



**T.C.
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DOKTORA
TEZİ**

**SEGMENTAL REZEKSİYON YAPILMIŞ
DİŞSİZ MANDİBULADA
FARKLI LOKALİZASYONLARDA
YERLEŞTİRİLEN İMPLANTLARIN
STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN
ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES
ANALİZİ YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

ANIL ALGÜR

PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI

EKİM 2016



**SEGMENTAL REZEKSİYON YAPILMIŞ DIŞSİZ MANDİBULADA
FARKLI LOKALİZASYONLARDA YERLEŞTİRİLEN İMPLANTLARIN
STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR
STRES ANALİZİ YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Amr ALGÜR

**DOKTORA TEZİ
PROTETİK DİŞ TEDAVİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLER ENSTİTÜSÜ**

EKİM 2016

Anıl ALGÜR tarafından hazırlanan “SEGMENTAL REZEKSİYON YAPILMIŞ DIŞSİZ MANDİBULADA FARKLI LOKALİZASYONLARDA YERLEŞTİRİLEN İMPLANTLARIN STRES DAĞILIMINA ETKİSİNİN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİYLE DEĞERLENDİRİLMESİ” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ ile Gazi Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

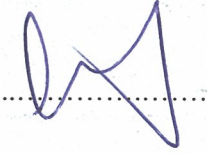
Danışman: Prof. Dr. Suat YALUĞ
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Başkan : Prof. Dr. Cemal AYDIN
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Üye : Prof. Dr. Funda AKALTAN
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



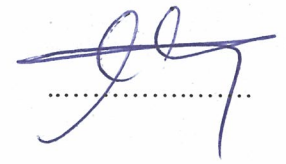
Üye : Prof. Dr. Turan KORKMAZ
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Üye : Doç. Dr. Alper ÇAĞLAR
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Başkent Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum/~~onaylamıyorum~~



Tez Savunma Tarihi: 04.10.2016

Jüri üyeleri tarafından DOKTORA tezi olarak uygun görülmüş olan bu tez Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu kararı ile onaylanmıştır.

Prof. Dr. Mustafa ASLAN
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdür V.

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.



Anıl ALGÜR

04.10.2016

SEGMENTAL REZEKSİYON YAPILMIŞ DIŞSİZ MANDİBULADA FARKLI
LOKALİZASYONLARDA YERLEŞTİRİLEN İMPLANTLARIN STRES DAĞILIMINA
ETKİSİNİN ÜÇ BOYUTLU SONLU ELEMANLAR STRES ANALİZİ YÖNTEMİYLE
DEĞERLENDİRİLMESİ

(Doktora Tezi)

Anıl ALGÜR

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLER ENSTİTÜSÜ

Ekim 2016

ÖZET

Bu çalışmanın amacı; segmental olarak rezeke edilmiş mandibulaya yerleştirilen üç adet implantın konumlarının, implantların çevresindeki kemikte oluşturdukları stres miktarları ve alanlarının, üzerine uygulanan protetik tasarıma gelen kuvvetler aracılığıyla 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirmektir. Çalışmamızda sol mandibular 1. Molar bölgesi segmental olarak rezeke edilmiş dışsız alt çeneye 2 tanesi kanin bölgesinde her modelde sabit konumda 3. İmplant ise farklı modellerde 3 farklı konumda olmak üzere modeller oluşturuldu. İmplantların üzerine locator® tutucuya sahip overdenture protezler sanal olarak oluşturuldu. Her bir modele rezeksiyon yapılmış bölgedeki 1. Molar dişin merkezinden 100 N vertikal ve 100 N oblik olmak üzere iki farklı kuvvet uygulandı ve üç boyutlu sonlu elemanlar analizi gerçekleştirildi. Çalışma sonucunda kortikal kemikte meydana gelen stresler, trabeküler kemikte meydana gelen streslerden yüksek bulundu. Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri her bir model için en yüksek değerler sırasıyla en posteriordaki implant çevresinde daha sonra sol kanin bölgesine yerleştirilen implant çevresinde ve en az sağ kanin bölgesine yerleştirilen implant çevresindeki kemikte görülmektedir.

Bilim Kodu : 1050

Anahtar Kelimeler : İmplant destekli overdenture, locator tutucu, implant lokalizasyonu, sonlu elemanlar stres analizi

Sayfa Adedi : 93

Danışman : Prof. Dr. Suat YALUĞ

FINITE ELEMENT ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION AROUND IMPLANTS
WITH DIFFERENT POSITIONS ON SEGMENTAL RESECTED MANDIBLE

(Ph. D. Thesis)

Anıl ALGÜR

GAZİ UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

October 2016

ABSTRACT

The aim of this study is to evaluate occurring on the bone in three implant supported overdenture prostheses. The implants were inserted in three different locations on the partially resected mandible. In this study, the segmental resection was simulated on the left first molar region of the edentulous mandible. Two of these implants were fixed on the canine region and the other one was placed on the first premolar, second premolar and first molar regions. Then, three models were generated due to these implant locations. Locator attachments were used and 100 N vertical and oblique forces were applied on the central foss of the first molar region. It was concluded that stress distributions occurred on cortical bone was higher than the trabecular bone. Tensile strength values on cortical bone around implants under vertical loading was found highest when the third implant was placed on first molar region, and lower when placed on left canine region and the least when implant was placed on right canine region.

Science Code : 1050

Key Words : Implant overdentures, locator attachment, implant location, finite element stress analysis

Page Number : 93

Advisor : Prof. Dr. Suat YALUĞ

TEŞEKKÜR

Doktora tezimin belirlenmesinde ve meslekteki gelişimimde büyük emeği bulunan, her konuda benden desteğini esirgemeyen Prof. Dr. Hüseyin YAZICIOĞLU' na,

Doktora süreci boyunca ve tezimin hazırlanmasında desteğini ve yardımlarını esirgemeyen, fikirleri ve bilimsel katkılarıyla destek olan, tüm hayatım boyunca hem insani hem de mesleki ahlakını örnek almaya çalışacağım doktora danışmanım Prof. Dr. Suat YALUĞ' a,

Gösterdiği anlayış ve yardımlarından dolayı Anabilim Dalı Başkanımız Prof. Dr. Cemal AYDIN' a,

Doktora eğitimim süresince tüm bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. Cihan AKÇABOY, Prof. Dr. Turan KORKMAZ' a ve diğer tüm değerli öğretim üyelerine,

Çok erken yaşta kaybettiğimiz ve yokluğunu her zaman hissettiğim sevgili abim Dr. Dt. Alpaslan TERZİ' ye

Doktora eğitimime başladığım günden itibaren arkadaşlığıyla ve mesleki anlamdaki katkılarıyla beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan çok sevdiğim arkadaşım Dr. Dt. Merve BANKOĞLU GÜNGÖR'e

Hayatımın büyük bir bölümünü birlikte geçirdiğim ve bu zamanların eğlenceli dolu dolu yaşamasında pay sahibi olan dostlarım Dr. Dt. Bekir Murat KAYA, Dr. Dt. Halil Emrullah KOTAN, Dt. Erkin ERDOĞAN, Dt. Burak EREN, Dt. Alpay HAVA, Dt. Doğan BİRCAN ve Dr. Dt. Hasan ALP'e

Doktora eğitimim boyunca tanıtmaktan mutlu olduğum Dr. Dt. Ayşe VAYISOĞLU ÖZCAN, Dr. Dt. Gülce ALP, Dr. Dt. Pırıl SİNDEL, Dr. Dt. Polen ERTAN ve Dr. Dt. Dilek KAYMAK'a

Birlikte çalışmaktan keyif aldığım değerli kardeşlerim Dr. Dt. Anıl GERÇEK, Dr. Dt. Mustafa SOLMAZGÜL, Dr. Dt. Sertaç BAYRAK, Dr. Dt. Metleb NADİROV, Dr. Dt. Fatih ERKUN'a ve tüm bölüm arkadaşlarıma,

Sonsuz sabır ve emekle her türlü maddi ve manevi desteği esirgemeyen canım aileme, çok sevdiğim yeğenlerim Ali Bora ve İlke'ye

Bana en büyük desteği sevgisi ve sabrıyla veren, canımdan çok sevdiğim hayat arkadaşım Didem YILMAZ'a sonsuz 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. Mandibula Anatomisi.....	3
2.2. Mandibular Defektler	3
2.2.1. Mandibular defektlerin etyolojisi.....	3
2.2.2. Mandibular defektlerin sınıflandırılması	3
2.3. Mandibular Rezeksiyon	4
2.3.1. Rezeksiyon çeşitleri	5
2.4. Mandibular Rekonstrüksiyon Seçenekleri	7
2.4.1. Rekonstrüksiyon seçenekleri	8
2.4.2. Rekonstrüksiyon plakları	8
2.5. Dental İmplantoloji	10
2.5.1. Dental implant tipleri	11
2.5.2. Osseointegrasyon	11
2.5.3. Kısmi ve tam dişsizlik vakalarında protetik tedavi seçenekleri.....	12
2.5.4. Overdenture’larda implant sayısı.....	17

	Sayfa
2.5.5. İmplant destekli tam protezler için kullanılan tutucu sistemleri.....	18
2.6. Biyomekanik Kavramlar	23
2.6.1. Kuvvet.....	24
2.6.2. Stres (gerilme-gerilim).....	24
2.6.3. Strain (gerinim-gerinme)	25
2.6.4. Poisson oranı.....	25
2.6.5. Elastisite modülü (Young modülü).....	25
2.6.6. Von Mises gerilmesi (Von Mises Stress)	25
2.6.7. Elastik sınır (elastic limit).....	26
2.6.8. Diş hekimliğinde kullanılan kuvvet dağılımı saptama yöntemleri	26
2.6.9. Sonlu elemanlar analizi yöntemi.....	26
2.6.10. Sonlu elemanlar yönteminin avantajları	28
2.6.11. Sonlu elemanlar yönteminin dezavantajları.....	29
2.6.12. Sonlu elemanlar stres analizi	30
3. GEREÇ VE YÖNTEM	33
3.1. Çalışma Modellerin Oluşturulması	33
3.1.1. Çalışmada kullanılan parçaların katı modellemesinin yapılması	34
3.2. Çalışma Modelleri	35
3.2.1. Kullanılan materyal özellikleri	37
3.2.2. Kemik implant bağlantı durumu	37
3.2.3. Sınır koşulları.....	37
3.2.4. Yükleme koşulları.....	38
3.3. Modellerin Değerlendirilmesi	39
4. BULGULAR	41
4.1. Vertikal Yüklemede Oluşan Çekme ve Basma Stresleri Bulgularının Değerlendirilmesi.....	41

Sayfa

4.1.1. Vertikal yüklemde 1. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları	42
4.1.2. Vertikal yüklemde 2. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları	43
4.1.3. Vertikal yüklemde 3. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları	45
4.1.4. Vertikal yüklemde 1. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları	46
4.1.5. Vertikal yüklemde 2. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları	48
4.1.6. Vertikal yüklemde 3. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları	49
4.1.7. Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma ve çekme stres bulguları	51
4.1.8. Vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları	52
4.2. Oblik Yüklemde Oluşan Basma ve Çekme Stres Bulguları	54
4.2.2. Oblik yüklemde 2. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları	57
4.2.3. Oblik yüklemde 3. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları	58
4.2.4. Oblik yüklemde 1. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları	59
4.2.5. Oblik yüklemde 2. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları	61
4.2.6. Oblik yüklemde 3. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları	62
4.2.7. Oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları	63
4.2.8. Oblik yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları	65
5. TARTIŞMA	69
6. SONUÇ	79

Sayfa

KAYNAKLAR	81
ÖZGEÇMİŞ	93



ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Modellere Ait Düğüm ve Eleman Sayıları	35
Çizelge 3.2. Materyal özellikleri.....	37



ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 4.1. Vertikal yüklemde yapılarda oluşan stres değerleri	42
Şekil 4.2. Vertikal Yüklemde 1. Modelde İmplant Çevresindeki Kortikal Kemikte Oluşan Çekme ve Basma Stres Bulguları	43
Şekil 4.3. Vertikal yüklemde 2. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları	44
Şekil 4.4. Vertikal yüklemde 3. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları	45
Şekil 4.5. Vertikal Yüklemde 1. Modelde İmplant Çevresindeki Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme ve Basma Stres Bulguları	47
Şekil 4.6. Vertikal yüklemde 2. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları	48
Şekil 4.7. Vertikal yüklemde 3. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları	50
Şekil 4.8. Oblik yüklemde yapılarda oluşan stres değerleri	55
Şekil 4.9. Oblik yüklemde 1. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları	56
Şekil 4.10. Oblik yüklemde 2. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları	57
Şekil 4.11. Oblik yüklemde 3. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları	59
Şekil 4.12. Oblik yüklemde 1. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları	60
Şekil 4.13. Oblik yüklemde 2. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları	61
Şekil 4.14. Oblik yüklemde 2. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları	63

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2. 1. a- Marjinal rezeksiyon, b- Segmental Rezeksiyon	5
Resim 3.1. İmplant, ara parçalar ve protezin bilgisayarda taranmış görüntüsü	34
Resim 3.2. Ana modelin parçalara ayrılmış görüntüsü	35
Resim 3.3. Model 1	36
Resim 3.4. Model 2	36
Resim 3.5. Model 3	36
Resim 3.6. Sınır koşulları	38
Resim 3.7. Vertikal yükleme	39
Resim 3.8. Oblik yükleme	39
Resim 4.1. Vertikal yüklemede 1. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları	43
Resim 4.2. Vertikal yüklemede 2. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları	44
Resim 4.3. Vertikal yüklemede 3. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları	46
Resim 4.4. Vertikal yüklemede 1. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları	47
Resim 4.5. Vertikal yüklemede 2. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları	49
Resim 4.6. Vertikal yüklemede 3. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları	50
Resim 4.7. Vertikal yüklemede kortikal kemikte oluşan çekme stres bulguları	51
Resim 4.8. Vertikal yüklemede kortikal kemikte oluşan basma stresleri bulguları ...	52
Resim 4.9. Vertikal yüklemede kortikal kemikte oluşan çekme stres bulguları	53
Resim 4.10. Vertikal yüklemede kortikal kemikte oluşan basma stresleri bulguları ...	54
Resim 4.11. Oblik yüklemede 1. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları	56

Resim	Sayfa
Resim 4.12. Oblik yüklemede 2. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları.....	58
Resim 4.13. Oblik yüklemede 3. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları.....	59
Resim 4.14. Oblik yüklemede 1. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları.....	60
Resim 4.15. Oblik yüklemede 2. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları.....	62
Resim 4.16. Oblik yüklemede 2. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları.....	63
Resim 4.17. Oblik yüklemede kortikal kemikte oluşan çekme stres bulguları.....	64
Resim 4.18. Oblik yüklemede kortikal kemikte oluşan basma stres bulguları.....	65
Resim 4.19. Oblik yüklemede kortikal kemikte oluşan basma stres bulguları.....	66
Resim 4.20. Oblik yüklemede kortikal kemikte oluşan basma stres bulguları.....	67

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler

Açıklamalar

%

Yüzde

°C

Santigrad derece

g/ cm³

Gram/ santimetreküp

Kısaltmalar

Açıklamalar

F

Kuvvet

İDHP

İmplant destekli hareketli protez

Kgf

Kilogram force

m

Metre

m

Kütle

mm

Milimetre

MPa

Megapaskal

N

Newton

v

Poisson Oranı

µm

Mikrometre

STL

Stereolithografi

1. GİRİŞ

Mandibulanın, patoloji veya travma nedeniyle rezeksiyonu sonrasında ark formunun restore edilmesi, estetik ve fonksiyonel sorunları gidermek, stomatognatik yapıların ve bu yapılarla bağlantılı kısımların protezlerle restorasyonu gerekmektedir.

Doğal dişlerle desteği ve retansiyonu sağlanan protezler klinikte başarılı bir şekilde uygulanmaktadır. Ancak destek dişlerin kaybedilmesinin yanı sıra yumuşak doku desteğinin de kaybedildiği rezeksiyon yapılmış hastalarda protezin retansiyonunun ve desteğinin azalması gözlenir ve yapılan protezler tatmin edici olmaz. Osseointegre dental implantların gelişmesi ve bunların rezeksiyon yapılmış dişsiz hastalarda kullanılması oldukça yararlı olmuştur. Bu şekilde daha stabil ve retatif protezler elde edilerek hastanın yaşam kalitesi yükseltilmiştir.

Tam dişsiz hastalarda, implant destekli hareketli protezler, cerrahi işlemin kolay ve maliyetinin düşük olması gibi nedenlerden dolayı implant destekli sabit protezlere alternatif olarak son yıllarda tercih edilmektedir. Ayrıca kısmi dişsizlikte posterior bölgeye az sayıda implant yerleştirilmesiyle protezin retansiyon ve stabilitesinin artırılması ve hasta konforunun sağlanabilmesi, diş implant destekli hareketli protezlerin kullanımlarını yaygınlaştırmıştır.

Segmental rezeksiyon yapılmış bireylerde implant yerleşim seçenekleri kısıtlıdır. Geriye kalan kemik dokusuna implantların hangi planlamalarda yerleştirilmesi gerektiği, oklüzal kuvvetler altında oluşan gerilmeler açısından önem kazanmaktadır. Oklüzal kuvvetler altında implant ve kemik ara yüzeyinde oluşan gerilmeler implantın ağızda kalma süresini ve protetik rehabilitasyonun başarısını etkilemektedir.

Bu çalışmanın amacı, farklı bölgelere yerleştirilen implantların üzerine yapılan tam protezde yüklemelerin kemikte oluşturduğu stres dağılımını incelemektir. Kemikte oluşan stresler, 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle değerlendirildi.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Mandibula Anatomisi

Mandibula embriyolojik olarak orta hatta simfizis bölgesinde birleşen iki kemik ünitenin oluşturduğu, en büyük ve en dayanıklı yüz kemiğidir. U şeklinde bir kemiktir. Her bir ünite dişlerin bulunduğu alveolar prosesi içeren korpus ve korpusla angulus bölgesinde dik açıyla birleşen ramus ünitesinden oluşur. Ramus ise, iki üst parçadan oluşmaktadır. Bunlar posterior bölgede temporomandibular eklemine şekillendiği kondiler yapı ve anteriorda çiğneme kaslarının yapıştığı koronoid çıkıntıdır. Ramusun iç kısmında mandibular kanal seyreder. Mandibular kanal, mandibular foramenden başlayıp korpus iç kısmı boyunca devam eder ve premolar dişlerin hizasındaki mental foramende sonlanır. Inferior alveolar damar ve sinirler mandibular kanal içinde seyreder. Mandibular korpusun alt kısmı oldukça kalın ve kompakt yapıdadır, bu kompakt yapının merkezinde spongioz yapı gözlenmektedir. Alveolar kenar yakınındaki kompakt kortikal kemik farklı kalınlıklarda olabilmektedir.

2.2. Mandibular Defektler

2.2.1. Mandibular defektlerin etyolojisi

Mandibulanın cerrahi olarak devamlılığının bozulduğu durumlar, malign tümörler, mandibular alveolar kemik ve çevre dokulardan kaynaklı çeşitli benign tümörler veya geniş fibröz displazi, kist, osteomyelit ve travma gibi nedenlerden dolayı meydana gelebilir[1].

2.2.2. Mandibular defektlerin sınıflandırılması

Mandibular defektlerin sınıflandırılmasında kemik dokuyu veya yumuşak doku defektlerini temel alan sınıflandırmalar mevcuttur. Yumuşak dokuyu içeren sınıflamalar dil, mukoza, deri, sinir vb. yapıların rezeksiyonunu da yansıttığı için daha karmaşıktır.

Mandibular defektler, basit ve pratik şekilde mandibulanın başlıca bölgelerine göre anterior ve lateral defektler olarak gruplandırılabilirler. Bu basit sistem anterior ve lateral defektlerin alt grupları olacak şekilde Jewer tarafından tanımlanmıştır[2].

Bu sınıflamaya göre

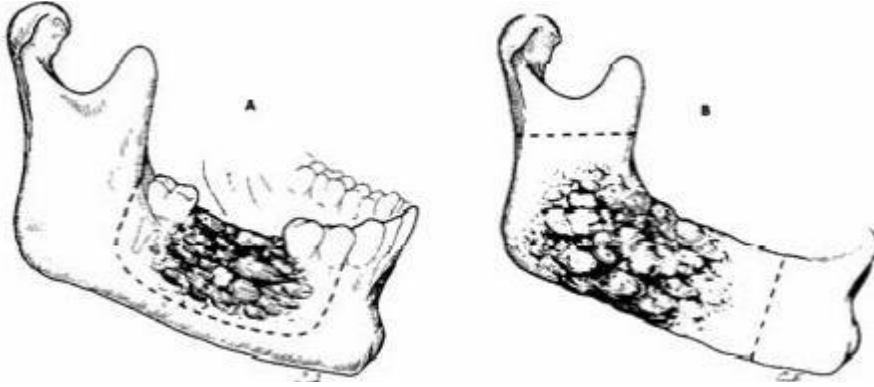
- L defekt kondili içermeyen lateral defekti;
- H defekt kondili içeren lateral defekti;
- C defekt ise iki kanın dişi de içeren anterior defekti tanımlar.

Bu defektlerin LC- HCLCL- HCL şeklinde kombinasyonları da yapılabilir. Bu sınıflamaya ek olarak Boyd JB ve arkadaşları tarafından kaybolan dokuların niteliğini belirtmek için bir tanımlama yapılmıştır. HCL sınıflamasından sonra yazılan ‘‘o’’ yalnız kemik defektlerini, ‘‘m’’ mukoza defektlerini ve ‘‘s’’ deri defektlerini tanımlar. Urken ve arkadaşları benzer bir sınıflama şablonu kullanmışlardır. ‘‘C’’, ‘‘R’’, ‘‘B’’, ‘‘S’’, ve ‘‘SH.’’ ‘‘C’’ kondili içeren, ‘‘R’’ ramusu içeren, ‘‘B’’ korpusu içeren, ‘‘S’’ simfizinin tamamını içeren ve ‘‘SH’’ simfizinin yarısını içeren defektleri tanımlamaktadır[3].

Genel bir görüş olarak mandibulanın posterior korpus ve ramusuna uygulanan rezeksiyonlar, anteriora uygulanan rezeksiyonlara göre estetiği çok etkilemezler. Yalnız kemik defektlerinde uygulanan tedavilerde, fonksiyonel ve estetik açıdan başarılı sonuçlar elde edilirken, yumuşak doku kaybının da eşlik ettiği defektlerde başarı oranı kayıp doku miktarına bağlı olarak değişkenlik göstermektedir[4].

2.3. Mandibular Rezeksiyon

Cerrahi rezeksiyon, bir organın belli bir kısmının veya tamamının çıkarılmasını ifade eder. Rezeksiyon radikal bir yaklaşımdır. Malign tümörler gibi agresif lezyonlarda uygulanan rezeksiyon işleminde, lezyonla birlikte çevresindeki bir miktar etkilenmemiş dokuda tekrar riskini azaltmak için çıkarılmalıdır[5].



Resim 2. 1. a- Marjinal rezeksiyon b- Segmental Rezeksiyon

2.3.1. Rezeksiyon çeşitleri

Marjinal rezeksiyon

Primer tümörün mandibulaya yapışık olduğu veya minimal korteks invazyonunun bulunduğu durumlarda kemiğin devamlılığı bozulmadan ölü kemiğin eksizyonunda uygulanan konservatif bir cerrahi tekniktir. Alt çenede ve ağız tabanında görülen malign tümörlerin, lokal agresif lezyonların ve osteomyelit gibi patolojilerin rezeksiyonunda başarıyla uygulanmaktadır[6, 7]. Rezeksiyon sonrasında mandibula alt kenarında çiğneme esnasındaki kuvvetlere yeterli yapısal destek sağlayabilmesi için en azından 1 cm'lik rezidüel kemik korunabilmelidir[8, 9].

Marjinal rezeksiyonun endikasyonları ;

- Klinik ve radyografik olarak mandibula invazyonu bulguları olan küçük boyuttaki skuamoz hücreli karsinomalar,
- Direkt grafi, ortopantomografi veya bilgisayarlı tomografide görülen mandibula tümör invazyonu varlığı,
- Ağız kavitesinde ulaşımı zor bir bölgedeki primer tümörün üç boyutlu olarak sınırlarını güvenli bir şekilde çıkarılması gerektiği durumlar,
- Primer tümörün mandibula ile komşulukta olduğu durumlar[7].

Segmental rezeksiyon

Segmental mandibulektomi sıklıkla uygulanan ve kemiğin bir kısmının mandibuler bütünlüğü bozacak şekilde çıkarıldığı cerrahi tedavidir[10].

Eğer tümörün boyutları büyük ise, ileri yaştaki dişsiz vakalarda alveol yüksekliği yetersiz ise veya yapılacak olan rezeksiyon sonrası rezidüel alveol yüksekliğinin azalması, postoperatif dönemde fonksiyonel çiğneme kuvvetleri ile sekonder komplikasyonlar oluşmasına sebep olabilecek ise, tam kalınlıkta segmental rezeksiyon uygulanması tercih edilmelidir[11, 12].

Segmental rezeksiyon diğer operasyonlarla karşılaştırıldığında altın standart olarak kabul edilir.

Segmental mandibulektomi uygulamasının bazı avantajları bulunmaktadır.

Bunlar, rezeksiyon sahasına daha rahat ulaşılabilmesi, cerrahi sahada çok iyi görüş sağlanması ve rezidüel dokunun rahat kapatılabilmesidir. Ancak postoperatif dönemde hemen rekonstrüksiyon sağlansa bile marjinal mandibulektomiye göre fonksiyonel ve kozmetik açıdan daha başarısız sonuçlar ortaya çıkabilmektedir[13].

Segmental rezeksiyon endikasyonları;

- Mandibulanın medullar boşluğuna invazyon varsa
- Tümör, dişsiz hastalarda yapışık dişetine tutunmuş ise
- Tümörün mandibuler veya mental foramen yoluyla invazyonunda veya tümör sinir dokusuna invaze olmuşsa
- Tümör çürük dişlerin periodontal ligamanına yakın ise
- Aşırı vertikal kemik kaybının olduğu hipoplastik mandibula varlığında
- Radyoterapi hikâyesi olan nüks vakalarında
- Aşırı radyoterapi tedavisi sonucunda trismus oluşmuş hastalarda ağız açıklığını artırmak için ve osteoradyonekroz, bifosfonata bağlı osteonekroz ve osteomyelit gibi onkolojik olmayan vakalarda da rezeksiyon yapılmaktadır[13-15].

Birçok baş ve boyun cerrahı, radyoterapi almış hastalarda marjinal rezeksiyonu uygun bulmamaktadır ve segmental mandibulektomiyi primer tedavi olarak kabul etmektedir[13, 16]. Bunun nedeni periostun radyasyondan etkilenmesiyle bariyer özelliğini yitirmesi ve tümörün multifokal özellikte yayılım göstermesidir[17, 18].

Segmental mandibulektomi uygulamalarında, vaskülarize kemik içeren serbest greftler ve rekonstrüksiyon plakları ile mandibulanın devamlılığının sağlanması, postoperatif estetik ve fonksiyonel deformiteyi sınırlayacaktır. Segmental mandibulektomide rekonstrüksiyon sağlanmazsa estetik ve fonksiyonel bozukluğun yanında maloklüzyon, mandibulada şişlik, temporomandibular eklem ağrısı ve beslenme rejiminin yumuşak diyet ile kısıtlanması gibi komplikasyonlar görülebilmektedir[19]. Karşılaşılan komplikasyonların sınırlı olması ve hasta konforu ve estetiğinin sağlanmasının daha kolay olması sebebiyle marjinal mandibulektomi artan uygulama alanı kazandıysa da nüks veya büyük tümöral yapı ile karşılaşıldığında segmental mandibulektomi kaçınılmaz bir tedavidir[20, 21].

Genellikle rezeksiyonlar nedeniyle oluşan defektler; yutkunma, konuşma ve çiğneme fonksiyonlarındaki bozuklukların rekonstrüksiyonunu gerektirmektedirler[1].

2.4. Mandibular Rekonstrüksiyon Seçenekleri

Segmental rezeksiyon sonrası oluşan estetik ve fonksiyonel problemleri çözmek için yapılacak rekonstrüksiyon, rezeksiyonun lokalizasyonuna, ne kadar kemik çıkarıldığına ve hastanın sağlık durumuna göre değişiklik gösterir.

Mandibula rekonstrüksiyonunda asıl önemli olan faktörler mandibula devamlılığının sağlanmasının yanı sıra osseoz alveolar tabanın oluşturulması, yumuşak doku defektlerinin kapatılması ve kozmetik açıdan iyi sonuçlar elde etmektir[22, 23].

Mandibular rezeksiyon sonucu ortaya çıkan defekt küçük ise kemik greftleriyle onarım yapılır. Defekt büyük ise kemik flepleri kullanılabilir. Kemik fleplerinde beslenme daha iyi olduğundan rezorpsiyon daha azdır. Kemik iyileşmesi daha hızlı olur. Kemik hücreleri canlılığını korur. Kemik fleplerinde santral rezorpsiyon olmadığı için kullanılan greftler daha dayanıklı olur. Rekonstrüksiyon plakları da özellikle devamlılığın bozulduğu bazı

durumlarda birincil, greft stabilizasyonunun gerektiği durumlarda ise yardımcı olarak kullanılırlar. Çoğu defekte plak ve vidaların kullanımı zorunlu olmaktadır[24].

2.4.1. Rekonstrüksiyon seçenekleri

- Rekonstrüksiyon plakları
- Non vaskülerize kemik grefti (metal plaklar ile)
- Bölgesel flepler (metalik plaklar ile)
- ✓ Lokal flepler (dil, faringeal duvar, palatal mukozal, nazolabial, glabellar, rhomboid, bilobed, servikal kütanöz flepler)
- ✓ Rejyonel kütanöz flepler (forehead, anterior servikal, posterior servikal, deltopektoral flepler)
- Pediküllü osteomiyokütanöz flepler (metal plaklar ile)
- ✓ Pectoralis majör miyokütanöz
- ✓ Anterior trapezius, posterior trapezius
- ✓ Latissimus dorsi
- Serbest flepler (metal plaklar ile)
- Osteomiyokütanöz mikrovasküler serbest flepler
- ✓ radial forearm, rectus abdominis, fibula, scapula, latissimus dorsi, iliak krest, groin.

2.4.2. Rekonstrüksiyon plakları

Rekonstrüksiyonda başarının sağlanması rijit ve uzun ömürlü bir fiksasyona bağlıdır. İyi ve güvenli bir fiksasyon, nakledilen doku ve implantları harekete izin vermeyecek şekilde bir arada tutar. Böylelikle çiğneme sırasında oluşan aşırı kuvvet ve gerilimlere karşı dayanıklılık sağlanır ve çevreleyen yumuşak dokunun iyileşmesi de engellenmemiş olur.

Rekonstrüksiyon plakları başlarda rijit fiksasyon ve osteointegrasyon prensiplerine dayalı olarak rezeke edilen her bölgede uygulanmıştır. Rijit fiksasyon ilk önce her fragmana 6 veya daha fazla paslanmaz çelik bikortikal vida yerleştirilerek sağlanmıştır. Alternatif olarak 3 adet osteointegre vidanın da eşit stabilite sağladığı bildirilmiştir[25]. Günümüzde ise her segmente en az 3 adet, ideal olarak ise 4 adet titanyum vida yerleştirilmesinin yeterli fiksasyon sağladığı kabul edilmektedir[26].

Çoğu retrospektif çalışmada, defektin herhangi bir doku nakli yapılmadan yalnız rekonstrüksiyon plaklarıyla onarımı tavsiye edilmez iken, uzun cerrahi yaklaşımları tolere edemeyen, medikal yönden yüksek riskli hastalarda daha basitleştirilmiş kapama sağlayan en mantıklı seçenek olabileceği belirtilmektedir[27].

Günümüzde rekonstrüksiyon plakları,

- Prognozu kötü olan, uzun tedavi işlemlerini kaldıramayacak durumda olan bireylerin lateral defektlerinde kalıcı olarak
- Sekonder greftleme yapılana kadar geçici rekonstrüksiyonda
- Pediküllü veya serbest kemik greft fiksasyonunda greftin matürasyonu ve entegrasyonu süresince kullanılmaktadır[28, 29].

Son dönemde anterior defektlerde rekonstrüksiyon plaklarının greftsiz ve kalıcı kullanımı, bu bölgedeki kasların etkisiyle oluşan plak açığa çıkması ve plak kırılması gibi komplikasyonların yüksek oranları nedeniyle tavsiye edilmemektedir. Bununla birlikte C defektlerde özellikle çene ucu ve alt dudakta ptosis gibi estetik problemler gözlenmiştir. Bu yüzden bu plakların sadece lateral defektler için uygulanması tavsiye edilmektedir[30]. Benzer olarak bu plakların lateral defektlerde kullanımının başarılı sonuçları birçok çalışmada gösterilmiştir[29].

Genel bir görüş olarak, komplikasyonları azaltmak için rekonstrüksiyon plağını kaplayacak yeterli yumuşak dokunun olmadığı durumlarda plaklar rejyonel veya serbest flep gibi iyi vaskülarize yumuşak doku ile örtülmelidir. Bu yumuşak doku desteği hem kullanılan materyale destek sağlayarak kırılmaları azaltır hem de olası plak açığa çıkmasını büyük oranda engeller[31].

Plak yerleştirilmesinde dikkat edilmesi gereken bazı hususlar bulunmaktadır. Metal plak ile mukoza ve deri etkileşiminin engellenmesi için bu yapılardan uzağa yerleştirilmesi gerekmektedir. Özellikle plağın açığa çıkmasının engellenmesi için plağın kas ve yumuşak dokularla çevrelenmesi tavsiye edilmektedir. Yumuşak dokulara zarar gelmemesi ve periost hasarı ile beslenmenin bozulmaması için yerleştirilecek vidaların medial korteksten çıkmamasına özellikle dikkat edilmelidir. Plak; fasiyal yüksekliği sağlamak, diş köklerine

zarar vermemek ve ağız mukozası ile teması engellemek için mandibulanın alt kenarına ve en yoğun kortikal kemik üzerine yerleştirilmelidir [32].

2.5. Dental İmplantoloji

Dental implantlar sabit veya hareketli proteze destek ve tutuculuk sağlamak amacıyla mukoza ve/veya periost tabakasının altına ve/veya çene kemiğinin içine yerleştirilen alloplastik materyallerdir [33]. Metal, metal alaşımı veya porselen materyalleri kullanılarak üretilmektedirler [34].

Oral implantolojinin tarihine bakıldığında, geçen yüzyılın sonları ve bu yüzyılın başlarına kadar olan gelişmelerin, çoğunlukla transplantasyon ve reimplantasyon denemeleri şeklinde olduğu görülmektedir [35].

19. yüzyılın başlarında, kemik içi implantlarla ilgili çalışmalar yapılmaya başlanmıştır [34]. 1930'lu yıllara kadar implantlarda altın, platin, gümüş ve iridyum gibi kıymetli metaller kullanılmış, ancak çoğunlukla başarısız sonuçlar alınmıştır. 1960'lı yıllardan itibaren kemik içi implantasyondan söz edilmeye başlanmış ve birçok araştırmacı değişik materyallerden yapılan vida tipi implantları geliştirmiştir. 1960'lı yıllarda Branemark yaptığı çalışmalarında, titanyumun dişetinde herhangi bir reaksiyon oluşturmadığını, kemik dokusu ile tamamen uyumlu olduğunu ve dişsizliğin tedavisinde kullanılabileceğini ortaya koymuştur [36]. Hahn ve Babbush'un belirttiğine göre, Branemark ve arkadaşları, 1977 yılında 10 yılı aşkın bir süreyi kapsayan osseointegre implantlarla ilgili yaptıkları araştırmaların sonuçlarını bildirmişlerdir. Bu araştırma, dental implant tarihinde, uzun dönemli ilk klinik çalışmadır [37].

1960'ların sonlarında tamamen dişsiz ağızların tedavisi için implantların önerilmesiyle birlikte, implant uygulamalarının kullanılması yaygınlaşmaya başlamıştır [38, 39]. Mandibular implant destekli overdenture'lar ise uzun dönemli çalışmalarla 1987 yılından beri araştırılmaktadır[40].

2.5.1. Dental implant tipleri

Dental implantlar kemik ile olan ilişkilerine göre 3 tip olarak sınıflandırılırlar [41];

1. *Subperiosteal implantlar (Kemik üzeri);* alveol kreti yüzeyi ile mukoza arasına yerleştirilen, özel olarak hazırlanan implantlardır . Kemik içi implantların uygulanmaya başlanmasıyla bu tip implantların uygulaması ortadan kalkmıştır.
2. *Transosseöz implantlar (Kemik boyunca);* metal bir plaka ve transosseal pinlerden oluşmuş implantlardır. Metal plaka, tutucu pinler veya vidalarla alt çene kemiğinin iç kenarına tutturulur. Başarısızlık durumunda çıkarılması oldukça zordur ve çevre dokularda fazla zarar oluşturmaktadır.
3. *Endosteal İmplantlar (Kemik içi);* alt çene veya üst çene kemiğinin içine yerleştirilen implantlardır. Kemik içinde kalan ana parça ve kemik dışında kalan parça (abutment) olmak üzere iki bölümden oluşur.

2.5.2. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon Latince os (kemik) ve integrate (birleşmek) kelimelerinden oluşmuştur. Osseointegrasyon için çeşitli tanımlamalar yapılmıştır. Branemark osseointegrasyonu kemik ve implant yüzeyi arasında meydana gelen direkt yapısal ve fonksiyonel ilişki olarak tanımlamıştır [42]. Zarb, alloplastik materyallerin fonksiyonel kuvvetler sırasında kemik ile asemptomatik rijit fiksasyonunun elde edilmesi işlemi olarak tanımlamıştır [43] El Askary ve arkadaşları osseointegrasyonu yeniden şekillenmiş kemik ile implant yüzeyi arasında bağ dokusu olmaksızın kurulan direkt bir bağlantı olarak tanımlamışlardır [44] Osseointegrasyon implanttan kemiğe etkin kuvvet iletimini sağlamaktadır.

Osseointegrasyon derecesi, kemik kalitesi ile iyileşmede ve fonksiyon sırasında oluşan streslere bağlıdır [45].

Osseointegrasyonun başarılı olması için implant materyalinin biyolojik uyumluluğu, implantın şekli ve yüzey özellikleri, kullanılan cerrahi teknik, kemiğin durumu, primer stabilite ve yükleme koşulları önem taşır [46].

İmplant yerleştirildiğinde kemik farklı cevaplar verebilir. İmplant edilen materyal bakır gibi alveolar kemik için uyumsuz bir materyal ise implant çevresinde kalın bir bağ dokusu

kapsülü oluşur ve implant hızla reddedilir. Vitalyum ve altın gibi materyallerde bağ dokusu oluşumu gözlenmese de implant çevresindeki kemik düzensiz karakterdedir. Düzenli kemik yapısının mevcut olmaması materyalin tamamen kabul edilmediğini ve zaman içinde kullanılan maddenin korozif veya diğer toksik etkilerine bağlı olarak reddedilebileceğini gösterir [47]

Geleneksel yükleme protokolünde, implantlar yerleştirildikten sonra kemik içinde oklüzal yüklere maruz kalmadan alt çenede en az 3 ay üst çenede ise en az 6 ay kalması gereklidir [48] Branemark alt çene için en az üç ay, üst çene için ise en az altı aylık iyileşme dönemi sonrasında implantların yüklenmesi gerektiğini bildirmiştir. Bu aynı zamanda Branemark protokolü olarak adlandırılmaktadır. Yüklemesiz geçen bu dönemde, mezenkim hücrelerinin osteoblastlara dönüşmesi ile kemik oluşumu başlar, implantların mikro hareketlerinin engellenmesi kemik oluşumunu hızlandırır. Bu yükleme protokolü günümüzde de kabul görmektedir. Ancak implantların şekil ve yüzey özelliklerindeki gelişmeler hemen yükleme veya erken yükleme protokollerini gündeme getirmiştir.[36]

2.5.3. Kısmi ve tam dişsizlik vakalarında protetik tedavi seçenekleri

Dişsiz çenelerde sabit veya hareketli protez yapımına karar verirken arklar arası mesafe, çene ilişkileri, karşıt arktaki diş ve restorasyonlar göz önünde bulundurulmalıdır [49].

Tam dişsiz vakalarda protetik tedavi

- Geleneksel tam protezler
- İmplant destekli sabit protezler
- İmplant destekli hareketli protezler

Kısmi dişsiz vakalarda tedavi seçenekleri;

- Diş destekli sabit köprüler
- İmplant destekli sabit köprüler
- Diş destekli bölümlü hareketli protezler
- Diş ve implant destekli hareketli protezler

İmplant destekli hareketli protezler (İDHP)

Modern diş hekimliğinin amacı; kaybedilen fonksiyonu, konuşmayı, estetiği ve ağız sağlığını yeniden sağlamaktır. Ancak kaybedilen diş sayısı arttıkça başarıya ulaşmak aynı oranda zor olmaktadır. Günümüzde sürdürülen araştırmaların sonuçları, diagnostik aletler, tedavi planlaması, implant dizaynı, materyali ve yapım teknikleri sayesinde çok sayıda tedavisi güç vakanın rehabilitasyonunun başarı ile gerçekleştiğini göstermektedir [50].

Tam protez yapımının 5 temel amacı vardır.

- Fonksiyon
- Estetik
- Fonasyon
- Psikolojik
- Kalan dokuların sağlık ve bütünlüğünün korunması

Dişsizliğin geleneksel tedavisi tam protez uygulamalarıdır, ancak hastaların tam protez kullanmaya alışması somatik ve psikolojik açıdan oldukça güçtür. Protezlere destek olması planlanan dokulardaki yetersizlikler, tükürük miktarının azalması, dokuların yaralanma olasılığının artması ve ileri derecede kret rezorpsiyonu tam protez kullanımını zorlaştırmaktadır [51]. Alt tam protezlerin üst tam protezlere oranla daha az alan kaplaması ve dil hareketleri alt tam protezlerin başarısını olumsuz etkileyerek hasta memnuniyetini düşürmektedir [52].

En az 2 implantla desteklenen alt tam protezlerde retansiyon ve stabilitenin önemli ölçüde arttığı belirtilmektedir. 2002 yılında Kanada'nın Montreal kentinde yapılan bir bilimsel toplantı sonucunda, iki adet kemik içi implantla desteklenmiş alt tam protezlerin tam dişsiz hastalara önerilmesi gereken ilk tedavi alternatifi olduğu konusunda görüş birliğine varılmıştır. Bu görüş "McGill Consensus" olarak da anılır [53].

Alt çenede implant destekli hareketli protezler, özellikle ileri yaşlarda dişlerini kaybetmiş, tam protez kullanmaya alışamamış veya uzun yıllar tam protez kullanmış ancak motor yeteneklerinin azalması ile protezini kullanamayan hastalarda büyük yarar sağlamaktadır [52, 54] Tam protezden implant destekli hareketli protezler kullanımına geçilmesi

sonucunda çiğneme hareketlerinde özellikle çiğneme hızı ve yeteneğinde belirgin artış olduğu bilinmektedir.

Mandibular implant destekli overdenture'lardaki çiğneme yük iletimi, aslında tüm ağız sabit restorasyonlarından farklıdır [55]. Sabit protezlerde gelen tüm kuvvetleri implantlar karşılar, hareketli protezlerde yumuşak doku ve altındaki kemikte kuvvet iletimine katkıda bulunmaktadır. İmplantla beraber yumuşak doku ve mukoperiostun devreye girmesiyle hareketli protezlerde kuvvet iletimi sabit protezlere göre daha karmaşıktır. Tutucu parçalar oklüzal kuvvetleri protezden implantlara iletirler ve bu tip protezlerin çoğunda posterior dişsiz kretten destek alınır. Destek mukozanın reziliensi nedeniyle oluşan protez rotasyonu sonucunda implantlar baskı ve tork kuvvetlerine maruz kalır [56]. İmplantlar üzerine genellikle axial kuvvetler geldiği düşünülür, ancak çiğneme işlemine, implantların lokalizasyonları ve sayılarına bağlı olarak horizontal kuvvetler ve moment kuvvetleri meydana gelebilir. Protez eğrilerinin tutucu tipine bağlı olarak fulkrum gibi fonksiyon yaparak, destek kemiğe implantlar aracılığıyla bükülme momenti uygulayabileceği söylenmiştir [57]. Yapılan bir çalışma sonucunda İDHP' lerde implant aracılığıyla destek kemiğe iletilen baskı/germe kuvvetlerinin distal dişsiz kretlerdeki mukoza reziliensine bağlı olarak, implant destekli sabit protezlerdekine göre daha az olduğunu belirtmişlerdir [58]. İmplant destekli hareketli protezlerde çiğneme kuvvetleri doğal dişler ve implant destekli sabit protezlerdekine göre daha az olmasına rağmen yatay kuvvetlerin daha zararlı olduğunu belirten çalışmalar bulunmaktadır [59, 60]. Ayrıca anterior mandibuler bölgedeki implantlardan destek alan overdenture'lar yüksek başarı oranına sahiptir. Osseointegre implantlar çevresindeki yük dağılımı, kemik kalitesinin iyi olmasına ve dişsiz yaşlı hastaların azalmış ısırma kuvvetlerine bağlı olarak, fizyolojik sınırlarda kalır [61].

Klinik yüklemde oklüzal kuvvetler ilk olarak proteze gelir ve daha sonra implantlar aracılığıyla kemik implant arayüzüne ulaşır. Bu nedenle araştırmacılar bu adımlara etkiyen biyomekanik faktörler üzerinde çalışmalar yapmaktadır. Bunlar:

- ✓ Kuvvetlerin yönü,
- ✓ Kuvvetlerin büyüklüğü,
- ✓ Protez tipi,
- ✓ Protez materyali,

- ✓ İmplant şekli,
- ✓ İmplantların sayı ve dağılımı,
- ✓ Kemik yoğunluğu ve kemik-implant arayüzünün mekanik özellikleridir [62].

İmplant destekli proteze kuvvet uygulandığında yük taşıyıcı sistemin bütününde gerilmeye neden olur. Destek kemikte de teorik olarak aynı büyüklükte ancak ters yönde gerilme kuvveti oluşur. Klinik yüklemeler sırasında kuvvetler nerdeyse hiçbir zaman implantın uzun eksenine paralel gelmemektedir, aksine kuvvetin yüklendiği yer ve sıklığına bağlı olarak kemikte gerilme kuvvetleri ve bükülme momenti oluşturabilecek kaldıraç kolu oluşturabilir [63]. Kuvvet ve etki alanı arasındaki mesafe arttıkça bükülme momentide artar.

Overdenture uygulama amaçları; tam protezlere kıyasla daha dengeli protez oluşturulması, alveoler kemiğin korunması, periodontal bağlar aracılığıyla gerçekleşen sinirsel iletimin korunması, diş mobilitesinin azaltılması ve daha iyi çiğneme fonksiyonu elde edilmesi şeklinde özetlenebilir [64].

İmplant destekli tam protezlerin avantajları

Misch, implant destekli tam protezlerin avantajlarını şu şekilde özetlemiştir [50].

- ✓ Minimum anterior kemik kaybı, kemik kaybının önlenmesi
- ✓ Daha iyi estetik
- ✓ Daha iyi stabilite
- ✓ Daha iyi oklüzyon
- ✓ Yumuşak doku yaralanmalarında azalma
- ✓ Çiğneme performansı ve kuvvetinde belirgin artış
- ✓ Okluzal etkinlikte artış
- ✓ Daha iyi retansiyon
- ✓ Daha iyi destek
- ✓ Daha düzgün fonetik
- ✓ Protez hacminde azalma

Misch, ilave olarak implant destekli hareketli tam protezlerin implant destekli sabit protezlere olan üstünlüklerini de şu şekilde belirtmiştir [50].

- İmplant sayısında azalma (implant yerleşiminin daha kolay olması ve daha kolay cerrahi).
- Daha iyi estetik (dudak yanak desteği gerekli olduğunda ve interalveolar mesafe fazla olduğu zaman daha küçük yapay diş kullanılabilme olanağı).
- Yumuşak dokulardaki üstünlük (periimplant dokularda daha kolay iyileşme ve sondlamada daha az cep oluşumu).
- İmplantlara gelen yüklerde azalma (parafonksiyona sahip bireylerde çok önemli).
- Hem cerrahisi hem de protetik ve laboratuvar aşamalarının daha ucuz olması.

İmplant destekli tam protezlerin dezavantajları

Misch, implant destekli tam protezlerin dezavantajlarını şu şekilde özetlemiştir [50].

- Psikolojik (takıp çıkarılan bir protez istenmemesi).
- İnteralveolar mesafenin yetersiz olduğu durumlar.
- Uzun dönem izlenme ve hekim desteği gerekliliği (besleme, tutucu değişimi, her 7 yılda yeni protez yapılma gerekliliği).
- Posterior bölgede kemik yıkımının devam etmesi.
- Protezin altına gıda kaçması.
- Protezin hareket etmesi

İmplantüstü protetik restorasyonların başarı kriterleri

1986 yılında Albrektsson, Zarb, Wirthington ve Eriksson dental implantlarda başarı kriterlerini bilimsel verilere bağımlı olarak aşağıdaki gibi tanımlamışlardır [65].

1. İmplant, başka bir implanta veya bir restorasyona bağlı olmadan klinik olarak hareketsiz olmalıdır.
2. Radyografıta, implant çevresinde herhangi bir radyolüsensi gözlenmemelidir.
3. İmplantın yapılmasını takiben 1 yıl sonra her sene 0.2 mm'den fazla kemik kaybı olmamalıdır.

4. Ağrı, enfeksiyon, nöropati, parestezi, mandibular kanala zarar gibi devamlı veya geri dönüşümlü semptom göstermemelidir

2007'deki bir konferansda optimum başarı için [66];

1. Ağrı ve fonksiyonda hassasiyet olmaması,
2. 0 mobilite,
3. Cerrahinin başlangıcından itibaren 2 mm radyolojik kemik kaybı,
4. Eksüda hikayesi olmamalı.

2.5.4. Overdenture'larda implant sayısı

Overdenture türü protezlerin yapımında üzerinde durulması gereken hassas nokta, yerleştirilecek implantların sayısı ve yeridir. Her iki tarafa da gelecek yük dağılımının eşit olmasını sağlamak üzere, implantların orta hattın eşit uzaklıkta olması gerekir. Protetik planlamaya göre her bir tarafa 1, 2 veya daha fazla implant yerleştirilebilir; fakat orta hat üzerine implant yerleştirilmemesi gerekir [35]. Destek için minimum 2 implanta ihtiyaç vardır. Mandibulada ideal olarak her iki tarafa mental foramenlerin önüne implantlar yerleştirilerek karşıt ark stabilizasyonu sağlanır. Overdenture'lar, sadece implanttan destek aldıklarında, implantlar üzerindeki üst yapılara tutunurlar.

Yapılan bir çalışmada, dişsiz hastaların implant destekli sabit protezler yerine implant destekli overdenture'ı tercih etmelerinin esas nedenini, total protezlerinin stabilize ve retansiyon ihtiyacının artması olarak açıklamışlardır[67]. Diğer birçok çalışma, implant destekli overdenture protezlerinin uzun süreli başarısını desteklemektedirler [67, 68]. Bu çalışmalarda, overdenture'ları destekleyen implantların sayıları değişmektedir. Genellikle aynı çenede 3 veya daha fazla implant kullanılmıştır. Son dönemdeki çalışmalar, 2 implant destekli overdenture'ların da yüksek başarı oranını ve hasta memnuniyetini ortaya koymuşlardır [68]. Batenburg ve arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada, mandibuladaki yapısal gerilme, iki yerine dört implant kullanıldığında azalmamıştır[51]. Visser ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada, 2 ve 4 implant destekli overdenture'larla tedavi edilen hastaların, klinik ve radyografik değerlendirmelerinde bir fark olmadığı sonucuna varılmıştır[69].

Overdenture'larla ilgili çalışmalar son yıllarda sıklıkla yapılsa da, bunlar genellikle hasta memnuniyeti ve protezin dayanıklılığı açısından klinik değerlendirmeler [70-72], protez ara parçalarının tutuculuğu çiğneme fonksiyonunun değerlendirilmesi ve ısırma kuvveti değerlendirmeleri üzerine yoğunlaşmıştır [33, 73, 74].

1998 yılında Portekizli bir diş hekimi olan Paulo Malo tarafından farklı bir sistem uygulanmıştır. Bu sistem de tam dişsiz maksilla ve mandibulada 4 adet implant üzerine sabit restorasyon yapabilmektedir. All-on four sistem 'cornerstone' yani köşe taşı olarak adlandırılan bu sistemde alt çenede mental foraminaller arasına üst çenede maksiller sinüs duvarına paralel yerleştirilmiş, ikisi aksiyal diğer ikisi de 30°- 45° açılara sahip açılı implantlar üzerine immediyat yükleme ile sabit protetik restorasyonlar yapılabilir [75].

2.5.5. İmplant destekli tam protezler için kullanılan tutucu sistemleri

İmplant üstü overdenture'larda implant ile protez arasındaki bağlantı, hassas bağlantı yapısındaki bir tutucu sistem aracılığı ile sağlanmaktadır. Bu tutucu sistemler iki ana başlık altında toplanabilir [76].

1. *Tek tutucular:* Birbirinden bağımsız olan implantlar üzerindeki tutuculardır (örn.: topuz tutucular, teleskopik tutucular, locator tutucular, mıknatıs tutucular).
2. *Bar tutucular:* Bu tip tutucular birden fazla implantın birbirlerine bir bar yardımı ile birleştirilmesiyle elde edilir.

Tutucu sistemlerin yapısı, şekli, retansiyon kapasitesi ve esneklik (rezilyens) miktarı birbirlerine göre değişiklik göstermektedir [76, 77]. İmplant üstü overdenture'larda kullanılan tutucu tipinin seçiminde gerekli tutuculuk miktarı, esneklik mekanizması, ağız hijyeni, hastanın protetik tedaviden beklentileri, hastanın sosyal statüsü, implantlar arası mesafe, implant açıları, mevcut kemik miktarı, dişsiz arkın şekli, interokluzal mesafe ve hastanın ekonomik durumu dikkate alınmalıdır [76-80].

Top başlı tutucu sistemler

Top başlı tutucu sistemi esas olarak simit şeklinde bir lastik, lastiğin içinde bulunduğu metal parça ve bu lastiğin oturduğu belirli andırkata sahip metal posttan oluşur. İmplant destekli hareketli protezlerde hemen hemen tüm sistemlerde yaygın olarak kullanılmakta olan bir sistemdir. Avantajları, düşük maliyet, farklı tutuculuk derecelerine sahip olması ve protezin komplike bir şekilde yapılmasının getireceği zaman kaybı ve maliyetin olmamasıdır [77].

Top başlı tutucular, menteşe ve rotasyon esnekliği sağlamaktadırlar. Top başlı tutucular abutmentı yıpratmamak için özel olarak dizayn edilmişlerdir. Top başlı abutmentların çapları her firma için farklı olup, 2-3 mm arası değişmektedir.

Top başlı tutucuların rotasyon noktası o-ring postunun boynunda olduğu için, rotasyon noktası çok yüksek değildir. Ancak eğer protez hatalı yapılmışsa ve posta lateral kuvvetler uyguluyorsa, post yüksekliğinin kaldırıcı kolu bara, vidalara, implanta ve kemiğe gelen zararlı kuvvetleri arttırabilir [76].

Zamanla gözlenen tutuculuk kaybı, üst çene implant üstü tutucu olarak çok fazla tercih edilmemesi ve interokluzal mesafesi kısıtlı hastalarda protez içerisinde çok fazla yer kaplamaları dezavantajları arasında sayılabilir [81-83].

Yapılan in vitro çalışmalar özellikle açılı yerleştirilen implantlar üzerinde kullanılan topuz tutucuların protez içerisinde yer alan plastik ya da altın kısmının çok hızlı aşındığını ve bunun da protezin tutuculuğunun azalmasına neden olduğunu göstermektedir.

Teleskopik tutuculu sistemler

Teleskopik tutuculu restorasyonlar çok yönlülüğü ve uzun dönem başarısından dolayı protetik diş hekimliğinde yaygın olarak kullanılmaktadır.

Teleskop tutucuların kullanım şekli, doğal destek dişlerde kullanılanlar ile aynıdır. Destek implantların düşük miktardaki eğim farklılıkları, teleskop tutucuların primer yapısının konturları ile giderilir ve sekonder yapı protezin içinde yer alır. Sekonder yapı protez

içerisine laboratuvarda yerleştirilebileceği gibi ağız ortamında da iskelet alt yapı içerisine bağlanabilir [84].

Teleskop tutucuların avantajları olarak; desteklerden birinde başarısızlık gözleendiğinde, protezin yeniden düzenlenebilmesi, splintleme etkisinin sabit protezlere benzemesi ve oral hijyenin kolaylıkla sağlanması sayılabilir [85].

Teleskop tutuculu protezler kolay takılıp çıkartılır. Bu nedenle motor yetenekleri azalmış yaşlı bireylerde tercih edilmektedir [83].

Yapılarından dolayı rijit ve nonrijit olarak ikiye ayrılırlar. Rijit yapıya silindirik teleskopik koping de denir. Nonrijit yapıda tasarlanmış teleskopik yapılar paralel duvarlı yapılardır. Birinci ve ikinci kron yapıları arasında ve okluzal bölgede bir miktar aralık bulunur. Bu aralık yaklaşık 0,3 mm'dir ve bu aralık yumuşak doku reziliensini karşılar. Ek olarak matriks ile patriks arasındaki bu aralık çiğneme boyunca implantta oluşacak momenti en aza indirir [83].

Buna ilave olarak teleskop tutuculu protezlerde, dayanakların üzerinde yer alan vida boşlukları sadece primerler üzerinde bulunduğu için dış yapı üzerinde vida boşluklarının oluşmasını da önler [84] Kişisel olarak üretilen teleskopik tutucuların yanısıra uygun açılı yerleştirilen implantlar üzerinde kullanılmak üzere prefabrike teleskopik tutucular da bulunmaktadır. Prefabrike teleskop tutucular, üzerlerine yapılan protezlerin immedat yüklenmesine de olanak sağlar [86].

Mıknatıs tutucular

Mıknatıs tutuculu bağlantılardan protetik diş hekimliği pratiğinde diş üstü protezlerde, çene-yüz protezlerinde, tam veya bölümlü protezlerde ve implant destekli protezlerde faydalanılmaktadır [87].

Mıknatıs tutucular implant destekli tam protezler için alternatif bir retansiyon mekanizması sağlamaktadır. Mıknatıs tutucular, iki bileşene sahiptir [88]. Protezin içerisinde kalan mıknatıs parça ve abutment veya implantın üzerinde bulunan mıknatıs tarafından çekilen (mıknatıslanabilen) ancak mıknatıs olmayan metalden oluşan kısım.

Mıknatıs tutuculu protezler, protezin giriş yolundan bağımsız olarak uygulanabilmektedir. Bu özelliklerinden ötürü, mıknatıs tutuculu sistemler tek başlarına veya başka tipteki tutucu sistemlerle birlikte kullanılabilirler. Mıknatıs tutucular özellikle maksillofasial protezlerde geniş kullanım alanına sahiptir. Ayrıca fiziksel olarak ellerini kullanma becerisinde sıkıntı yaşayan bireyler için bu tip tutucular, protezin rahatlıkla yerleştirilip çıkarılmasına olanak sağlarlar. Parçalı protez yapılması gereken durumlarda da mıknatıslı tutuculardan faydalanılmaktadır. Ancak bu tutucu tipinin en önemli dezavantajı korozyona uğramasıdır [89]. Korozyon ürünleri hem protezdeki dişlerde renklenmeye hem de tutuculuğun kaybolmasına neden olur [90]. Buna ilave olarak mıknatıs tutucularda gözlenen plak birikimi topuz tutucular ile karşılaştırıldığında daha fazladır.

Top başlı ve barlı bağlantılarla karşılaştırıldıklarında ise mıknatıs tutuculu sistemlerin tutuculuk ve hasta memnuniyeti değerleri daha az saptanmıştır [91-93].

Mıknatıslı tutucular hem klinikte direkt ağız içerisinde, hem de laboratuvarında indirekt olarak proteze yerleştirilebilmektedirler [88].

Locator tutucular

Top tipi tutucuların bir çeşidi olan Locator® sistemi 2001 yılında kullanılmaya başlanmıştır [94] Bu sistemde de implantların splintlenmesine gerek duyulmamaktadır. Sistemin, farklı renklerde ve çift taraflı tutuculuk özelliğine sahip parçaları bulunmaktadır. Bu parçalar farklı vertikal yüksekliklere uygun olarak seçilebilmektedir. Oldukça esnek, retantif ve aşınmaya karşı dayanıklı bir sistem olup; farklı açılarda yerleştirilen implantlar varlığında kullanım kolaylığı sağlamaktadır. Ayrıca, tamiri oldukça kolay ve hızlıdır [92, 95].

Mevcut ataşmanlar içinde en az interark mesafeye ihtiyaç duyan locator ataşmanların vertikal yüksekliğinin düşük olması, implantlar arasında 40°'ye kadar açı farkı olması durumunda bu farkın telafi edilmesini sağlamaktadır [96].

Çeşitli dişeti yüksekliğine sahip dayanak alternatifleri bulunmaktadır. Locator tutucuların protez içerisinde yer alan renkli plastik parçaları farklı tutuculuk miktarına sahiptir. En fazla tutucuk şeffaf/beyaz, orta derecede tutuculuk pembe, en hafif tutuculuk ise mavi

renkteki plastik tutucu parça kullanılarak elde edilir. Bu renk kodlamalarına alternatif olarak daha hafif tutuculuk miktarı sağlayan kırmızı ve yeşil plastik parçalar da bulunmaktadır. Bu parçalar implantların açılı yerleştirildiği durumlarda özellikle tercih edilir. Farklı renklerdeki plastik tutucu parçalar ile istenilen tutuculuk miktarı ayarlanılabılır.

Locator tutucular, menteēe ve dikey esneklik sağlamaktadırlar. Diğer tutuculardan farklı olarak, metal tutucunun içerisindeki siyah naylon, locator tutuculardan 0,4 mm daha uzundur. Böylece locator tutucular metal tutucunun içerisine yerleştirildikleri zaman arada 0,4 mm.'lik bir boşluk kalır. Böylece hem menteēe, hem de dikey esneklik sağlanmış olmaktadır. Locator tutucular da tüm tutucu şekillerinde olduğu gibi hem klinikte direk ağız içerisinde, hem de laboratuvarı indirekt olarak proteze yerleştirilebilirler [97].

Bu tutucu sistemin kullanılmasıyla aşırı konturlu protez yapılması, dikey boyutun arttırılmak zorunda kalınması,tutuculara komşu yapay dişlerde çatlamalar veya kırılmaların oluşması, tutucuların protezden ayrılması, protezde çatlak veya kırılma olması ve bunların sonucu olarak hasta memnuniyetsizliğinin oluşması gibi sorunların önüne geçilmiş olur.

Bar tutucular

Barlı tutucular iki ya da fazla implantı birbirine bağlayan ünitelerdir. Aşırı rezorbe kret varlığında, sert ve yumuşak dokuda rezeksiyon yapıldığında, tutuculuk ve stabilitenin fazla olması istenen vakalarda endikedir. Bu klinik sorunlara ilave olarak açılı yerleştirilen implantlarda bar tutucular kullanarak protezin giriş yolu kolaylıkla sağlanabilir [78].

Bar tutucu tercih edilirken implant platformu ile protezin insizal kenarı arasındaki mesafenin minimum 13-14 mm olmasına çok dikkat edilmelidir. İdeal olarak bu mesafenin 1 mm'si barın alt kısmı ile diş eti arasında, 4 mm'si barın yüksekliğinde, geri kalanı da barın tutucu kısmı, iskelet, akril ve dişler için kullanılmalıdır[78]. iki implant arasındaki bar idealde 20-22 mm olmalıdır [97]. Optimum bar uzunluğu 22-27 mm olarak belirtilmiştir [98]. Mericske-Stern ve arkadaşları ise 15 mm''den kısa barların kullanılmaması gerektiği ve barın uzunluğunun 15-25 mm aralığında değişebileceğini söylemişlerdir [99] .

Barlı tutucular planlama sırasında dikkat edilmesi gereken hususlar aşağıdaki gibi sıralanabilir [100].

- Barın uzunluğu arttıkça, çiğneme kuvvetlerinin implantlar üzerinde oluşturacağı tork kuvvetleri artar. Bu etkiyi azaltmak için barın uzunluğu minimale indirilmelidir.
- Yükseklik arttıkça, kuvvetlerin tork etkisinin artacağı göz önünde bulundurularak, implant üzerindeki postlarla barın toplam yüksekliği en az olacak şekilde planlanmalıdır.
- Döküme girebilen prefabrike plastik parçalar kullanılıyorsa, hem implant postlarının hem de barlı bağlantının kıymetli metal alaşımından hazırlanması tercih edilmelidir. İmplant üstü overdanture'larda kullanılan barlar; kesitlerine göre, armut kesitli (dolder bar), anahtar deliği kesitli (hader bar) ve dairesel kesitli olmak üzere üç başlıkta toplanabilirler[101]. Ayrıca arklar arası mesafenin yeterli olmadığı vakalarda bar tutucuların kullanılmasıyla aşırı konturlu protezler yapılmak zorunda kalınabilir. Barın alt sınırı ile gingival doku arasında bırakılması gereken aralık, o bölgenin temizlenebilirliği açısından son derece önemlidir [102]. Tutuculuk ve stabiliteyi olumlu yönde etkilemeleri avantaj olarak kabul edilirken, ekonomik olmaması ve yapım aşamalarının karmaşık olması dezavantajlarıdır [97, 103]. Bu sistemin olumsuzlukları arasında, hastaların yeterli hijyen uygulayamamaları sonucunda mukozada hiperplazi görülmesi ve zamanla deformasyona uğrayan klipsilerin aktivasyonunun gerekmesi sayılmaktadır [40].

Bar tutucuların kullanılması, alt çenede dilin alanını daraltabileceği gibi üst çenede de maksillanın konturu ve fonetik kısıtlamalar nedeniyle dikkatli bir değerlendirme gerektirir [77].

2.6. Biyomekanik Kavramlar

Biyolojik yapıların, fizik ve mekanik biliminin yardımıyla, işlevselliğinin irdelenmesine biyomekanik denir[104]. Biyomekanik, mühendislik mekaniğinde kullanılan alet ve yöntemler ile canlı dokulardaki yapılar ve fonksiyon arasındaki ilişkiyi inceler.

2.6.1. 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. Mekanik bir cismin tümü üzerine etki eden kuvvetler incelenirken cisim parçalara ayrılır ve her parça sanki diğerinden bağımsızmış gibi ayrı bir cisim gibi düşünülür [105]. Kuvvet vektörel bir niceliktir, Newton (N) birimiyle ölçülen bir büyüklük ve bir yön ile ifade edilir [106].

2.6.2. Stres (gerilme-gerilim)

Bir yapıya deformasyon oluşturmak üzere bir kuvvet etkidiğinde bu dış kuvvet uygulanımına karşı bir direnç oluşur. Bu iç reaksiyon şiddet olarak dış kuvvetle eşdeğer ancak yön olarak zıttır ve bu iç reaksiyon stres olarak tanımlanır.

Stres; birim alan başına düşen kuvvetin miktarı olarak tanımlanır ve kuvvetin birimi MPa (megapaskal)'dır [107]. Stres ve basınç birimleri aynıdır.

Aralarındaki temel fark; basınçta sıkışma tipi kuvvetin söz konusu olmasıdır [108].

Dolayısıyla stresi tanımlamak için ;

$$\sigma \text{ (Stres, pascal) } = F \text{ (newton) } / A \text{ (m }^2, \text{ mm}^2 \text{)}$$

Stresin yoğunluğunu belirleyen iki ana faktör vardır. Bunlardan birincisi uygulanan kuvvetin şiddeti, ikincisi kuvvetin yayıldığı kesitin alanıdır.

Stres tiplerini göre üçe ayırabiliriz [106];

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 stress): Çevirme hareketine veya kitleyi diğerinin üzerinden kaydırmaya karşı çıkan makaslama streslerine denir[109].

2.6.3. Strain (gerinim-gerinme)

Stres gibi geometrik özelliklerden bağımsız bir deformasyon yoğunluğu strain (gerinim) olarak tanımlanır[106]. Gerinim (strain), gerilim uygulandığında cismin her biriminde meydana gelen birim uzunluktaki değişim şeklinde, cismin fiziksel deformasyonu (elastik veya plastik) olarak da tanımlanır, yani uzunluktaki değişimin orijinal uzunluğa oranı olup ölçü birimi yoktur. Bir yapıda bir kuvvet gerilim oluşturduğunda, bu kuvvet aynı zamanda gerinim de oluşturur. Gerilim ve gerinim birbirinden tamamen farklı niceliklerdir. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken; gerinim bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür [107, 110].

2.6.4. Poisson oranı

Elastik sınırlar içinde kuvvete dik yöndeki gerinimin, yükleme yönündeki gerinime oranıdır. Poisson oranı, bütün maddeler için 0 ile 0.5 arasında değişkenlik gösterir ve cisme ait ayırıcı bir özelliktir. Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık, eninin daralması buna örnek gösterilebilir. Gerilme tipi yüklemelerde, lateral gerinimin aksiyel gerinime oranı olarak tanımlanan Poisson oranı adını Fransız matematikçi Siméon Denis Poisson'dan almıştır [111].

2.6.5. Elastisite modülü (Young modülü)

Elastik modülü elastikiyet sınırları içerisinde materyalin dayanıklılığını, yani gerilme ile şekil değiştirme arasındaki oranı gösteren bir katsayıdır. Elastiklik modülü farklı materyaller için farklı değerler almaktadır. Elastiklik modülü değeri arttıkça cismin uzamaya karşı gösterdiği direnç de artacaktır[109].

2.6.6. Von Mises gerilmesi (Von Mises Stress)

Von Mises gerilmesi, çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir sınır değerini aşarsa yapı bu noktada şekil değiştirir. Bu, Von Mises ve arkadaşları tarafından bir biçim değiştirme

enerjisi olarak adlandırılmıştır. Birimi Paskal'dır.

Von Mises Gerilmesi, üç asal gerilme değeri kullanılarak aşağıdaki gibi hesaplanır[112, 113]:

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

2.6.7. Elastik sınır (elastic limit)

Cisimlerin kalıcı bir şekil değişimine uğramaksızın dayanabildikleri maksimum gerilmedir.

2.6.8. Diş hekimliğinde kullanılan kuvvet dağılımı saptama yöntemleri

Günümüzde, diş hekimliğinde kullanılan stres analiz yöntemleri;

1. Kırılman vernik tekniği ile kuvvet analiz yöntemi
2. Fotoelastik kuvvet analiz yöntemi
3. Gerilim ölçerli kuvvet analiz yöntemi
4. Holografik interferometri yöntemi
5. Termografik kuvvet analiz yöntemi
6. Radyotelemetri yöntemi
7. Sonlu eleman yöntemi olarak bilinir[106].

2.6.9. Sonlu elemanlar analizi yöntemi

Sonlu eleman analizi, bilgisayar tabanlı olup çeşitli mekanik problemlere kabul edilebilir bir yaklaşımla çözüm arayan sayısal çözüm yöntemidir. Bir cismin üzerine gelen kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgelerin görülmesi ve o cismin kuvvetler karşısında daha dayanıklı ve daha güçlü olabilmesi için nasıl bir yapıda olması gerektiğini önceden tespit etmek için çeşitli kuvvet analizleri yapılır. Bu yöntem ilk defa 1960'ların başında havacılık ve uzay endüstrisindeki yapısal problemlerin çözümü için geliştirilmiş ve o zamandan beri statik analiz, akışkanlar mekaniği, ısı transferi, elektromanyetik analiz ve akustik gibi pek çok alanda kullanılmaktadır[45]. Bu sayısal yaklaşım yöntemi her ne kadar karmaşık geometriye sahip mühendislik yapı sistemleri için geliştirilmiş olsa da, bilgisayar

teknolojisindeki gelişmelere paralel bir şekilde, dişhekimliği biyomekaniğinde de kullanım alanı bulmuştur. Karmaşık geometrilerin analizinde kullanılan, sonlu elemanlar yöntemi ile bir yapının, bir, iki veya üç boyutlu analizi sayısal olarak yapılabilir [45].

Sonlu eleman analizinde, incelenecek canlı ve cansız değişik şekillerdeki yapıların, bilgisayar ortamına aktarılarak gerçeğe en yakın şekilde modellenmesi yapılır. Karmaşık geometrik yapı bilgisayar ortamında, bir ağ yapıya (mesh) dönüştürülür. Bu yapıyı, elemanlar (elements), bunlarla bağlantılı düğüm noktaları (nodes) ve belirleyici sınır koşulları (boundary conditions) oluşturur. Düğüm noktaları, birbirleri ile köşe noktalarda birleşebilen eşit büyüklükte sonlu sayıda elemanlara bölünmüştür. Yükleme ile her bir düğüm noktası üzerinde oluşturulan yer değişimi ve stres bir bilgisayar programı ile hesaplanabilir. Böylece boyutları belirlenmiş bir modelde, yazılımlar ile belirlenen şiddet, yön alandaki kuvvet uygulamasına bağlı olarak ortaya çıkan gerilimler (stress), gerinimler (strain) ve yer değiştirmeler (displacement) ölçülebilmektedir [45, 104].

Diş hekimliğinde sonlu eleman analiz yöntemi şu alanlarda kullanılmıştır[114];

- Dental materyaller
 - Diş ve katmanları (mine, dentin ve sement)
 - Amalgam, kompozit rezinler, cam iyonomer simanlar ve yapıştırma simanları
 - Cam, seramik ve zirkonya sistemler
 - Metaller ve metalik sistemler
 - Post ve kanal dolgu maddeleri
- Oral ve maksillofasiyal yapıların mekaniği ve cerrahisi
 - Maksilla ve mandibula kırıkları ile bunların fiksasyonu, osteotomi
 - Temporomandibular eklem mekaniği
 - Periodontal ligament, alveol kemik, trabeküler kemik ve kortikal kemik
 - İmplant materyalleri, mini vida ve plak
- Ortodontik tedaviler, dişlerin hareket ettirilmesi, ortodontik apareyler

- Konservatif ve endodontik tedaviler, kavitelerin modellenmesi, kole defektleri, kök kanal sisteminin modellenmesi, kanal içi stresler, kanal eğeleri, irrigasyon sistemleri ve iğneleri
- Dental restorasyonlar
 - Dolgu materyalleri
 - Kron ve köprü protezleri
 - Sabit ve parsiyel protezler
 - Dental implantlar
- Dizayn özellikleri
- Materyal özellikleri
- Kuvvet yükleme ve diğer parametreler
- Osseointegrasyon

Sonlu eleman analizi ile kemik, implant ve implant üstü yapıların klinik koşullara yakın olarak modellenebilmesi sayesinde, uygulanacak sanal yükler altında, protetik üst yapı, implantlar ve çevresindeki kemik yapıda oluşabilecek gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarlarının ve lokalizasyonlarının tam olarak saptanabilmesi mümkün olabilmektedir [115].

2.6.10. Sonlu elemanlar yönteminin avantajları

1. Sonlu elemanlar yöntemi ile analizi yapılacak bir cisim temsil edilebilir, hatta karmaşık şekilli bir cisimde dahi analizi güvenilir olabilir.
2. Çok bağlantılı kısımlar (yani bir veya çok delikli cisimler) veya köşeli olan cisimler de zorluk çekilmeksizin analiz yapılabilir.
3. Değişik malzeme veya geometrik özellikleri bulunan problemler ek 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 yönteminin bu özelliği sorunların anlaşılmasına ve çözülmesine olanak sağlar, sorunu basitleştirir.

5. Sınır şartları kolayca uygulanır.
6. Sonlu eleman metodunun çok yönlülüğü ve esnekliği, karmaşık yapılarda, alan problemleri ve diğer problemlerde sebep sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok etkin bir şekilde kullanılabilir.

Analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç verir.

2.6.11. Sonlu elemanlar yönteminin dezavantajları

1. Programların maliyetleri yüksektir.
2. Programlar patentlidir. Bu sebepten dolayı kullanılan programlar lisanslı olmalıdır ve her kullanıcının bir girişi vardır.
3. Bu programlara sıkça güncelleme yapılmalıdır.
4. Programların kullanılabilmesi için iyi bir bilgisayar donanımına sahip olmak gerekir. Bu sebeple, programın kullanıldığı bilgisayarın maliyeti de artar.
5. Canlı dokuların taklit edilebilmesi amacıyla doğal hayatta büyük değişiklikler gösterebilen faktörlerin sabit olarak kabul edilmesi zorunluluğudur[116].

Sonlu elemanlar yönteminin uygulanabilmesi için bazı temel kavramların bilinmesi gereklidir:

Düğüm (Node)

Sonlu elemanlar yönteminde modeller, sonlu sayıda ‘eleman’ olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar belli noktalardan birbirleriyle bağlanır ve bu noktalara düğüm (node) denir. Katı modellerde, her bir elemandaki yer değiştirmeler, doğrudan düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ile ilişkili iken, düğüm noktalarındaki yer değiştirmeler ise elemanların gerilmeleriyle ilişkilidir. Sonlu elemanlar yöntemi, bu düğümlerdeki yer değiştirmeleri çözmeye ve hesaplamaya çalışır. Bu düğüm noktalarının belirli noktalardan hareketsiz bir şekilde sabitlenmesi gereklidir [45].

Eleman (Element)

Sonlu elemanlar yönteminde modeller, eleman olarak adlandırılan basit geometrik şekillere bölünür. Bu elemanlar düğümler ile birbirine bağlanmaktadır [111].

Sınır koşullarını da içerecek şekilde, elemanların birleştirilmesi sonucu lineer veya lineer olmayan cebirsel denklem seti elde edilir ve bu denklemlerin çözümü, sistemin gerçeğe yakın davranışlarını verir. Model ne kadar çok sayıda elemene bölünürse daha gerçeğe yakın sonuçlar elde edilir[45]. Sonlu elemanlar yönteminde elemanlar, geometrilerine göre; üçgen, paralel kenar, dörtgen elemanlar olarak sınıflandırılırken, boyutlarına göre tek boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu elemanlar, izoparametrik elemanlar olarak, düğüm sayısına ve düğüm sayısındaki bilinmeyenlere ve sürekli ortam probleminin özelliklerine göre ise plak, levha, kabuk problemleri olarak sınıflandırılmaktadır [45].

Ağ yapısı (Mesh) Oluşturulması

Düğüm noktalarının ve elemanlarının koordinatları, ağ (mesh) oluşturma işlemi ile oluşturulur. Ağ üretimi programlar tarafından otomatik olarak yapabildiği gibi kullanıcıya da ağ üretme imkanı tanımaktadır. Kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık uygun değer otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar. Modelin en iyi şekilde elde edilmesi küçük parçalara bölünmesiyle olmaktadır [111].

Ağ üretme konusunda kullanıcının ayrıca üzerinde mesh üretilecek alanda, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun fazla olacağına, hangi bölgelerin eleman yoğunluğunun daha az olacağına karar vermesi gerekebilir. Önemli olan seçilen eleman kullanılarak modelin en iyi bir şekilde nasıl daha iyi küçük parçalara bölüneceğidir, nasıl mesh edileceğidir [45].

2.6.12. Sonlu elemanlar stres analizi

Sonlu elemanlar stres analizi aşağıdaki safhalardan oluşur [117].

- İncelenecek fiziksel problemin modelinin oluşturulması
- Yapının sonlu elemanlara bölünmesi

- Eleman özelliklerinin formülize edilmesi (Her farklı elemanın elastiklik modülü ve Poisson oranı ile düğüm noktalarına uygulanacak kuvvetin yön, şiddet ve açı bilgilerinin girilmesi)
- Sonlu eleman modelinin oluşturulması için elemanların birleştirilmesi (mesh “ağ” oluşturulması)
- Belirlenen kuvvetin uygulanması
- Yapının nasıl sabitlendiğinin belirlenmesi (Düğüm noktalarının mutlaka belirli yerlerden sabitlenmesi gerekir, bunun belirlenmesi aşamasıdır.)
- Yer değiştiren düğüm noktalarının belirlenmesi için lineer eşitliklerin çözülmesi
- Düğümlerin yer değiştirmesinden eleman geriliminin bulunması ve bu gerilimden de streslerin bulunması



3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi, Parsim Mühendislik Ltd. Şti.'nde gerçekleştirildi.

Bu çalışmada; segmental rezeksiyon yapılmış dişsiz mandibulaya ikisi sabit bir tanesi farklı planlamada yerleştirilen üç implantın üzerine locator tutucularla desteklenmiş total protezin oblik ve vertikal kuvvetler altında, kemikte oluşan stres dağılımlarının 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemiyle incelenmesi amaçlandı.

3.1. Çalışma Modellerin Oluşturulması

Mandibulaya ait verilerin elde edilmesi için seçilen kadavra mandibulası 'ILUMA Orthocad Konik Huzme Işınli Bilgisayarlı Tomografi'de (CBCT)(3M ESPE, St. Paul, MN, USA) tarandı. Taramada 120 kvp, 3.8 mA'da 601 kesit elde edildi. Kesit kalınlığı olarak 0.3 mm değeri seçildi.

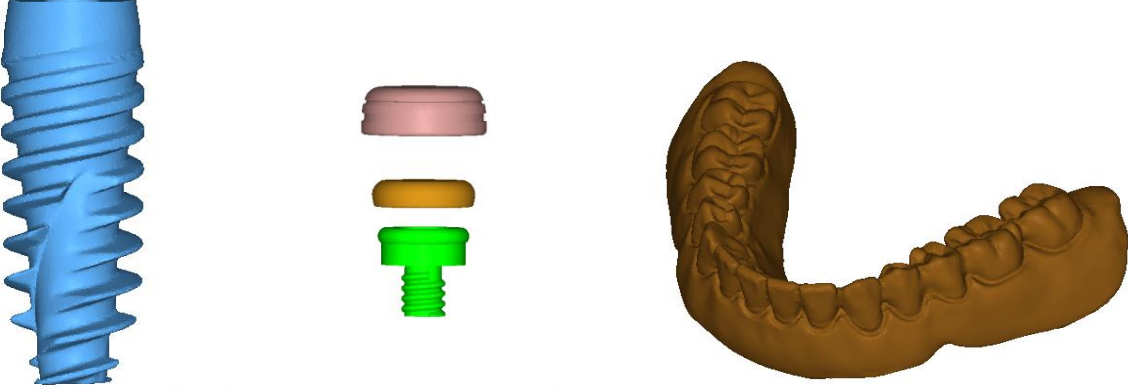
Mandibuladan taranarak elde edilen kesitler; 'MIMICS (üçboyutlu rekonstrüksiyon yazılımı)(Interactive Medical Image Control System; Meterialise Inc., Leuven, Belgium) yazılımına alındı ve burada kesitlerden 3 boyutlu model elde edildi.

Bu kesitlerden elde edilen ağ örgü modeli, GOM INSPECT (GOM Inspect, GOM. GmbH, Braunschweig, Germany) yazılımında eleman sayısı azaltılarak STL (Stereolithography) formatında kaydedildi.

'stl' uzantılı veriler 'CATIA' (Dassault Systemes, Vélizy-Villacoublay, France) modelleme yazılımına yüklendi. Burada ofset (ofset: yapının her yerden eşit olarak büyümesi/küçülmesi işlemidir) yöntemi ile kortikal kemikten spongioz kemik yaratıldı. Ofset değeri olarak 1.5 mm alındı. Kortikal kemik kalınlığı D2 kemik tipine uygun olarak 1.5 mm olarak belirlendi. Model oluşturulurken, kortikal kemik içinde kalan kısımlara spongiyoz kemik özellikleri verilerek, tüm ara yüz boyunca sıkı bir bağlantı olduğu kabul edildi.

Çalışmamızda 3 adet 4.3 mm çapında ve 11.5 mm uzunluğunda Nobelactive implant (Nobel Biocare, Gothenburg, Sweden) üzerine, 3.8 mm çapında, 2 mm uzunluğunda

titanyum implant üstü destekler (locator), 5.45 mm çapında, 2.35 mm yükseklikte titanyum koping ve lastik ara parça modellendi.



Resim 3.1. İmplant, ara parçalar ve protezin bilgisayarda taranmış görüntüsü

Protez ve ara parçalar, Nextengine lazer tarayıcısı (NextEngine, Inc., Santa Monica, CA, USA) ile makro çözünürlükte tarandı. Taramalarda yüzey özellikleri smoothing yöntemi (smoothing: yüzeyi daha düzgün hale getirme işlemi) ile düzleştirildi ve yüzey özellikleri göz ardı edildi. Tarama ve bilgisayarlı tomografi ile elde edilen tüm modeller ‘CATIA’ (üç boyutlu modelleme yazılımı) yazılımına aktarılıp protetik olarak birleştirildi ve model elde edildi.

3.1.1. Çalışmada kullanılan parçaların katı modellemesinin yapılması

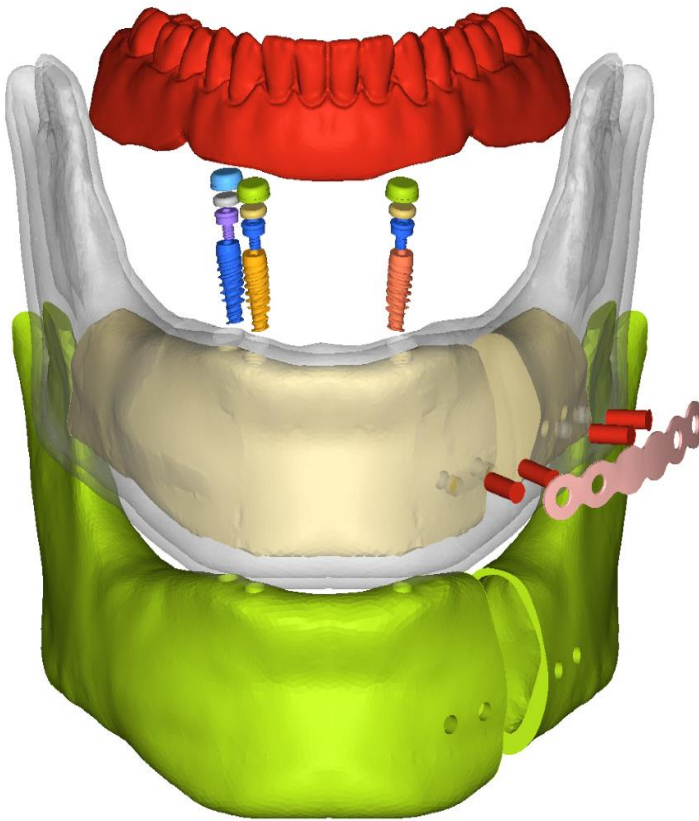
Yüzey modellemesi sonucunda, ‘ASCII’ formatında kaydedilen parçalar, birer birer ‘ABAQUS’(Hibbitt, Karlsson & Sorensen, Inc., Pawtucket, RI, USA) yazılımına aktarıldı. ABAQUS yazılımında ise, her bir parçaya malzeme özellikleri atandı. Modellenen parçalar STL formatında kaydedildiği için, bu formatta tüm bilgiler saklanabilmekte ve bir başka programa aktarıldığında bilgilere ulaşılabilir. Oluşturulan modellerin düğüm ve eleman sayıları Tablo 2’ de gösterildi.

Çizelge 3.1. Modellere Ait Düğüm ve Eleman Sayıları

	Eleman Sayısı	Nod Sayısı
Model 1	3860057	691709
Model 2	4069681	726070
Model 3	4059624	724332

3.2. Çalışma Modelleri

Çalışmada dişsiz mandibulada sol alt 1. molar bölgesine 1 cm uzunluğunda segmental rezeksiyon yapıldı. 3 implantla desteklenmiş 3 farklı model hazırlandı.

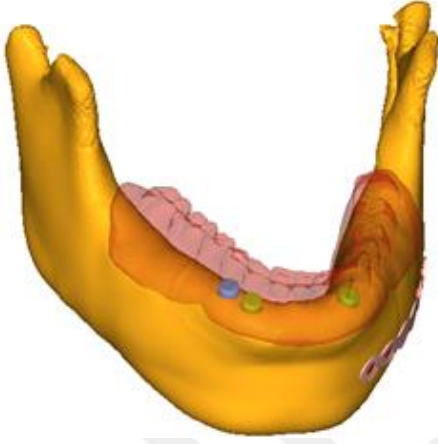


Resim 3.2. Ana modelin parçalara ayrılmış görüntüsü

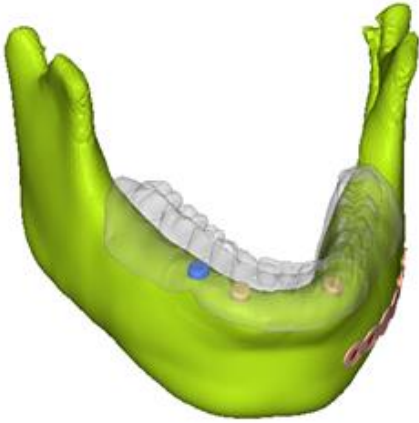
Model 1 : Dişsiz mandibula üzerine sol kanin sağ kanin ve sağ 1. Premolar diş bölgesine 4.1 mm çapında 10 mm uzunluğunda 3 implant yerleştirilen model.

Model 2 : Dişsiz mandibula üzerine sol kanin sağ kanin ve sağ 2. Premolar diş bölgesine 4.1 mm çapında 10 mm uzunluğunda 3 implant yerleştirilen model.

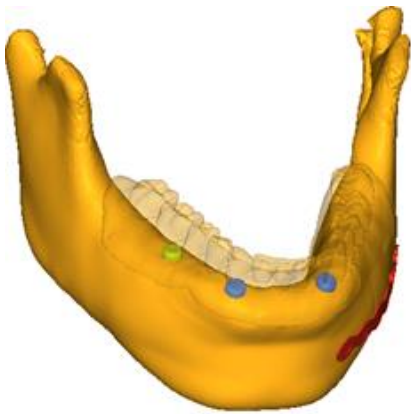
Model 3 : Dişsiz mandibula üzerine sol kanin sağ kanin ve sağ 1. Molar diş bölgesine 4.1 mm çapında 10 mm uzunluğunda 3 implant yerleştirilen model.



Resim 3.3. Model 1



Resim 3.4. Model 2



Resim 3.5. Model 3

3.2.1. Kullanılan materyal özellikleri

Modellerde kullanılan yapıların materyallerin özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastik kabul edildi. Bunu tanımlamak için kullanılan poisson oranı ve elastik modül değerleri Tablo da belirtildiği gibi bilgisayar ortamında modellere aktarıldı.

Çizelge 3.2. Materyal özellikleri

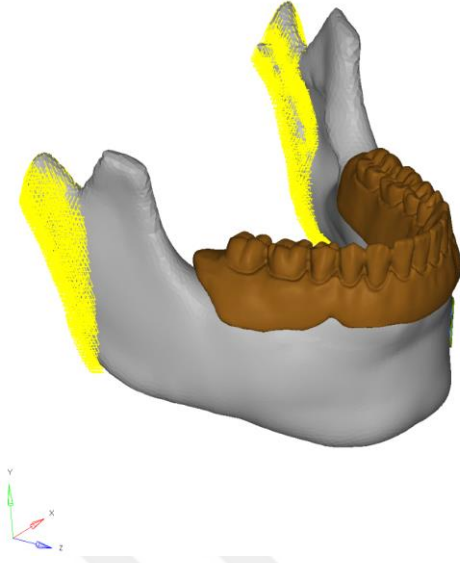
Materyaller	Elastik Modül (MPa)	Poisson Oranı	Kaynaklar
Kortikal kemik	13700	0.3	38,39,54
Trabeküler kemik	1370	0.3	38,54
Titanyum	110000	0.35	26,54
Lastik	5	0.49	58,96
Polimetil metakrilat	2700	0.35	58,97
Mukoza	10	0.4	58

3.2.2. Kemik implant bağlantı durumu

Kemik ve implantlar arasında tüm arayüz boyunca sıkı bir bağlantı olduğu ve implantların kemiğe % 100 osseoentegre olduğu kabul edildi.

3.2.3. Sınır koşulları

Araştırmada hazırlanan modeller ramusun posterior duvarı hizasında yer alan frontal düzlemde sabitlenmiştir. Destekler çevresinde oluşacak streslerin değerlendirilecek olan bölgenin streslerini etkilemesi nedeniyle destek düzlemleri stres analizinin değerlendirileceği bölgelerden uzak olarak belirlendi.



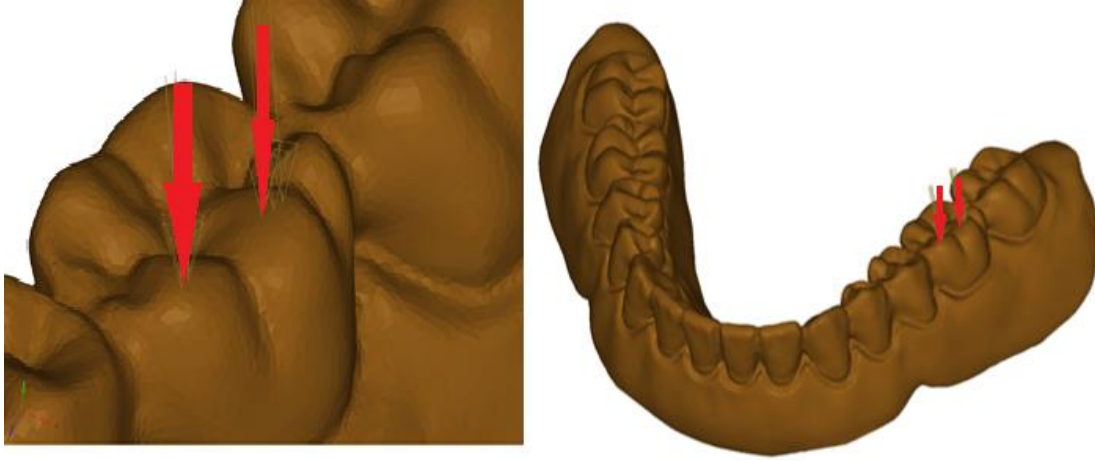
Resim 3.6. Sınır koşulları

3.2.4. Yükleme koşulları

Çalışmamızdaki modellerde, overdenture, implantlara sadece klipslerden bağlıdır.

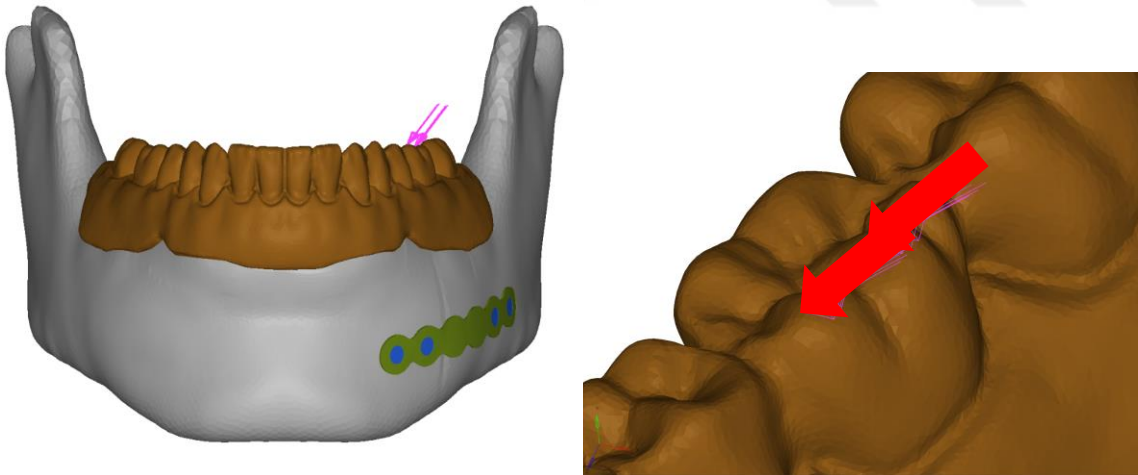
İmplant modellerinde protez üzerinden uygulanan yükler iki farklı açıda verildi.

Vertikal yükleme: Dişin uzun eksenini üzerinde, dik olarak sol alt 1. Molar dişin fonksiyonel tüberkülü olan bukkal tüberkülü üzerinden rezeksiyon alanına doğru yaklaşık 2 mm² alana 100 N bir kuvvet uygulandı.



Resim 3.7. Vertikal yükleme

Oblik yükleme: mandibular molar dişlerin fonksiyonel tüberkülü olan bukkal tüberküle distolingual yönde yaklaşık 2 mm² alana 100 N bir kuvvet uygulanmıştır. Bu yükleme koşulunda molar dişin uzun eksenine 30°'lik açıyla bir yükleme yapıldı.



Resim 3.8. Oblik yükleme

3.3. Modellerin Değerlendirilmesi

Çalışmamızda 3 modele 2 farklı kuvvet uygulanmasıyla 6 adet çözümleme yapılmıştır. Bu çözümlemelerin her birinde implant etrafındaki kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen Maksimum Çekme ve Minimum Basma Stres değerleri elde edildi.



4. BULGULAR

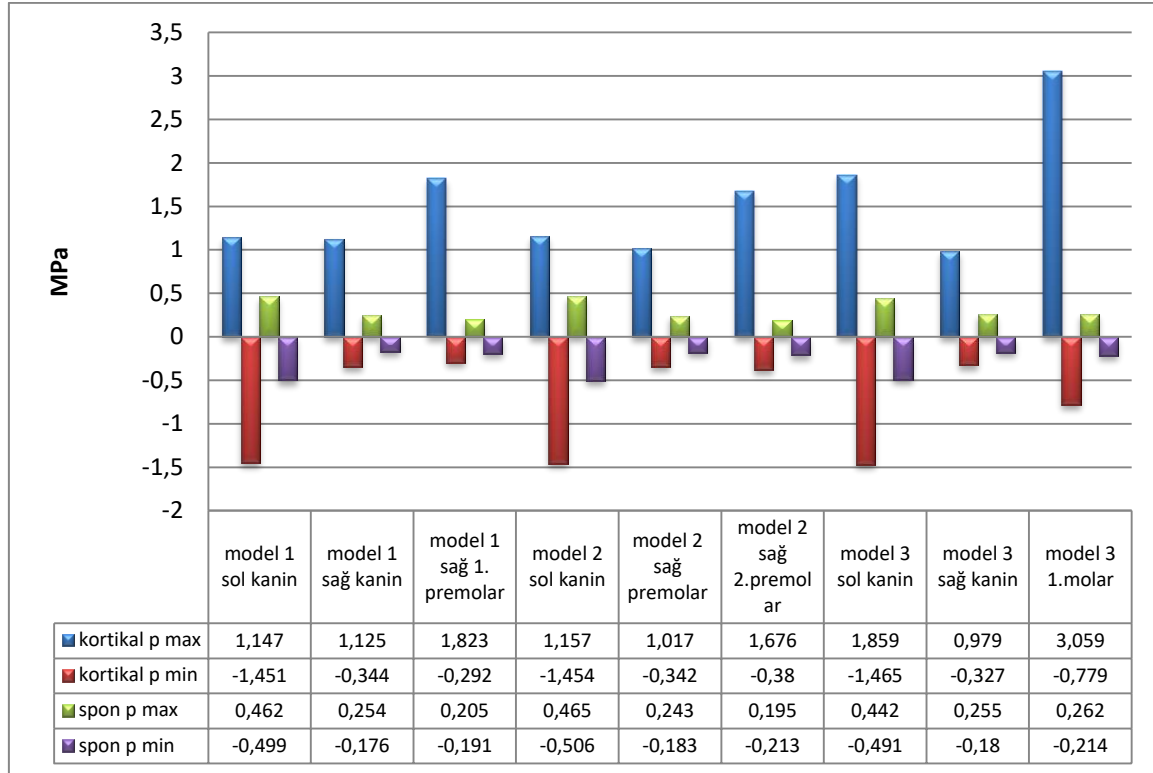
Çalışmada; 3 farklı modelde; vertikal ve oblik olmak üzere iki farklı yükleme altında kortikal kemikte, trabeküler kemikte ve mukozada oluşan çekme stres ve basma stres bulguları değerlendirildi.

Gerilim stresi (principal stress maximum) değerleri pozitif değerlerdir. Sıkışma stres değerleri (principal stress minimum ve principal strain minimum) negatif olarak ifade edilirler ve skalanın alt kısmında yer alırlar. Bu değerlerin büyüklüğü mutlak değer kabul edilerek karşılaştırılmaktadır.

Stres dağılımlarını gösteren kesit görüntülerinin sol üst tarafındaki skaladan (bilgisayar programında, stres miktarlarını kolay yorumlayabilmek için verilen renk skalası), renklere göre sayısal olarak stres değerleri görülebilmektedir. Şekillerde her renk bir stres aralığını (MPa) temsil etmektedir. Skalalar aynı yükleme ve aynı yapı için sabitlendi. Skala renk aralıklarının sabit tutulması şekillerin birbiriyle karşılaştırılmasına imkan vermektedir.

4.1. Vertikal Yüklemede Oluşan Çekme ve Basma Stresleri Bulgularının Değerlendirilmesi

Vertikal yüklemede bütün yapılarda oluşan stres bulguları Şekil 4.1' de gösterildi. Vertikal yüklemede bütün yapılarda oluşan stres bulguları değerlendirildiğinde, kortikal kemikte oluşan streslerin trabeküler kemikte oluşan streslerden daha yüksek olduğu tespit edildi. İmplant çevresinde oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek değerler 3. modelde 1. Molar dişin olduğu yere yerleştirilen implant çevresinde görüldü (3.059 Mpa). En düşük değerler ise 3. modelde sağ kanin bölgesine yerleştirilen implantın olduğu bölgede gözlemlendi (0.979 Mpa).

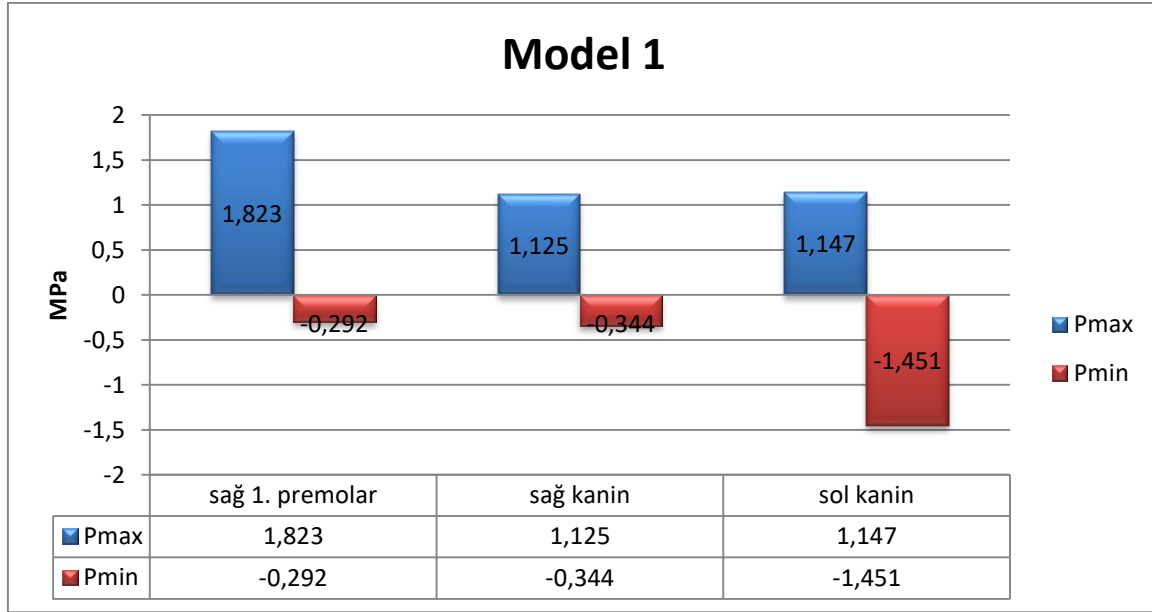


Şekil 4.1. Vertikal yüklemde yapılarda oluşan stres değerleri

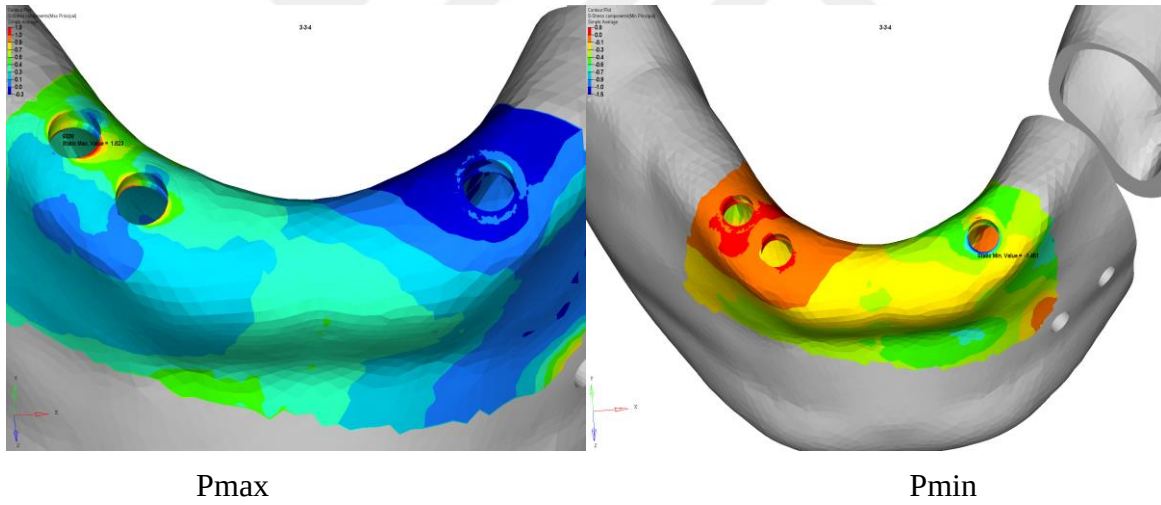
4.1.1. Vertikal yüklemde 1. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları

1. Modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri grafik 2 de gösterildi. En yüksek değerler 1. premolar bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde 1.823 Mpa olarak bulundu. En düşük değerler 1.125 Mpa ile sol kanin çevresinde bulundu. İmplantlar arasındaki sıralama Sağ 1. Premolar>Sol kanin>Sağ kanin olarak bulundu.

Basma stres değerlerinde ise en düşük değer sol kanin bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde -1.451 MPa , en yüksek değer ise 1. Premolar bölgesine yerleştirilen implant çevresinde saptandı. (0.292 MPa.)



Şekil 4.2. Vertikal Yüklemede 1. Modelde İmplant Çevresindeki Kortikal Kemikte Oluşan Çekme ve Basma Stres Bulguları



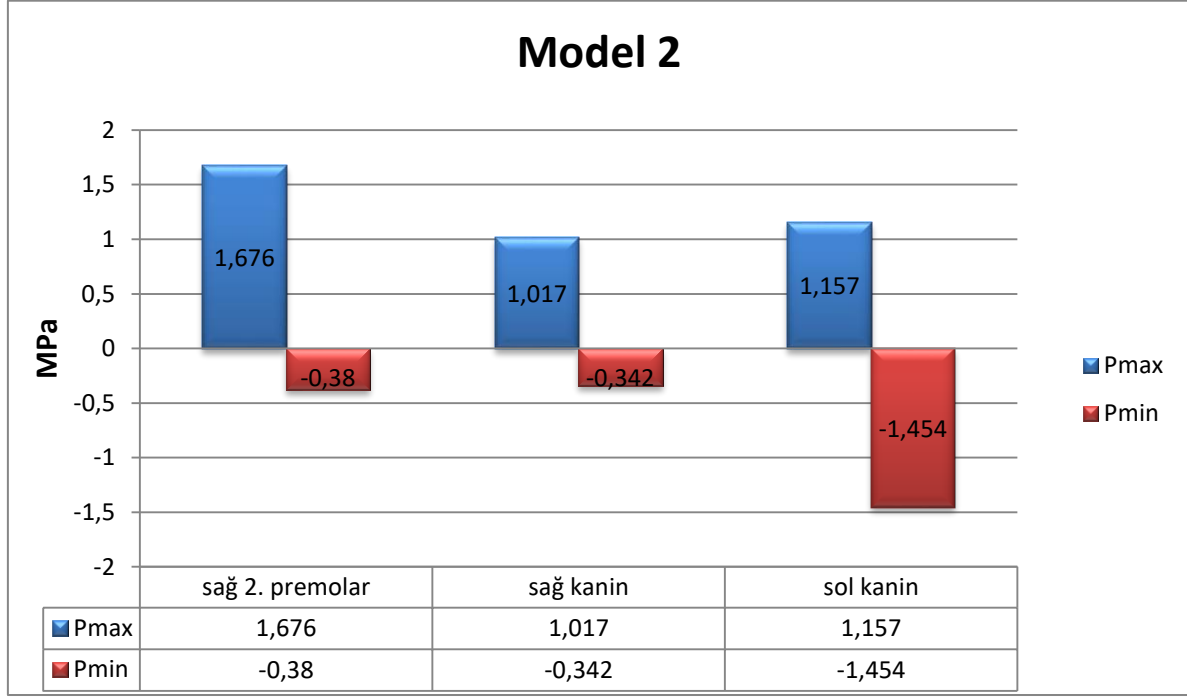
Resim 4.1. Vertikal yüklemede 1. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları

4.1.2. Vertikal yüklemede 2. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları

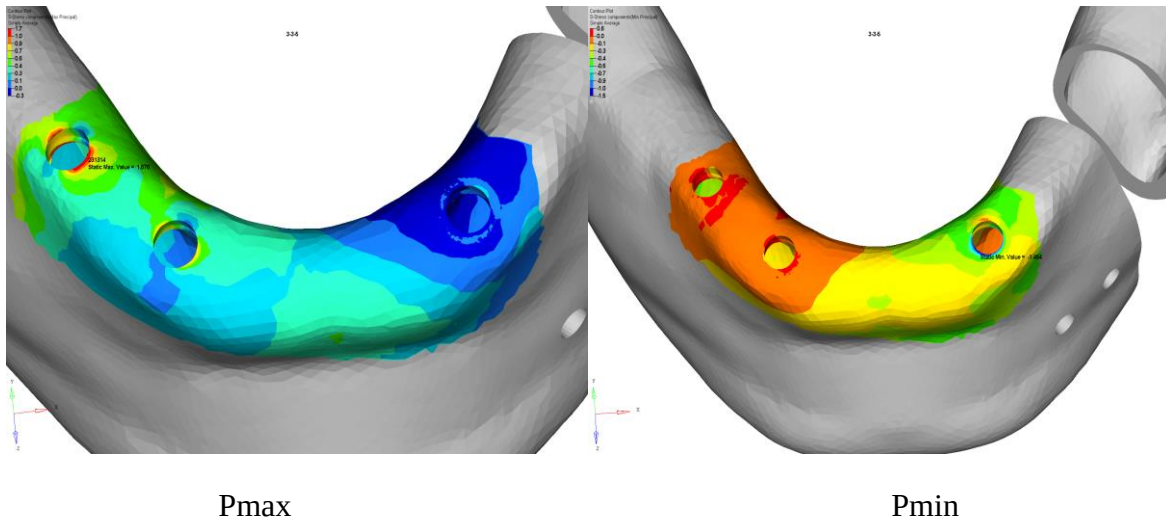
2. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri Şekil 4.3 de gösterildi. En yüksek değerler 2. premolar bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde 1,676 Mpa olarak tespit edildi. Çekme streslerinin en düşüğü sol kanin çevresinde 1,017 MPa'dır.

İmplantlar arasındaki sıralama Sağ 2. Premolar> Sağ kanin > Sol kanin olarak bulundu.

Basma stres değerleri değerlendirildiğinde ise en düşük değer sol kanin bölgesinde -1,454 basma stres değerlerinin en yükseği -0,342 MPa ile sağ kanin bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde saptandı.



Şekil 4.3. Vertikal yüklemde 2. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları

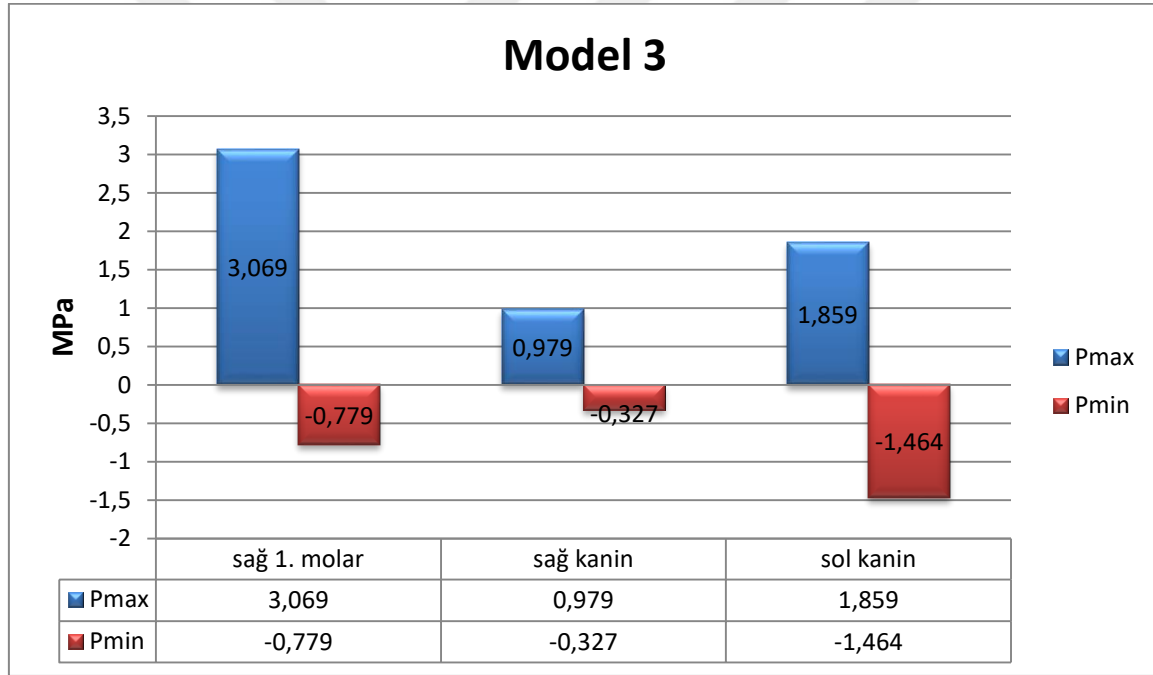


Resim 4.2. Vertikal yüklemde 2. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları

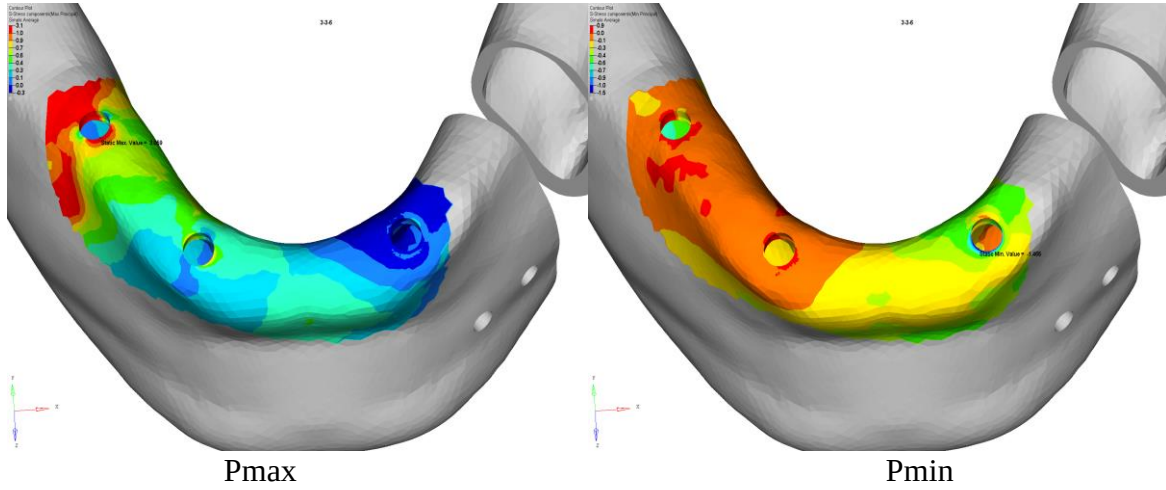
4.1.3. Vertikal yüklemde 3. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları

3. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri şekil 4.4’de gösterildi. En yüksek değerler 1. molar bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde 3.069 MPa olarak tespit edildi. En düşük değerler 0,979 MPa ile sağ kanin çevresinde bulundu. İmplantlar arası sıralama Sağ 1. molar> Sağ kanin > Sol kanin olarak bulundu.

Basma stres değerlerinde ise en düşük değer sol kanin bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde -1,464 MPa, en yüksek değer ise sağ kanin bölgesine yerleştirilen implant çevresinde saptandı (-0,292 MPa).



Şekil 4.4. Vertikal yüklemde 3. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları

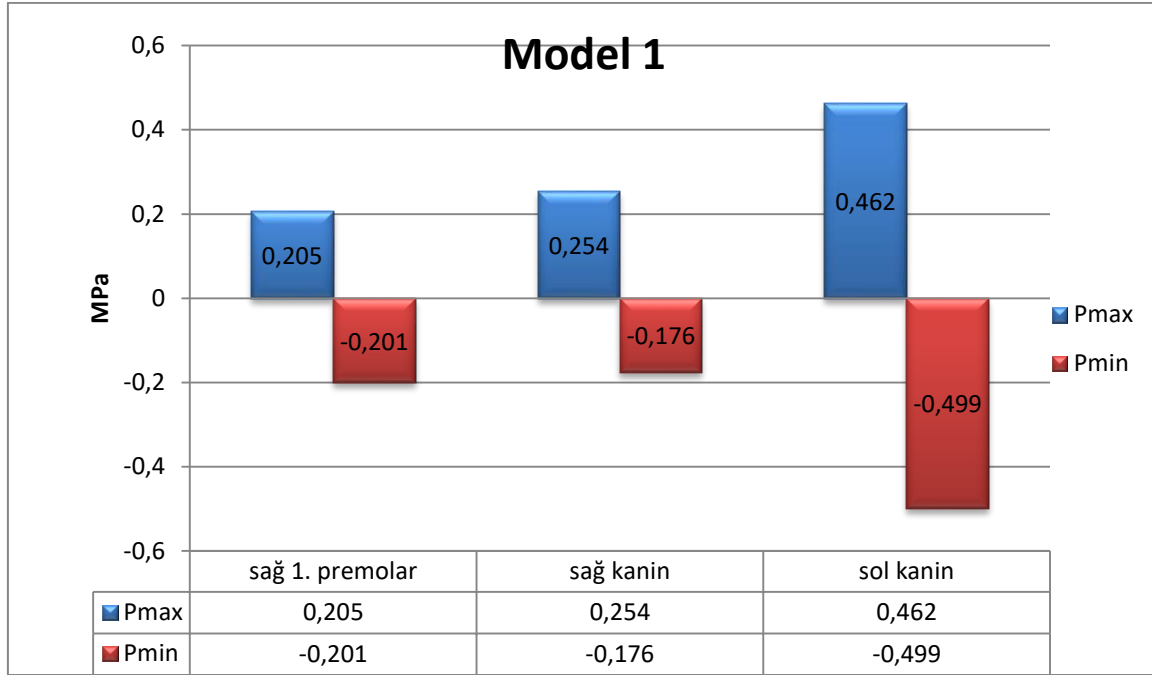


Resim 4.3. Vertikal yüklemde 3. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları

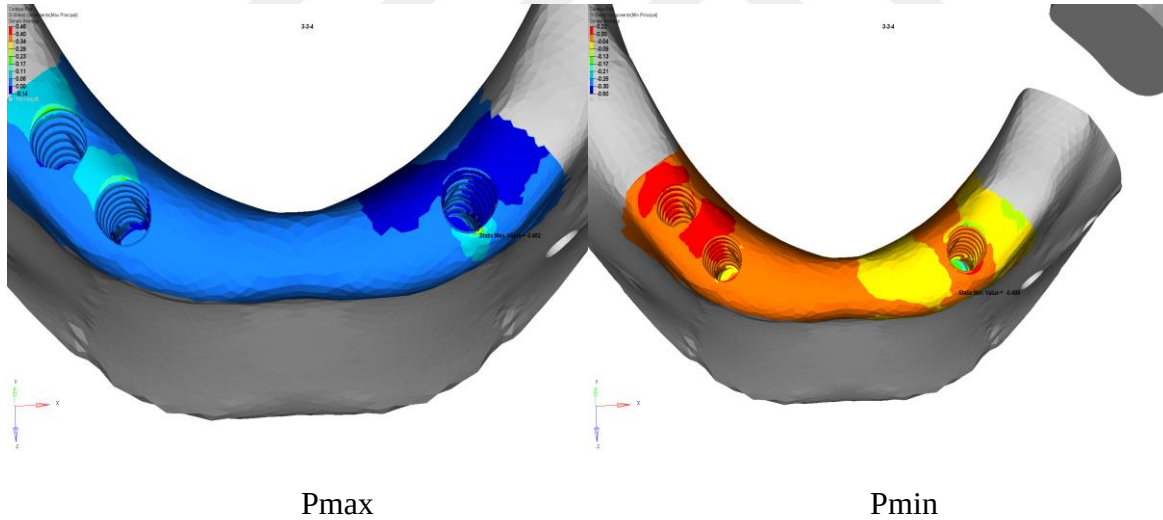
4.1.4. Vertikal yüklemde 1. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları

1. Modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri Şekil 4.5’de gösterildi. En yüksek değerler sol kanin bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde 0,462 Mpa, en düşük değerler 0,205 Mpa ile 1.premalor bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde bulundu. İmplantlar arasındaki sıralama Sol kanin > Sağ kanin > Sağ 1. Premolar olarak bulundu.

Basma stres değerlerinde ise en düşük değer sol kanin bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde -0,499 MPa, en yüksek değer ise sağ kanin bölgesine yerleştirilen implant çevresinde saptandı (-0,176 MPa).



Şekil 4.5. Vertikal Yüklemede 1. Modelde İmplant Çevresindeki Trabeküler Kemikte Oluşan Çekme ve Basma Stres Bulguları

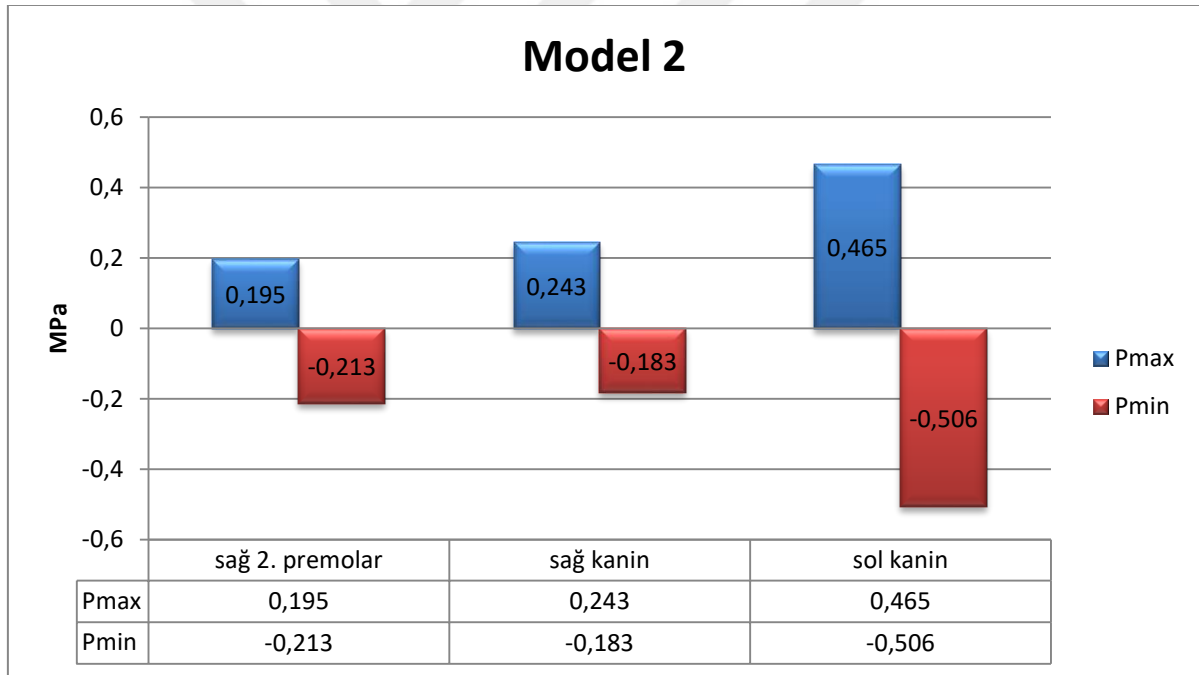


Resim 4.4. Vertikal yüklemde 1. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları

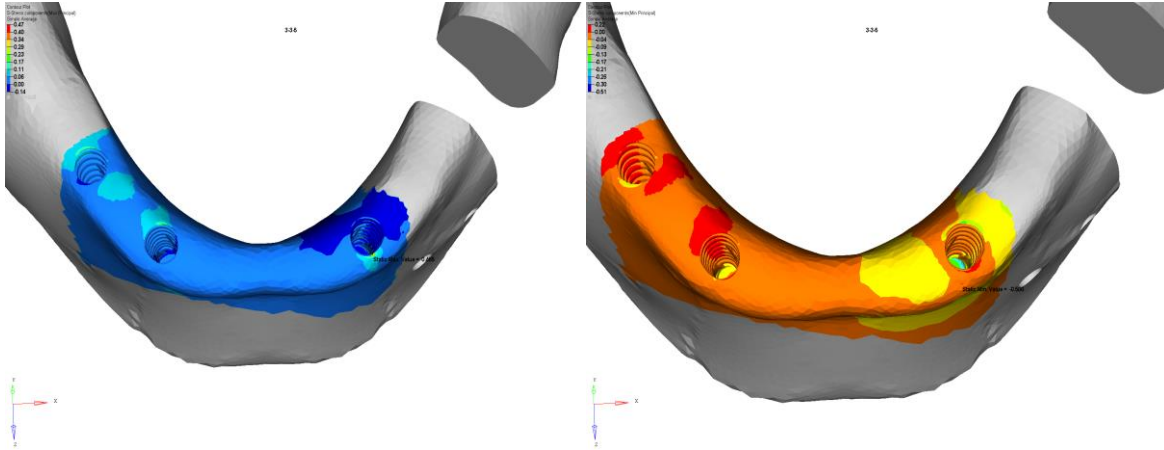
4.1.5. Vertikal yüklemde 2. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları

2. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri Şekil 4.6'da gösterildi. En yüksek değerler sol kanin bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde 0,465 Mpa olarak bulundu. En düşük değerler 0.195 Mpa ile sağ 2. premolar diş bölgesine yerleştirilen diş çevresinde tespit edildi. İmplantlar arası sıralama Sol kanin > Sağ kanin > Sağ 2. Premolar olarak bulundu.

Basma stres değerlerinde ise en düşük değer sol kanin bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde -0,506 MPa, en yüksek değer ise sağ kanin bölgesine yerleştirilen implant çevresinde saptandı (0.183 MPa).



Şekil 4.6. Vertikal yüklemde 2. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları

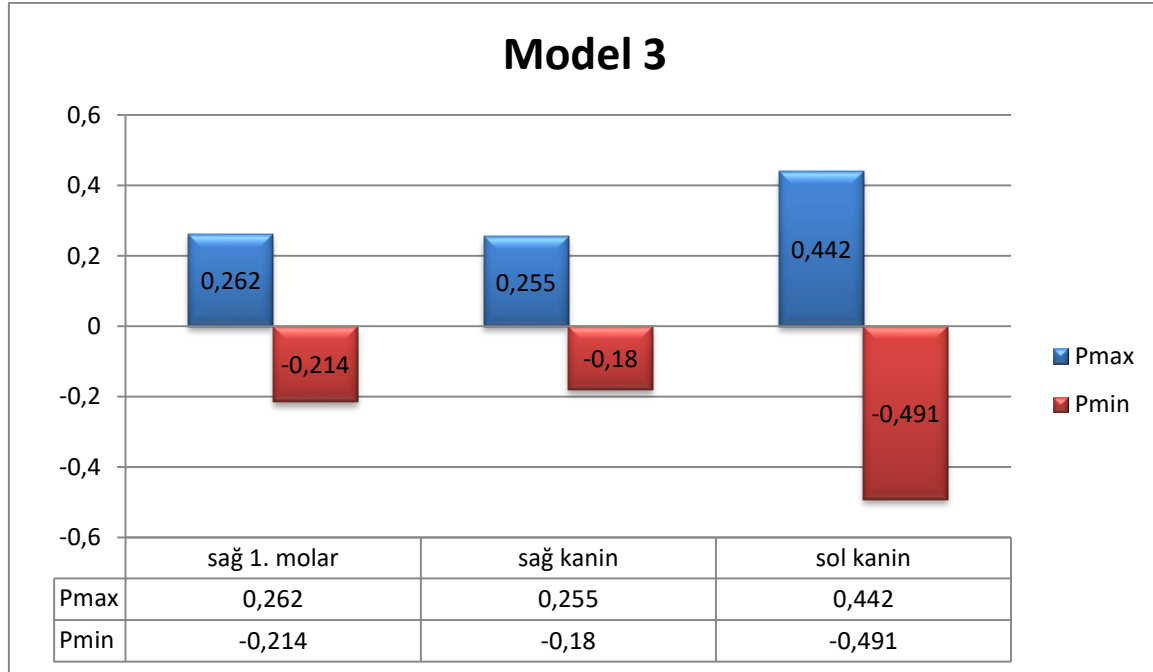


Resim 4.5. Vertikal yüklemde 2. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları

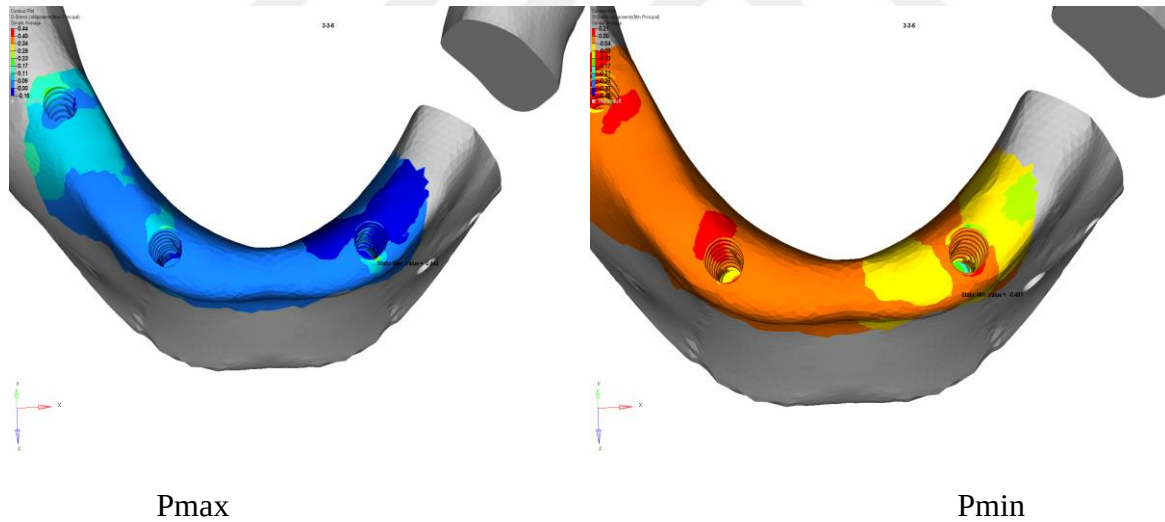
4.1.6. Vertikal yüklemde 3. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları

3. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme stres değerleri Şekil 4.7’de gösterildi. En yüksek değerler sol kanin bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde 0,442 MPa, en düşük değerler 0,255 Mpa ile sağ kanin bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde bulundu. İmplantlar arasındaki sıralama Sol kanin > Sağ 1. Molar > Sağ kanin olarak bulundu

Basma stres değerlerinde ise en düşük değer sol kanin bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde -0,491 MPa, en yüksek değer ise sağ kanin bölgesine yerleştirilen implant çevresinde saptandı. (-0,18 MPa.)



Şekil 4.7. Vertikal yüklemde 3. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları

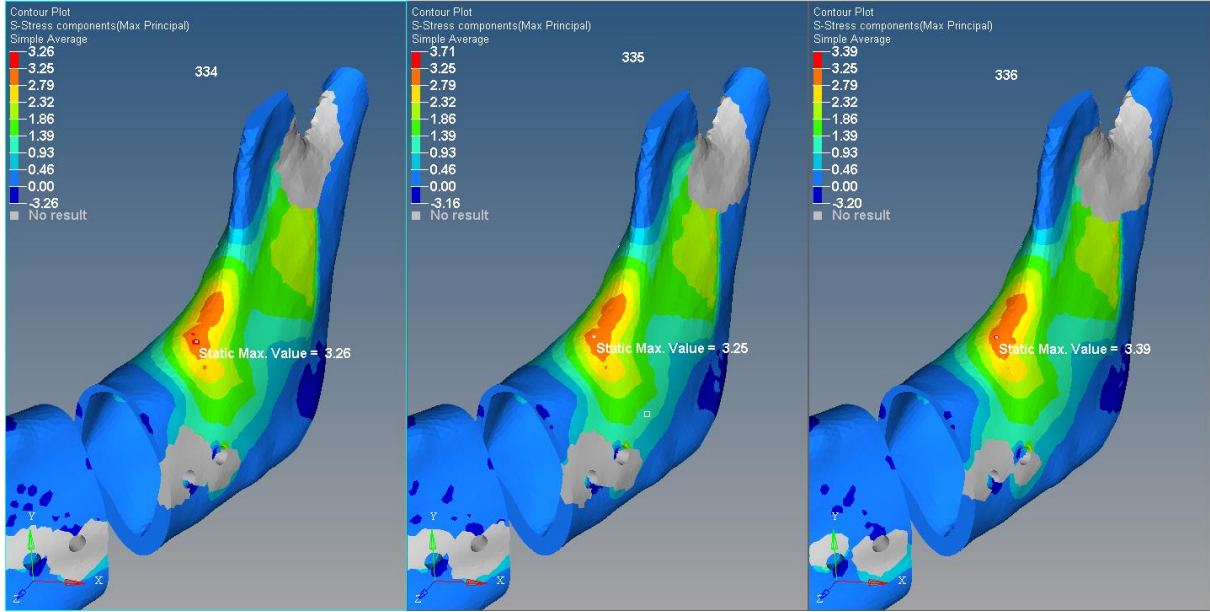


Resim 4.6. Vertikal yüklemde 3. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları

Her üç model birbiriyle karşılaştırıldığında en yüksek çekme stres değerleri 2 modelde yükleme yapılan bölgede kanin dişin etrafındaki trabeküler kemikte görüldü. 0,465 MPa. En düşük çekme stres değerleri ise 2. modeldeki sağ 2. premolar bölgesine yerleştirilen implant çevresinde görüldü 0,195 MPa. Basma streslerinin içinde en yüksek olan alan 2. model de sol kanin çevresinde görüldü. -0,506 MPa en yüksek değerler ise 3 modeldeki sağ kanin dişin olduğu bölgedeki implantın çevresinde bulundu (-0,18Mpa).

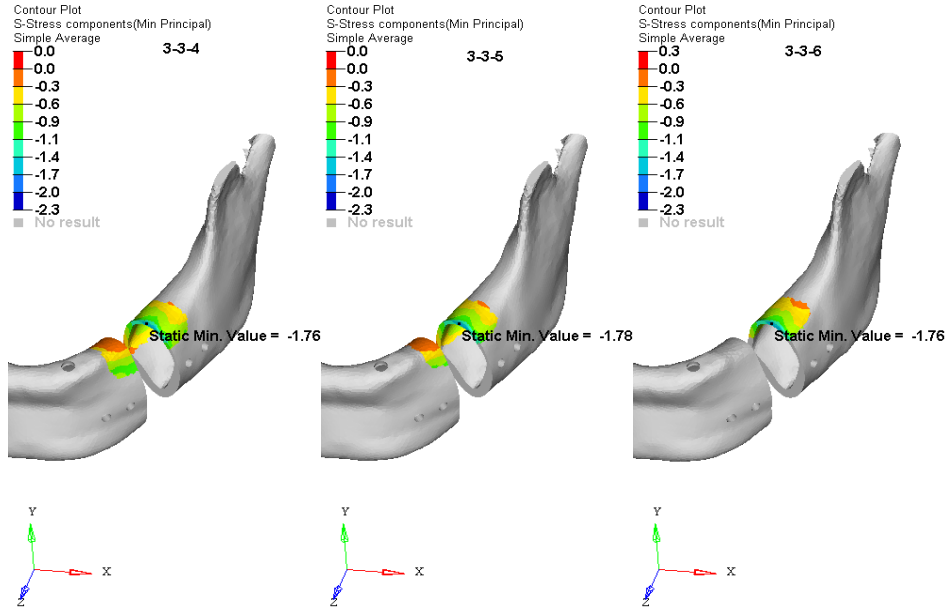
4.1.7. Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma ve çekme stres bulguları

Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stres bulguları tüm modellerde yükleme yapılan tarafta trigonum retromolare bölgesinde bulundu. En yüksek çekme stres değerleri sağ 1. molar dişin olduğu bölgeye yerleştirilen implantın bulunduğu 3. modelde yükleme yapılan tarafta trigonum retromolare bölgesinde oluştu. (3,39 Mpa)



Resim 4.7. Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stres bulguları

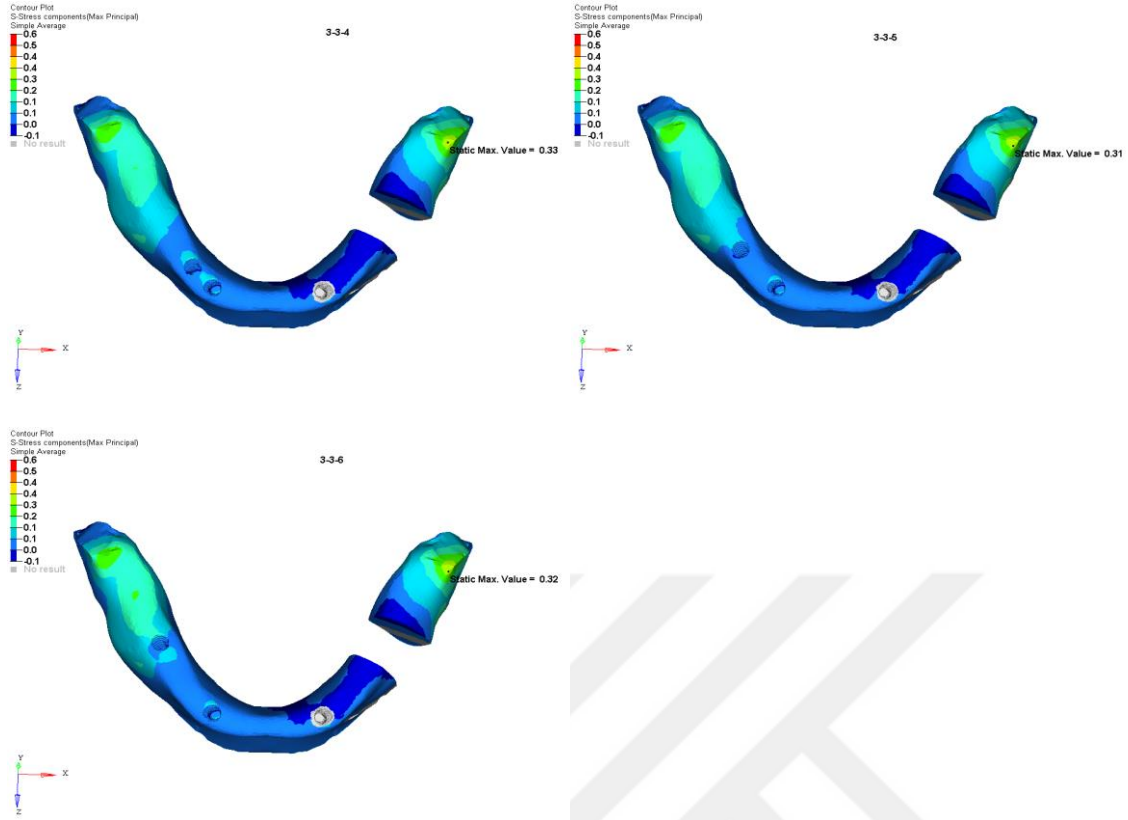
Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri 3 modelde de en yüksek değerler rezeksiyon çevresinde bulundu. En yüksek değerler 5 numaralı bölgeye yerleştirilen implantın bulunduğu 2. modelde 1.78 Mpa'dır



Resim 4.8. Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri bulguları

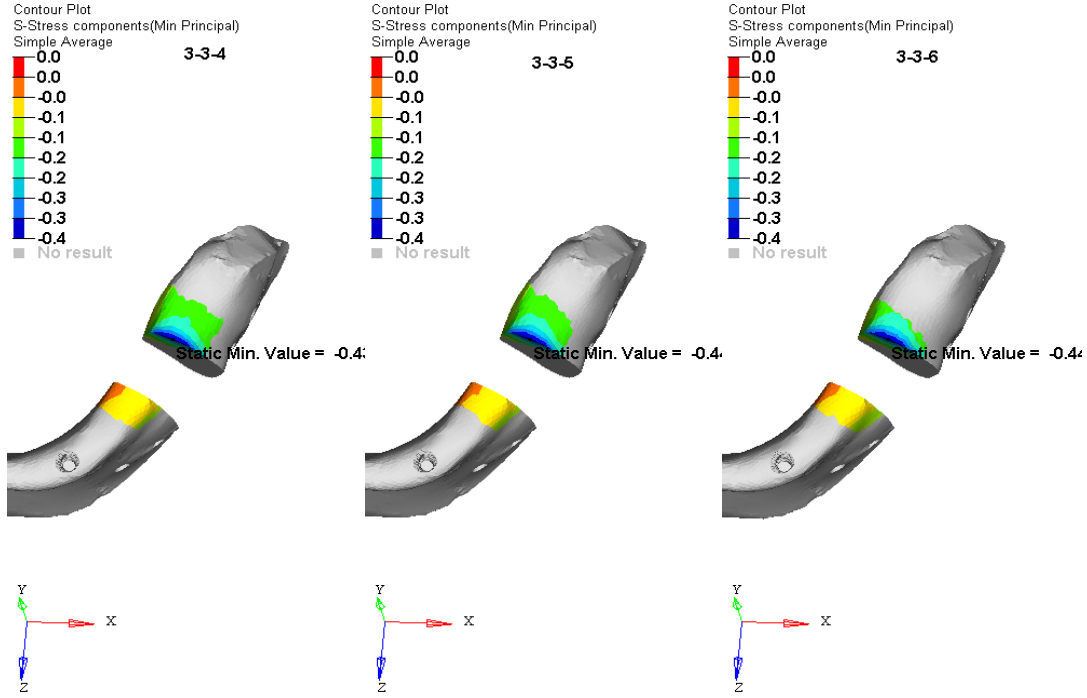
4.1.8. Vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları

Vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stres bulguları yükleme yapılan tarafta trigonum retromolar bölgede bulundu. Bu yüklemde en yüksek bulgular sağ 1. premolar dişin olduğu 1. modelde 0.33 MPa olarak tespit edildi.



Resim 4.9. Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme stres bulguları

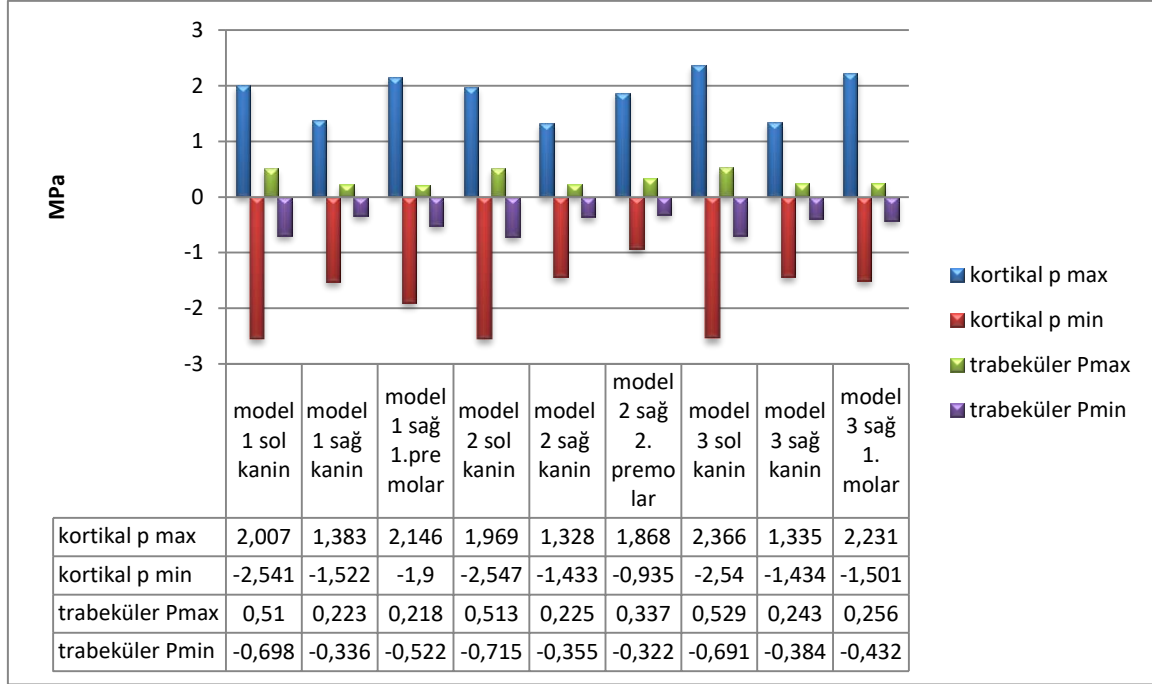
Vertikal yüklemde trabeküler kemikte oluşan en yüksek basma stres bulguları üç modelde rezeksiyon bölgesinde bulundu. Bu yüklemde en yüksek bulgular sağ 1. molar dişin olduğu 1. modelde 0.33 MPa olarak tespit edildi.



Resim 4.10. Vertikal yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri bulguları

4.2. Oblik Yüklemde Oluşan Basma ve Çekme Stres Bulguları

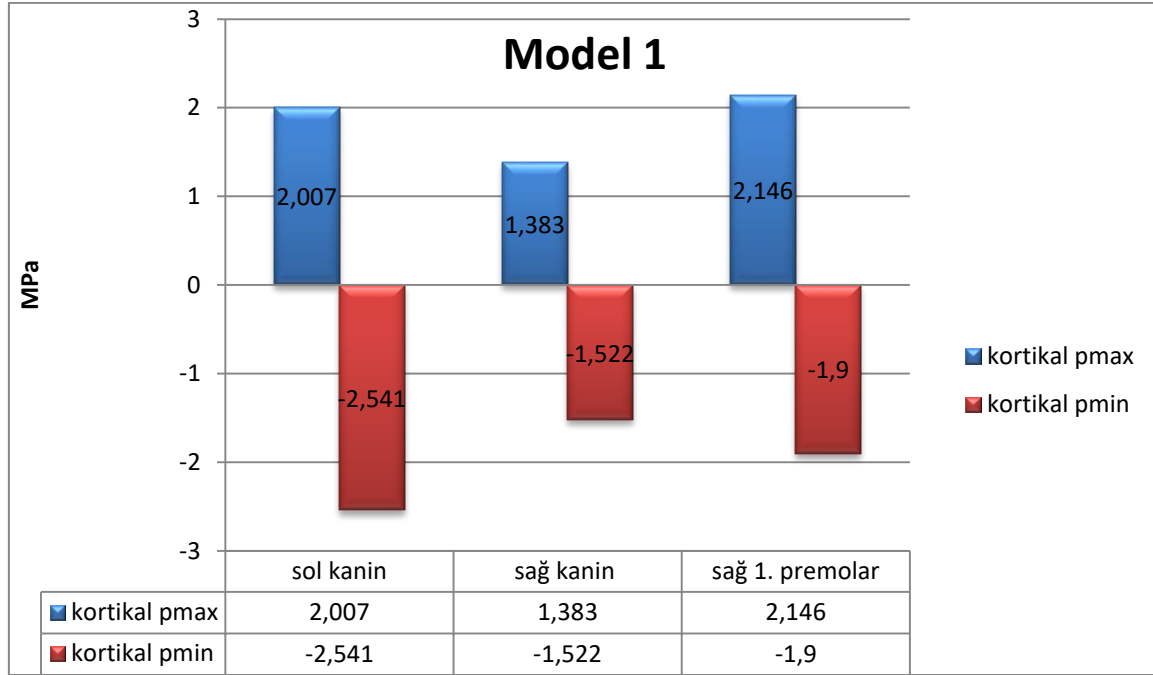
Oblik yüklemde bütün yapılarda oluşan stres bulguları şekil 4.8’de gösterildi. Vertikal yüklemde bütün yapılarda oluşan stres bulguları değerlendirildiğinde, kortikal kemikte oluşan streslerin trabeküler kemikte oluşan streslerden daha yüksek olduğu tespit edildi. İmplant çevresinde oluşan çekme stresleri değerlendirildiğinde en yüksek değerler vertikal yüklemde 3. Modelde sol kanin dişin olduğu yere yerleştirilen implant çevresinde görüldü (2.366 Mpa). En düşük değerler ise vertikal yüklemde 2. modelde sol kanin bölgesine yerleştirilen implantın olduğu bölgede gözlemlendi (-2.547 Mpa).



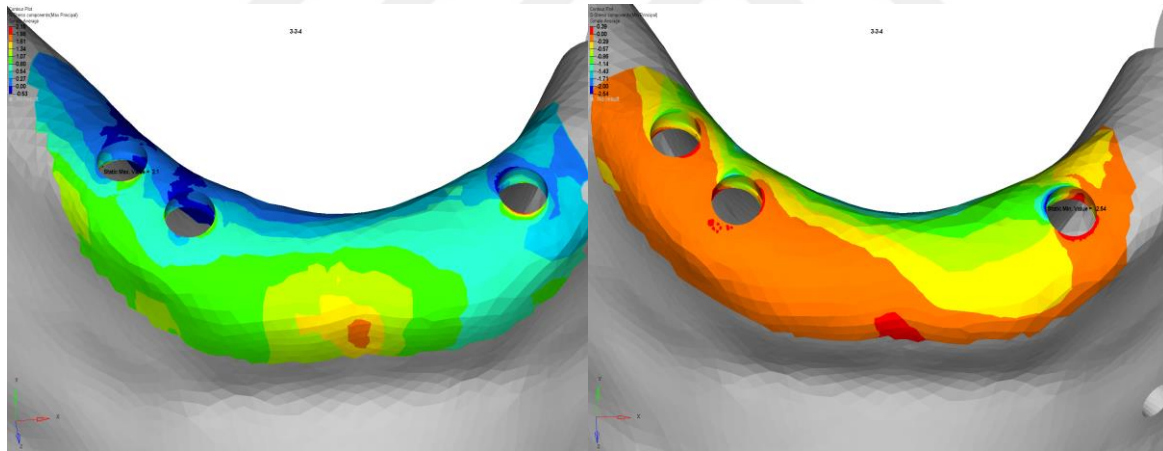
Şekil 4.8. Oblik yüklemde yapılarda oluşan stres değerleri

4.2.1. Oblik Yüklemde 1. Modelde İmplant Çevresindeki Kortikal Kemikte Oluşan Çekme ve Basma Stresleri Bulguları

1. Modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri şekil 4.9’da gösterildi. En yüksek değerler 2. premolar bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde 2.146 Mpa olarak tespit edildi. Çekme streslerinin en düşüğü sağ kanin çevresinde 1.383 MPA’dır. İmplantlar arasındaki sıralama Sağ 1. premolar > Sol kanin > Sağ kanin olarak bulundu. Basma stres değerleri değerlendirildiğinde ise en düşük değer sol kanin bölgesinde -2.541, basma stres değerlerinin en yükseği -1.522 MPa ile sağ kanin bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde saptandı.



Şekil 4.9. Oblik yüklemde 1. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları



Pmax

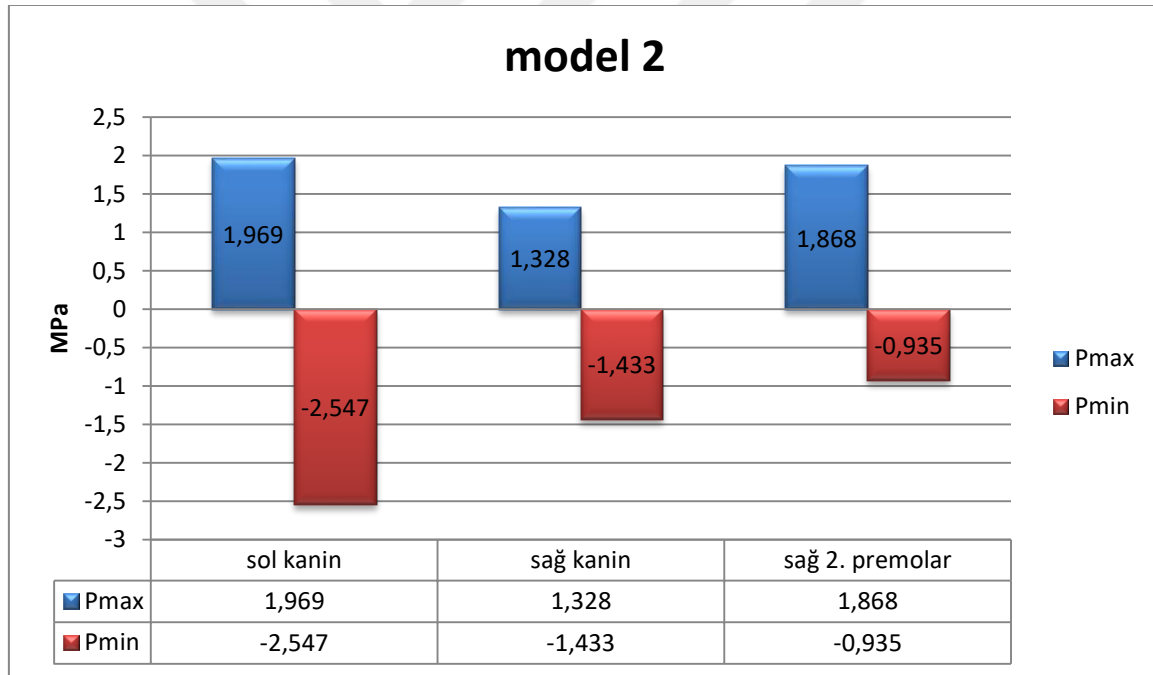
Pmin

Resim 4.11. Oblik yüklemde 1. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları

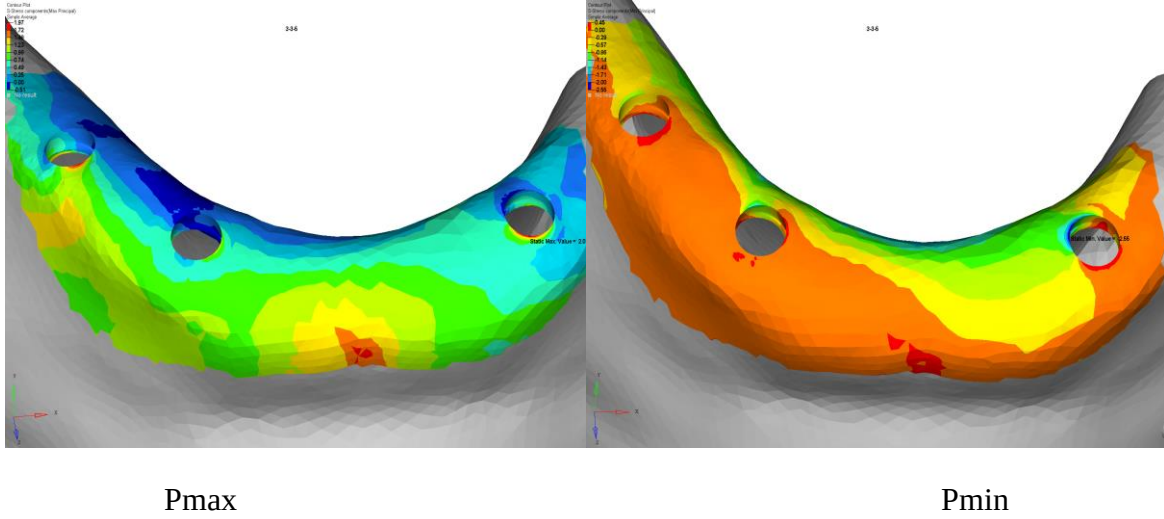
4.2.2. Oblik yüklemede 2. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları

2. Modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri grafik 10 da gösterildi. En yüksek değerler sol kanin bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde 1.969 Mpa olarak bulundu. Çekme streslerinin en düşüğü sağ kanin çevresinde 1,328 MPA'dır. İmplantlar arasındaki sıralama Sol kanin > Sağ 2. premolar > Sağ kanin olarak bulundu.

Basma stres değerleri değerlendirildiğinde ise en düşük değer sol kanin bölgesinde -2.547, basma stres değerlerinin en yükseği -0,342 MPa ile sağ 2. premolar bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde saptandı.



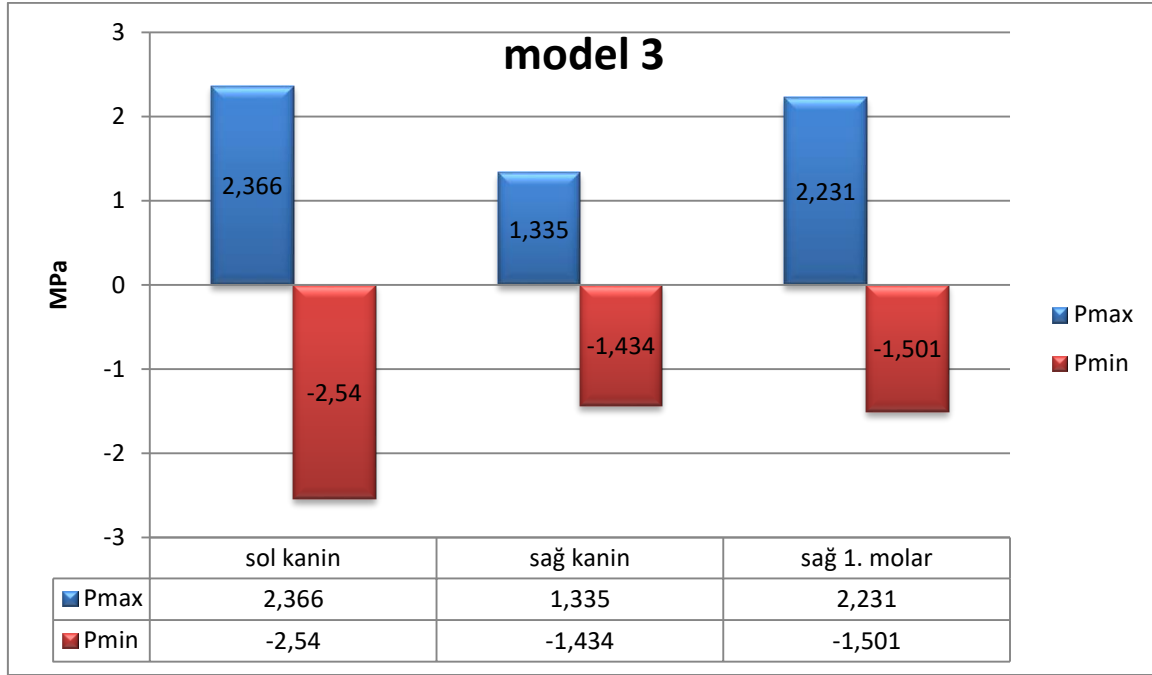
Şekil 4.10. Oblik yüklemede 2. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları



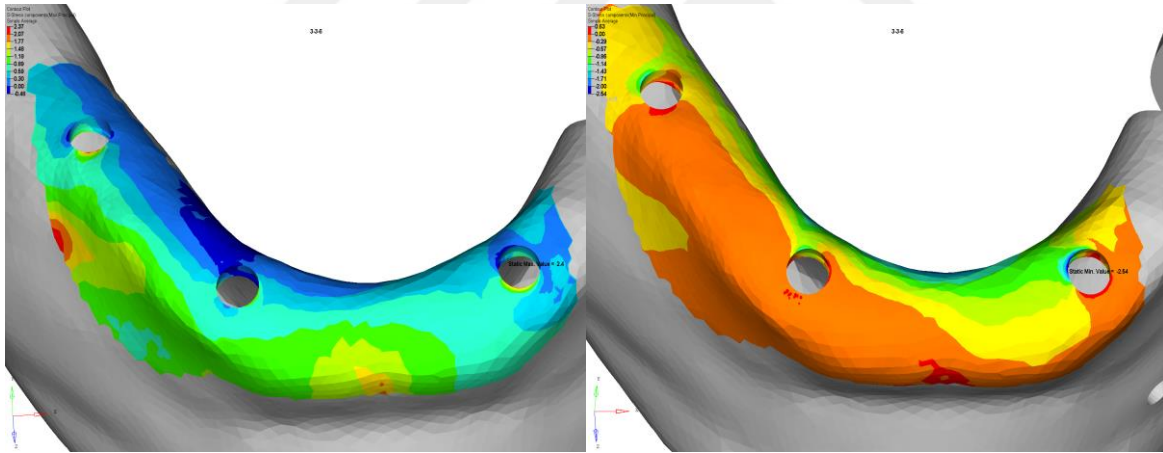
Resim 4.12. Oblik yüklemde 2. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları

4.2.3. Oblik yüklemde 3. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları

3. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri Şekil 4.11’de gösterildi. En yüksek değerler sol kanin bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde 2.366 Mpa olarak tespit edildi. Çekme streslerinin en düşüğü sağ kanin çevresinde 1.335 MPA’dır. İmplantlar arasındaki sıralama Sol kanin > Sağ 1. molar > Sağ kanin olarak bulundu. Basma stres değerleri değerlendirildiğinde ise en düşük değer sol kanin bölgesinde -2.54 MPa, basma stres değerlerinin en yükseği -1.434 MPa ile sağ kanin bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde saptandı.



Şekil 4.11. Oblik yüklemede 3. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları



Pmax

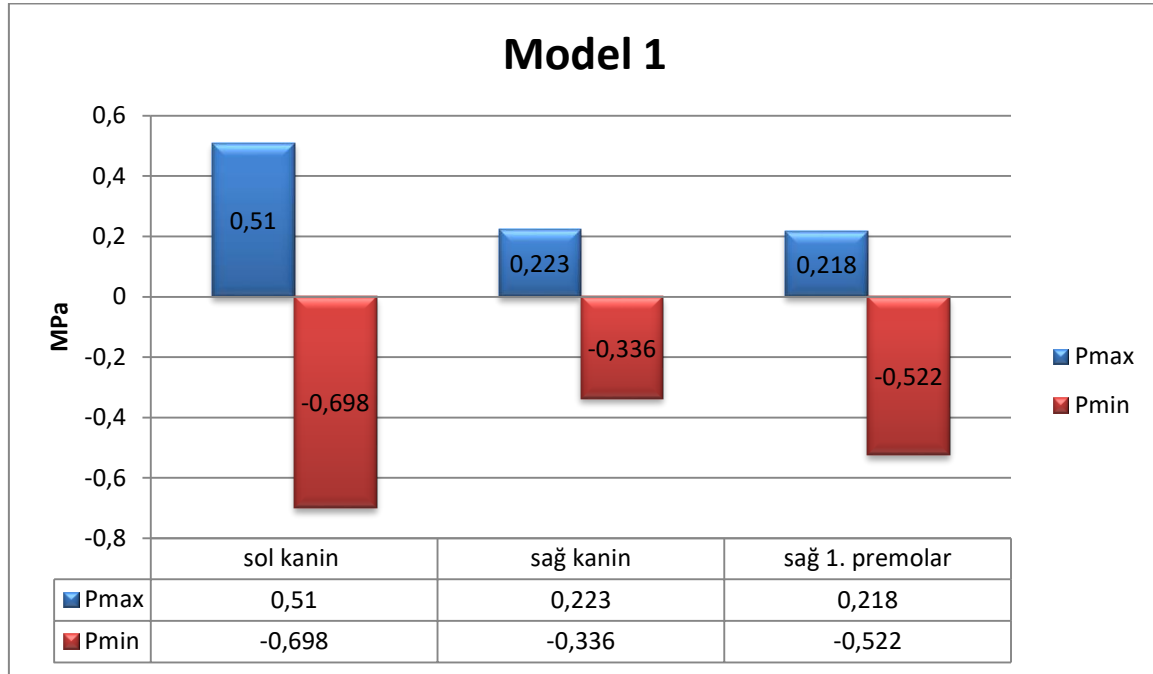
Pmin

Resim 4.13. Oblik yüklemede 3. modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları

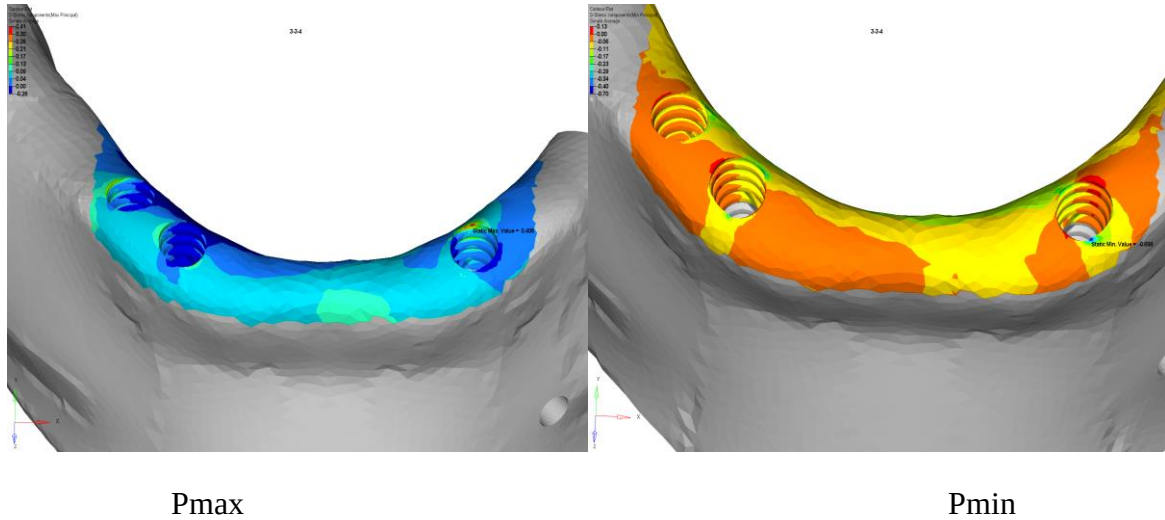
4.2.4. Oblik yüklemede 1. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları

1. Modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri Şekil 4.12'de gösterildi. En yüksek değerler sol kanin bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde 0.51 Mpa olarak bulundu. İmplantlar arasındaki sıralama Sol kanin > Sağ kanin > Sağ 1. premolar olarak bulundu. Çekme streslerinin en düşüğü sağ 1. premolar

çevresinde 0.218 MPA'dır. Basma stresleri değerlendirildiğinde ise en düşük değer sol kanin bölgesinde -0.698 MPa, basma stres değerlerinin en yükseği -0.336 MPa ile sağ kanin bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde saptandı.



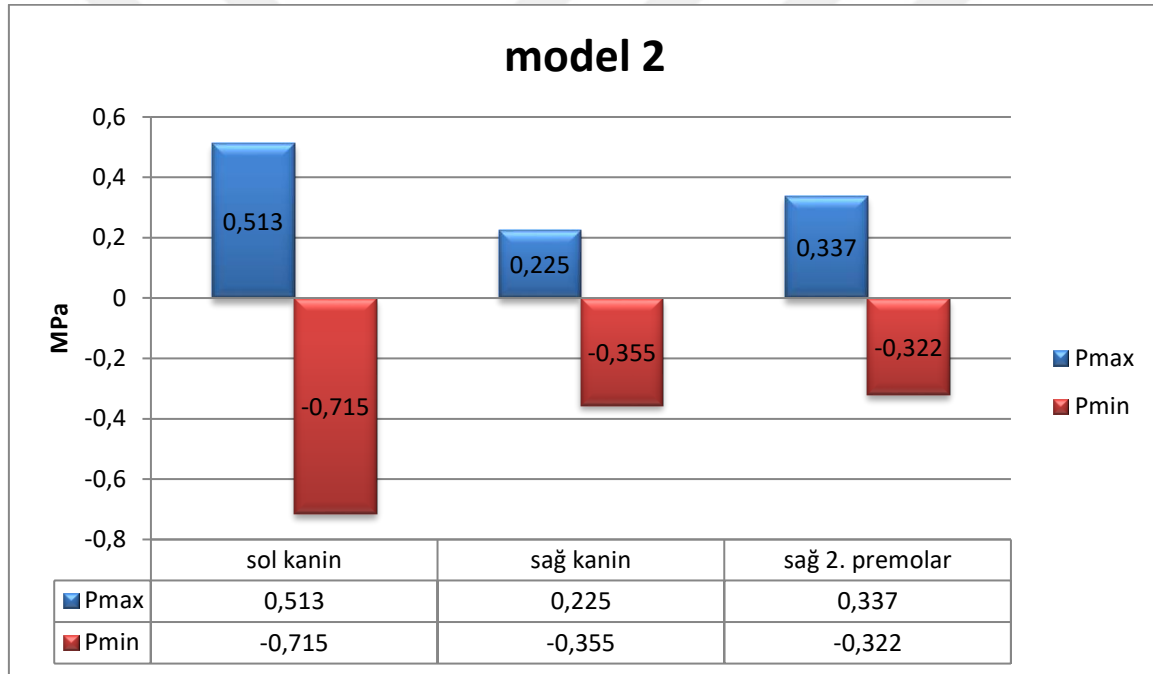
Şekil 4.12. Oblik yüklemde 1. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları



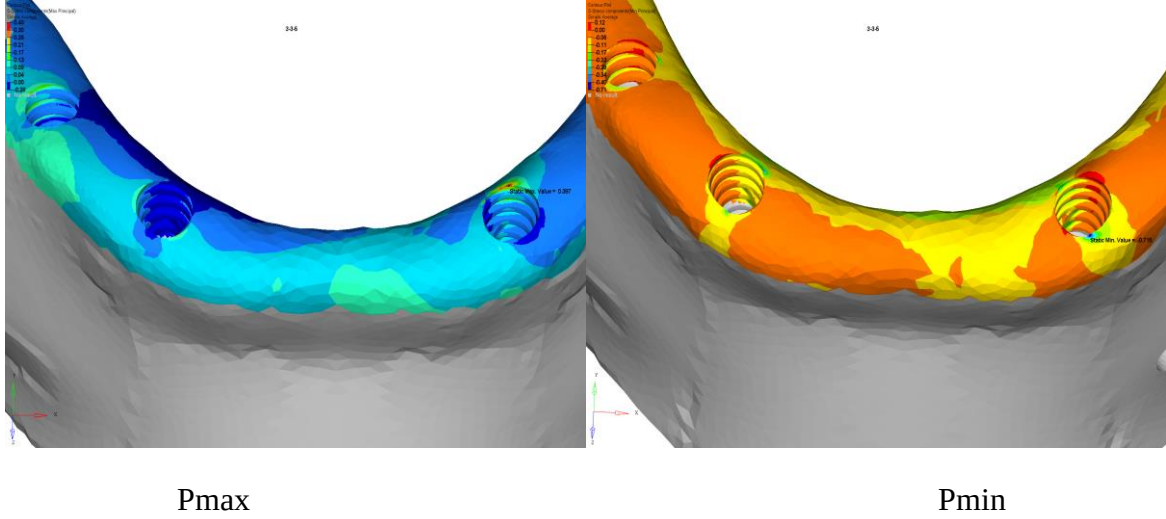
Resim 4.14. Oblik yüklemde 1. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları

4.2.5. Oblik yüklemde 2. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları

2. Modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri Şekil 4.13'de gösterildi. En yüksek değerler sol kanin bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde 0.513 Mpa olarak bulundu. İmplantlar arasındaki sıralama Sol kanin > Sağ 2. premolar > Sağ kanin olarak bulundu. Çekme streslerinin en düşüğü sağ kanin çevresinde 0.225 MPA'dır. Basma stres değerleri değerlendirildiğinde ise en düşük değer sol kanin bölgesinde -0.715 MPa, basma stres değerlerinin en yükseği -0.322 MPa ile sağ 2. premolar bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde saptandı.



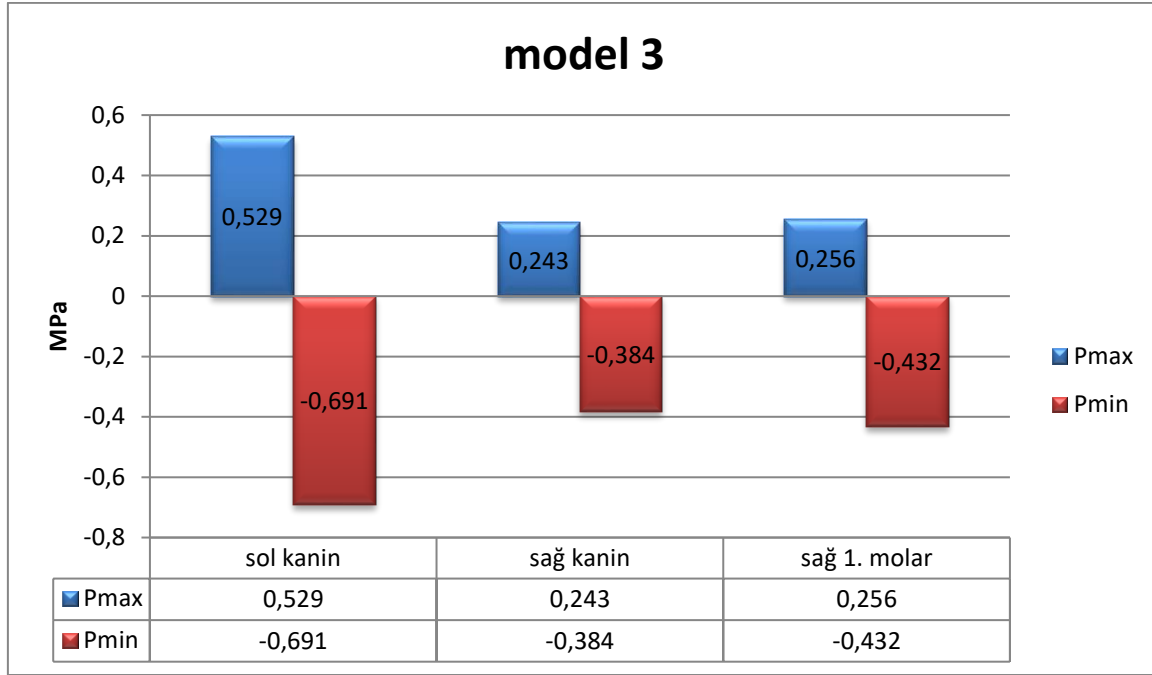
Şekil 4.13. Oblik yüklemde 2. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları



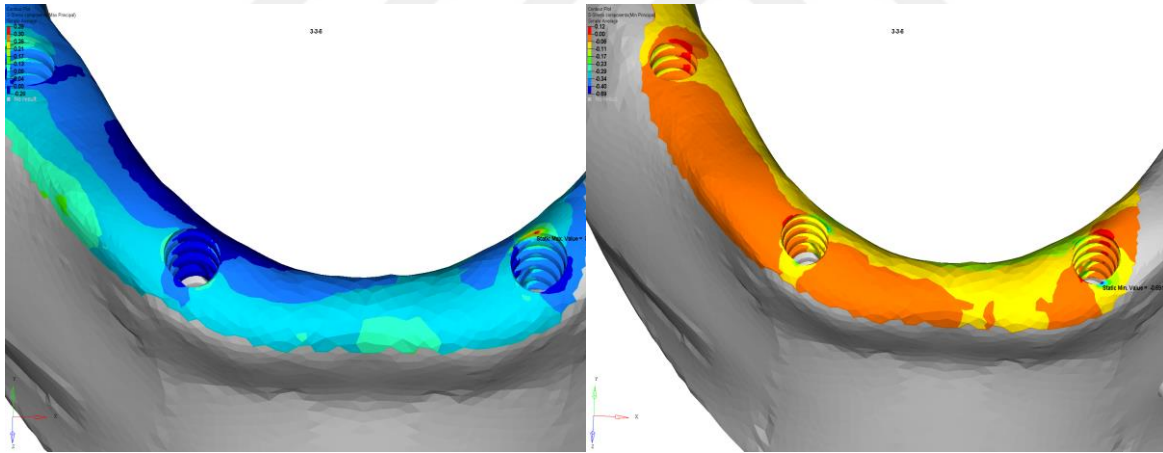
Resim 4.15. Oblik yüklemede 2. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları

4.2.6. Oblik yüklemede 3. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları

3. Modelde implant çevresindeki kortikal kemikte oluşan çekme stres değerleri Şekil 4.14’de gösterildi. En yüksek değerler sol kanin bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde 0.529 Mpa olarak tespit edildi. İmplantlar arasındaki sıralama Sol kanin > Sağ 1. molar > Sağ kanin olarak bulundu. Çekme streslerinin en düşüğü sağ kanin çevresinde 0.243 MPA’dır. Basma stres değerleri değerlendirildiğinde ise en düşük değer sol kanin bölgesinde -0.691 MPa, basma stres değerlerinin en yükseği -0.384 MPa ile sağ kanin bölgesine yerleştirilen implantın çevresinde saptandı.



Şekil 4.14. Oblik yüklemde 2. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları



Pmax

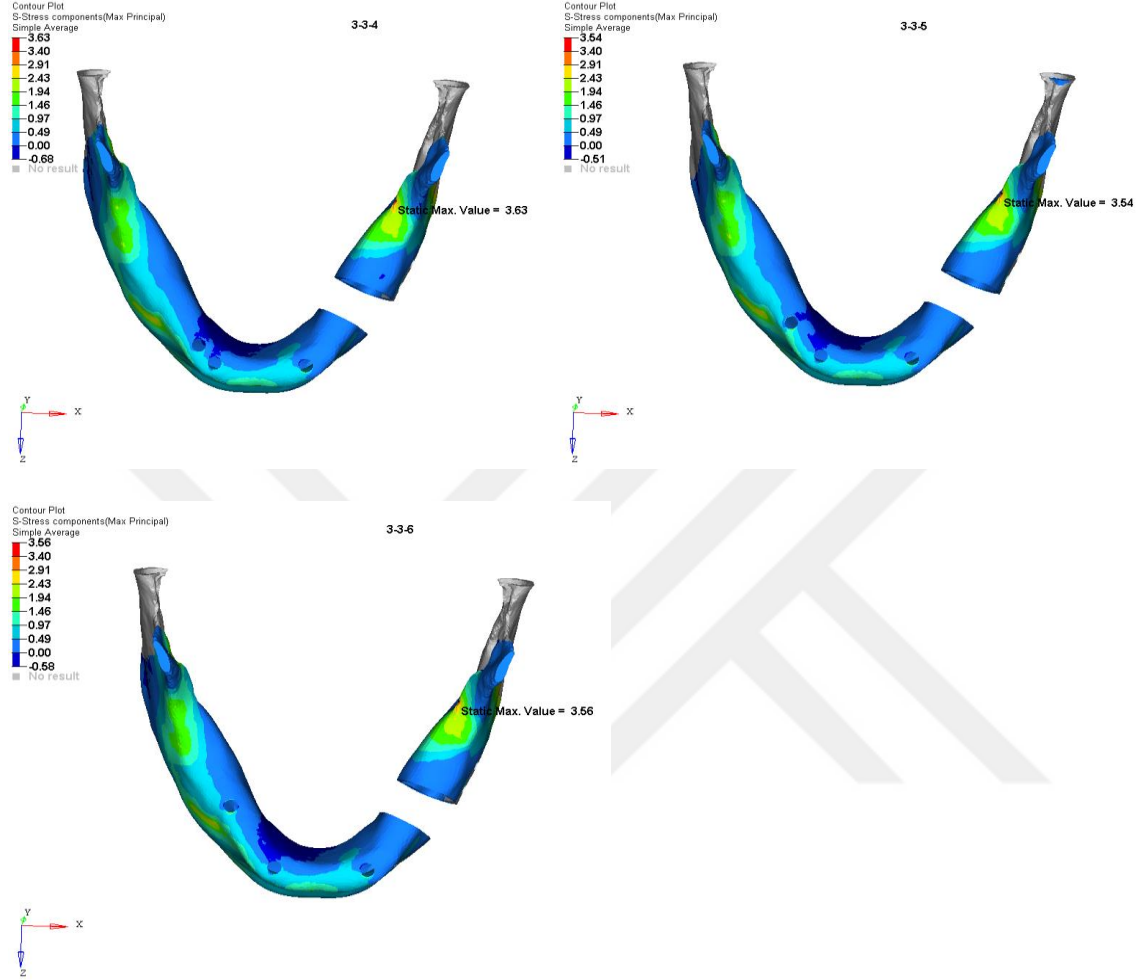
Pmin

Resim 4.16. Oblik yüklemde 2. modelde implant çevresindeki trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres bulguları

4.2.7. Oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları

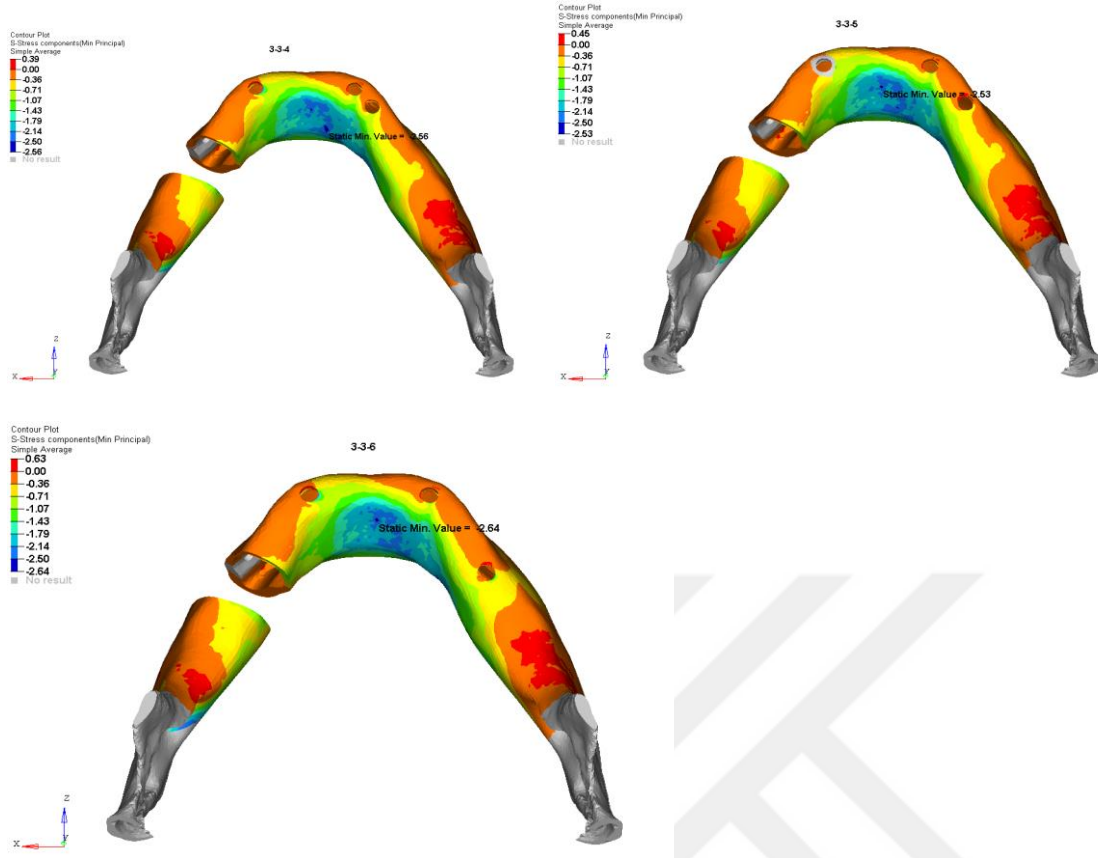
Oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stres bulguları tüm modellerde yükleme yapılan tarafta posterior mandibulanın lingual yüzünde bölgede bulundu. En yüksek çekme stres değerleri sağ 1. premolar dişin olduğu bölgeye yerleştirilen implantın

bulunduğu 1. modelde yükleme yapılan tarafta trigonum retromalar bölgede oluşmuştur. (3.63 Mpa)



Resim 4.17. Oblik yüklemede kortikal kemikte oluşan çekme stres bulguları

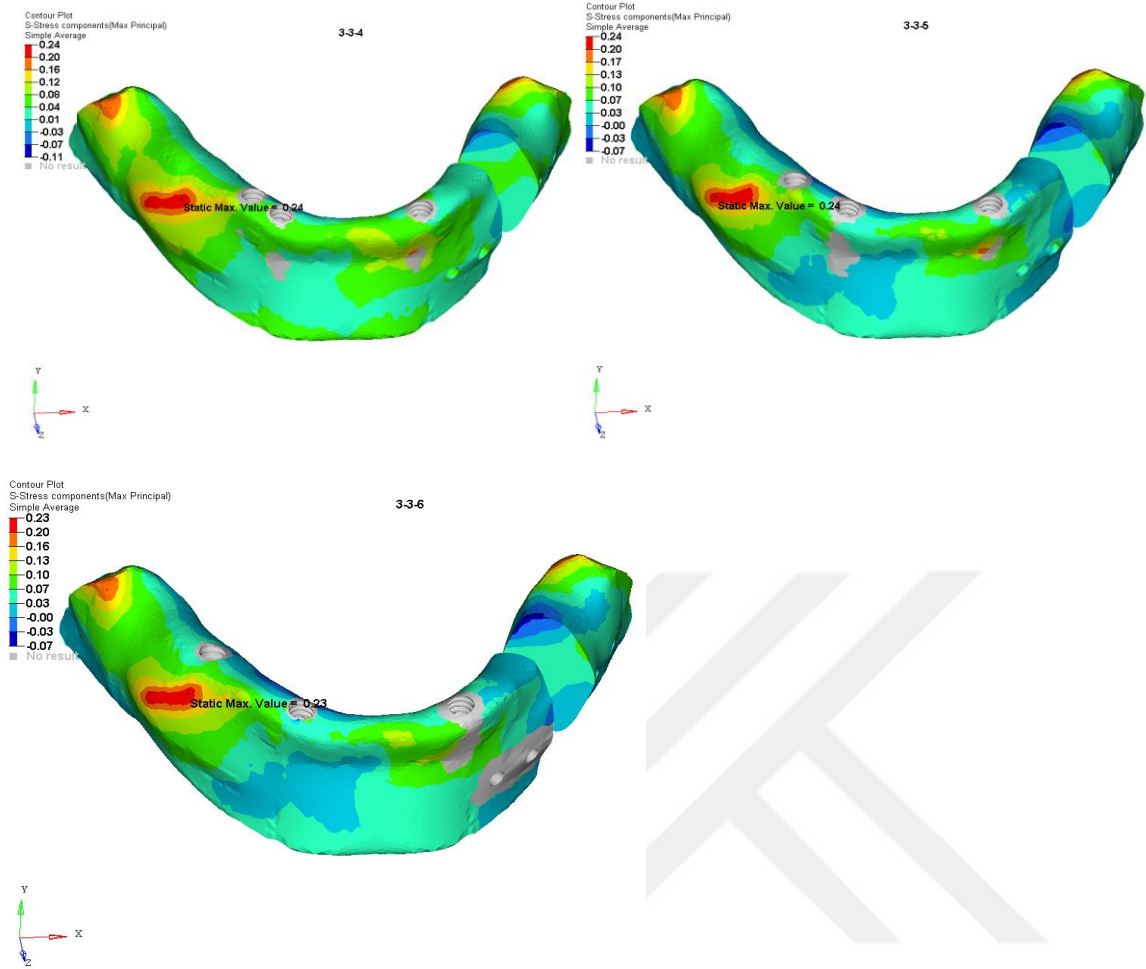
Oblik yüklemede Kortikal kemikte oluşan basma stres değerleri değerlendirildiğinde 3 modelde de streslerin en yüksek değerleri anterior mandibulanın lingual yüzünde bulundu. En yüksek değerler sağ 1. Molar dişin olduğu bölgeye yerleştirilen implantın bulunduğu 3. modelde -2.64 Mpa'dır.



Resim 4.18. Oblik yüklemede kortikal kemikte oluşan basma stres bulguları

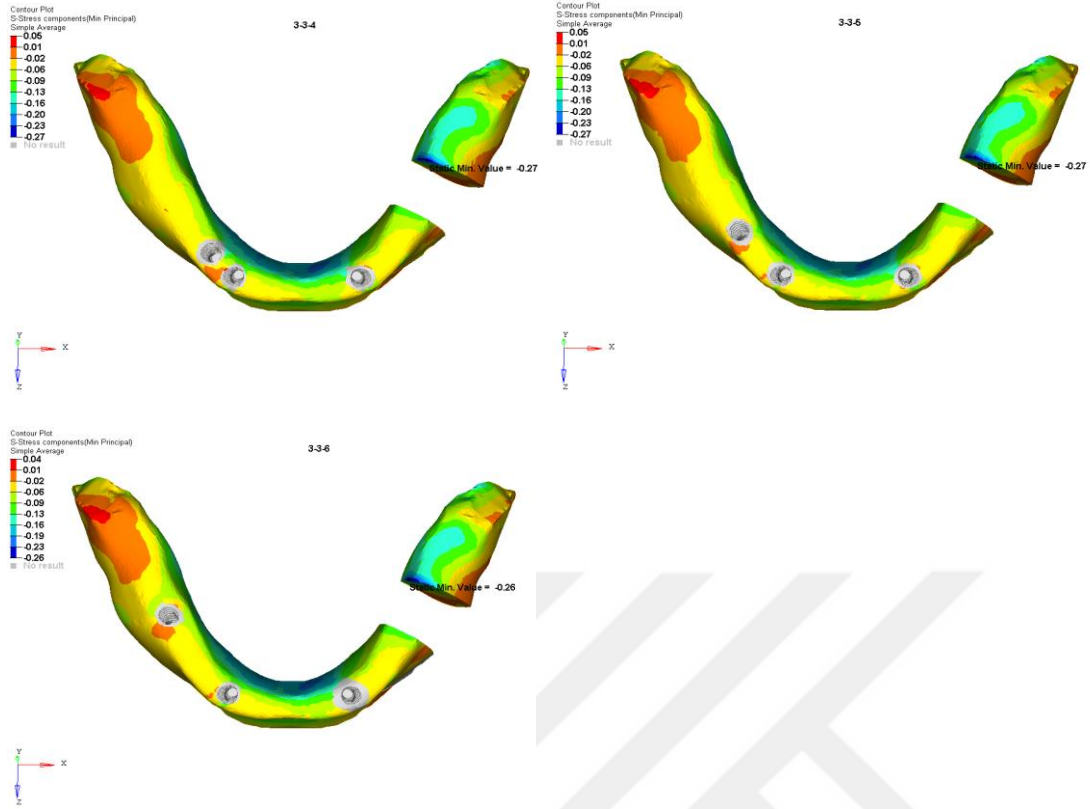
4.2.8. Oblik yüklemede trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri bulguları

Oblik yüklemede trabeküler kemikte oluşan en yüksek çekme stres bulguları tüm modellerde yükleme yapılmayan tarafta corpus mandibulanın bukkal yüzünde tespit edildi. En yüksek çekme stres değerleri sağ 1. premolar dişin olduğu bölgeye yerleştirilen implantın bulunduğu 1. modelde yükleme yapılmayan tarafta corpus mandibulanın bukkal yüzünde saptandı (0,24 Mpa).



Resim 4.19. Oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stres bulguları

Oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stresleri değerlendirildiğinde 3 modelde de stresler en yüksek anterior mandibulanın lingual yüzünde ve rezeksiyon bölgesinde bulundu. En yüksek değerler sağ 1. premolar dişin olduğu bölgeye yerleştirilen implantın bulunduğu 3. modelde -0.27 MPa'dır.



Resim 4.20. Oblik yüklemde kortikal kemikte oluşan basma stres bulguları



5. TARTIŞMA

Çene ve yüz defektleri konjenital, edinsel veya gelişimsel nedenlerle oluşabilir. Edinsel defektler arasında travmalar (ateşli silah yaralanmaları, trafik kazaları), tümöral veya kistik oluşumların cerrahi yöntemlerle çıkarılması ve operasyon sonrası ileri dönemlerinde nekrotizan özelliği olan iltihabi hastalıklar (osteomyelit, sifiliz) sonucunda oluşan defektler sayılabilir. Dudak-damak yarıkları ve çene yüz yarıkları, konjenital defektler grubuna girerken, sert ve yumuşak doku anomalileri ise gelişimsel defektlere örnek olarak gösterilebilir [117, 118].

Özellikle edinsel olarak oluşan çene-yüz defektlerinin hastalar üzerindeki yıkıcı etkileri oldukça yüksek seviyelerde olmaktadır. Bu defektler cerrahi olarak rekonstrüksiyona tabi tutulduktan sonra protetik yöntemlerle tedavi edilir [119, 120]. Ancak, çene-yüz protezlerinin tutuculuğunda kullanılan klasik yöntemler çoğunlukla etkili ve tatminkar bir tutuculuk sağlamaktan uzaktır[117]. Çene-yüz protezlerinin tutuculuğunda günümüze kadar; defekt bölgesinde kalan sert ve yumuşak dokular, orbital kavite, kulak yolu, palatal saha, yanak desteği, retromolar bölge, nazofaringeal bölge, ön nazal spina bölgesindeki girinti ve çıkıntılar gibi anatomik faktörlerden ve kroşeler, menteşeler, kuronlar, miknatıslar, hassas tutucular, paslanmaz çelik bantlar, yapıştırıcı bantlar, yaylar, gözlükler, aromatik simanlar, silikon adezivler gibi mekanik faktörlerden yararlanılmıştır [121]. Ağız içi protez ana bağlayıcısındaki kroşeler özellikle unilateral defektli vakalarda destek dişlere yıkıcı rotasyonel kuvvetler uygular ve progresif periodontal hasarlara yol açarak dişlerin kaybına sebep olabilir [122]. Dil, ağız tabanı, retromolar bölge ve korpus tümörlerinde alt çenenin marjinal veya segmental olarak rezeke edilmesi söz konusudur. Marjinal defektli çenelerde greft uygulanmaksızın çok sayı da implant kullanarak fonksiyonel gereksinimleri rahatlıkla karşılayabilen protezler yapmak mümkündür[123]. Segmental defektlerde ise, geride kalan alt çene segmentlerinin iç ve aşağı yönde deviye olmasıyla oluşan maloklüzyon ve asimetri, iliyak kretten veya fibuladan alınacak kemik greftlerinin defekt bölgesine yerleştirilmesiyle giderilebilir. Greftlerle kapatılan defektli bölgeye ve çevresine yerleştirilecek çok sayıda implantın desteğiyle tatminkar düzeyde fonksiyon gören bir protez yapılabilir. Yerleştirilen greftlerin konak dokuya tam olarak bağlanması için 3-9 aylık bir bekleme periyodu söz konusudur [124]. Son dönemlerde, osseoentegre implant destekli ağız içi protezlerde elde edilen yüksek başarı oranı, çene-yüz protezlerinde sorun olan düşük tutuculuk düzeyinin implant kullanımı ile giderilebileceğini ortaya koymuştur

[125, 126]. Ancak bu hastalarda kemik hacmi ve yoğunluğunun çoğu zaman yetersiz oluşu implantların uygun pozisyonda yerleştirilmesini engellemektedir. Ayrıca implantların uzun süre ağızda sağ kalım gösterebilmesi için yükleme koşullarının ve stres faktörlerinin iyi analiz edilmesi gerekir.

İmplant destekli rezeksiyon protezlerinin başarısında stres faktörleri önemli bir yer tutmaktadır. Ancak hasta ağızında meydana gelen stres miktarlarını ve stres dağılımlarını klinik araştırmalarla elde etmek imkansızdır. Bu nedenle özellikle implant tedavisi uygulanmış hastalarda meydana gelen stresleri değerlendirmek için sonlu elemanlar stres analizi çalışmalarına ihtiyaç vardır.

Sonlu elemanlar stres analiz çalışmaları iki boyutlu ve üç boyutlu olarak yapılabilmektedir. Çalışmalar ilk zamanlar iki boyutlu yapılırken, bilgisayar ve yazılım teknolojilerinin gelişimiyle beraber üç boyutlu çalışmalar ağırlık kazanmıştır. Modellenecek yapının anatomisinin düzensizliğinden kaynaklı durumlar, kuvvetin uygulandığı düzlemin simetrik olmaması ve üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin bize modeldeki bütün stresleri ayrıntılı şekilde gösterebilmesi, gerçeğe daha yakın modeller ve sonuçlar elde edebilmemiz, üç boyutlu sonlu elemanlar yönteminin avantajlarıdır [104, 127]. Yapılan tüm iki boyutlu çalışmalar klinik durumun iki boyutlu modele aktarılmasının, dental implantlar çevresindeki kemiğin davranışı hakkında yeterli fikir verdiğini ileri sürmektedirler. İki boyutlu modellerle karşılaştırıldığında üç boyutlu modellerle, gerek geometri gerekse yükleme açısından gerçek sonuçlara çok daha fazla yaklaşabilmesine rağmen kemiğin mekanik davranışı ve kemik implant arayüzünün durumu ile ilgili varsayımlar sebebi ile hesaplanan streslerin gerçek streslerle aynı olmadığı rapor edilmiştir [128, 129].

Bu çalışmada sol alt 1 molar diş bölgesinde defekt olan ve farklı pozisyonlardaki üç implantla desteklenen locator tutuculu protezlerde oluşan stres dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmesi amaçlandı. Üç boyutlu sonlu elemanlar analizi testinde sonuçların doğruluğunu etkileyen faktörlerden biriside kullanılan eleman ve nod sayısıdır. Sonlu elemanlar analizinde güvenilir sonuçların elde edilebilmesi için, eleman ve düğüm sayısının en az 30.000- 200.000 arasında ve eleman boyutunda 150- 300 μm olması gerekmekte ve 300 μm ' den daha büyük eleman boyutu, aldatıcı sonuçların elde edilmesine neden olabilmektedir [130]. Araştırmacıların eleman boyutunun

azaltılmasının, üç boyutlu sonlu elemanlar modelinde stres değerlerine etkisini değerlendirdikleri bir çalışmada; 600, 300, 150 ve 75 μm eleman boyutlarını karşılaştırmışlardır. Eleman boyutunun azaltılması, eleman sayısının artmasına neden olurken, daha gerçekçi bir model elde edilmesini sağlamaktadır. Ayrıca eleman sayısının arttırılması, çözümleme zamanını arttırmaktadır[131]. Bu çalışmada kullanılan eleman ve düğüm sayıları sırasıyla model 1 için; 3860057 ve 691709, model 2 için; 4069681 ve 726070, model 3 için ise,; 4059624 ve 724332' dir ve eleman sayısının azlığına bağlı hatalı sonuçların ortadan kaldırılması amaçlanmıştır [131].

Yapılan çalışmalar sonucunda doğal dişli bireylerde 1 ve 2. molarlarda 390-800 N arasında (ortalama 565 N) premolarlarda 288 N maksimum ısırma kuvveti tespit edilmiştir[132]. Total protez hastalarında ise, bu değer premolarlar için ortalama 97,5 N ve molarlar için 106,5 N olarak ölçülmüştür. İmplant üstü overdenture protez taşıyan hastalarda ısırma kuvvetinin 18-240 N olduğu çeşitli araştırmalar tarafından tespit edilmiştir. İmplant destekli hareketli protez kullanan yetişkin hastalarda ısırma kuvvetinin vertikal bileşeni 42-412 N (ortalama 143 N) olarak ölçülmüştür [42].

Yapılan çalışmalarda hareketli bölümlü protezler ve overdenturelarda ortalama çiğneme kuvvetleri 100 N ile 160 N aralığında kabul edilmiştir [130, 133]. Yapılan bir çalışmada, doğal dentisyonda, overdenture'larda ve total protezlerde ısırma ve çiğneme kuvvetlerini 'strain gauge' ile ölçmüşlerdir [134]. Çiğneme sırasındaki unilateral ısırma kuvvetini, implant destekli overdenture'larda, ortalama olarak kesici bölgesinde 40 N, kanin bölgesinde 45 N ve molar bölgede ise 75 N olarak bulmuşlardır. Aynı kişilerin yaptığı bir başka çalışmada ise, implant destekli overdenture kullanan hastalarda yapılan ölçümlerde, maksimum unilateral ısırma kuvvetleri yaklaşık olarak molar bölgede 160 N, kaninlerde 90 N ve kesiciler bölgesinde ise 75 N olarak saptanmıştır. Bilateral maksimum ısırma kuvveti ise, molar bölgede 140 N, kanin-kesici bölgede 60 N bulunmuştur [135].

Oklüzal kuvvetleri taklit ederken sadece vertikal veya sadece horizontal kuvvetleri göz önünde tutmak yeterli değildir. Bu nedenle oklüzal kuvvetlerin, kombine olan oblik yönde uygulanması da sonuçların daha gerçekçi olmasını sağlar. Bununla birlikte oblik kuvvetler destek yapılarında daha fazla stres oluşturur ve daha yıkıcıdır [45, 136]. Bizim çalışmamızda da oblik kuvvetlerin implantlarda ve destek dokularda stresleri artırdığı görülmüştür. Sonlu elemanlarla yapılan overdenture protezlerin stres dağılımını inceleyen birçok çalışmada 1.

molar diş çiğnemenin merkezi olarak kabul edilmiş ve kuvvet 1. molar dişin merkezinden uygulanmıştır [55, 137]. Bu çalışmada oklüzal yük, sol taraftaki (rezeksiyon bölgesi) alt 1. Molar dişin bukkal tüberkülüne 100 N'luk vertikal ve oblik olarak uygulandı. Ayrıca mandibulada sıklıkla D2 kemik kalitesi görüldüğünden dolayı buna uygun olarak yoğun trabeküler kemiği kaplayan 1,5 mm kortikal kemik ve bunun üzerinde 1 mm kalınlığında mukoza olacak şekilde model oluşturuldu.

Geçmişte geleneksel tam protezler, tam dişsiz hastalarda sıklıkla en çok tercih edilen tedavi yöntemi iken günümüzde implant üstü overdenture'lar dişsizliğin giderilmesinde birinci seçenek olarak sunulmaktadır. 2 İmplant üstü overdenture'lar ile geleneksel tam protezlerin karşılaştırıldığı çok sayıda çalışmada implant üstü overdenture kullanan hastalarda, çiğneme etkinliği, protez stabilitesi, protez retansiyonu ve estetiğin daha tatmin edici olduğu ve bununla birlikte hasta memnuniyetinin çok daha fazla olduğu rapor edilmiştir [138, 139]. Alt çene tam dişsizlik durumunda implant destekli overdenture için ekonomik durum ve hasta memnuniyeti dikkate alındığında en az iki implanttan destek almak gerekmektedir[140]. Ancak üst çenede implant destekli overdenture'lar için belirli bir implant sayısı belirtmeye yeterli kanıt literatürde bulunmamaktadır [141, 142]. İmplant üstü overdenture'larda implant ile protez arasındaki bağlantı, hassas bağlantı yapısındaki bir tutucu sistem aracılığı ile sağlanmaktadır. Bu tutucu sistemler bar tutucular ve tek tutucular iki ana başlık altında toplanabilir[97]. Bar tutucular birden fazla implantın birbirlerine bir bar yardımı ile birleştirilmesiyle elde edilir iken tek tutucular birbirinden bağımsız olan implantlar üzerindeki tutuculardır (topuz tutucular, teleskopik tutucular, locator tutucular, mıknatıs tutucular).

Tutucu sistemlerin yapısı, şekli, retansiyon kapasitesi ve esneklik (rezilyens) miktarı birbirlerine göre değişiklik göstermektedir[77, 97]. İmplant üstü overdenture'larda kullanılan tutucu tipinin seçiminde gerekli tutuculuk miktarı, esneklik mekanizması, ağız hijyeni, hastanın protetik tedaviden beklentileri, hastanın sosyal statüsü, implantlar arası mesafe, implant açıları, mevcut kemik miktarı, dişsiz arkın şekli, interoklüzal mesafe ve hastanın ekonomik durumu dikkate alınmalıdır[78, 97]. Locator tutucular, top başlı tutucu sistemlerinden daha sonraki yıllarda üretilmiş ve topuz tutucu sistemlerin yerleştirilemediği interoklüzal mesafenin sınırlı olduğu vakalarda kullanılmaktadır. Çeşitli dişeti yüksekliğine sahip dayanak çeşitleri bulunmaktadır. Locator tutucuların bir dezavantajı protezin ağız içi uygulama aşamasında yaşanan zorluktur. Protezin farklı

pozisyonlarda yerleştirilmesi sonucunda plastik tutucu kısımlar çok çabuk deforme olabilir ve tutuculuğunu kaybedebilir. Dolayısıyla el kol motor fonksiyonlarında problemi olan veya çok yaşlı bireylerde locator tutuculu protezin kullanılması zor olabilmektedir. Protezin uzun süreli kullanımına bağlı olarak dayanakların içlerinin temizlenmemesi de aynı şekilde plastik parçaların tam yerine oturamaması ve dolayısıyla tutuculuk miktarlarının azalmasına neden olabilir. Bu tutucu sistemin kullanılmasıyla aşırı konturlu protez yapılması, dikey boyutun arttırılmak zorunda kalınması, tutuculara komşu yapay dişlerde çatlamlar veya kırılmaların oluşması, tutucuların protezden ayrılması, protezde çatlak veya kırılma olması ve bunların sonucu olarak hasta memnuniyetsizliğinin oluşması gibi sorunlar engellenmiş olur [143].

Alt çene iki implant üstü overdenture'larda Locator, O-Ring ve Dalbo tutucuların karşılaştırıldığı bir yıllık raporda tüm sistemlerde bir miktar tutuculuk kaybı olduğu; ancak locator tutucuların protetik açıdan kullanılabilirliğinin daha yüksek oranda olduğu bildirilmiştir [95]. Alt çeneye yerleştirilen iki implant üstü overdenture'larda locator tutucu sisteminin 3-yıllık protetik kullanımının değerlendirildiği bir çalışmada iki topuz tutucu (plastik matriks ve altın matriks) ve bir locator tutucu karşılaştırılmıştır. Üç-yıllık süre içerisinde protetik açıdan tutucu sistemler arasında önemli fark görülmemiş; ancak protetik başarı oranı locator kullanılan grupta %90, plastik matrikste %88, altın matriks grubunda ise %75 olarak rapor edilmiştir [144].

Topuz, locator ve bar tipi tutuculardaki komplikasyonların karşılaştırıldığı bir çalışmada locator tutucu sisteminin klinik sonuçlarının bar ve topuz tutucuya göre daha iyi sonuçlar verdiği bildirilmiştir [145]. Dört implant üstü teleskop, bar ve locator tutuculu maksiller overdenture kullanan 30 hastanın 3 yıl boyunca değerlendirildiği prospektif klinik bir çalışmada üç tutucu sistemi arasında implant sağ kalım ve başarı oranları açısından fark gözlemlenmemiştir. Ancak locator tutucu sisteminin bar ve teleskop grubuna oranla daha üstün klinik bulgular (peri-implant hijyen parametreleri, protetik kontrol sıklığı, maliyet, protez hazırlanması) verdiği belirtilmiştir. Ancak bu bulguların güvenilirliği için daha uzun süreli ve daha fazla sayıda hasta katılımlı prospektif klinik çalışmalara ihtiyaç olduğu vurgulanmıştır [146].

İmplant destekli mandibular overdenture protezlerde çeşitli tutucu mekanizmalarını fotoelastik stres analiz yöntemiyle karşılaştırıldığı bir çalışmada 4 model oluşturulmuş ve

modellerde implant üstü tutucu sistemi olarak; bar tutucu, topuz tutucu, locator ve bar topuz tutucu kullanmışlardır. Sağ 1. Molar dışın santral fossasına 100N luk vertikal kuvvet uygulamışlardır. Kortikal kemikte en az stres değeri barla birlikte kullanılan topuz tutuculu protezde bulunmuştur. Daha sonra sırasıyla topuz tutucu, locator tutucu ve bar tutuculu protez gelmektedir [147].

Son yıllarda, alt çenede implant destekli tam protezler öncelikli tedavi seçeneği olmuştur. İmplant destekli hareketli protezler sabit protezlere oranla daha ekonomik, yapımı ve onarımı kolay protezlerdir. Ayrıca estetik, stabilite ve hasta memnuniyeti açısından implant destekli protetik restorasyonların geleneksel protezlere oranla daha başarılı olduğu gösterilmiştir [148]. Yerleştirilecek olan implantların sayısı, boyu, çapı ile kemik kalitesi ve miktarı, uygulanacak protezin planlaması aşamasında klinisyenin önceden değerlendirmesi gereken parametreler içerisinde yer almaktadır.

İmplant destekli hareketli protezlerde destek olarak kullanılacak implant sayısı üzerine birçok araştırma yapılmıştır ve hala bu konu üzerindeki tartışmalar sürmektedir. Tedavi planlamasında uygulanacak protezi destekleyecek implant sayısını belirlemek en zor kararların başında gelmektedir. Dışsız sahalar arttıkça kullanılacak implant sayısını belirlemekte zorlaşır. Dışsız çenelerde çok çeşitli sayıda implant kullanımı planlansa da maliyet-performans veya anatomik yetersizlikler düşünüldüğünde implant sayısının azaltılması gerekir. Kritik sayıda implantla yapılacak sabit protezlerde, implantlardan birinin kaybı bütün restorasyonun prognozunu etkiler. Bu nedenle riski daha az olan alternatifler dikkate alınır.

Mandibulanın 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiziyle modellendiği bir çalışmada foramenler arası bölgeye iki implant yerleştirmiş; bar ile bağlı ve tek olduklarındaki stres dağılımlarını karşılaştırmışlardır. En yüksek stres değerlerini vertikal yüklemeye oranla oblik yüklemeye bulunmuştur [129].

Alt implant destekli hareketli protezlerle ilgili yapılan bir çalışmada destek implant sayısının 2 ile 4 arasında değiştiği belirtilmiştir[51].

Yapılan bir çalışmada implant destekli hareketli protezlere destek olacak implantların sayısı üzerine tartışmaların devam ettiğini, genelde 2 veya 4 implantın tercih edildiğini, iki

implantın minimum olduğunu artan implant sayısının destek görevini mukozadan implantlara kaydırması bulunmuştur[149].

Yaptığımız bu çalışmada 3 farklı pozisyonda yerleştirilen 3 implant ile desteklenen protetik tasarım üzerine vertikal ve oblik kuvvet uygulanarak, implantlar üzerinde oluşturduğu stres değerleri ölçüldü.

İmplantlara ve implant çevresindeki kemiğe stres iletiminde etkili olan diğer bir faktörde kullanılan implantların sayısı kadar, implantların pozisyonudur. Yapılan bir çalışmada; 2 implant ile desteklenen protezlerde molar bölgeye yerleştirilen implant modelinde meydana gelen stresleri lateral diş ve kanin diş bölgesine yerleştirilen modellerden daha yüksek bulmuşlardır. Ayrıca kortikal kemikte meydana gelen stresler, spongios kemikte meydana gelen streslerden yüksektir. İmplantlarda meydana gelen stresler ise servikal bölgede yoğunlaşmıştır [146].

Korkmaz[150], yapmış olduğu çalışmasında, maksiller defekt bölgesi dışındaki sağlam tarafa üç dental implant yerleştirdikten sonra sağlam tarafa ilave bir zigomatik implant yerleştirilmesinin stresleri büyük oranda azalttığını belirtmiştir. Çenenin her iki tarafına birer adet zigomatik implant yerleştirip sağlam tarafta en ön bölgeye bir adet dental implant yerleştirdikten sonra sağlam taraftaki dental implant sayısını artırmak, stres dağılımı yönünden bir avantaj sağlamadığını belirtmiştir.

Diğer bir çalışmada Soğancı[151], maksiller defekti bulunana hastalarda, implantların 1. premolar, 2. premolar ve 1. molar bölgelerine yerleştirilerek, implant sayısı iki, dört ve altı olarak belirlemiş ve yarığın her iki tarafına da orta hatta göre simetrik olacak şekilde eşit sayıda implant planlamaları yapmıştır. Mini dental implantlı modeller kendi aralarında kıyaslandığında altı mini implantlı modelde molar bölgeden uygulanan vertikal kuvvetler altında iki ve dört mini implantlı modellere göre baskı gerilmelerinin azaldığı çekme gerilmeleri arasında da önemli bir fark olmadığı görülmüştür. İmplant sayısındaki artış ve bununla birlikte implantların daha geniş alana dağılmış olması baskı streslerinin azalma nedeni olarak düşünülmüştür.

İki mini implantlı modele göre dört mini implantlı modelde baskı stresleri artarken altı mini implantlı modelde azalmasının nedeninin sadece implant sayısının artışı değil, aynı zamanda implantlar arası mesafenin de etkili olduğu düşünülmüştür.

İlgili literatürler incelendiğinde, mandibular defekti bulunan hastalarda, implantların pozisyon farklılığının, implant çevresi dokuda oluşturduğu stres dağılımlarını inceleyen çalışmaya rastlanılmamıştır. Yapmış olduğumuz çalışmada, oblik yüklemede defekt bölgesine komşu kanin bölgesine yerleştirilen implant çevresi kortikal ve trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri birinci, ikinci ve üçüncü modelde benzerlik göstermektedir. Karşıt arkta bulunan en distaldeki implantın pozisyonu posteriora doğru yer değiştirdikçe aynı arkta bulunan (sağ kanin) implantın çevresindeki kortikal kemikte meydana gelen çekme kuvvetlerinin azaldığı ve distale doğru yer değiştiren implantın çevresindeki kortikal kemikte meydana gelen basma ve çekme kuvvetleri ikinci modelde azalırken üçüncü modelde artmıştır. Meydana gelen bu farklılığın 2. modelde implantların 1. Modele göre daha geniş alana yayılarak stresin dağıtılması ve 3. modelde en distaldeki implantta, implantlar arası mesafenin artmasıyla meydana gelen moment artışı nedeniyle olduğu düşünülmektedir.

Bu çalışmada en yüksek stres değerleri vertikal yükleme altında 3. modelde 1. Molar dişin olduğu yere yerleştirilen implant çevresinde (3.059 Mpa) en düşük değerler ise 1. modelde sağ premolar bölgesine yerleştirilen implantın olduğu bölgede tespit edildi (0.205 Mpa).

Mandibula sıkışma tipi streslere karşı, gerilme tipi streslerden daha dayanıklıdır. İmplantların uzun dönemde başarılı olabilmesi için özellikle gerilme tipi streslerin belli sınırlar dahilinde olması önemlidir. Kortikal kemiğin en yüksek sıkışma dayanıklılığı 167 MPa, gerilme dayanıklılığı ise 121 MPa olarak bilinmektedir[107]. Çalışmamızda kortikal kemikte en yüksek sıkışma stresi 2,547 MPa ile 2. modelde sağ kanin bölgesine yerleştirilmiş olan implantta oblik olarak uygulanan kuvvet sonucunda bulunmuştur. Ayrıca çalışmada kortikal kemikte bulunan stres değerlerinin, trabeküler kemikte meydana gelen streslerden daha yüksek olduğu belirlendi. Bu farklılığın her iki kemik tipinin elastik modül farklılığından kaynaklandığı düşünülmektedir.

Çalışmada kullanılan dental implantlar saf titanyumdan yapılmıştır. Çalışmalarda titanyumun ultimate strength (en yüksek dayanım değeri) 259,9 MPa olarak belirtilmektedir[152]. Bu stresin altındaki stres değerlerine titanyumun dayanabileceği ön görülmektedir. Bu çalışmada da implantlarda görülen en yüksek stres değeri 3,059 MPa'dır. Çalışmada elde edilen bulgular dahilinde implant materyallerinde herhangi bir biyomekanik başarısızlık beklenmemektedir.

Sonlu elemanlar çalışmaları bir çok varsayıma dayanmaktadır. Modellenen yapılar, homojen, izotropik ve lineer kabul edilmektedir. İmplantların kemikle osseoentegrasyonun yüzde yüz olduğu varsayılmaktadır. Bu nedenle sonlu elemanlar çalışmalarının sonuçları değerlendirilirken belirli varsayımların yapıldığını göz önünde bulundurmak gerekir.



6. SONUÇ

Çalışmanın sınırları dahilinde aşağıdaki sonuçlara ulaşıldı;

1. Proteze uygulanan vertikal ve oblik yüklemelerde kortikal kemik etrafında meydana gelen basma ve çekme stres değerleri, trabeküler kemikte meydana gelen basma ve çekme stres değerlerinden yüksektir.
2. Proteze uygulanan vertikal ve oblik yüklemelerde kortikal ve trabeküler kemikte meydana gelen basma ve çekme stres değerleri kortikal ve trabeküler kemiğin dayanım kapasitesini aşmamaktadır.
3. Vertikal yüklemelerde kortikal kemikte oluşan en yüksek çekme stres değerleri model 1, model 2 ve model 3 için en posteriordaki implant çevresinde daha sonra sol kanin bölgesine yerleştirilen implant çevresinde ve en az sağ kanin bölgesine yerleştirilen implant çevresindeki kemikte görülmektedir.
4. İmplant çevresi kemikte meydana gelen en yüksek çekme stres değerleri (3,059 Mpa), vertikal yüklemelerde 3. modelde 1. Molar diş bölgesine yerleştirilen implant çevresindeki kortikal kemik olarak belirlendi.
5. Oblik yüklemelerde defekt bölgesine komşu kanin bölgesine yerleştirilen implant çevresi kortikal ve trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stresleri, karşıt arkta bulunan en distaldeki implantın pozisyonu posteriora doğru yer değiştirdikçe aynı arkta bulunan (sağ kanin) implantın çevresindeki kortikal kemikte meydana gelen çekme kuvvetlerinin azaldığı ve distale doğru yer değiştiren implantın çevresindeki kortikal kemikte meydana gelen basma ve çekme kuvvetleri ikinci modelde azalırken üçüncü modelde arttığı görüldü.
6. Vertikal ve oblik yüklemeler sonucunda kortikal ve trabeküler kemikte oluşan çekme ve basma stres değerlerinde, modeller arasında bir fark bulunamadı.



KAYNAKLAR

1. Söderholm, A. L., Hallikainen, D. and Lindqvist, C. (2002). Mandibular body reconstruction. In *Craniomaxillofacial Reconstructive and Corrective Bone Surgery* (pp. 395-410). Springer New York.
2. Jewer, D.D., Boyd, J.B., Manktelow, R.T., Zuker, R.M. and Irving R.B. (1989). Orofacial and mandibular reconstruction with the iliac crest free flap: a review of 60 cases and a new method of classification. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 84(3), 391-403.
3. Urken, M.L., Weinberg H., Vickery C., Buchbinder, D. and Lawson W. (1991). Oromandibular reconstruction using microvascular composite free flaps: report of 71 cases and a new classification scheme for bony, soft-tissue, and neurologic defects. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*. 117(7), 733-744.
4. Ow, T.J. and Myers, J.N.(2011).Current management of advanced resectable oral cavity squamous cell carcinoma. *Clinical and Experimental Otorhinolaryngology*. 4(1), 1-10.
5. Türker, M., Yücetaş, Ş.(2004). *Çene tümörleri ve tedavileri*. ed. M. Türker and Ş. Yücetaş., Ankara.
6. Wolff, D., Hassfeld, S. and Hofele, C. (2004). Influence of marginal and segmental mandibular resection on the survival rate in patients with squamous cell carcinoma of the inferior parts of the oral cavity. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 32(5), 318-323.
7. Ertem, S.Y. (2010). *Eğimli ve köşeli yapılan marjinal mandibulektominin kuvvet iletimine etkisinin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi*. Doktora Tezi, Başkent Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
8. McGregor, I.A., MacDonald, D.G. (1983). Mandibular osteotomy in the surgical approach to the oral cavity. *Head & Neck Surgery*, 5(5), 457-462.
9. Melugin, M.B., Oyen, O.J. and Indresano, A.T. (2001).The effect of rim mandibulectomy configuration and residual segment size on postoperative fracture risk: an in vitro study. *Journal of Oral And Maxillofacial Surgery*, 59(4), 409-413.
10. Shah, J. P., Gil, Z. (2009). Current concepts in management of oral cancer–surgery. *Oral Oncology*, 45(4), 394-401.
11. Lam, K.H., Lam, L.K., Ho, C.M., and Wei, W.L. (1999). Mandibular invasion in carcinoma of the lower alveolus. *American Journal of Otolaryngology*. 20(5), 267-272.
12. Rao, L.P., Shukla M., Sharma, V. and Pandey, M. (2012). Mandibular conservation in oral cancer. *Surgical Oncology*, 21(2), 109-118.

13. Dubner, S., Heller, K.S. (1993). Local control of squamous cell carcinoma following marginal and segmental mandibulectomy. *Head & Neck*, 15(1), 29-32.
14. Shah, J.P., Gil, Z. (2009). Current concepts in management of oral cancer–surgery. *Oral Oncology*, 45(4), 394-401.
15. Carlson, E.R., Basile, J.D. (2009). The role of surgical resection in the management of bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaws. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(5), 85-95.
16. Wax, M.K. (2005). Preservation of the mandible in the management of cancer of the oral cavity. *Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 16(1), 18-23.
17. Carter, R.L., Tsao, S., Burman, J.F., Pittam, M.R., Clifford, P., and Shaw, H.J. (1983). Patterns and mechanisms of bone invasion by squamous carcinomas of the head and neck. *The American Journal of Surgery*, 146(4), 451-455.
18. Mc GreGon, D. and Mac Donald, D. (1988). Routes of entry of squamous cell carcinoma into the mandible. *Head Neck Surgery*, 10, 294-301.
19. Genden, E.M., Rinaldo, A., Jacobson, A., and Shaha, R. (2005). Management of mandibular invasion: when is a marginal mandibulectomy appropriate? *Oral Oncology*, 41(8), 776-782.
20. Heller, K.S., Dubner, S., and Keller, A. (1995). Long-term evaluation of patients undergoing immediate mandibular reconstruction. *The American Journal of Surgery*, 170(5), 517-520.
21. Shpitzer, T., Gullane, P.J., Neligan, P.C., Irish, J.C., Freeman, J.E., and Van Den Brekel, M. (2000). The free vascularized flap and the flap plate options: comparative results of reconstruction of lateral mandibular defects. *The Laryngoscope*, 110(12), 2056-2060.
22. Shenaq, S. (1992). Refinements in mandibular reconstruction. *Clinics in Plastic Surgery*, 19(4), 809-817.
23. Cohen, M., Schultz, R. (1985). Mandibular reconstruction. *Clinics in Plastic Surgery*, 12(3), 411-422.
24. Engin, K., Erişen, L. (2003). *Baş-boyun kanserleri*. Ankara: Nobel.
25. Raveh, J., Stich, H., Sutter, F., and Greiner, R. (1984). Use of the titanium-coated hollow screw and reconstruction plate system in bridging of lower jaw defects. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 42(5), 281-294.
26. Kim, M.-R., Donoff, R.B. (1992). Critical analysis of mandibular reconstruction using AO reconstruction plates. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 50(11), 1152-1157.

27. Klotch, D.W., Gal, T.J. and Gal, R.L. (1999). Assessment of plate use for mandibular reconstruction: has changing technology made a difference? *Otolaryngology--Head and Neck Surgery*, 121(4), 388-392.
28. Schöning, H. and Emshoff, R. (1998). Primary temporary AO plate reconstruction of the mandible. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*. 86(6), 667-672.
29. Boyd, J.B. and Mulholland, R.S. (1993). Fixation of the vascularized bone graft in mandibular reconstruction. *Plastic and reconstructive surgery*. 91(2), 274-282.
30. Brånemark, P.I., Lindström, J., Hallen, O., Breine, U., Jeppson, P.H., and Öhman, A. (1975). Reconstruction of the defective mandible. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery*, 9(2), 116-128.
31. Boyd, J.B., (1994). Use of reconstruction plates in conjunction with soft-tissue free flaps for oromandibular reconstruction. *Clinics in Plastic Surgery*, 21(1), 69-77.
32. Place, M., Herber, S.C., Herdesty, R.A., Aston, S.J., Beasley, R.W., and Throne C.H. (1997). *Grabb and Smith's Plastic Surgery*. Philadelphia: Lippincott-Raven.
33. Stellingsma, K., Slagter, A.P., Stegenga, B., Raghoobar, G. M., and Meijer, JA. (2005). Masticatory function in patients with an extremely resorbed mandible restored with mandibular implant-retained overdentures: comparison of three types of treatment protocols. *Journal of Oral Rehabilitation*, 32(6), 403-410.
34. Spiekermann, H. (1995) *Implantology*. New York: Thieme.
35. Tunalı, B. (2000). *Multi-disipliner bir yaklaşımla oral implantoloji*. Ankara: Nobel Tıp Kitabevleri.
36. Brånemark, P.I., Breine, U., Adell, R., Hansson, B.O., Lindström, J., and Ohlsson. (1969). Intra-osseous anchorage of dental prostheses: I. Experimental studies. *Scandinavian journal of plastic and Reconstructive Surgery*, 3(2), 81-100.
37. Hahn, J., Babbush, C. (2001). *Dental implants: The art and science. Immediate implant placement after extraction: Contemporary materials and techniques. 2nd ed.* United States of America: WB Saunders.
38. Eskitascioglu, G., Usumez, A., Sevimay, M., Soykan, E., and Unsal E. (2004). The influence of occlusal loading location on stresses transferred to implant-supported prostheses and supporting bone: a three-dimensional finite element study. *The Journal of prosthetic dentistry*, 91(2), 144-150.
39. Sevimay, M., Turhan, F., Kiliçarslan, M.A., and Eskitaşçıoğlu, G. (2005). Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 93(3), 227-234.
40. Sadowsky, S.J. (2001). Mandibular implant-retained overdentures: A literature review. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(5), 468-473.

41. Stellingsma, C., Vissing, A., Meijer, H.J.A., Kuiper, C., and Raghoeber, G.M. (2004). Implantology and the severely resorbed edentulous mandible. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 15(4), 240-248.
42. Brånemark, P., Zarb, G., and Albrektsson, T. (1985). *Tissue-integrated prostheses*. Chicago: Quintessence Publishing Co., Inc.
43. Zarb, G., Albrektsson, T. (1991). Osseointegration: a requiem for the periodontal ligament. *The International Journal of Periodontics and Restorative Dentistry*, 11(1), 88-91.
44. El Askary, A.S., Meffert, R.M., and Griffin, T. (1999). Why do dental implants fail? Part I. *Implant Dentistry*, 8(2), 173-185.
45. Geng, J.P., Tan, K.B., and Liu, G.-R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585-598.
46. Hobo, S., Ichida, E., and Garcia, L.T. (1989). *Osseointegration and occlusal rehabilitation*, USA: Quintessence Pub Co.
47. Albrektsson, T. (1983). Direct bone anchorage of dental implants. *The Journal of prosthetic Dentistry*, 50(2), 255-261.
48. Albrektsson, T., Linder, L. A. (1981). Method for short-and long-term in vivo study of the bone-implant interface. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 159, 269-273.
49. DeBoer, J. (1993). Edentulous implants: overdenture versus fixed. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 69(4), 386-390.
50. Misch, C.E. (2014). *Dental implant prosthetics*. USA: Elsevier Health Sciences.
51. Batenburg, R.H., Meijer, H.J.A., Raghoeber, G.M., and Vissink, A. (1998). Treatment concept for mandibular overdentures supported by endosseous implants: a literature review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 13(4), 539-545.
52. Mericske-Stern, R. (1998). Treatment outcomes with implant-supported overdentures: clinical considerations. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 79(1), 66-73.
53. Feine, J., Carlsson, G.E., Awad M.A., Chehade, A., Duncan, W.J., Gizzani, S., and Head, T (2002). The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Gerodontology*, 19(1), 3.
54. Zarb, G.A. and Schmitt, A. (1994). Osseointegration for elderly patients: the Toronto study. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 72(5), 559-568.

55. 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 and Maxillofacial Implants*, 13(3), 369-376.
56. El-Sheikh, A., Hobkirk, J., and Kelleway, J. (1998). Effects of superstructure type and design on force transmission via implant-stabilised mandibular prostheses. *The European Journal of Prosthodontics and Restorative Dentistry*, 7(2), 45-50.
57. Tokuhisa, M., Matsushita, Y., and Koyano, K. (2003). In Vitro Study of a Mandibular Implant Overdenture Retained with Ball, Magnet, or Bar Attachments: Comparison of Load Transfer and Denture Stability. *International Journal of Prosthodontics*, 16(2).
58. Jemt, T., Carlsson, L., Boss, A., and Jörn  us, L. (1991). In vivo load measurements on osseointegrated implants supporting fixed or removable prostheses: a comparative pilot study. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 6(4).
59. Mericske-Stern, R., Geering, A. H., B  rigin, W. B., and Graf, H. (1992). Three-dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 7(2).
60. Rangert, B., Jemt, T. (1989). Forces and Moments on Br  nemark Implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 4(3).
61. Akca, K., Akkocao  lu, M., C  mert, A., Tekdemir, I., and Cehreli, M. C. (2007). Bone strains around immediately loaded implants supporting mandibular overdentures in human cadavers. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(1).
62.   ahin, S.,   ehreli, M.C. and Yal  ın, E. (2002). The influence of functional forces on the biomechanics of implant-supported prostheses a review. *Journal of Dentistry*, 30(7), 271-282.
63. Richter, E.-J. (1998). In vivo horizontal bending moments on implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(2).
64. Bolender, C., Smith, D., and L. Toolson, (1984). *Overdentures: their effectiveness and clinical considerations in treating the partially dentate mouth*. Chicago: Chicago Quint. Publ. Co.
65. 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 Journey Oral Maxillofacial Implants*, 1(1), 11-25.
66. Misch, C.E., Perel, M. L., Wang, H. L., Sammartino, G., Galindo-Moreno, P., Trisi, P., and Schwartz-Arad, D (2008). Implant success, survival, and failure: the International Congress of Oral Implantologists (ICOI) pisa consensus conference. *Implant Dentistry*, 17(1), 5-15.

67. Naert, I., Quirynen, M., Theuniers, G., and van Steenberghe, D. (1991). Prosthetic aspects of osseointegrated fixtures supporting overdentures. A 4-year report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 65(5), 671-680.
68. Shifman, A., Marshak, B. (1994). Implant-retained mandibular overdentures: A simplified, cost-effective treatment approach. *Quintessence International*, 25(12).
69. Visser, A., Raghoobar, G. M., Meijer, H. J., Batenburg, R. H., and Vissink, A. (2005). Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants. *Clinical oral Implants Research*, 16(1), 19-25.
70. Davis, D.M., Rogers, J.O., and Packer, M.E. (1996). The extent of maintenance required by implant-retained mandibular overdentures: a 3-year report. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 11(6).
71. Wismeijer, D., Van Waas, M. A. J., Vermeeren, J. I. J. F., Muldel, J., and Kalk, W. (1997). Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a comparison of three treatment strategies with ITI-dental implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 26(4), 263-267.
72. Meijer, H.J., Raghoobar, G. M., Hof, M. A., Visser, A., Geertman, M. E., and Oort, R. P. (2004). A controlled clinical trial of implant-retained mandibular overdentures: 10 years' results of clinical aspects and aftercare of IMZ implants and Brånemark implants. *Clinical oral Implants Research*, 15(4), 421-427.
73. Lee, C.K., Agar, J.R. (2006). Surgical and prosthetic planning for a two-implant-retained mandibular overdenture: A clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(2), 102-105.
74. Gulizio, M.P., Agar, J. R., Kelly, J. R., and Taylor, T. D. (2005). Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. *Journal of Prosthodontics*, 14(1), 3-11.
75. Maló, P., Rangert, B. and Nobre, M. (2003). "All-on-Four" Immediate-Function Concept with Brånemark System® Implants for Completely Edentulous Mandibles: A Retrospective Clinical Study. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 5(s1), 2-9.
76. Shafie, H.R. (2013). *Clinical and laboratory manual of implant overdentures*. USA: John Wiley & Sons.
77. Misch, C.E. (2005). *Mandibular implant overdentures design and fabrication*. USA: Elsevier Health Sciences.
78. Trakas, T., Michalakis, K., Kang, K., and Hirayama, H. (2006). Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dentistry*, 15(1), 24-34.
79. Misch, C. (2005). *Partial and complete edentulous maxilla implant treatment plans*. St. Louis: MO Elsevier/Mosby
80. Misch, C.E. (2005). *Rationale for dental implants*. St. Louis: MO Elsevier/Mosby

81. Payne, A.G., Solomons, Y. F., Tawse-Smith, A., and Lownie, J. F. (2001). Inter-abutment and peri-abutment mucosal enlargement with mandibular implant overdentures. *Clinical Oral Implants Research*, 12(2), 179-187.
82. Bidez, M., W., Chen, Y., McLoughlin, S. W., and English, C. E. (1993). Finite element analysis of four-abutment Hader bar designs. *Implant Dentistry*, 2(3), 171-178.
83. Heckmann, S.M., Schrott, A., Graef, F., Wichmann, M. G., & Weber, H. P. (2004). Mandibular two-implant telescopic overdentures. *Clinical Oral Implants Research*, 15(5), 560-569.
84. Preiskel, H.W., and Tsolka, P. (1998). Telescopic prostheses for implants. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 13,352-357.
85. Langer, Y., Langer, A., and T. Maurice, (2000). Tooth-supported telescopic prostheses in compromised dentitions: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 84(2), 129-132.
86. Romanos, G.E., May, S., and D. May, (2011). Treatment concept of the edentulous mandible with prefabricated telescopic abutments and immediate functional loading. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(3).
87. Preiskel, H., (2004). Magnetic applications in clinical dentistry, Ai, M., Shiau, Y.Y., (Eds)., *New magnetic applications in clinical dentistry*, Chicago: Quintessence Pub Co Inc.
88. Mizutani, H., Rutkunas, V. (2004). *Preparations of abutments for magnetically retained overdentures*. Chicago: Quintessence Pub Co Inc.
89. Angelini, E., Pezzoli, M., and Zucchi, F. (1991). Corrosion under static and dynamic conditions of alloys used for magnetic retention in dentistry, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 65(6), 848-853.
90. Riley, M.A., Williams, A.J., Speight, J.D., Walmsley, A.D., and Harris I.R. (1999). Investigations into the failure of dental magnets. *International Journal of Prosthodontics*, 12(3).
91. Cune, M., Van Kampen, F., Van der Bilt, A., and Bosman F. (2005). Patient satisfaction and preference with magnet, bar-clip, and ball-socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 94(5), 471.
92. Chung, K.H., Chung, C.Y., Cagna, D.R., and Cronin, R.J. (2004). Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *Journal of Prosthodontics*, 13(4) 221-226.
93. Naert, I., Alsaadi, G., and M. Quirynen. (2004). Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *International Journal of Prosthodontics*, 17(4).

94. Evtimovska, E., Masri, R., Driscoll, C.F., and Romberg, E. (2009). The change in retentive values of locator attachments and hader clips over time. *Journal of Prosthodontics*, 18(6), 479-483.
95. Kleis, W.K., Kammerer, P.W., Hartmann, S. Al-Nawas, B., and Wagner, W. (2010). A Comparison of Three Different Attachment Systems for Mandibular Two-Implant Overdentures: One-Year Report. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 12(3), 209-218.
96. Ramoglu, S., Ozan, O., ve Yılmaz, S.K. (2014). Mandibular 2 implant destekli overdenture protezlerde ataşmanlar üzerine gelen streslerin değerlendirilmesi. *Cumhuriyet Dental Journal*, 17(3), 279-290.
97. Shafie, H. (2007). *Principles of attachment selection*. Iowa: Blackwell,.
98. Svetlize, C.A., and Fernández Bodereau E., (2004). Comparative study of retentive anchor systems for overdentures. *Quintessence International*, 35(6).
99. Mericske-Stern, R., Taylor, T.D., and Belser, U. (2000). Management of the edentulous patient. *Clinical Oral Implants Research*,. 11(s1), 108-125.
100. Davodi, A., Nishimura, R., and Beumer, J. (1997). An implant-supported fixed-removable prosthesis with a milled tissue bar and Hader clip retention as a restorative option for the edentulous maxilla. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 78(2), 212-217.
101. Schroeder, A., Belser, U. and Williams, R.C. (1996). *Oral implantology: basics*,. New York: Thieme.
102. Besimo, C., Kempf, B. (1995). In vitro investigation of various attachments for overdentures on osseointegrated implants. *Journal of Oral Rehabilitation*, 22(9) 691-698.
103. Uludağ, B., Polat, S. (2010). İmplant destekli overdenture uygulamalarında kullanılan tutucular. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences Special Topics*, 1(1), 80-86.
104. Sonugelen, M. (2002) *Ağız protezleri ve biyomekanik*. İzmir: Ege Meslek Yüksek Okulu Basımevi.
105. Ulm, C., Solar, Peter., Blahout, R., Matejka, M., and Gruber, H. (1992). Reduction of the compact and cancellous bone substances of the edentulous mandible caused by resorption. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 74(2), 131-136.
106. Caputo, A.A., Standlee, J.P. (1987). *Biomechanics in clinical dentistry*, Chicago: Quintessence Publishing (IL).
107. O'Brien, W. (1997). *Dental materials and their selection*. Chicago: Quintessence Publ. Co. Inc., 29(3), 9015.
108. Bueche, F. (1977). *Principles of physics*. New York: McGraw-Hill.

109. Inan, M. (1988). *Cisimlerin mukavemeti*. İstanbul: İstanbul Teknik Üniversitesi Yayınları, 6., Baskı.
110. Skinner, E.W., Phillips, R.W. (1982). *Skinner's science of dental materials*. Philadelphia: WB Saunders company.
111. Adigüzel, Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: derleme bölüm I: dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Diş Hekimiği Dergisi*. 11, 18-23
112. Zhao, L., Herman, J.E., and Patel, P.K. (2008). The structural implications of a unilateral facial skeletal cleft: a three-dimensional finite element model approach. *The Cleft Palate-Craniofacial Journal*, 45(2), 121-130.
113. Nagasao, T., Miyamoto, J., Jin, H., Tamaki, T., Isshiki, Y., Kaneko, T., and Nakajima T. (2006). The dynamics in implantation for patients with clefts. *The Cleft palate-craniofacial Journal*, 43(1), 84-91.
114. Mackerle, J. (2004). Finite element modelling and simulations in dentistry: a bibliography 1990. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 7(5), 277-303.
115. DeTolla, D.H., Andreana, S., Petra, A., Buhite, R., and Comella, B. (2000). The role of the finite element model in dental implants. *Journal of Oral Implantology*. 26(2), 77-81.
116. Şeker, E., Ulusoy, M., Ozan, O., Doğan, Ö.D., ve Şeker, B.K. (2013). Sins Lifte Alternatif İmplant Destekli Sabit Protetik Planlamaların Destek Dokulardaki Stres Dağılımlarının İncelenmesi, 3 Boyutlu SESA alışıması. *Türkiye Klinikleri. Dishekimliği Bilimleri Dergisi*, 19(1).
117. Sipahi, C. (2006). İmplant destekli çene-yüz protezlerinde retansiyon prensipleri. *Gülhane Tıp Dergisi*, 48, 119-124.
118. Thomas, K., (1994). *Prosthetic rehabilitation*. Chicago: Quintessence Publishing Co. Ltd.
119. Evlioğlu, G., Ayşen, A. (2005) Edinsel mandibular defektler ve protetik tedavileri-prosthetic rehabilitation of acquired mandibular defects. *Journal of Istanbul University Faculty of Dentistry*, 39(1-2), 37-42.
120. Chana, J.S., Chang Y.M., Wei, F.C., Shen Y.F., and Chan, C.P. (2004). Segmental mandibulectomy and immediate free fibula osteoseptocutaneous flap reconstruction with endosteal implants: an ideal treatment method for mandibular ameloblastoma. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 113(1), 80-87.
121. Okay, D.J., Genden, E., Buchbinder, D., and Urken, M. (2001). Prosthodontic guidelines for surgical reconstruction of the maxilla: a classification system of defects. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 86(4), 352-363.

122. Parel, S.M., Branemark, P., and Jansson, T. (1986). Osseointegration in maxillofacial prosthetics. Part I: Intraoral applications. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 55(4), 490-494.
123. Marunick, M.T. and Roumanas, E.D. (1999). Functional criteria for mandibular implant placement post resection and reconstruction for cancer. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 82(1), 107-113.
124. Hotz, G. (1996). Reconstruction of mandibular discontinuity defects with delayed nonvascularized free iliac crest bone grafts and endosseous implants: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 76(4), 350-355.
125. Sipahi, C., Ortakoglu, K., Ozen J., and Caglar, A., (2007) The prosthodontic restoration of a self-inflicted gunshot maxillofacial defect: a short-term follow-up case report. *International Journal of Prosthodontics*, 20(1).
126. Cakan, U., Anil, N. and Aslan, Y. (2006). Prosthetic rehabilitation of a mandibular gunshot defect with an implant-supported fixed partial denture: a clinical report. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 95(4), 274-279.
127. Stegaroiu, R., Sato, T., Kusakari, h., and Miakawa. O. (1998) Influence of restoration type on stress distribution in bone around implants: a three-dimensional finite element analysis. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 13(1), 82-90.
128. Soğancı, G. (2015). Protetik Mini Dental İmplantlar. EÜ, D., Protetik Mini Dental İmplantlar. *Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 36(1), 1-9.
129. Meijer, H.,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(6), 491-496.
130. Prakash, V., D'Souza, M. and Adhikari, R. (2009). A comparison of stress distribution and flexion among various designs of bar attachments for implant overdentures: A three dimensional finite element analysis. *Indian Journl of Dental Research*, 20(1), 31-36.
131. Sato, Y., Teixeira, E.R., Tsuga, K., and Shindoi, N. (1999). The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(8), 640-643.
132. Craig, R. G. (2000). *Dental materials*. Columbia: Wiley Online Library.
133. Miyaura, K., Morita, M., Matsuka, Y., Yamashita A., and Watanabe, T. (2000). Rehabilitation of biting abilities in patients with different types of dental prostheses. *Journal of Oral Rehabilitation*, 27(12), 1073-1076.
134. Fontijn-Tekamp, F., Slagter, A.P., Van Der Bilt, A., Hof, M.A.V. Wittter, D.J., Kalk W., and Jansen, J.A. (2000). Biting and chewing in overdentures, full dentures, and natural dentitions. *Journal of Dental Research*, 79(7), 1519-1524.

135. Fontijn-Tekamp, E., Slagter, A.P., Hof, V.M.A., Geertman, M.E., and Kalk, W. (1998). Bite forces with mandibular implant-retained overdentures. *Journal of Dental Research*, 77(10), 1832-1839.
136. Meijer, H.J., Starmans, F.J.M., Steen, W.H.A., Bosman, F. (1994). A three-dimensional finite element study on two versus four implants in an edentulous mandible. *International Journal of Prosthodontics*, 7(3).
137. Tanino, F., Hayakawa, I., Hirano, S., and Minakuchi, S. (2007). Finite element analysis of stress-breaking attachments on maxillary implant-retained overdentures. *International Journal of Prosthodontics*, 20(2).
138. Awad, M.A., Lund, J.P., Shapiro, S.H., Locker, D., Klemeti, E., Chehade, A., Savard, A., and Feine, J.S. (2003). Oral health status and treatment satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures: a randomized clinical trial in a senior population. *International Journal of Prosthodontics*, 16(4).
139. Thomason, J.M., Lund, J.P., Chehade, A., and Feine, J.S. (2003). Patient satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures 6 months after delivery. *International Journal of Prosthodontics*, 16(5).
140. Feine, J., Carlsson, G., and Awad, M. (2002). Mandibular Two-Implant Overentures as First-Choice Standard of Care for Edentulous Patients. Report on McGill Consensus Statement on Overdentures. *International Journey of Oral and Maxillofacial Implants*, 601-602.
141. Klemetti, E., (2008). Is there a certain number of implants needed to retain an overdenture? *Journal of Oral Rehabilitation*, 35(s1), 80-84.
142. Gotfredsen, K., Wiskott, A. (2012). Consensus report-reconstructions on implants. *Clinical Oral Implants Research*, 23(s6), 238-241.
143. Geckili, O., Bilhan, H., and Bilgin, T. (2007). Locator attachments as an alternative to ball attachments in 2-implant retained mandibular overdentures. *Journal Of The Canadian Dental Association*, 73(8), 691-694.
144. Mackie, A., Lyons, K., Thomson, W.M., and Payne A.G.T. (2011). Mandibular two-implant overdentures: three-year prosthodontic maintenance using the locator attachment system. *International Journal of Prosthodontics*, 24(4).
145. Cakarar, S., Ca, T., Yaltirik, M., and Keskin, C., (2011). Complications associated with the ball, bar and Locator attachments for implant-supported overdentures. *Medicina Oral Patologia Oral y Cirugia Bucal*, 16(7), 953-9.
146. Topkaya, T., and Solmaz, M.Y. (2015). The effect of implant number and position on the stress behavior of mandibular implant retained overdentures: A three-dimensional finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 48(10), 2102-2109.
147. Celik, G., and Uludag, B. (2007). Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 97 (4), 229-235.

148. Turkyilmaz, I., Company, A.M., and McGlumphy, E.A. (2010). Should edentulous patients be constrained to removable complete dentures? The use of dental implants to improve the quality of life for edentulous patients. *Gerodontology*, 27(1), 3-10.
149. Burns, D.R.(2004). The mandibular complete overdenture. *Dental Clinics of North America*, 48(3), 603-623.
150. Korkmaz, F. (2008). *Maksiller defektlerde kuvvet dagiliminin uygulanan implantların tip ve lokalizasyonlarına göre sonlu elemanlar analizi yöntemiyle değerlendirilmesi* Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
151. Sogancı, G. (2012). *Farklı implant planlamalarının yapıldığı tam dişsiz yarık damaklarda oklüzal kuvvetler altında oluşan gerilimin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi*. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
152. Çağlar, A., Bal, B.T., Karakoca, S., Aydın, C., Yılmaz, H., and Sarısoy, Ş., (2011). Three-dimensional finite element analysis of titanium and yttrium-stabilized zirconium dioxide abutments and implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 26(5).

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : ALGÜR Anıl
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 30.03.1983 ELAZIĞ
Medeni hali : Bekar
Telefon : 05325044167
e-mail : an21il@hotmail.com



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Doktora	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2016
Lisans	Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi	2010
Lise	Erzurum Anadolu Lisesi	2002

Yabancı Dil

İngilizce



GAZİ GELECEKTİR.

