hassas bir hasta seçimi sonucu tek implant destekli kantileverlerin önerilebileceğini söylemişlerdir.

Palmer ve diğerleri [62] premolar veya molar bölgede 2 premolar boyutunda boşluğu olan 29 hastaya 4,0mm veya 5,0mm çapında tek implant destekli 2 üniteli kantilever sabit protez uygulamışlardır. En çok görülen komplikasyon, abutment vidası kaybı olmuştur. Kemik seviyeleri stabil kalmıştır. Bu sonuçlara göre kantilever sabit protezlerin başarılı bir şekilde kullanılabileceğini söylemişlerdir.

Wennström ve diğerleri[10] 24 implant destekli kantilever protez ve 26 kantileversiz implant destekli sabit protezi 5 yıllık kullanım sonrası kemik seviyesindeki değişim açısından kıyaslamışlardır. İmplantlar yerleştirildikten hemen sonra ve 5 yıl sonra uzun kon tekniği ve kişisel film tutucular ile standardize edilmiş radyograflara göre marjinal kemik kaybı ölçülmüş ve sonuçlar Mann-Whitney U- testiyle analiz edilmiştir. Kantilever uygulamasının marjinal kemik kaybını olumsuz olarak etkilemediği, kantilever

bulundurmayan protez ile arasında anlamlı bir fark olmadığı görülmüştür. Kemik seviyesindeki değişimi etkileyen faktörlerin sigara kullanımı ve implant öncesi ilave tedavi prosedürleri uygulanmış çeneler olduğu söylenmiştir.

Kahramanoğlu ve diğerleri [63], implant destekli 3 üyeli kantilever sabit protezi, in vitro olarak inceledikleri çalışmalarında, abutment ve metal alt yapının hassas birleşiminin uzun dönemli başarıya etkisine değinmişlerdir.

Bu çalışmalar kantilever protezlerin uygun durumlarda kullanımı sonucu daha çok minör problemlere neden olduğunu gösterse de; kantilever uzantılar özellikle yük faktörlerinin arttığı vakalarda, implant desteği, vida gevşemesi, implantın boynu çevresindeki kemik kaybı, kırığı ve yük ile ilgili negatif etkilenen parçalar için risk faktörüdür [18]. Bu nedenle protez tasarımı, implant sayısı ve pozisyonunu göz önüne alınarak, kantilever uzantılardan kaçınılması gerektiğini savunan çalışmalar da oldukça fazladır.

Sallam ve diğerleri [64], farklı köprü tasarımlarını mini implantlar ve standart çaplı implantlar etrafında oluşan mikro gerilimleri strain-gauge yöntemi ile analiz etmişlerdir. Standart çapta implant destek üzerine kantilever protez; mini ve standart çapta implant üzerine ise konvansiyonel köprü protezi uygulamışlardır. Yaptıkları analiz sonucu kantilever kullanımı durumunda stres değerlerinin daha yüksek çıktığını görmüşlerdir.

Bilhan ve diğerlerinin [65], 89 hastada yaptıkları retrospektif çalışmanın sonucuna göre sabit protezlerde implantların köprü dayanağı olarak birbirine bağlanmış olması komplikasyon oluşması açısından fark yaratmazken, kantilever bulunması komplikasyon oluşma oranını yükseltmiştir.

Setia ve diğerleri [66] çalışmalarında 3 üiteli kantilever sabit protezlerde yükleme sonucu tork kaybı ve abutment vidalarında boyut değişikliği olabileceğini bildirmişlerdir.

Nedir ve diğerleri [67] kantileverli ve kantileversiz sabit protezleri kıyasladıkları 8 yıllık çalışmalarında, implant destekli kantilever protezlerde komplikasyon görülme oranını daha yüksek bulmuşlardır.

De Boever ve diğerleri [68] implant destekli kantilever protez uyguladıkları 8 hastanın 4'ünde protetik komplikasyon görüldüğünü rapor etmişlerdir.

Zurdo ve diğerkleri [69] implant destekli kantilever protezlerde, kantileversiz protezlerden daha fazla minör teknik problem görüldüğünü belirtmişlerdir.

Bevilacqua ve diğerkleri [70] atrofik üst çenede implant destekli sabit protezlerde kantilever uzunluğu ve implant eğiminin stres dağılımına etkisini incelemişlerdir. Distal implantlarda eğimi 0, 15, 30 ve 45 derece, kanat uzunluğunu da 13, 9, 5 ve 0 mm olarak 4 farklı model kullanmış ve eğimi artırdığında implant boyunu da arttırmıştır. 50N yük, kantileverin distal kısmından dikey olarak uygulanmıştır. Eğimli implantlarda kantilever uzantılı protezlere göre daha az stres oluştuğu görülmüştür. Bu çalışmanın sonucuna göre rijid bir üst yapı ile splintlenmiş olan eğimli implant destekli sabit protezin periimplant kemikte ve alt yapıdaki stresleri azalttığı ve posterior kantileverli protezlere geçerli bir alternatif olduğu söylenmiştir.

Bu bilgilerin ışığı altında kantilever köprülerin yapımında doğru bir tedavi için bazı önerilerde bulunulabilmektedir. Bunlar [31]:

- Hastanın detaylı medikal ve dental hikâyesi alınarak iyi bir anamnez oluşturulmalıdır. Tüm ağzın radyolojik değerlendirmesi ile birlikte ağız içi ve ağız dışı muayenesi ayrıntılı şekilde yapılmalı bunun yanında tanı modelleri alınıp, artikülatörde incelenmeli, böylece ayrıntılı bir bilgi sağlanıp uygun klinik şartlar değerlendirilmiş olunur.
- Kantilever protezlerin başarısı için destekleyici periyodontal dokuların sağlıklı olması, plak kontrolünün sağlanabildiği iyi bir ağız hijyeni gerekmektedir.
- Destek dişlerde yeterli kron uzunluğu, kök uzunluğu, uygun kök morfolojisi; köklerin geniş ve oval kesitli olmaları, çok köklü dişlerde ise köklerin ayrık olması biyomekanik açıdan tercih edilir. Bununla birlikte iyi periyodontal doku desteği gerekmektedir.
- Endodontik tedavi görmüş dişler çok tercih edilmese de, koronal kısmın stabilizasyonu ve karşıt dişle okluzyonu iyi değerlendirilerek kullanılabilirler.
- Parafonksiyonel alışkanlıkların ve derin örtülü kapanışın olmaması daha uygun olacaktır.
- Birden fazla gövde tercih edilmemeli ve en az iki destek diş kullanılmalıdır. Sadece üst lateral diş eksikliğinde özellikle de diğerk taraftaki santral ile lateral diş arasında diastema mevcut ise, eksentrik çene hareketleri sırasında gövdede oklüzal temas yaşanmıyorsa ve iyi bir kanin diş desteği varlığında tek diş desteği kullanılabilir.
- Maksimum retansiyon ve rezistans için tam kronlar tercih edilmelidir, gerekli olduğu takdirde retansiyon olukları ve kutu preparasyonu uygulanmalıdır.

- Gövdenin bağlı olduğu destek dişle arasındaki konnektör en zayıf parçadır. Bu konnektörde v formu yerine u formu tercih edilmelidir. Mümkün olduğunca kalın konnektör tasarımı yapılmalıdır fakat bu tasarım oral hijyene engel olmamalıdır.
- Restorasyonda kullanılacak malzeme mümkün olduğunca rijit olmalıdır.
- Yapıştırma simanının mekanik streslere dayanımı iyi olmalı özellikle çekme tipi streslere dayanımı yüksek olmalıdır.
- Gövdenin fonksiyon sırasındaki hareketi mukozal travmaya neden olmamalıdır.
- Gövde yüzeyi glazeli ve iyi parlatılmış olmalıdır. Gövde tasarımında kabul edilebilir bir estetik, yanak ve dil desteği, ağız hijyeni için geçiş olmalıdır.
- Kantilever gövde sadece sentrik stop noktalarında temas etmelidir, diskluzyonda temas istenmemektedir.
- Gövde destek dişlerden daha dar bir oklüzal tablaya sahip olmalıdır. Böylece gelen yükleri azaltarak iletir. Bukkolingual genişliği ise en küçük destek dişinkinden fazla olmamalıdır.
- Tedavi sonrası dönemde hasta iyi takip edilmelidir, gerekli oklüzal uyumlamalar zamanında yapılmalıdır. Bu tip protezlerin başarısı uyumlu ve kooperasyonu iyi bir hasta profili olmadan sağlanamamaktadır.

Kantilever restorasyon için en yaygın komplikasyon kantilevere en uzak abutmentin desimante olmasıdır. Bunun nedeni, simanın germe kuvvetlerine karşı zayıf olmasıdır. Misch'e göre, Takayama, mekanik avantajı korumak için kantileverin implantlar arasındaki mesafenin ötesine uzanmaması gerektiğini belirtmiştir. Yani protezi iki implant destekliyse kantileverin boyutu premolardan fazla olmamalıdır. İdeal olarak kantilever oklüzal kuvveti azaltmak için distale değil meziale uzanmalıdır. Kantilever uzunluğunu belirlemede en önemli faktör hastanın kantilevere uyguladığı kuvvet miktarıdır. Diğer bir deyişle kantilevere yönelen kuvvet miktarı, kantileverin uzunluğu ve mekanik avantaj da dahil olmak üzere diğer faktörlerden daha kritiktir. Ayrıca açılı yük abutmentin uzun aksında iletilen kuvvetlere göre daha zararlıdır. Kron boyu siman ve kemik arayüzündeki kuvvetin miktarını da etkiler. Benzer şekilde kantilever mevcut olan her faktörün büyümesine neden olur ve dikkatle kullanılmalıdır. Daimi restorasyonlarda kantilever kullanıldığında, kantileverdeki oklüzyon mandibular hareketlerde teması kesecek şekilde düzenlenmelidir [18].

2.4. Çiğneme Sırasında Oluşan Oklüzal Kuvvetler

Oklüzal kuvvetler en fazla büyük azı bölgesine dağılırlar. Bunu küçük azı ve ön dişler takip eder. Çiğnemenin kuvveti arttıkça oklüzal kuvvetin büyük azı bölgesindeki miktarı da artar, küçük azı ve ön bölgelerde değerler azalır [71,72]. Arkada diş eksikliğinin bulunduğu durumda maksimum çiğneme gücünün azaldığı görülmüştür [73]. Arkada çift taraflı çiğneme olduğunda maksimum kuvvet 579 N (59 kg), tek taraflı olduğunda ise 428 N (44 kg) olarak bildirilmiştir [71].

Ferrario ve diğerleri [74], birinci büyük azı diş bölgesinde görülen ortalama çiğneme kuvvetini bayan hastalarda 234,46 N, erkek hastalarda 306,07 N olarak bildirmişlerdir.

Awadalla ve diğerlerinin [53] yaptıkları çalışmaya göre büyük azı bölgesinde etkili olan ortalama çiğneme kuvveti 577 N'dur.

Sabit bölümlü protez ile restore edilen büyük azı dişte çiğneme doğal dentisyondakinin %37 si kadardır. Karşıt okluzyon iletilecek kuvvet açısından önemlidir. Hareketli protez varlığında daha düşük doğal diş varlığında daha yüksek kuvvet iletilir [45].

Craig'e [11] göre, doğal dentisyonda ortalama maksimum çiğneme kuvveti büyük azı dişlerde 390-880N, küçük azı dişlerde 453N dur. Anusavice'e [40] göre ise çiğneme kuvvetleri büyük azı ve küçük azı bölgesinde sırasıyla 400-890 N, 222-445N'dur. Mericske-stern ve diğerleri [75], implantlardaki oklüzal kuvveti değerlendirdikleri çalışmalarında en yüksek değeri ikinci küçük azı (450N) bölgesinde bulmuşlardır. Bu araştırmada implantlarla desteklenen sabit protezlerde de en yüksek değer ikinci küçük azı bölgesinde görülmüştür. Birinci küçük azı ve büyük azı bölgesinde 200 N, ikinci büyük azı bölgesinde de 300 N maksimum oklüzal kuvvet elde edilmiştir. Aynı hastalarda implant bulunan taraf ile bulunmayan taraf birbiri ile karşılaştırıldığında fark olmadığı görülmüştür. Oral fonksiyonun ilk olarak dentisyonun durumuna, protetik restorasyonun tipine ve psikolojik duruma bağlı olduğu; ikincil olarak da implantların bulunması ile ilişkili olduğu sonucuna varılmıştır.

2.5. Stres Analiz Yöntemleri

Herhangi bir yapının tasarımı, öngörülen yükler altında meydana gelecek olan gerilmelerin tahminini gerektirir. Bu durum tüm dental yapılar için de geçerlidir. Hem implant hem de doğal diş destekli protezlerde oluşan fonksiyonel ve parafonksiyonel kuvvetler, bu destekler vasıtasıyla biyolojik dokulara (kemik ve yumuşak dokular) iletilerek bu dokularda streslerin (gerilmelerin) oluşmasına yol açarlar. Ortaya çıkan bu streslerin dağılımının saptanması, kullanılacak malzemenin şekil ve yapısının belirlenmesi, yani biyomekanik açıdan ideal bir protetik planlama yapılabilmesi için diş hekimliğinde çeşitli stres analizlerinden faydalanılmaktadır. Kemikte, implantta ve uygulanan restorasyonlarda fonksiyonel stresleri ölçmek amacıyla farklı analiz metotları kullanılmaktadır. Bunlar [41]:

1. Kırılğan vernik kaplama tekniği ile stres analizi
2. Fotoelastik model kullanılarak stres analizi
3. Strain gauge (Gerinimölçer) ile stres analizi
4. Lazer ışını ile stres analizi
5. Termografik kuvvet analizi
6. Radyotelemetri ile kuvvet analizi
7. Sonlu elemanlar stres analizi biçiminde sıralanabilir.

2.5.1. Kırılğan vernik kaplama tekniği ile stres analizi (brittle laquer)

Vernik, kuvvet dağılımı incelenecek cismin üzerine homojen şekilde püskürtülür ve fırınlanır. Cisme kuvvet uygulandığında, vernik üzerinde bu kuvvete dik yönde uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan birtakım çatlaklar oluşur. Çatlakların sık olduğu bölgeler, kuvvetin etkisine en çok maruz kalan bölgelerdir [41,34].

2.5.2. Fotoelastik model kullanılarak stres analizi

Bazı ortamlar kuvvet altında çift kırıcılık gösterir ve ışığın kutuplaşmasına yani polarizasyonuna sebep olur [34]. Fotoelastik yöntem; optik bir yöntem olup, araştırılmak istenen yapının, fotoelastik niteliği olan materyalden modeli yapılır. Polariskop cihazı yardımıyla belirli yüklemeler altında kuvvet çizgilerinin incelenip, fotoğraflandırılması

esasına dayanır [41]. Burada incelenecek malzemeye eşdeğer kullanılan malzemedeki gerinimler ölçülmüş olunur [12].

Fotoelastik stres analizi metodunda, incelenecek implant sentetik rezin içerisine yerleştirilir ve yükleme ile sağlanan stres polarize ışıkla görünür hale getirilir. İki ve üç boyutlu model tekniği, model yüzeyine çift kırıcı plastik yapıştırma tekniği gibi üç esas teknik vardır. Her ne kadar bu işlem çok basit ise de stres optik incelemelerin önemli dezavantajları vardır. Modelin sentetik maddeden yapılmış olması nedeni ile kemiğin homojen olmayan yapısını buna göre değerlendirmek mümkün olmayacaktır. Ayrıca incelemeler daha çok basit düz modellerle sınırlıdır. Diğer bir belirsizlik de optik çözünürlüğün sınırlı düzeyde oluşudur. İmplant yada kemik modellerin uygun olmayan yerleştirilmeleri doğrulukta bir kayba yol açar ve modelin yapımında kullanılan sentetiklerin materyal özellikleri orjinal yapıdakilere uygunluk göstermez [32].

Distale uzantılı sabit protetik restorasyonların son desteklerindeki streslerin, implant destekli sabit bölümlü protezlerdeki yük iletimlerinin, implant-doğal diş tasarımlarındaki streslerin, implant destekli overdenturelarda tutucu tasarımlarının değerlendirilmesinde bu yöntem kullanılmaktadır [41].

Fotoelastik yöntemle yapılan stres analiz değerlendirmelerinde, test materyali orijinal materyalle uyumlu bir fotoelastik materyalden imal edilmekte ve kuvvet uygulaması sonucunda oluşan stresler direkt ve indirekt yöntemle değerlendirilmektedir. Bu yöntemde fotoelastik materyalin test örneğini tam olarak temsil edememesi ve test edilecek cismin fotoelastik örneğinin oluşturulmasındaki güçlükler nedeni ile çok sağlıklı sonuçlar elde edilememektedir. Bu yöntemin dezavantajlarından bir diğeri ise stres yoğunlaşmaları ve stres bölgeleri ile ilgili sonuçlar vermesine rağmen kalitatif ve kantitatif değerlerin yeterli olmamasıdır. Ayrıca fotoelastik yöntemle elde edilen sonuçların hem strain-gauge yöntemi hem de sonlu elemanlar stres analizi yöntemi sonuçları ile çelişkili sonuçlar vermesidir [76,77].

2.5.3. Strain-gauge (gerinim ölçer) ile stres analizi

Mekanik deformasyona maruz kaldığında, iletkenin elektrik direncinin değişmesi prensibine dayanır. Bu yöntemde yapıştırıldıkları malzemenin yük altında şekil

değiştirmesine bağlı olarak değişen strain-gaugelar (gerinim ölçerler) kullanılır. Bu sayede çeşitli yükler altında şekil değiştiren malzemelerin birim şekil değiştirme değerleri strain-gaugelerin (gerinim ölçerin) yapıştırılmış olduğu noktada ölçülerek stres değerleri hesaplanır [34,41].

Farklı implant materyallerinin, implant sistem tasarımlarının, diş-implant ve implant-implant desteklerinin , destek implant sayısının, implantların esneyebilirliğinin ve implant destekli sabit uygulamalarda distale uzantı ile fonksiyonel kuvvetlerin incelenmesinde gerinim ölçerler kullanılmaktadır [12].

Strain-gauge yönteminin dental implantlara uygulanması; strain-gaugelerin ve ilişkili yapıların elektriksel direnci sayesinde olmaktadır. Statik ve dinamik yükleme altında hem in vivo, hem in vitro ölçüm yapmamıza olanak sağlamaktadır [76,78]. Strain-gaugelar uygulanan alandaki bağlantı bölgelerindeki yüzeyel streslerle ilgili doğru veriler vermektedir. Fakat strain-gaugelerin uygulamasında güçlükler bulunmaktadır. In-vivo veya in-vitro strain-gauge deneylerinde kuvvetler, karşı çenedeki dişlerle veya apareyle uygulandığı için protezin oklüzal yüzeylerinde belirli bir noktadan hassas yükleme yapılması zor olmaktadır. Strain-gauge yöntemi klinik yükleme esnasında in-vivo ölçüm yapan tek yöntem olmasına rağmen bükülme momentlerinin ölçümünde in-vivo ve in-vitro strain-gauge yöntemlerinin sonuçlarının birbirini destekler nitelikte olmadığı belirtilmiştir [76,79,80]. Bu nedenle her çalışmada uygulanamamaktadır.

2.5.4. Lazer ışını ile stres analizi (holografik interferometre)

Hologram, cisimlerin 3 boyutlu görüntüsünü elde etmek için kullanılan bir koherent ışık kaynağından çıkan iki ışının karşılıklı etkisiyle oluşturduğu mikroskobik girişim saçaklarının kaydedilmesi işlemidir. Holografide ışığın iki temel özelliği olan girişim ve kırınım olaylarından faydalanılır. Gerilim veya herhangi başka bir nedenle oluşan yüzey değişimlerinin tespit edilebilmesi, holografinin bir alt alanı olan holografik interferometrenin doğmasına sebep olmuştur. Çift poz holografik interferometre en çok kullanılan türdür [34,41].

2.5.5. Termografik kuvvet analizi

Bu yöntem, Lord Kelvin tarafından bulunan bir prensibi esas almaktadır. Bu prensibe göre; homojen, izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde, ısıda oluşan periyodik değişimler, materyalin ilgili noktasındaki asal streslerin toplamı ile doğru orantılıdır. Çiğneme sırasında bu yöntem için gerekli olan periyodik yükleme frekansına ulaşmak mümkün olmakla beraber, diş hekimliğinde kullanılan implantların statik yüklemesi gibi diğer ilgi alanları, bu yöntemin yükleme frekansı gereksinmelerini karşılamamaktadır [49].

2.5.6. Radyotelemetri ile kuvvet analizi

Bu metot, birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kuruludur. Yöntemde; bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, gerilimölçer yükselticisi, anten ve veri kaydedici bulunmaktadır. Gerilim ölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebep olmakta ve bu da radyotelemetre'nin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemde en büyük avantaj veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır [41,49].

2.5.7. Sonlu elemanlar stres analizi (SEA,finite element analysis,FEA)

Sonlu elemanlar stres analizi yöntemi komplike mühendislik problemlerinin bilgisayar ortamında çözümünde kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemin temeli; sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde modellenmesi ve böylece oluşan parçalar veya elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır. Sonlu elemanlar analizi, karmaşık geometrilere sahip sistemlerde karmaşık mekanik problemlerin analitik olarak çözümüne imkan veren sayısal (numerik) bir yöntemdir. Kararlı rejimli, değişken rejimli, linear (lineer), non-linear (lineer olmayan) durumlar için stres (gerilim) analizi, ısı transferi, akışkanlar mekaniği ve elektromanyetizma problemlerinin analizleri, sonlu elemanlar yöntemi ile yapılabilir [12,34,41].

Bu yöntem; ilk olarak 1956 yılında bulunmuş ve uçakların incelenmesinde kullanılmıştır. Ayrıca, inşaat mekaniği, petrol ve diğer mühendislikler ile ilgili problemleri çözmede de kullanılmaktadır [41].

Dental yapılar, oldukça karmaşık geometriye sahiptir ve bu yapılarla ilgili problemlerin çözümü ve klinik uygulamalar öncesi bilgi vermesi açısından sonlu elemanlar stres analizi yöntemi oldukça uygundur. Sonlu elemanlar stres analizi yönteminde tüm sistemin ağ yapısı, elemanları, düğümleri ve sınır koşulları oluşturularak problem çözülmektedir [81].

Sonlu elemanlar stres analiz yönteminde problem, şekilsel fonksiyonlar kullanılarak çok daha küçük ve basit elemanlara ayrılmakta ve sonuç, varyasyonel prensiplere dayanarak tespit edilmektedir [12,34,41,81].

Sözü edilen analiz üç aşamada gerçekleşir. Birinci aşamada kuvvet karşısında çözümlemesi yapılarak davranışı incelenecek yapı geometrik tanımlara uyacak şekilde bilgisayarda modellenir, burada iki konu önemlidir. Birincisi sınır koşulları, ikincisi ise düğüm sayısıdır. Bu iki etmen yapının küçük alt bölümlere ayrılması ile doğrudan ilişkilidir ve ne kadar küçük ünitelere ayrılabilirse analiz de o kadar gerçeğe yaklaşır.

İkinci aşama analiz ile ilgili gerekli ve yeterli verinin yüklenmesidir. Bu veriler: her farklı elemanın elastikiyet modülü ve poisson oranı, düğüm noktalarına uygulanacak kuvvetin yönü şiddeti ve açısıdır. Doğaldır ki bu değerler bütün oluşturulan yapıların herbiri için özgün olmalı, kuvvet ile ilgili bilgiler de gerçeği yansıtmalıdır. Son aşama analizin çözümlemesinin yapılmasıdır. Her bir alt yapının iç çözümlemesinden yapının tümünün çözümlemesine ulaşılır. Burada etmen düğüm noktalarındaki elde edilen değerlerdir. Bu nedenle ne kadar çok düğüm noktası varsa o oranda gerçeğe yakın sonuç alınabilir.

İncelenecek model küçük ve düzenli üçgen veya dörtgen elemanlara bölünerek köşe noktalarında birbirlerine bağlantılı olan bir element ağı (mesh generation) oluşturulur. Model ağını oluşturan elemanlar kendi gerilme şekil değiştirmelerini bağlı oldukları diğer elemanlara aktararak onları etkilerler. Elemanlar üzerindeki noktaların yer değişimi ile tüm yapının iç gerilme şekil değişiklikleri elde edilir [34].

Sonlu elemanlar stres analizi metoduyla problemlerin çözülmesi için bilgisayara girilmesi gereken bilgiler [82]:

- 1) Cismin geometrisini oluşturacak koordinatlar,
- 2) Cismin geometrisine ve boyutuna uygun eleman tipi,

- 3) Elemanların poisson oranı ve elastisite modülü değerleri,
- 4) Modele uygulanan kuvvetler,
- 5) Geometrinin sınır şartları,
- 6) Yapılacak olan analizin tipi.

Materyal özellikleri bir yapıdaki stres ve strain dağılımlarını büyük ölçüde etkiler. Bu özellikler sonlu elemanlar stres analizinde izotropik, ortotropik veya anizotropik olarak modellenebilir. İzotropik bir materyalde özellikler her yerde aynıdır. Anizotropik bir materyalin ise, farklı yöntemlerle ölçüldüğünde farklı özellikleri mevcuttur. Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında çene kemiği elastisite modülü ve poisson oranı ile nitelendirilmektedir. Bu nedenle çene kemiğinin maddesel davranışının homojen, izotropik ve linear elastik olduğu varsayılmaktadır [41,81,83,84]. Çoğunluğu uzun kemiklerde yapılmış biyomekaniksel çalışmalar kemiğin fiziksel özelliklerinin anizotropik ve non-homojen karakterde olduğunu göstermektedir. Gerçekte maksilla ve mandibula kısmen plastik canlı dokulardır, dinamikler ve mekaniksel ortama göre farklı şekillerde cevap verirler [83,85,86]. Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında; implantların, dental yapıların, protezin, kortikal ve trabeküler kemiğin, akrilin, mukozanın elastisite modülleri ve poisson oranları için kabul edilmiş evrensel tek bir tablo yoktur [87,88].

Sonlu elemanlar yönteminin avantajları

- 1) Sonlu elemanlar yöntemi ile analizi yapılacak bir cisim temsil edilebilir, hatta çok karmaşık şekilli bir cisimde dahi analiz, güvenilir olabilir.
- 2) Çok bağlantılı kısımlar (yani bir veya çok delikli cisimler) veya köşeleri olan cisimler de zorluk çekilmeksizin analiz edilebilir.
- 3) Değişik malzeme veya geometrik özellikleri bulunan problemler ek bir zorluk getirmez. Geometrideki ve malzemenin yapısındaki bozukluklar, zamana bağlı değişken özellikler gibi malzeme özellikleri kolaylıkla değerlendirilebilir.
- 4) Neden ve sonuç ilişkisine ait sorunlar, küçük bir elemanda çözümlenerek tüm sisteme ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sonlu elemanlar analiz yönteminin bu özelliği sorunların anlaşılmasına ve çözülmesine olanak sağlar, hem de sorunu basitleştirir.
- 5) Sınır şartları kolayca uygulanır.
- 6) Sonlu eleman analiz metodunun çok yönlülüğü ve esnekliği, karmaşık yapılarda, sürekli

ortam, alan problemleri ve diğer problemlerde sebep sonuç ilişkilerini hesaplamak için etkin şekilde kullanılabilir. Analitik ve deneysel metotlardan hassas sonuç verir [31,34].

Sonlu elemanlar yönteminin dezavantajları

- 1) Programların maliyetleri çok yüksektir.
- 2) Programlar patentlidir. Bu sebepten dolayı kullanılan programlar lisanslı olmalıdır ve her kullanıcının bir girişi olmalıdır.
- 3) Bu programlara sık sık yenileme yapılmalıdır.
- 4) Programların kullanılabilmesi için iyi bir donanıma sahip olmak gerekir. Bu sebeple, programın kullanıldığı bilgisayarın maliyeti de artar [31].

Yöntem sonuçlarının daha doğru ortaya konulmasında; modellenecek kemiğin ve implantın ayrıntılı geometrisi, materyal özellikleri, sınır koşulları, kemik ve implantın bağlantı yüzeyi önem taşımaktadır [81].

Akça ve diğerleri [89] 2002 yılında yaptıkları bir çalışmada dental implant üzerinde meydana gelen streslerin incelenmesinde sonlu elemanlar stres analizi ile strain-gauge analiz yöntemini kıyaslamışlardır. Her iki yöntemde de uygulanan kuvvetler altında meydana gelen stres strain miktarları konusunda yakın sonuçlar elde etmişlerdir, fakat modelleme açısından sonlu elemanlar metodu daha hassas ve ayrıntılı bir sonuca izin verdiği için avantajlı bulmuşlardır.

Meijer ve diğerleri [90] da, iki implant yerleştirdikleri dişsiz mandibulanın interforaminal bölgedeki stres dağılımını 2 boyutlu ve sonlu eleman modelleri kullanarak incelemişler ve şu sonuca varmışlardır; iki boyutlu model, klinik durumu yeterince temsil etmemekte ve parametre çalışmalarında dental implantlar çevresindeki stres dağılımını analiz etmek için yetersiz kalmaktadır. Araştırmacılar 3 boyutlu bir analizin gerçek bir değerlendirme olduğunu, 2 boyutlu sonlu elemanlar analizinin ise kısa sürede genel bir sonuç elde etmek amacıyla tercih edilmesi gerektiğini birdirmişlerdir.

Baiamonte ve diğerleri [91] çalışmalarında; maymun mandibulasında osseointegre olmuş endoosseos implant üzerine uygulanan kuvvete karşı oluşan stres verileri ile, bu çenenin üç boyutlu sonlu eleman modeline uygulanan kuvvet sonucu oluşan stres verilerini

kıyaslamışlardır. Elde edilen verilerin uyum içinde olduğunu, böylece sonlu eleman modelinin implant ve implantı çevreleyen kemikte oluşan stres dağılımını tam olarak tanımladığını bildirmişlerdir.

Sonlu elemanlar analiz yöntemindeki temel kavramlar

Sınır Şartları (Boundary conditions)

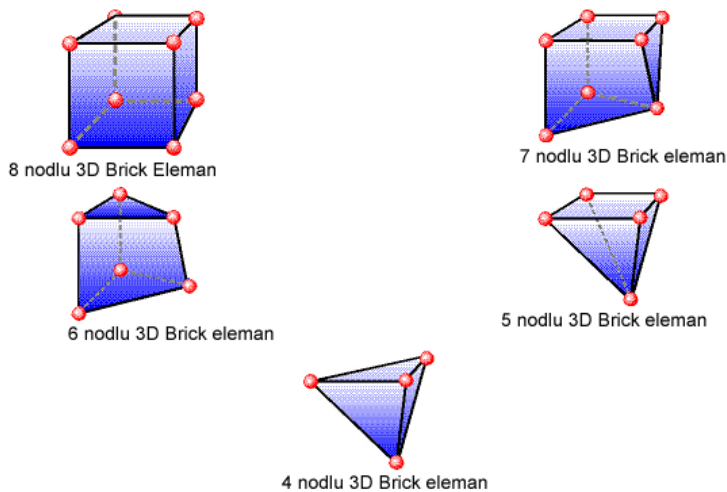
Sınır şartları streslerin ve deplasmanların sınır ifadelerini kapsar. Yani cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösterir. Analizi yapılan cisimde kuvvet nereye uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir [31].

Pre/post Prosesler (öncül/son işlemler)

Yapısal modellerde daha fazla detay için imkân sağlayan modelin çizilmesi, çizilen modelin SEA için bölümlendirilmesi ve bu bölümlerin düzenlenmesini içeren işlemlere preprosesler (ön işlemler) ve analiz işlemlerine de postprosesler (son işlemler) denilmektedir [34].

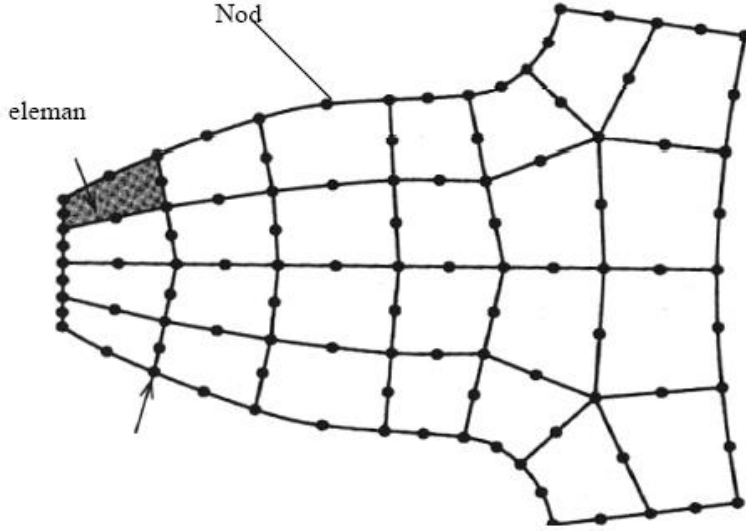
Element (Eleman)

Sonlu eleman stres analizinde sistemi tanımlayan bölge, "element" olarak adlandırılan basit geometrik şekillere parçalanır. Elementlere eleman da denir. Nod sayılarına göre farklı eleman şekilleri vardır (şekil2.8).



Şekil 2.8. Üç boyutlu eleman çeşitleri

Bu elementlerin özellikleri, "nod (düğüm)" olarak adlandırılan özel noktalarındaki bilinmeyen değerler cinsinden ifade edilir. Sınır koşullarını da içerecek şekilde, elementlerin birleştirilmesi sonucu lineer veya lineer olmayan cebirsel denklem seti elde edilir. Bu denklemlerin çözümü sistemin yaklaşık davranışını verir. Çok sayıda düğüm bilinmeyene sahip sistemin çözümünü kolaylaştırır (Şekil 2.9) [31,34,81].



Şekil 2.9. Bir sonlu eleman modelinde nod noktaları ve elemanlar

Sonlu elemanlar yönteminde stres değerlendirmeleri

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Sonlu elemanlar stres analiz sonuçlarında önemli olan doğru kesitlerin elde edilip, düğümlerdeki stres miktarlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve diğer örneklerle kıyaslama yapılarak anlamlı sonuçlar elde edilmesidir [31,34,81].

Sonlu elemanlar stres analizleri sonunda Algor Fempro bilgisayar programı, oluşan 25 farklı stresin değerini verebilmektedir. Bu veriler asal gerilimler (principal stresses), eksensel gerilimler (axial stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimler (equivalent stresses) olabilir. Veriler değerlendirilirken incelenen materyalin mekanik özellikleri göz önüne alınır [92].

Uygulanan kuvvetler sonucunda oluşan stresler normal stresler (gerilme ve sıkışma stresi-

σ ile sembolize edildi) ve kesme stresleri (τ ile sembolize edildi) olmak üzere iki grupta toplanır.

Bir adet üç boyutlu stres elemanının x, y, z düzlemlerine bir adet normal stres ve iki adet kesme stresi etki eder. Kesme stresler, $\tau_{xy} = \tau_{yx}$, $\tau_{yz} = \tau_{zy}$, $\tau_{xz} = \tau_{zx}$ şeklinde gösterilebilir. Dolayısıyla herhangi bir üç boyutlu elemanın stres durumu tamamen üç normal ve üç kesme stres komponenti şeklinde tanımlanır. Üç boyutlu elemanlarda en büyük stres değeri bütün kesme stres bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğunda normal streslere Principle Stres denir. Principle Stres; maksimum principle stres, intermediate principle stres ve minimum principle stres olarak üçe ayrılır. Genelde σ_1 en büyük pozitif değeri, σ_3 en küçük negatif değeri ve σ_2 ise ara bir değeri göstermektedir. Bu değerleri sıraya koyacak olunursa; $\sigma_1 > \sigma_2 > \sigma_3$ şeklinde bir sıralama ortaya çıkar.

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

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

Bu verilerden elde edilecek en yüksek asal gerilim (maksimum principal stress) modelde oluşan en yüksek çekme tipi gerilimini, en düşük asal gerilim (minimum principle stress) ise modelde oluşan en yüksek sıkışma tipi gerilimini ifade eder.

Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, stres elemanı o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gerekende o stres tipidir.

Kırılgan materyaller için principal stres değeri önemlidir. Çünkü Maksimum principle stres, en yüksek gerilme dayanıklılığına eşit veya daha büyük değerde olduğunda ve minimum principle stresin mutlak değeri, en yüksek sıkışma dayanıklılığına eşit veya daha büyük olduğu zaman başarısızlık oluşur. Von Mises stres, metal gibi çekilebilir (ductile) materyaller için, deformasyonun başlangıcı olarak tanımlanır ve 3 principle stres değerinden hesaplanır (Eş 2.6);

$$\sigma_1 = \frac{\sqrt{(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_1)^2}}{2} \quad (2.6)$$

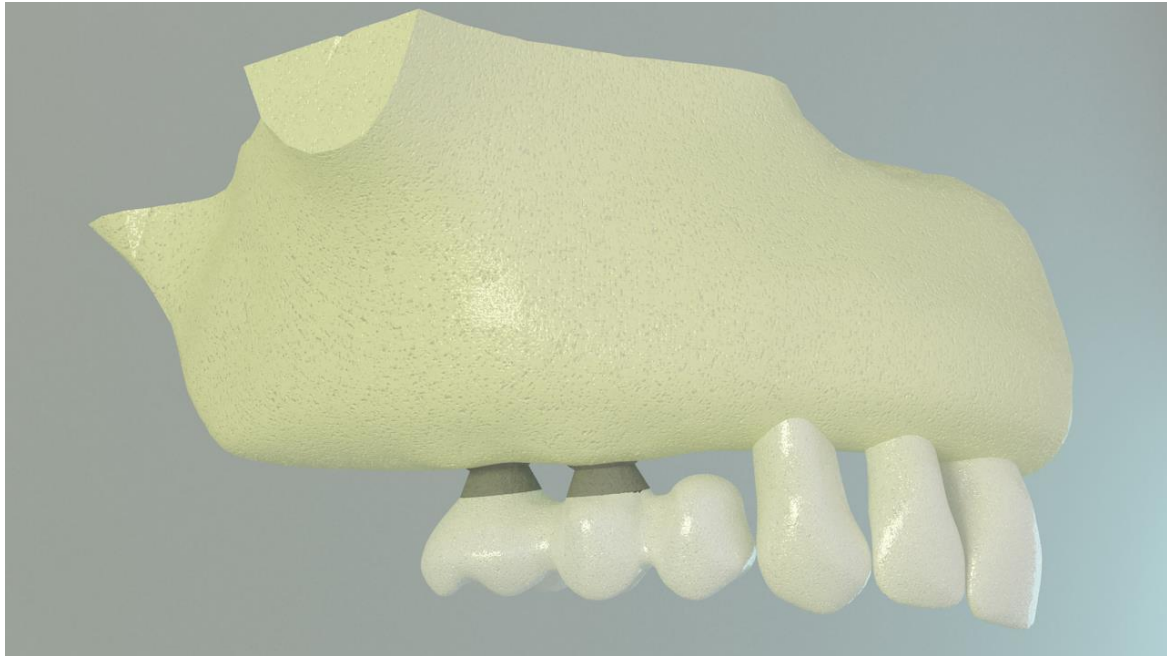
Bu sayede arayüz bağlantılarında ve implantlarda oluşan stresler nitelik ve nicelik yönünden değerlendirilebilir. Von Mises değerleri genel olarak tüm yapıda oluşan makaslama streslerini oluşturan bileşke stres değerleri hakkında da fikir vermektedir. Von Mises stresleri plastik deformasyondan sorumlu distorsiyon enerjisi ile ilgilidir. Yield noktasını tanımlamak için kullanılır. Yield noktası aşıldıktan sonra materyal elastik davranış gösteremez ve daimi deformasyon oluşur [93]. Yani arayüz bağlantılarında ve implantlarda oluşan von Mises stres değeri alüminyum oksit kor porseleni, ara bağlantı porseleni ve tabakalama porseleninin germe dayanımını (yield strength) geçerse mekanik başarısızlık oluşur. Ancak biyomekanik faktörler her bireyde farklılık gösterdiği için çıkan sonuçların sayısal olarak değerlendirilmesi yanlış olacaktır. Bu sebeple von Mises stres değerleri stres dağılımlarını ve yoğunlaşmaları hakkında genel bir bilgi edinmek amacıyla incelenmelidir.

3. GEREÇ VE YÖNTEM

3.1. Gereç

Bu araştırma, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirildi.

Bu çalışmada; maksiller sağ posterior bölgede 1. premolar, 2. premolar ve 1. molar dişin eksik olduğu maksilla modeli hazırlandı. Hazırlanan modellerde 1. molar ve 2. premolar bölgesine implant yerleştirildi ve bu implant destekler üzerine yapılan üç üyeli metal destekli porselen kantilever köprü üzerine fonksiyonel kuvvetler uygulandı. Hazırlanan dört modelde implant çapları haricinde herşey sabit tutularak, implant çapındaki değişimin stres dağılımlarına etkisi incelendi. Uygulanan kuvvetler altında kortikal kemiğin en üst seviyesinde alınan referans noktalarında, implantlar üzerinde ve restoratif yapı üzerinde oluşturdıkları stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri incelendi. Çalışmamızda üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile statik lineer analiz yapıldı.



Resim 3.1. 1 numaralı model kortikal kemik görüntüsü

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) 3 boyutlu optik tarayıcıdan (Resim 3.2), 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 yararlanıldı. Analiz bilgisayarı olarak da aynı bilgisayar kullanıldı.



Resim 3.2. Activity 880 üç boyutlu optik tarayıcı

3.2. Yöntem

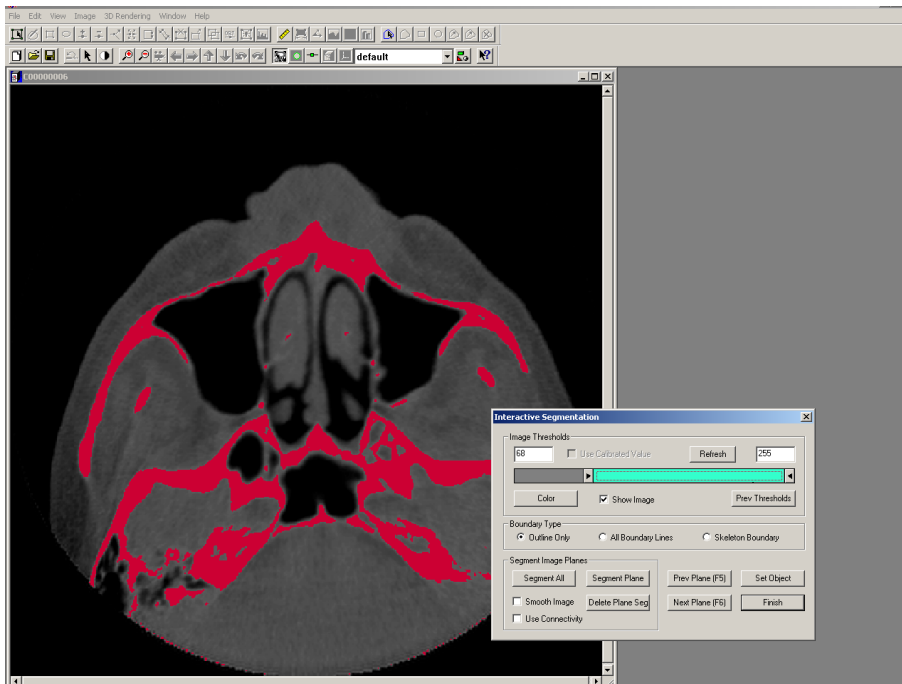
3.2.1. Üst çene modeli elde edilmesi

Üst çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz erişkin bir hastanın, çene kemiği, Konik Huzme Işınlı Tomografide (ILUMA, Orthocad, CBCT, 3M Imtec, Oklahoma, USA) tarandı (Resim 3.3). Taramada 120 kvp, 3,8 mA’de 40 saniyelik tarama ile 601 kesit elde edildi. Daha sonra hacimsel veri 0.2 mm kesit kalınlığı ile rekonstrükte edildi. Rekonstrüksiyon sonucunda elde edilen kesitler, DICOM 3,0 formatında export edildi, export edilen kesitler 3D-Doctor (Able Software Corp., MA, USA) yazılımına alındı.



Resim 3.3. Tomografi görüntüsü

3D-Doctor yazılımı manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi de olmak üzere pek çok görüntüleme yöntemi ile elde edilen görüntülerin, bilgisayar ortamında yeniden oluşturulabildiği üç boyutlu rekonstrüksiyon yazılımıdır. Yazılım ile yeniden oluşturulan görüntüler üzerinde sadeleştirme ve yeniden biçimlendirme gibi değişiklikler yapılabilmektedir.



Resim 3.4. 3D Doctor yazılımında interactive segmentation yöntemiyle kemik dokularının ayrıştırılması

3D-Doctor yazılımında kesitler üzerindeki kemik dokular “interactive segmentation” yöntemiyle ayrıştırıldı (Resim 3.4). Ayrıştırılan kesitler “Complex Render” yöntemiyle 3 boyutlu model haline getirildikten sonra, elde edilen 3 boyutlu model, 3D-Doctor yazılımındaki sadeleştirme yöntemleri ile düşük hafıza tüketen ve düzgün oranlara sahip elemanlardan oluşan, pürüzsüz bir yüzey haline getirilerek üst çene kemiğinin modelleme işlemi tamamlandı. Daha sonra ise 3 boyutlu model 3D-Doctor yazılımından ‘stl’ formatında aktarıldı.

VRMesh yazılımında boyutsal ve topografik düzenlemeler yapılarak modelin ağ yapısı elde edildi.

Algor yazılımında analizlerinin yapılabilmesi için, içi dolu şekilde meshlenmesi yani ağ yapının oluşturulması gerekmektedir. Meshleme işleminde, modeller mümkün olabildiğince 8 düğüm noktalı (brick tipi) elemanlar denilen basit geometrik şekillerden oluşturuldu (Bkz. Şekil 2.8). Modellerdeki yapıların merkezine yakın bölgelerde gerektiğinde yapının tamamlanabilmesi için daha az düğüm noktalı elemanlar kullanıldı. Bu modelleme tekniği sayesinde hesaplamayı kolaylaştırmak üzere mümkün olan en yüksek düğüm noktalı elemanlar ile en yüksek kalitede ağ yapısı oluşturulmasına çalışıldı. Çene modellerinde bulunan ve analiz işlemini zorlaştıran dik ve dar bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirildi. Mesh işlemi ile, daha önce yüzey modeli oluşturulan parçaların katı model haline gelmesi sağlandı.

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

Düzenlenen modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için, ‘stl’ formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarıldı. ‘stl’ formatı 3 boyutlu modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. ‘stl’ formatında düğümlerin koordinat bilgileri de saklanması sayesinde programlar arasında aktarımı yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır.

Algor Fempro yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin maksillaya ait olduğunu, dış yapılarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak

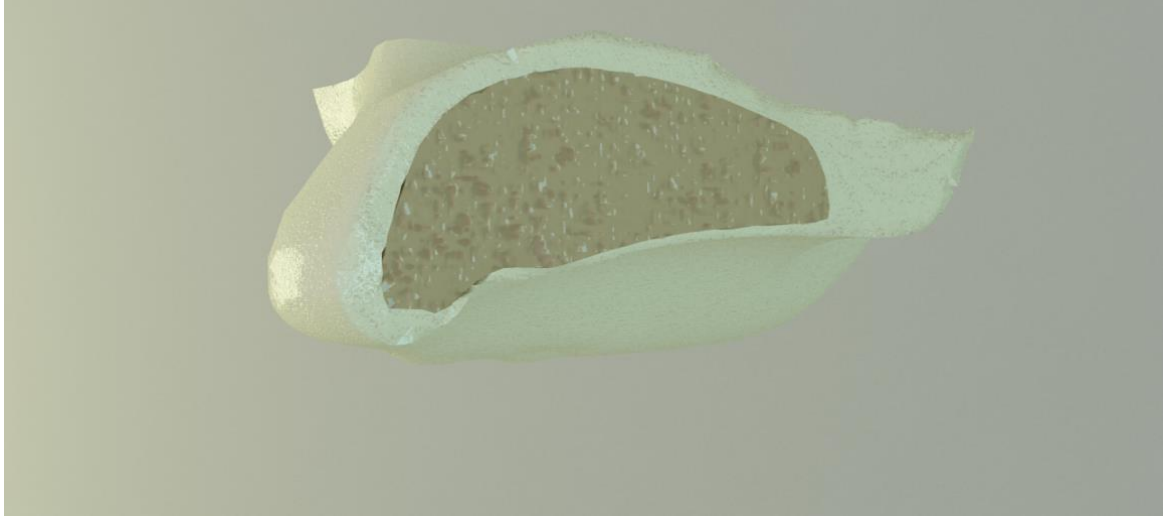
gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verildi. Programda katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edildi. Bir materyalin homojen olması, mekanik özelliklerinin yapısal her elemanda benzer olduğunu gösterir. İzotropik ise, yapısal elemanın her yönde materyal özelliklerinin aynı olduğu durumu tanımlamaktadır. Linear elastisite; yapının deformasyon veya strain'inin uygulanan kuvvetler altında oransal olarak değişkenlik göstermesidir. Bu tanımlama için kullanılan elastiklik modülü ve Poisson oranları Çizelge 3.1'de verildi. Belirtilen materyal özellikleri bilgisayar ortamında modellere aktarıldı.

Çizelge 3.1. Elastiklik modülü ve poisson oranları

Materyal	Elastik Modülü (GPa)	Poisson Oranı	Kaynaklar
Titanyum implant ve abutman	110	0,35	[19,23,76,94-100]
Kortikal kemik	13,7	0,3	[19,23,94,95,97,99-102]
Trabeküler Kemik (D3)	1,37	0,3	[14,95,98-100,102]
Krom-kobalt alaşımı(metal alt yapı)	218	0,33	[23,95,98,100]
Feldspatik porselen	82,8	0,35	[98,103,104]

Maksiller posterior bölgede daha çok tip 3 ve tip 4 kemik görülmektedir. Ancak, tip 4 kemiğe yerleştirilmiş implantlarda başarısızlık oranları yüksek olduğu için [18], çalışmamızda tip 3 kemik modellendi.

Çalışmada Lekholm ve Zarb'ın [15] kemik kalite sınıflaması dikkate alınarak, bu sınıflamada tarif edilen Tip 3 kemik özelliğine uygun olacak şekilde modeller hazırlandı. Model üzerinde kortikal ve trabeküler kemik oluşturulurken Holmes ve diğerlerinin [105] çalışmasında belirtilen Tip 3 kemik özellikleri kazandırıldı. Kortikal kemik dokusundan ofset (ofset: yapının her yerden eşit olarak büyümesi/küçülmesi işlemidir) yöntemi ile spongioz kemik elde edildi ve kuvvet aktarımı sağlandı. Ofset değeri 1 mm olarak alındı. Böylece Tip 3 kemik özelliklerine uygun olarak trabeküler kemik ve bu kemiği çepeçevre saran 1 mm kortikal kemik modellendi. Kortikal ve spongioz kemiğin kesit görüntüsü Resim 3.5'de verildi.

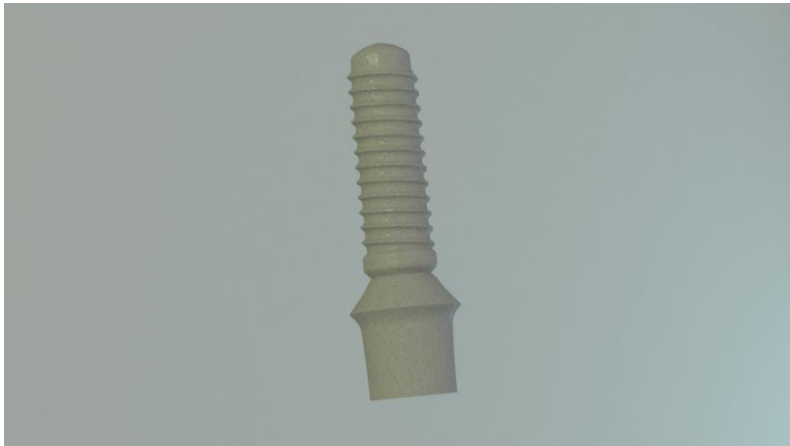


Resim 3.5. Kortikal ve spongios kemik görüntüsü

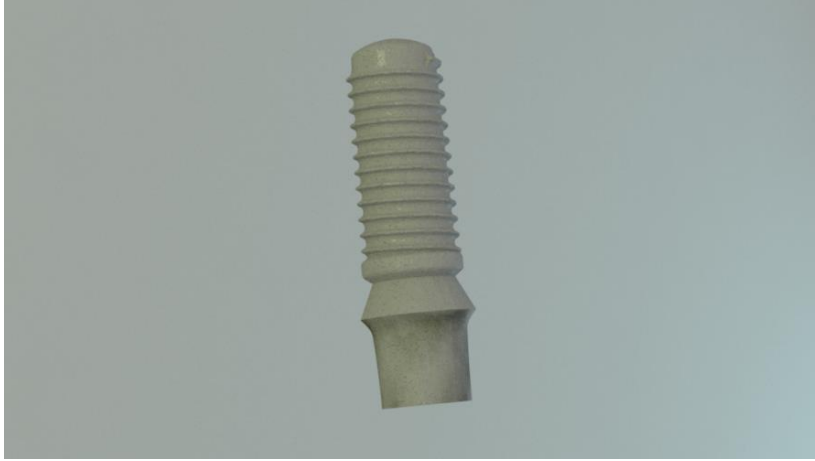
Çalışmamızda U şeklinde orta genişlikte ve orta uzunlukta alveol kavsi şekli seçildi. Alveol kretinin genişlik ve uzunluk değerleri olarak Bilgin'in [106] çalışmasında bildirdiği tanım aralıklarının orta değerleri seçildi. Modelleme sırasında alveol kreti genişliği 6 mm, yüksekliği 25 mm olarak alındı. 6 mm'lik kret genişliği çizimi yapılırken Bilgin'in [106] çalışmasından yola çıkarak kret tepesinden geçen çizginin içine ve dışına üçer milimetrelik mesafe bırakıldı.

3.2.2. İmplantların modellenmesi

Dişsiz bölgede 3,75 mm çapında (Resim 3.7) ve 4,1 mm (Resim 3.6) ITI Straumann (Institut Straumann AG, Basel, Switzerland) marka bone level tasarımında implantlar ve bunlara uygun shoulder tipte abutmentlar tercih edildi. Modellerin tümünde implant uzunlukları 12mm olarak seçildi.

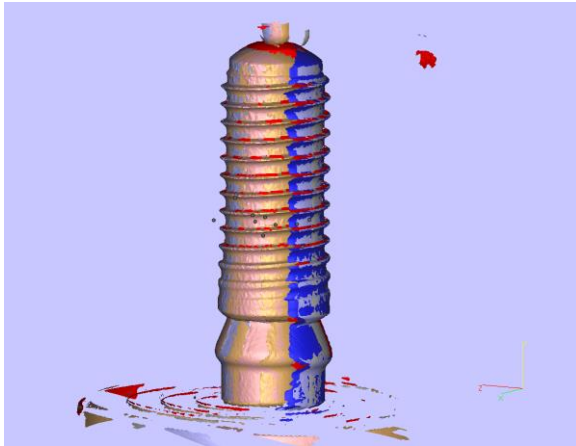


Resim 3.6. 3,75mm çap ve 12mm boyunda implant ve abutment modeli



Resim 3.7. 4,1mm çap ve 12mm boyunda implant ve abutment modeli

Çalışmada kullanılan implant ve protez parçaları Activity 880 3 boyutlu tarayıcısı ile 3 boyutlu olarak tarandı, tarama aşamasına ait görüntü Resim 3.8’de gösterildi.



Resim 3.8. Tarama aşamasına ait görüntü

Modeller ‘stl’ formatında elde edildi ve, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N , Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhinoceros yazılımında Boolean yöntemi ile protez alt ve üst parçaları, implant vidaları ve kemik dokuları arasında uyumlandırma yapıldı ve kuvvet aktarımı sağlandı. ‘Boolean’ yöntemi; 2 veya 3 boyutlu her türlü birleştirme, çıkartma, kesişim bulma, kesme ve ayırma işlemlerine verilen isimdir.

3.2.3. İmplant modellerinin çene modeli üzerine yerleştirilmesi

İmplantlar birbirlerine meziodistal ve bukkopalatinal yönde paralel olacak şekilde alveol kemiğine 30° açı ile yerleştirildi. Dişlerin meziodistal boyutları dikkate alınarak implantlar arasında en az 3 mm ve implantların bukkal ve palatinal bölgelerinde en az 1 mm mesafe bırakıldı.

İmplantlar üzerine modellenen kron boyutları Wheeler'ın [107] anatomi atlasından alındı (Çizelge 3.2). Dental implantların ark üzerinde mezio-distal olarak konumlandırılmasında ve implantlar arası mesafelerin belirlenmesinde doğru orantı formülünden yararlanıldı (Eş 3.1).

$$\frac{\text{Oluşturulan çene modellerinde kronlara ait mezio-distal çap}}{\text{Oluşturulan çene modellerinde alveol kavsi uzunluğu}} = \frac{\text{Doğal dentisyonda kronlara ait ortalama mezio-distal çap}}{\text{Doğal dentisyonda ortalama alveol kavsi uzunluğu}} \times$$

Dental implantları kavsi üzerinde konumlandırırken ve implant üstü kronların çaplarını hesaplarken kullanılan formül (3.1)

Doğal dentisyonda ortalama alveol kavsi uzunluğu kronların mezio-distal çaplarının toplanması ile elde edilmektedir. Wheeler'ın [107] çalışmasındaki veriler kullanılarak maksilladaki dişlerin ortalama mezio-distal çapları toplandığında ortalama alveol kavsi uzunluğu 128 mm olarak hesaplandı.

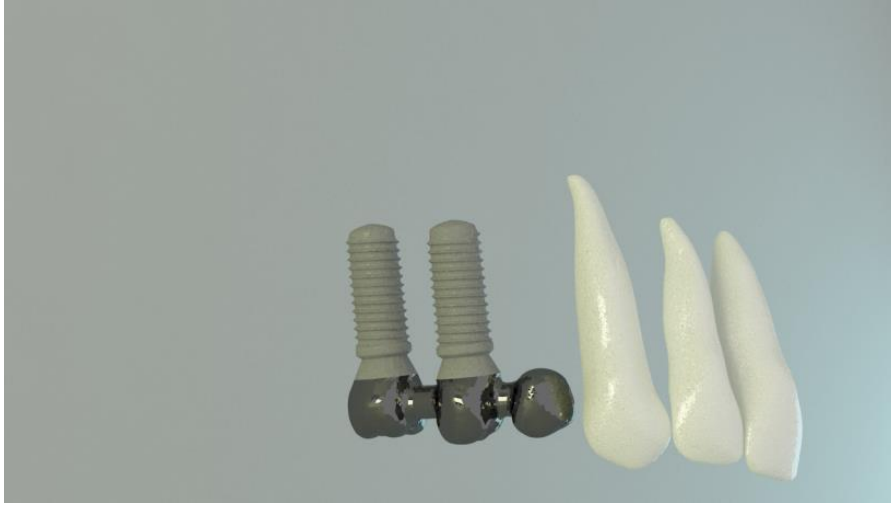
Çizelge 3.2. Wheeler'ın [107] çalışmasında belirtilen maksilladaki dişlerin çeşitli yönlerde ki ortalama boyutlarına ait değerler

Maksilladaki doğal dişler	Kron boyu (mm)	Kök boyu (mm)	Mine-sement sınırında mezio-distal çapı (mm)	Kronun mezio-distal çapı (mm)	Mine-sement sınırında bukko-lingual çapı (mm)	Kronun bukko-lingual çapı (mm)
Ön kesici	10,5	13,0	7,0	8,5	6,0	7,0
Yan kesici	9,0	13,0	5,0	6,5	5,0	6,0
Kanin	10,0	17,0	5,5	7,5	7,0	8,0
1. Küçük azı	8,5	14,0	5,0	7,0	8,0	9,0
2. Küçük azı	8,5	14,0	5,0	7,0	8,0	9,0
1. Büyük azı	7,5	12,0-13,0	8,0	10,0	10,0	11,0
2. Büyük azı	7,0	11,0-12,0	7,0	9,0	10,0	11,0
3. Büyük azı	6,5	11,0	6,5	8,5	9,5	10,0

3.2.4. Köprü tasarımlarının hazırlanması

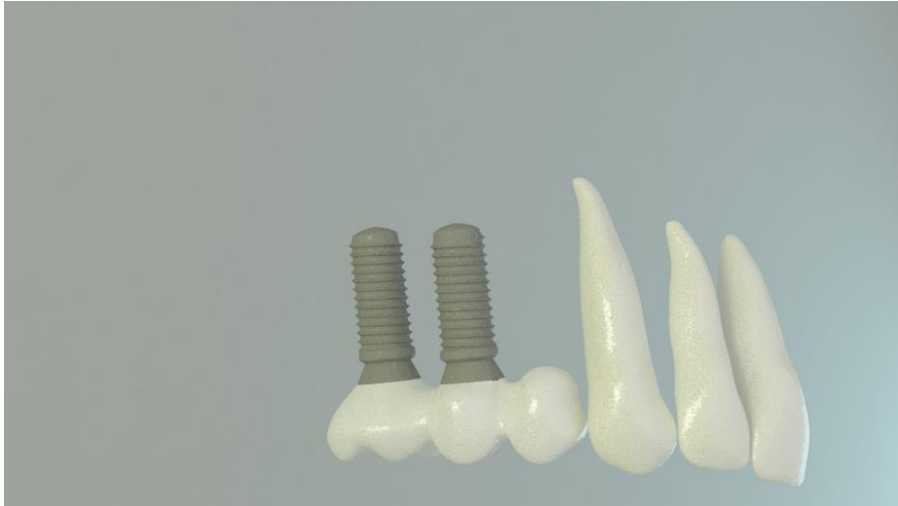
Fonksiyonel kuvvetlerin uygulanacağı 3 üyeli mezial kantilever köprü tasarımında morfoloji ve boyutlar Eskitaşcıoğlu'nun [108] çalışmasında olduğu gibi, Wheeler'ın [107] anatomi atlası kaynak alınarak oluşturuldu (çizelge 3.2). Literatürdeki çalışmalardan yola çıkarak çalışmamızda, modellerin hepsinde Co-Cr alaşımı destekli porselen köprü yapıldı [34,100,109-114]. Bu köprünün metal alt yapısının kalınlığı basamaklarda 0,3-0,5 mm ; eliptik tasarımlı konnektörler ise minimum 2 mm olacak şekilde hazırlandı.

Metal alt yapının implantlar üzerindeki görüntüsü Resim 3.9'da verildi.



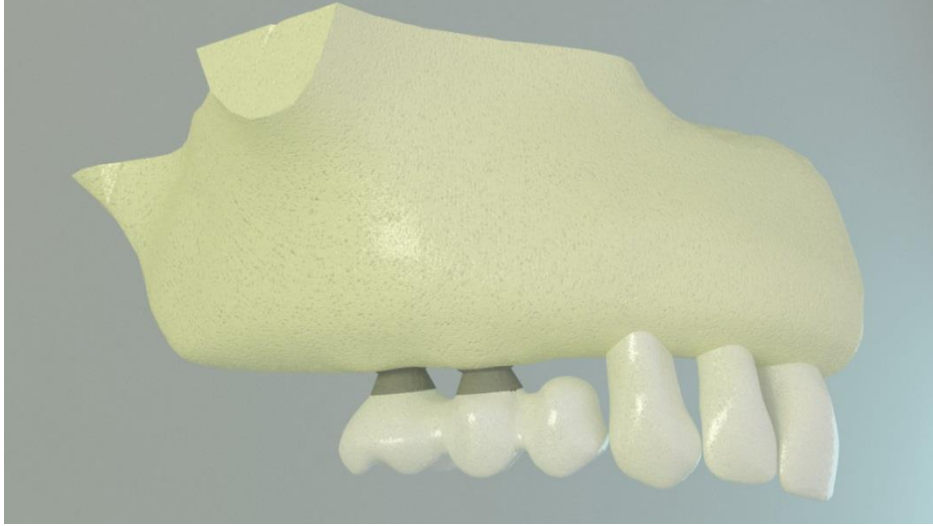
Resim 3.9. Metal alt yapı görüntüsü

Metal alt yapı üzerine porselen modellenmiş görüntüsü Resim 3.10'da verildi.



Resim 3.10. İmplantların ve üst yapının uzaydaki konumu

Bu şekilde maksillar kortikal kemik, spongioz kemik, sabit protez, protez alt parçaları ve implantlar gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde modele taşındı. Rhinoceros yazılımında yapılan modellemeler, 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilerek modelleme işlemi tamamlandı. Kortikal kemik ve implantların ilişkisi Resim 3.11’de, spongioz kemik ile implantların ilişkisi Resim 3.12’de görülmektedir.



Resim 3.11. Kortikal kemik görüntüsü



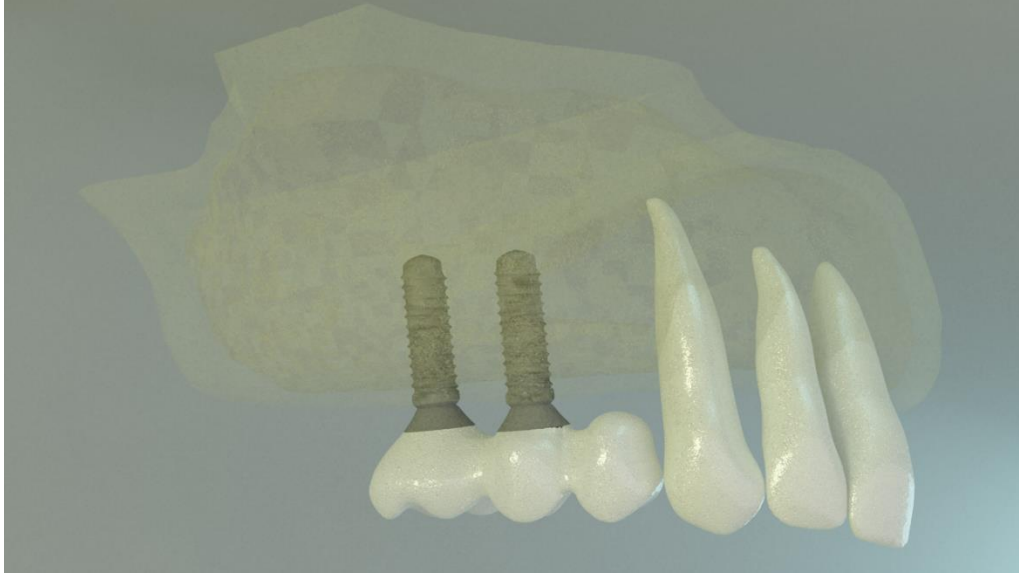
Resim 3.12. Spongioz kemik görüntüsü

3.2.5. Çalışma modelleri

Çalışmada 3 üyeli mezial kantilever sabit köprü desteği olarak 4 farklı model oluşturuldu. Modellerin tümünde 1. premolar kantilever olarak hazırlandı. Pontığe yakın implant (ikinci premolar) birincil implant, gövdeden uzak olan implant (birinci molar) ikincil implant olarak isimlendirildi. Gövde ile birincil implant destek arasındaki konnektör birinci

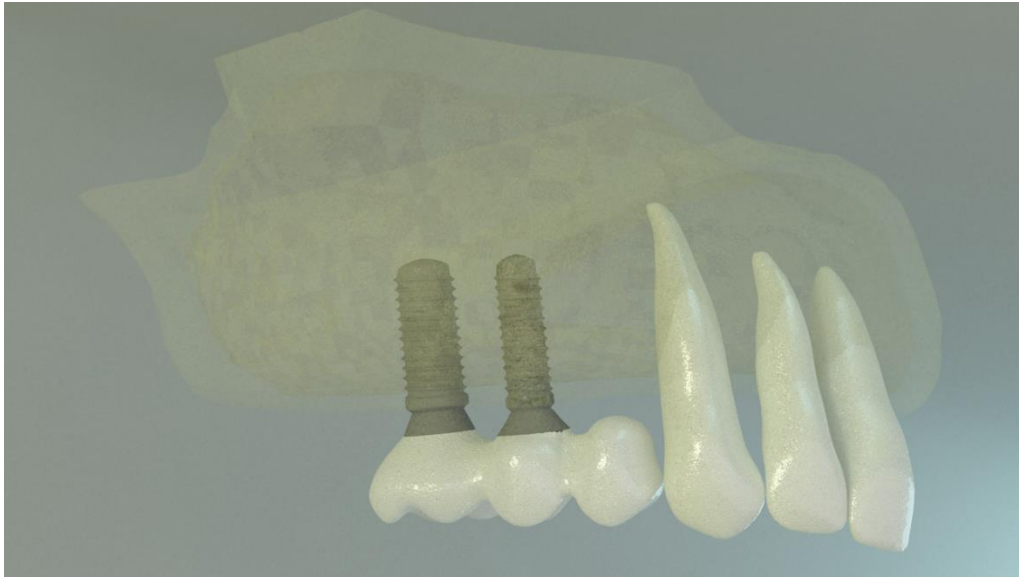
konnektör, birincil ve ikincil implant destek arasındaki konnektör ise ikinci konnektör olarak isimlendirildi.

1 numaralı model: Birincil ve ikincil implant 3,75 mm çapında kullanıldı (Resim 3.13).



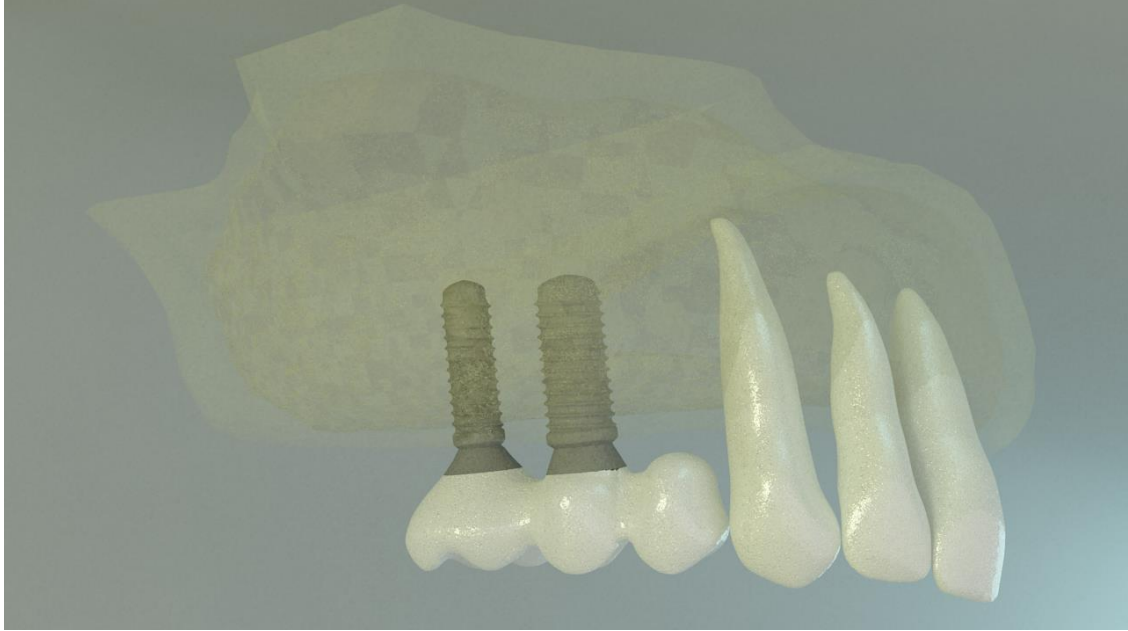
Resim 3.13. 1 numaralı modelde implant destekler ve üst yapının şeffaflaştırılmış kortikal ve spongios kemik içindeki durumu

2 numaralı model: Birincil implant 3,75mm çapında, ikincil implant 4,1mm çapında kullanıldı (Resim3.14).



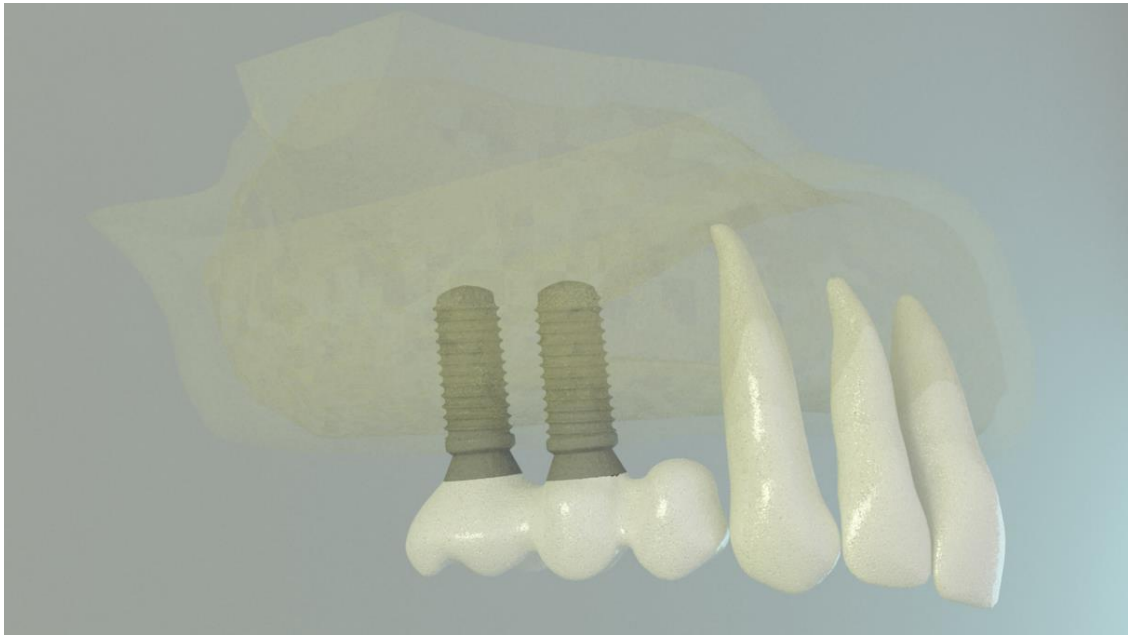
Resim 3.14. 2 numaralı modelde implant destekler ve üst yapının şeffaflaştırılmış kortikal ve spongios kemik içindeki durumu

3 numaralı model: Birincil implant 4,1mm çapında, ikincil implant 3,75mm çapında kullanıldı (Resim 3.15).



Resim 3.15. 3 numaralı modelde implant destekler ve üst yapının şeffaflaştırılmış kortikal ve spongios kemik içindeki durumu

4 numaralı model: Birincil ve ikincil implant 4,1mm çapında kullanıldı (Resim 3.16).



Resim3.16. 4 numaralı modelde implant destekler ve üst yapının şeffaflaştırılmış kortikal ve spongios kemik içindeki durumu

Oluşturulan katı modeller 3 boyutlu koordinatlar korunarak, sonlu elemanlar analizinin yapılacağı Algor Fempro yazılımına aktarıldı.

Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları Çizelge 3.3’de verildi:

Çizelge 3.3. Oluşturulan modellere göre eleman ve düğüm sayıları tablosu

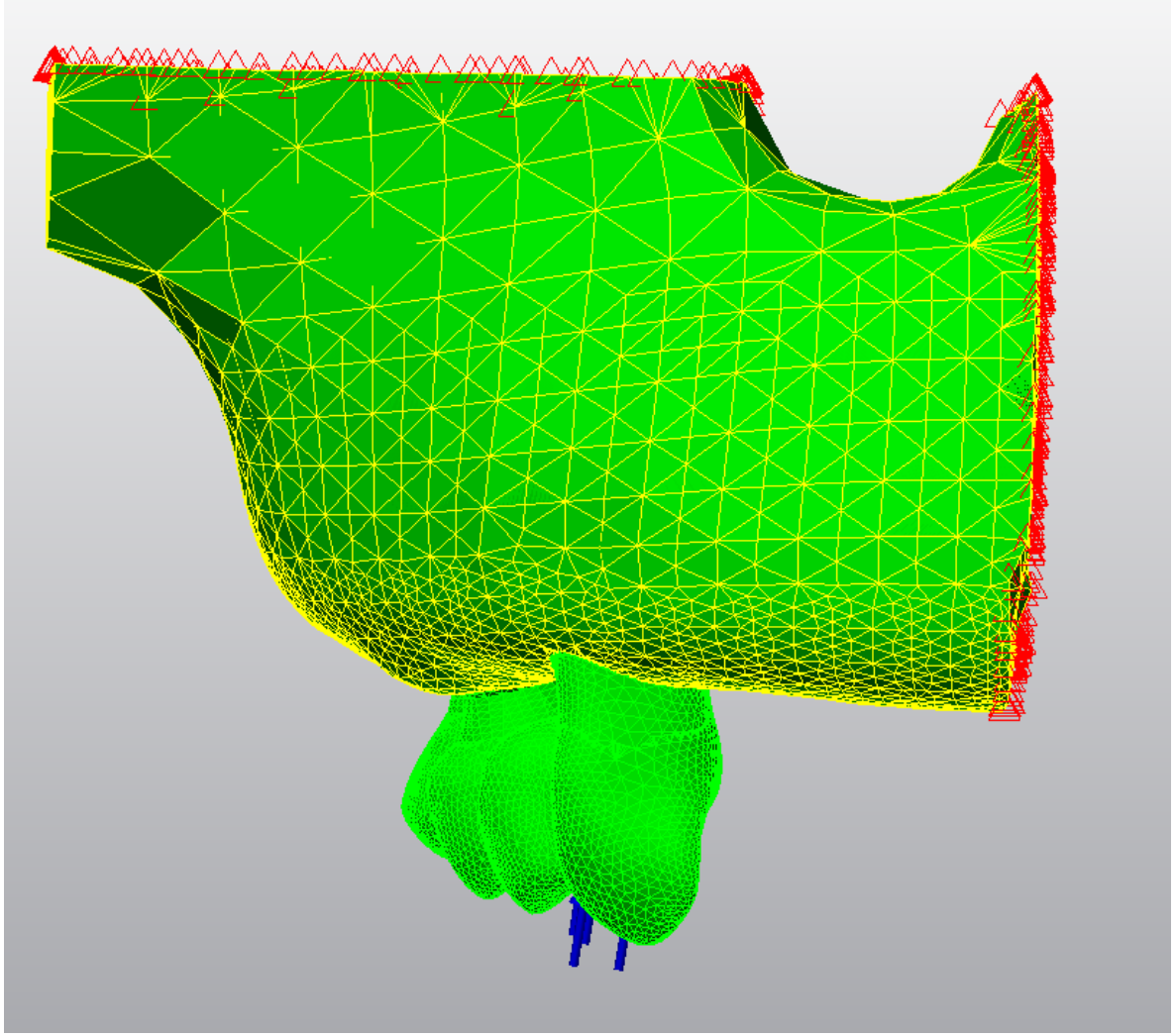
Model no	Birincil implant çapı (mm)	İkincil implant çapı (mm)	Eleman sayısı	Düğüm sayısı (nod)
1	3,75	3,75	451716	80560
2	3,75	4,1	433952	77630
3	4,1	3,75	424697	76061
4	4,1	4,1	413606	74220

3.2.6. Kemik implant bağlantı durumu

İmplantların kemiğe % 100 osseointegre olduğu varsayıldığı için, kemik ve implantlar arasında tüm arayüz boyunca sıkı bir bağlantı olduğu kabul edildi.

3.2.7. Sınır koşulları

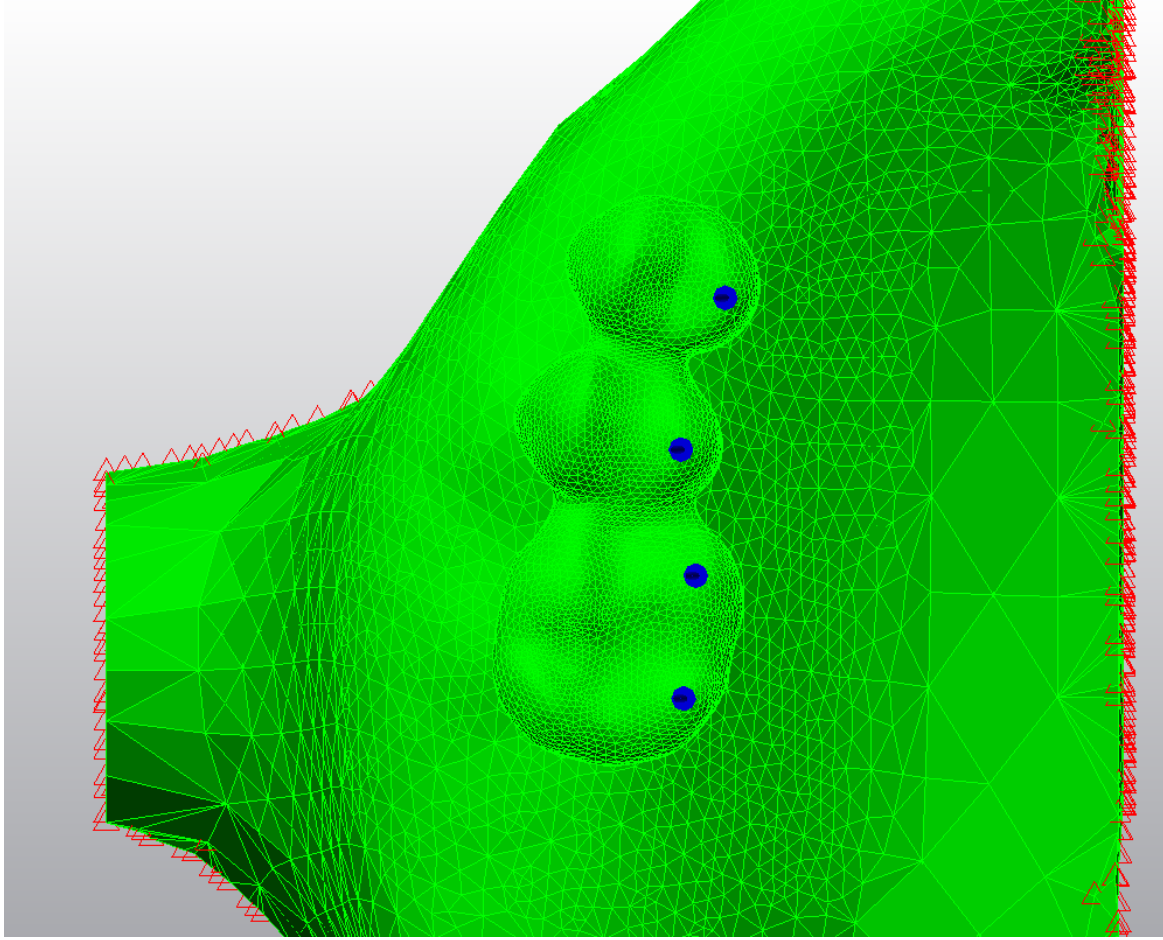
Sınır koşulları oluşturulurken model, çene kemiğinin üst bölgesinden her DOF (Degree of freedom)’da 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlendi. Yani, maksilla kesildiği bölgelerden, tüm serbestlikler yok edilecek şekilde her doğrultudaki dönme ve yer değiştirmeler engellenerek sabitlendi, düğümler her ekseninde ve açıda sabit kabul edildi (Resim 3.17).



Resim 3.17. Modelin sabitlendiği noktalar

3.2.8. Yükleme koşulları

Araştırmamızda yükleme 129 N kuvvet ile kronların palatinal tüberkülünden implantın uzun aksına 30° derece açı ile yapıldı. Bu kuvvet Angle'ın tanımladığı, Sınıf 1 diş ilişkilerindeki palatinal tüberküldeki sentrik temas noktalarına gelecek şekilde uygulandı [115] (Resim 3.18).



Resim 3.18. Modellere kuvvetlerin uygulandığı noktalar

Sonuç olarak 4 farklı tasarımda, 1 yükleme koşulunda toplam 4 adet sonlu elemanlar analizi gerçekleştirildi.

Fonksiyonel yüklemeler sonucunda oluşan stresler altında çalışmanın amacına uygun olarak metal alt yapıda ve implant desteklerde oluşan von Mises stres değerleri; kemikteki stresler için ise maksimum ve minimum principal stres değerleri incelendi.

Oluşan stres değerlerinin kıyaslanmasını kolaylaştırmak için maksimum ve minimum principal stresler için 2 N/mm^2 , von Mises stres değerleri için 5 N/mm^2 aralıklarla oluşturulan farklı renklerle gösterilen bir değer skalası tanımlandı. Bulguları gösteren tüm görüntülerde stres değerleri aynı skalayla gösterildi.

Yüklemelerden sonra oluşan stresleri detaylı şekilde incelemek için bütün yapıların birlikte görülebildiği meziodistal kesitlerin ve okluzal açıdan bakıldığında sadece kemik yapının izlendiği görüntülerin resimleri elde edildi. Ayrıca 4 modelde oluşan analiz sonuçları ile

elde edilen maksimum ve minimum principal stres değerleri ve implantlar ve üst yapıda oluşan von Mises stres değerleri grafik şeklinde oluşturuldu.

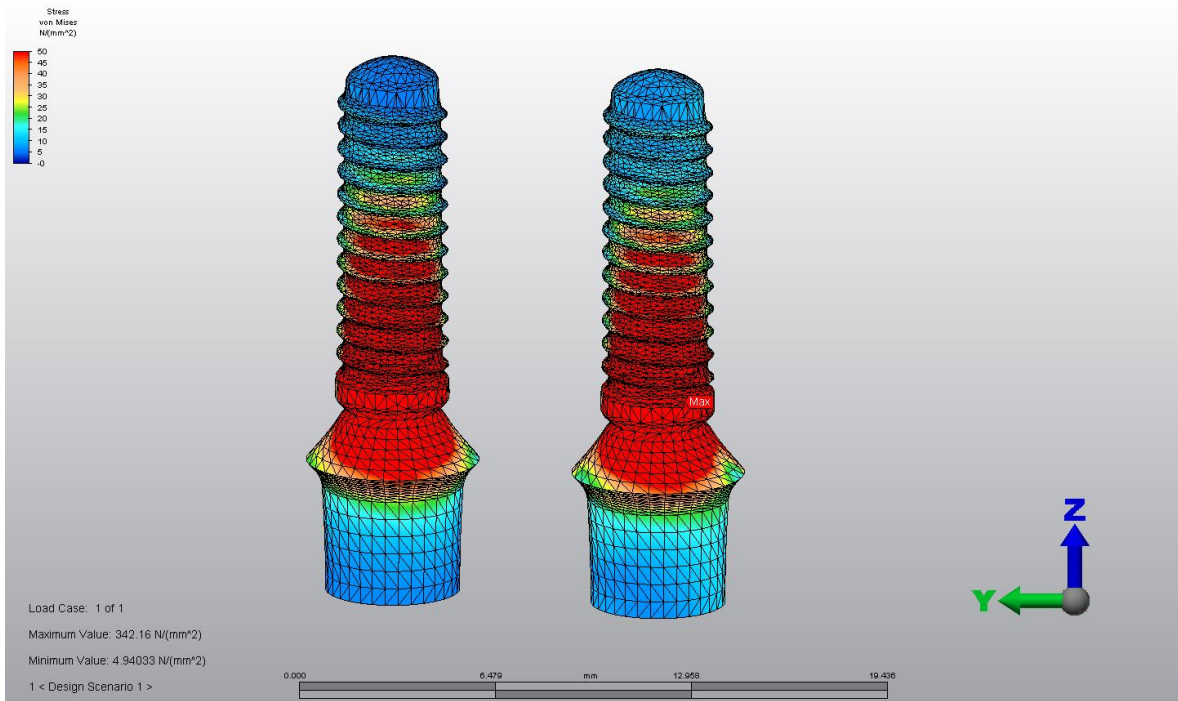
4. BULGULAR

4.1. Fonksiyonel Kuvvetler Sonucunda İmplantlarda Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin İncelenmesi

4.1.1. 1 numaralı modelde implantlarda oluşan von Mises stres değerlerinin incelenmesi

En yüksek von Mises stres değerleri birincil ($342,16 \text{ N/mm}^2$) ve ikincil ($324,393 \text{ N/mm}^2$) implantın boyun bölgesinde izlendi (Resim 4.1). Stres alanlarının bu bölgelerden başlayarak implantın gövdesinde apikal üçlü bölgesine kadar yayıldığı gözlemlendi.

Birincil implantdaki von Mises stresin daha yüksek olmasına rağmen, değerlerin birbirine yakın olduğu ve benzer yayılım gösterdiği görüldü.

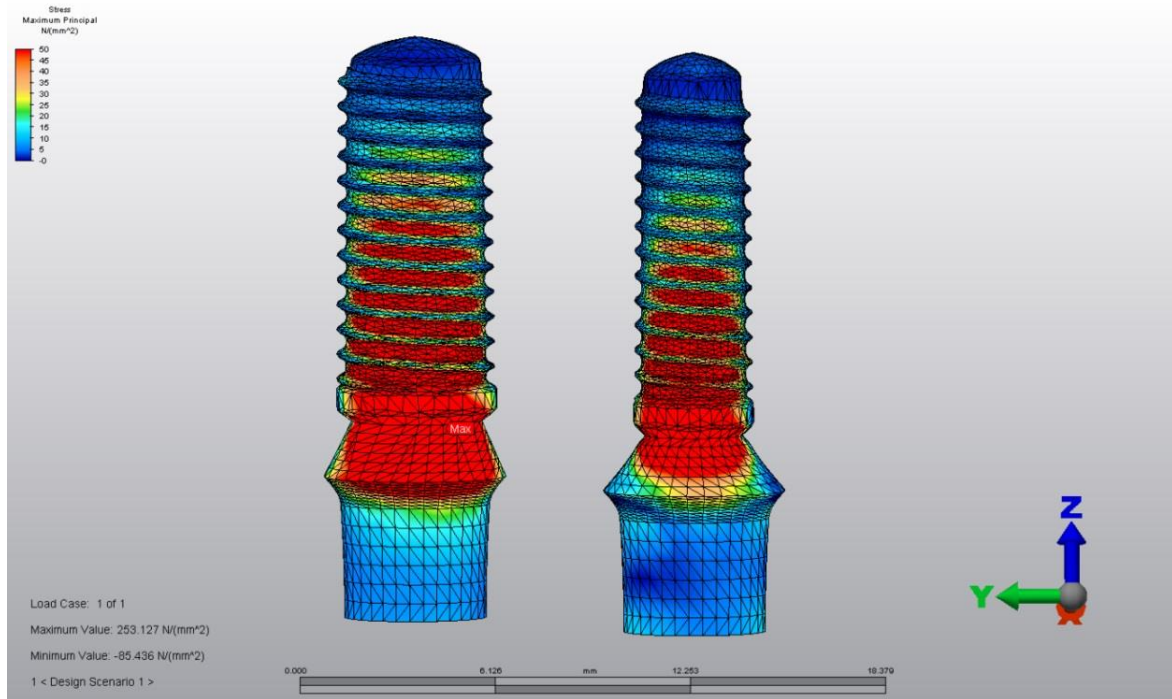


Resim 4.1. 1 numaralı modeldeki birincil ve ikincil implantta oluşan von Mises stres değerleri

4.1.2. 2 numaralı modelde implantlarda oluşan von Mises stres değerlerinin incelenmesi

En yüksek von Mises stres değerinin birincil ($251,472 \text{ N/mm}^2$) ve ikincil ($253,127 \text{ N/mm}^2$) implantın boyun bölgesinde olduğu saptandı (Resim 4.2). Stres alanlarının bu bölgelerden başlayarak implantın gövdesinde apikal üçlü bölgesine kadar yayıldığı gözlemlendi.

İkincil implantdaki von Mises stresin daha yüksek ve daha yaygın olmasına rağmen, değerlerin birbirine yakın olduğu ancak daha geniş çaplı olan ikincil implantta daha geniş alana yayılım gösterdiği görüldü.

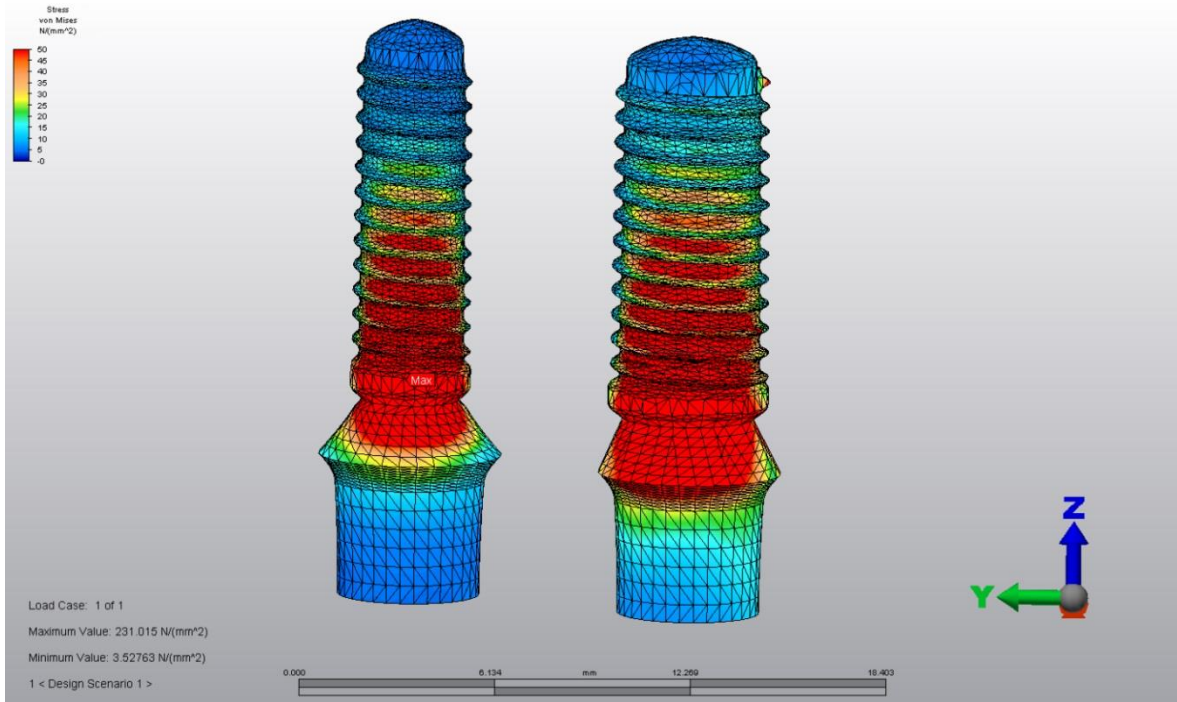


Resim 4.2. 2 numaralı modeldeki birincil ve ikincil implantta oluşan von Mises stres değerleri

4.1.3 3 numaralı modelde implantlarda oluşan von Mises stres değerlerinin incelenmesi

En yüksek von Mises stres değerinin birincil ($227,504 \text{ N/mm}^2$) ve ikincil ($231,015 \text{ N/mm}^2$) implantın boyun bölgesinde olduğu saptandı (Resim 4.3). Stres alanlarının bu bölgelerden başlayarak implantın gövdesinde apikal üçlü bölgesine kadar yayıldığı gözlemlendi.

Birincil ve ikincil implantdaki von Mises stres değerleri hemen hemen aynı değerlerde, fakat daha geniş çaplı olan birincil implantta geniş alana yayılmış olarak görülmektedir.

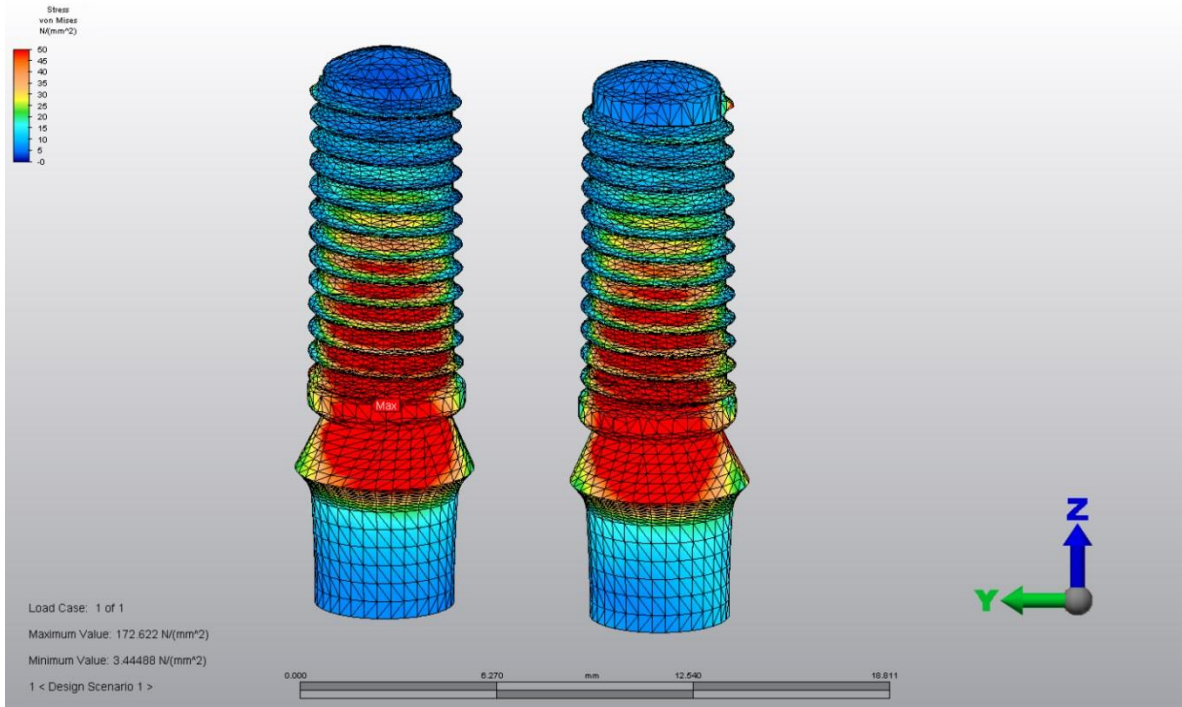


Resim 4.3. 3 numaralı modeldeki birincil ve ikinci implantta oluşan von Mises stres değerleri

4.1.4 4 numaralı modelde implantlarda oluşan von Mises stres değerlerinin incelenmesi

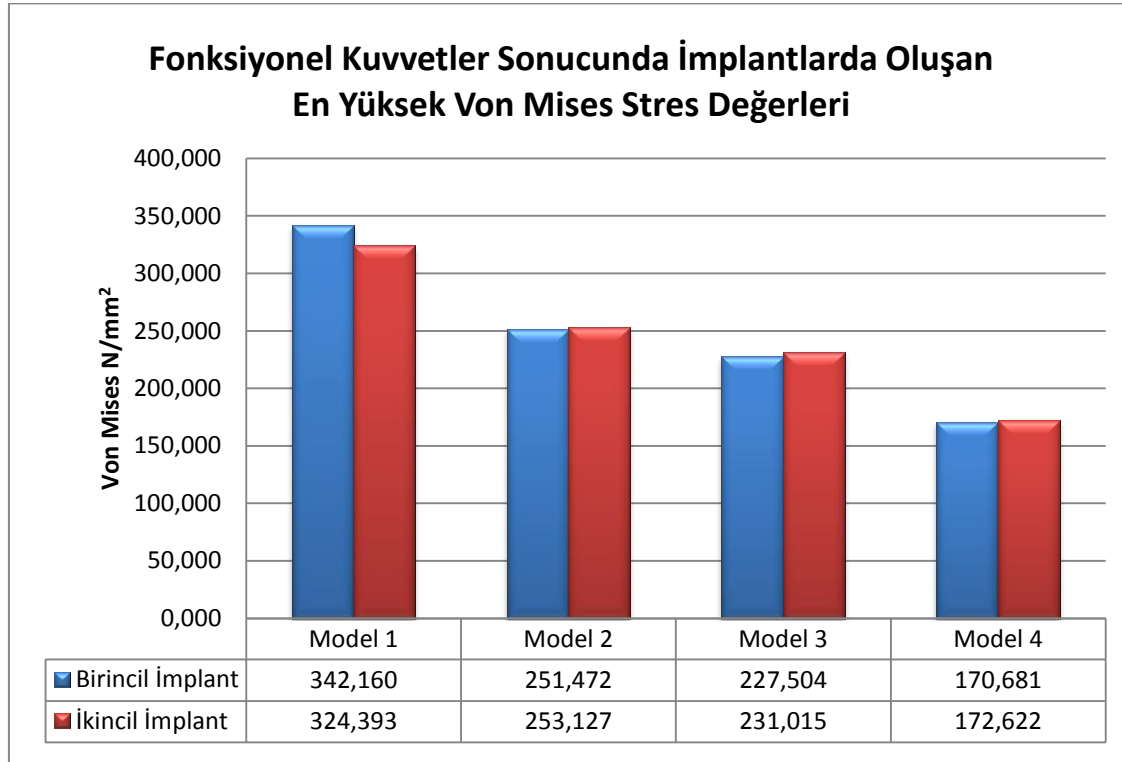
En yüksek von Mises stres değerinin birincil ($170,681 \text{ N/mm}^2$) ve ikinci ($172,622 \text{ N/mm}^2$) implantın boyun bölgesinde olduğu saptandı (Resim 4.4). Stres alanlarının bu bölgelerden başlayarak implantın gövdesinde apikal üçlü bölgesine kadar yayıldığı gözlemlendi.

Birincil ve ikinci implantdaki von Mises stres değerleri hemen hemen aynı değerde ve aynı yayılımda olduğu gözlemlendi.



Resim 4.4. 4 numaralı modeldeki birincil ve ikincil implantta oluşan von Mises stres değerleri

Yapılan çalışmada fonksiyonel kuvvetler altında kortikal kemikte hesaplanan stres değerleri grafikte gösterildi (Şekil 4.1).



Şekil 4.1. İmplantlarda oluşan von Mises stres değerlerinin gösterilmesi

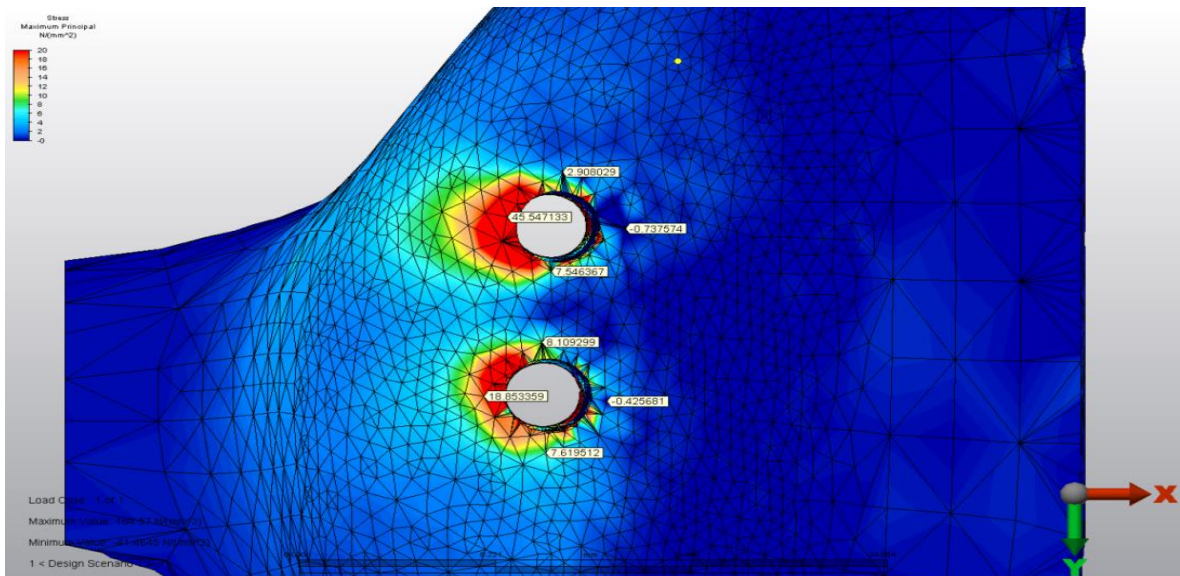
4.2. Fonksiyonel Kuvvetler Sonucunda Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Principle Stres Değerlerinin İncelenmesi

Palatinal tüberkülden yapılan oblik yükleme sonrasında kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum principle stres değerleri implantların uzaklaştırılmasından sonra okluzal yüzden incelendi. Fonksiyonel kuvvetler uygulandıktan sonra modelde oluşan stres değerleri incelenirken, belirlenmiş noktalardaki değerler dikkate alındı.

4.2.1 1 numaralı modelde kemikte oluşan stres değerlerinin incelenmesi

Maksimum principle stres değeri birincil implantta; bukkalde $45,547133 \text{ N/mm}^2$, palatinalde $-0,737574 \text{ N/mm}^2$, mezialde $2,908029 \text{ N/mm}^2$ ve distalde $7,546367 \text{ N/mm}^2$ olarak gözlemlendi. İkincil implantın bukkalinde $18,853359 \text{ N/mm}^2$, palatinalinde $-0,425681 \text{ N/mm}^2$, mezialinde $8,109299 \text{ N/mm}^2$ ve distalde $7,619512 \text{ N/mm}^2$ olarak saptandı.

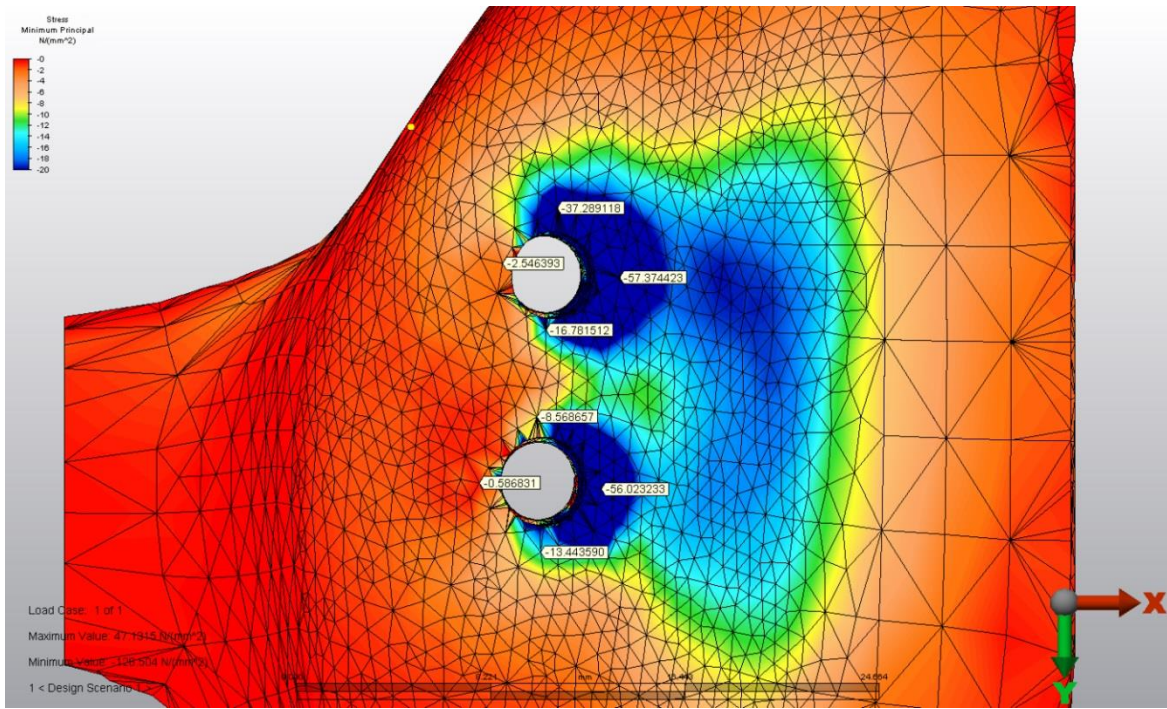
Maksimum principle stresin yoğun olduğu alanlar kırmızı renkli olarak gösterilip en yoğun stres alanı, ikinci premolar dişe denk gelen birincil implantın bukkal tarafındaki kortikal kemikte gözlemlendi. Birincil implantın bukkalinden başlayarak meziale, distale ve palatinaline doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres dalgalanması saptandı. Diğer implantın bukkal kenarındaki kortikal kemikte başlayarak yayılan daha az yoğun bir stres alanı tespit edildi (Resim 4.5).



Resim 4.5. 1 numaralı modelde kortikal kemikte oluşan maksimum principle stres değerleri

Minimum principle stres değeri birincil implantta; bukkalde $-2,546393 \text{ N/mm}^2$, palatinalde $-57,374423 \text{ N/mm}^2$, mezialde $-37,289118 \text{ N/mm}^2$ ve distalde $-16,781512 \text{ N/mm}^2$ olarak görüldü. İkincil implantın bukkalinde $-0,586831 \text{ N/mm}^2$, palatinalinde $-56,023233 \text{ N/mm}^2$, mezialinde $-8,568657 \text{ N/mm}^2$ ve distalde $-13,443590 \text{ N/mm}^2$ olarak saptandı.

Minimum principle stresin yoğun olduğu alanlar koyu mavi renkli alanlar olarak gösterilip, en yoğun stres alanı birincil implantın palatinalinde görüldü. Birincil implantın palatinalinden başlayarak meziale, distale ve bukkale doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres dalgalanması saptandı. Diğer implantın palatinal kenarındaki kortikal kemikten başlayarak yayılan daha az yoğun bir stres alanı tespit edildi (Resim 4.6).



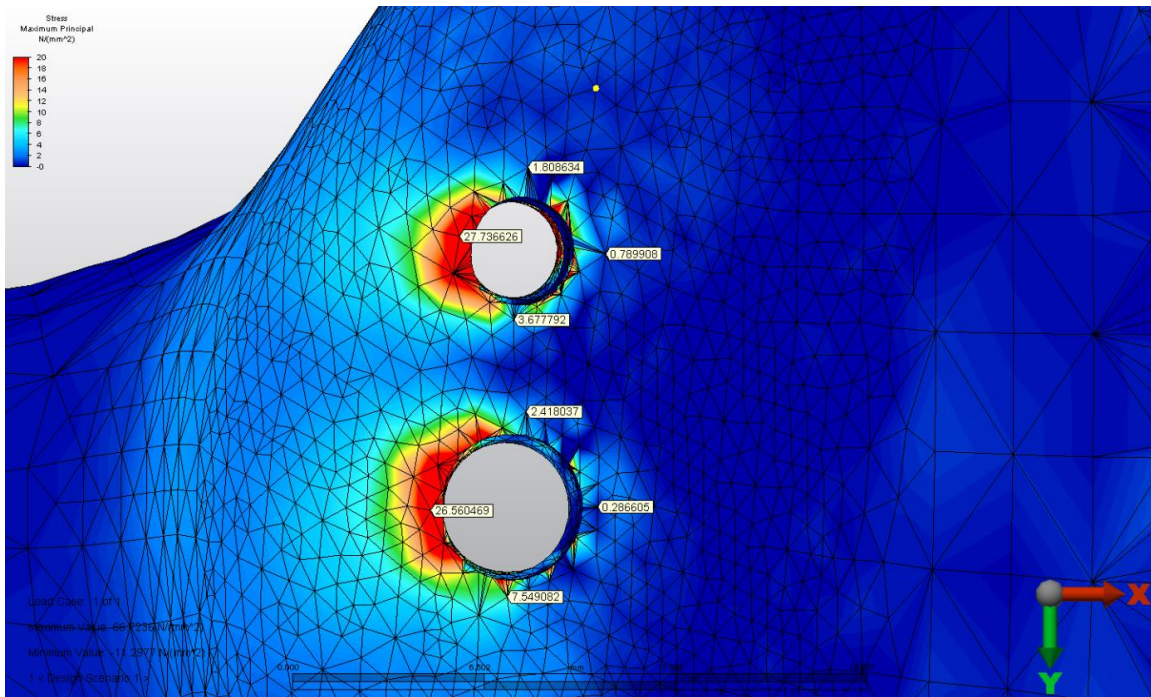
Resim 4.6. 1 numaralı modelde kortikal kemikte oluşan minimum principle stres değerleri

Sıkışma gerilimini gösteren minimum principle stresin çekme stresini gösteren maksimum principle strese göre daha yoğun ve daha geniş bir alana yayıldığı görülmektedir. Her iki implantta da minimum principle stresin mutlak değeri daha büyük olmasına rağmen birincil implantta maksimum principle stresin yüksek olması kemik için kritik bir durumdur, çünkü çekme kuvvetleri sıkışma kuvvetlerine göre kemiğe daha çok zarar vermektedir.

4.2.2. 2 numaralı modelde kemikte oluşan stres değerlerinin incelenmesi

Maksimum principle stres değeri birincil implantta; bukkalde $27,736626 \text{ N/mm}^2$, palatinalde $0,789908 \text{ N/mm}^2$, mezialde $1,808634 \text{ N/mm}^2$ ve distalde $3,677792 \text{ N/mm}^2$ olarak gözlemlendi. İkincil implantın bukkalinde $26,560469 \text{ N/mm}^2$, palatinalinde $0,286605 \text{ N/mm}^2$, mezialinde $2,418037 \text{ N/mm}^2$ ve distalde $7,549082 \text{ N/mm}^2$ olarak saptandı.

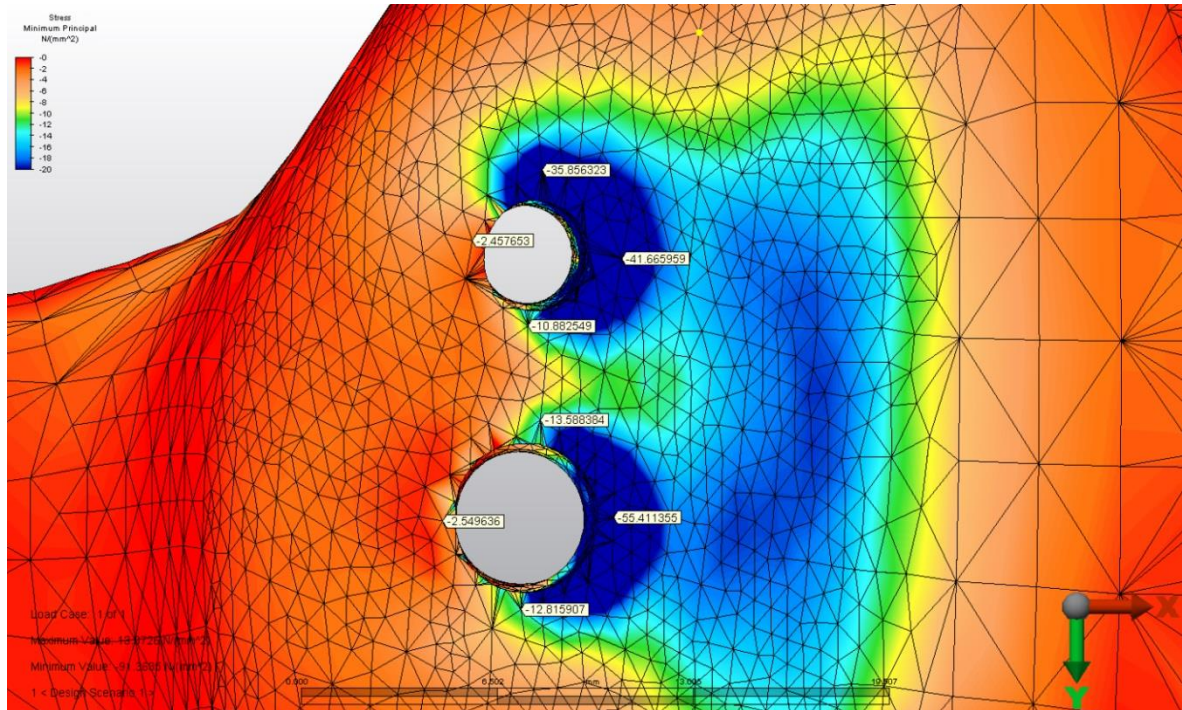
Maksimum principle stresin yoğun olduğu alanlar kırmızı renkli olarak gösterilerek, en yoğun stres alanı, ikinci premolar dişe denk gelen birincil implantın bukkal tarafındaki kortikal kemikte gözlemlendi. Birincil implantın bukkalinden başlayarak meziale, distale ve palatinala doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres dalgalanması gözlemlendi. Diğer implantın bukkal kenarındaki kortikal kemikte başlayarak yayılan daha az yoğun bir stres alanı tespit edildi (Resim 4.7).



Resim 4.7. 2 numaralı modelde kortikal kemikte oluşan maksimum principle stres değerleri

Minimum principle stres değeri birincil implantta; bukkalde $-2,457653 \text{ N/mm}^2$, palatinalde $-41,665959 \text{ N/mm}^2$, mezialde $-35,856323 \text{ N/mm}^2$ ve distalde $-10,882549 \text{ N/mm}^2$ olarak gözlemlendi. İkincil implantın bukkalinde $-2,549636 \text{ N/mm}^2$, palatinalinde $-55,411355 \text{ N/mm}^2$, mezialinde $-13,588384 \text{ N/mm}^2$ ve distalde $-12,815907 \text{ N/mm}^2$ olarak saptandı.

Minimum principle stresin yoğun olduğu alanlar koyu mavi renkli alanlar olarak gösterilip, en yoğun stres alanı ikincil implantın palatinalinde görüldü. İkincil implantın palatinalinden başlayarak meziale, distale ve bukkale doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres dalgalanması gözlemlendi. Diğer implantın palatinal kenarındaki kortikal kemikten başlayarak yayılan daha az yoğun bir stres alanı tespit edildi. Ancak birincil implantın mezialindeki stres alanının ikincil implanta göre daha yoğun ve yüksek olduğu görüldü (Resim 4.8).



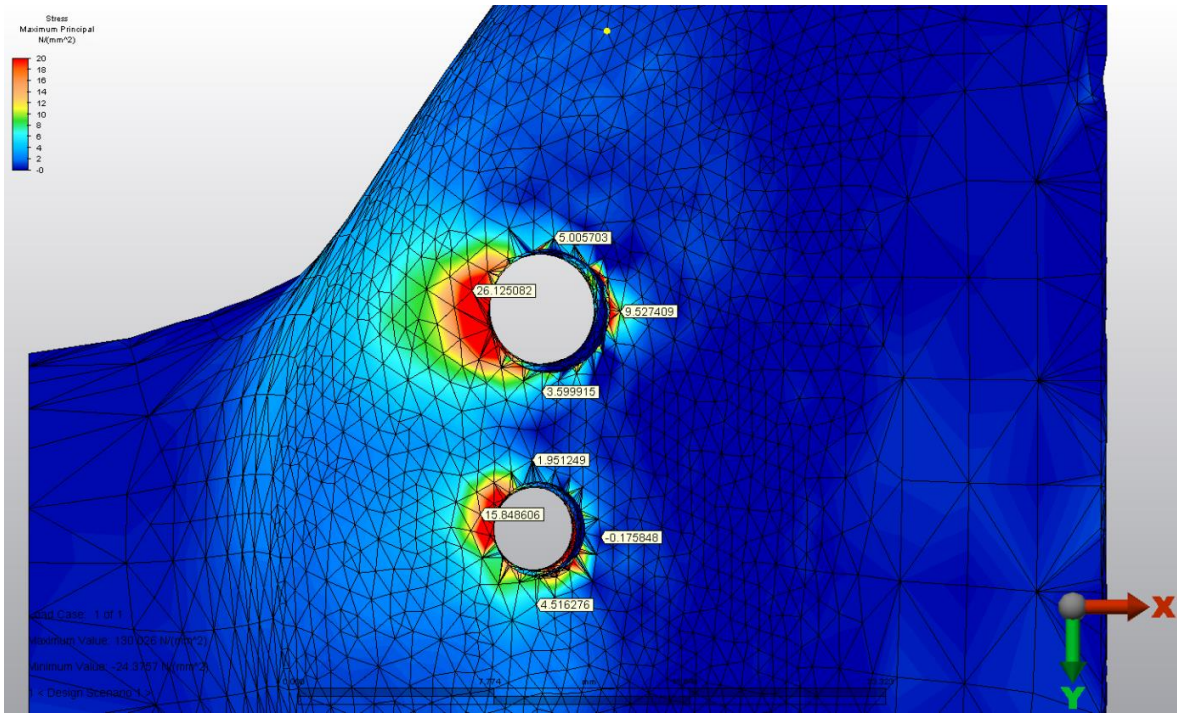
Resim 4.8. 2 numaralı modelde kortikal kemikte oluşan minimum principle stres değerleri

Sıkışma gerilimini gösteren minimum principle stresin çekme stresini gösteren maksimum principle strese göre daha yoğun ve daha geniş bir alana yayıldığı görülmektedir. Kemik genel olarak sıkışma kuvvetlerinin etkisi altındadır. Gerilme stresi daha dengeli ve düşük değerlerde bulundu.

4.2.3. 3 numaralı modelde kemikte oluşan stres değerlerinin incelenmesi

Maksimum principle stres değeri birincil implantta; bukkalde $26,125082 \text{ N/mm}^2$, palatinalde $9,527409 \text{ N/mm}^2$, mezialde $5,005703 \text{ N/mm}^2$ ve distalde $3,599915 \text{ N/mm}^2$ olarak gözlemlendi. İkincil implantın bukkalinde $15,848606 \text{ N/mm}^2$, palatinalinde $-0,175848 \text{ N/mm}^2$, mezialinde $1,951249 \text{ N/mm}^2$ ve distalinde $4,516276 \text{ N/mm}^2$ olarak saptandı.

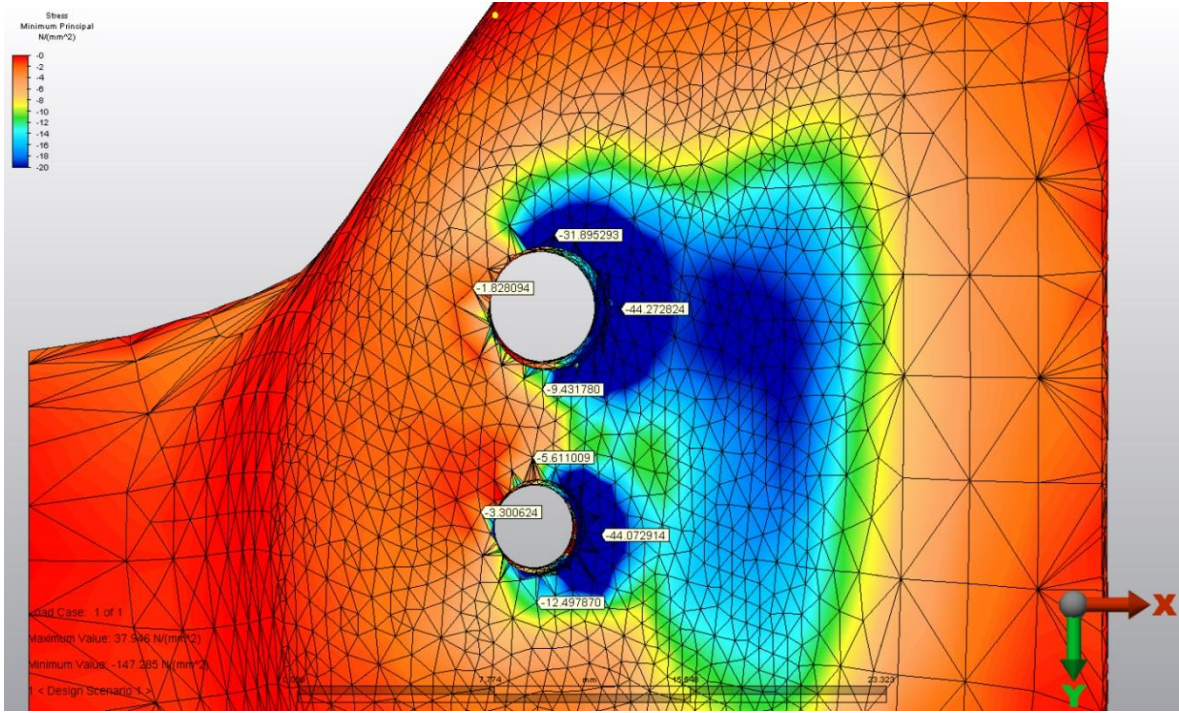
Maksimum principle stresin yoğun olduğu alanlar kırmızı renkli olarak gösterilip, en yoğun stres alanı, ikinci premolar dişe denk gelen birincil implantın bukkal tarafındaki kortikal kemikte gözlemlendi. Birincil implantın bukkalinden başlayarak meziale, distale ve palatinale doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres dalgalanması saptandı. Diğer implantın bukkal kenarındaki kortikal kemikte başlayarak yayılan daha az yoğun bir stres alanı tespit edildi (Resim 4.9).



Resim 4.9. 3 numaralı modelde kortikal kemikte oluşan maksimum principle stres değerleri

Minimum principle stres değeri birincil implantta; bukkalde $-1,828094 \text{ N/mm}^2$, palatinalde $-44,272824 \text{ N/mm}^2$, mezialde $-31,895293 \text{ N/mm}^2$ ve distalde $-9,431780 \text{ N/mm}^2$ olarak gözlemlendi. İkincil implantın bukkalinde $-3,300624 \text{ N/mm}^2$, palatinalinde $-44,072914 \text{ N/mm}^2$, mezialinde $-5,611009 \text{ N/mm}^2$ ve distalinde $-12,497870 \text{ N/mm}^2$ olarak saptandı.

Minimum principle stresin yoğun olduğu alanlar koyu mavi renkli alanlar olarak gösterilmiş olup, en yoğun stres alanı birincil implantın palatinalinde görüldü. Birincil implantın palatinalinden başlayarak meziale, distale ve bukkale doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres dalgalanması saptandı. Diğer implantın palatinal kenarındaki kortikal kemikten başlayarak yayılan daha az yoğun bir stres alanı tespit edildi (Resim 4.10).



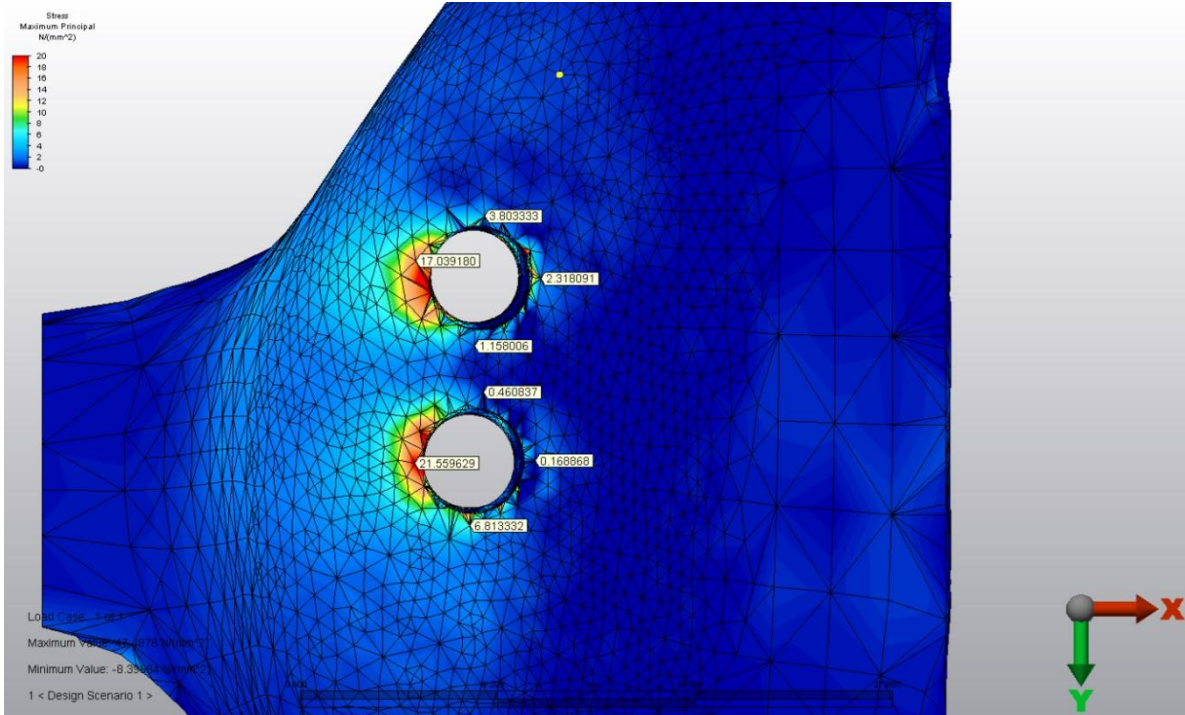
Resim 4.10. 3 numaralı modelde kortikal kemikte oluşan minimum principle stres değerleri

Sıkışma gerilimini gösteren minimum principle stresin çekme stresini gösteren maksimum principle strese göre daha yoğun ve daha geniş bir alana yayıldığı görülmektedir. Kemik genel olarak sıkışma kuvvetlerinin etkisi altındadır.

4.2.4. 4 numaralı modelde kemikte oluşan stres değerlerinin incelenmesi

Maksimum principle stres değeri birincil implantta; bukkalde $17,039180 \text{ N/mm}^2$, palatinalde $2,318091 \text{ N/mm}^2$, mezialde $3,803333 \text{ N/mm}^2$ ve distalde $1,158006 \text{ N/mm}^2$ olarak gözlemlendi. İkincil implantın bukkalinde $21,559629 \text{ N/mm}^2$, palatinalinde $0,168868 \text{ N/mm}^2$, mezialinde $0,460837 \text{ N/mm}^2$ ve distalinde $6,813332 \text{ N/mm}^2$ olarak saptandı.

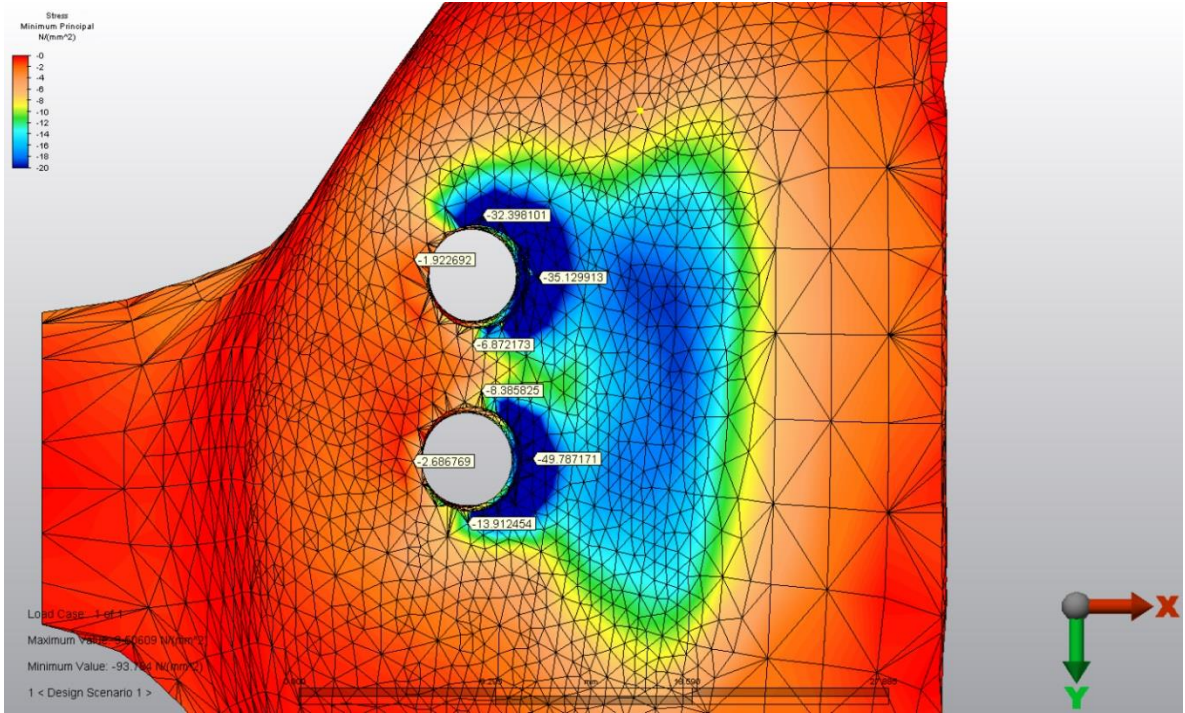
Maksimum principle stresin yoğun olduğu alanlar kırmızı renkli olarak gösterilip, en yoğun stres alanı, ikinci premolar dişe denk gelen birincil implantın bukkal tarafındaki kortikal kemikte gözlemlendi. Birincil implantın bukkalinden başlayarak meziale, distale ve palatinala doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres dalgalanması saptandı. Diğer implantın bukkal kenarındaki kortikal kemikte başlayarak yayılan daha az yoğun bir stres alanı tespit edildi (Resim 4.11).



Resim 4.11. 4 numaralı modelde kortikal kemikte oluşan maksimum principle stres değerleri

Minimum principle stres değeri birincil implantta; bukkalde $-1,922692 \text{ N/mm}^2$, palatinalde $-35,129913 \text{ N/mm}^2$, mezialde $-32,398101 \text{ N/mm}^2$ ve distalde $-6,872173 \text{ N/mm}^2$ olarak görüldü. İkincil implantın bukkalinde $-2,686769 \text{ N/mm}^2$, palatinalinde $-49,787171 \text{ N/mm}^2$, mezialinde $-8,385825 \text{ N/mm}^2$ ve distalinde $-13,912454 \text{ N/mm}^2$ olarak saptandı.

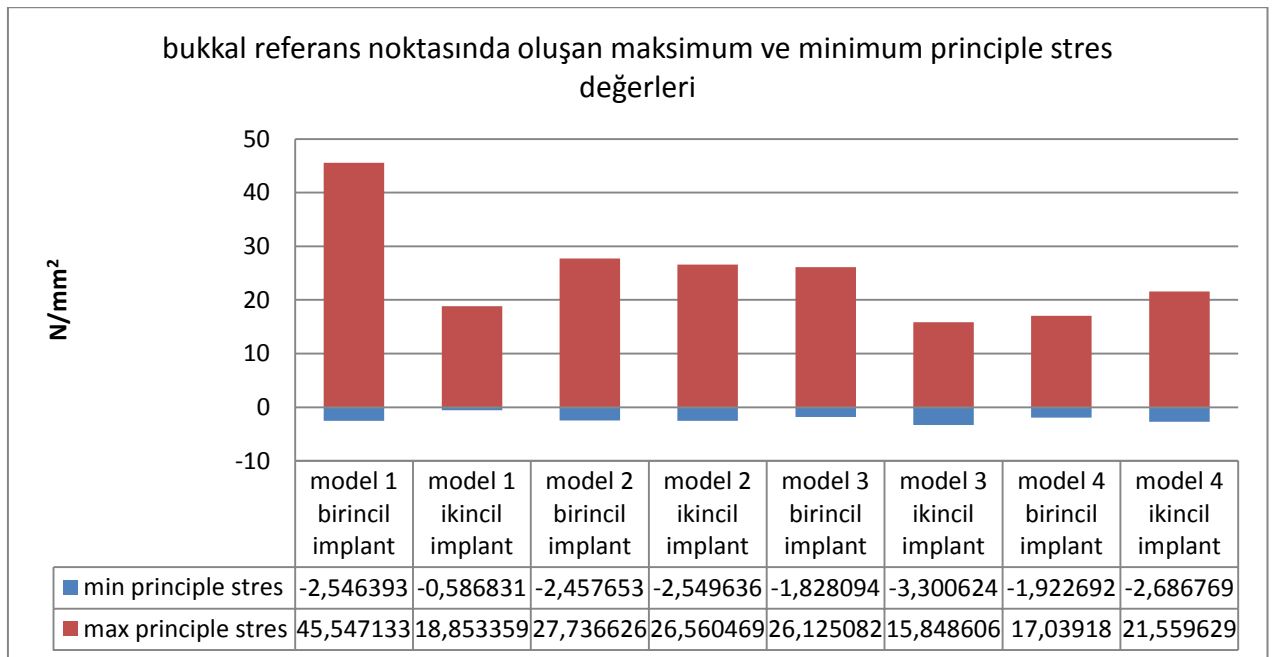
Minimum principle stresin yoğun olduğu alanlar koyu mavi renkli alanlar olarak gösterilip, en yoğun stres alanı ikincil implantın palatinalinde görüldü. Birincil implantın palatinalinden başlayarak meziale, distale ve bukkale doğru yayılan ve gittikçe azalan bir stres dalgalanması saptandı. Diğer implantın palatinal kenarındaki kortikal kemikten başlayarak yayılan daha az yoğun bir stres alanı tespit edildi (Resim 4.12).



Resim 4.12. 4 numaralı modelde kortikal kemikte oluşan minimum principle stres değerleri

Sıkışma gerilimini gösteren minimum principle stresin çekme stresini gösteren maksimum principle strese göre daha yoğun ve daha geniş bir alana yayıldığı görülmektedir.

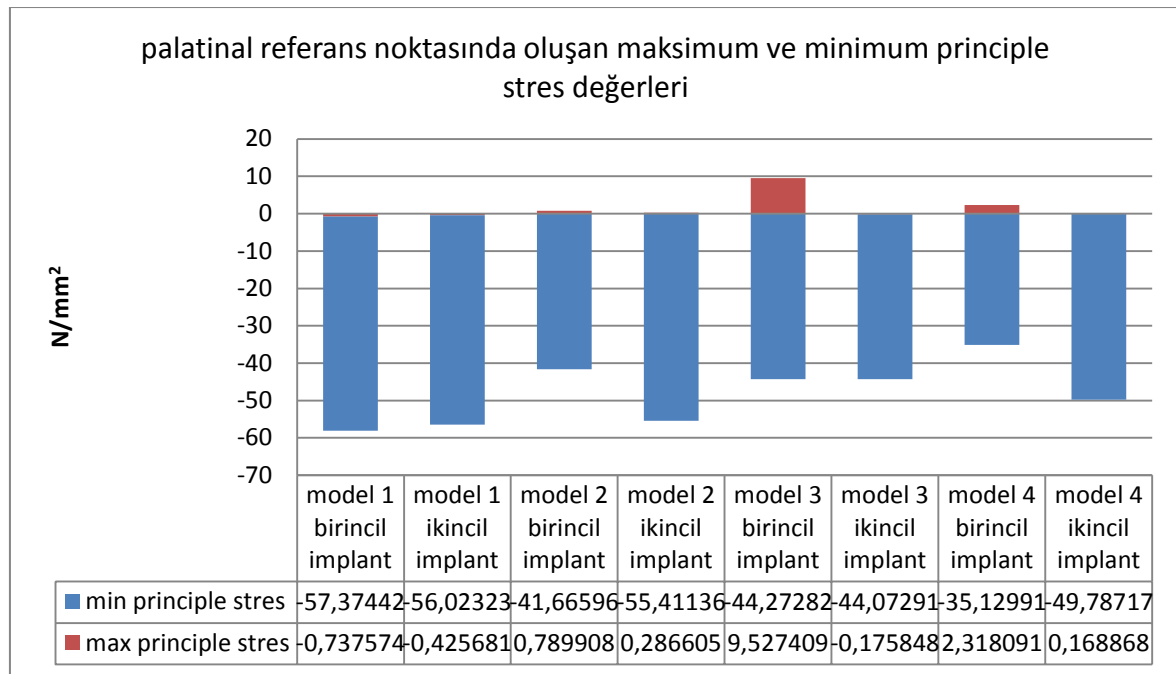
Çalışmada fonksiyonel kuvvetler altında kortikal kemikte bukkal referans noktasında hesaplanan maksimum ve minimum principle stres değerleri grafikte gösterildi (Şekil 4.2).



Şekil 4.2. Kortikal kemikte bukkal referans noktasında oluşan maksimum ve minimum principle stres değerlerinin gösterilmesi

İki implantın da 3,75 mm çapında kullanıldığı 1 numaralı modelde, bukkal referans noktasında, birincil implantta ikinci implanta göre çok daha yüksek değerde stres oluşmaktadır. Diğer modellerde ise birincil ve ikinci implantlarda oluşan stresler çok daha dengelidir. Her iki implantın da 4,1mm çapında kullanıldığı 4 numaralı modelde birincil implanta gelen kuvvet ikinci implanta göre daha düşüktür.

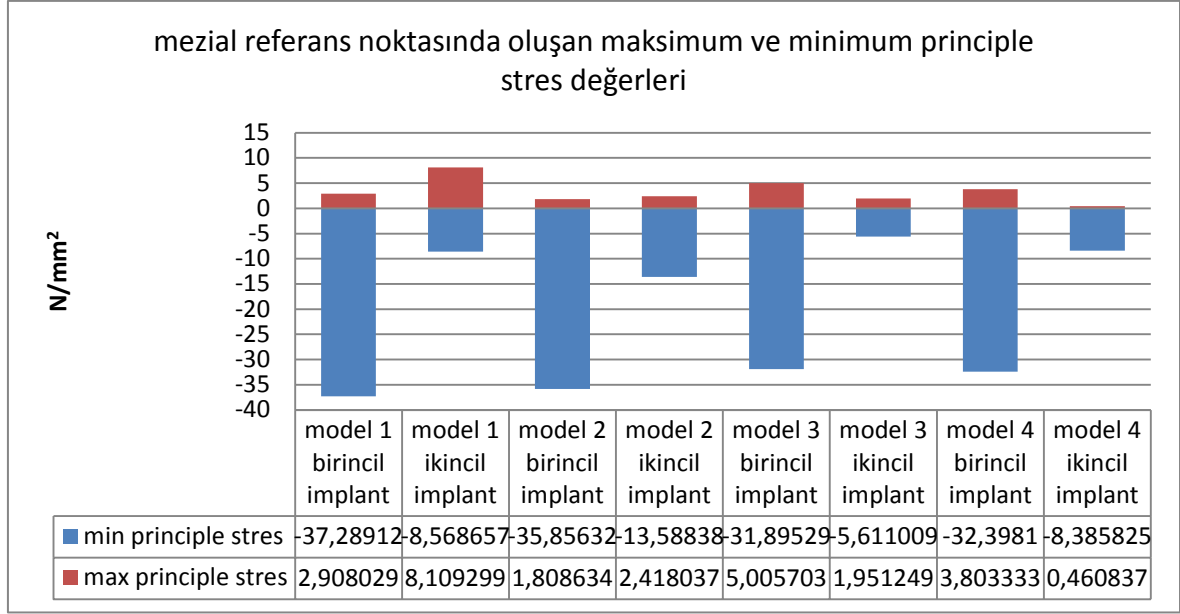
Yapılan çalışmada fonksiyonel kuvvetler altında kortikal kemikte palatinal referans noktasında hesaplanan maksimum ve minimum principle stres değerleri grafikte gösterildi (Şekil 4.3).



Şekil 4.3. Kortikal kemikte palatinal referans noktasında oluşan maksimum ve minimum principle stres değerlerinin gösterilmesi

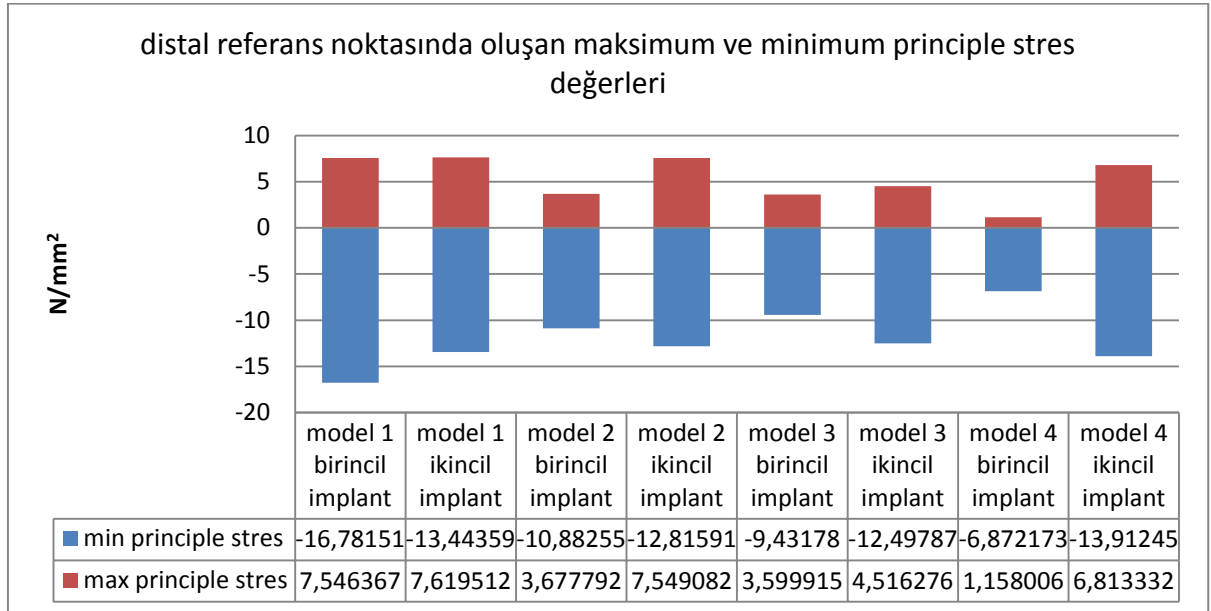
Sıkışma kuvvetlerini gösteren minimum principle stresler, palatinal referans noktasında, her iki implantın da 3,75 mm çapında kullanıldığı 1 numaralı modelde diğerlerine göre daha yüksek, her iki implantın da 4,1mm çapında olduğu 4 numaralı modelde ise daha düşüktür.

Çalışmada kortikal kemikte mezial referans noktasında birincil ve ikinci implant çevresinde oluşan maksimum ve minimum principle stres değerleri grafikte gösterildi (Şekil 4.4).



Şekil 4.4. Kortikal kemikte mezial referans noktasında oluşan maksimum ve minimum principle stres değerlerinin gösterilmesi

Çalışmada kortikal kemikte birincil ve ikincil implant çevresinde distal referans noktasında oluşan maksimum ve minimum principle stres değerleri grafikte gösterildi (şekil 4.5).



Şekil 4.5. Kortikal kemikte distal referans noktasında oluşan maksimum ve minimum principle stres değerlerinin gösterilmesi

Birincil implantın mezialindeki kortikal kemikte distal bölgelere oranla belirgin oranda yüksek stres değerleri oluşmuştur. Bu değerlerin implant çapından etkilenmediği görüldü.

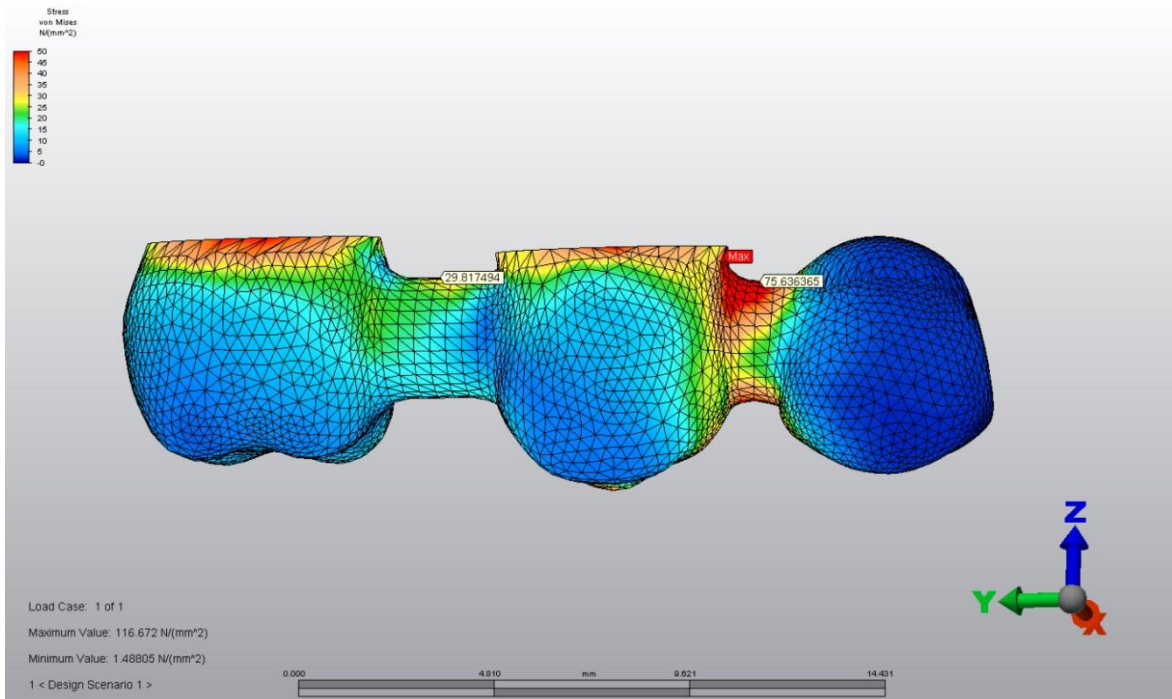
4.3. Fonksiyonel Kuvvetler Sonucunda Üst Yapıda Oluşan Von Mises Stres Değerlerinin İncelenmesi

Fonksiyonel yükleme sonrasında üst yapıda oluşan stres değerleri stresin en yoğun olarak gözlemlendiği konnektörlerde değerlendirildi.

4.3.1. 1 numaralı modelde üst yapıda oluşan von Mises stres değerlerinin incelenmesi

Birinci premolar ile ikinci premolar arasındaki değerin $75,636365 \text{ N/mm}^2$, ikinci premolar ve birinci molar arasındaki değerin $29,817494 \text{ N/mm}^2$ olduğu görüldü. Maksimum stres ikinci premoların konnektörle birleşim yerinin koleye yakın kısmında $116,672 \text{ N/mm}^2$ olarak saptandı.

Yoğun stres alanları kırmızı renkli alanlar şeklinde gösterilip bu alanlar kantilever gövde ve implant desteği arasındaki konnektörün gingival kısmından başlayıp yayılarak azalan şekilde ve implant desteklerin basamak bölgesini örten protezde gözlemlendi (Resim 4.13).

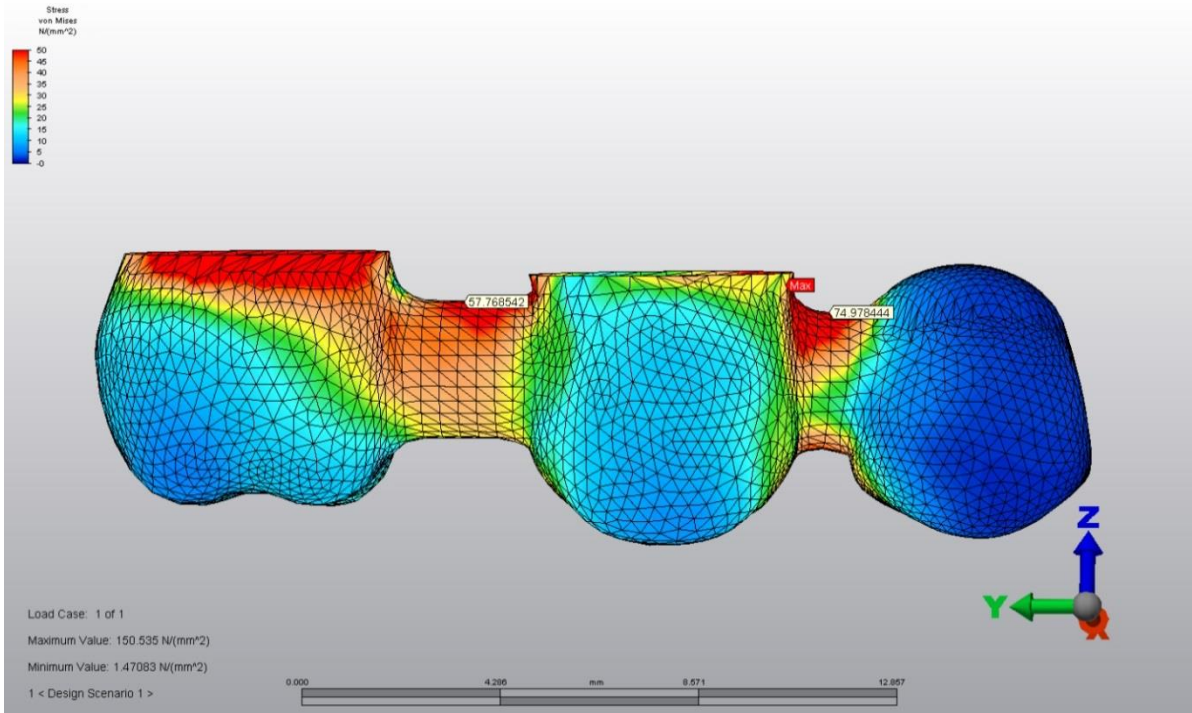


Resim 4.13. 1 numaralı modelde üst yapıda oluşan von Mises stres değerleri

4.3.2. 2 numaralı modelde üst yapıda oluşan von Mises stres değerlerinin incelenmesi

Birinci premolar ile ikinci premolar arasındaki değerin $74,978444 \text{ N/mm}^2$, ikinci premolar ve birinci molar arasındaki değerin $57,768542 \text{ N/mm}^2$ olduğu görüldü. Maksimum stres ikinci premoların konnektörle birleşim yerinin koleye yakın kısmında $150,535 \text{ N/mm}^2$ olarak saptandı.

Yoğun stres alanları kırmızı renkli alanlar şeklinde gösterilerek bu alanlar kantilever gövde ve implant desteği arasındaki konnektörün gingival kısmından başlayıp yayılarak azalan şekilde ve implant desteklerin basamak bölgesini örten protezde gözlemlendi (Resim 4.14).

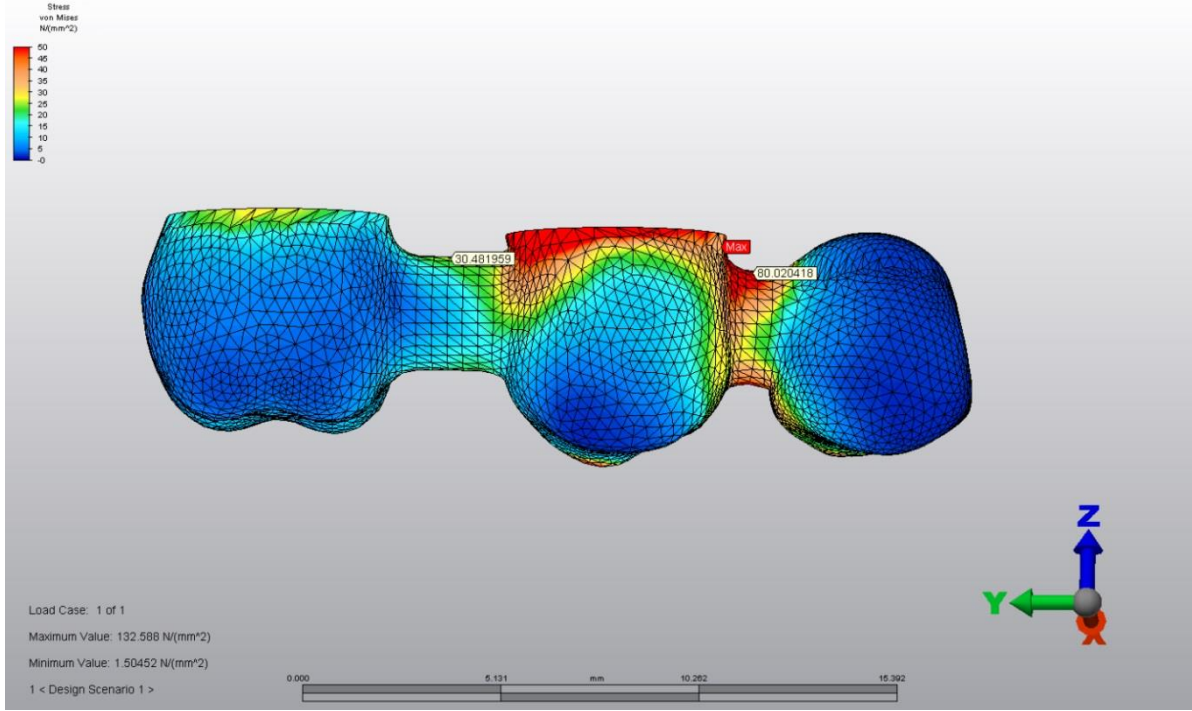


Resim 4.14. 2 numaralı modelde üst yapıda oluşan von Mises stres değerleri

4.3.3. 3 numaralı modelde üst yapıda oluşan von Mises stres değerlerinin incelenmesi

Birinci premolar ile ikinci premolar arasındaki değerin $80,020418 \text{ N/mm}^2$, ikinci premolar ve birinci molar arasındaki değerin $30,481959 \text{ N/mm}^2$ olduğu görüldü. Maksimum stres ikinci premoların konnektörle birleşim yerinin koleye yakın kısmında $132,588 \text{ N/mm}^2$ olarak saptandı.

Yoğun stres alanları kırmızı renkli olarak kantilever gövde ve implant desteği arasındaki konnektörün gingival kısmından başlayıp yayılarak azalan şekilde ve birincil implant desteğin basamak bölgesini örten protezde gözlemlendi. İkincil implant desteğin basamak bölgesinde belirgin bir stres alanı gözlemlenmedi (Resim 4.15).

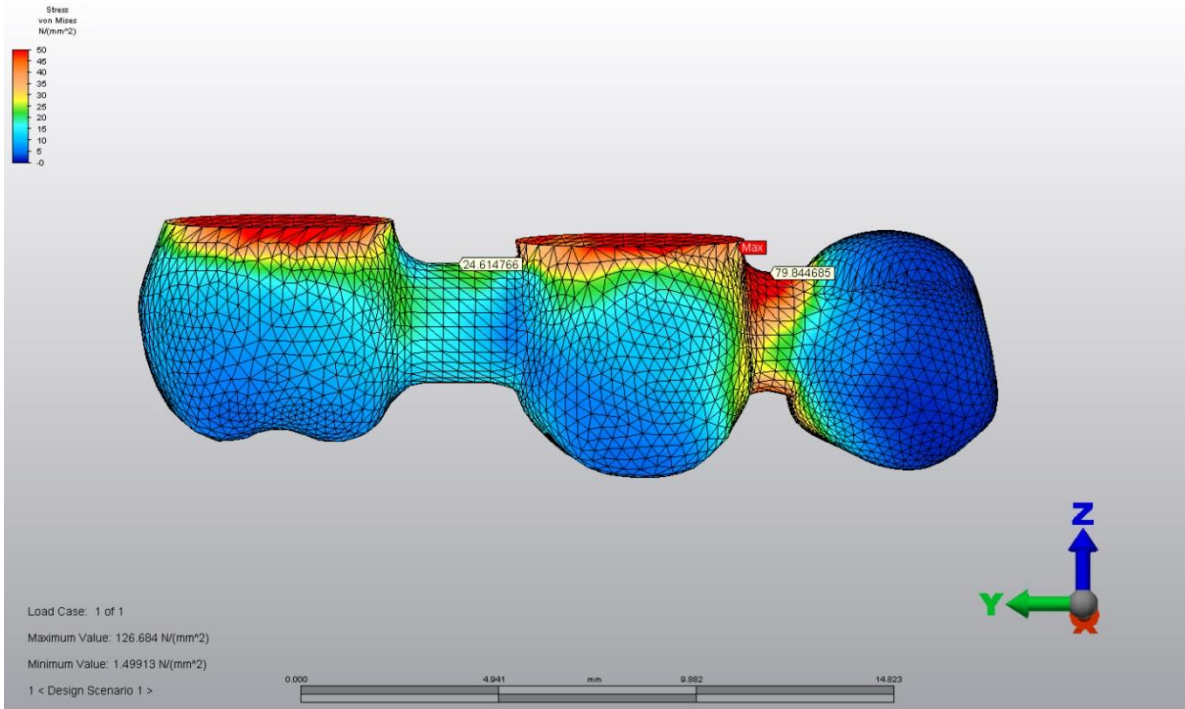


Resim 4.15. 3 numaralı modelde üst yapıda oluşan von Mises stres değerleri

4.3.4. 4 numaralı modelde üst yapıda oluşan von Mises stres değerlerinin incelenmesi

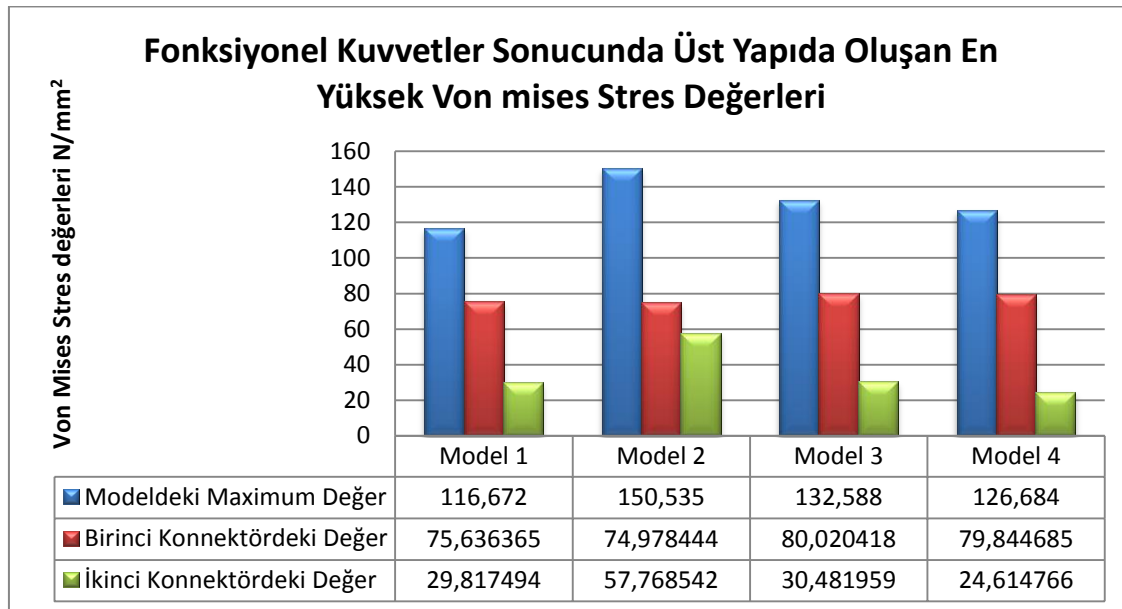
Birinci premolar ile ikinci premolar arasındaki değerin $79,844685 \text{ N/mm}^2$, ikinci premolar ve birinci molar arasındaki değerin $24,614766 \text{ N/mm}^2$ olduğu görüldü. Maksimum stres ikinci premoların konnektörle birleşim yerinin koleye yakın kısmında $126,684 \text{ N/mm}^2$ olarak saptandı.

Yoğun stres alanları kırmızı renkli alanlar şeklinde gösterilip bu alanlar kantilever gövde ve implant desteği arasındaki konnektörün gingival kısmından başlayıp yayılarak azalan şekilde ve implant desteklerin basamak bölgesini örten protezde gözlemlendi (Resim 4.16).



Resim 4.16. 4 numaralı modelde üst yapıda oluşan von Mises stres değerleri

Çalışmada fonksiyonel kuvvetler altında üst yapıda hesaplanan stres değerleri grafikte gösterildi (Şekil 4.6).



Şekil 4.6. Üst yapıda oluşan von Mises stres değerlerinin gösterilmesi

5. TARTIŞMA

Günümüzde insanların yaşam şekillerindeki değişimle birlikte konforun öne çıkması ve estetiğin insan ilişkilerindeki öneminin farkına varılması, bireyin ağız ve diş sağlığındaki seçimlerini ve beklentilerini etkilemiştir. Bu nedenle protetik diş tedavisinde, serbest sonlu vakalarda hareketli bölümlü protezlerin yerine sabit protezler ön plana çıkmıştır [46,48].

Serbest sonlu dişsizlik durumunun protetik tedavisinde tercihlerden biri de, konvansiyonel köprü tasarımının kullanılabileceği implant destekli protezlerdir. Fakat bu her zaman mümkün olamamaktadır. Üst çenede sinüs boşluğunun varlığından, alt çenede ise mandibular kanalın pozisyonu ve kret tepesine yakınlığından kaynaklanan anatomik kısıtlamalar nedeniyle implant uygulamalarında güçlüklerle karşılaşabilmektedir. Bunun yanında çekim defektine bağlı bozuk kret morfolojisinin varlığı, anormal rezorpsiyona uğramış veya alveolar kretlerde bıçak sırtı şeklinde anatomik oluşuma bağlı durumlarda, implant uygulamalarında problemlerle karşılaşmaktadır. Ayrıca osseointegrasyonun oluşmaması nedeniyle, terminal implant kaybı yaşanan durumlarda veya ekonomik nedenlerden dolayı her iki tarafta da implant desteğe sahip konvansiyonel köprü tasarımları uygulanamamaktadır [6,8,19]. Biyomekanik açıdan kantilever köprülerin kullanımı bazı sakıncalar taşımakta ise de bu tip durumlarda, hastanın sabit tedavi ihtiyacını kantilever sabit köprü protezleriyle gidermek gerekebilmektedir [46,48]. İmplant destekli kantilever protezler, karmaşık prosedürleri gerektiren kemik greftleme, sinüs lift gibi işlemlerden daha basit bir tedavi prosedürüne olanak sağlar [6]. Sharma ve diğerleri [116], geriatric hastaların hareketli parsiyel proteze karşı kantilever sabit protezi tercih ettiklerini belirtmişlerdir.

Kantilever sabit protez desteği olarak; iki doğal diş, doğal diş ile implant ve iki implant kombinasyonları kullanılmaktadır. Bu çalışmada kantilever sabit protez desteği olarak iki implant kullanıldı. Sağ posterior bölgede; 1.premolar, 2. premolar ve 1. molar dişin eksik olduğu maksilla modeli hazırlandı. Çalışmada maksiller posterior bölgenin seçilmesinin sebebi bu bölgede kantilever uygulamalarına daha çok ihtiyaç duyulmasıdır. Hazırlanan modellerde 1. molar ve 2. premolar bölgelerine implant destekler yerleştirildi. Tüm değişkenler, implant tasarımı, boyu (12mm), kemik ve restorasyonlarla ilgili bütün faktörler sabit tutuldu. Daha önce yapılmış çalışmalarda [8,117,118] 4,1mm çapında

implant yerleştirilmesi uygun bulunmuştur. Ancak her zaman 4,1mm çapında implant yerleştirilememesi ihtimaline karşı ve daha dar çaplı implantın oluşturacağı streslerin değerlendirilmesi amacıyla bu çalışmada dar (3,75 mm) ve geniş (4,1 mm) çaplı implantlar kullanıldı. Li ve diğerleri [117] yaptıkları 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmasında, implant uzunluğunun sadece tip 4 kemik özelliğinde, kortikal ve trabeküler kemikte oluşabilecek stresleri azaltan bir faktör olduğu, implant çapının ise implant-abutment yapısının stabilitesini arttırmada daha etkili olduğu sonucunu elde etmişlerdir. Çalışmamızda Tip 3 kemikte aynı uzunlukta (12 mm) 2 farklı çapta implant kullanıldı. Böylece implantlarla desteklenen sabit kantilever protezlerdeki stres birikimlerinin sadece implant çapları ile ilişkisini değerlendirmek hedeflendi. Bu doğrultuda 3,75 mm ve 4,1mm çapındaki implantlar 4 farklı senaryoda uygulandı.

İmplant destekler üzerinde üç üyeli mezial uzantılı metal (Co-Cr alaşım) destekli porselen kantilever köprü modellendi. Yapılan çalışmalarda [12,31,34,109] implant üstü protezlerde ve kantilever tasarımlarda Co-Cr alt yapı tavsiye edildiği için bu çalışmada kalınlığı minimum 0,3mm olacak şekilde Co-Cr alt yapı tercih edildi. Correja ve diğerleri daha eliptik şekilli konnektör yapımının bu bölgede oluşan von Mises streslerini azalttığını bildirmişlerdir [112]. Bu doğrultuda çalışmamızda eliptik şekilde konnektör tasarımı kullanıldı. Saint-Venant prensibine göre siman kalınlığı stres dağılımlarını etkilemediği için çalışmamızda değerlendirmeye alınmadı [113]. Çalışmalarda [93,114,119] kantilever protezlerde gövdenin temasta olduğu sağlıklı bir diş varlığının destek implantlara gelen yükü azalttığı rapor edilmiştir. Bu nedenle çalışmamızda gövde konumunda olan 1. premolar dişin kontağında sağlıklı bir kanin diş modellendi.

Mezial uzantılı restorasyonun tercih edilme sebebi önceki çalışmalarda mezial ve distal kantilever karşılaştırılmasının yapılmış olup mezial kantileverlerin daha uygun bulunmuş olmasıdır [2,47,55]. Yapılmış çalışmalarda [76-81,89-91,119-121] üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi gerçeğe en yakın yöntem olarak belirtildiği için, bu çalışmada da üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi tercih edildi. Bu analiz sonucunda çaplardaki artışın kemik implant ara yüzünde oluşan streslere etkisi ve destek implantlardan hangisinin geniş çaplı olmasının daha avantajlı olacağının belirlenmesi için; kortikal kemikte, implantlar üzerinde ve restoratif yapı üzerinde oluşan stres değerleri, dağılımı ve yoğunlaşma bölgeleri incelenmiştir.

Avrupa Osseointegrasyon Birliği kısa uzantılı (1 üniteli) implant destekli sabit bölümlü protezin, ileri cerrahi tedavi gerektiren prosedürlere kabul edilebilir bir alternatif olduğunu bildirmiştir [9]. Ancak implant destekli kantilever uzantılı köprülerde destek alınacak implant çapları ile ilgili herhangi bir bildiride bulunulmamıştır. Bu nedenle çalışmamızın bu konuda bir rehber oluşturması amaçlandı.

İmplantlardaki başarı ve başarısızlığın anahtarı, streslerin destek dokulara aktarılma biçimidir. İmplantlardan destek dokulara yük transferi; yüklemenin büyüklüğüne ve yönüne, kemik-implant ara yüzeyine, implantların uzunluk ve çapına, implant yüzeyinin şekline ve karakteristiğine, uygulanan protezin tipine, çevreleyen kemiğin kalitesine ve miktarına bağlıdır. Bu farklılıkların implant elemanlarına, proteze ve destek dokulara yansımalarının incelenmesi için stres analizleri yapılmaktadır [81,122]. Böylece stres yoğunlaşma alanları tespit edilerek hangi bölgelerde başarısızlık olabileceği öngörülmeğe çalışılmaktadır.

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında çene kemiği elastisite modülü ve poisson oranı ile nitelendirilmektedir. Bu nedenle çene kemiğinin maddesel davranışının homojen, izotropik ve linear elastik olduğu varsayılmaktadır [41,81,83,84]. Çoğunluğu uzun kemiklerde yapılmış biyomekaniksel çalışmalar kemiğin fiziksel özelliklerinin anizotropik ve non-homojen karakterde olduğunu göstermektedir. Gerçekte maksilla ve mandibula kısmen plastik canlı dokulardır, dinamikler ve mekaniksel ortama göre farklı şekillerde cevap verirler [83,85,86]. Bireylerde materyal özellikleri farklılık göstermektedir. Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında; implantların, dental yapıların, protezin, kortikal ve trabeküler kemiğin, akrilin, mukozanın elastisite modülleri ve poisson oranları için kabul edilmiş evrensel tek bir tablo yoktur [87,88]. Bu nedenle çalışmamızda en çok kullanılan değerlerden faydalanıldı.

Meijer ve diğerleri [90] , Clelland ve diğerleri [123] üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi ile ilgili yaptıkları çalışmalarda, çalışma modelinin ayrıntılı olarak modellenmesinin son derece önemli olduğunu ve modeli oluşturan nod (düğüm) ve eleman sayısının fazla olmasının, analiz sonuçlarının gerçekte elde edilen sonuçlara yakın olmasını sağladığını belirtmişlerdir. Bu yüzden, bu çalışmadaki modeller ortalama 77 000 düğümden ve 430 000 elemandan oluşturuldu. Çalışmamızda kullanılan sonlu elemanlar modellerinin düğüm noktası ve eleman sayısı diğer çalışmalardakilerle karşılaştırıldığında oldukça fazla olduğu

görülmektedir [31,41,124-126]. Böylece, şimdiye kadar yapılan diğer çalışmalara göre daha gerçekçi sonuçlar elde etmek amaçlandı.

Yapılan pek çok sonlu elemanlar analizi çalışmasında [124,127,128], kemik-implant ara yüzünün yapışık olduğu ve tüm ara yüz boyunca sıkı bir temas olduğu kabul edilir. Ancak, klinik koşullarda hiçbir zaman hücresel düzeyde % 100 kemik-implant teması mümkün değildir [81]. Bu nedenle sayısal değerlerin tek başına başarı veya başarısızlık olarak değerlendirilmesi yanıltıcı olacaktır. Çalışmada amaç, tek bir model ve tasarımın analizini yaparak sadece kliniğe yönelik bir sonuç çıkarmak olmadığından, her modelde % 100 kemik teması olduğu varsayıldı.

Geometri ve sınır koşullarındaki farklılıklar nedeni ile sonlu elemanlar stres analizlerinden elde edilen sonuçlar, nicel açıdan diğer çalışmalarla karşılaştırılmaz [124,125,137]. Sonlu elemanlar stres analizi sonucunda elde edilen değerler varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılmayabilir. Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarından elde edilen sonuçlar nitel anlamda, dağılım yerleri ve yoğunlukları açısından karşılaştırılabilirler. Birçok çalışmada sonuçlar sadece yorumlanmış, istatistiksel analiz yapılmamıştır [12,34,126]. Çalışmamızda da istatistiksel analiz yapılmadı, değerler ve dağılım görüntüleri kıyaslama yapılarak değerlendirildi. Gerek yöntem, gerekse veriler yönünden, çalışmamıza benzer araştırma sayısının az oluşu, nitel anlamda karşılaştırmaları da zorlaştırmıştır. Çalışmamızda önceki çalışmacıların önerileri doğrultusunda modellemeler yapıldı ve sonuçlar modeller arasında değerlendirildi.

Sonlu elemanlar stres analizlerinde genellikle üç tip gerilme; von Mises, maksimum ve minimum asal gerilme değerlendirilmektedir [80,90,95,98,124,125,129-136]. Bazı stres analizi çalışmalarında, kemik gibi gevrek (brittle) materyallerdeki gerilmelerin değerlendirilmesinde, asal gerilmelerin kullanılmasının daha uygun olduğu [90,125,129-133], implant gibi çekilebilir (ductile) materyallerdeki gerilmelerin değerlendirilmesinde ise, asal gerilmelerden bir formül ile hesaplanan von Mises gerilmelerinin kullanılmasının [23,93,124] daha doğru olduğu ifade edilmiştir. Ancak bazı çalışmalarda [80,95,98,134-136] kemikteki stres dağılımını değerlendirmek için von Mises gerilmelerine bakılmıştır. Çalışmamızda, kortikal kemikte oluşan gerilmeler maksimum ve minimum asal gerilmeler ile, implant ve üst yapıda oluşan gerilmeler ise von Mises stres gerilmeleri ile değerlendirildi.

Normal koşullar altında kuvvetler, destek dişlerde fulkrum eksenini oluşturmaksızın kök etrafında eşdeğer bir stres dağılımına neden olur buna karşın, kantilever protezlerde durum farklıdır. Bu tip protezlerde gövdede oluşan 1. sınıf kaldıraç sistemi, birincil destek üzerinde bir fulkrum eksenini oluşturmaktadır. Fulkrum eksenini doğal dişlerde kökün orta üçlüsünde yer alırken, implantlarda boyun bölgesinde yer almaktadır, bunun nedeni implantın osseointegre olması ve periyodontal ligament gibi viskoelastik bir yapıya sahip olmamasıdır [33,43,50,122]. Uygulananın iki katı kadar kuvvet, germe kuvveti şeklinde uzaktaki abutmenta iletilir. Uygulanan yük ve uzaktaki abutmenta gelen yükün toplamı kadar da gövdeye komşu abutmenta sıkıştırma kuvveti iletilir [18].

Koka ve diğerleri [142], mandibulada yapılmış olan, distal kantilever sabit bölümlü protezde, stres dağılımını üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelemişler ve en yüksek stres alanlarının ikincil implantın boyun bölgesinde görüldüğünü ifade etmişlerdir. Romeo ve diğerlerinin [6] çalışması ise bu çalışmanın tersine en yüksek stres alanlarının birincil implantın boyun bölgesinde görüldüğünü vurgulamaktadır. Bir diğer çalışmada kantilever gövdeye uygulanan kuvvetin %50' sinden fazlasının gövdeye en yakın destek tarafından karşılandığı ancak ilave desteklerin kullanılmasının destek üzerindeki yıkıcı etkiyi azalttığı belirtilmiştir [46]. Daha önce yapılan çalışmalarda kantilever gövdeye yakın olan implant desteğin servikal bölgesinde stres yoğunlaşması görülmektedir. İkincil destekte oluşan stresler birincil desteğe göre daha az alanda ve matematiksel olarak da daha düşük değerlerde tespit edilmektedir [33,50,82].

Çalışmamızda gövdeye yakın olan implantların boyun çevresinde yoğun stres alanları gözlenmesi çalışmacıların bulgularını desteklemektedir. Çalışmada, dört modelde de birincil ve ikincil implantlarda oluşan stres değerleri sayısal olarak birbirine yakın bulundu. 3,75mm çaplı implantların kullanıldığı 1 numaralı modelde implantlarda oluşan stresler ($342,160-324,393 \text{ N/mm}^2$) diğer modellere göre daha yüksek gözlemlendi. Bunu sırasıyla 2 numaralı model ($251,472-253,127 \text{ N/mm}^2$) ve 3 numaralı model ($227,504-231,015 \text{ N/mm}^2$) izlemiştir. 2 ve 3 numaralı modellerde 4,1 mm çapındaki implant çevresinde daha az stres değerleri gözlenmesi nedeniyle gövdeye yakın olan implantın geniş çaplı seçilmesini önerebiliriz. Her iki implantın da 4,1mm kullanıldığı 4 numaralı modelde ise implantta oluşan streslerin ($170,681-172,622 \text{ N/mm}^2$), 1 numaralı modele ($342,160-324,393 \text{ N/mm}^2$) göre yarı yarıya azaldığı gözlemlendi. En büyük stres değerlerinin 1 numaralı modelde

gözlenmesi, her iki implant çapının da küçük olmasından kaynaklanmaktadır. Bulgularımızda implant çaplarının arttırılmasının implantlarda biriken von Mises stres değerlerini belirgin olarak azalttığı görülmektedir. Bu sonuç, literatürdeki çalışmalarda [9,62,64,97] geniş çaplı implant kullanımının stresleri azalttığı sonucu ile aynı doğrultudadır.

Tasarımından bağımsız olarak, tüm implant destekli protezler, okluzal yükleri implant çevresindeki kemiğe iletirler. İmplant çevresindeki kemiğin kalite ve miktarı, implanttan kemiğe iletilecek olan yük dağılımını etkileyecektir. Kortikal kemiğin elastiklik modülü, trabeküler kemikten daha yüksektir, bu nedenle kortikal kemik daha kuvvetlidir ve deformasyona daha dirençlidir. Yüksek okluzal stres değeri olan oblik yükler, implantları çevreleyen kemiğin elastik limitini geçebilir ve kortikal kemikte mikro kırıklara sebep olabilir. Uzun dönemli birçok radyolojik çalışmada, sonlu eleman stres analizi çalışmalarında ve fotoelastik analizlerin sonucunda, yüklenen implantlarda implant boynu etrafındaki kortikal kemikte kayıplara rastlandığı bildirilmiştir [6,8,58,59,126].

Kullanılan yöntem ve konu açısından araştırmamıza benzer çalışmalarda [95,96,101,124,135,143-146], gerilmeler genelde implantın koronal bölgesindeki kortikal kemikte bulunmuştur. Bu çalışmada da implantın koronal bölgesindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları görülürken trabeküler kemikteki herhangi bir stres yoğunluğu görülmedi. Bu nedenle sadece kortikal kemikteki değerler incelendi.

Meyer ve diğerleri [76] implantlara gelen yük arttığında implant boynu etrafındaki kemik rezorpsiyonunun arttığını ve mineralize kemiğin azaldığını bildirmişlerdir.

Geng ve diğerleri [81] implantın çevresindeki kemiğin kalite ve kantitesinin implanttan kemiğe yük transferini etkilediğini, yapılan hemen hemen tüm sonlu elemanlar analizi çalışmalarında en yüksek streslerin implantın boynu etrafındaki kortikal kemikte meydana geldiğini bildirmişlerdir.

Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmasında Papavasiliou ve diğerleri [101], kortikal kemiğin olmamasının interfasiyal stresleri arttırdığını göstermişlerdir. Clift ve diğerleri [147] ise implantın boyun kısmını çevreleyen kemiğin elastisite modülündeki 16 faktörlük bir azalmanın, stres düzeyinde yalnızca 2 kat azalmaya neden olduğunu bildirmişlerdir.

İmplant materyalinin yüksek elastisite modülü, streslerin implantlarca absorbe edilerek kemik içinde yoğunlaşmasını engellemekle birlikte her iki implantın servikal bölgesindeki kortikal kemikte stres yoğunlaşmaları görülmektedir. Bu durum doğal dişlerde kökün orta üçlüsünde yer alan fulkrum ekseninin implantlarda boyun bölgesine hareket etmesinden kaynaklanmaktadır. Her iki desteğin de aynı kemik bağlantı sistemi ve aynı materyal özelliğine sahip olması, gelen oblik kuvvetlerin her iki desteğe dağıtılmasını sağlamaktadır. Buna rağmen gövdenin yanındaki implantın yüzeyinde stres yoğunlaşmaları daha fazladır. Bu durum kantilever prensibi ile açıklanabilir [18]. Bu prensip, bizim çalışmamızda birincil implantın mezialindeki stres değerlerinin yüksek saptanmasını açıklamaktadır.

Analiz sonuçlarında artı değerler gerilme streslerini, eksi değerler ise sıkışma streslerini belirtmektedir. Bir stres elemanında hangi stres tipinin mutlak değeri daha büyük ise, eleman o stres tipinin etkisi altındadır ve değerlendirilmesi gereken de o stres tipidir. Dört modelde de her iki implant çevresinde minimum principle stres değerleri yüksek olarak gözlemlendi. 1 numaralı modelde birincil implantta oluşan maksimum ve minimum principle stres değerleri birbirine yakın olarak gözlemlendi, maksimum ve minimum stres değerleri birbirine yakın olduğu zaman maksimum principle stresin etkisi göz önüne alınmalıdır, çünkü çekme stresi daha yıkıcı sonuçlara sebep olur. Diğer modellerde ise minimum principle stres neredeyse maksimum principle stresin iki katı seviyelerdedir. Bu durum 2, 3 ve 4. modellerin genel olarak minimum principle stres, yani sıkışma stresleri etkisi altında olduğunu gösterir. Yani 4,1mm çapında implantın kullanımı hem etkiyen stresin tipini iyi yönde değiştirdi, hem de miktarı azalttı. Bu gözlemimiz, kemiğin sıkışma tipi streslere karşı daha dayanıklı olması nedeniyle, 4,1 mm çapında implant kullanımının daha avantajlı olduğunun göstergesidir.

Dört modelde de birincil implantın mezialinde görülen minimum stres değerleri sırasıyla; $-37,289118 \text{ N/mm}^2$, $-35,856323 \text{ N/mm}^2$, $-31,895293 \text{ N/mm}^2$, $-32,398101 \text{ N/mm}^2$; ikincil implantın mezialinde sırasıyla $-8,568657 \text{ N/mm}^2$, $-13,588384 \text{ N/mm}^2$, $-5,611009 \text{ N/mm}^2$, $-8,385825 \text{ N/mm}^2$ dir. Bu değerler implantların mezialinde görülen maksimum stres değerlerinden büyüktür. Bu da implantların mezialinde minimum principle stresin etkin olduğunu, yani bu bölgelerin sıkışma geriliminin etkisinde olduğunu göstermektedir. İkincil implantların mezialinde oluşan stresler birincil implantlara göre daha düşük değerde

ve daha dar alanda etkili olmaktadır. Her iki implantın da distalindeki stres değerlerine bakıldığında birincil implantta sırasıyla $-16,781512 \text{ N/mm}^2$, $-10,882549 \text{ N/mm}^2$, $-9,431780 \text{ N/mm}^2$, $-6,872173 \text{ N/mm}^2$; ikincil implantta sırasıyla $-13,443590 \text{ N/mm}^2$, $-12,815907 \text{ N/mm}^2$, $-12,497870 \text{ N/mm}^2$, $-13,912454 \text{ N/mm}^2$. Bu değerlerin de maksimum stres değerlerinden büyük olduğu, sayısal olarak çok düşük değerlerde olduğu, ve de alan olarak dar bir bölgede olduğu görülmektedir. Her iki implantta da mezialde oluşan stres değerlerinin distale göre daha yüksek olduğu gözlemlendi. Kemikteki referans noktalarına bakıldığında en yüksek stres değerlerinin 1 numaralı modelde, en düşük stres değerlerinin ise 4 numaralı modelde gözlenmesi, 3 numaralı modelin 2 numaralı modele göre daha uygun olması verileri doğrultusunda mümkünse iki implantın da geniş çaplı seçilmesi, bu mümkün değilse gövdeye yakın olan implantın geniş çaplı seçilmesi tavsiye edilebilir. Çalışmalarda [31,116] kantileverlerde gövdenin yanında yer alan implantın gövdeye bakan yüzünde stres yoğunluğu görüldüğü belirtilmiştir. Bizim çalışmamızda da gövdeye yakın implantın mezialinde yüksek stres değerleri gözlenmesi çalışmacıların bulguları ile eşleşmektedir.

Birincil implantta kortikal kemikte bukkal referans noktasındaki değerlere bakıldığında 1 numaralı modelde $45,547133 \text{ N/mm}^2$ olan değer, 2 numaralı modelde $27,736626 \text{ N/mm}^2$ 'ye, 3 numaralı modelde $26,125082 \text{ N/mm}^2$ 'ye, 4 numaralı modelde ise $17,039180 \text{ N/mm}^2$ 'ye düştüğü görülmektedir. Bu durumda da gene en yüksek değerler 1 numaralı modelde, en düşük değerler ise 4 numaralı modelde görüldü. 3 numaralı model 2 numaralı modele göre daha avantajlı bulundu. Palatinaldeki değerlere bakıldığında 1 numaralı modelde $-57,374423 \text{ N/mm}^2$, 2 numaralı modelde $-41,665959 \text{ N/mm}^2$, 3 numaralı modelde $-44,272824 \text{ N/mm}^2$ olarak görülen değerlerin 4 numaralı modelde $-35,129913 \text{ N/mm}^2$ 'ye indiği saptandı. Palatinal bölgedeki değerlerin bukkal referans noktasındaki değerlerden yüksek olması nedeniyle kemiğin genel olarak palatinalde oluşan sıkışma kuvvetlerinin etkisi altında olduğu ve iki implantın da geniş çaplı seçilmesinin daha uygun olacağı görüşündeyiz. İkincil implantta kortikal kemikte bukkal referans noktasındaki değerlere bakıldığında 1 numaralı modelde $-0,586831 \text{ N/mm}^2$, 2 numaralı modelde $-2,549636 \text{ N/mm}^2$, 3 numaralı modelde $-3,300624 \text{ N/mm}^2$, 4 numaralı modelde ise $-2,686769 \text{ N/mm}^2$ olduğu görülmektedir. Bu verilerden anlaşılacağı üzere en yüksek değerler 1 numaralı modelde, en düşük değerler ise 4 numaralı modelde gözlemlendi. Palatinaldeki değerlere bakıldığında 1 numaralı modelde $-56,023233 \text{ N/mm}^2$, 2 numaralı modelde $-55,411355$, 3 numaralı modelde $-44,072914$, 4 numaralı modelde $-49,787171 \text{ N/mm}^2$ olduğu saptandı.

Bu değerlerin bukkal referans noktasındaki değerlerden ve maksimum stres değerlerinden yüksek olması nedeniyle kemiğin genel olarak palatinalde oluşan sıkışma kuvvetlerinin etkisi altında olduğu ve iki implantın da geniş çaplı seçilmesinin daha uygun olacağı görüldü.

Li ve diğerleri [117], 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi çalışmasında, biyomekanik olarak en uygun implantın 9 mm den uzun ve 4 mm çapındaki implantlar olduğunu ifade etmişlerdir. Becker [8], üst çenesine 60 adet kantilever protez yaptığı 36 hastasını 10 yıl boyunca takip etmiş, implant, abutment, protez kırığı, yumuşak doku çekilmesi veya radyografik kemik kaybı gözlememiş, 4,1mm ve daha geniş çapta implant kullanılmasının implant kaynaklı kırılmaları engellediği sonucuna varmıştır. Uzun dönem başarılı sonuç elde etmek için pürüzlü yüzeyli ve 4,1mm veya daha geniş çaplı implant kullanımını önermiştir. İbrahim ve diğerleri [118], implant tasarımında şekil, çap ve uzunluğun stres dağılımına etkisini üç boyutlu sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmişlerdir. Yaptıkları çalışmanın sonucuna göre implant çapının 3,7mm'den 4,1mm'ye çıkmasının stres dağılımını anlamlı ölçüde azalttığını görmüşlerdir. Çalışmacıların sonuçları bizim çalışmamızı destekler niteliktedir.

Eraslan ve diğerleri [138] 1. ve 2. premolar dişi destek alarak yaptıkları kantilever sabit protezde 1.molar eksikliğini distal uzantı ile restore etmişlerdir. Kuvvet altında kantilever gövde ile desteğin bağlantı bölgesinde yüksek stres değerleri tespit etmişlerdir. Kantilever köprülerde konnektörlerin stres yüklemelerine karşı kritik bölgeler olduğunu ve tüm modellerde özellikle gövde ile destek diş arasındaki konnektörün daha fazla strese maruz kaldığını bildirmişlerdir. Birçok araştırmacı implant destekli kantilever sabit protezde stres yoğunluğunun konnektör bölgesinde görüldüğünü, bu nedenle gövdenin bağlı olduğu konnektör tasarımına dikkat edilmesi gerektiğini vurgulamışlardır [12,19,31,46,54, 114,138-142]. Bu çalışmada üst yapıda oluşan von Mises streslerine bakıldığında, dört modelde de streslerin en fazla konnektörlerde yoğunlaştığı ve mezial destek ile gövde arasındaki birinci konnektörde daha fazla stres yoğunluğu olduğu tespit edildi. Literatürdeki benzer çalışmalar [9,31,139-142] bulgumuzu destekler niteliktedir.

Tuna [31] kantilever sabit protezlerde gövde boyutlarını değiştirerek yaptığı çalışmasında, gövdenin premolardan molara değişiminin konnektör bölgesindeki stresi arttırdığını ancak desteklerin değişmesinin gövde ile ilk destek arasındaki konnektördeki streslerde belirgin

bir stres artışına neden olmadığını belirtmiştir. Bu çalışmada, dört modelde de birinci konnektörlerdeki stres yoğunlukları birbirlerine yakın değerdedir ($75-80 \text{ N/mm}^2$). Bu sonuç kantilever kullanımının kantilevere yakın olan konnektörde, destek implant çapından bağımsız olarak, yoğun stres alanı oluşmasına neden olduğunu göstermektedir. Bunun nedeni bu bölgede esas olarak protez tasarımının stres dağılımında etkin faktör olması ve tasarım değişikliği olmaması nedeniyle bölgede biriken stresin de değişmemesi olabilir. Bu nedenle, konnektör, stres birikimini azaltacak şekilde tasarlanmalı ve biyomekanik ilkeler doğrultusunda konnektörün rijiditesi artırılmalıdır.

Tuna [31] diş-diş destekli, implant-diş destekli ve implant-implant destekli kantilever köprülerde oluşan stresleri değerlendirdiği çalışmasında, iki destek arasındaki konnektörde oluşan streslerin desteklerin değişmesinden etkilendiğini bildirmiştir. Çalışmamızda da ikinci konnektördeki değerler implant çaplarına göre farklılık göstermektedir. 1 numaralı modelde $29,817494 \text{ N/mm}^2$, 4 numaralı modelde $24,614766 \text{ N/mm}^2$ gerilim saptanması, implant çapının artmasının, gövdeden uzak olan konnektördeki stres değerlerini azalttığını göstermektedir. 2 numaralı modelde $57,768542 \text{ N/mm}^2$ olarak saptanan stres değerinin 3 numaralı modelde $30,481959 \text{ N/mm}^2$ 'ye düşmüş olması nedeniyle gövdeye yakın olan implantın daha geniş çaplı olması önerilebilir. En düşük değer iki implantın da daha geniş çaplı olduğu 4 numaralı modelde görülmüştür, bu nedenle eğer mümkünse iki implantın çapının da geniş seçilmesi tavsiye edilebilir. Birincil implantın $3,75\text{mm}$, ikincil implantın $4,1\text{mm}$ çapında kullanıldığı ikinci modelde, ikinci konnektördeki stres yoğunluğu ($57,768542 \text{ N/mm}^2$) belirgin bir şekilde daha fazladır. Bu durum Tuna'nın desteklerin niteliğinin değişmesinin stresi etkilediği tezini doğrulamaktadır.

Üst yapıda, konnektörler dışında basamak bölgelerinde de stres yoğunlaşmaları görülmektedir. Eraslan ve diğerleri [138] iki diş destekli distal kantilever protezde kuvvet uygulandığında distaldeki dayanak dişin basamak bölgesinde stres yoğunlaşmaları tespit etmişlerdir. Bu çalışmada da iki implantın da aynı çapta olduğu modelde, her iki implantın üstünde yer alan kronun basamak bölgelerinde, stres dağılımının benzer olduğu gözlemlendi.

Her iki implantında $3,75\text{mm}$ çapında olduğu 1 numaralı modelde von Mises stres değerleri diğer modellere göre daha düşük çıkmıştır. Bu durum; daha esnek olan üst yapının, çapı arttıkça daha rijit bir yapı haline gelen implanta, kuvveti az aktarması şeklinde

açıklanabilir. Bu nedenle üst yapı materyali olarak rijit malzemelerin kullanılması ve konnektörlerin olabildiğince kalın yapılmasının uygun olacağı düşüncesindeyiz. Literatürde bu sonucu destekler nitelikte çalışma bulunamaması nedeniyle bulgumuzu tartışma imkanı bulamadık.

Çalışmamızda elde edilen veriler, genel olarak literatürdeki görüşler ile desteklenmektedir. İmplantın boyun kısmında, bu bölgedeki kortikal kemikte ve birinci konnektörde gözlenen yoğunlaşmış stres alanları bu bölgelerde başarısızlık olabileceğini, ancak; çap artışı ile bu stres alanlarının dağılım ve miktarının azaltılarak, başarı şansının arttırılabileceğini göstermektedir. Literatür taramasında implant destekli kantilever köprülerde iki farklı çapta implantın farklı konumlarda yerleştirilmesi sonucu implant ve çevre dokularda oluşturduğu stresin araştırıldığı çalışmaya rastlanmaması bu çalışmayı özgün kılmaktadır.

6. SONUÇLAR

1. Kantilever varlığı, dört modelde de destek implantların boyun bölgesinde başlayıp implantın apikal üçlüsüne kadar yayılan yoğun stres alanları oluşturmuştur. Dört modelde de birincil ve ikincil implantta oluşan stres değerlerinin kendi içinde yakın seviyelerdedir. Her iki implant çapının 4,1 mm olduğu 4 numaralı modelde, implantlarda oluşan stres değerlerinin, her iki implant çapının 3,75 mm olduğu 1 numaralı modele göre yarı yarıya azaldığı tespit edilmiştir.

2. Kantilever varlığında, dört modelde de kantilevere yakın implantta daha yoğun stres alanları olduğu gözlenmiştir. Oluşan stres değerleri geniş çaplı implant varlığında önemli ölçüde azalmıştır.

3. Üst yapıda oluşan stres değerleri incelendiğinde, dört modelde de en yoğun stres alanı kantilevere yakın olan konnektörde oluşmuştur.

4. İkinci konnektördeki ve basamak bölgelerindeki değerler, implant çaplarına göre farklıdır. İki implantın aynı çapta olduğu 1 ve 4 numaralı modelde stres dağılımı daha dengeli ve daha azdır. En fazla stres yoğunluğu birincil implantın daha dar çaplı kullanıldığı durumda, en düşük stres yoğunluğu ise birincil ve ikincil implantın geniş çaplı kullanıldığı durumda oluşmuştur.

5. Geniş çaplı implantlar stres dağılımları açısından daha avantajlıdır.

KAYNAKLAR

1. Güzel, K., Meşe, A. ve Dündar B. (2006). Tür, Form ve Materyal Açısından Günümüz Dental İmplantlarının Tarihçesi. *Türkiye Klinikleri Tıp Etiği Hukuku Tarihi Dergisi*, 14(1):41-46.
2. Park, JH., Kim, SH., Han, JS., Lee, JB. and Yang, JH. (2008). Effect of Number of Implants and Cantilever Design on Stress Distribution in Three- Unit Fixed Partial Dentures: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal Korean Academy of Prosthodontics*, 43(3):290-296.
3. Becker, C.M., Kaiser, D.A. (2000). Implant-Retained Cantilever Fixed Prosthesis: Where and When. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 84:432-437.
4. Rodriguez, A., Aquilino, S. and Lund, P. (1994). Cantilever and Implant Biomechanics: a Review of the Literature. *International Journal of Prosthodontics*, 3:41-46.
5. Shackleton, J., Carr, L. and Slabbert, J.(1994). Survival of Fixed Implant-Supported Prostheses Related to Cantilever Lengths. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 71:23-26.
6. Romeo, E., Lops, D., Margutti E et al. (2003). Implant-Supported Fixed Cantilever Prostheses in Partially Edentulous Arches. A Seven Year Prospective Study. *Clinical Oral Implants Research*, 14:303-311.
7. Hobkirk, J.A., Watson, R.M., Searson, L. and Zarb, G.A. (2003). *Introducing Dental Implants*, London: Elsevier Science Limited.
8. Becker, C.M. (2004). Cantilever Fixed Prostheses Utilizing Dental Implants: A 10-Year Retrospective Analysis. *Quintessence International*, 35(6):437-441.
9. Greenstein, G., Cavallaro, J. (2010). Cantilevers Extending From Unilateral Implant-Supported Fixed Prostheses: A Review of the Literature and Presentation of Practical Guidelines. *Journal of the American Dental Association*, 141:1221-1230.
10. Wennström, J., Zurdo, J., Karlsson, S., et al. (2004). Bone Level Change at Implant-Supported Fixed Partial Dentures With and Without Cantilever Extension After 5 Years in Function. *Journal of Clinical Periodontology* , 31(12):1077-83.
11. Craig, J. M., Powers, J.M. (2002). *Restorative Dental Materials*. St. Louis, Mosby.
12. Sevimay, M. (2002). *İmplant Üstü Kron Tasarımlarında Farklı Materyallerin Stres Dağılımına Etkisinin Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemiyle İncelenmesi*, Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Konya.
13. Rosenstiel, S.F., Land, M.F. and Fujimoto, J. (2006). *Contemporary Fixed Prosthodontics*. St.Louis-Missouri: Mosby-Elsevier Publications.
14. Misch, C.E. (2009). *Dental İmplant Protezler*. İstanbul: Nobel Matbaacılık.

15. Branemark, P.I., Zarb, G.A. and Albrektsson, T. (1985). *Tissue-Integrated Prostheses: Osseointegration in Clinical Dentistry*. Chicago: Quintessence.
16. Albrektsson, T., Zarb, G. (1991). Osseointegration: A Requiem for the Periodontal Ligament. *International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 11:88-91.
17. Schroeder, A. S.F., Buser, D., Krekeler, G. (1996). *Oral Implantology: Basics, ITI Hollow Cylinder System*. New York: Thieme.
18. Misch, C.E. (2005). *Dental Implant Prosthetics*, London: Mosby Elsevier.
19. Akca, K., Iplikcioglu, H. (2002). Finite Element Stress Analysis of the Effect of Short Implant Usage in Place of Cantilever Extensions in Mandibular Posterior Edentulism. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29:350-356.
20. Naert, I., Van Steenberghe, D. And Worthington, P. (1993). *Osseointegration in Oral Rehabilitation*, London: Quintessence.
21. Scortecchi, G.M., Benner, K.U. (2001). *Implants and Restorative Dentistry*, London: Martin Dunitz Ltd-Livery House.
22. Misch, C.E. (2005). *Contemporary Implant Dentistry*, London: Mosby Elsevier.
23. Sevimay, M., Turhan, F., Kilicarslan M.A. ve Eskitascioglu, G. (2005). Three Dimensional Finite Element Analysis of the Effect of Different Bone Quality on Stress Distribution in an Implant-Supported Crown. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93:227-234.
24. Albrektsson, T., Zarb, G., Worthington, P. and Eriksson, A.R. (1986). The Long-Term Efficacy of Currently Used Dental Implants: A Review and Proposed Criteria of Success. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 1:11-25.
25. Hobo, S., Ichida, E. and Garcia, L.T. (1990). *Osseointegration and Occlusal Rehabilitation*, Tokyo: Quintessence publications.
26. Buser, D., Schenk, R.K., Steinemann, S., Fiorellini, J.P., Fox, C.H. and Stich, H. (1991). Influence of Surface Characteristics on Bone Integration of Titanium Implants. A Histomorphometric Study in Miniature Pigs. *Journal of Biomedical Materials Research*, 25:889-902.
27. Browne, M., Gregson, P.J. (2000). Effect of Mechanical Surface Pretreatment on Metal Ion Release. *Biomaterials*, 21:385-392.
28. Uzun, G., Keyf, F. (2007). İmplantların Yüzey Özellikleri ve Osseointegrasyon. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2:43-50.
29. Cook, S.D., Thomas, K.A. and Haddad, R.J. (1988). Histologic Analysis of Retrieved Human Porous-Coated Total Joint Components. *Clinical Orthopaedics Related Research*, 90-101.
30. Browne, M., Gregson, P.J. (1994). Surface Modification of Titanium Alloy Implants. *Biomaterials*, 15:894-898.

31. Tuna, F.K. (2010). *Farklı Destek ve Gövde Boyutlarındaki Kantilever Köprülerde Fonksiyonel Streslerin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Analizi*, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı Ankara.
32. Çağlar, A., Aydın, C. (2001). İmplantolojide Biyomekanik. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 11(1), 90-95.
33. Caputo, A.A., Standlee, J.P. (1987). *Biomechanics in Clinical Dentistry*, Chicago: Quintessence.
34. Çınar, D. (2007). *İki Farklı Kemik Tipinde Kron/İmplant Oranındaki Değişikliğin Stres Oluşumuna Etkisinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi ile Değerlendirilmesi*, Doktora Tezi, Başkent Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi, Ankara.
35. Sertgöz, A. (1993) *İmplant Destekli Kron Köprü Restorasyonlarında İmplant Boyu ve Distal Uzantı Miktarının Kemik İmplant Arayüz Stres Dağılımına Etkisinin Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile İncelenmesi*, Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul.
36. Bueche, F. (1977). *Principles of Physics*, USA: Mcgrow-Hill.
37. Çalış, A.C. (2006). *Maksiller Posterior Bölgede İleri Derecede Kemik Atrofisi Görülen Durumlarda Farklı Tasarımlarda İmplant Kullanımının; Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile İncelenmesi*, Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
38. Philips, R. W. (1991). *Skinner's Science of Dental Materials*, Philadelphia: W.B. Saunders Company.
39. Mc Neill, C. (1997). *Fundamental Occlusal Therapy Consideration Science and Practice of Occlusion*, London: Quintessence Publishing Co. Inc. Chapter 31.
40. Anusavice, K.J. (2003). *Phillips' Science Of Dental Materials*, Eleventh Edition, Missouri: Saunders.
41. Korkmaz, F.M. (2008) *Maksiller Defektlerde Kuvvet Dağılımının Uygulanan İmplantların Tip ve Lokalizasyonlarına Göre Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemiyle Değerlendirilmesi*, Doktora Tezi, Protetik Diş Tedavisi, Gazi Üniversitesi, Ankara.
42. Tanaka, E., Van Eijden, T. (2003). Biomechanical Behavior of the Temporomandibular Joint Disc. *Critical Reviews in Oral Biology Medicine*, 14:138-150.
43. Wakabayashi, N., Ona, M., Suzuki, T. and Igarashi, Y. (2008). Nonlinear Finite Element Analyses: Advances and Challenges in Dental Applications. *Journal of Dentistry*, 36:463-471.
44. Zaimoğlu, A., Can, G. (2004) *Sabit Protezler*. Ankara: Ankara Üniversitesi Basımevi.
45. Shillenburg, H.T., Hobo, S., Whitsett, L.D., Jacobi, R. and Brackett, S.E. (1997). *Fundamentals of Fixed Prosthodontics*. Thirth Edition. Canada, Quintessence Publishing Co, Inc.

46. Himmel, R., Pilo, R., Assif, D. and Aviv, I. (1992). The Cantilever Fixed Partial Denture-A Literature Review. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 67:484-487.
47. Misch, C.E. (2005). *Dental Implant Prosthetics*, St Louis : Mosby.
48. Wright, W.E. (1986). Success with the Cantilever Fixed Partial Denture. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 55:537-539.
49. Ulusoy, M., Aydın, K. (2003) *Diş Hekimliğinde Hareketli Bölümlü Protezler*. Ankara, Ankara Üniversitesi Basımevi. Cilt 1.
50. Weinberg, L.A. (2003). *Atlas of Tooth- and Implant-Supported Prosthodontics*, New York: Quintessence Publishing Co, Inc.
51. Rangert, B., Jemt, T. and Jörneus, L. (1989). Forces and Moments on Branemark Implants. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 4:241-47.
52. Wise, M.D. (1995). *Failure in the Restored Dentition: Management and Treatment*, Berlin: Quintessence Publishing.
53. Awadalla, H.A., Azarbal, M., Ismail, Y.H. and El-Ibiari W. (1992). Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis of a Cantilever Fixed Partial Denture. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 68:243-248.
54. Yang, H.S., Chung, H.J. and Park, Y.J. (1996). Stress Analysis of a Cantilevered Fixed Partial Denture with Normal and Reduced Bone Support. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 76:424-430.
55. English, CE. (1993). Biomechanical Concerns with Fixed Partial Dentures Involving Implants. *Implant Dentistry*, 2:221-42.
56. Budtz-Jorgensen, E., Isidor, F. (1987). Cantilever Bridges or Removable Partial Dentures in Geriatric Patients: A Two-Year Study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 14:239-249.
57. Pjetursson, B.E., Tan, K., Lang, N.P., Bragger, U., Egger, M. and 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. *Clinical Oral Implants Research*, 15:667-676.
58. Aglietta, M., Siciliano, VI. and Zwahlen, M. (2009). A Systematic Review of the Survival and Complication Rates of Implant Supported Fixed Dental Prostheses with Cantilever Extensions After an Observation Period of at Least 5 Years. *Clinical Oral Implants Research*, 20(5):441-51.
59. Stafford, G.L. (2010). Survival Rates of Short-Span Implant-Supported Cantilever Fixed Dental Prostheses. *Evidence Based Dentistry*, 11(2):50-1.
60. Hälg, G.A., Schmid, J. and Hämmerle, C.H. (2008). Bone Level Changes at Implants Supporting Crowns or Fixed Partial Dentures With or Without Cantilevers. *Clinical Oral Implants Research*, 19(10):983-990.

61. Wu, M.J., Wang, X.J., Zou, L.D., Xu, W.H. and Zhang, X.H. (2013). Evaluation of the Therapeutic Efficiency of Mandibular Anterior Implant-Supported Fixed Bridges with Cantilevers. *Chinese Medical Journal(Engl)*, 126(24);4665-9.
62. Palmer, R.M., Howe, L.C., Palmer, P.J. and Wilson, R. (2012). A Prospective Clinical Trial of Single Astra Tech. 4,0 or 5,0 Diameter Implants Used to Support Two-Unit Cantilever Bridges; Results After 3 Years. *Clinical Oral Implant Research*, 23(1):35-40.
63. Kahramanoğlu, E., Özkan, Y. (2013). The Effect of Different Restorative and Abutment Materials on Marginal and Internal Adaptation of Three-Unit Cantilever Implant-Supported Fixed Partial Dentures:An in Vivo Study. *Journal of Prosthodontics*, 1-10.
64. Sallam, H., Kheiralla, L.S. and Aldawakly A. (2012). Microstrains Around Standart and Mini Implants Supporting Different Bridge Designs. *Journal of Oral Implantology*, 38(3):221-9.
65. Bilhan, H., Bural, C., Çilingir, A. ve Geçkili, O. (2012). İmplant Destekli Protezler, Komplikasyonlar ve İmplant Kayıpları: 24 Aylık Klinik Sonuçlar. *İstanbul Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 46(2):40-46.
66. Setia, G., Yousef, H., Ehvenberg, D., Luke, A. and Weiner, S. (2013). The Effects of Loading on the Preload and Dimensions of the Abutment Screw for a 3-Unit Cantilever-Fixed Prosthesis Design. *Implant Dentistry*, 22(4):414-21.
67. Nedir, R., Bischof, M., Szmukler-Moncler, S., Belser, U.C. and Samson, J. (2006). Prosthetic Complications with Dental Implants: From an Up-To-8-Year Experience in Private Practice. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 21(6):919-928.
68. De Boever, A.L., Keersmaekers, K., Vanmaele, G., Kerschbaum, T., Theuniers, G. And De Boever, J.A. (2006). Prosthetic Complications in Fixed Endosseous Implant-Bone Reconstructions After an Observations Period of at Least 40 Months. *Journal of Oral Rehabilitation*, 33(11):833-839.
69. Zurdo, J., Romão, C. and Wennström, J.L. (2009). Survival and Complication Rates of Implant-Supported Fixed Partial Dentures with Cantilevers: A systematic Review. *Clinical Oral Implants Research*, 20(4):59-66.
70. Bevilacqua, M., Tealdo, T., Menini, M., Pera, F., Mossolov, A., Drago, C. and Pera, P. (2010). The Influence of Cantilever Length and Implant Inclination on Stress Distribution in Maxillary Implant-Supported Fixed Dentures. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 105(1): 5-13.
71. Tortopidis, D., Lyons, M.F., Baxendale, R.H. and Gilmour, W.H. (1998). The Variability of Bite Force Measurement Between Sessions, in Different Positions within the Dental Arch. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25:681-686.
72. Kumagai, H., Suzuki, T., Hamada, T., Sondang, P., Fujitani, M. and Nikawa, H. (1999). Occlusal Force Distribution on the Dental Arch During Various Levels of Clenching. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26:932-935.

73. Gibbs, C.H., Anusavice, K.J., Young, H.M., Jones, J.S. and Esquivel-Upshaw, J.F. (2002). Maximum Clenching Force of Patients with Moderate Loss of Posterior Tooth Support: A Pilot Study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 88:498-502.
74. Ferrario, V.F., Sforza, C., Serrao, G., Dellavia, C. and Tartaglia, G.M. (2004). Single Tooth Bite Force in Healthy Young Adults. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31:18-22.
75. Merckse-Stern, R., Assal, P., Mrescke, E. and Bürgin, W. (1995). Occlusal Force and Oral Tactile Sensibility Measured in Partially Edentulous Patients With ITI Implants. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 10:345-353.
76. Meyer, U., Vollmer, D., Runte, C., Bourauel, C. and Joos, U. (2001). Bone Loading Gennern Around Implants in Average and Atrophic Edentulous Maxillae: A Finite-Element Analysis. *Journal of Cranio-Maxillo Facial Surgery*, 29:100-105.
77. Clelland, N.L., Gilat, A., Mcglumphy, E.A. and Brantley, W.A. (1993). A Photoelastic and Strain Gauge Analysis of Angled Abutments for an Implant System. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 8:541-548.
78. Sakaguchi, R.L., Borgersen, S.E. (1995). Nonlinear Contact Analysis of Preload in Dental Implant Screws. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 10:295-302.
79. Randow, K., Glantz, P.O. (1986). On Cantilever Loading of Vital and Non-Vital Teeth. An Experimental Clinical Study. *Acta Odontologica Scandinavica*, 44:271-277.
80. Stegaroiu, R., Sato, T., Kusakari, H. and Miyakawa, O. (1998). Influence of Restoration Type on Stress Distribution in Bone Around Implants: A Three Dimensional Finite Element Analysis. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 13:82-90.
81. Geng, J.P., Tan, K.B. and Liu, G.R. (2001). Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry: A Review of the Literature. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 85:585-598.
82. Powers, J.M., Sakaguchi, R.L. (2006). *Craig's Restorative Dental Materials*, St.Louis, Missouri: Mosby.
83. Eğılmez, F. (2007) *Porselen ve Cam Fiber ile Güçlendirilmiş Kompozit Post Sistemlerin Diş Dokularında Oluşturdukları Termal Streslerin Karşılaştırmalı Olarak İncelenmesi*, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara.
84. Merickske-Stern, R. (1998). Treatment Outcomes with Implant-Supported Overdentures: Clinical Considerations. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 79:66-73.
85. Yalçın, E. (2003) *Maxiller Anterior Bölgede İmplant Destekli Sabit Bölümlü Protezlerin Farklı Tasarımlarının Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Stres ile İncelenmesi*, Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
86. Haraldson, T., Karlsson, U. and Carlsson, G.E. (1979). Bite Force and Oral Function in Complete Denture Wearers. *Journal of Oral Rehabilitation*, 6:41-48.

87. Borchers, L., Reichart, P. (1983). Three-Dimensional Stress Distribution Around a Dental Implant at Different Stages of Interface Development. *Journal of Dental Research*, 62:155-159.
88. Zhou, X., Zhao, Z., Zhao, M. and 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*, 17:29-32.
89. Akca, K., Cehreli, M.C. and Iplikcioglu, H. (2002). A Comparison of Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis With in Vitro Strain Gauge Measurements on Dental Implants. *International Journal of Prosthodontics*, 15:115-121.
90. Meijer, H.J., Starman, F.J., Bosman, F. and Steen, W.H. (1993). A Comparison of Three Finite Element Models of an Edentulous Mandible Provided with Implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 20:147-157.
91. Baiamonte, T., Abbate, M.F., Pizzarello, F., Lozada, J. and James, R. (1996). The Experimental Verification of the Efficacy of Finite Element Modeling to Dental Implant Systems. *Journal of Oral Implantology*, 22:104-10.
92. Balık, A. (2007). *Farklı İmplant Abutment Bağlantılarının Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Yöntemi ile İncelenmesi*, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul.
93. Asar, N.V. (2006). *İmplant Destekli İki Farklı Sabit Üst Yapı Tasarımının Kemikte Oluşturduğu Stres Dağılımının Farklı Kemik Tiplerine Göre Değerlendirilmesi*, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara.
94. İplikçioglu, H., Akça, K. (2002). Comparative Evaluation of the Effect of Diameter, Length and Number of Implants Supporting Three-Unit Fixed Partial Prostheses on Stress Distribution in the Bone. *Journal of Dentistry*, 30:41-46.
95. Eskitaşcıoğlu, G., Üşümez, A., Sevimay, M., Soykan, E. and Ünsal, E. (2004). The Influence of Occlusal Loading Location on Stresses Transferred to Implant-Supported Prostheses and Supporting Bone: A Three Dimensional Finite Element Study. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91:144-50.
96. Holmgren, E.P., Seckinger, R.J., Kilgren, L.M. and Mante, F. (1998). Evaluating Parameters of Osseointegrated Dental Implants Using Finite Element Analysis-A Two-Dimensional Comparative Study Examining the Effects of Implant Diameter, Implant Shape, and Load Direction. *Journal of Oral Implantology*, 24:80-8.
97. Himmlöva, L., Dostalova, T., Kacovsky, A. and Konickova, S. (2004). Influence of Implant Length and Diameter on Stress Distribution: A Finite Element Analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91:20-25.
98. Koca, Ö.L., Eskitaşcıoğlu, G. And Üşümez, A. (2005). Three-Dimensional Finite Element Analysis of Functional Stresses in Different Bone Locations Produced by Implants Placed in the Maxillary Posterior Region of the Sinus Flor. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 93:38-44.
99. Barbier, L., Vander Sloten, J., Krzesinski, G., Schepers, E. and Van Der Pere, G. (1998). Finite Element Analysis of Non-Axial Versus Axial Loading of Oral Implants in the Mandible of the Dog. *Journal of Oral Rehabilitation*, 25:847-58.

- 100.Sertgöz, A. (1997). Finite Element Analysis Study of the Effect of Superstructure Material on Stress Distribution in an Implant-Supported Fixed Prosthesis. *International Journal of Prosthodontics*, 10:19-27.
- 101.Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Bayne, S.C. and Felton, D.A. (1996). Three-Dimensional Finite Element Analysis of Stress-Distribution Around Single Tooth Implants as a Function of Bony Support, Prosthesis Type, and Loading During Function. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 76:633-640.
- 102.Aykul, H., Toparlı, M. and Dalkız, M. (2002). A Calculation of Stress Distribution in Metal-Porcelain Crowns by Using Three-Dimensional Finite Element Method. *Journal of Oral Rehabilitation*, 29:381-386.
- 103.Lee, H.E., Wang, C.H., Cheng, C.H. and Chang, C.H. (2002). Stresses at the Cervical Lesion of Maxillary Premolar-A Finite Element Investigation. *Journal of Dentistry*, 30:283-290.
- 104.Kent, J.N., Quinn, J.H., Zide, M.F., Guerra, L.R. and Boyne, P.J. (1983). Alveolar Ridge Augmentation Using Nonresorbable Hydroxyl Apatite with or without Autogenous Cancellous Bone. *Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, 41:629-642.
- 105.Holmes, D.C., Loftus, J.T. (1997). Influence of Bone Quality on Stress Distribution for Endosseous Implants. *Journal of Oral Implantology*, 23:104-111.
- 106.Sagat, G., Yalcin, S., Gultekin, B.A., and Mijiritsky, E. (2010). Influence of Arch Shape and Implant Position on Stress Distribution Around Implants Supporting Fixed Full-Arch Prosthesis in Edentulous Maxilla. *Implant Dentistry*:19(6): 498-508.
- 107.Ash, M.M., Nelson, S. (1984). *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology And Occlusion*, London: WB Saunders.
- 108.Eskitaşçıoğlu, G. (1991). *Doğal ve Protetik Restorasyonlu Dişlerde Farklı Sentrik Kontak Tiplerinde Oluşan Fonksiyonel Gerilimlerin Structural Analysis Program ile İncelenmesi*, Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- 109.Williams, K.R., Watson, C.J., Murphy, W.M., Scott, J., Gregory, M. and Sinobad, D. (1990). Finite Element Analysis of Fixed Prostheses Attached to Osseointegrated Implants. *Quintessence International*, 21:563- 570.
- 110.Cibirka, R.M., Razzoog, M.E., Lang, B.R. and Stohler, C.S. (1992). Determining the Force Absorption Quotient for Restorative Materials Used in Implant Occlusal Surfaces. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 167:361-364.
- 111.Çiftçi, Y., Canay, Ş. (2001). Stress Distribution on the Metal Framework of the Implant-Supported Fixed Prosthesis Using Different Veneering Materials. *International Journal of Prosthodontics*, 14:406-411.
- 112.Andre, R.C., Joao, C., Fernandes, S., Jose, C., Campos, R. and Vaz, M.A. (2009). Effect of Connector Design on the Stress Distribution of a Cantilever Fixed Partial Denture. *Journal Indian Prosthodontic Society*, 9:13-20.
- 113.Matsushita, Y., Kitah, M., Misuta, K., Ikeda, H. and Suetsugu, T. (1990). Two Dimensional Fem Analysis of Hydroxyapatite Implants: Diameter, Effects on Stress Distribution. *Journal of Oral Implantology*, 16-1, 6-11.

114. Peng, Z. Z., Chen, X. M., Wang, J., Li, A. J., & Xu, Z. J. (2013). Effect of Proximal Contact Strength on the Three-Dimensional Displacements of Implant-Supported Cantilever Fixed Partial Dentures Under Axial Loading. *Journal of Zhejiang University Science B*, 14(6), 526-532.
115. Okeson, J.P. (2003) *Management of Temporomandibular Disorders and Occlusion*, St.Louis, Missouri: Mosby.
116. Sharma, A., Rahul, G.R., Poduval, S.T. and Shety, K. (2012) Assesment Of Various Factors For Feasibility Of Fixed Cantilever Bridge; A Review Study. *International Scholarly Research Network: Dentistry*, 1-7.
117. Li, T., Kong, L., Wang, Y., Hu, K., Song, L. and Liu, B. (2009). Selection of Optimal Dental Implant Diameter and Length in Type IV Bone: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *International Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, 38:1077-1083.
118. İbrahim, M.M., Thulasingham, C. and Balaji, V. (2011). Evaluation of Design Parameters of Dental Implant Shape, Diameter and Length on Stress Distribution: A Finite Element Analysis. *Journal of Indian Prosthodontic Society*, 11(3):165-171.
119. Menicucci, G., Mossolov, A., Mozzati, M., Lorenzetti, M. and Preti, G. (2002). Tooth-Implant Connection: Some Biomechanical Aspects Based on Finite Element Analyses. *Clinical Oral Implants Research*, 13:334-341.
120. Sonugelen, M., Artunç, C. (2002). Ağız Protezleri ve Biyomekanik. İzmir: *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları*.
121. Ismail, Y.H., Pahountis, L.N. and Fleming, J.F. (1987). Comparison of Two Dimensional and Three-Dimensional Finite Element Analysis of a Blade Implant. *International Journal of Oral Implantology*, 4:25-31.
122. Van Staden, R.C., Guan, H. and Loo, Y.C. (2006). Application of the Finite Element Method in Dental Implant Research. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 9:257-270.
123. Clelland, N.L., Ismail, Y.H., Zaki, H.S. and Pipko, D. (1991). Three-Dimensional Finite Element Stress Analysis in and Around the Screw-Vent Implant. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 6:391-398.
124. Sağesen, H.L.E.M. (2000). *İçi Boş Silindir (Hollow Cylinder) İmplant Destekli Overdenture'larda İki Üst Yapı Türünün Kemikteki Gerilme Dağılımına Etkileri*, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara.
125. Meijer, H.J.A., Starmans, F.J.M., Sten, W.H.A. and Bosman, F. (1993). A Three-Dimensional, Finite-Element Analysis of Bone Around Dental Implants in an Edentulous Human Mandible. *Archives of Oral Biology*, 38: 491-96.
126. Gül, EB.(2009). *Farklı Açılarda Yerleştirilen İmplantlarla Desteklenen Barlı Tutucularda Kemikteki Gerilme Dağılımının İncelenmesi*, Doktora Tezi,. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Ana Bilim Dalı, Ankara.
127. Ettinger, R.L., Spivey, J.D., Han, D.H. and Koobusch, G.F. (1993). Measurement of the Interface Between Bone and Immediate Endosseous Implants: A Pilot Study in Dogs. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 8:420-427.

- 128.Papavasiliou, G., Kamposiora, P., Bayne, S.C. and Felton, D.A. (1997). 3D-FEA of Osseointegration Percentages and Patterns on Implant-Bone Interfacial Stresses. *Journal of Dentistry*, 25:485-491.
- 129.Bozkaya, D., Muftu, S. and Muftu, A. (2004). Evaluation of Load Transfer Characteristics of Five Different Implants in Compact Bone at Different Load Levels by Finite Elements Analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 92: 523-30.
- 130.Watanabe, F., Hata, Y., Komatsu, S., Ramos, T.C. and Fukuda, H. (2003). Finite Element Analysis of the Influence of Implant Inclination, Loading Position, and Load on Stres Distribution. *The Journal Odontology*, 91: 31-36.
- 131.Akça, K., İplikçioğlu, H. (2001). Evaluation of the Effect of the Residual Bone Angulation on Implant-Supported Fixed Prosthesis in Mandibular Posterior Edentulism Part II: 3-D Finite Element Stres Analysis. *Implant Dentistry*, 10:238-45.
- 132.Çehreli, M.C., Akça, K. and İplikçioğlu, H. (2004). Force Transmission of One- and Two Piece Morse-Taper Oral Implants: A Nonlinear Finite Element Analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 15: 481-89.
- 133.Meijer, H.J.A., Starman, F.J.M., Steen, W.H. and Bosman, F. (1996). Loading Conditions of Endosseous Implants in an Edentulous Human Mandible: A Three Dimensional, Finite Element Study. *Journal of Oral Rehabilitation*, 23: 757-63.
- 134.Lin, C.L., Wang, J.C., Ramp, L.C. and Liu, P.R. (2008). Biomechanical Response of Implant Systems Placed in the Maxillary Posterior Region Under Various Conditions of Angulation, Bone Density an Loading. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 23:57-64.
- 135.Çağlar, A., Aydin, C., Özen, J., Yilmaz, C. and Korkmaz, T. (2006). Effects of Mesiodistal Inclination of Implants on Stres Distribution in Implant- Supported Fixed Prostheses. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 21:36-44.
- 136.Alkan, İ., Sertgöz, A. and Ekici, B. (2004). Influence of Occlusal Forces on Stress Distribution in Preloaded Dental Implant Screws. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 91:319-25.
- 137.Menicucci, G., Lorenzetti, M., Pera, P. and Preti, G. (1998). Mandibular Implant-Retained Overdenture: Finite Element Analysis of Two Anchorage Systems. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 13:369-76.
- 138.Eraslan, O., Sevimay, M., Usumez, A. and Eskitascioglu, G. (2005). Effects of Cantilever Design and Material on Stress Distribution in Fixed Partial Dentures-A Finite Element Analysis. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32:273-278.
- 139.Manda, M., Galanis, C., Georgiopoulos, V., Provatidis, C. and Koidis, P. Effect of Varying the Vertical Dimension of Connectors of Cantilever Cross-Arch Fixed Dental Prostheses in Patients With Severely Reduced Osseous Support: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 103:91-100.
- 140.Wang, Q. (2009). Stress Distribution of Rigid Fixed Bridge in Abutments with Mandibular 56 Deletion—A Three Dimensional Finite Element Analysis. *Journal of Clinical Rehabilitative Tissue Engineering Research*, 13(17):3361-3364.

141. Romeed, S., Fok, S., Wilson, N.H.F., (2004). Finite Element Analysis of Fixed Partial Denture Replacement. *Journal of Oral Rehabilitation*, 31(12):1208-1217.
142. Koka, P., Mohapatra, A. and Anandapandian, P.A. (2012). The Effect of Implant Design on the Stress Distribution in a Three-Unit Implant-Supported Distal Cantilever Fixed Partial Denture: A Three-Dimensional Finite-Element Analysis. *Indian Journal of Dental Research*, 23(2):129-34.
143. Sütüpdeler, M., Eckert, S.E. and Zobitz, M. (2004). Finite Element Analysis of Effect of Prosthesis Height, Angle of Force Application, and Implant Offset on Supporting Bone. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 19:819-825.
144. Huang, H.L., Huang, J.S., Ko, C.C., Hsu, J.T., Chang, C.H. and Chen, M.Y.C. (2005). Effects of Splinted Prosthesis Supported a Wide Implant or Two Implants: A Three-Dimensional Finite Element Analysis. *Clinical Oral Implants Research*, 16:466-472.
145. Rieger, M., Mayberry, M. and Brose, M.O. (1990). Finite Element Analysis of Six Endosseous Implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 63:667-671.
146. Meijer, H.J.A., Kuiper, J.H., Starmans, F.J.M. and Bomsan, F. (1992). Stress Distribution Around Dental Implants: Influence of Superstructure, Length of Implants, and Height of Mandible. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 68:96-102.
147. Clift, S.E., Fisher, J. and Watson, C.J. (1992). Finite Element Stress and Strain Analysis of the Bone Surrounding a Dental Implant: Effect of Variations in Bone Modulus. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H*, 206:233-241.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : Sargın, Ayşe Gökçen
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 1986, Kayseri
Medeni hali : Evli
Telefon : 0537 734 59 19
e-mail : dtgokcen@hotmail.com



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Doktora	Gazi Üni. Diş Hek. Fak. Protetik Diş Ted.	Devam ediyor
Lisans	Hacettepe Üni. Diş Hek. Fakültesi	2009
Lise	Dr.Rıdvan Ege Anadolu Lisesi	2004

Yabancı Dil

İngilizce (ileri seviye)
Fransızca (başlangıç seviyesi)

Hobiler

Tenis, Yüzme



GAZİ GELECEKTİR..