K.K.T.C. YAKIN DOĞU ÜNİVERSİTESİ SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

# MANDİBULAR ANGULUS BÖLGESİ FAVORABLE VE UNFAVORABLE FRAKTÜRLERİNDE UYGULANAN FARKLI FİKSASYON METOTLARININ BİYOMEKANİK ETKİLERİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ YÖNTEMİ İLE İNCELENMESİ

Diş Hek. Aysa AYALI

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Programı DOKTORA TEZİ

> TEZ DANIŞMANI Prof. Dr. Erkan ERKMEN

> > LEFKOŞA

2012

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Bu çalışma jürimiz tarafından Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Programında Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:

Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY

Yakın Doğu Üniversitesi

Danışman:

Prof. Dr. Erkan ERKMEN Gazi Üniversitesi

Üye:

Prof. Dr. İhsan Levent ARAL

Doç. Dr. Çağrı ULUSOY

Gazi Üniversitesi

Üye:

Üye:

Yard. Doç. Dr. L. Onur UYANIK

Yakın Doğu Üniversitesi

ONAY:

Bu tez, Yakın Doğu Üniversitesi Lisansüstü Eğitim - Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Enstitü Yönetim kararıyla kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İhsan ÇÁLIŞ

Enstitü Müdürü

### TEŞEKKÜR

Her an yanımda olan, sevgi ve desteğini her zaman hissettiğim, canım Ailem'e, özellikle Annem ve biricik yeğenim herşeyim Aysa'ya, ailem oldukları için;

Tüm çalışmam süresince her zaman benimle birlikte olan, bilgilerini ve deneyimlerini benimle paylaşarak yol gösteren, yoğun geçen çalışma sürecinde heyecanıma ortak olan, bazen bir hoca bazen de bir ağabey olarak bana destek veren, hocam ve tez danışmanım, Sayın Prof. Dr. Erkan ERKMEN'e;

Bugünlere gelmemde emeğini ve ilgisini esirgemeyen değerli hocam, Yakın Doğu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı Sayın Prof. Dr. M. Mutahhar ULUSOY'a;

Klinik deneyimlerini ve değerli bilgilerini benimle paylaşarak doktora eğitimime katkıda bulunan Sayın Yard. Doç. Dr. L. Onur UYANIK'a;

Çalışmamda modellerin bilgisayar ortamında hazırlanmasını sağlayan ve analizini yapan Sayın Ahmet KURT'a;

### SONSUZ TEŞEKKÜRLER...

ÖZET

Ayalı, A. Mandibular Angulus Bölgesi Favorable ve Unfavorable Fraktürlerinde Uygulanan Farklı Fiksasyon Metotlarının Biyomekanik Etkilerinin Sonlu Elemanlar Analizi Yöntemi ile İncelenmesi. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Programı, Doktora Tezi, Lefkoşa, 2012.

Mandibular angulus bölgesi fraktürleri, rutin klinik pratikte farklı fiksasyon metotları ile tedavi edilmektedir. Ancak fraktürün favorable veya unfavorable olmasına bağlı olarak oluşan vertikal, oblik ve horizontal kuvvet bileşenlerinin yapılan fiksasyon üzerinde ne gibi biyomekanik değişimlere sebep olduğu tam olarak bilinmemektedir. Bu sebeple, favorable ve unfavorable mandibular angulus bölgesi fraktürlerinde uygulanan farklı fiksasyon metotlarının etkilerinin biyomekanik acıdan incelenmesi çalışmamızın amacını oluşturmaktadır. 3 boyutlu tam dişli genç erkek hastalardan alınan mandibula tomografileri kullanılarak MSC MENTAT (MSC Software Corporation, Santa Ana, Ca, Amerika) version 2005 program yardımıyla model oluşturma işlemleri tamamlanmıştır. Çalışmamızda, favorable ve unfavorable kırık gruplarını oluşturacak iki ana model oluşturularak değişik fiksasyon metodlarının simulasyonunu sağlanmıştır. Çalışmada, posterior çiğneme kuvvetleri ve anterior ısırma kuvvetleri modellere ayrı ayrı uygulanmıştır. Her bir mandibular modelde oluşan stresleri hesaplamak için The MSC MARC 2005 (MSC Corporation, Santa Ana, CA, 92707, USA) Finite Element Solver yazılımı kullanılmış ayrıca kemik doku ve fiksasyon apareylerinde oluşan stres dağılımları da hesaplanıp şematize edilmiştir. Fiksasyon materyallerinde ve kemik dokularda tespit edilen streslerin karşılaştırılmasında Mega Pascal biriminde Von Mises Stres, Maksimum Principle Stres ve Minimum Principle Stres değerleri kullanılmıştır. Çalışmamızdan elde ettiğimiz sonuçlara göre, favorable kırık hattında, ya çift plak fiksasyonu uygulaması ya da tek plak uygulanacaksa bunun kırık hattının vertikal 1/3 alt bölgesine uygulanması gerektiği düşünülürken, kırık hattının ortasına tek plak veya X plak fiksasyonunun tercih edilmemesi gerektiği tespit edilirken, unfavorable kırık durumunda da çift plak fiksasyonu uygun bulunup, kırık hattının vertikal 1/3 alt kısmına yerleştirilecek tek plağın uygun olmayan sonuçlar meydana getireceği bulgulanmıştır.

**Anahtar Kelimeler:** Mandibular angulus, kırık, tedavi, fiksasyon, sonlu elemanlar analizi.

#### ABSTRACT

Ayalı, A. An Evaluation of Biomechanical Effects of Different Fixation Methods Used in Favorable and Unfavorable Mandibular Angle Fractures with Finite Element Analysis Method. Near East University Institute of Health Sciences Department of Oral and Maxillofacial Surgery, Phd Thesis, Nicosia, 2012.

Fractures of mandibular angle can be treated with different fixation methods in clinical practice. However, biomechanical changes remain controversial on the fixation and fracture line under vertical, horizontal and obliq loads. Therefore, the evaluation of biomechanical effects of different fixation methods used in favorable and unfavorable mandibular angle fractures is the main purpose of our study. A 3-dimensional model of a totally dentate mandibular bone of a young man was used as the basis of a mandibular finite element model in this study. The 3D image of the mandible was imported into MSC Mentat (MSC Software Corporation, CA, USA) version 2005 for pre-processing and modeling. Two main model groups were prepared as favorable and unfavorable fractures of the mandibular angle as the basis of fractured bone which five different fixation modalities will be tested on. Posterior (cheewing) and anterior (bite) forces were applied to the models. The MSC MARC 2005 (MSC Corporation, Santa Ana, CA, 92707, USA) Finite Element Solver software used to calculate the stresses occured on each mandibular model. Stress patterns of the bony tissues and fixation materials were calculated as well. Von Mises Stress, Maximum Principle Stress and Minimum Principle Stress values in Mega Pascal were used to compare the stresses of the bony tissues and fixation materials. In conclusion, in favorable fractures, double plate fixation has been evaluated as superior, whereas the X plate is not effective . If use single plate it should be applied

vertically 1/3 lower side of the fracture line. In unfavorable fractures, double plate fixation was detected as the best choice as well, however the single plate fixed to the vertically 1/3 lower side of the fracture line is an inappropriate method.

**Keywords:** Mandibular Angle, fracture, treatment, fixation, finite element analysis.

# İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TEŞEKKÜR	iv
ÖZET	V
ABSTRACT	vi
İÇİNDEKİLER	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xiii
ŞEKİLLER DİZİNİ	xiv
TABLOLAR DİZİNİ	xxix
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	6
2.1. Kemik	6
2.1.1. Kemiğin Komponentleri	6
2.1.2. Osteogenezis (Kemikleşme)	7
2.1.3. Kemik Kompozisyonu	12
2.1.4. Periosteumun Yapı ve İşlevi	14
2.1.5. Kollajenin Yapımı ve Bileşimi	15
2.1.6. Osteoblastların Yapısı	16
2.1.7. Osteositlerin Yapısı	17
2.1.8. Osteoklastların Yapısı	17
2.2. Kırık İyileşmesi	18
2.2.1. Erken Dönem Olaylar	18
2.2.2. Orta (Ara) ve Geç Dönem Olaylar	19
2.3. Maksillofasiyal Bölge Kemik Çatısı	20

2.4. Maksillofasiyal Travma	24
2.4.1. Maksillofasiyal Bölge Travmalarının Sınıflandırılması	25
2.4.2. Mandibula Kırıkları	26
2.5. Stres Analiz Yöntemleri	40
2.5.1. Stres Analizlerinde Kullanılan Teknik Terimler	42
2.5.2. Sonlu Elemanlar Metodu	49
3. GEREÇ VE YÖNTEM	52
4. BULGULAR	60
4.1. Favorable - Posterior Bölge Vertikal Yükleme	60
4.1.1. Von Mises Stresler	60
4.1.2. Pmax Stresler ( <i>tensile stress</i> )	64
4.1.3. Pmin Stresler (compression stress)	70
4.2. Favorable Posterior Horizontal Yükleme	73
4.2.1. Von Mises Stresler	73
4.2.2. Pmax Stresler	77
4.2.3. Pmin Stresler	79
4.3. Favorable Posterior Oblik Yükleme	82
4.3.1. Von Mises Stresler	82
4.3.2. Pmax Stresler	85
4.3.3. Pmin Stresler	89
4.4. Favorable - Anterior Bölge Vertikal Yükleme	92
4.4.1. Von Mises Stresler	92
4.4.2. Pmax Stresler	95
4.4.3. Pmin Stresler	99
4.5. Favorable Anterior Horizontal Yükleme	105
4.5.1. Von Mises Stresler	105

4.5.2. Pmax Stresler	108
4.5.3. Pmin Stresler	111
4.6. Favorable Anterior Oblik Yükleme	113
4.6.1. Von Mises Stresler	113
4.6.2. Pmax Stresler	115
4.6.3. Pmin Stresler	120
4.7. Unfavorable - Posterior Bölge Vertikal Yükleme	124
4.7.1. Von Mises Stresler	124
4.7.2. Pmax Stresler	130
4.7.3. Pmin Stresler	132
4.8. Unfavorable - Posterior Bölge Horizontal Yükleme	135
4.8.1. Von Mises Stresler	135
4.8.2. Pmax Stresler	138
4.8.3. Pmin Stresler	140
4.9. Unfavorable - Posterior Bölge Oblik Yükleme	144
4.9.1. Von Mises Stresler	144
4.9.2. Pmax Stresler	146
4.9.3. Pmin Stresler	149
4.10. Unfavorable - Anterior Bölge Vertikal Yükleme	151
4.10.1. Von Mises Stresler	151
4.10.2. Pmax Stresler	154
4.10.3. Pmin Stresler	157
4.11. Unfavorable - Anterior Bölge Horizontal Yükleme	160
4.11.1. Von Mises Stresler	160
4.11.2. Pmax Stresler	162
4.11.3. Pmin Stresler	165

4.12. Unfavorable - Anterior Bölge Oblik Yükleme	168
4.12.1. Von Mises Stresler	168
4.12.2. Pmax Stresler	172
4.12.3. Pmin Stresler	174
5. TARTIŞMA	178
6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER	198
KAYNAKLAR	200

# SİMGELER VE KISALTMALAR

μm	Mikrometre
nm	Nanometre
mm	Milimetre
F	Kuvvet
m	Kütle
a	İvme
kgf	Kilogram Force
Ν	Newton $(1N = 0.1kg)$
σ	Stres, Gerilim (σ, sigma okunur)
mm <sup>2</sup>	Milimetrekare
MPa	Megapaskal
σ	Gerilme ve Sıkıştırma Stresleri (Normal Stresler)
τ	Makaslama Stressi
σ1	Maximum Principle Stress, Maksimum Asal Stres
σ2	Ara Asal Stres
σ3	Minimum Principle Stress, Minimum Asal Stres
σe	Von Mises Stress, Eşdeğer Stres
3	<i>Strain,</i> Gerinim (ε, epsilon okunur)
ΔL	Deformasyon
LO	Orjinal Uzunluk
E	Elastisite Modülü (Young's Modulus)
V	Poisson Oranı

# ŞEKİLLER

2.1. Unfavorable ve favorable mandibula kırıkları	30
<b>2.2.</b> Stres Tipleri	44
2.3. Bir sonlu eleman modelinde düğüm noktaları ve elemanlar	50
<b>3.1.</b> Favorable kırık çift plak	54
<b>3.1a.</b> Mandibular kanal	54
<b>3.2.</b> Favorable kırık 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak	54
<b>3.3.</b> Favorable kırık 1/2 orta hat yerleşimli tek plak	54
<b>3.4.</b> Favorable kırık 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak	54
<b>3.5.</b> Favorable kırık X plak	54
<b>3.6.</b> Unfavorable kırık çift plak	55
<b>3.7.</b> Unfavorable kırık $1/3$ alt bölge yerleşimli tek plak	55
<b>3.8.</b> Unfavorable kırık 1/2 orta hat yerleşimli tek plak	55
<b>3.9.</b> Unfavorable kırık 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak	55
<b>3.10.</b> Unfavorable kırık X plak	55
<b>3.11.</b> <i>Convergence</i> analiz sonuçları	57
<b>4.1.</b> Favorable kırık hattında plak ve vidalardaki stresler posterior	60
bölge vertikal yükleme koşulu	
4.2. Favorable kırık hattında posterior vertikal yükleme,	61
1/3 üst bölge yerleşimli tek plakta oluşan Von Mises	
Stres yayılımları	
4.3. Favorable kırık hattında posterior vertikal yükleme, orta hat	62
yerleşimli tek plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları	

4.4. Favorable kırık hattında posterior vertikal yükleme,	62
orta hat yerleşimli tek plak ve vidalarında oluşan Von Mises	
Stres yayılımları	
4.5. Favorable kırık hattında posterior vertikal yükleme,	63
1/3 alt bölge yerleşimli tek plak ve vidalarda oluşan	
Von Mises Stres yayılımları	
4.6. Favorable kırık hattında posterior vertikal yükleme,	64
çift plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları	
<b>4.7.</b> Favorable kırık hattında kortikal ve spongioz kemikteki	65
stresler posterior bölge vertikal yükleme koşulu	
4.8. Favorable kırık hattında orta hat yerleşimli tek plak	65
modeli posterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki	
Pmax stresleri	
<b>4.9.</b> Favorable kırık hattında $1/3$ alt bölge yerleşimli	66
tek plak modeli posterior bölge vertikal yükleme,	
kortikal kemikteki Pmax stresleri	
<b>4.10.</b> Favorable kırık hattında 1/3 üst bölge yerleşimli	67
tek plak modeli posterior bölge vertikal yükleme,	
kortikal kemikteki Pmax stresleri	
<b>4.11.</b> Favorable kırık hattında çift plak modeli	68
posterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki	
Pmax stresleri	

<b>4.12.</b> Favorable kırık hattında X plak modeli posterior bölge	68
vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri	
<b>4.13.</b> Favorable kırık hattında orta hat yerleşimli	69
tek plak modeli posterior bölge vertikal yükleme,	
spongioz kemikteki Pmax stresleri	
4.14. Favorable kırık hattında posterior bölge	70
vertikal yükleme, tüm modellerde spongioz kemikteki	
Pmax streslerinin yaylımı	
<b>4.15.</b> Favorable kırık hattında orta hat yerleşimli	71
tek plak modeli posterior bölge vertikal yükleme,	
kortikal kemikteki Pmin stresleri	
<b>4.16.</b> Favorable kırık hattında X plak modeli posterior	72
bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri	
<b>4.17.</b> Favorable kırık hattında çift plak modeli posterior	72
bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri	
4.18. Favorable kırık hattındaki deplasman değerleri posterior	73
bölge vertikal yükleme koşulu	
<b>4.19.</b> Favorable kırık hattıda plak ve vidalardaki stresler	74
posterior bölge horizontal yükleme koşulu	
<b>4.20.</b> Favorable kırık hattında posterior horizontal yükleme,	75
tüm modellerde vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları	
<b>4.21.</b> Favorable kırık hattında posterior horizontal yükleme,	76
çift plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları	

4.22. Favorable kırık hattında posterior horizontal yükleme,	76
X plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları	
<b>4.23.</b> Favorable kırık hattıda kortikal ve spongioz	77
kemikteki stresler posterior bölge horizontal yükleme koşulu	
4.24. Favorable kırık hattında posterior bölge horizontal	78
yükleme, tüm modellerde kortikal kemikte oluşan	
Pmax stresleri	
4.25. Favorable kırık hattında posterior bölge horizontal	79
yükleme, tüm modellerde spongioz kemikte oluşan	
Pmax stresleri	
<b>4.26.</b> Favorable kırık hattında çift plak modeli posterior bölge	80
horizontal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri	
4.27. Favorable kırık hattında posterior bölge horizontal	81
yükleme, tüm modellerde spongioz kemikte oluşan	
Pmin stresleri	
4.28. Favorable kırık hattındaki deplasman değerleri	81
posterior bölge horizontal yükleme koşulu	
<b>4.29.</b> Favorable kırık hattında plak ve vidalardaki stresler	82
posterior bölge oblik yükleme koşulu	
<b>4.30.</b> Favorable kırık hattında posterior oblik yükleme,	83
çift plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları	
<b>4.31.</b> Favorable kırık hattında posterior oblik yükleme, 1/3 alt bölge	84
yerleşimli tek plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları	

4.32. Favorable kırık hattında posterior oblik yükleme,	84
1/3 üst bölge yerleşimli tek plakta oluşan Von Mises Stres	
yayılımları	
4.33. Favorable kırık hattında posterior oblik yükleme,	85
orta hat yerleşimli tek plakta oluşan Von Mises Stres	
yayılımları	
<b>4.34.</b> Favorable kırık hattında kortikal ve spongioz kemikteki	86
stresler posterior bölge oblik yükleme koşulu	
4.35. Favorable kırık hattında X plak modeli posterior bölge	87
oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri	
4.36. Favorable kırık hattında çift plak modeli posterior bölge	88
oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri	
<b>4.37.</b> Favorable kırık hattında 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak	88
modeli posterior bölge oblik yükleme, kortikal kemikteki	
Pmax stresleri	
4.38. Favorable kırık hattında X plak modeli posterior bölge	90
oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri	
4.39. Favorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge	91
oblik yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri	
4.40. Favorable kırık hattındaki deplasman değerleri posterior bölge	91
oblik yükleme koşulu	
4.41. Favorable fraktür hattında plak ve vidalardaki stresler	92
anterior bölge vertikal yükleme koşulu	

4.42. Favorable kırık hattında anterior vertikal yükleme,	93
X plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları	
4.43. Favorable kırık hattında anterior vertikal yükleme,	94
orta hat yerleşimli tek plak ve vidalarda oluşan	
Von Mises Stres yayılımları	
4.44. Favorable kırık hattında anterior vertikal yükleme,	95
1/3 alt bölge yerleşimli tek plak ve vidalarda oluşan	
Von Mises Stres yayılımları	
4.45. Favorable fraktür hattında kortikal ve spongioz kemikteki	96
stresler anterior bölge vertikal yükleme koşulu	
<b>4.46.</b> Favorable kırık hattında tüm modellerde (X plak hariç)	97
anterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri	
4.47. Favorable kırık hattında çift plak modeli anterior bölge	98
vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri	
4.48. Favorable kırık hattında orta hat yerleşimli tek plak modeli	99
anterior bölge vertikal yükleme, spongioz kemikteki	
Pmax stresleri	
<b>4.49.</b> Favorable kırık hattında çift plak modeli anterior bölge	100
vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri	
<b>4.50.</b> Favorable kırık hattında $1/3$ alt bölge yerleşimli tek plak	101
modeli anterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki	
Pmin stresleri	

<b>4.51</b> . Favorable kırık hattında 1/3 üstt bölge yerleşimli tek plak	101
modeli anterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki	
Pmin stresleri	
<b>4.52.</b> Favorable kırık hattında çift plak modeli anterior bölge	102
vertikal yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri	
<b>4.53.</b> Favorable kırık hattında X plak modeli anterior bölge	103
vertikal yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri	
<b>4.54.</b> Favorable kırık hattında orta hat yerleşimli tek plak	103
modeli anterior bölge vertikal yükleme, spongioz kemikteki	
Pmin stresleri	
<b>4.55.</b> Favorable kırık hattında 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak	104
modeli anterior bölge vertikal yükleme, spongioz kemikteki	
Pmin stresleri	
4.56. Favorable kırık hattındaki deplasman değerleri anterior bölge	105
vertikal yükleme koşulu	
4.57. Favorable fraktür hattında plak ve vidalardaki stresler	106
anterior bölge horizontal yükleme koşulu	
4.58. Favorable kırık hattında anterior bölge horizontal yükleme,	107
orta hat yerleşimli tek plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları	
4.59. Favorable kırık hattında anterior bölge horizontal yükleme,	107
X plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları	
<b>4.60.</b> Favorable kırık hattında anterior bölge horizontal yükleme,	108
tüm modellerde vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları	

4.61. Favorable fraktür hattında kortikal ve spongioz kemikteki	109
stresler anterior bölge horizontal yükleme koşulu	
4.62. Favorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge	110
horizontal yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri	
<b>4.63.</b> Favorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge	110
vertikal yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri	
4.64. Favorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge	111
horizontal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri	
4.65. Favorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge	112
horizontal yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri	
4.66. Favorable kırık hattındaki deplasman değerleri	112
anterior bölge horizontal yükleme koşulu	
4.67. Favorable fraktür hattında plak ve vidalardaki stresler	113
anterior bölge oblik yükleme koşulu	
<b>4.68.</b> Favorable kırık hattında anterior bölge oblik yükleme,	114
X plak dışındaki modellerde oluşan Von Mises Stres yayılımları	
<b>4.69.</b> Favorable kırık hattında anterior bölge oblik yükleme,	115
X plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları	
4.70. Favorable fraktür hattında kortikal ve spongioz kemikteki	116
stresler anterior bölge oblik yükleme koşulu	
4.71. Favorable kırık hattında orta hat yerleşimli tek plak modeli	117
anterior bölge oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri	

4.72. Favorable kırık hattında X plak modeli anterior bölge	117
oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri	
4.73. Favorable kırık hattında X plak modeli anterior bölge	118
oblik yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri	
<b>4.74.</b> Favorable kırık hattında 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak	119
modeli anterior bölge oblik yükleme, spongioz kemikteki	
Pmax stresleri	
4.75. Favorable kırık hattında çift plak modeli anterior bölge	120
oblik yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri	
4.76. Favorable kırık hattında X plak dışındaki modeller anterior	121
bölge oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri	
4.77. Favorable kırık hattında X plak modeli anterior bölge	122
oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri	
4.78. Favorable kırık hattında X plak modeli anterior bölge	123
oblik yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri	
<b>4.79.</b> Favorable kırık hattında X plak dışındaki modeller anterior	123
bölge oblik yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri	
4.80. Favorable kırık hattındaki deplasman değerleri anterior	124
bölge oblik yükleme koşulu	
4.81. Unfavorable fraktür hattında plak ve vidalardaki stresler	125
posterior bölge vertikal yükleme koşulu	
<b>4.82.</b> Unfavorable kırık hattında posterior bölge vertikal yükleme,	126
X plak ve vidalarında oluşan Von Mises Stres yayılımları	

4.83. Unfavorable kırık hattında posterior bölge vertikal yükleme,	127
1/3 alt bölge yerleşimli tek plak ve vidalarda oluşan	
Von Mises Stres yayılımları	
4.84. Unfavorable kırık hattında posterior bölge vertikal yükleme,	127
1/3 üst bölge yerleşimli tek plak ve vidalarda oluşan	
Von Mises Stres yayılımları	
4.85. Unfavorable kırık hattında posterior bölge vertikal yükleme,	128
orta hat yerleşimli tek plak ve vidalarda oluşan	
Von Mises Stres yayılımları	
4.86. Unfavorable kırık hattında posterior bölge vertikal yükleme,	129
çift plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları	
<b>4.87.</b> Unfavorable kırık hattında posterior bölge vertikal yükleme,	129
çift plak vidalarında oluşan Von Mises Stres yayılımları	
4.88. Unfavorable fraktür hattında kortikal ve spongioz kemikteki	130
stresler posterior bölge vertikal yükleme koşulu	
4.89. Unfavorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge	131
vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri	
4.90. Unfavorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge	132
vertikal yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri	
4.91. Unfavorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge	133
vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri	
4.92. Unfavorable kırık hattında çift plak modeli posterior bölge	133
vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri	

4.93. Unfavorable kırık hattında orta hat yerleşimli tek plak modeli	134
posterior bölge vertikal yükleme, spongioz kemikteki	
Pmin stresleri	
<b>4.94.</b> Unfavorable kırık hattındaki deplasman değerleri	135
posterior bölge vertikal yükleme koşulu	
4.95. Unfavorable fraktür hattında plak ve vidalardaki stresler	136
posterior bölge horizontal yükleme koşulu	
4.96. Unfavorable kırık hattında posterior bölge horizontal yükleme,	137
tüm plaklarda oluşan Von Mises Stres yayılımları	
<b>4.97.</b> Unfavorable kırık hattında posterior bölge horizontal yükleme,	137
tüm modellerde vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları	
4.98. Unfavorable fraktür hattında kortikal ve spongioz kemikteki	138
stresler posterior bölge horizontal yükleme koşulu	
<b>4.99.</b> Unfavorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge	139
horizontal yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri	
4.100. Unfavorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge	140
horizontal yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri	
<b>4.101.</b> Unfavorable kırık hattında çift plak modeli posterior bölge	141
horizontal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri	
4.102. Unfavorable kırık hattında çift plak dışındaki modellerde	142
posterior bölge horizontal yükleme, kortikal kemikteki	
Pmin stresleri	

4.103. Unfavorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge	143
horizontal yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri	
4.104. Unfavorable kırık hattındaki deplasman değerleri posterior	143
bölge horizontal yükleme koşulu	
4.105. Unfavorable fraktür hattında vida ve plaklardaki stresler	144
posterior bölge oblik yükleme koşulu	
4.106. Unfavorable kırık hattında posterior bölge oblik yükleme,	145
tüm plaklarda oluşan Von Mises Stres yayılımları	
<b>4.107.</b> Unfavorable kırık hattında posterior bölge oblik yükleme,	146
tüm modellerdeki vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları	
4.108. Unfavorable fraktür hattında kortikal ve spongioz kemikteki	147
stresler posterior bölge oblik yükleme koşulu	
4.109. Unfavorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge	148
oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri	
4.110. Unfavorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge	148
oblik yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri	
4.111. Unfavorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge	149
oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri	
4.112. Unfavorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge	150
oblik yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri	
4.113. Unfavorable kırık hattındaki deplasman değerleri posterior	151
bölge oblik yükleme koşulu	

4.114. Unfavorable fraktür hattında plak ve vidalardaki stresler	152
anterior bölge vertikal yükleme koşulu	
4.115. Unfavorable kırık hattında anterior bölge vertikal yükleme,	153
orta hat yerleşimli plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları	
4.116. Unfavorable kırık hattında anterior bölge vertikal yükleme,	153
orta hat yerleşimli plak modelinde vidalarda oluşan	
Von Mises Stres yayılımları	
4.117. Unfavorable kırık hattında anterior bölge vertikal yükleme,	154
X plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları	
4.118. Unfavorable fraktür hattında kortikal ve spongioz kemikteki	155
stresler anterior bölge vertikal yükleme koşulu	
4.119. Unfavorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge	156
vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri	
<b>4.120.</b> Unfavorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge	157
vertikal yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri	
<b>4.121.</b> Unfavorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge	158
vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri	
<b>4.122.</b> Unfavorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge	159
vertikal yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri	
4.123. Unfavorable kırık hattındaki deplasman değerleri anterior	159
bölge vertikal yükleme koşulu	
4.124. Unfavorable fraktür hattında plak ve vidalardaki stresler	160
posterior bölge horizontal yükleme koşulu	

<b>4.125.</b> Unfavorable kırık hattında anterior bölge horizontal yükleme,	161
orta hat yerleşimli tek plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları	
<b>4.126.</b> Unfavorable kırık hattında anterior bölge horizontal yükleme,	162
tüm modellerdeki vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları	
4.127. Unfavorable fraktür hattında kortikal ve spongioz kemikteki	163
stresler anterior bölge horizontal yükleme koşulu	
<b>4.128.</b> Unfavorable kırık hattında orta hat yerleşimli tek plak modeli	164
anterior bölge horizontal yükleme, kortikal kemikteki	
Pmax stresleri	
<b>4.129.</b> Unfavorable kırık hattında 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak	164
modeli anterior bölge horizontal yükleme, kortikal kemikteki	
Pmax stresleri	
4.130. Unfavorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge	165
horizontal yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri	
<b>4.131.</b> Unfavorable kırık hattında 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak	166
modeli anterior bölge horizontal yükleme, kortikal kemikteki	
Pmin stresleri	
4.132. Unfavorable kırık hattında X plak modeli anterior bölge	166
horizontal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri	
4.133. Unfavorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge	167
horizontal yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri	
<b>4.134.</b> Unfavorable kırık hattındaki deplasman değerleri	168
anterior bölge horizontal yükleme koşulu	

4.135. Unfavorable fraktür hattında plak ve vidalardaki stresler	169
anterior bölge oblik yükleme koşulu	
4.136. Unfavorable kırık hattında anterior bölge oblik yükleme,	170
tüm modellerde plaklarda oluşan Von Mises Stres yayılımları	
4.137. Unfavorable kırık hattında anterior bölge oblik yükleme,	171
orta hat yerleşimli tek plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları	
4.138. Unfavorable kırık hattında anterior bölge oblik yükleme,	171
tüm modellerdeki vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları	
4.139. Unfavorable fraktür hattında kortikal ve spongioz kemikteki	172
stresler anterior bölge oblik yükleme koşulu	
<b>4.140.</b> Unfavorable kırık hattında 1/3 alt yerleşimli tek plak modeli	173
anterior bölge oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri	
4.141. Unfavorable kırık hattında X plak modeli anterior bölge	173
oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri	
4.142. Unfavorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge	174
oblik yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri	
4.143. Unfavorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge	175
oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri	
4.144. Unfavorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge	176
oblik yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri	
4.145. Unfavorable kırık hattındaki deplasman değerleri	177
anterior bölge oblik yükleme koşulu	

## TABLOLAR

1. Analizde kullanılan materyallerin Young Modülüsü	56
ve Poisson Oranları	
<b>3.2.</b> Eleman ve Nod sayıları	57

# 1. GİRİŞ

Mandibular angulus bölgesi fraktürleri, rutin klinik pratikte farklı fiksasyon metotları ile tedavi edilmektedir (Bohluli *et al.*, 2010; Chacon *et al.*, 2005; Rudman *et al.*, 1997; Gear *et al.*, 2005). Ancak fraktürün favorable veya unfavorable olmasına bağlı olarak oluşan vertikal, oblik ve horizontal kuvvet bileşenlerinin yapılan fiksasyon üzerinde ne gibi biyomekanik değişimlere sebep olduğu tam olarak bilinmemektedir. Yapılan literatür araştırmaları da bu konuya ilişkin verilerin kısıtlı olduğunu göstermektedir. Bu sebeple, favorable ve unfavorable mandibular angulus bölgesi fraktürlerinde uygulanan farklı fiksasyon metotlarının etkilerinin biyomekanik açıdan incelenmesi çalışmamızın amacını oluşturmaktadır.

Mandibula fraktürleri en sık görülen kemik yaralanmalarındandır ve maksillofasiyal bölge fraktürlerinin %72.8'ini oluşturur (Erol *et al.*, 2004). Bunların %27.6'sı ise mandibular angulus bölgesinde görülür (Ş. Şimşek *et al.*, 2007). Etiyolojik faktörleri arasında, %67.1 oranıyla en sık görülen trafik kazalarını %19.4 oranıyla kavgaya bağlı kırıklar takip etmektedir (Özkaya *et al.*, 2009).

Klinik pratikte, mandibula fraktürü tedavisi değişkenlik göstermektedir. Alt çenenin normal fonksiyonu sırasında oluşan biyomekanik değişimler, son 20 yıldır yapılan çeşitli çalışmalarla daha da açıklık kazanmıştır. Bu biomekanik bilgi artışına ve daha iyi algılanmaya başlayan prensiplere bağlı olarak kemik stabilizasyonu, tel osteosentezi ve maksillomandibular fiksasyondan; rijit fiksasyon olarak adlandırılan metal plaklar, vidalar ve bunların çeşitli kombinasyonlarının uygulanmasına doğru gelişim göstermiştir (Erkmen *et al.*, 2005b). Rijit fiksasyon, iskeletsel segmentlerin kas çekimine, yumuşak doku kontraksiyonuna ve yerçekimsel yerdeğiştirmeye karşı pozisyonlarının kontrol edilmesinde standart bir yöntem haline gelmiştir. Lag vidası ve miniplak gibi birçok rijit fiksasyon yöntemi, hızlı kemik iyileşmesini sağlamak, postoperatif intermaksiller fiksasyondan kaçınmak, erken postoperatif mandibuler fonksiyonu ve oral hijyen uygulamalarını başlatmak amacıyla segmentlere uygulanmaktadır. İnternal fiksasyon, kemik segmetleri arasındaki stabiliteyi sağlayıp iskeletsel relapsı önleyen ve mandibula fraktürlerinin cerrahi tedavisinde günümüzde rutin olarak en sık kullanılan yöntem olarak kabul edilir (Clayman ve Rossi, 2012; Dolanmaz *et al.*, 2004; Feller *et al.*, 2003; Fernandez *et al.*, 2002; Gabrielli *et al.*, 2003; Goth 2012 *et al.*; Hochuli-Vieira *et al.*, 2011; Longwe *et al.*, 2010; Pereira *et al.*, 2011; Proffit *et al.*, 2012; Singh *et al.*, 2011).

Rijit fiksasyon bazı dezavantajları da beraberinde getirmektedir. Rijit fiksasyon uygulanması için daha fazla enstrümana ihtiyaç vardır. Prosedürün uygulanması teknik olarak daha zordur. Cerrah, materyalleri doğru bir şekilde manuple edebilmeli ve böylece plaklar doğru bir şekilde bükülmüs ve fraktür hattı üzerinde pasif olacak sekilde konumlandırılmalıdır. Kemik segmentlerinin, plakların ya da vidaların hatalı konumlandırılması postoperatif tedavinin daha uzun sürmesi ile ya da ikinci bir operasyon ihtiyacı ile sonuçlanan maloklüzyona neden olur (Derfoufi et al., 2011; Ellis, 2009; Ellis ve Esmail, 2009; Gupta et al., 2012; Jing et al., 2011; Lima et al., 2011; Melo et al., 2011; Seemann et al., 2010; Shehabuldin ve Bal, 1998).

Fiksasyon için kullanılan vida ve plakların tipi, kırığın şekli ve hastanın genel sağlık durumu dahil birçok faktöre bağlıdır (Ellis 2009; Ellis ve Esmail, 2009). Günümüzde birçok modern prosedürde internal fiksasyon için titanyum kullanılmaktadır (Haug *et al.*, 2001; Fox ve Kellman, 2003; Erkmen *et al.*, 2005a; Kumar *et al.*, 2011). Titanyum yüksek oranda sertlik, dayanım ve biyouyumluluk gibi özellikleri dolayısıyla rijit fiksasyon plakları ve vidalar için tercih edilen materyal haline gelmiştir (Bohluli *et al.,* 2010; Erkmen *et al.,* 2005a ve b; Paper *et al.,* 2002, s.702). Titanyumun bu özellikleri kemik segmentlerinin pozisyonlarının doğru bir şekilde muhafaza edilmesine yardım eder (Bohluli 2010 *et al.;* Chacon *et al.,* 2005; Dolanmaz, 2004; Gear *et al.,* 2005; Ji *et al.,* 2010).

Mandibulada rijit fiksasyon, mandibulanın anatomisi ve fonksiyonlarına bağlı olarak daha komplekstir (Andreasen *et al.*, 2008; Danda, 2010). Literatürde mandibular fraktürlerin fiksasyonunda birçok farklı vida ve plak tekniklerinin kullanımından bahsedilmektedir (Choi, *et al.* 2010; Danda, 2010; Dolanmaz *et al.*, 2004; Feller *et al.*, 2003; Gabrielli *et al.*, 2003; Gear *et al.*, 2005; Pereira *et al.*, 2011; Proffit *et al.*, 2012). Mandibula fraktürlerinde segmentlerin uygun bir şekilde konumlandırılması ve intermaksiller fiksasyonun uygulanması sonrasında kırık hattının rijit fiksasyonu; miniplaklar, mikroplaklar ya da monokortikal vidalar ile gerçekleştirilebilmektedir (Dolanmaz *et al.*, 2004; Gear *et al.*, 2005).

Mandibulanın biyomekanik davranışı birçok klinik durumda önem kazanmaktadır. Çünkü mandibula, kemik plaklarının yapıldığı madde ya da şekli ile etkileşim içindedir. Mandibula, kasların, eklem ve dişlerin kompleks bir sinerji içerisinde çalıştığı özelleşmiş bir yapıdır. Yüksek oranda gelişmiş olan mastikatör sistem içerisinde mandibulanın form ve fonksiyonu çalışmaya adapte olmuştur. Mandibulanın mekanik karakteristiklerinin deneysel ölçümü imkansız olmamasına rağmen verilerin sayı ve tipi, hasta ulaşılabilirliği ve diğer faktörlerdeki kısıtlamalara bağlı olarak sınırlıdır. Bugüne kadar bildirilmiş olan geleneksel deneysel yaklaşımların ya da klinik gözlemlerin analiz edilmesi kullanılan fiksasyon konfigürasyonlarının birlikte sonlu elemanlar analiz yöntemi internal fiksasyona ilişkin mekanik cevapları elde edebilir ve daha kontrollü bir şekilde parametreleri değiştirebilir (Erkmen *et al.*, 2005a ve b; Fagan, 1992; Feller *et al.*, 2003; Ji *et al.*, 2010; Kavanagh *et al.*, 2008; Kimura *et al.*, 2006).

Sonlu elemanlar analizi yöntemi, mühendislik ve hava-uzay sanayisinde sıklıkla kullanılan mekanik analitik bir sistemdir ve ayrıca dişhekimliği ve ortopedideki bazı komplike problemlerin çözülmesi amacıyla kullanılabilmektedir (Adıgüzel, 2010; Magne, 2007; Moaveni, 2003, s. 1; Wong et al., 2011). Sonlu elemanlar analizi yöntemi gerçek bir nesnenin matematiksel modelidir. Bu nedenle sayısal bir test olması sebebiyle tamamen deneysel ya da klinik bir çalışmanın yerini tutamamakla birlikte, diğer taraftan matematiksel bir modelin tekrarlanabilme ve kontrol edilebilme açısından in vivo testlere göre büyük üstünlüğü vardır (Adıgüzel, 2010; Erkmen *et al.*, 2005a ve b). Sonlu elemanlar analizi yönteminde, sonlu boyutlara sahip birçok elementten oluşan bir sayısal model geliştirilir, böylece geliştirilen bu model gerçek yapıya iyi bir şekilde adapte edilir. Bu prosedür diskretizasyon olarak adlandırılır. Belirlenen durumlardaki mevcut stres ve gerilim altında elementlerin deformasyonları ve gerilmeleri hesaplanabilir. Elementler birbirlerine nodlarla bağlıdır. Elementlerin nodlara bağlı olma durumuna dayanılarak (nodların yer değiştirmesi ve torsiyonu bütün yönlerde aynıdır) bütün yapının her noddaki deformasyonu ve gerilmelerin yanı sıra bundan elde edilen değişkenler hesaplanabilir (Akça ve İplikçioğlu, 2001; Arbag *et al.*, 2008; Bohluli *et al.*, 2010).

Sonlu elemanlar analizi mandibula geometrisinin yanı sıra materyal parametreleri ile ilgili kesin bilgileri gerektirmektedir. Gövdenin morfometrik verilerinin miktarının ölçülmesinde kullanılan non invaziv yöntem üç boyutlu bilgisayarlı tomografidir (Erkmen *et al.,* 2005a).

Çalışmamızda, boyutlu sonlu elemanlar yöntemi 3 analizi mandibula bölgesi değişik kullanılarak, angulus fraktürlerinde konfigürasyonda oluşturulan rijit fiksasyon metotları kullanılarak, kırık hattının sabitlenmesi sonrasında, gerek fiksatif materyalde gerekse kırık hattı ve kemik segmentlerde oluşan biyomekanik davranış değişikliklerinin değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

#### 2. GENEL BİLGİLER

#### 2.1. Kemik

İskelet, özelleşmiş bir bağ doku karakterinde, yüksek dayanıklılığa ve minimal ağırlığa sahip yaşayan bir dokudur (Garg, 2004, s. 3; Ovalle ve Nahirney, 2008, s.132). Kemik, biyomekanik açıdan, iskelet sisteminin önemli bir parçası olup, destek, koruma ve hareket (kas hareketleri sırasında kaldıraç görevi görür) sağlamasındaki etkilerinin yanı sıra hemopoietik dokuları barındırması yönüyle de önem taşımaktadır öyle ki, kemik, aynı zamanda vücudun kalsiyum ve fosfor deposudur (Kerr, 2010, s.223). Olgun kemik, sürekli bir döngü içerisinde olan, dinamik, canlı bir dokudur. Eski kemik rezorbe olurken aynı anda yerine yeni kemik oluşmaktadır (Gartner ve Hiatt, 1994, s.60; Junqueira *et al.*, 1998, s.134).

Kırığı takiben kemiğin rejenerasyonu ve tamiri kendiliğinden gerçekleşmekle birlikte, kemik, skar formasyonu oluşmaksızın iyileşebilen ender dokulardan biridir. Bir organ olarak, kemik, mineralize bağ dokusu, kıkırdak, damarlar, kemik iliği ve yağ içerir (Kerr, 2010, s.223).

#### 2.1.1. Kemiğin Komponentleri

Kemik ağırlık olarak, %90 ekstraselüler matriks ve %10 su içerir. Matriksin %65'i inorganik minerallerden oluşur. Baskın olarak hidroksiapatit formunda mikrokristalin kalsiyum fosfat (%85), kalsiyum karbonat (%10) ve bir miktar da sodyum, magnezyum-florid ve diğer iyonlar (%5) içermektedir. Kemik ağırlığının %25'i olan, matriksin organik komponenti ise, mineralizasyona yardımcı olup sadece kemikte bulunan *non*-kollajenöz proteinler içeren Tip-I kollajendir (Bonjour, 2011; Domaschke *et al.*, 2006; Einhorn, 1998; Garg, 2004, s.3; Kerr, 2010, s.223).

#### 2.1.2. Osteogenezis (Kemikleşme)

Kemikleşme veya osteogenezis, birbiriyle ilişkili ve eş zamanlı karmaşık bir dizi işlem sayesinde gerçekleşir. Bu işlemler; hücre göçü, mitoz, farklılaşma, düzenlenme, sentez, salgılama, ekstrasellüler mineralizasyon ve rezorpsiyon olarak sayılabilir. İskelet gelişimi erken embriyonik ve fetal dönemde başlar, büyüme, doğumdan sonra adölesan döneme kadar devam eder (Das ve Botchway, 2011; Kerr, 2010, s. 238-9; Ovalle ve Nahirney, 2008, s. 139; Peres ve Lamano, 2011).

Buradaki dört hücre tipi, osteoprogenitör hücreler, osteoblastlar, osteositler ve osteoklastlardır. İlk hücre tipi farklılaşmamış (diferansiye olmamış) kök hücrelerdir, uyarılara bağlı olarak, osteoblastlara, fibroblastlara veya kondroblastlara dönüşebilirler. Bu fibroblasta benzeyen yassılaşmış hücreler, *periost*, perivasküler bağ dokusu, kemiğin tüm iç yüzeylerini döşeyen *endosteum* ve kemik iliğinde yerleşirler. Bu hücreler konvansiyonel preparatlarda kolaylıkla tanınamazlar (Eghbali-Fatourechi *et al.*, 2005; Gartner ve Hiatt, 1994, s.61; Gerber, 2000; Ovalle ve Nahirney, 2008, s.140).

Kemik yapan hücreler olan osteoblastlar, osteoprogenitör hücrelerden köken alırlar, osteoidin kollajenlerini üretirler; ayrıca kemik gelişimi ve yeniden biçimlenmesi esnasındaki matriks mineralizasyonunu uyarırlar (Schliephake, 2002). 15-30  $\mu$ m çaplı, koyu bazofilik boyanan bu kübik veya prizmatik hücreler, kemik yüzeyleri boyunca yan yana sıralanmışlardır ve birbirleriyle geçit bağlantıları (*gap junctions*) aracılığıyla bağlantılarını sürdürürler. Hücreler polarize olmuşlardır (kutuplaşma gösterirler) ve çekirdekler, hücrenin yeni yapılmış kemikle komşu olan yüzeyine zıt kutupta yerleşirler. Osteoblast mineralize kemik matriksle çevrildiği andan itibaren osteosit veya olgun kemik hücresi olur. Lakünalar içinde yerleşmiş olan

8

osteositler örümceğe benzer hücrelerdir ve silindirik uzantıları, lakünadan çevreye ışınsal tarzda uzanmış olan kanalikülleri doldurur (Eghbali-Fatourechi *et al.*, 2005; Horton, 1990; Kanczler ve Oreffo, 2008; Ovalle ve Nahirney, 2008, s.150; Peres ve Lamano, 2011; Phan *et al.*, 2004).

Osteoklastlar, büyük, çok çekirdekli hücrelerdir, kemik iliğinden köken alan monositlerin füzyonu (kaynaşması) ile meydana gelirler. İşlevleri, çevrelerindeki mineralize matriksi ortadan kaldırarak kemik rezorpsiyonu yapmaktır (Teitelbaum, 2000). Bu hücreler, altlarında bulunan kemik matriksi lizozomal enzimleri ile sindirerek oluşturdukları rezorpsiyon boşlukları veya Howship lakünaları adı verilen boşluklarda yerleşmişlerdir. Kemikleşme ya intramembranöz, ya da endokondral kemikleşme olarak görülür (Phan, et al. 2004). Bu iki tip kemikleşmeye ait terimler, sadece başlangıçtaki kemikleşmenin olduğu ortam koşullarını tanımlar. Önceden oluşmuş bir kıkırdak modelin kemikleşmesi (endokondral) veya diğeri (intramembranöz) gelişmiş olan kemiğin mikroskopik yapısıyla ilgisi yoktur. İntramembranöz kemikleşme, mezenşimal dokunun kan akımından zengin bölgelerinde osteoblastların veya kemik yapan hücrelerin, doğrudan farklılaşması ile gerçekleşir (Kanczler ve Oreffo, 2008). Kafatasının düz kemikleri, mandibulanın bir kısmı ve klavikulalar bu yoldan kemikleşir. Uzun kemiklerin (ekstremiteler) çoğu, vertebral kolon, kaburgalar ve pelvis, varolan kıkırdak modelin kemikleşmesi ile endokondral olarak kemikleşir. Bu yöntemde, mezenşimal hücreler kondrositlere farklanır. Kıkırdak bir model, mineralizasyonu, damar invazyonunu ve kemikle yer değişimini kolaylaştırmak için modifiye olur. Her iki tip kemikleşme işleminde de kemik matriks birikimi ve mineralizasyonu aynı yoldan gerçekleşir; önce spongioz (trabeküler/ kansellöz) kemik oluşur. Oluşan bu kemiğin çoğunluğu daha sonra yoğun (kortikal veya kompakt) kemiğe dönüşür.
Kemik bir kez oluştuktan sonra, yaşam boyu dinamik bir durumda olur, büyümeyi sağlar ve hemostazis için gerektiğinde mineral iyonlarını vermeyi sürdürür (Das ve Botchway, 2011; Gerber ve Ferrera, 2000; Junqueira *et al.*, 1998, s.141; Ovalle ve Nahirney, 2008, s.139; Phan *et al.*, 2004).

## İntramembranöz Kemikleşme

İntramembranöz kemikleşme, gebelik sırasında, mezenşimal hücrelerin, damardan zengin bağ dokusu bölgelerinde kümelenmesi ve osteoblastlara farklılaşması ile başlar. Bu hücreler osteoid adı verilen, proteoglikanlardan ve tip I kollajen liflerden oluşan organik matriksi sağlar (Domaschke, 2006). Osteoblastlar aynı zamanda, inorganik kalsiyum fosfat tuzlarının çökmesini sağlayarak mineralizasyonu uyaran alkalen fosfataz da üretirler (Junqueira *et al.*, 1998, s.141; Kanczler ve Oreffo, 2008; Ovalle ve Nahirney, 2008, s.140).

Hidroksiapatit, kemik matriksin temel mineralidir (Appleford *et al.*, 2009; Domaschke *et al.*, 2006; Gartner ve Hiatt, 1994, s.61). Ossifikasyon (kemikleşme) sırasında osteoblastlar matriks içinde hapsedilir ve osteositlere – kemiğin olgun hücreleri- dönüşür (Amizuka *et al.*, 2012). Örümceğe benzeyen hücreler olan osteositler, laküna adı verilen küçük boşluklarda yerleşirler ve komşu osteositlerle, kanalikül adı verilen küçük kanalcıkların içinde uzanan silindirik hücre uzantılarıyla bağlantı kurarlar. Önceleri kemik küçük adalardan veya trabeküllerden oluşmuştur. Osteoblastlar trabeküllerin yüzeyine yerleşirler ve kemik matriksi yapımını sürdürürler. Spongioz kemiğin üç boyutlu kafes yapısını oluşturmak için trabeküller kalınlaşır ve birleşirler. Birbiriyle bağlantılı boşluklar, daha sonra primer kemik iliğini yapacak olan, oldukça damarlı bir gevşek bağ dokusu içerirler. Osteoklast adı verilen , geniş çok çekirdekli hücreler, kemik matriksi rezorbe etmeye

başlamak için trabekül yüzeylerine göç ederler (Lee ve Lorenzo, 2006; Quinn ve Gillespie, 2005). Rezorpsiyon, kemiğin kararlı bir biçimde sürekli yeniden biçimlenmesini sağlar. Spongioz kemiğin kortikal kemiğe dönüşümü belli bazı yerlerde olur. Kemik matriks, trabeküller arasındaki boşluğu doldurur. Konsentrik matriks tabaka veya lamellerinin, kan damarlarının etrafında toplanması ile osteonlar oluşur. Özeleşmiş bir bağ doku tabakası, periosteumu yapmak üzere gelişen kemiği çevreler (Gartner ve Hiatt, 1994, s. 61; Kanczler ve Oreffo, 2008; Ovalle ve Nahirney, 2008, s. 140).

### Endokondral Kemikleşme

Endokondral kemikleşme, gelecekteki kemiğin hiyalin kıkırdaktan bir modelinin oluşturulması ile başlar (Mackie *et al.,* 2011). Mezenşimden gelişen kıkırdak taslak, sonradan oluşacak kemiğin biçimini alır. İki ya da daha fazla kemikleşme merkezinden ilki, kıkırdak taslağın şaftı veya diyafizinde ortaya çıkar. Diyafiz çevresinde, kemiğin etrafını çevreleyen bağ dokusu kıkırdak perikondriyumundan intramembranöz kemikleşme ile ince bir kemik manşet ortaya çıkar. Kemik manşet ortaya çıktıktan sonra perikondriyum, periosta dönüşür (Buckwalter et al., 1987). Yeni kemik manşetin derin kısımlarında kıkırdak kalsifiye olmaya başlar, kondrositler hipertrofik bir hal alır ve ölür. Topluca periosteal filiz adını alan, periosttan çıkan damarlar, diafizin iç kısımlarına ilerler ve etraflarındaki mezenşimal ve osteoprogenitör hücreleri de taşırlar. Bu esnada, merkezdeki kıkırdak aşınır ve primitif ilik boşluğu ortaya çıkar. Gelen kan damarları primitif kemik iliği hücrelerini de getirir (Burkus et al., 1993). Diafizin iç çapı sabit kaldığı için geriye kalan kondrositlerin intersitisyel çoğalması, iki ucun veya epifizlerin boyuna uzamasına neden olur. Bu nedenle kondrositler sütunlar halinde düzenlenmişlerdir ve merkezi bölgenin her iki yanında iki cephe olarak görülürler. Kondrositler sonunda epifiz ve diyafizin birleşme sınırında epifizyal büyüme plaklarını yaparlar (Nagai ve Aoki, 2002). Hiyalin kıkırdağın buyüme plakları, diyafizin boyuna büyümesini düzenler. Fetal yaşamın sonlarından itibaren görülmeye başlayan kemikleşme merkezleri, uzun kemiklerin her iki ucundaki epifizlerde puberteye kadar devam eder. Adölesan dönemden sonra büyüme plakları kapanır ve büyüme durur. Kemik matriksteki kollajen liflerin düzenlenişi, kemiğin primer kemik mi yoksa olgun (lamellar) kemik mi olduğunu belirler (McKenzi ve Silvia, 2011). Primer kemik, fetüs ve küçük çocukların kemik dokusunda rastlanır. Bu kemikte kaba kollajen lif demetleri gelişigüzel düzenlenmişlerdir. Lamellar kemik yapımı doğumdan kısa süre sonra başlar ve 4 yıl içinde primer kemiğin yerini alır. Lamellar kemikte kollajen lifler, polarize mikroskop ile kolaylıkla görülür bir biçimde paralel tabakalar halinde yerleşmişlerdir (Gartner ve Hiatt, 1994, s.61; Kanczler ve Oreffo, 2008; McKenzi ve Silvia, 2011; Ovalle ve Nahirney, 2008, s.141; Shapiro, 2008).

Kemik rezorpsiyonu, ilk kemik yapımı ile birlikte başlar ve kemik yapımı ile birlikte yaşam boyu devam eder (Martin ve Sims, 2005). Bu yıkım ve yapım süreci, olgun lamellar kemiğin adaptasyon yeteneğini belirlerken, kan ve kemik arasındaki kalsiyum ve fosfat iyonlarının homeostazisini de etkiler. Kemik üretiminden sorumlu asıl hücreler osteoblastlar iken osteoklastlar temel olarak kemik rezorpsiyonunu sağlayan çok çekirdekli hücrelerdir (Kaneko *et al.*, 2000; Quinn ve Gillespie, 2005). Spongioz kemikte osteoblastlar trabekülün yalnızca bir yüzeyinde yeni lameller üretirler. Rezorpsiyon boşlukları adı verilen *Howship* lakünalarında yerleşmiş olan osteoklastlar ise diğer yüzeyde kemik rezorpsiyonu yaparlar (Shapiro, 2008). Çok sayıda paralel lameller, trabekülü yaparlar ve içlerine kan damarları girmez. Lameller içinde hapis olmuş osteositlerin beslenmesi bol damarlı kemik iliğinden besin maddelerinin difüzyonuna bağlıdır. Kemik matriks, hem organik, hem de inorganik bileşenleri olan güçlendirilmiş bir betona benzetilebilir. Organik kısım, matriksin %30-%40'ını yapar, başlıca tip I kollajenden ve ilişkili glikoproteinlerden oluşmuştur; kemiğe gerilim kuvveti ve esneklik sağlar. Matriksin geriye kalan %60-%70'i inorganiktir ve kemiğe sertlik ve sağlamlık sağlayan, başlıcası hidroksiapatit kristalleri olmak üzere minerallerden oluşur (Behonick *et al.*, 2007; Kerr, 2010, s. 237; Ovalle ve Nahirney, 2008, s.145; Paper *et al.*, 2002, s.697; Shapiro, 2008; Weiner *et al.*, 1999; Zaffe, 2005).

### 2.1.3. Kemik Kompozisyonu

Kemiğin makroskopik olarak tanımlanan, kortikal ve spongioz olmak üzere iki temel alt tipi vardır. Kortikal kemik, vücudun total kemik yapısının %85'ini oluşturur. (Garg, 2004). Kortikal kemiğin görüldüğü yerler, kemiğin dış kabuk (veya korteks) kısmı ile sınırlıdır. Kortikal kemik, enine kesitte oval ya da yuvarlak görülen ve genellikle kemiğin uzun eksenine paralel uzanan birbirine komşu Havers sistemleri, veya osteonlardan meydana gelmiştir (Pazzaglia et al., 2008). Her bir osteon, yaklaşık 250 µm çaplı silindirik birimledir. Osteonun merkezinde, etrafında 4-20 kadar konsentrik lamel bulunan, içinden küçük kan damarları ve sinirlerin geçtiği Havers kanalları vardır. Osteositler lakünalar içindedir ve merkezdeki kanalın etrafında sirkümferensiyel (dairesel) olarak dizilmişlerdir. Lakünalar, lamellere paralel olarak düzenlenmişlerdir ve osteositlerin silindirik uzantılarını içeren ince kanaliküllerle birbirlerine bağlanırlar. Havers kanalları, diğer kanallar ve modüller veya kemik iliği boşluğuyla bağlantılıdır. Kemiğin uzun eksenine dik yerleşmiş Volkmann kanalları, komşu Havers kanallarını birleştirirler ve kan damarlarını bir osteondan diğerine taşımak için periosteal yüzeyden kemiğe girerler (Appleford et al., 2009). Osteonların arasında bulunan düzensiz alanlar halindeki lamellere

intersitisyel (ara) lameller adı verilir. Bu yapılar, yeniden biçimlenme esnasında yıkılan osteonların kalıntılarıdır. Sement çizgileri, osteonlar ile intersitisyel lameller arasındaki sınırı belirler. Kemiğin daha iç kısımlarında yer alan spongioz kemik göreceli olarak daha basit bir yapıya sahiptir (Ruimerman *et al.*, 2003; Shefelbine *et al.*, 2005). Birbiriyle bağlantı trabeküller, uygulanan kuvvetlerin yönüne göre düzenlenmiş üç boyutlu bir kafes yapısına sahip lamellar kemikten yapılmıştır. Bu trabeküller, metabolik aktiviteler için geniş bir yüzey alanı oluştururlar ve ağırlığı aşırı arttırmadan mekanik dayanıklık sağlar (Ruimerman *et al.*, 2003). Yassılaşmış hücrelerin oluşturduğu incelmiş bir tabaka, endosteum, trabeküllerin yüzeyini döşer. (Bonjour, 2011; Shapiro, 2008; Weiner *et al.*, 1999; Zaffe, 2005).

Kemiklerin çoğunda hem kortikal, hem de spongioz kemik bulunur. Bu kemiklerin miktarının ve dağılımının birbirine oranı, yaşa ve görülen işleve bağlı olarak değişir. Kemiğin mimarisi, onu etkileyen fiziksel kuvvetlere ve bu kuvvetlerin sonucunda gelişen damarlanma özelliklerine bağlıdır. Kemik dokusu, pek çok yaşamsal işlevi yürütür. Beden ve ekstremiteler için iskelet desteği sağlar ve yaşamsal organları korur, hareket ve yer değiştirme için kasları bağlar ve kemik iliğinin hematopoetik dokusunu barındırır. Kalsiyum, fosfat ve diğer önemli iyonlar için de bir yedek deposu olarak yaşamsal bir metabolik işlev üstlenir (Bonjour, 2011). Bu mineral homeostazisini sağlamak için, gerektiğinde ivonlar, bir düzenlemeyle kana salınır. Kemik, kendıni yeniden yapılandırarak yaşam boyunca kararlı bir döngü içinde bulunur. Böylece, zayıflayan yerler sürekli onarılır ve kemiğin dayanıklılığı, üzerine binen yüke yanıt olarak düzenlenir (Ovalle ve Nahirney, 2008, s. 146). Spongioz kemik, vücudun total kemik yapısının %15'ini oluşturur. (Garg, 2004). Spongioz kemik, farklı yönlerden uygulanan gerilim ve baskıya direnç gösterir ve içinde oluşan stres çizgileri doğrultusunda veniden yapılanır. Yeniden biçimlenme, kemik trabeküllerinin bir yüzünde bulunan osteoblastlar ve diğer yüzünde bulunan rezorpsiyon yapan osteoklastlar ile gerçekleşir. Trabeküllerin oluşturduğu çerçeve, kemik iliği hücrelerini de korur. Kortikal kemik, periosteumun altında veya endosteumun üzerinde yapılabilir veya rezorbe edilebilir. Yaşla birlikte kemiğin çapı artar, ancak kemik kalınlığı ve korteksin yoğunluğu azalır. Kortikal kemik, bükülme kuvvetlerine direnmek amacıyla hepsi aynı yönde uzanan osteonların yapımı ile de yeniden biçimlenir. Dıştaki periosteum, kan damarları ve sinirler için rota belirleyici rol oynar ve ayrıca kemik büyümesi ve kırık iyileşmesinde aktif olarak işlev görür (Bonjour, 2011; Garg, 2004; Ovalle ve Nahirney, 2008, s. 146-147; Shapiro, 2008; Weiner et al., 1999; Zaffe, 2005).

### 2.1.4. Periosteumun Yapı ve İşlevi

Kemiğin dış yüzeyi, başka bir kemikle yaptığı eklem yüzeyleri haricinde sağlam, fibröz ve ileri derecede özelleşmiş bir bağ dokusuyla sarılıdır (Augustin *et al.*, 2007; Junqueira *et al.*, 1998, s. 137; Kerr, 2010, s. 231). Periosteum olarak bilinen bu yapı, histolojik olarak zor ayırt edilen iki alt tabakadan oluşur. Dış tabaka, çoğunluğu tip I kollajen lifler içinde dağılmış fibroblastlar, daha az oranda da elastik lifler içeren sıkı düzensiz bağ dokusundan yapılmıştır. Bu tabaka, çok sayıda büyük kan damarları, sinirler ve lenfatik damarları içerir, iç tabaka (kambiyum (büyüme tabakası)) ise, kemik yüzeyiyle doğrudan temas eden, osteojenik hücreler ve osteoblastlar içeren, damarlardan zengin gevşek bağ dokusundan oluşur (Langenskiöld *et al.*, 1993; Simon *et al.*, 2003). Bu tabakadaki kan damarları daha küçük çaplıdır ve *Volkmann* ve *Havers* kanallarına girerler (Augustin *et al.*, 2007). Periosteumun dış tabakasından alttaki kemiğe düzenli aralıklarla giren kollajen lif demetleri (*Sharpey* lifleri), periosteumun kemiğe sıkıca tutunmasını sağlar. Bu lifler özellikle tendon ve ligamentlerin kemiğe tutunduğu noktalarda daha belirgindir. Periosteumun mikroskopik görünümündeki belirgin değişiklikler, kemiğin işlevsel durumuna bağlıdır (Brey *et al.*, 2007). Kemik gelişimi ve büyümesi esnasında iç tabakada artmış bir hücresel aktivite gözlenir. Ayrıca, kemik hasarı veya kırığından sonra, iç tabakada yeni kemik yapım potansiyeli gösteren osteoblastların sayıca arttığı da gösterilmiştir (O'Driscoll *et al.*, 2001). Diyafizin kemik iliği boşluğu, spongioz kemikteki trabeküllerin yüzeyleri ve *Havers* kanalları ise, osteojenik potansiyeli de olan yassılaşmış tek katlı hücrelerin oluşturduğu endosteum adı verilen ince bir tabakayla döşelidir (Augustin *et al.*, 2007; Junqueira *et al.*, 1998, s. 137; Kerr, 2010, s. 231; Kostopoulos ve Karring, 1995; Ovalle ve Nahirney, 2008, s.148; Shapiro, 2008; Simon, 2003; Weiner *et al.*, 1999).

#### 2.1.5. Kollajenin Yapımı ve Bileşimi

Kollajenler, zayıf bireylerde vücut kitlesinin %20'sini oluşturan, insan bedenindeki en yaygın ve en fazla bulunan protein ailesidir (Domaschke *et al.*, 2006). Ekstrasellüler matriksin temel bileşenidir ve bütün bağ dokularının yapısal temelidir. Osteoblastlar, kondrositler ve fibroblastlar tarafından üretilebilirler. Sentezi, hücre içi ve hücre dışı olayları içeren, pek çok ekstrasellüler molekül için de ortak olan yollardan gerçekleşir (Clarke, 2008). Kollajenin genetik olarak farklı tipleri, üçlü bir heliks yapısı oluşturmak üzere bir araya gelmiş, kollajenin temel yapı taşı olan polipeptid alfa zincirlerinin tiplerine göre değişir. Tip I kollajen en fazla bulunanıdır ve kemiklerde, tendonlarda, ligamentlerde ve deride bulunur (Bockman, 1993; Galvin *et al.*, 1994). Kollagenin bu tipi, bazıları enzimatik olarak hidroksillenmiş lizin ve prolin kalıntıları (rezidüleri) içeren prepropeptid halinde sentezlenir. Oluşan polipeptid, GER lümenine taşınır ve üçlü heliks yapısı oluşturan üç alfa zincirinin birleşmesi ile prokollajen meydana gelir. Daha sonra bu yapı Golgi kompleksine gider ve orada hücre yüzeyinden ekzositoz ile salınmak üzere paketlenir. Hücre dışında peptidazlar, peptid bağlarını koparır ve tropokollajen ortaya çıkar. Bu moleküller de, uçları aynı hizada olmayacak biçimde birleşirler ve 64 nm'lik belirgin çizgilemne paterni gösteren kollajen fibrilleri yaparlar. Kollajenin yapısında, üçlü heliks yapısını sağlamlaştıran ve tropokollajen monomerleri arasında çapraz bağ oluşturan hidroksiprolin ve hidroksilizin yüksek konsantrasyonda bulunur. Kemikteki tip I kollajen, transvers boşluklar veya iç oyuk bölgeleri içermesi yüzünden bedenin diğer bölgelerinde görülenlerden farklıdır (Domaschke, 2006). Bu oyuk bölgeleri, hidroksiapatit kristallerinin birikimi ile çekirdek yapıların oluşumu ve sonraki matriks mineralizasyonu için uygun boşluklar sağlar. Eklem kıkırdakları ve büyüme plaklarında tip II kollajen bulunur (Clarke, 2008; Kerr, 2010, s. 227; Ovalle ve Nahirney, 2008, s. 149).

### 2.1.6. Osteoblastların Yapısı

Osteoblastlar, temel olarak tip l kollajen ve osteopontinle osteokalsin gibi kollajen olmayan glikoproteinlerden meydana gelen osteoidi sentezleyen ve salgılayan polarize olmuş hücrelerdir (Schliephake, 2002). Bu hücreler aynı zamanda, mineralizasyonu artıran bir hücre yüzey proteini olan alkalen fosfatazı da üretir. En ayırtettirici özellikleri, elektron mikroskopla görülebilen çok miktardaki GER ile uyumlu, yoğun bir sitoplazmik bazofiliye sahip olmalarıdır. Osteoblastlar, proteinlerin glikolizasyonu ve salgılanması için gerekli çekirdeğe yakın iyi gelişmiş bir Golgi kompleksi ve salgı ürününün atılabilmesi için gerekli sıralanmış halde salgı vezikülleri de içerirler (Clarke, 2008). Kemik matriksin yapıldığı tarafta hücre gövdesinden uzun, dallanmış uzantılar çıkar ve osteoidin derinliklerine kadar gider. Komşu hücreler arasında bulunan geçit bağlantıları (*gap junctions*), daha çok mineral metabolizması ile ilgili sinyallerin yayılmasmda rol oynar gibi gözükmektedirler. Osteoblastlar, paratiroid hormonu, östrojen ve progesteron için reseptörlere sahiptir (Eghbali-Fatourechi *et al.*, 2005; Junqueira *et al.*, 1998, s 135; Mulari *et al.*, 2005; Ovalle ve Nahirney, 2008, s. 150; Shapiro, 2008; Zaffe, 2005).

### 2.1.7. Osteositlerin Yapısı

Kemiğin olgun hücreleri olan osteositler, yüksek bir çekirdeksitoplazma oranına ve görece olarak daha az sitoplazmik organele sahiptir. Ekstraselüler sıvılarıyla birlikte lakünalar içerisinde yer alırlar. Her bir hücre, mineralize matriks içinde bulunan ve kanalikül adı verilen ince kanalcıkların içerisine doğru çok sayıda silindirik sitoplazmik uzantılar gönderirler. Bir hücrenin uzantısı, komşu hücrenin uzantısıyla geçit bağlantıları ile temas kurar (Batra *et al.*, 2012; Matemba *et al.*, 2006). Kanaliküller içindeki ekstrasellüler sıvı, bazı moleküllerin, oksijenin ve besin maddelerinin difüzyon ile taşınmasına izin verir. Osteositler, aktif olarak kemik matriksin devamlılığını sağlarlar. Osteositik osteolizis adı verilen bir işlemle, kalsiyum iyonları ve diğer minerallerin ekstrasellüler sıvıyla değiş tokuşunda yer alırlar (Bonewald, 2002; Junqueira *et al.*, 1998, s 135; Schilling *et al.*, 2008).

### 2.1.8. Osteoklastların Yapısı

Çok çekirdekli dev hücreler olan osteoklastların çapı 40  $\mu$ m'den başlayarak 100  $\mu$ m'nin üzerine çıkabilir ve bir hücrede 50 den fazla çekirdeğe rastlanabilir. Hücre ileri düzeyde polarizedir ve çekirdekler kemik rezorpsiyonu yapılan alanlardan uzakta toplanmışlardır. Benzersiz ince yapıları, kemik rezorpsiyonu işlevleriyle uyumludur (Kaneko *et al.*, 2000; Ovalle, 2008, s. 152). Aktif olarak rezorpsiyon yapan osteoklastlar (Quinn ve Gillespie, 2005), *Howship* lakünası olarak bilinen yüzey boşluklarının içinde veya yakınında bulunur. Işık mikroskop ile sitoplazmaları eozinofilik olarak görülebileceği gibi köpüğümsü bir görünümde de olabilir. Ayrıca, kemiğe yakın olan hücre membran yüzeyi çizgilenmeler gösterir. Elektron mikroskobik olarak bakıldığında, çok sayıda mitokondriyon, lizozom ve membranla çevrili vezikül ve vakuollerin tüm hücrede dağınık halde yer aldığı, granüllü endoplazma retikulumu ve Golgi kompleksinin daha az miktarlarda bulunduğu görülür (Clarke, 2008). Işık mikroskopta çizgili hücre yüzeyi olarak görülen yerin, elektron mikroskop ile tırtıklı kenar olarak görülen yapı olduğu anlaşılır. Çok sayıda plazma membran katlantılarından oluşan bu kenar, yüzey alanını artırarak rezorpsiyonu kolaylaştırır (Lee ve Lorenzo, 2006). Aktin filamanlarından zengin, diğer organellerden fakir bir sitoplazma bölgesi, tırtıklı kenarın hemen altında yer alarak kemik rezorpsiyonu sırasında onun hareketini kolaylaştırır. Bu kenarın membranında bulunan proton pompaları, rezorpsiyon boşluğundaki pH düzeyinin düşük olmasını sağlar. H+ iyonlarının ekstrasellüler ortama salınması ile matriksteki inorganik mineraller çözünür. Aynı zamanda lizozomlar da, aralarında kollajenazın da bulunduğu hidrolitik enzimleri ekstrasellüler ortama salgılayarak organik matriks bileşenlerini yıkarlar. Tırtıklı kenardaki küçük veziküller, parçalanmış kollajen liflerini ve kalsiyum tuzu kristallerini alarak hücrenin karşı kenarına taşırlar ve oradan dolaşıma geçmek üzere ekstrasellüler sıvıya verirler (Clarke, 2008; Kaneko et al., 2000; Ovalle ve Nahirney, 2008, s. 152; Shapiro, 2008).

## 2.2. Kırık İyileşmesi

### 2.2.1. Erken Dönem Olaylar

Kemik kendini iyileştirebilen bir dokudur. Kemiğin dinamik doğası, en iyi kırılmaya karşı verdiği tepki sırasında anlaşılabilir. Başarılı bir kemik rejenerasyonu, canlı bir periosteumun varlığı yanında, kırık uçların uygun biçimde karşı karşıya getirilmesine ve hareketsizleştirilmesine bağlıdır (Coletti et al., 2007; Gorzelnik et al., 2009; Ovalle ve Nahirney, 2008, s. 153; Valentino et al., 1994; Van Sickels, 2005). Yeni kemik oluşumu, embriyonik gelişim ve büyüme sırasında görülene benzer. Uzun kemiklerin iyileşmesi kafatası ve yüzdeki yassı kemiklerin iyileşmesinden farklı olarak hem intramembranöz, hem de endokondral kemikleşme ile olur. İyileşme, birbirini izleyen ve birbiriyle iç içe geçmiş morfolojik evrelerden oluşur: ilk olarak görülen inflamatuar evreyi, onarım evresi izler, son olarak da yeniden biçimlenme görülür (Carano ve Filvaroff, 2003). Kemikte de diğer dokularda olduğu gibi hasara ilk yanıt enflamasyon ve ödemdir. Kemik iliği boşluğu ve çevre dokulardaki, kırığa yakın yırtılan kan damarlarından kanama olur. Birkaç saat içinde, kırık bölgesinde, bir kan pıhtısı veya hematom meydana gelir. Bölgedeki osteonların dolaşımı durur, buna bağlı olarak da, osteositler ölür ve kemik parçalarında nekroz oluşur (Glowacki, 1998). Periosteumdan bölgeye fibroblastların ve yeni kapiller damarların yayılmasmdan sonra, lökositler, monositler ve makrofajlar da bölgeye göç ederek granülasyon dokusunu yaparlar. Hem periosteumdan hem de endosteumdan gelen osteoprogenitör hücreler de kırık bölgesine göç ederek burada çoğalır. Oluşan doku gittikçe daha fibröz bir hal alır ve kırık uçların arasında ve çevresinde bir köprü veya kallus oluşturarak kırık parçaları birleştirir (Cheung, 2005; Coletti et al., 2007; Gorzelnik et al., 2009; Kerr, 2010, s. 255; Ovalle ve Nahirney, 2008, s.153).

#### 2.2.2. Orta (Ara) ve Geç Dönem Olaylar

İç kallus (kırık parçalarının ve kemik iliği boşluklarının arasında) ve dış kallus (karşı karşıya gelmiş kırık uçlarının çevresinde) kırık parçalarını geçici olarak sabitler ve birbirine bağlar (Hao *et al.,* 2007). Kallus içindeki osteoprogenitör hücreler pluripotent olduklarından, akıbetleri, yakın mikro çevrelerindeki damarlanma oranına ve oksijen basıncına bağlıdır. Kan damarlarına yakın olan hücreler osteoblasta dönüşür ve doğrudan yeni primer kemiğin trabeküllerini yapar. Bu işlem genellikle medüller boşluğun iç kısmında görüldüğü gibi periosteumun en iç tabakasında da meydana gelir. Bunun tersine, kapiller damarlardan uzakta kalan pluripotent hücreler, düşük oksijen basıncından dolayı, kondroblastlara farklanırlar. Kondroblastlar da daha sonra, hiyalin kıkırdağı üretecek olan kondrositlere dönüşür (Sato *et al.*, 1998). Bu kıkırdak tipik olarak kallusun dış bölgelerinde gelişir ve daha sonra endokondral kemikleşmeye benzer bir işlemle primer spongioz kemikle yer değiştirir. Kırık uçlardan çıkan yeni spongioz kemiklerin buluşması ve kırık hattı boyunca devamlılık kazanmasıyla kırık parçalar birleşmiş olur. Primer kemiğin lamellar kemiğe sonradan yeniden biçimlenmesi zamanla gerçekleşir. İyileşmenin son aşamasında, primer spongioz kemik rezorbe olur ve yeni kemik lameller bunların yerini alır. En sonunda, kortekste ver alacak olan kortikal kemiğin yeni osteonları yapılır ve medüller boşluk yeniden oluşturulur. İyileşmiş olan kemiğe binen yükün yönleri, yeniden biçimlenmeyi etkiler (Cheung, 2005; Kerr, 2010, s. 255; Martin ve Sims, 2005; Ovalle ve Nahirney, 2008, s. 154; Valentino *et al.*, 1994).

### 2.3. Maksillofasiyal Bölge Kemik Çatısı

Yüz iskeleti; üst, orta ve alt olmak üzere 3'e ayrılır. Frontal kemik üst; maksilla, zigomatik kemik, lakrimal kemik, nazal kemik, palatin kemik, inferior nazal konka ve vomer kemikleri orta; mandibula ise alt yüz iskeletini oluşturur (Cumhur, 2001, s. 21; Sancak ve Cumhur, 2002, s.1).

Frontal kemik, kafa iskeletinin tek kemiklerindendir. Fasiyal travmalardaki önemi, ön ortayüz iskeleti ve paranazal sinüslerle ilişkide

olmasıdır. Maksilla, kafa iskeletinin çift kemiklerindendir. Her iki maksilla ortada *sutura intermaxillaris* ile birleşerek üst çenenin iskeletini oluşturur. Bu iskelet ağız boşluğunun tavanını, burun boşluğunun dış duvarı ve döşemesini ayrıca orbita döşemesinin büyük bir kısmını yapar. Zigomatik kemik, yüz iskeletini oluşturan çift kemik olmasının yanı sıra bu kalın, güçlü ve elmas şekilli kemik orta yüzün lateral ve anterior projeksiyonunu oluşturur. Kafa iskeletine ait kemiklerin en küçüğü olan Lakrimal kemik orbitanın iç duvarının ön kısmında yer alır. Yüz iskeletinin çift kemiklerinden olan Nazal kemik burun sırtının kemik iskeletini oluşturarak orta hatta sutura internasalis aracılığıyla birbiriyle birleşir. Palatin kemik de nazal kemik gibi yüz iskeletinin çift kemiklerinden olup, maksillayı sfenoid kemiğe bağlar. 'L' harfi şeklindedir. Inferior nazal konka burun boşluğunun dış duvarlarında horizontal olarak uzanan bir çift kemiktir. Vomer ise yüz iskeletinin tek kemiklerinden olup, nazal kavitenin orta hattında yerleşim gösterir ve nazal septumun arka kısmını olşturur. Sfenoid kemik, Basis cranii'nin ortasında yeralan kafa iskeletinin tek kemiklerindendir. Etmoid kemik de, sfenoid kemik gibi kafa iskeletinin tek kemiklerindendir. Basis *cranii*'nin ön kısmında yer alırken frontal kemiğin orbital parçaları arasındaki etmoidal çentiğe yerleşir. (Cumhur, 2001, s. 21,25-32; Gray, 2000, Sancak ve Cumhur, 2002, s.1, 9-16).

Mandibula, kafa iskeletinin en büyük, en sağlam ve tek hareketli kemiğidir. En büyük ve en sağlam yüz kemiği olmasına rağmen, yüzdeki pozisyonu ve dışa doğru çıkıntı yapmasından dolayı maksillofasiyal travma sonucu en sık kırılan kemiktir. Mandibula kırığı ortayüz kırıklarından daha fazla görülür. Ancak kadavra deneylerinde, maksillaya göre mandibulanın kırılması için dört kat daha büyük bir kuvvet gerektiği görülmüştür. Mandibula, korpus (gövde) ve ramus olmak üzere iki kısımda incelenir (Cumhur, 2001, s. 33; Miller *et al.*, 2011; Sancak ve Cumhur, 2002, s. 16).

Korpus, mandibulanın ortada horizontal olarak yer alan bölümüdür. At nalı şeklinde olup açıklığı arkaya doğru bakar. Ramus, mandibular korpusun her iki yanından yukarı ve arkaya doğru uzanır. Ramusun alt kenarının arka kenarla birleştiği bölgeye angulus mandibula adı verilir. Ramus, üste doğru, önde koronoid, arkada da kondil olmak üzere iki parçaya ayrılır. Kondil, glenoid fossayla birleşerek temporomandibular eklemi oluşturur (Cumhur, 2001, s. 33,34; Sancak ve Cumhur, 2002, s. 16,17).

Mandibulanın kan desteği inferior alveolar arter ve direkt kas ataçmanlarından sağlanır. İnferior alveolar sinir, arterle birlikte mandibulanın içine Mandibular Foramen'den girer. Lingual kortekse yakın olarak, diş köklerinin altından, meduller kaviteyi geçerek ikinci premolar diş bölgesinden yükselerek Mental Foramen'den çıkar. Bu sinir, mandibular dişleri ve alt dudak deri ve mukozasını inerve eder.

Mandibulaya tutunup etki eden iki ana kas grubu vardır. Bunlar, Çiğneme Kasları ve Hyoid Üstü Kaslar'dır (Stacey *et al.*, 2006).

Trigeminal Sinir'in mandibular dalının inerve ettiği dört ana çiğneme kası vardır. Masseter, zigomatik arktan çıkıp ramusun alt kenarına tutunan, kalın ve dikdörtgen bir kastır. Temporalis, temporal fossadan çıkıp koronoide ve ramusun ön kenarına tutunur. Medial Pterygoid, lateral pterygoid plağın iç kısmından çıkarak angulusun iç kenarı boyunca tutunur. Bu üç kas, mandibula posteriorda güçlü bir yukarı çekme kuvveti sergileyerek ağzı kapatıcı etki gösterir. Temporal kas ayrıca mandibulayı geriye doğru çeker. lateral pterygoid kas ise, lateral pterygoid plağın dış yüzeyinden ve sfenoid kemiğin ala majoründen çıkarak kondil boynuna ve temporomandibular eklem kapsülüne tutunur. Bu kas, mandibulayı öne iterek ağzın açılmasına yardımcı olur. Medial ve lateral pterygoid kasların bu zıt hareketleri mandibulanın yanlara doğru hareketini sağlar (Gray, 2000; Stacey *et al.*, 2006).

Hyoid üstü kaslar ise; Digastrik, Stylohyoid, Mylohyoid ve Geniohyoid'tir (Stacey *et al.*, 2006).

Digastrik kas, orta tendonda birleşen iki kısımdan oluşur. Fasiyal sinir tarafından inerve edilen arka kısım, mastoidden çıkarak öne ve aşağıya doğru devam eder. İnferior alveolar sinirin mylohyoid dalından inerve edilen ön kısım ise parasimfiziyal bölgenin lingual tarafından çıkarak aşağı ve arkaya doğru devam eder (Cumhur, 2001, s. 63; Putz ve Pabst, 2001, s. 142; Sancak ve Cumhur, 2002, s. 53,54).

Fasiyal sinir tarafından inerve edilen stylohyoid kas, styloid çıkıntıdan çıkarak hyoidin gövdesine tutunur. Yutma sırasında bu kemiği arka yukarıya çeker (Putz ve Pabst, 2001, s. 142; Sancak ve Cumhur, 2002, s. 54).

Mylohyoid kas, mandibulanın lingual yüzeyindeki mylohyoid hattan çıkıp simfizden üçüncü molar diş bölgesine uzanan yassı ve geniş bir kastır. Hyoid kemiğin gövdesine tutunur ve inferior alveolar sinirin mylohyoid dalından inerve olur. Yutma sırasında ağız tabanı ve dili yukarı kaldırır. Ayrıca, alt çeneyi aşağı çekerken hyoid kemiği yukarı kaldırır (Cumhur, 2001, s. 64; Putz ve Pabst, 2001, s. 142; Sancak ve Cumhur, 2002, s. 54).

Hypoglossal sinir tarafından inerve edilen geniohyoid kas ise mandibulanın lingual yüzeyinde mylohyoidden çıkarak hyoid kemiğin gövdesine tutunur. Hyoid kemiği ve dili yukarı kaldırırken, mandibulayı aşağı çeker (Cumhur, 2001, s. 64; Putz ve Pabst, 2001, s. 142; Sancak ve Cumhur, 2002, s. 54).

Hyoid üstü kaslar, yutkunma sırasında hyoid kemiği ve dil tabanını kaldırıp mandibulaya da baskı uygulayarak ağzın açılmasını sağlar (Stacey *et al.*, 2006).

Kırık segmentlerin ayrılması çoğunlukla bu kasların mandibulaya farklı kuvvetler uygulamasından kaynaklanmaktadır. Genel olarak, çiğneme kasları arka segmentleri yukarıya doğru çekme eğilimindeyken, hyoid üstü kaslar ön segmentleri aşağıya doğru çeker. Bunlara ek olarak kondil kırıklarında, lateral pterygoid kas kondil başını mediale doğru çekme eğilimi gösterir (Gray, 2000; Putz ve Pabst, 2001, s. 142; Stacey *et al.*, 2006; ).

#### 2.4. Maksillofasiyal Travma

Travma, doku bütünlüğünün zarar görmesidir. Travma, mekanik, kimyasal, ısısal veya radyasyon travması olarak dörde ayrılır (Sailer ve Pajarola, 2004, s. 317)

Kırık, kemiğin ani ve şiddetli bir kuvvet karşısında tam veya kısmen devamlılığını kaybetmesi olarak tarif edilir (Türker ve Yücetaş, 2004, s. 559).

Maksillofasiyal bölge travmalarına çok sık rastlanılmakla birlikte, kırığın ve yumuşak doku yaralanmalarının teşhisi, acil yaklaşımlar ve uygun tedavi uygulamaları önem taşımaktadır (Erol *et al.*, 2004). Maksillofasiyal bölge kırıklarının meydana gelmesinde bazı faktörler öncelikle etkili olmaktadır. Bunlar (Bayram, 2007);

- Gelen kuvvetin derecesi,

- Kemiklerin kuvvete karşı gösterdiği direnç ve kafanın duruş pozisyonu,
- Gelen kuvvetin yönü, kuvvetin etki ettiği bölgenin anatomik özelliği,
- Travmayı oluşturan ajanın kesit alanının büyüklüğü,
- Özellikle alt çenede etkili olmak üzere kas yapışıklıklarıdır.

Sosyal hayatın gelişmesi, teknolojinin ilerlemesi ve trafiğin artışı, özellikle gelişmiş ülkelerde her yıl daha fazla hastanın fasiyal travma şikayetiyle hastanelere başvurmasına neden olmaktadır. (Erol, 2004).

# 2.4.1. Maksillofasiyal Bölge Travmalarının Sınıflandırılması

# -Dentoalveoler Yaralanmalar

-Maksilla (Le Fort I,II III) Kırıkları

-Zigomatik Kompleks ve Ark Kırıkları

# -Blow-out Kırıkları

-Nazal-Orbital-Etmoidal Bölge Kırıkları

-Temporomandibular Eklem Bölgesi Yaralanmaları

## -Panfasiyal Kırıklar

# -Mandibula Kırıkları

(Türker ve Yücetaş, 2004, s.560-565).

## 2.4.2. Mandibula Kırıkları

### Tarihçe

Mandibula kırıkları ile ilgili bilinen en eski yazılar MÖ. 1650 tarihli Edwin Smith'in papiruslarında bulunmaktadır. Hipokrat yazılarında, modern kırık onarımını, redüksiyonunu ve stabilizasyonunu ilk olarak tariflemiş ve mandibula kırıkları için de dental fiksasyonu ve bandajlamayı anlatmıştır. Uygun bir oklüzyonun elde edilmesinin önemine ilk olarak 1180'de İtalya'nın Salerno kentinde yazılmış bir kaynakta rastlanmaktadır. Salicetti 1492'de "Cyrurgia" adlı kitabında ilk maksillomandibular fiksasyon teorisini ortaya koymuştur. Erken 1900'lü yıllar boyunca mandibula kırıklarının tedavisinde tek yaklaşım kapalı redüksiyondur. Anestezi ve asepsideki gelişmeler sayesinde cerrahlar açık redüksiyonu da kullanmaya başladılar. İlk açık redüksiyon yaklaşımına ait yazılar Buck (demir halka) ve Kinlock'a (gümüş tel) aittir. Erken 1970'lerde Spiessl tarafından tariflenen yeni ortopedik prensipler doğrultusunda yeni daha rijid fiksasyon teknikleri kullanılmıştır. Ancak bu tekniklerin fiksatörlerinin yüz kemiklerine uygulaması zor ve kullanışsız görülmüştür. Michelet 1873'te transoral yolla miniplak uygulamasını tariflemiş, Champy bu tekniği daha ayrıntılı ve gelişmiş şekilde belirlemiş ve günümüzün mandibula kırıklarına yaklaşımını ortaya koymuştur (Bayram, 2007; Günaydın ve Ünal, 2008; Mukerji et al., 2006).

# Etiyoloji ve İnsidans

Mandibula kırıkları etiyolojileri ve oluş biçimleri açısından toplumlar arası farklılıklar göstermekle birlikte genellikle, kavga, motorlu taşıt kazası, iş kazası, düşme, spor kazası, patolojik durumlar ve ateşli silah yaralanması olarak sayılabilir. Patolojik nedenler lokal enfeksiyonlar, tümörler, kistler, osteoradyonekrozlar olabileceği gibi, genel endokrinolojik veya metabolik hastalıklar olarak sayılabilirler. Literatürde farklı toplum örneklerinde yapılan araştırmalarda farklı etiyolojilerin öne çıktığı görülmektedir. Örneğin kırsal kesimlerde kazalar ön planda iken, şehirlerde yapılan araştırmalar ateşli silah yaralanmalarında artış göstermektedir (de Matos *et al.*, 2010; Ş. Şimşek *et al.*, 2007).

İngiltere'de kırsal kesimde yaptığı, 2137 fasiyal travma hastasını incelediği çalışmalarında, Ellis *et al.* (1985), mandibula kırıklarının vakaların %45'inde görüldüğünü belirtmiştir. Bu çalışmada etiyolojik faktörler sırasıyla trafik kazaları (%43), kavgalar (%34), iş kazaları (%7), düşmeler (%7), spor kazaları (%4) ve diğer nedenler olarak bulunmuştur.

Erol *et al.* (2004), yaptıkları çalışmada mandibula kırığının bütün maksillofasiyal bölge kırıklarının %50-%72.8'ini oluşturduğunu göstermiştir. Bu çalışmada görülen en sık etiyolojik faktör ise %38 oranıyla trafik kazalarıdır.

Özkaya *et al.* (2009), yaptıkları çalışmada ise 216 hastada, mandibula kırıklarının vakaların %50-%76.3'nde görüldüğünü ve etiyolojik faktör olarak da trafik kazalarının %67.1 oranında olduğunu belirtmiştir.

## Mandibula Kırıklarının Sınıflandırılması

Kırığın bulunduğu anatomik bölgeye, kırıkların tipine, kasların etkisine, etkenin şekline ve çenelerdeki dentisyonun durumuna göre mandibula kırıkları değişik şekillerde sınıflandırılmışlardır (Türker ve Yücetaş, 2004, s.590-592).

# • Lokalizasyonuna Göre;

## Simfizis ve Parasimfizis Kırıkları

Kanin dişilerin distalinden geçen vertikal çizgilerin arasında kalan anterior mandibula segmenti kırıklarıdır.

## Korpus Kırığı

Distal simfizden masseter kasın alveoler sınırına rastlayan hatta kadar olan kırıktır. (genellikle 3.molar dahil)

## Angulus Kırığı

Masseter kasın anterior sınırıyla çevrelenmiş üçgen bölgeden masseter kasın posterosuperior ataçmanına kadar olan kırıktır. (genellikle 3.moların distalinde)

### Ramus Kırığı

Angulusun üst yüzüyle sınırlı bölgeden sigmoid çıkıntıda tepe oluşturan iki hatta kadar olan kırıktır.

## Kondil Kırığı

Ramusun üst bölgelerinde kondil bölgesinde olan kırıktır.

# Koronoid Kırığı

Ramusun üst bölgelerinde mandibulanın koronoid çıkıntısını içeren kırıktır.

## Alveol Kırığı

Dişleri içeren bölgedeki kırıktır.

## • Tipine Göre;

### Basit (kapalı) Kırık

Basit kırık, dışarıda yara oluşturmayan tek bir kırık hattından ibarettir. mandibula kırıklarında bu, periosteumda yırtılma olmadan, ramus, kondil veya dişsiz bölge kırığını ifade eder. Cilt, mukoza veya periodontal membranda yaralanma söz konusu değildir.

## Kompound (açık) Kırık

Bu kırıklar dışarıda da yaralanma oluşturur ve genellikle periodontal membran, mukoza ve deri kemikteki kırıkla ilişkidedir.

## Komünite (parçalı) Kırık

Kemiğin parçalandığı veya ezildiği kırıklardır.

# Yaş Ağaç (greenstick) Kırığı

Kemiğin bir tarafının kırılıp diğer tarafının eğildiği kırıklardır.

# Patolojik Kırık

Önceden var olan kemik hastalığından dolayı hafif bir yaralanma sonucu oluşan kırıklardır.

# Etkilenmiş Kırık

Bir parçanın diğer bir parçayı sıkıca sıkıştırdığı kırıklardır.

# Kompleks (Komplike) Kırık

Komşu yumuşak doku veya parçalarda önemli derecede yaralanmanın bulunduğu kırıklardır. Basit veya birleşik olabilir.

# • Kasların Etkisine Göre;

# Favorable (iyi durumda) Kırık

Kas etkisinin deplasmana sebep olmadığı kırıklarıdır. Horizontal veya vertikal olabilir (Şekil 2.1b).

# Unfavorable (kötü Durumda) Kırık

Kas etkisinin deplasmana sebep olduğu kırıklardır. Horizontal veya vertikal olabilir (Şekil 2.1a).



Şekil 2.1:Unfavorable ve favorable mandibula kırıkları (Peterson et al.,

2002,s.537)

a) Unfavorable Kırık

**b)** Favorable Kırık

## • Etkene Göre;

## Direkt Kırık

Darbenin etkilediği kısımda oluşmuş kırıktır.

# İndirekt Kırık

Yaralanan bölgeden uzak bir noktada oluşan kırıktır.

### Aşırı Kas Kontraksiyonuna Bağlı Kırık

Ani kas kasılmasının sebep olduğu kırıklardır.

## • Dişlerin Varlığına Göre;

# Sınıf I

Kırık hattının her iki tarafında da dişler vardır.

# Sınıf II

Kırık hattının sadece bir tarafında dişler vardır.

# Sınıf III

Kırık hattının her iki tarafı da dişsizdir.

(Türker ve Yücetaş, 2004, s.590-592)

# Mandibula Kırıklarının Tedavisinde Kullanılan Enstrümanlar

Yeterli görüş sağlanarak, uygun redüksiyonla travma öncesi anatomik pozisyona getirilmiş kırık uçları, vidalar, plaklar, teller kullanılarak fikse edilir. Plak ve vidaların kullanıma girmesiyle maksillofasiyal kırıkların tedavisi için hastanede kalış süresi azalmış, intermaksiller fiksasyona daha az veya daha kısa süreli gereksinim duyulur hale gelmiştir (Alpay *et al.*, 2008).

Mandibula kırklarının tedavisinde kullanılan cerrahi aletler hastaya uygulanacak vida ve plaklar ile uyumlu olmalıdır. Operasyon öncesi enstrümanların, plak ve vidaların yeterli sayıda olup olmadığı, kullanılacağı anatomik bölgeye uygunluğu, özellikle de birbirine uyumu kontrol edilmelidir (Alpay *et al.*, 2008).

Kırıkların fiksasyonunda kullanılan metaller oksitlenerek veya fagosite edilerek immün reaksiyonlara neden olabilir. Bunlardan titanyum plaklar daha az reaksiyon verir ve daha uyumludur. Paslanmaz çelik korozyona uğrayarak toksisiteye neden olabildiğinden son zamanlarda daha az oranda kullanılmaktadır. Vitalinum, titanyumdan daha güçlüdür. Kobalt, krom, molibden karışımından yapılmıştır ve direncinin yüksekliği yanında daha az reaksiyona sebep olmaktadır (Fiala *et al.*, 1993; Knorr *et al.*, 2010; Sengezer *et al.*, 1992).

Rezorbe olarak emilebilen materyaller geliştirilmiştir. Rezorbe olabilen plaklar polilaktikasid, poliglikolikasid, poliparadioksanon türevleri ve benzerleridir. Genellikle 4-6 aydan sonra hidrolize olarak çözünmeye başlayan bu maddeler fagositler tarafından ortamdan uzaklaştırılmaktadırlar. Semirijit bir fiksasyon sağlamakla beraber yeterli sertlikte olan bu materyaller fiksasyon gereksinimi ortadan kalktığında ortamdan çekilmektedirler. İlk örnekleri yük taşımayan bölgelerde kullanılırken, günümüzde mandibula kırıklarının fiksasyonunda da kullanılmaktadırlar (Bayat *et al.*, 2010; Kim *et al.*, 2002; Lovald *et al.*, 2009a). Vida, plak ve teller ile vida çaplarına göre farklı delici uçlar, delici kılavuzları, yiv açıcı (tap) tornavidalar, vida derinliği ölçücü aletler, vida tutucu, plak tutucu ve bukücüler, tel ve plak kesme makasları, kemik redüksiyon forsepsi, perkütan vidalama için yanak retraktörü temel enstrümanlardandır (Alpay *et al.*, 2008).

Plaklar üzerindeki vida deliklerinin çaplarına ve kendi kalınlıklarına göre mini, mikro ve kompresyon plakları gibi şeklillerde sınıflandırılabilirler. 1.2-2.5 mm çaplı olanlar "Miniplak", 1 mm çapındaki vidalar için olanlarsa "mikroplak" olarak isimlendirilirler. Mandibulanın mini plakları genellikle 2mm çapındadır. Mandibula kırıklarında dinamik kompresyon plakları da kullanılmaktadır. Bu plakların, vida delikleri kırık hattına yakın olan kısmı (içte kalan kısmı) daha geniş, dış kısmı ise dardır. Plak dar kısımdan başlayarak vidalanınca geniş kısma doğru hareket eder ve kırık uçları birbirine daha kuvvetlice yaklaşır. Böylece ideale yakın bir iyleşme sağlanır. Oblik kırıklarda kırık uçların birbirine sıkıca yaklaştırabilecek bir yöntem de, bir vida ile iki kırık ucunun vidalanmasıdır. Bu yönteme "lag *screw* (vidası)" denmektedir (Niederdellmann ve Shetty, 1987, Peterson *et al.*, 2002, s. 546).

Vida için açılan delik, vidanın yivsiz çapına göre açılmalıdır. Böylece, vida yivleri kemiğe sıkıca tutunmuş olur. Vida için açılan delik geniş olursa vida kemiği gevşek tutar, istenen fiksasyon kuvvetini veremez. Vida için açılan delik dar olursa, vida sıkıştırılırken kemikte parçalı kırıklar oluşabilir ya da vida kırılabilir veya rahatça dönebilmesi için vida başında tornavidaya uygun durumdaki çentikler hasar görebilir. Vida için delik açılırken bol irrigasyon yapılarak, talaşlar temizlenmeli ve soğutma yapılarak kemik hücrelerin ısıdan zarar görmesi önlenmelidir. Aşırı ısınarak canlılığını kaybeden kemik hücreleri erken dönemde vida ve böylelikle plak gevşemesine neden olabilir. Vida deliği açmada kullanılan delicilerin kılavuzları, çoğu zaman çalışılan alanın çok yakınından geçen sinirleri içeren çevre yumuşak dokuların hızla dönen deliciye sarılmasını önlemede oldukça yararlıdır. Aynca deliciyi istenen açıda tutmada destek olur. Vida derinlik ölçücü, vida boyuna göre istenen derinliğe ulaşılıp ulaşılmadığını anlamada yardımcıdır. Yiv açıcı, açılan deliğin içinde vidanın tam oturmasına olanak veren yivler açılmasını sağlar. Plak bükücüler yardımıyla plağın sabitleneceği kemik yüzey konturuna tam uygunluk sağlanabilir (Kim *et al.*, 2002).

### Mandibula Kırıklarının Tedavisi

### Kapalı Redüksiyon

Basit ve kapalı kırıklarda kullanılabilen bir yöntemdir. Basit mandibula kırıklarında, hem redüksiyon hem de fiksasyonu intermaksiller fiksasyon (IMF) ile sağlamak mümkündür. Arch bar ile yapılan intermaksiller fiksasyon en yaygın kapalı redüksiyon tekniğidir. Elastik fraksiyon ile kasların kırık fragmanına olan etkisi ortadan kaldırılır ve fragmanların karşıt çeneye göre en ideal konuma yerleşmeleri mümkün olur. Eski kırıklarda ve patolojik kırıklarda başarılı olmak güçtür (Dolan, 2003, s. 606; Miloro *et al.*, 2004, s.414-417; Stacey *et al.*, 2006; Uyanık *et al.*, 2008).

### Fiksasyon Teknikleri

### Bandajla Fiksasyon

Barton bandajı, deplase olmamış basit bir kırığa veya yaş ağaç kırığına immobilizasyon gerektiğinde veya diğer metotları uygulama imkanı bulunamadığında kullanılabilecek bir maksillomandibular fiksasyon yöntemidir. Gevşeme ihtimaline karşı periodik olarak yenilenmelidir. (al Shawi, 1995; Uyanık *et al.*, 2008).

### İntermaksiller Fiksasyon

3 şekilde yapılabilir;

Tel ile bağlama: Dişli çenelerde uygulanabilir. *Multiple loop, Ivy loop* Risdon bağlama gibi çeşitleri vardır. Dişlerin arasından farklı yöntemlerle geçirilip sabitlenen tellerden faydalanarak alt ve üst çeneler birbirlerine elastikler veya tellerle sabitlenir. (Arakeri, 2010; Engelstad ve Kelly, 2011; Peterson *et al.*, 2002, s.540 ve 541; Uyanık *et al.*, 2008;)

*Arch* bar: Dişli çenelerde uygulanabilir. Günümüzde en sık kullanılan intermaksiller fiksasyon yöntemidir. Kapalı redüksiyon yapılmasına olanak verir. Kırıklarda *arch* bar uygulamasi şu şekilde yapılır (Uyanık *et al.,* 2008):

İlk olarak *arch* bar çenelerin uzunluğuna göre uygun boyutlarda hazırlanır. Santral dişten başlanarak sol ve sağ maksiller arka tam uyacak şekilde dişlerin ertafında 0,4 ya da 0,5 mm teller kullanılarak sabitlenir. Teller sıkıştırılırken artan gerilim dişin kök kısmına doğru yöneltilmelidir. İşlem bittikten sonra barın immobilitesi test edilmeli ve gerekirse diş etrafındaki teller daha da sıkıştırılmalıdır. Tellerin uçları burulduktan sonra hastayı rahatsız etmeyecek şekilde bükülerek gingivaya doğru yönlendirilir. Aynı işlem karşıt çeneye de uygulanır. Mandibular *arch* barın loopları aşağı doğru, maksiller arch barda ise looplar yukarı bakmalıdır. Alt ve üst çenedeki barlar bu looplardan faydalanılarak elastikler yardımı ile birbirine bağlanır. Bu elastik bant veya teller istenen vektörde traksiyon sağlamak üzere yönlendirilebilirler. Bu şekilde kırık fragmanlarının karşıt çene dişlerine göre en ideal konuma (oklüzyona) gelmesine olanak sağlanmış olur. Bu işlem sırasında alt ve üst çenelerin orta hatlarının karşılıklı olarak birbirlerine denk gelmesi de dikkat edilmesi gereken diğer bir faktördür. Maksilla kırığı ile birlikte olmayan mandibula kırıklarında arch bar önce maksiller dişlere uygulanır. Maksillada da kırık bulunması halinde, önce maksiller kırık redükte edilir ve ideal maksiller diş sırası elde edildiğine inanılırsa arch bar uygulanır. *Arch* bar yeterince sağlam yerleştirilmemişse meydana gelebilecek yetersiz immobilizasyon, maloklüzyon ve/veya *maluniona* yol açabilir. Tel kullanımı, elastik banttan daha çok stabilite sağlaması açısından, özellikle rijit internal fiksasyon yapılmadığı durumlarda tercih edilir, yine inkoopere hastalarda da tercih edilebilir. Elastik bantlar uygulama kolaylığı ve acil durumlarda çıkarma kolaylığı açısından tercih edilirler. Rijit plak vida fiksasyonu uygulanan çene kırığı hastalarında IMF'a hemen operasyon sonrasında son verilebilir. Kırık bölgesinde stresi en aza indirmek (kırık hattının iki yanı arasında bir gerilim bandı görevi görerek) ve IMF ile oklüzyonun korunmasını sağlamak için postoperatif dönemde bir hafta sonra kaldırılmaları da uygun olabilir. Rijit fiksasyon yapılmayan hastalarda, kondil kırıkları dışında 6 hafta boyunca IMF sürdürülür. Kondil kırıklarında bu 2-3 hafta ile sınırlandırılır. Kondiler ve subkondiler kırıklarda eklemin çok erken devrede hareketli hale gelmesi kondilin remodelling ile ideal şeklini almasına olanak sağlar. Bu nedenle bu olgularda intermaksiller fiksasyon mümkün olduğunca kısa tutulmalıdır. Özellikle çocuklarda primer kemik kallus çabuk gelişir. 15-20 günlük tespit yeterli olur. Kondiler kırıklarda uzun süreli intermaksiller fiksasyon temporomandibular ankiloza neden olabilir (Dolan, 2003, s. 607; Gawalin ve Thor, 2005; Imazawa et al., 2006; Jadwani ve Bonsod, 2011; Stacey *et al.*, 2006; Utley *et al.*, 1998; Uyanık *et al.*, 2008).

**Splintler:** Genellikle dişsiz hastalarda kullanılırlar. Kırık öncesinde hasta tarafından kullanılan total protezler, o hasta için en uygun splintlerdir. Ayrıca çok uzun süreli fiksasyon gereken olgularda, sirkümferansiyel teller ile birlikte kullanıldığında, çene ekleminin hareketini engellemeden kırığı

tespit olanağı sağlar. Dişli hastalarda, hasta için özel hazırlanmış metal splintler de fiksasyon amaçlı olarak bir dönem yaygın kullanım bulmuşlardır (Miloro *et al.*, 2004, s. 416; Uyanık *et al.*, 2008).

## İntermaksiller Fiksasyon'un Avantajları:

- Açık redüksiyon gerekmeden lokal anestezi altında tedavinin yapılabilmesi.
- Açık redüksiyon yapılacaksa öncesinde intermaksiller fiksasyonla oklüzyonun sağlanıp redüksiyona rehber olması (Andreasen *et al.*, 2008; Leach ve Truelson, 1995; Nandini *et al.*, 2011).

## İntermaksiller Fiksasyon'un Dezvantajları:

- Hasta 4-6 hafta ağzını açamaz.
- Yeme-içme, konuşma ve hijyen problemleri gelişir.
- Çeneler fonksiyonda olmadığı için temporomandibuler eklem problemleri ortaya çıkar (Andreasen *et al.*, 2008; Leach ve Truelson, 1995; Nandini *et al.*, 2011).

## • Açık Redüksiyon

Özellikle deplase ve parçalı kırıklarda kemik fragmanlarının sadece intermaksiller fiksasyon ile biraraya gelmesinin mümkün olmadığı durumlarda tercih edilir. Rijit plak ve vida fiksasyon tekniği ile kırıklarının anatomik redüksiyon ve kompresyonu daha kolay sağlanabilir. Gerekli görülen durumlarda açık redüksiyon internal fiksasyon uygulamaları öncesinde, redüksiyonun ve fiksasyonun kolaylaştırılabilmesi için intermaksiller fiksasyon da uygulanabilir (Dolan, 2003, s.610-15; Fernandez *et al.*, 2002; Lovald *et al.*, 2006; Miloro *et al.*, 2004, s. 417,418; Peterson *et al.*, 2002, s. 544-550; Uyanık *et al.*, 2008).

### İnternal Fiksasyon

Tel, titanyum plak ve vidalar ya da bazı olgularda Kirschner teli kullanılarak yapılır (Miloro *et al.*, 2004, s.417-24). Açık redüksiyon yapılan olgularda bu yöntem kullanılır. Maksillofasiyal kırıklarda Kirschner teli uygulaması oldukça sınırlı olup ramus ve kondil kırıklarında nadiren kullanılmaktadır. Maksillofasiyal kırıklarda kırığın redüksiyonundan sonra fiksasyonu sağlamak için titanyumdan yapılmış mini plaklar, fragmanları birbirine yanaştırmak için kompresyon plakları ve rekonstrüksiyon plakları kullanılabilir. Kompresyon plakları fragman hatlarını birbirine yanaştırmak için dizayn edilmiş özel plaklardır. Plakları sabitlemek için kullanılan vidalar mandibulada bikortikal olarak kullanılacaksa bölgede bulunan diş kökleri oluşumlar gibi anatomik göz veya mandibuler kanal önünde bulundurulmalıdır. Stabilitenin sağlanabileceği uygun vakalarda monokortikal vidalar da tercih edilebilir. Kırık fragmanlarının redükte edilmesinden sonra fiksasyon için paslanmaz çelik teller de kullanılabilir. Oluşan fragmanın her iki tarafında bikortikal delikler açılır. Bu deliklerden geçirilen teller sıkıştırılarak fiksasyon sağlanır. Tel osteosentezi ile yapılan fiksasyon rijit fiksasyon olmadığından IMF ile beraber kullanılması gereklidir. Tel osteosentezi, günümüz koşullarında plak ve vidalara ulaşım kolay olduğundan artık pek tercih edilmemektedir. Kırık fragmanlarının birbirine yaklaştırılması ve fiksasyon için bazı kırıklarda lag screw uygulaması da başarılı sonuçlar vermektedir (Arbag et al., 2008; Dolan, 2003, s.610-15; Iizuka et al., 1991; Leach ve Truelson, 1995; Peterson et al., 2002, s. 544-550; Uyanık et al., 2008).

Geleneksel olarak çoğu mandibular kırık IMF ile 6 haftalık immobilizasyonla tedavi edilirler. 10 günü geçen olgularda kırık sahasında primer kemik kallus oluşmaya başlayacağı için kırık fragmanlarının kapalı redüksiyonu mümkün olmayacaktır. Bu nedenle intermaksiller fiksasyon yapılması düşünülen olgularda hastaya ilk birkaç gün içinde *arch* bar yapılması gereklidir. Parçalı kırıklarda ve kemik kaybı görülen kırıklarda açık redaksiyon ve fiksasyon planlansa da ameliyat öncesinde arch bar uygulamasının yapılması ve kırık fragmanlarının bu şekilde redüksiyonunun sağlanması tercih edilebilir ya da kemik fragmanları ameliyat sırasında görülerek kolaylıkla redükte ve plak-vida kullanılarak fikse edilebilir (Bell *et al.*, 2008; Dolan, 2003, s.607; Peterson *et al.*, 2002, s. 544; Uyanık *et al.*, 2008).

Mandibular angulus kırıklarında, eğer kırık hattı ön ve arka parçanın yer değiştirmesine olanak vermeyecek şekilde ise sadece intermaksiller fiksasyon yeterli olabilir. Arka fragmanda arkaya depresyon varsa o zaman açık redüksiyon ile birlikte plak-vida fiksasyonu yapılmalıdır (Peterson *et al.*, 2002, s. 544). Stabil kırıklarda ve hastanın iyi dentisyonu olduğu durumlarda linea obliqua'ya tek bir mini plak uygulanmasi yeterli olabilir. Deplasman gösteren parçalı olmayan kırıklarda ise stabilizasyon plağı olarak bir, gerilim bandı plağı olarak da bir mini plak kullanılarak tedavi sağlanabilir. Parçalı kırık söz konusu ise stabilizasyon için bir rekonstrüksiyon plağı, gerilim bandı içinde bir miniplak kullanımı uygun olacaktır (Cox *et al.*, 2003; Danda, 2010; Ellis, 1999; Ellis, 2010; Fox ve Kellman, 2003; Gear, 2005; Haug ve Serafin, 2008; Haug *et al.*, 2001).

### 2.5. Stres Analiz Yöntemleri

Diş hekimliğinde gerek biyolojik malzemeler gerekse tedavi malzemelerindeki gerilimlerin analizini sağlayan yöntemler aşağıdaki gibi sıralanabilir.

• Kırılgan Vernikle Kaplama Tekniği ile Stres Analizi: Analizi yapılacak modelin üzerine özel bir vernik, homojen bir şekilde püskürtülüp fırınlandıktan sonra, istenilen bir kuvvet ile yüklenmesi sağlanır. Cisme kuvvet uygulandığında, vernik üzerinde bu kuvvete dik yönde, uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan çatlaklar oluşur. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgede izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir. (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 113- 115).

• Holografik İnterferometri ile Stres Analizi: Holografik interferometri, lazer ışını kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerinde kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntem, yüzey deformasyonlarını nanometre (nm) boyutunda algılayıp, görünür ışın saçaklarına dönüştürebilen bir metottur. Test modeli üzerinde tahribat yapmayan, objenin çoğunlukla gerçek boyutlarında incelenebildiği, yüzey deformasyonlarının nm boyutunda kaydedilebildiği çok hassas bir kuvvet analiz yöntemidir. (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 113-115).

• Termografik Stres Analiz Yöntemi: Bu yöntem, Lord Kelvin tarafından bulunan bir prensibi esas almaktadır. Bu prensibe göre; homojen, izotropik bir materyal periyodik olarak yüklendiğinde, ısıda oluşan periyodik değişiklikler materyalin ilgili noktasındaki asal gerilimlerin toplamı ile doğrudan orantılıdır. (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 113-115).

• Radyotelemetri ile Stres Analizi: Bu metot, birleşik bir donanım ve yazılım yardımı ile elde edilen verilerin, herhangi bir materyale bağlantısı olmadan transferi üzerine kurulmuştur. Yöntemde, bir güç kaynağı, radyotransmitter, bir alıcı, örneğe yapıştırılmış gerinimölçerler, gerinimölçer yükselticisi, anten ve bir veri kayıt edici mevcuttur. Gerinimölçerde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebebiyet vermekte ve bu da radyotelemetrenin frekansını etkileyip sonuçları oluşturmaktadır. Bu yöntemin en büyük avantajı, veri iletiminde kablo kullanılmamasıdır. (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 113- 115).

• Fotoelastik Stres Analiz Yöntemi: Karışık yapılar içinde oluşan mekanik iç baskı ve gerilimleri gözle görülebilir ışık taslakları haline dönüştüren bu yöntemde analiz edilecek yapının fotoelastik materyalden iki veya üç boyutlu bir modeli elde edilir. Modele özel şartlarda yüklemeler yapılır ve oluşan stresler Polariskop yardımıyla tespit edilir (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 96-111).

• Gerinimölçer (Strain Gauge) Tekniği: Gerinimölçer denildiği zaman, yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerinin saptanmasında kullanılan aygıtlar anlaşılır. Bunların mekanik, mekanik-optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip çok farklı çeşitleri ve bu farklı çeşitlerin de çok değişik uygulamaları vardır. Yük uygulandığında aygıt o bölgedeki basınç miktarını gösterir (Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 113- 115). • Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi: Bu analiz yöntemi bir nevi, bilgisayar üzerinde tabiatın taklit edilmesidir. Sonlu elemanlar metodu, fiziksel modelleri tarif eden matematiksel denklemlere sayısal çözüm getiren, çağımızın en modern ve önemli bilimsel tekniklerindendir. Bu yöntemin uygulanması sırasında milyarlarca aritmetik işlem yapıldığından bilgisayar kullanımı şarttır (Adıgüzel, 2010; Cook, 1995, s.1; Ulusoy ve Aydın, 2010, s. 113- 115).

### 2.5.1. Stres Analizlerinde Kullanılan Teknik Terimler

### Kütle (Mass)

Kütle bir cismin hareketinin değişime karşı gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir ve sıklıkla ağırlık ile karıştırılmaktadır. Kütle ve ağırlık tamamen farklı niceliklerdir. Bir cismin ağırlığı ona etki eden yerçekimi kuvvetidir ve cismin konumuna göre değişir. Kütle yer çekiminden bağımsızdır. Kütle cismin değişmeyen bir özelliğidir ve cismin çevresinden ve kütleyi ölçmek için kullanılan yöntemlerden bağımsızdır.

### Kuvvet (Force)

Bir cismin hareketini başlatan, değiştiren veya durduran herhangi bir etki olarak açıklanabilir. *Newton*'un ikinci kanunu kuvveti şu şekilde tanımlar:

### Kuvvet (F) : Kütle (m) × ivme (a)

Birimi genellikle kilogram force (kgf) veya Newton cinsinden ifade edilir (1kgf= 9,8 N) (Sancaklı, 2006).

# Stres (Gerilim)

Bir cismin herhangi bir kesitine gelen dik veya paralel kuvvetlerin bu kesitin alanına bölünmesi ile bulunan büyüklüğe stres denir ve uygulanan kuvvetle eşit şiddette ve zıt yönlüdür (Craig, 2002; Çankaya, 2005). Stres kavramı, malzemelerin dayanımı veya yükleme koşulları altındaki hatasını ifade etmekte kullanılmaktadır. Herhangi bir cismi deforme etmeye yönelik bir kuvvet uygulandığı zaman, bu dış kuvvet uygulamasına karşı cismin içinde bir reaksiyon meydana gelir.

Yüzeyde oluşan gerilim değerini tanımlamak için kuvvet ve kuvvetin uygulandığı yüzeyin belirtilmesi gerekmektedir, uygulanan kuvvet ve stres, cismin yüzeyine dağılır (İnan, 1988).

Stres, aşağıdaki formülle hesaplanır;

# Stres( $\sigma$ ) = Kuvvet(F) / Alan = N / mm<sup>2</sup> = MPa

Cisme uygulanan kuvvet herhangi bir yönden ve açıdan gelebilir. Bu etkiler çoğu zaman bir araya gelerek yapının içerisinde karmaşık gerilimlerin oluşmasına yol açar. Esas olarak üç temel stres tipi meydana gelmektedir (Craig, 2002; Şeker, 2011; Çankaya, 2005; İnan, 1988; Tosun, 1997).

- **Gerilme Stresi (***tensile stress***):** cismin moleküllerini birbirinden ayrılmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesiyle oluşur (Şekil 2.2a).
- Sıkıştırma Stresi ( *compressive stress* ); cismin moleküllerini birbirine yaklaşmaya zorlayan, aynı doğrultuda ve ters yönde iki kuvvetin cismi etkilemesi ile oluşur (Şekil 2.2b).

• Makaslama Stresi (*Shear stress*); cismin moleküllerini birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan farklı seviyelerde ve zıt yöndeki iki kuvvetin cismi anda etkilemesi ile oluşur (Şekil 2.2c).



Şekil 2.2: Stres Tipleri (Sancaklı, 2006)

a) Gerilme Stresi b) Sıkıştırma Stresi c) Makaslama Stresi

Gerilme ve sıkıştırma streslerine normal stresler denir ve " $\sigma$ " sembolü ile gösterilir. Makaslama stresleri ise " $\tau$ " simgesi ile gösterilir. Yaşamda cisimlere uygulanan streslerin tek tipte olması güçtür. Yük uygulanan cisimlerde gerilme, sıkıştırma ve makaslama streslerinin bir arada bulunduğu bileşik stres durumları meydana gelmektedir (İnan, 1988; Sancaklı, 2006; Şeker, 2011).

### Asal Stres (*Principal Stress*)

Üç boyutlu bir elemanda, en büyük gerilim değerleri, bütün makaslama bileşenlerinin sıfır olduğu durumda oluşur. Bir eleman bu konumda olduğu zaman, normal gerilimlere Asal Stres denir. Asal stres; maksimum asal stres,
ara asal stres ve minimum asal stres olarak üçe ayrılır. " $\sigma$  1" en büyük pozitif değeri; " $\sigma$  3", " $\sigma$  2" en küçük değerleri gösterir. (İnan, 1988; Shigley *et al.*, 2004).

#### Eşdeğer Stres (Equivalent Stress, Von Mises Stres)

Von Mises stresi enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Bu kritere göre "bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir" (Zyl *et al.*, 1995). Sonlu elemanlar stres analizi verilerinin stres dağılımı açısından değerlendirmesinde Von Mises ve arkadaşları tarafından bulunan ve biçim değiştirme enerjisi olarak adlandırılan enerji hipotezi uygun bir kriterdir (İnan, 1988). Çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanan Von Mises Stresi üç asal stres değeri kullanılarak hesaplanır (İnan, 1988; Sancaklı, 2006).

$$\sigma_{e} = \sqrt{\frac{\left(\left(\sigma_{1} - \sigma_{2}\right)^{2} + \left(\sigma_{2} - \sigma_{3}\right)^{2} + \left(\sigma_{3} - \sigma_{1}\right)^{2}\right)}{2}}$$

#### Gerinim (Strain)

Gerinim, bir cisme kuvvet uygulanması sonucu cisminde meydana gelen birim uzunluktaki değişim şeklinde tanımlanır. Gerilim oluşturan kuvvet aynı zamanda gerinim de meydana getirmektedir. Gerinim atomların yer değiştirme miktarı olarak da ifade edilebilir. Atomların arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetler gerilim iken, atomların yer değiştirme direnci gerinimdir. Gerilim, büyüklüğü ve yönü olan bir kuvvet iken, gerinim bir kuvvet değil, sadece bir büyüklüktür ve aşağıdaki formülle hesaplanır (Craig, 2002; Çankaya, 2005; İnan, 1988; Sancaklı, 2006).

#### Strain( $\varepsilon$ ) = Deformasyon / Orjinal Uzunluk = $\Delta L / L0$

## Ağ Yapısı (Mesh) Oluşturulması

Düğüm noktalarının ve elemanların 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. Ağ üretme konusunda kullanıcının ayrıca üzerinde ağ 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 bölüneceği, nasıl ağ yapılacağıdır (Geng *et al.*, 2001; Şahin, 2008).

Ağ oluşturmada modeller sonlu sayıda elemanlara bölünür. Genellikle, önemli olduğu veya kendi içinde büyük değişime sahip olduğu bilinen veya tahmin edilebilen bölgelerde, birim alana daha fazla eleman yerleştirilir. ağ işleminden sonra sonra, cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösteren sınır şartları belirlenir. Eleman sayısı arttırılarak, eleman tipi değiştirilerek, ağ üretim yöntemi değiştirilerek, yeniden ağ oluşturularak çözüm tekrarlanabilir (Geng *et al.*, 2001; Şahin, 2008).

## Sınır Şartları (Boundary Conditions)

Sınır şartları gerilmelerin ve deplasmanların sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösterir. Cismin durumuna göre belirlenir. Analizi yapılan cismin hangi bölgesine kuvvet uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir (Geng *et al.,* 2001).

# **Elastik Limit**

Cisimlerin kalıcı bir şekil değişikliğine uğramaksızın dayanabildikleri maksimum strestir (Craig *et al.,* 1996a; 1996b).

#### Poisson Oranı (Poisson's ratio)

Gerilme ya da sıkıştırma yükleri altında cisimlerin elastik sınır içerisinde, enindeki birim uzamanın boyundaki birim uzamaya oranına poisson oranı denir. Gerdirilen bir lastik şeridin boyunun uzamasına karşılık eninin incelmesi gibi, bir yönde şekil değiştirmeye maruz kalan cisim, diğer yönde de şekil değişikliği gösterir. Bütün malzemeler için "0" ile "0.5" arasında değişen ve teorik olarak "0.25" olması gerektiği iddia edilen oran, malzemeye bağlı ayırıcı bir özelliktir (Incropera ve Dewitt, 2002).

## Poisson Oranı (V) = Lateral Strain / Axial Strain

(*Poisson* Oranı = Endeki Birim Uzama / Boydaki Birim Uzama)

(Reddy et al., 1984, s. 32).

## Elastiklik Modülü (Young's Modulus)

Elastikiyet sınırları içerisinde materyalin rölatif dayanıklılığını, yani gerilim ile birim uzama arasındaki oranı gösterir. Cisimlerin şekil değiştirmeye direncinin bir ölçüsüdür. Daha sert materyallerin iç dirençleri ve dolayısı ile elastiklik modülüsleri daha yüksektir (Craig ve Wald, 1996b).

## Elastisite Modülü(E) = Gerilim ( $\sigma$ ) / Gerinim( $\epsilon$ )

# Lineer Elastik Cisim

Gerilim ile birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir. Bu varsayım, ancak belli bir gerilim sınırına kadar geçerlidir. Kemik için bu sınır kabul edilebilir olsa da, yumuşak dokuda oldukça küçüktür ve bu sınırın ötesinde ciddi hesaplama yanlışları ortaya çıkar (Hancı *et al.*, 2000).

## İzotrop cisim

Cismin, farklı doğrultularda aynı elastik özellikleri gösterdiği kabulüdür. Bu sayede, gerilim-şekil değiştirme ilişkileri iki malzeme sabitine ( elastiklik modülü ve Poisson oranı ) bağlı olarak ifade edilebilir (Hancı *et al.*, 2000; Şeker, 2011).

## Homojen cisim

Elastik özelliklerin cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir (Hancı *et al.*, 2000).

## 2.5.2. Sonlu Elemanlar Metodu

Doğadaki her olay (biyolojik, jeolojik, mekanik vb) çeşitli cebirsel, diferansiyel ve integral denklemlerinden oluşan fizik kanunları ile tanımlanabilir. Özellikle kesin sonucun zorlukla elde edilebildiği veya hiç elde edilemediği yükleme durumlarında kullanım sahası bulan yöntemlerden biri de sonlu elemanlar yöntemidir (Kayabaşı, 2003; Özkan, 1997).

Sonlu elemanlar yönteminin doğmasının nedeni mühendislik uygulamalarında karşılaşılan zorluklardır. Mühendislik yapılarının tümü analitik formülasyona ya da her koşulda denenmeye uygun olmadığından, yapıların çeşitli çalışma koşulları altındaki davranışlarını belirlemekte kolay olmamaktadır. Sonlu elemanlar yöntemi bu durumda devreye girmekte ve modellenen yapı bir etki altındaymış gibi incelenebilmektedir (Darendeliler, 1995).

Sonlu elemanlar metodunun temeli mühendisler tarafından atılmış ve geliştirilmiştir. Metot ilk olarak gerilim analizi problemlerinde uygulanmıştır. Tüm bu uygulamalarda, bir büyüklük alanının hesaplanması istenmektedir. Stres analizinde bu değer deplasman alanı veya stres alanı, ısı analizinde sıcaklık alanı veya ısı akışı, akışkan problemlerinde ise akım fonksiyonu veya hız potansiyel fonksiyonu olarak belirlenir (Çankaya, 2005; Kayabaşı, 2003).

Sonlu elemanlar yöntemi ilk olarak 1956 yılında uçak mühendisliği alanında Turner ve ark. tarafından geliştirilen matematiksel bir stres analizi yöntemidir. 1960 yılında ilk olarak Clough, sonlu elemanlar stres analizi metodunu adlandırmıştır (Brauer, 1993). Bu yöntem zamanla tüm mühendislik dallarında benimsenmiş, 1970'lerden sonra da diş hekimliğinin ilgi alanına girerek biyomekanik uygulamalarda bu yöntemi kullanan çalışmaların sayısı gün geçtikçe artmıştır (Darendeliler, 1995; Tosun, 1997).

Sonlu elemanlar metodu, karmaşık problemlerin basit alt problemlere ayrılarak her birinin kendi içinde çözülmesiyle tam çözümün bulunduğu bir çözüm şekli olarak tanımlanabilir (Kayabaşı, 2003). Bu yöntemin temel prensibi her cismin belli sayıda küçük parçalara bölünmesi ve bunların birbirleriyle komşuluk yapan köşelerinde oluşturulan noktaları ile temasta olmalarıdır (Çankaya, 2005). Yöntemde çözümü istenen geometrik cisme (ör: alt çene kemiği) ait problemin tam olarak formüle edilmesinin güçlüğü nedeniyle hesaplanması daha kolay önceden bilinen küçük geometrik birimlere (ör; çubuk, üçgen, dörtgen, dörtgenler prizması ve piramit) bölünmektedir. Tüm yapı davranışı daha önce belirlenmiş olan bu geometrik birimlere "eleman" (element), elemanlara bölünmüş geometrik cisme "matematiksel model" ve bu elemanları birleştiren köşe noktalarına "düğüm" (*node*) adı verilir (Brauer, 1993; Fagan, 1992).



**Şekil 2.3:** Bir sonlu eleman modelinde düğüm noktaları ve elemanlar (Çankaya, 2005).

Oluşturulan matematiksel modelde sisteme dışarıdan bir yükün etki etmesini takiben elemanlar, kendi materyal özelliklerine ve geometrik kenar koşullarına göre deforme olurlar. Elemanlardaki bu deformasyonlar sonucu stres ve gerinim oluşur. Tüm sistemi etkileyen deformasyonların ve streslerin toplamı sistem içi ve sistem dışı kuvvetlerin denge hali olarak tanımlanır (Bidez *et al.*, 1992; Bidez *et al.*, 1993a; 1993b; Brunski ve Skalak, 1994; Clelland *et al.*, 1991; Demirel, 1992).

Sistemi oluşturan her elemandaki deplasmanlar fonksiyonların lineer kombinasyonları olarak ele alınır ve bu kombinasyon komşu elamanlarda devam eder. Ana yapının veya sistemin potansiyel enerjisi, düğümlerin birleştiği elemanların potansiyel enerji toplamına eşittir. Sistemin gerçekçi bir incelemeye tabi tutulması için kullanılacak elaman sayısı yeterli olmalıdır. Eleman sayısındaki artış çözülmesi gereken denklem sayısının artmasına neden olmaktadır. Bu nedenle denklem takımının çözümünde bilgisayar kullanımı zorunlu olmaktadır (Çankaya, 2005; Demirel, 1992).

Sonlu elemanlar metodunda temel fikir, sürekli fonksiyonları, bölgesel sürekli fonksiyonlar (genellikle polinomlar) ile temsil etmektir. Bunun anlamı, bir eleman içerisinde hesaplanması istenen büyüklük (ör: deplasmanın) değerinin, o elemanın düğümlerindeki değerler kullanılarak hesaplanmasıdır (Çankaya, 2005). Bu nedenle, sonlu elemanlar metodunda bilinmeyen ve hesaplanması istenen değerler düğümlerdeki değerlerdir. Belirli bir prensip (ör: enerjinin minimum olması prensibi) kullanılarak, büyüklük alanının düğümlerdeki değerleri için bir denklem takımı elde edilir.

# 3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda mandibular angulus bölgesi favorable ve unfavorable kırıklarında uygulanan farklı fiksasyon yöntemlerinin biyomekanik etkileri 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmiştir.

Çalışmamızda kullanılan mandibula modeli, Yakın Doğu Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Radyolojisi Anabilim Dalı arşivlerinden elde edilen 3 boyutlu tam dişli genç erkek hastalardan alınan mandibula tomografileri arasından seçilmiştir. New-Tom 3G (Quantitive Radiology, Verona, İtalya) Cone – Beam CT (CBCT) görüntüleme sisteminden , ortalama kesit kalınlığı 0.5 mm olan ve dişli mandibuladan elde edilen seri kesitler DICOM 3.0 tıbbi görüntüleme formatı kullanılarak 3 boyutlu medikal görüntü işletim programı Maxilim (Medicim Company, Mechelen, Belçika) versiyon 2.2.2'ye aktarılmış ve mandibulanın 3 boyutlu görüntüsü elde edilerek .stl formatında saklanmıştır. Elde edilen bu format MSC MENTAT (MSC Software Corporation, Santa Ana, Ca, Amerika) version 2005 programı kullanılarak ön hazırlık ve model oluşturma işlemleri tamamlanmıştır.

Oluşturulan mandibula modeli üzerinde yapılan *refinement* işlemleri sonrasında elde edilen verilerin gerçeğe en yakın olabilmesi amacıyla, dişler artifaktlar temizlenerek işlenmiş ve dişler çevresi periodontal membran 0.2 mm boyutunda her bir dişin kökleri çevresince modele dahil edilmiştir. Böylelikle mandibulanın *solid meshing* işlemi tamamlanmıştır. Çalışmada kullanılan fiksatif elemanlar olan titanyum plak ve vidaların modellenmesi işlemi ise Catia V5R18 (Dassault Systems – Fransa) programı kullanılarak yapılmıştır. Çalışmamızda Titanyum miniplakların bilgisayar modelleri W. Lorenz'in (Walter Lorenz Surgical, Jacksonville, 32218, FL, USA) fiziksel örneklerine göre hazırlanmıştır. Buna göre; 4 delikli 2 mm düz maksillofasiyal plaklar ile 2 mm X maksillofasiyal plaklar kullanılmıştır. Plakların fiksasyonunda kullanılan vidalar ise yine 2 mm titanyum vidalardan seçilmiştir.

Çalışmamızda, favorable ve unfavorable kırık gruplarını oluşturacak iki ana model ve değişik fiksasyon metodlarının simulasyonunu sağlamak üzere 5'er adet alt grup olmak üzere toplam 10 model oluşturulmuştur. Favorable ve unfavorable kırık hatları irregüler tarzda gerçeği yansıtacak şekilde ve deplasmansız olarak simüle edilmiştir. Her bir grupta eş yerleşimli olmak üzere korpus yüksekliğinin 1/3 üst, 1/3 alt ve 1/2 ortadan geçecek tek plak modelleri ile korpus yüksekliğini alt ve üstten eşit kat eden çift plak modeli ve X plak modelleri oluşturulmuştur (Şekil 3.1 - 3.10).

Materyallerin mekanik özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiştir. Analizde kullanılan materyallerin *Young Modülüsü* ve *Poisson* Oranları Tablo 3.1'de gösterilmiştir.



Processes 

Şekil 3.1: Favorable kırık çift plak

**Şekil 3.2:** Favorable kırık 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak



**Şekil 3.3**: Favorable kırık 1/2 orta hat yerleşimli tek plak



**Şekil 3.4:** Favorable kırık 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak



Şekil 3.5: Favorable kırık X plak



Şekil 3.1a: Mandibular kanal



Şekil 3.6: Unfavorable kırık çift plak



**Şekil 3.7:** Unfavorable kırık 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak



**Şekil 3.8:** Unfavorable kırık 1/2 orta hat yerleşimli tek plak



**Şekil 3.9:** Unfavorable kırık 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak



Şekil 3.10: Unfavorable kırık X plak

	Young Modulus (ε)	Possion Oranı ( v)
Kortikal Kemik	14.8	0.3
Spongioz Kemik	1.85	0.3
Diş	20.7	0.3
Periodontal Membran	0.0689	0.145
Titanyum	105	0.33

**Tablo 3.1:** Analizde kullanılan materyallerin Young Modülüsü ve Poisson Oranları

Çalışmada kullanılan mandibular modellerin, olabildiğince gerçeği yansıtabilecek ve bununla birlikte komputasyonel hesaplama zamanını optimize edecek düzeyde olmasına dikkat edilerek yüksek sayıda eleman kullanılarak modellenmeleri sağlanmıştır. Kullanılan elemanlar tetrahedral element tipindedir. Modellerdeki eleman ve nod sayılarının gerçekliğe yakınsamalarını test etmek amacıyla *"convergence* analizi" uygulanmıştır. Çok yoğun eleman sayısından kaçınarak bilgisayar ortamındaki analiz süresini de kısaltmak adına da RBE-2 (Rigid Body Element) tanımlanmıştır.

Şekil 3.11'de Favorable ve Unfavorable gruplarında tek orta plak modeli baz alınarak yapılan horizontal yükleme koşuluna göre *convergence* analizi sonuçları ve eleman sayılarındaki yakınsama izlenmektedir.



Şekil 3.11: Convergence analiz sonuçları

Buna göre çalışmamızda kullanılan modellerin eleman ve nod sayıları Tablo 3.2'de gösterilmektedir.

Tablo 3.2: Eleman	ve Nod	sayıları
-------------------	--------	----------

	FAVORABLE		UNFAVORABLE	
	Eleman Sayısı	Nod Sayısı	Eleman Sayısı	Nod Sayısı
Çift Plak	304861	62878	315496	65045
Tek Plak Orta	264796	54613	273612	56208
Tek Plak Alt	265593	54981	263172	54642
Tek Plak Üst	265872	54786	262420	54475
X Plak	308161	63156	316744	64634

Çalışmamızda kullanılan modellerde, kondiller, uzaysal ilişkiler açısından konum itibari ile normal pozisyonda lokalizeyken, X-Y-Z eksenlerinde rotasyon ve deplasmana izin vermeyecek şekilde fikse edilmişlerdir.

Literatürde, çiğneme kuvvetlerinin büyüklüğüne yönelik geniş bir değer aralığı gösterilmektedir (Adell *et al.*, 1981). Graf (1969), çiğneme sırasında oluşan, Vertikal, Oblik ve Horizontal yüklerin oranını 5:2.5:1 olarak rapor etmiştir (Aktaran: Merieske-Sern *et al.*, 1992). Çalışmamızda da modellere uygulanan kuvvetler her üç vektörde ve literatürde belirtilen oranlar göz önünde bulundurularak tatbik edilmiştir.

Çalışmada fraktür hattına gerçekte olduğu üzere etki eden posterior çiğneme kuvvetleri ve anterior ısırma kuvvetlerinin ayrı ayrı etkilerini izleyebilmek için iki farklı yükleme koşulu tanımlanmıştır. Bunlar posterior ve anterior yükleme koşullarıdır. Posterior yükleme koşulunda 600 *Newton* büyüklüğünde vertikal yük, molar ve premolar bölgesine, çiğneme kuvvetlerinin odak noktasıyla uyumlu bir şekilde, oklüzal düzleme dik olarak uygulanmıştır. Oblik kuvvetler dişlerin bukkal kasplarına yatayla 60° lik açı ile uygulanırken, horizontal kuvvetler dişlerin bukkal kasplarına ve dişin uzun aksı ile 90° yapacak şekilde uygulanmıştır. Anterior yükleme koşulunda ise 300 *Newton* büyüklüğündeki kuvvet posterior yükleme koşulundakine benzer şekilde her üç vektörde ve aynı oransal değerlerde uygulanmıştır. Posterior yükleme koşulundaki dişlerin bukkal kaspı yerine anterior yükleme koşulunda dişlerin insizal kenarlarına ve aynı açısal değerlerde yükleme yapılmıştır. Modellerdeki yükleme kuvvetleri statik olup, vertikal, oblik ve horizontal yükler ayrı ayrı analiz edilmiştir.

Her bir mandibular modelde oluşan stresleri hesaplamak için MSC MARC 2005 (MSC Corporation, Santa Ana, CA, 92707, USA) Finite Element Solver yazılımı kullanılmış ayrıca kemik doku ve fiksasyon apareylerinde oluşan stres dağılımları da hesaplanıp şematize edilmiştir.

Kırık hattını stabilize etmek için kullanılan fiksasyon apareyleri üzerinde oluşan Von Mises stresi ile kortikal ve spongioz kemikte meydana gelen P<sub>max</sub> (gerilme) ve P<sub>min</sub> (sıkıştırma) stresleri üç boyutlu sonlu elemanlar analiziyle değerlendirilmiştir. Bütün stres değerleri MPa (N/mm<sup>2</sup>) türünden verilmiştir. Vida ve kemikteki stres dağılımlarının kantitatif olarak ölçmek için 12 adet stres değeri olan renk skalası kullanılmıştır.

#### 4. BULGULAR

#### 4.1. Favorable - Posterior Bölge Vertikal Yükleme

## 4.1.1. Von Mises Stresler

Tüm modellerdeki plaklarda, posterior bölge vertikal kuvvetler altında oluşan stres değerlerine bakıldığında (Şekil 4.1), en yüksek stres değerinin 441 Mpa ile kırık hattının tam ortasına yerleştirilen tek plak üzerinde oluştuğu, bunu 388 MPa ile kırık hattının vertikal yönde 1/3 üst kısmına yerleştirilen tek plak, 309 MPa ile 1/3 alt bölgeye yerleştirilen yine tek plağın izlediği bulgulanmıştır. X plağın 265 MPa ile tüm tek plak konfigürasyonlarından daha düşük bir stres değeri taşıdığı saptsnmıştır. Grupta kırık hattının vertikal yönde 1/3 üst ve 1/3 alt bölgesine kombine olarak uygulanan çift plak modelinde ise stresin en az şekilde oluştuğu tespit edilmiştir.



**Şekil 4.1:** Favorable kırık hattında plak ve vidalardaki stresler posterior bölge vertikal yükleme koşulu

Fiksasyon vidalarında oluşan streslere bakıldığında ise; tüm tek plak uygulamalarında en yüksek von mises streslerinin değişik konfigürasyonlarda yerleştirilmesine rağmen küçük değer farkları ile tek plakların fiksasyonu için kullanılan vidalarda oluştuğu ve bunlar içinde de en yoğun stres değerinin 1/3 üst kısmında yerleştirilen tek plak modelinde oluştuğu izlenmiştir. Streslerin lokalizasyonu itibari ile bakıldığında hemen her üç plak modelinde de streslerin özellikle kırık hattı üzerine denk gelen plak bölümlerinde oluştuğu izlenmektedir. (Şekil 4.2-4.4).



**Şekil 4.2:** Favorable kırık hattında posterior vertikal yükleme, 1/3 üst bölge yerleşimli tek plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları



**Şekil 4.3:** Favorable kırık hattında posterior vertikal yükleme, orta hat yerleşimli tek plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları



**Şekil 4.4:** Favorable kırık hattında posterior vertikal yükleme, orta hat yerleşimli tek plak ve vidalarında oluşan Von Mises Stres yayılımları

Stres yayılımlarını içeren her üç tek plak modelinde de benzer şekilde stresler meydana geldiği izlenmektedir. Vidalardaki stres yayılımının ise alta yerleştirilen plak modelinde kırık hattına yakın vidalarda daha yoğun olduğu saptanmıştır. (Şekil 4.5). Burada şu nokta dikkat çekicidir ki, tek alt plak ve tek üst plak modellerindeki vidaların diğer tek plak modelindeki vidalardan daha yoğun (499MPa) yüklenmiş olması ile plaklardaki stres, diğer tek plak modellerine göre daha az olmakta yani kırık hattı yoğunlukla vidalar vasıtasıyla deplasmana karşı koymaktadır.



**Şekil 4.5:** Favorable kırık hattında posterior vertikal yükleme, 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları

Çift plak modeline bakıldığında alt ve üst plaklarda stres dağılımı Şekil 4.6'da izlenmektedir. Hem alt hem de üst plaklarda streslerin benzer şekilde dağılımları dikkat çekicidir. Burada çift plağın bir bütün gibi hareket ettiği ve kırık hattında kuvvetlere daha iyi karşılık geldiği düşünülebilir. Vidalar arasında ise bu ikili sistemde daha yoğun streslerin üst plak fiksasyonunda kullanılan vidalarda toplandığı, alt plağın da sistemde deplasmana karşı koyar tavrı düşündürücü bulunmuştur. X plağın tüm kollarında kuvvet uniform dağılım göstermektedir. Vidalarda ise hemen hemen çift plak modelindekine yakın bir yüklenme görülmektedir.



**Şekil 4.6:** Favorable kırık hattında posterior vertikal yükleme, çift plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları

# 4.1.2. Pmax Stresler (tensile stress)

Her 5 modelde de kortikal tabakanın spongioz tabakaya oranla kuvvet dağılımları açısından streslerin daha yoğun olarak bulgulandığı izlenmektedir. Stres lokalizasyonlarının genel olarak bulgulandığı bölge, kırık hattı ve çevresidir. Ancak, sırasıyla bakılacak olduğunda kortikal kemikteki en yoğun Pmax streslerinin 118 MPa ile tek orta plak ve 115MPa ile tek alt plakta gözlendiği tespit edilmiştir (Şekil 4.7).



Burada gerek tek orta gerekse tek alt plakların stres yoğunluklarının birbirlerine yakınlıkları dikkat çekicidir.(Şekil 4.8 ve 4.9).



**Şekil 4.8:** Favorable kırık hattında orta hat yerleşimli tek plak modeli posterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri





1/3 üst bölge yerleşimli tek plaktaki kemik stresleri diğer tek plak modellerinden göreceli olarak daha az (108MPa) bulgulanmış, bunun da, stresin daha yoğunlukla plak ve vidalar tarafından yüklenmesi sonucu olabileceği düşünülmüştür (Şekil 4.4 ve 4.10).



**Şekil 4.10:** Favorable kırık hattında 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak modeli posterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri

Kortikal kemikte Pmax stresleri açısından çift ve X plak modellerinde ise, stres yayılımlarının hemen hemen birbirine benzer şekilde dağıldıkları (Şekil 4.11 ve 4.12) ve değer açısından da 87.5 MPa ve 88.9 MPa olarak birbirine oldukça yakın seyrettikleri bulgular arasında yer almaktadır. Bu durum fragmanlarda daha rijit bir fiksasyonun sağlanmış olmasına bağlanabilir.



**Şekil 4.11:** Favorable kırık hattında çift plak modeli posterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri



**Şekil 4.12:** Favorable kırık hattında X plak modeli posterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri

Spongioz kemik üzerindeki Pmax streslerinin dağılımına bakıldığında, en yüksek stres değerinin 13.9 MPa ile tek orta yerleşimli plak modelinde oluştuğu bulgulanmıştır. (Şekil 4.13).



**Şekil 4.13:** Favorable kırık hattında orta hat yerleşimli tek plak modeli posterior bölge vertikal yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri

Geri kalan modellerde spongioz kemikte oluşan Pmax streslerinin birbirine yakın ve benzer yayılımda olduğu ve doğal olarak vidalar bölgesinde yoğunlaştıkları tespit edilmiştir. Stres yayılım açılarının vidalar bölgesinden itibaren kırık hattı boyunca ilerlediği ve fiksatif materyalin kırık hattı üstünde ve yüzeye doğru genişlediği görülmektedir. (Şekil 4.14).



**Şekil 4.14:** Favorable kırık hattında posterior bölge vertikal yükleme, tüm modellerde spongioz kemikteki Pmax streslerinin yaylımı

# 4.1.3. Pmin Stresler (compression stress)

Kortikal kemikte oluşan Pmin stresleri açısından bakıldığında, tek orta yerleşimli plak modelinde en yoğun (124 MPa) stres yayılımı izlenmiştir. (Şekil 4.7 ve 4.15). Bunu sırasıyla 1/3 üst yerleşimli ve 1/3 alt yerleşimli plak modelleri izlemektedir.



**Şekil 4.15:** Favorable kırık hattında orta hat yerleşimli tek plak modeli posterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri

Çift plak ve X plak modellerinde ise, Pmin streslerinde bir azalma gözlenmektedir. Ancak, çift plak ve X plak modelleri kendi aralarında karşılaştırıldığında, Pmin streslerinin yayılımları hemen hemen benzer şeklilde olmakla birlikte, X plak modelinde hemen hemen tüm vidalar çevresinde yoğun stres yüklendiği izlenirken, çift plak modelinde daha çok kırık hattına komşuluk yapan vidalar çevresinde izlendiği görülmektedir. (Şekil 4.16 ve 4.17).



**Şekil 4.16:** Favorable kırık hattında X plak modeli posterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri



**Şekil 4.17:** Favorable kırık hattında çift plak modeli posterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri

Spongioz kemikte Pmin stresleri her grupta birbirine çok yakın değerlerde olmakla birlikte, kortikal kemik Pmin streslerinden anlamlı bir düzeyde düşük bulunmuştur (Şekil 4.7). Bunun nedeni olarak, ortalama boyda kullanılan fiksatif vidaların (7mm) kortikal kemik ve plak kalınlığı kadarının daha fazla strese maruz kaldığı, spongioz kemikte kalan alanın ise yüklemesinin daha az olduğu sonucuna varılabilir.

Gruplardaki segmentlerin deplasmanları açısından değerlendirildiğinde; en fazla deplasmanın tek orta yerleşimli plak modelinde olduğu izlenmektedir. Bunu sırasıyla alt 1/3 yerleşmli plak ve üst 1/3 yerleşimli plak modelleri izlemektedir. Çift ve X plaklarda ise deplasman oranlarının birbirine yakın oluduğu ancak en az deplasmanın çift plakta olduğu görülmektedir. (Şekil 4.18).



**Şekil 4.18:** Favorable kırık hattındaki deplasman değerleri posterior bölge vertikal yükleme koşulu

# 4.2. Favorable Posterior Horizontal Yükleme

#### 4.2.1. Von Mises Stresler

Tüm modellerdeki plaklarda posterior bölge horizontal kuvvetler altında oluşan stres değerlerine bakıldığında (Şekil 4.19), en yüksek stres değerinin 97 MPa ile X plak üzerinde oluştuğu gözlenmiştir. Bunu 39.4 MPa ile tek orta yerleşimli plak, 28.9 MPa ile tek üst yerleşimli plak, 24.6 MPa ile tek alt yerleşimli plak izlerken, 22.9 MPa ile en düşük stres değeri çift plak konfigürasyonunda bulunuştur.



**Şekil 4.19:** Favorable kırık hattıda plak ve vidalardaki stresler posterior bölge horizontal yükleme koşulu

Fiksasyon vidalarında oluşan streslere bakıldığında ise, en yüksek stres değeri 66.3 MPa ile yine X plak fiksasyonu için kullanılan vidalarda izlenmiştir. Diğer plak fiksasyonlarında kullanılan vidalarda birbirlerine benzer stres değerleri bulgulanırken 28.4 MPa ile en düşük stres değeri çift plak fiksasyonu için kullanılan vidalarda görülmüştür. Tüm modeller incelendiğinde kırık hattına yakın yerleşim gösteren vidalarda daha yoğun stresler izlenmiştir (Şekil 4.20).



**Şekil 4.20:** Favorable kırık hattında posterior horizontal yükleme, tüm modellerde vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları

Lokalizasyonları itibariyle bakıldığında tüm tek plak modelerinde streslerin özellikle kırık hattının proksimal segmentine denk gelen plak bölümlerinde oluştuğu izlenirken, çift plak kombinasyonunun üst parçasında stres yayılımı kırık hattının distal segmentine denk gelen plak bölümünde oluşmuştur. Bu durumun mandibulanın kırık ekseni üzerindeki anterior rotasyonuna engel olucu bir yüklenmenin sebep olmuş olduğu düşünülebilir. X plak modelinde ise kırık hattının üzerine denk gelen plak bölümünde görülmektedir. (Şekil 4.21 ve 4.22).



**Şekil 4.21:** Favorable kırık hattında posterior horizontal yükleme, çift plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları



**Şekil 4.22:** Favorable kırık hattında posterior horizontal yükleme, X plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları

#### 4.2.2. Pmax Stresler

Her 5 modelde de kuvvet dağılımları açısından bakıldığında kortikal tabakada spongioz tabakaya oranla streslerin daha yoğun olarak dağıldığı izlenmektedir. Tek tek incelendiğinde kortikal kemikteki en yüksek Pmax değeri 31.1 MPa ile X plak modelindeyken en düşük Pmax değeri 18.2 MPa ile tek orta yerleşimli plak modelinde bulgulanmıştır. X plağın horizontal kuvvetler altıdaki bükülme kuvvetlerine daha yoğun karşılık gelmesi sonucu oluştuğu düşünülmektedir. Diğer tek plak modellerinde biribirine benzer stres değerleri tespit edilmiştir. Spongioz kemikteki en yüksek Pmax değeri 7.3 MPa ile yine X plak modelinde bulunmuş, diğer plak modellerinde anlamlı bir fark olmamakla birlikte en düşük stres değeri 2.6 MPa ile tek alt yerleşimli plak modelinde izlenmiştir (Şekil 4.23).



Stres lokalizasyonlarına bakıldığında, X plak modelinde Pmax stresi plağın kırık hattına denk gelen noktasında yoğunluk göstermektedir. Bu yoğunluk kortikal kemikte yukarı doğru devam ederken spongioz kemikte tüm kırık hattı boyunca görülmektedir. Çift plak ve diğer tüm tek plak modellerindeki stres yayılımları incelendiğinde, Pmax streslerinin, hem kortikal hem de spongioz kemikte kırık hattının vertikal olarak üst yarısında yoğunlaştığı izlenmektedir. Ayrıca bu streslerin özellikle distal kemik segmentindeki kırık hattı boyunca yoğunlaşması da dikkat çekicidir (Şekil 4.24 ve 4.25). Bu durum mandibular bazisteki reaksiyon kuvvetlerinin etkisine bağlanmaktadır.



**Şekil 4.24:** Favorable kırık hattında posterior bölge horizontal yükleme, tüm modellerde kortikal kemikte oluşan Pmax stresleri



**Şekil 4.25:** Favorable kırık hattında posterior bölge horizontal yükleme, tüm modellerde spongioz kemikte oluşan Pmax stresleri

# 4.2.3. Pmin Stresler

Kortikal kemikte oluşan Pmin stresleri, birbirlerine yakın değerlerde görülmektedir. 19.2 MPa değeriyle en yüksek stres değeri tek orta yerleşimli plak modelinde izlenirken, bunu, 18.6 MPa ile X plak modeli, 17.5 MPa ile 1/3 üst yerleşimli plak modeli, 16.7 MPa ile çift plak modeli izlerken 15 MPa ile en düşük stres değeri 1/3 alt yerleşimli plak modelinde bulgulanmıştır (Şekil 4.23).

Kortikal kemikteki stres lokalizasyonları incelendiğinde, tüm modellerde kırık hattına uzak vidalar çevresinde streslerin daha fazla yoğunlaştığı, bunun yanı sıra kırık hattının vertikal 1/3 üst kısmında özellikle distal segmentte yayılım gösterdiği tespit edilmiştir. Tüm modellerden farklı olarak sadece X plak modelinde kırık hattının verikal 1/3 üst kısmındaki stres yoğunluğunun yanı sıra alt kısımda da stres yayılımı izlenmektedir (Şekil 4.26).



**Şekil 4.26:** Favorable kırık hattında çift plak modeli posterior bölge horizontal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri

Spongioz kemikteki Pmin stresleri tüm gruplarda birbirine benzer değerlerde olmakla birlikte, en yüksek Pmin stres değeri 2.7 Mpa ile tek orta yerleşimli plak modelinde iken, 2 MPa değeri ile en düşük Pmin stresi tek 1/3 üst yerleşimli plak modelinde tespit edilmiştir (Şekil 4.23).

Spongioz kemikteki stres lokalizasyonlarına bakıldığında, kortikal kemiktekinin tersine, tüm modellerde stresler özellikle proksimal kemik segmentinin kırık hattında yoğunlaşırken, distal segmentin kırık hattında neredeyse hiç stres yayılımı görülmemesi dikkat çekici bulunmuş, vidalar çevresinde ise kortikal kemikteki kadar stres yayılımı görülmemiştir (Şekil 4.27).


**Şekil 4.27:** Favorable kırık hattında posterior bölge horizontal yükleme, tüm modellerde spongioz kemikte oluşan Pmin stresleri

Gruplardaki segmentlerin deplasmanları açısından değerlendirildiğinde; Çok küçük değerlerde olmakla birlikte, en fazla deplasmanın X plak modelinde olduğu izlenmektedir. Bunu, tek orta yerleşimli plak, 1/3 alt ve 1/3 üst yerleşimli plaklar takip ederken en az deplasmanın çift plak modelinde oluştuğu görülmektedir (Şekil 4.28).



**Şekil 4.28:** Favorable kırık hattındaki deplasman değerleri posterior bölge horizontal yükleme koşulu

### 4.3. Favorable Posterior Oblik Yükleme

### 4.3.1. Von Mises Stresler

Tüm modellerdeki plaklarda, posterior bölge oblik kuvvetler altında oluşan stres değerlerine bakıldığında, en yüksek stres değerinin 377 Mpa ile X plak üzerinde oluştuğu, bunu 144 MPa ile kırık hattının vertikal yönde tam orta kısmına yerleştirilen tek plak, 107 MPa ile 1/3 alt bölgeye yerleştirilen yine tek plak ve 102 MPa ile 1/3 üst kısma yerleştirilen tek plağın izlediği bulgulanmıştır. Grupta kırık hattının vertikal yönde 1/3 üst ve 1/3 alt bölgesine kombine olarak uygulanan çift plak modelinde ise stresin en az şekilde oluştuğu tespit edilmiştir (Şekil 4.29).



**Şekil 4.29:** Favorable kırık hattında plak ve vidalardaki stresler posterior bölge oblik yükleme koşulu

Tüm modellerde streslerin özellikle plakların tam ortasında yoğunlaştığı görülmüştür. 1/3 üst bölge yerleşimli plak ile çift plak kombinasyonunun üst parçası, 1/3 alt bölge yerleşimli plak ile de çift plak kombinasyonunun alt kısmının neredeyse aynı stres yayılımlarına sahip olduğu görülürken, kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plaktaki stres yayılımı ise alt ve üst plakların adeta birleşimi gibi yayılım göstermektedir. (Şekil 4.30-4.33). X plak modelinde streslerin plağın ortasından kollarına doğru yayılım gösterdiği izlenmiştir.



**Şekil 4.30:** Favorable kırık hattında posterior oblik yükleme, çift plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları



**Şekil 4.31:** Favorable kırık hattında posterior oblik yükleme 1/3 alt bölge yerleşimli tek plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları



**Şekil 4.32:** Favorable kırık hattında posterior oblik yükleme 1/3 üst bölge yerleşimli tek plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları



**Şekil 4.33:** Favorable kırık hattında posterior oblik yükleme orta hat yerleşimli tek plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları

Fiksasyon vidalarında oluşan streslere bakıldığında ise; yine X plak modelinde 319 Mpa ile en yüksek stres değeri görülmektedir. Bunu, 163 Mpa ile kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak, 146 Mpa ile 1/3 üst bölgeye yeleştirilen tek plak ve 142 MPa ile çift plak modeli izlemektedir. Diğer modellerden çok az bir farkla kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plak modeli 138 Mpa ile en az stres değerine sahiptir (Şekil 4.29). Fiksasyon vidalarındaki streslerin lokalizasyonlarına bakıldığında, tüm modellerde, kırık hattına yakın yerleşimli vidalarda daha fazla kuvvet oluşumu gözlemlenmektedir.

# 4.3.2. Pmax Stresleri

Tüm modellerde kuvvet dağılımları açısından, kortikal tabakada spongioz tabakaya oranla streslerin daha yoğun olarak dağıldığı izlenmektedir. Sırasıyla bakıldığında, kortikal kemikteki en yoğun Pmax streslerinin 100 MPa ile X plakta oluştuğu görülmektedir. Bunu 83.8 MPa ile kırık hattının tam ortasına yerleştirilen tek plak modeli takip etmektedir. 1/3 üst yerleşimli tek plak, 1/3 alt yerleşimli tek plak ve çift plak modellerindeki birbirlerine yakın Pmax stresleri dikkat çekici olmakla birlikte, en düşük stres değerinin 64.3 MPa ile çift plak modelinde oluştuğu bulgulanmıştır (Şekil 4.34).



Spongioz kemikteki Pmax streslerine baktığımız zaman, en yüksek değerin 9.8 MPa ile kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak modelinde oluştuğu görülürken, kortikal kemiğin aksine, en düşük Pmax stresi 4.9 Mpa ile X plak modelinde bulunmuştur. 1/3 üst yerleşimli tek plak, 1/3 alt yerleşimli tek plak ve çift plak modellerinde ise yine birbirine benzer Pmax stresleri oluştuğu izlenmektedir (Şekil 4.34).

Kortikal kemikteki Pmax streslerinin lokalizasyonları incelendiğinde, X plak modelinde, kırık hattının plağın ortasına denk gelen kısmında kuvvetlerin yoğunlaştığı ve kırık hattının vertikal olarak üst kısmına doğru yayıldığı görülmektedir (Şekil 4.35).



**Şekil 4.35:** Favorable kırık hattında X plak modeli posterior bölge oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri

Kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak, 1/3 üst yerleşimli tek plak ve çift plak kombinasyonunun üsteki parçasına denk gelen bölgelerde birbirinin neredeyse aynısı kuvvet yayılımları izlenmektedir. Bu bölgelerde, proksimal kemik segmentinin kırık hattına yakın olan vida bölgesinde kuvvetin yoğun olduğu ve yukarıya doğru yayıldığı, distal kemik segmentinin kırık hattına yakın olan vida bölgesinde ise sadece vidanın alt kısmına denk gelen bölgede sınırlı bir kuvvet yayılımı görülmektedir. Çift plak modelinin alt kısmıyla ise kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plak modelindeki kuvvet yayılımları benzerlik göstermektedir. Bu plak modellerinde ise sadece proksimal kemik segmentinin kırık hattına yakın vidaların çevrelerinde kuvvet yoğunluğu bulunmaktadır (Şekil 4.36 ve 4.37).



**Şekil 4.36:** Favorable kırık hattında çift plak modeli posterior bölge oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri



**Şekil 4.37:** Favorable kırık hattında 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak modeli posterior bölge oblik yükleme kortikal kemikteki Pmax stresleri

# 4.3.3. Pmin Stresleri

Tüm modeller incelendiğinde, Pmax stresleri gibi Pmin streslerinin de spongioz kemikten ziyade kortikal kemikte yoğunluk gösterdiği izlenmektedir (Şekil 4.34). Kortikal kemikteki en yüksek Pmin değeri 65.7 Mpa ile X plak modelinde görülürken, bunu 44.9 Mpa ile kırık hattının 1/3 alt bölgesine yerleştirilen tek plak, 38.6 Mpa ile orta hatta yerleştirilen tek plak ve 33.7 Mpa ile de çift plak modeli izlemektedir. Tüm modeller arasında en düşük Pmin değeri 29.7 Mpa ile kırık hattının 1/3 üst kısmına yerleştitilen tek plak modelinde bulgulanmıştır.

Spongioz kemikteki kuvvet dağılımları incelendiğinde, en yüksek Pmin stres değerinin 7.4 Mpa ile kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak modelinde oluştuğu izlenirken, X plak modelinin 3.5 Mpa ile kortikal kemiktekinin aksine en düşük Pmin stres değerine sahip olduğu görülmüştür (Şekil 4.34).

Tüm modellerdeki kuvvet lokalizasyonlarına bakıldığında, kortikal kemikte özellikle vidalar çevresinde yoğunlaşan streslerin kırık hattı boyunca da devamlılık gösterdiği izlenmektedir. Diğer modellerden farklı olarak X plak modelinde, streslerin, kırık hattının 1/3 alt kısmındaki kortikal kemikte oldukça yoğunlaşması ilgi çekmektedir (Şekil 4.38).



**Şekil 4.38:** Favorable kırık hattında X plak modeli posterior bölge oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri

Spongioz kemikteki Pmin streslerinin lokalizasyonlarına baktığımız zaman, tüm modellerde proksimal segmentte kırık hattının ortasından yukarıya doğru yayılım gösterdiği izlenmektedir (Şekil 4.39).



**Şekil 4.39:** Favorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge oblik yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri

Posterior bölgeden uygulanan oblik kuvvetler sonucunda en yüksek deplasman değerinin X plak modelinde oluştuğu görülürken, bunu kırık hattının orta kısmına yerleştirilen tek plak modeli izlemektedir. Diğer plak modeller arasında pek fark olmamakla birlikte en düşük deplasman değeri çift plak modelinde tespit edilmiştir (Şekil 4.40).



**Şekil 4.40:** Favorable kırık hattındaki deplasman değerleri posterior bölge oblik yükleme koşulu

### 4.4. Favorable - Anterior Bölge Vertikal Yükleme

### 4.4.1. Von Mises Stresler

Tüm modellerdeki plaklarda, posterior bölge vertikal kuvvetler altında oluşan stres değerlerine bakıldığında, en yüksek stres değerinin 669 Mpa ile kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak üzerinde oluştuğu izlenmektedir. Bunu 591 MPa ile X plak, 314 MPa ile kırık hattının vertikal yönde 1/3 üst kısmına yerleştirilen tek plak ve 170 MPa ile çift plak takip etmektedir. Tüm plaklar arasında en düşük stres değeri 149 MPa ile kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plakta bulgulanmıştır (Şekil 4.41).



**Şekil 4.41:** Favorable fraktür hattında plak ve vidalardaki stresler anterior bölge vertikal yükleme koşulu

Fiksasyon vidalarına gelen kuvvetler incelendiğinde ise 438 MPa ile yine orta hatta yerleştirilen tek plak modelinde kullanılan vidalarda oluştuğu görülürken, bunu 384 MPa ile X plak modeli ve 369 MPa ile 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak modelinde kullanılan vidalar izlemektedir. Çift plak fiksasyonu için kullanılan vidalar 255 MPa ile en düşük Von Mises Stres değerine sahip olmakla birlikte 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak fiksasyonunda kullanılan vidalara gelen stres değeriyle aralarında anlamlı bir fark bulunmamıştır (Şekil 4.41).

Kırık hattının 1/3 üst kısmına yerleştirilen tek plak, orta hatta yerleştirilen tek plak ve X plak modellerinde streslerin özellikle plakların tam ortasında yoğunlaştığı görülmüştür (Şekil 4.42 ve 4.43).



**Şekil 4.42:** Favorable kırık hattında anterior vertikal yükleme, X plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları



**Şekil 4.43:** Favorable kırık hattında anterior vertikal yükleme, orta hat yerleşimli tek plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları

Kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirlen tek plakla çift plak modellerinde ise, streslerin plağın ortasından proksimale doğru yayıldığı izlenmektedir (Şekil 4.44).



**Şekil 4.44:** Favorable kırık hattında anterior vertikal yükleme, 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları

Fiksasyon vidalarındaki streslerin lokalizasyonlarına bakıldığında, özellikle kırık hattına yakın yerleşim gösteren vidalarda kuvvetlerin yoğunlaştığı izlenmektedir (Şekil 4.43 ve 4.44).

### 4.4.2. Pmax Stresleri

Tüm plak modellerinde, kuvvet dağılımları açısından kortikal tabakanın spongioz tabakaya oranla daha yoğun streslere maruz kaldığı bulgulanmıştır (Şekil 4.45). Tek tek incelendiğinde kortikal tabadaki en yüksek Pmax değerinin 105 MPa ile kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak modelinde oluştuğu görülmektedir. Bunu 99.8 MPa ile 1/3 üst bölgeye yerleştirilen tek plak, 92 Mpa ile X plak ve 68.3 Mpa ile çift plak modeli izlerken, en düşük Pmax değeri ise 57 MPa ile kırık hattının 1/3 alt bölgesine yerleştirilen tek plak modelinde bulgulanmıştır (Şekil 4.45).



**Şekil 4.45:** Favorable fraktür hattında kortikal ve spongioz kemikteki stresler anterior bölge vertikal yükleme koşulu

Modellerdeki Pmax streslerinin kortikal kemikteki yayılımları incelendiğinde, X plak dışındaki tüm modellerde kuvvetlerin proksimal segmentte kırık hattına yakın vidalar çevresinde yoğunlaşıp, kırık hattının üst kısımlarına doğru yayıldığı görülmektedir (Şekil 4.46).



**Şekil 4.46:** Favorable kırık hattında tüm modellerde (X plak hariç) anterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri

X plak modelinde ise kuvvetler proksimal segmentte kırık hattından uzaktaki üst vida çevresinde yoğunlaşıp kırık hattına doğru yayılım göstermektedir (Şekil 4.47).



**Şekil 4.47:** Favorable kırık hattında çift plak modeli anterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri

Spongioz kemikteki Pmax streslerinin yayılımları incelendiğinde, kırık hattının orttasına yerleştirilen tek plak, 1/3 üst yerleşimli tek plak ve X plak modellerinde, kuvvetler özelikle kırık hattının en alt seviyesinde her iki segmentte de yoğun bir şekilde başlayarak proksimal segmentin üst kısımlarına doğru yayılım göstermektedir (Şekil 4.48).



**Şekil 4.48:** Favorable kırık hattında orta hat yerleşimli tek plak modeli anterior bölge vertikal yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri

### 4.4.3. Pmin Stresleri

Anterior bölgeden vertikal yüklemeler sonucunda, tüm modellerde kortikal kemikte spongioz kemiğe oranla daha yüksek Pmin stresleri oluşmaktadır. Kortikal kemikteki en yüksek Pmin stres değeri 87 Mpa ile kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak modelinde görülürken, bunu 80.5 MPa ile X plak, 66 Mpa ile 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak ve 54 Mpa ile 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak modeli izlemektedir. 52.8 Mpa ile çift plak modeli en düşük Pmin stres değerine sahiptir olmakla birlikte bu anlamlı bir fark olarak görülmemektedir (Şekil 4.45).

Spongioz kemikte de kortikal kemikteki gibi en yüksek Pmin stres değeri (8.2) kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak modelinde bulgulanmıştır. Bunu, 5.8 Mpa ile 1/3 alt bölgeye yerleştirilen tek plak, 5.6 MPa ile çift plak ve 4.9 Mpa ile X plak modelleri izlerken en düşük Pmin stres değeri 4.3 Mpa ile 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak modelinde görülmüştür (Şekil 4.45).

Kortikal kemikteki stres lokalizasyonları incelendiğinde, çift plak ve 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak modellerinde kuvvet yayılımlarının benzer olduğu görülmektedir (Şekil 4.49 ve 4.50). Bu modellerde Pmin stresleri sadece vidalar çevresinde yoğunlaşırken, X plak, kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak ve 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak modellerinde ise stresler kırık hattının tabanında yoğunlaşıp vidalara doğru yayılım göstermektedirler (Şekil 4.51).



**Şekil 4.49:** Favorable kırık hattında çift plak modeli anterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri



**Şekil 4.50:** Favorable kırık hattında 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak modeli anterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri



**Şekil 4.51**: Favorable kırık hattında 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak modeli anterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri

Spongioz kemikteki stres lokalizasonlarına bakıldığında da çift plak modeliyle 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak modeli benzerlik göstermektedir. Buna göre; proksimal segmentte kırık hattının vertikal 1/3 üst kısmında kuvvet yayılımı izlenmektedir (Şekil 4.52).



**Şekil 4.52:** Favorable kırık hattında çift plak modeli anterior bölge vertikal yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri

X plak modelinde, kırık hattı çevresinde difüz bir yayılım görülürken (Şekil 4.53), kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak modelinde proksimal segmentin vertikal 1/3 alt kısmında, distal segmentin ise kırık hattının orta kısmında difüz bir stres yayılımı izlenmektedir (Şekil 4.54).



**Şekil 4.53:** Favorable kırık hattında X plak modeli anterior bölge vertikal yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri



**Şekil 4.54:** Favorable kırık hattında orta hat yerleşimli tek plak modeli anterior bölge vertikal yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri

1/3 üst bölge yerleşimli tek plak modelinde ise stresler distal segmentte kırık hattının vertikal 1/3 üst kısmında yayılım göstermişlerdir (Şekil 4.55).





Tüm modeller segmentlerin deplasmanları açısından değerlendirildiğinde; en büyük deplasman değerinin kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak modelinde olup, bunu X plak modeli, ve 1/3 üst bölgeye yerleştirilen tek plak modeli izlemektedir. 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak modeliyle çift plak modeli arasında deplasman açısından anlamlı bir fark olmamakla birlikte en düşük deplasman değeri çift plak modelinde bulgulanmıştır (Şekil 4.56).



**Şekil 4.56:** Favorable kırık hattındaki deplasman değerleri anterior bölge vertikal yükleme koşulu

### 4.5. Favorable Anterior Horizontal Yükleme

## 4.5.1. Von Mises Stresler

Anterior horizontal kuvvetler altında oluşan Von Mises streslerine bakıldığında, tüm gruplarda plaklara gelen kuvvetlerin vidalara oranla daha yüksek olduğu, hem plaklar hem de vidalar açısından en yüksek değerin kırık hattının ortasına yerleşitirilen tek plak modelinde bulgulandığı görülmektedir. (17 ve 9.7 Mpa). Bunu sırasıyla X plak modeli (16.1 ve 9.6 MPa), çift plak modeli (8.2 ve 5.9 MPa), 1/3 üst bölgeye yerleştirilen tek plak modeli (7.3 ve 5.7 MPa) takip etmektedir. Plak ve vidalarda oluşan en düşük Von Mises Stres değerleri ise 6.2 Mpa (plakta) ve 3.8 Mpa (vidada) ile 1/3 alt bölgeye yerleştirilen tek plak modelinde bulgulanmıştır (Şekil 4.57).



**Şekil 4.57:** Favorable fraktür hattında plak ve vidalardaki stresler anterior bölge horizontal yükleme koşulu

Plaklardaki stres lokalizasyonlarına baktığımız zaman, tüm modellerde özellikle plakların kırık hattına denk gelen bölgelerinde yayılım gösterdiği izlenmektedir (Şekil 4.58 ve 4.59).







**Şekil 4.59:** Favorable kırık hattında anterior bölge horizontal yükleme, X plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları

Tüm gruplardaki vidalara gelen kuvvetlerin lokalizasyonları incelendiğinde, streslerin tüm vidalara homojen olarak yayıldığı görülmektedir (Şekil 4.60).





### 4.5.2. Pmax Stresleri

Kortikal kemikteki Pmax streslerinin, tüm modellerde, spongioz kemiğe oranla daha yüksek değerlere sahip olduğu izlenmektedir. Kortikal kemikteki en yüksek Pmax stresi 7.1 MPa ile kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak modelinde bulgulanmıştır. Bunu 6 MPa ile çift plak modeli izlerken, 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak, 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak ve X plak modeli 5.9 Mpa ile aynı oranda kuvvete maruz kalmışlardır (Şekil 4.61).



Spongioz kemikte de en yüksek Pmax değeri 1.5 Mpa ile kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak modelinde oluşmaktadır. Bunu 1.2 Mpa ile çift plak ve X plak modelleri izlerken, 1/3 alt ve 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak modellerinde ise 1.1 Mpa değerinde Pmax stresi tespit edilmiştir. Burada, anterior bölge horizontal yükleme sonucu hem kortikal hem de spongioz kemiklerde oluşan Pmax stresleri açısından modeller arasında anlamlı bir fark bulunamaması dikkat çekici bulunmuştur. Bunun sebebi anterior bölge den gelen horizontal kuvvetlerin, kırık segmentler sisteminin monoblok olarak davranmasından dolayı, deplasmana sebep olacak bir durum yaratmamasıdır (Şekil 4.61).

Kortikal kemikteki streslerin lokalizasyonlarına bakıldığında, vidalar çevresinde çok hafif bir yayılım görülürken spongioz kemikte de belirgin bir kuvvet yayılımı izlenememektedir (Şekil 4.62 ve 4.63).



**Şekil 4.62:** Favorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge horizontal yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri



**Şekil 4.63:** Favorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge vertikal yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri

# 4.5.3. Pmin Stresleri

Pmin stresleri açısından da modeller arasında anlamlı bir fark görülmemekle birlikte, kortikal kemikteki en yüksek stres değeri 11.8 Mpa ile X plak modelinde oluşurken en düşük değer ise 10 Mpa ile çift plakla 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak modelinde bulgulanmıştır (Şekil 4.61).

Spongioz kemikteki Pmin stresleri incelendiğinde 1.7 Mpa ile en yüksek değer kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak modelinde görülürken diğer tüm modellerde eşit oranda (1.4 MPa) stres oluştuğu görülmüştür (Şekil 4.61).

Kortikal kemikteki kuvvetlerin lokalizasyonları incelendiğinde, vidalar çevresinde yayılım gösterdikleri izlenirken, spongioz kemikte ise streslerin kırık hattı çevresinde lokalize olduğu görülmektedir (Şekil 4.64 ve 4.65).



**Şekil 4.64:** Favorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge horizontal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri



**Şekil 4.65:** Favorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge horizontal yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri

Tüm modeller incelendiğinde, segmentlerde çok az miktarlarda deplasman değerleri saptanmıştır. En fazla deplasman, kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plak modelinde görülürken en az deplasman ise 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak modelinde izlenmektedir (Şekil 4.66).



**Şekil 4.66:** Favorable kırık hattındaki deplasman değerleri anterior bölge horizontal yükleme koşulu

### 4.6. Favorable Anterior Oblik Yükleme

### 4.6.1. Von Mises Stresler

X plak modeli dışındaki tüm plak modellerinde vidalara gelen kuvvetlerin plaklara gelen kuvvetlerden daha yüksek olduğu görülmektedir. Tüm modellerdeki plaklarda, anterior bölge oblik kuvvetler altında oluşan stres değerlerine bakıldığında, en yüksek değer 227 MPa ile X plakta bulgulanmıştır. Bunu 86.4 MPa ile 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak, 81.8 MPa ile kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak ve 70.6 Mpa ile çift plak takip ederken en düşük stres değeri ise 46.2 Mpa ile kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plakta tespit edilmiştir (Şekil 4.67).



**Şekil 4.67:** Favorable fraktür hattında plak ve vidalardaki stresler anterior bölge oblik yükleme koşulu

Fiksasyon vidalarına gelen kuvvetler incelendiğinde, en yüksek stres değeri 147 MPa ile X plak için kullanılan vidalarda bulgulanmıştır. Bunu, 119 Mpa ile kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plak modelinde, 113 Mpa ile çift plak modelinde ve 91.4 Mpa ile kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak modelinde kullanılan vidalar takip etmektedir. En düşük Von Mises Stres değeri ise 79.5 Mpa ile kırık hattının alt kısmına yerleştirilen tek plak modelindeki vidalarda bulgulanmıştır (Şekil 4.67).

Plaklardaki kuvvet yayılımlarına baktığımızda, X plak modeli dışındaki plak modellerinde streslerin özellikle plağın kemiğe bakan tarafında kırık hattı hizasında yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 4.68). X plak modelinde ise plağın hem kemik yüzeyinde hem de dış yüzeyinde streslerin aynı oranda yayılım gösterdiği izlenmektedir (Şekil 4.69).



**Şekil 4.68:** Favorable kırık hattında anterior bölge oblik yükleme, X plak dışındaki modellerde oluşan Von Mises Stres yayılımları



**Şekil 4.69:** Favorable kırık hattında anterior bölge oblik yükleme, X plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları

# 4.6.2. Pmax Stresleri

Anterior bölgeden oblik yükleme koşulunda, kortikal kemikte oluşan en yüksek Pmax stres değeri 32.2 MPa ile kırık hattının 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak modelinde oluşmaktadır. Bunu sırasıyla, 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak (30.9 MPa), çift plak (29.5MPa) ve orta hatta yerleştirilen tek plak (27.6 MPa) modelleri takip ederken, en düşük Pmax değeri 26.6 MPa ile X plak modelinde izlenmektedir (Şekil 4.70).



**Şekil 4.70:** Favorable fraktür hattında kortikal ve spongioz kemikteki stresler anterior bölge oblik yükleme koşulu

1/3 üst bölge yerleşimli tek plak, çift plak ve orta hatta yerleştirilen tek plak modellerinde kortikal kemikteki Pmax stresleri proksimal segmentte kırık hattına yakın vidalar çevresinde yayılım göstermektedir (Şekil 4.71). 1/3 alt bölgeye yerleştirilen tek plak modelinde daha homojen bir yayılım izlenirken, X plak modelinde proksimal segmentteki üst vidalar çevresinde stres yayılımı görülmektedir (Şekil 4.72).


**Şekil 4.71:** Favorable kırık hattında orta hat yerleşimli tek plak modeli anterior bölge oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri



**Şekil 4.72:** Favorable kırık hattında X plak modeli anterior bölge oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri

Spongioz kemiktekte oluşan en yüksek Pmax değeri kortikal kemikteki gibi kırık hattının 1/3 üst kısmına yerleştirilen tek plak modelinde

görülürken (4.2 MPa), çift plakla orta hatta yerleştirilen tek plak modellerinde 3.9 Mpa'lık Pmax değeri görülmektedir. 1/3 alt bölge yerleşimli tek plakla X plak modelleri arasında Pmax stresi açısından anlamlı bir fark olmamakla birlikte 2.4 Mpa ile en düşük değer X plak modelinde tespit edilmiştir (Şekil 4.70).

Spongioz kemikteki kuvvetlerin lokalizasyonlarına bakıldığında tüm modellerde birbirinden farklı yayılımlar olduğu görülmektedir. X plak modelinde kuvvetler proksimal segmentte yayılım gösterirken kırık hattının 1/3 alt bölgesine yerleştirilen tek plak modelinde distal segmentte yayılım göstermektedir (Şekil 4.73 ve 4.74).



**Şekil 4.73:** Favorable kırık hattında X plak modeli anterior bölge oblik yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri



**Şekil 4.74:** Favorable kırık hattında 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak modeli anterior bölge oblik yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri

1/3 üst yerleşimli tek plak, çift plak ve orta hatta yerleştirilen tek plak modellerinde ise kuvvetler hem proksimal hem de distal segmentte yayılım göstermektedir (Şekil 4.75).



**Şekil 4.75:** Favorable kırık hattında çift plak modeli anterior bölge oblik yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri

## 4.6.3. Pmin Stresleri

Kortikal kemikteki en yüksek Pmin değeri 40.5 MPa ile X plak modelinde görülmektedir. Bunu, 26.8 Mpa ile çift plak, 23.3 Mpa ile kırık hattının 1/3 üst bölgesine yerleştirilen tek plak ve 20.9 MPa ile orta hatta yerleştirilen tek plak modeli takip ederken 1/3 alt bölgeye yerleştirilen tek plak modelinin 17.1 MPa en düşük stres değerine sahip olduğu görülmektedir (Şekil 4.70).

Spongioz kemikteki en yüksek Pmin değeri, diğer modellerden çok az bir farkla, çift plak modelinde izlenmektedir (2.7Mpa). 2.6 MPa değeri ile kırık hattının 1/3 alt ve 1/3 üst kısımlarına yerleştirilen tek plak modelleri aynı stres değerine sahipken, en düşük Pmin değeri 2.4 Mpa ile kırık hattının ortasına yerleştitilen tek plakla X plak modelinde birlikte görülmüştür (Şekil 4.70).

Kortikal kemikteki kuvvet lokalizasyonları incelendiğinde, tüm modellerde streslerin vidalar çevresinde yayılım gösterdiği, sadece X plak modelinde kırık hattının tabanında daha fazla stres yoğunlaşması olduğu izlenmektedir (Şekil 4.76 ve 4.77).



**Şekil 4.76:** Favorable kırık hattında X plak dışındaki modeller anterior bölge oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri



**Şekil 4.77:** Favorable kırık hattında X plak modeli anterior bölge oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri

Spongioz kemikteki streslerin lokalizasyonlarına baktıldığında ise, X plak modelinde homojen bir kuvvet yayılımı olduğu görülürken diğer tüm modellerde proksimal segmentte kırık hattının vertikal olarak orta kısımlarından yukarıya doğru yayılım gözlenmektedir (Şekil 4.78 ve 4.79).



**Şekil 4.78:** Favorable kırık hattında X plak modeli anterior bölge oblik yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri



**Şekil 4.79:** Favorable kırık hattında X plak dışındaki modeller anterior bölge oblik yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri

Segmentlerdeki deplasmanlar incelendiğinde, en yüksek değerin kırık hattının 1/3 alk kısmına yerleştirilen tek plak modelinde görüldüğü bulgulanmıştır. Bunu sırasıyla, orta hat yerleşimli tek plak, X plak ve 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak modelleri izlemektedir. Posterior yüklemenin aksine anterior yükemede en küçük deplasman değeri ise çift plak modelinde tespit edilmiştir (Şekil 4.80).



oblik yükleme koşulu

### 4.7. Unfavorable - Posterior Bölge Vertikal Yükleme

### 4.7.1. Von Mises Stresler

Unfavorable kırık hattında, vertikal yükleme koşulunda plak ve vidalardaki stres değerlerine bakıldığında, tüm modellerde vidalardan itibaren streslerin plaklardakinden daha fazla olduğu görülmüştür. En yüksek değer kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen plak (775 MPa) ve vidalarında (1014 MPa), en düşük değer ise çift plak (481 MPa) ve vidalarında (488 MPa) oluştuğu bulgulanmıştır (Şekil 4.81). Burada 1/3 alt bölge yerleşimli plağa gelen 775 MPa 'lık kuvvetin plakta deformasyona, fiksasyon vidalarına gelen 1014 MPa'lık kuvvetin de vidalarda esnemeye neden olabileceği tespit edilmiştir.



**Şekil 4.81:** Unfavorable fraktür hattında plak ve vidalardaki stresler posterior bölge vertikal yükleme koşulu

Plaklardaki stres değerleri sırasıyla incelendiğinde, 1/3 alt kısma yerleştirilen plağı 664 MPa ile orta hatta yerleştirilen tek plak, 593 MPa ile X plak ve 580 MPa ile 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak izlemektedir.

Vidalardaki stres değerleri incelendiğinde ise, 1/3 alt bölge yerleşimli tek plağı 974 MPa ile yine orta hatta yerleştirilen tek plak takip ederken, 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak 839 MPa, X plak ise 645 Mpa'lık stres değerlerine sahiptir (Şekil 4.81).

Von mises streslerinin lokalizasyonlarına bakıldığında; X plakta kuvvetlerin orta hattan kollara doğru yoğun bir şekilde yayılım yaptığı, kırık hattına yakın vidalarda ise daha yoğun stresler oluştuğu görülmektedir. (Şekil 4.82).



**Şekil 4.82:** Unfavorable kırık hattında posterior bölge vertikal yükleme, X plak ve vidalarında oluşan Von Mises Stres yayılımları

1/3 alt, 1/3 üst ve orta hat yerleşimli tek plaklar ve fiksasyon vidalarında kuvvetler neredeyse aynı şekilde yayılım göstermektedir. Plakların orta kısımları ve kırık hattına yakın vidalar bölgesinde yoğun stres yayılımı izlenmektedir (Şekil 4.83-4.85).



**Şekil 4.83:** Unfavorable kırık hattında posterior bölge vertikal yükleme, 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları



**Şekil 4.84:** Unfavorable kırık hattında posterior bölge vertikal yükleme, 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları



**Şekil 4.85:** Unfavorable kırık hattında posterior bölge vertikal yükleme, orta hat yerleşimli tek plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları

Çift plak modelinde ise, üstteki plakta orta hattan hem proksimale hem de distale homojen bir yayılım görülürken, alttaki plağın dış yüzeyinde orta hattan distale, iç yüzeyinde de her iki segmente doğru yayılım izlenmektedir. Fiksasyon vidalarında ise kuvvet yoğunluğu kırık hattına yakın olan vidalarda toplanmıştır (Şekil 4.86 ve 4.87).



**Şekil 4.86:** Unfavorable kırık hattında posterior bölge vertikal yükleme, çift plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları



**Şekil 4.87:** Unfavorable kırık hattında posterior bölge vertikal yükleme, çift plak vidalarında oluşan Von Mises Stres yayılımları

### 4.7.2. Pmax Stresleri

Tüm modellerde Pmax stresleri kortikal kemkikte, spongioz kemiğe oranla çok daha yüksek bulunmuştur. Kortikal kemikteki stresler tek tek incelendiğinde, en yüksek Pmax değeri 296 MPa ile kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plak modelinde bulgulanmıştır. Bunu, 271 MPa ile orta hatta yerleştirilen tek plak, 250 Mpa ile 1/3 üst kısma yerleştirilen tek plak ve 171 MPa ile X plak modeli izlerken, en düşük Pmax değeri 148 MPa ile çift plak modelinde tespit edilmiştir (Şekil 4.88).



Kortikal kemikteki kuvvet lokalizasyonlarına bakıldığında, tüm modellerde benzer yayılımlar izlenmiştir. Distal segmentte vidalar bölgesinde lokalize kuvvet yoğunlukları görülürken, proksimal segmentte kuvvetlerin vidalar bölgesinden kondil ve koronoide doğru yayıldıkları görülmektedir (Şekil 4.89).



**Şekil 4.89:** Unfavorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri

Spongioz kemikte Pmax stresleri açısından anlamlı bir fark bulunmamakla birlikte en yüksek stres değeri 6.9 MPa ile kırık hattının 1/3 üst kısmına yerleştirilen tek plak modelinde bulgulanmıştır. En düşük Pmax değeri ise 4 MPa ile kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plakla X plakta tespit edilmiştir (Şekil 4.88).

Spongioz kemikteki kuvvet lokalizasyonları incelendiğinde ise streslerin tüm modellerde vidalar bölgesinde hemen hemen aynı şekilde yayılım gösterdiği izlenmektedir (Şekil 4.90).



**Şekil 4.90:** Unfavorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge vertikal yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri

### 4.7.3. Pmin Stresleri

Kortikal kemikteki en yüksek Pmin stres değeri 282 Mpa ile kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak modelinde tespit edilmiştir. Bunu 275 Mpa ile 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak, 247 MPa ile 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak ve 135 MPa ile X plak modeli izlerken, en düşük Pmin stres değeri ise 124 MPa ile çift plak modelinde bulgulanmıştır (Şekil 4.88).

Kortikal kemikteki Pmin streslerinin lokalizasyonları incelendiğinde, tüm modellerde kuvvetlerin özellikle vidalar çevresinde ve kırık hattının tabanında yoğunlaştığı izlenmektedir (Şekil 4.91 ve 4.92). Burada vidalarla angulus mandibulanın deplasmana birlikte direnç göstrdiği düşünülebilir.



**Şekil 4.91:** Unfavorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri



**Şekil 4.92:** Unfavorable kırık hattında çift plak modeli posterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri

Spongioz kemikte Pmin stresleri açısından tüm modeller arasında anlamlı bir fark bulunamazken, en yüksek değer 6.6 MPa ile X plakta, en düşük değer ise 5.4 MPa ile kırık hattının 1/3 üst bölgesine yerleştirilen tek plak modelinde bulgulanmıştır (Şekil 4.88).

Spongioz kemikteki kuvvetlerin lokalizasyonları incelendiğinde, kırık hattının ortasına yerleştirlen tek plak modelinde vidalar bölgesinde streslerin yoğunlaştığı izlenirken, diğer modellerde daha difüz bir yayılım izlenmektedir (Şekil 4.93).



**Şekil 4.93:** Unfavorable kırık hattında orta hat yerleşimli tek plak modeli posterior bölge vertikal yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri

Gruplardaki deplasman değerlerine bakıldığında, en yüksek deplasmanın kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen plak modelinde, en az deplasmanın ise çift plak modelinde oluştuğu tespit edilmiştir (Şekil 4.94).



#### 4.8. Unfavorable - Posterior Bölge Horizontal Yükleme

### 4.8.1. Von Mises Stresler

X plak modeli dışındaki tüm modellerde vidalara gelen kuvvetler plaklara gelen kuvvetlerden daha yüksek olarak bulgulanmıştır. X plak modelinde çok az bir farkla plakta daha yüksek bir stres değeri oluşmaktadır. Buna X plağın geometrik şeklinin neden olduğu düşünülmektedir.

Plaklardaki kuvvetler tek tek incelendiğinde, en yüksek von mises stres değeri 180 Mpa ile X plak ve kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak modelinde aynı olarak bulunmuştur. Bunları 169 MPa ile 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak ve 164 Mpa ile 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak modeli izlerken, en düşük değer 146 MPa ile çift plak modelinde bulgulanmıştır. (Şekil 4.95).



**Şekil 4.95:** Unfavorable fraktür hattında plak ve vidalardaki stresler posterior bölge horizontal yükleme koşulu

Vidalardaki en yüksek stres değeri 217 Mpa ile kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plak modelinde görülmüştür. Bunu 205 Mpa ile orta hatta yerleştirilen tek plak, 182 Mpa ile 1/3 alt bölgeye yerleştirilen tek plak ve 178 Mpa ile X plak modeli izlerken, en düşük von mises stres değeri 161 MPa ile çift plak modelinde bulgulanmıştır (Şekil 4.95).

Tüm plaklar modellerinde streslerin orta hatta yoğunlaştığı tespit edilmiştir (Şekil 4.96). Yine tüm plak modellerinde kırık hattına yakın fiksasyon vidalarında kuvvetlerin yoğunlaştığı izlenmektedir (Şekil 4.97).



**Şekil 4.96:** Unfavorable kırık hattında posterior bölge horizontal yükleme, tüm plaklarda oluşan Von Mises Stres yayılımları



**Şekil 4.97:** Unfavorable kırık hattında posterior bölge horizontal yükleme, tüm modellerde vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları

# 4.8.2. Pmax Stresleri

Kortikal kemikteki Pmax streslerini incelediğinde, değerlerin birbirine çok yakın olduğu tespit edilmiştir. Buna göre, en yüksek kuvvet değeri 24.4 Mpa ile çift plak modelinde bulgulanırken, en düşük değer 19.2 Mpa ile kırık hattının 1/3 üst kısmına yerleştirilen tek plak modelinde tespit edilmiştir (Şekil 4.98).



Kortikal kemikteki kuvvetlerin lokalizasyonları incelendiğinde, tüm modellerde streslerin kırık hattına yakın vidalar çevresinde yayılım gösterdiği tespit edilmiştir (Şekil 4.99).



**Şekil 4.99:** Unfavorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge horizontal yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri

Spongioz kemikte, kırık hattının 1/3 üst kısmına yerleştirilen plak modeli 1.7 Mpa ile en düşük Pmax stres değerine sahip olmakla birlikte diğer modellerle arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır. Çift plak, orta hatta yerleştirilen tek plak, 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak ve X plak modellerinde 1.8 Mpa ile eşit oranda stres değeri tespit edilmiştir (Şekil 4.98).

Tüm modellerde spongioz kemikteki kuvvetlerin lokalizasyonlarına bakıldığında, stresler çok hafif bir şekilde vidalar çevresinde izlenebilmektedir (Şekil 4.100).



**Şekil 4.100:** Unfavorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge horizontal yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri

### 4.8.3. Pmin Stresler

Kortikal kemikte en yüksek Pmin stres değeri 23.6 Mpa ile orta hatta yerleştirilen tek plak modelinde bulgulanmıştır. Bunu 21.3 MPa ile kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plak, 19.6 MPa ile çift plak ve 16 MPa ile X plak modeli takip ederken en düşük Pmin stres değeri ise 15 MPa ile 1/3 üst kısma yerleştirilen tek plak modelinde tespit edilmiştir (Şekil 4.98).

Kortikal kemikteki kuvvet lokalizasyonları incelendiğinde, çift plak modelinde kuvvetler özellikle vidalar çevresinde yayılım gösterirken çok az miktarda da kırık hattının tabanında izlenmektedir (Şekil 4.101).



**Şekil 4.101:** Unfavorable kırık hattında çift plak modeli posterior bölge horizontal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri

Diğer tüm tek plak modellerinde ise vidalar çevresinde hafif bir kuvvet yayılımı görülürken özellikle kırık hattının tabanında streslerin yoğunlaştığı tespit edilmiştir (Şekil 4.102).



**Şekil 4.102:** Unfavorable kırık hattında çift plak dışındaki modellerde posterior bölge horizontal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri

Spongioz kemikte 1.6 Mpa ile X plak modeli ve kırık hattının ortasına yerleştirilen plak modellerine aynı stres değerleri bulgulanmıştır. Çift plak, 1/3 alt ve 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak modelleri ise 1.5 MPa ile aynı stres değerine sahiptir. Tüm modeller arasında Pmin stresleri açısından anlamlı bir fark bulunamamıştır (Şekil 4.98).

Pmin streslerinin spongioz kemikteki lokalizasyonları incelendiğinde, tüm modellerde vidalar çevresinde çok az bir kuvvet yayılımı izlenebilmektedir (Şekil 4.103).



**Şekil 4.103:** Unfavorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge horizontal yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri

Gruplardaki segmentlerin deplasmanları incelendiğinde, en yüksek deplasman değerinin 1/3 alt kısma yerleştirilen tek plak modelinde olştuğu izlenirken en az deplasmanın ise çift plak modelinde gerçekleştiği bulgulanmıştır (Şekil 4.104).





### 4.9. Unfavorable - Posterior Bölge Oblik Yükleme

### 4.9.1. Von Mises Stresler

Posterior bölge oblik yükler altında, plaklara gelen kuvvetler incelendiğinde, en yüksek Von mises stres değerinin 545 MPa ile kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plak modelinde oluştuğu izlenmektedir. Bunu 514 MPa ile X plak, 512 MPa ile orta hatta yerleştirilen tek plak ve 419 MPa ile de çift plak modeli takip ederken, en düşük stres değeri 289 MPa ile 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak modelinde bulgulanmıştır (Şekil 4.105).



**Şekil 4.105:** Unfavorable fraktür hattında vida ve plaklardaki stresler posterior bölge oblik yükleme koşulu

Tüm modeller arasında en yüksek stres değeri 620 MPa ile orta hatta yerleştirilen tek plak modelindeki fiksasyon vidalarında tespit edilmiştir. Bunu, 608 Mpa ile 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak, 478 MPa ile X plak ve 388 MPa ile de 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak modelindeki vidalar izlemektedir. 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak modeliyle aralarında anlamlı bir fark bulunmamakla birlikte en düşük stres değeri 386 MPa ile çift plak modelindeki fiksasyon vidalarında bulgulanmıştır (Şekil 4.105).

Kuvvetlerin plaklardaki lokalizasyonları incelendiğinde, tüm modellerde plakların neredeyse her bölgesinde homojen bir stres yayılımı izlenmektedir. Kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plakla 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak birbiriyle hemen hemen benzer yayılımlara sahiptir (Şekil 4.106).



**Şekil 4.106:** Unfavorable kırık hattında posterior bölge oblik yükleme, tüm plaklarda oluşan Von Mises Stres yayılımları

Tüm modellerdeki fiksasyon vidalarına gelen kuvvet yayılımları incelendiğinde birbirleriyle benzerlikler izlenmektedir. Tüm vidalarda stres yayılımları görülürken özellikle kırık hattına yakın vidalarda daha fazla yoğunlaşma tespit edilmiştir (Şekil 4.107).



**Şekil 4.107:** Unfavorable kırık hattında posterior bölge oblik yükleme, tüm modellerdeki vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları

### 4.9.2. Pmax Stresleri

Kortikal kemikte en yüksek Pmax stres değeri 116 Mpa ile kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen plak modelinde oluşmaktadır. Bunu çok az bir farkla orta hatta yerleştirilen tek plak (114 MPa) ve 1/3 üst kısma yerleştirilen tek plak (110.8 MPa) modeli izlerken çift plak modelinde kortikal kemikte 86.6 MPa değerinde stres bulgulanmıştır. En düşük stres değeri ise 65.4 MPa ile X plak modelinde tespit edilmiştir (Şekil 4.108).

Spongioz kemikte oluşan stresler incelendiğinde, modeller arasında anlamlı fklar bulunamamıştır. En yüksek Pmax değeri 4.3 MPa ile kırık hattının 1/3 üst kısmına yerleştirilen tek plak modelinde izlenirken, en düşük değer 2.7 MPa ile yine X plak modelinde bulgulanmıştır (Şekil 4.108).



**Şekil 4.108:** Unfavorable fraktür hattında kortikal ve spongioz kemikteki stresler posterior bölge oblik yükleme koşulu

Kortikal kemikteki kuvvet yayılımları, posterior bölge vertikal yükleme koşuluyla benzerlik göstermektedir. Buna göre, tüm modellerde distal segmentte vidalar çevresinde lokalize kuvvet yoğunlukları görülürken proksimal segmentte stresler vidalar çevresinden başlayıp kondile doğru yayılım göstermektedir (Şekil 4.109).

Spongioz kemikte de vidalar çevresinde yoğunlaşan kuvvetler tüm modellerde birbirleriyle benzerlik göstermektedir. Kırık hattına yakın vidalar arasında, kırık hattı üzerinde kuvvetlerin daha yoğun olduğu dikkat çekicidir (Şekil 4.110).



**Şekil 4.109:** Unfavorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri



**Şekil 4.110:** Unfavorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge oblik yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri

### 4.9.3. Pmin Stresleri

Kortikal kemikteki en yüksek Pmin stres değeri 114 MPa ile kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak modelinde bulgulanmıştır. Bunu, 108 MPa ile 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak, 99.8 MPa ile 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak ve 87.4 MPa ile çift plak izlerken, en düşük stres değeri 74.2 MPa ile X plak modelinde bulgulanmıştır (Şekil 4.108).

Kortikal kemikteki kuvvetlerin lokalizasyonu incelendiğinde, posterior vertikal yükleme koşuuyla benzerlik gösterdiği tespit edilmiştir. Buna göre, kuvvetler tüm modellerde hem vidalar çevresinde hem de daha yoğun olarak kırık hattının tabanında yayılım göstermektedirler (Şekil 4.111).



**Şekil 4.111:** Unfavorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri

En yüksek Pmin stres değeri 3 MPa ile çift plak modelinde bulgulanırken en düşük değer 2.3 MPa ile kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plak modelinde bulgulanmıştır. Diğer 3 modelde de 2.4 MPa kuvvet değeri tespit edilmekle birlikte spongioz kemikteki Pmin stres değerleri açısından modeller arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır (Şekil 4.108).

Spongioz kemikteki kuvvet lokalizasyonları incelendiğinde, tüm modellerde yine vidalar çevresinde hafif bir stres yayılımı olduğu görülmektedir (Şekil 4.112).



**Şekil 4.112:** Unfavorable kırık hattında tüm modellerde posterior bölge oblik yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri

Posterior bölgeden oblik yükler karşısında deplasmana en iyi direnci kırık hattının 1/3 üst kısmına yerleştirilen tek plak, en az direnci ise 1/3 alt kısma yerleştirilen tek plak modelinin gösterdiği tespit edilmiştir (Şekil 4.113).



**Şekil 4.113:** Unfavorable kırık hattındaki deplasman değerleri posterior bölge oblik yükleme koşulu

# 4.10. Unfavorable - Anterior Bölge Vertikal Yükleme

## 4.10.1. Von Mises Stresler

Unfavorable kırık hattında, anterior bölgeden vertikal yükleme koşulunda plaklar arasında en fazla kuvvet 632 MPa ile kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plak modelinde bulgulanmıştır. Bunu, 527 MPa ile kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak, 504 MPa ile X plak ve 403 MPa ile çift plak modeli izlerken, en düşük stres değeri 332 MPa kırık hattının 1/3 üst kısmına yerleştirilen tek plak modelinde tespit edilmiştir (Şekil 4.114).



**Şekil 4.114:** Unfavorable fraktür hattında plak ve vidalardaki stresler anterior bölge vertikal yükleme koşulu

Kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plak fiksasyonu için kullanılan vidalar da 708 MPa ile tüm modeller arasında en yüksek stres değerine sahiptir. Bunu 621 MPa ile orta hatta yerleştirilen tek plak, 474 MPa ile X plak ve 458 MPa ile 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak modeli takip ederken, en düşük Von Mises Stres değeri 369 MPa ile çift plak fiksasyonunda kullanılan vidalarda bulgulanmıştır (Şekil 4.114).

Plak ve vidalardaki kuvvet lokalizasyonları incelendiğinde, kırık hattının ortasına, 1/3 alt ve 1/3 üst kısmına yerleştirilen tek plakların birbiriyle benzer kuvvet yayılımları dikkat çekicidir. Plakların dış yüzeylerinde orta hatta ve bir miktar da proksimal parçalarında kuvvet yoğunluğu görülürken, iç yüzeylerinde tüm plak boyunca kuvvet yayılımı izlenmektedir (Şekil 4.115 ve 4.116).

Bu tek plakların fiksasyonunda kullanılan vidalarda da benzer kuvvet yayılımları izlenmektedir. Buna göre; tüm vidalarda kuvvet yayılımı
görülürken kırık hattına yakın vidalarda streslerin daha yoğun olduğu izlenmektedir (Şekil 4.116).



**Şekil 4.115:** Unfavorable kırık hattında anterior bölge vertikal yükleme, orta hat yerleşimli plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları



**Şekil 4.116:** Unfavorable kırık hattında anterior bölge vertikal yükleme, orta hat yerleşimli plak modelinde vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları

X plak ve çift plak modellerinde, kuvvetler plakların kırık hattına denk gelen orta kısımlarında yoğunlaşmaktadır. Bu modellerde de kırık hattına yakın vidalarda daha fazla kuvvet yayılımı olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.117).



**Şekil 4.117:** Unfavorable kırık hattında anterior bölge vertikal yükleme, X plak ve vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları

# 4.10.2. Pmax Stresleri

Anterior bölge vertikal yükler karşısında kortikal kemikte oluşan en yüksek stres değeri 194 MPa ile kırık hattının 1/3 alt bölgesine yerleştirilen tek plak modelinde görülmektedir. Bunu, 175 MPa ile kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak, 143 MPa ile 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak ve 123 MPa ile X plak modeli takip ederken, en düşük stres değeri 110 MPa ile çift plak modelinde izlenmektedir (Şekil 4.118).



**Şekil 4.118:** Unfavorable fraktür hattında kortikal ve spongioz kemikteki stresler anterior bölge vertikal yükleme koşulu

Kortikal kemikteki kuvvet lokalizasyonlarını incelediğimizde, Pmax streslerinin vidalar çevresinden proksimal segmentte kondile doğru yayılım gösterdikleri tespit edilmiştir (Şekil 4.119).



**Şekil 4.119:** Unfavorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri

Spongioz kemikte, en yüksek Pmax stres değeri 3.9 Mpa ile çift plak modelinde bulgulanmıştır. Bunu 3.8 Mpa ile orta hatta yerleştirilen tek plakla 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak modelleri ve 3.3 Mpa ile 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak modeli takip ederken, en düşük Pmax stres değeri diğer modellerden anlamlı bir fark bulunmamakla birlikte 2.9 MPa ile X plak modelinde tespit edilmiştir (Şekil 4.118).

Spongioz kemikteki kuvvet yayılımlarına bakıldığında, tüm modellerde sadece vidalar çevresinde lokalize oldukları görülmektedir (Şekil 4.120).



**Şekil 4.120:** Unfavorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge vertikal yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri

# 4.10.3. Pmin Stresleri

Kortikal kemikteki Pmin streslerine baktığımızda, en yüksek değerin 183 MPa ile kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirlen tek plak modelinde bulgulandığı görülmüştür. Bunu, 165 Mpa ile kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak, 130 MPa ile 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak ve 121 MPa ile X plak modeli izlerken, en düşük Pmin değeri 81.3 MPa ile çift plak modelinde tespit edilmiştir (Şekil 4.118).

Kortikal kemikteki kuvvet yayılımları incelendiğinde, tüm modellerde streslerin vidalar çevresinde ve kırık hattının tabanında lokalize olduğu görülmektedir (Şekil 4.121).



**Şekil 4.121:** Unfavorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge vertikal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri

Tüm modeller incelendiğinde spongioz kemikteki Pmin stresleri arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır. 3.2 MPa ile en yüksek stres değeri kırık hattının 1/3 üst kısmına yerleştirilen tek plak modelinde bulgulanırken diğer plak modellerinde ise eşit bir şekilde 3.1 MPa'lık stres değeri tespit edilmiştir (Şekil 4.118).

Spongioz kemikteki stres değerleri tüm modellerde birbirine yakın ve düşük olmakla birlikte yayılımları da benzerlik göstermektedir. Tüm modellerde vidalar çevresinde difüz bir kuvvet yayılımı izlenmektedir (Şekil 4.122).



**Şekil 4.122:** Unfavorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge vertikal yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri

Segmentlerdeki deplasman değerleri incelendiğinde, kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirlen tek plak modelinde deplasmana direncin diğer modellere göre daha az olduğu görülmektedir. Deplasmana en çok direnç gösteren modelin ise çift plak modeli olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.123).



**Şekil 4.123:** Unfavorable kırık hattındaki deplasman değerleri anterior bölge vertikal yükleme koşulu

## 4.11. Unfavorable - Anterior Bölge Horizontal Yükleme

## 4.11.1. Von Mises Stresler

Unfavorable kırık hattında anterior bölgeden horizontal yükleme sonucu oluşan stresler incelendiğinde, tüm modellerde vidaların plaklardan daha fazla kuvvet taşıdığı tespit edilmiştir.

Plaklar arasında en fazla stres, 24 MPa ile kırık hattının 1/3 üst kısmına yerleştirilen tek plak modelinde bulgulanmıştır. Bunu, 20.5 MPa ile kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak, 19.9 MPa ile X plak ve 16.9 MPa ile çift plak modelleri takip ederken, en düşük stres değeri ise 16.3 MPa ile kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plak modelinde izlenmektedir (Şekil 4.124).



**Şekil 4.124:** Unfavorable fraktür hattında plak ve vidalardaki stresler posterior bölge horizontal yükleme koşulu

En fazla strese maruz kalan vidalar ise 33.4 MPa ile kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak modelindeki vidalardır. Bunu, 33 MPa ile 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak, 24 MPa ile 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak ve 23.9 MPa ile X plak modeli takip ederken en düşük Von Mises Stres değeri anlamlı bir fark olmamakla birlikte çift plak modelinde (23.8 MPa) bulgulanmıştır (Şekil 4.124).

Tüm plak modellerinde kuvvetler plak orta hattının hafif distal segmentinde lokalize olmakla birlikte, kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak ile 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak modellerindeki kuvvet yayılımı birbiriyle neredeyse aynı yayılım göstermektedir (Şekil 4.125).



**Şekil 4.125:** Unfavorable kırık hattında anterior bölge horizontal yükleme, orta hat yerleşimli tek plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları

Fiksasyon vidalarına gelen kuvvetlerin yayılımları incelendiğinde, tüm modellerde streslerin kırık hattına yakın vidalarda yoğunlaştığı bulgulanmıştır (Şekil 4.126).





### 4.11.2. Pmax Stresleri

Unfavorable kırık hattında anterior bölgeden horizontal yükleme sonucu kortikal kemikte en fazla kuvvet kırık hattının 1/3 üst kısmına yerleştirilen plak modelinde (10.3 MPa) oluşmaktadır. Bunu, 9.5 MPa ile orta hatta yerleştirilen tek plak ve 7.4 MPa ile 1/3 alt bölge yerleşimli tek plakla çift plak modelleri izlerken, en düşük stres değeri 5.8 MPa ile X plak modelinde tespit edilmiştir (Şekil 4.127).

Spongioz kemikte oluşan stresler incelendiğinde, modellerde birbirine yakın değerler bulgulanmıştır. X plak ve kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak modeli 1.2 MPa'lık stres değerine sahipken, çift plak, 1/3 alt ve 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak modelleri ise 1 MPa stres değerine sahiptir (Şekil 4.127).



# **4.127:** Unfavorable fraktür hattında kortikal ve spongioz kemikteki stresler anterior bölge horizontal yükleme koşulu

Kortikal kemikteki kuvvetlerin loaklizasyonu incelendiğinde, kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plakla 1/3 üst bölge yerleşimli tek plakta birbirleriyle neredeyse aynı kuvvet yayılımı izlenmektedir. Bu modellerde her iki segmentte de kırık hattına yakın vidalar çevresinde stres yayılımı görülürken diğer plak modellerinde sadece distal segmentte kırık hattına yakın vidalarda hafif bir kuvvet yoğunlaşması tespit edilmiştir (Şekil 4.128 ve 4.129).



**Şekil 4.128:** Unfavorable kırık hattında orta hat yerleşimli tek plak modeli anterior bölge horizontal yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri



**Şekil 4.129:** Unfavorable kırık hattında 1/3 alt bölge yerleşimli tek plak modeli anterior bölge horizontal yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri

Tüm modellerdeki spongioz kemikteki kuvvet lokalizasyonları incelendiğinde ise belirgin bir yayılım olmadığı dikkat çekici bulunmuştur (Şekil 4.130).





#### 4.11.3. Pmin Stresleri

Modellerde Pmin stres değerleri açısından anlamlı bir fark bulunamamakla birlikte kortikal kemikteki en yüksek stres değer 12.7 MPa ile kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plak modelinde bulgulanırken, en düşük değer 11.1 MPa ile kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak modelinde bulgulanmıştır (Şekil 4.127).

Kortikal kemikteki kuvvet yayılımları kırık hattının orta, 1/3 alt ve 1/3 üst kısımlarına yerleştirilen plak modellerinde neredeyse benzer şekilde izlenmektedir (Şekil 4.131). Bu modellerde ve çift plak modelinde tüm

vidalar çevresinde kuvvet yayılımı görülürken, X plak modelinde vidalar çevresinde daha hafif bir stres yayılımı izlenmektedir (Şekil 4.132).



**Şekil 4.131:** Unfavorable kırık hattında 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak modeli anterior bölge horizontal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri



**Şekil 4.132:** Unfavorable kırık hattında X plak modeli anterior bölge horizontal yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri

Spongioz kemikte de tüm modeller arasında anlamlı bir kuvvet farkı oluşmamıştır. Buna göre en yüksek stres değeri 1.6 MPa ile X plak modelinde bulgulanırken, en düşük Pmin stres değeri 1.3 MPa ile kırık hattının 1/3 üst kısmına yerleştirilen tek plakla çift plakta eşit oranda tespit edilmiştir (Şekil 4.127).

Tüm modellerde spongioz kemikteki kuvvet lokalizasyonlarına bakıldığında, Pmax stresleri gibi Pmin streslerinin de belirgin bir yayılım göstermedikleri izlenmektedir (Şekil 4.133).



**Şekil 4.133:** Unfavorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge horizontal yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri

Kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plağın deplasmana karşı gösterdiği direncin diğer modellere oranla daha iyi olduğu tespit edilirken, 1/3 üst bölgeye ve kırık hattının ortasına yerleştirilen plakların ise diğer modellere göre daha az ve birbirleriyle neredeyse aynı oranda deplasmana karşı koydukları bulgulanmıştır. Çift plak ise hem stres değerleri hem de deplasman direnci açısından anterior bölgeden horizontal yükler karşısında iyi bir tercih olarak görülebilir (Şekil 4.134).



**Şekil 4.134:** Unfavorable kırık hattındaki deplasman değerleri anterior bölge horizontal yükleme koşulu

#### 4.12. Unfavorable - Anterior Bölge Oblik Yükleme

## 4.12.1. Von Mises Stresler

Anterior bölgeden oblik yükler karşısında en yüksek Von Mises Stres değeri 239 MPa ile unfavorable kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plak modelinde bulgulanmıştır. Bunu, 208 MPa ile kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak 199 MPa ile X plak ve 164 MPa ile çift plak modelleri takip ederken, en düşük stres değeri 150 MPa ile kırık hattının 1/3 üst kısmına yerleştirilen tek plak modelinde tespit edilmiştir (Şekil 4.135).



**Şekil 4.135:** Unfavorable fraktür hattında plak ve vidalardaki stresler anterior bölge oblik yükleme koşulu

Tüm modellerdeki fiksasyon vidaları arasında en fazla yük 275 MPa ile kırık hattının ortasına yerleştirilen plak modelinde bulgulanmıştır. Bunu, 270 MPa ile 1/3 alt kısma yerleştirilen tek plak, 212 MPa ile 1/3 üst kısma yerleştirilen tek plak ve 185 MPa ile X plak takip ederken en düşük stres değeri 148 MPa ile çift plak modelindeki fiksasyon vidalarında bulgulanmıştır (Şekil 4.135).

Plaklardaki kuvvet yayılımları incelendiğinde, tüm modellerde streslerin plağın orta hattından kollara doğru yayılım gösterdikleri izlenmektedir (Şekil 4.136).



**Şekil 4.136:** Unfavorable kırık hattında anterior bölge oblik yükleme, tüm modellerde plaklarda oluşan Von Mises Stres yayılımları

Kırık hattının ortasına, 1/3 alt ve 1/3 üst kısmına yerleştirilen tek plak modellerine baktıldığında neredeyse aynı stres yayılımları görülmektedir (Şekil 4.137).

Fiksasyon vidalarına gelen kuvvetlerin yayılımları incelendiğinde ise, streslerin özellikle kırık hattına yakın vidalarda yoğunlaştığı görülmektedir (Şekil 4.138).



**Şekil 4.137:** Unfavorable kırık hattında anterior bölge oblik yükleme, orta hat yerleşimli tek plakta oluşan Von Mises Stres yayılımları



**Şekil 4.138:** Unfavorable kırık hattında anterior bölge oblik yükleme, tüm modellerdeki vidalarda oluşan Von Mises Stres yayılımları

#### 4.12.2. Pmax Stresleri

Kortikal kemikte en yüksek Pmax Stres değeri kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen plak modelinde (74.2 MPa) görülmektedir. Buna yakın bir şekilde kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak 70 MPa ve 1/3 üst kısma yerleştirilen tek plak ise 67.1 MPa Pmax stres değerine sahiptir. X plak modeli ise 45.3 MPa'lık kuvvet yükü taşırken, en düşük stres değeri 42.8 MPa ile çift plak modelinde bulgulanmıştır (Şekil 4.139).



kemikteki stresler anterior bölge oblik yükleme koşulu

Kortikal kemikteki kuvvet lokalizasyonları incelendiğinde, kırık hattının orta, 1/3 alt, 1/3 üst kısmına yerleştirilen tek plak ve çift plak modelinin üst parçasında neredeyse aynı yayılım gösterdikleri izlenmektedir. Bu modellerde stresler tüm vidalar çevresinde eşit oranlarda yoğunlaşıp proksimale doğru yayılmaktadır. X plak modelinde ise distal segmentteki üst vida ve proksimal segmennteki alt vida çevresinde çok az bir kuvvet oluşurken geri kalan vidalar çevresinde diğer modellerdekinde benzer stres yayılımları görülmektedir (Şekil 4.140 ve 4.141).



**Şekil 4.140:** Unfavorable kırık hattında 1/3 alt yerleşimli tek plak modeli anterior bölge oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri



**Şekil 4.141:** Unfavorable kırık hattında X plak modeli anterior bölge oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmax stresleri

Spongioz kemikte en yüksek Pmax Stres değeri 2 MPa ile kırık hattının 1/3 üst kısmına yerleştirilen tek plak modelinde görülmektedir. Bunu birbirlerine yakın bir şekilde 1.5 MPa ile kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak, 1.4 MPa ile çift plak ve 1.3 MPa ile X plak modelleri izkerken, en düşük stres değeri 1.2 MPa ile kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plak modelinde bulgulanmıştır (Grafik 4.139).

Kuvvetlerin spongioz kemikteki lokalizasyonları incelendiğinde, tüm modellerde vidalar çevresinde yayılım gösterdikleri izlenmektedir (Şekil 4.142).



**Şekil 4.142:** Unfavorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge oblik yükleme, spongioz kemikteki Pmax stresleri

## 4.12.3. Pmin Stresleri

Kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak modeli 73.1 MPa ile kortikal kemikteki en yüksek Pmin stres değerini oluştururken kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plak modeli de 71.9 MPa ile buna çok yakın bir değere sahiptir. Bunları, 64.8 MPa ile 1/3 üst bölge yerleşimli tek plak ve 38.1 MPa ile X plak modelleri takip ederken, en düşük Pmin stres değeri 33.8 MPa ile çift plak modelinde bulgulanmıştır (Şekil 4.139).

Kortikal kemkteki kuvvetlerin lokaliasyonları da tüm modellerde birbirlerine benzer bir şekilde vidalar çevresi ve kırık hattının tabanında yoğunlaşma göstermektedir (Şekil 4.143).



**Şekil 4.143:** Unfavorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge oblik yükleme, kortikal kemikteki Pmin stresleri

Spongioz kemikte en yüksek Pmin stres değeri diğerlerinden çok az bir farkla X plak modelinde (2.7 MPa) bulgulanmıştır. Diğer tüm modellerde 2.5 MPa'lık Pmin stres değeri tespit edilmiştir (Şekil 4.139). Buradan, anterior bölgeden yüklenen oblik kuvvetlerin kırık hattına anlamlı bir etki yaratmadığı sonucu çıkarılabilir.

Kuvvetlerin spongioz kemikteki lokalizasyonları incelendiğinde, tüm modellerde vidalar çevresinde ve kırık hattının tabanında çok hafif bir yayılım olduğu görülmektedir (Şekil 4.144).



**Şekil 4.144:** Unfavorable kırık hattında tüm modellerde anterior bölge oblik yükleme, spongioz kemikteki Pmin stresleri

Kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirlen tek plak en yüksek Von Mises Stres değerine sahipken, kortikal kemikte de oluşan en yüksek Pmax stresi yine bu plak modelinde bulgulanmıştır. Buna bağlı olarak da en fazla deplasman kırık hattının 1/3 alt bölgesine yerleştirilen tek plak modelinde görülmektedir. Bun a karşın çift plak modeli kortikal kemikteki en düşük Pmax, kortikal ve spongioz kemikteki en düşük Pmin ve vidalardaki en düşük Von mises streslerine sahip olduğundan dolayı deplasmana en yüksek direnci göstermektedir (Şekil 4.145).



**Şekil 4.145:** Unfavorable kırık hattındaki deplasman değerleri anterior bölge oblik yükleme koşulu

# 5. TARTIŞMA

Angulus mandibula, maksillofasiyal travma sonrası en sık kırık görülen bölgelerden bir tanesidir. (Alkan *et al.*, 2007; Bayat *et al.*, 2010; Chacon *et al.*, 2005; Ellis, 1999; Ji *et al.*, 2011; Kalfarentzos *et al.*, 2009; Kumar *et al.*, 2011; Safdar ve Meechan, 1995; Schaaf *et al.*, 2011; Schierle *et al.*, 1997; Tevepaugh *et al.*, 1995). Angulus bölgesinin kırığa yatkınlığının sebepleri; üçüncü molar dişlerin varlığı (Takada *et al.*, 2006; Halmos *et al.*, 2004), diğer dişli bölgelere göre daha ince kesit alanına sahip olması ve kas kuvvetlerinin etkisi altında olması olarak sıralanmaktadır (Ellis, 1999; Lee ve Dodson 2000; Kumar *et al.*, 2011; Safdar *et al.*, 1995). Reitzik 1978'de maymunlar üzerinde yaptığı bir çalışmada, gömülü diş bulunan angulus mandibulanın dişsiz çenede kırık oluşumu için gereken kuvvetin %60'1 ile kırılabileceğini göstermiştir (Aktaran: Ellis, 1999). Schubert *et al.* (1997), Mandibular angulus bölgesinin hem anteriorundaki gövde kısmından hem de posteriorundaki ramus kısmından daha ince bir yapıya sahip olduğunu yaptıkları çalışmada göstermiştir.

Angulus mandibula kırıkları, tüm mandibula kırıkları arasında en yüksek komplikasyon oranına sahiptir (Bayat *et al.*, 2010; Danda, 2010; Ellis, 1999; Feller *et al.*, 2003; Gear *et al.*, 2005; Iizuka *et al.*, 1991; Schaaf *et al.*, 2011; Siddiqui *et al.*, 2006). Bu durum gözönünde bulundurularak çok dikkatli bir tedavi prosedürü izlenmelidir.

Tamamen dinlenme durumunda bile mandibula çok güçlü çiğneme kaslarının (*masseter* ve *medial pterygoid*) oluşturduğu kuvvetlerin etkisi altındadır. Bu kasların etkisiyle mandibula kapalı durumda kalırken, angulus kırığı meydana geldiğinde kaslar elevasyon fonksiyonunu yitirirler. Buna göre elevasyon sırasında, kasın çekme etkisiyle proksimal segment yukarı öne ve mediale doğru çekilirken distal segment sabit kalır (Kavanagh *et al.,* 2008).

Angulus mandibula için ideal tedavi yöntemi halen tartışılmaktadır. Literatürde kemik stabilizasyonu için, kapalı redüksiyon; transosseöz teller, sirkummandibuler teller veya küçük plaklar kullanarak non-rijit fiksasyonla açık redüksiyon; AO rekonstrüksiyon plakları; dinamik kompresyon plakları; mini-dinamik kompresyon plakları; lag vidaları; ve *non*-kompresyon plakları gibi çeşitli tedavi yöntemleri rapor edilmiştir (Danda, 2010; Erkmen *et al.*, 2005a; Fernandez *et al.*, 2002).

Mandibulada kemik plaklarıyla açık redüksiyon internal fiksasyon (ARİF) ilk olarak 1888'de Schede tarafından çelik plak ve vidalarla uygulanmış, vitalyum ve titanyum gibi korozyona dirençli olan biyo-uyumlu materyallerin bulunmasıyla da internal fiksasyonda yeni bir çığır açılmıştır (Aktaran: Gear *et al.*, 2005). Titanyum, biyo-uyumlu olmasının yanı sıra sert ve güçlü yapısından dolayı bütün internal fiksasyon uygulamalarında tercih edilmektedir (Bohluli *et al.*, 2010; Erkmen *et al.*, 2005b). Ancak bazı araştırmacılar titanyumun yabancı cisim olarak kabul edildiğini ve ikinci bir işlemle çıkarılması gerektiğini belirtmiştir. Ayrıca, titanyum partiküllerinin skar dokusunda kalıp oradan lenf nodlarına ve akciğere migrasyonu da bazı çalışmalarda gösterilmiştir. Bu durum da gözönünde bulundurularak rezorbe olabilen fiksasyon sistemleri de uygulamaya girmiştir. (Choi *et al.*, 2010; Moberg *et al.*, 1989; Schliephake, 1993; Weingart *et al.*, 1994).

Schmoker ve Spiessl 1970'li yıllarda dinamik kompresyon plaklarını geliştirirken (Gear *et al.*, 2005), Michelet de monokortikal *non*-kompresyon mini plaklarıyla deneylerine başlamıştır (Chacon *et al.*, 2005; Rudman *et al.*, 1997). Daha sonrasında Champy, mandibulanın üst sınırının gerilme, alt sınırının ise sıkıştırma alanları olduğunu söyleyip, mandibulanın üst sınırına tek bir non-kompresyon plağı uygulamasının yeterli olacağını rapor etmiştir (Aktaran: Bell *et al.*, 2008). Niederdellmann ve Shetty (1987), 1970'lerin ortasında fraktür stabilizasyonu için lag-vidalarını kullanmaya başlamıştır.

Miniplaklarla rijit fiksasyonun, kırık segmentlerinin operasyon sonrası enfeksiyon ve *nonuniona* neden olan deplasmanına engel olacak yeterlilikte stabiliteye sahip olması (Fernandez *et al.*, 2002; Gabrielli *et al.*, 2003), hastada erken fonksiyona olanak tanımasıyla daha kısa sürede taburcu olma ve işine dönebilmesi nedeniyle memnuniyet yaratması (Fox *et al.*, 2003), mandibulada tüm kırık bölgelere uygulanabilmesi, uygulamanın kolay olması, eksternal insizyona gerek duyulmamasıyla sinir harabiyeti riskinden kaçınma, eş zamanlı olarak kırığın redüksiyonu ve oklüzal ilişkinin sağlanması, ve intermaksiller fiksasyona ihtiyaç duyulmayıp komplikasyonlarının elimine edilmesi (Fernandez *et al.*, 2002), gibi avantajları bulunmaktadır.

Miniplakla rijit fiksasyonun dezavantajları olarak ise, anatomik ve biyomekanik kısıtlılıklar, vida kayıpları (Sugiura *et al.*, 2001), miniplağa şekil verildiğinde, verilen şekilde stabil olarak kalamaması (Undt *et al.*, 1999) ve plak kırılmaları (Korkmaz, 2007), sayılabilmektedir.

Unnewehr, insan mandibulasının kırık eşiğini, çene ucuna ön bölgeden gelen 2.4-3.1 kN, gövdeye ise yandan gelen 0.6-0.7 kN 'luk kuvvet olarak bulgulamıştır (Aktaran: Wong *et al.*, 2010). Mandibula, çiğneme kasları ve dişlerle temporomandibular eklemden geçen reaksiyon kuvvetlerine maruz kalırken, bu dış yükler karşısında deformasyona uğramaktadır. Mandibulada, dış yüklerin doğasına ve mandibulanın şekli ve materyal özelliklerine göre yayılım gösteren gerilim ve gerinimler meydana gelir. Deformasyonun derecesi gerinimin büyüklüğüyle aynı oranda oluşurken, deformasyonun sonucu olarak da kemik dokuda gerilme ve sıkışma yükleri meydana gelir (Aktaran: Wong *et al.*, 2010). Aşırı yüklerin postoperatif vida kayıplarına neden olmasını önlemek için biyomateryalleri saran kemikteki stres dağılımlarını belirlemek önem taşımaktadır (Sugiura *et al.*, 2000). Biz de çalışmamızda hem anterior hem de posterior bölgeden mandibulaya vertikal, horizontal ve oblik olmak üzere sırası ile 3 yönden 300N ve 600N'luk çiğneme kuvvetlerini taklit eder tarzda kuvvetler uygularak gerek fiksatif materyaller gerekse kırık hattına komşu kemik bölgelerinde oluşan stres yayılımlarını ve miktarlarını analiz etmiş bulunmaktayız.

İdeal plak sistemi, fonksiyonel yükleri karşılayacak kadar güçlü ve rijit olmalıdır ki uygun kırık iyileşmesi sağlanabilsin. Çiğneme sırasında mandibulada eğilme, bükülme ve makaslama gibi karmaşık yayılımlar gösteren kuvvetler oluşmaktadır. Kırık iyileşmesinde başarısızlığa engel olabilmek için plaklara aktarılan kuvvetlerin derecesinin materyalin güç limitini aşmamasına dikkat edilmelidir (Korkmaz, 2007).

Mandibula kırıklarının tedavisinde amaç kırığın stabilizasyonunu sağlamaktır (Fernandez *et al.*, 2002). Böylece en az komplikasyonla kemik iyileşmesi ve erken fonksiyon sağlanmış olur (Korkmaz, 2007). Kırık fiksasyonunda plaklar, proksimal segmentin distal segmentten ayrılmasına izin vermeyecek şekilde yerleştirilmelidir (Tams *et al.*, 2001; Wang *et al.*, 2010). Kırık tedavisinin planlama aşamasında, plağın en uygun pozisyonu ve adaptasyonuyla uygun plak seçimi önemlidir (Korkmaz, 2007). Çeşitli geometrik şekillerde birçok miniplak ve vidalar kullanımda olmakla birlikte henüz plakların geometrik özellikleriyle vidaların sayı ve lokalizasyonları kesinlik kazanmamıştır. Var olan stabilizasyon teknikleri ise daha çok klinik deneylerle ortaya konmuştur (Arbag *et al.*, 2008). Oral ve maksillofasiyal cerrahide kullanılan materyallerin mekanik dayanıklılıklarının arttırılması ve canlı dokularda oluşan gerilimlerin belirlenmesi amacıyla, bu yapıların stres analizlerinin yapılması son yıllarda oldukça önem kazanmıştır. Başarılı bir tedavi için oral ve maksillofasiyal cerrahide kullanılan materyallerin mekanik özelliklerini, çiğneme kuvvetleri karşısındaki stres ve gerilmelerinin iyi bir şekilde anlaşılması gerekmektedir (Adıgüzel, 2010).

Çalışmamızın amacı, insan mandibulasının 3 boyutlu sonlu elemanlar modelini oluşturarak, değişik şekil ve lokalizasyonlarda miniplaklarla redükte edilen favorable ve unfavorable angulus mandibula kırıklarında meydana gelen biyomekanik değişimleri analiz etmektir. Ana parametrelerimiz, plaklara, vidalara, kortikal ve spongioz kemiğe gelen streslerle deplasman oranlarıdır.

Sonlu Elemanlar Analizi, bilgisayar tabanlı olup çeşitli mekanik problemlere kabul edilebilir bir yaklaşımla çözüm arayan bir sayısal çözüm yöntemidir. Canlı dokular ve organların, kuvvetler karşısında nasıl bir davranış sergilediğini tespit etmek, gerilme analizi yapmak çok güç, maliyeti yüksek, riskli ve bazen de imkansızdır (Magne, 2007). Bu nedenle stres analiz çalışmalarının canlı malzemenin bir modeli üzerinde yapılması kaçınılmaz hale gelmiştir. 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 (Adıgüzel, 2010).

Sonlu elemanlar yöntemi 1943'de matematiksel bir teknik olarak bulunmuş ancak bilgisayarların gelişmine kadar geniş bir kullanım alanı bulamamıştır (Wong *et al.*, 2011). 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 (Adıgüzel, 2010; Moaveni, 2003, s. 1).

Sonlu elemanlar yöntemi, mühendislik ve havacılık endüstrisinde geniş kapsamlı bir uygulama alanı olan analitik bir sistem olmakla birlikte, diş hekimliğinde de karmaşık problemleri çözmede kullanılmaktadır (Arbag et al., 2008; Değerliyurt et al., 2010; Erkmen et al., 2005a; Korkmaz, 2007; Ming-Yih et al., 2010). Baiamonte ve arkadaşları 1996'da yaptıkları çalışmada, osteointegre titanyum implantlar yerleştirilmiş maymun mandibulasında, gerinim değerlerinin in-vitro çalışmasıyla elde ettiği sonuçlarıyla sonlu elemanlar metoduyla elde ettiği sonuçları karşılaştırmış, sonuçların mükemmel bir şekilde benzerlik göstermesiyle sonlu elemanlar yönteminin dental sistemlere uygulanabileceğini ortaya koymuştur (Erkmen *et al.*, 2005a; B. Şimşek et al., 2006). Bunun yanında sonlu elemanlar analizi ile yapılan çalışmaları sınırlandıran en önemli dezavantaj, canlı dokuların taklit edilebilmesi amacıyla doğal hayatta büyük değişkenlikler gösterebilen bir takım faktörlerin sabit olarak kabul edilmesi zorunluluğudur (B. Şimşek et al., 2006; Erkmen et al., 2009; Erkmen et al., 2011; Meriç et al., 2011). Bundan dolayı, mandibula kortikal kemiği normalde transvers yönde izotropik ve non-homojen olmasına rağmen (Murakami et al., 2011), bizim çalışmamızda taklit edilen tüm canlı dokular ve sentetik malzemeler de bu zorunluluk nedeniyle %100 homojen, izotropik ve lineer elastik olarak tanımlanmıştır. Sonlu elemanlar yöntemiyle mandibula kırıklarını analiz ederken bir diğer kısıtlılık ise modelde basit bir kırık hattı simule edilirken gerçekte kırığın bukkal ve lingual kortekslerde farklı yönlere doğru oluşabilmesidir (Lovald et al., 2010). Mandibulada yapılan sonlu elemanlar analizi çalışmalarıyla ilgili

olarak çiğneme kaslarının yarattığı kuvvetler tam olarak bilinemediğinden çalışmalara dahil edilememektedir. Ayrıca, spongioz kemik, periodontal ligament ve dental kompleksle ilgili bölgesel varyasyonlar da tam olarak anlaşılmamıştır (Lovald *et al.*, 2006).

Plak, vida ve çevre dokuların fonksiyonel kuvvetler altındaki biyomekanik davranışlarını incelemek için diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analizinden faydalanılmaktadır. Bu yöntem, düzensiz geometri gösteren karmaşık yapılara uygulanabilmesi, kullanılan sonlu elemanların boyutlarının ve şekillerinin değişkenliği sayesinde incelenecek cismin geometrisinin tam olarak taklit edilebilmesi gibi avantajlarından dolayı medikal çalışmalarda tercih edilmektedir (Darendeliler, 1995; Fischer *et al.*, 2003;).

İmplant üstü protez uygulamalarıyla ilgili biyomekanik değerlendirmeler de günümüzde üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemi kullanılarak yapılmaktadır (Erkmen *et al.,* 2011; Meriç *et al.,* 2011 ve 2012).

Sonlu elemanlar yöntemi ile bir yapının bir, iki veya üç boyutlu stres analizi sayısal olarak yapılabilmektedir (Geng *et al.*, 2001). İki boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi, diş hekimliği araştırmalarının farklı dallarında sıklıkla kullanılan bir analiz yöntemi olmasına karşın, kapsamlı çalışmalarda kullanılan materyallerin çeşitliliği ve üç boyutlu morfolojik yapıların kompleksliği nedeniyle çoğu çalışmada yetersiz kalırken (Ataç, *et al.* 2008 ve 2009), bizim çalışmamızda da tercih ettiğimiz üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizlerinin uzaydaki stres dağılımlarını çok daha gerçekçi ve detaylı bir biçimde taklit ettiği farklı çalışmalarda gösterilmiştir (B. Şimşek *et al.*, 2006; Meriç *et al.*, 2012; Şeker, 2011). Sonlu elemanlar analizi kullanarak çalışma yapan bazı araştırmacılar modellerinde periodontal ligamenti simule etmezken (Torreira ve Fernandez, 2004), bizim çalışmamızdaki mandibula modelinde periodontal ligament de simule edilmiştir.

Sonlu elemanlar yönteminin güvenilirliğini etkileyen diğer bir faktör eleman ve düğüm noktası sayısıdır. Sayı arttıkça elde edilen sonuçların doğruluğu da artmakta, sayı azaldıkça çok daha genel bilgiler elde edilmektedir. Bununla birlikte, eleman ve düğüm noktası sayısı arttıkça analiz süresi de uzamaktadır (Yüzbaşıoğlu, 2006).

Fanuscu *et al.* (2004), yaptıkları çalışmalarla kıyaslandığında bizim çalışmamızdaki eleman ve düğüm noktası sayısı analizin hassasiyetini üst düzeye taşıyacak kadar fazladır.

Sonlu elemanlar yöntemi gibi numerik testler klinik ve deneysel çalışmaların yerini tutamasa da matematiksel modelin tekrarlanabilirlik ve kontrol edilebilme gibi üstünlükleri gözardı edilemez (B. Şimşek *et al.,* 2006; Erkmen *et al.,* 2011).

Wong *et al.* (2011), mandibula kırığı tedavilerinin biyomekanik özelliklerinin üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemiyle analiz edildiği araştırmaları kapsayan literatür derlemelerinde 17 yayını değerlendirmiş, bu yöntemin başarılı ve tutarlı sonuçlar verdiğini ayrıca hayvan deneylerine gereksinimi azalttığından dolayı etik açıdan da iyi bir yöntem olduğunu belirtmiştir.

Çalışmamızda kullanılan gerek çiğneme kuvveti değerleri, gerek ısırma kuvveti değerleri ve gerekse de bu kuvvetlerin vertikal, horizontal ve oblik bileşenlerine ilişkin oransal değerler sınırlı literatür desteği taşımasına rağmen, çalışmamızda tüm bu parametreler sabit değişken olarak kabul edilmiş olup, model gruplarındaki etkileri karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Bu nedenle sonuçları itibarıyle çalışmamız anlamlı veriler içermektedir.

Toplam 150 sentetik poliüretan mandibula modelinde yaptıkları çalışmada Haug *et al.* (2001), mandibular angulus kırığında uygulanan plakla fiksasyon tekniklerini biyomekanik açıdan değerlendirmiştir. Herhangi bir fiksasyon tekniği uygulanmayan kontrol grubu, lag vidası veya monokortikal plak, monokortikal çift plak, monokortikal gerilim bandı/ stabilizasyon plağı ve rekonstüksiyon plağı teknikleri karşılaştırmıştır. İnsizal kenardan ve karşı taraf molar bölgeden yüklemeler uygulanmış, çalışmanın sonunda insizal kenar yükleme koşulunda gruplar arasında biyomekanik açıdan anlamlı bir fark bulunamazken molar yükleme koşulunda bükülme kuvvetlerinden dolayı gruplar arasında farklılıklar bulmuştur. Bu bulgular, çalışmamızın bulgularıyla uyumlu olarak görülmüştür.

Haug ve Serafin (2008), Edward Ellis'in angulus kırıklarının tedavi yöntemleriyle ilgili olarak yaptığı klinik çalışmalarıyla kendi biyomekanik çalışmasını karşılaştırmış, başarısızlıkta biyomekanik nedenlerden ziyade biyolojik faktörlerin etkili olduğunu göstermiştir.

2003'den 2009'a kadar angulus kırığı olan 80 hastadan 35 tanesi intra oal yaklaşımla tek plak, 30 tanesi ekstraoral yaklaşımla çift plak ve 15 tanesi de transbukkal intraoral yaklaşımla tek plak uygulamasıyla tedavi edilmiştir. *Nonunion, malunion* ve osteomyelit gibi majör komplikasyonlarla, enfeksiyon, maloklüzyon, yara-plak açıklıkları gibi minör komplikasyonlar değerlendirilmiştir. Bu çalışmada klinik komplikasyon açısından üç teknik arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır. Ekstraoral yaklaşımla çift plak uygulaması daha uzun ve travmatik bir yöntem olmasına rağmen daha stabil bir yöntemdir. Bundan dolayı çift plak, gecikmiş, komünite, enfekte ve şiddetli deplase kırıklarda önerilirken tek plak daha basit ve az deplase kırıklarda önerilmektedir (Kumar *et al.*, 2011).

1992'den 2001'e kadar angulus kırığı olan 68 hastada 70 angulus kırığının dahil edildiği bir çalışma yapılmıştır. Hiçbir hastada *malunion*, *nonunion* veya osteomyelit görülmezken sadece 2 hastada enfeksiyon gelişmiş bu da antibiyotikle tedavi edilmiştir. Bu çalışmada çift plak uygulamasının komplikasyon oranı açısından, tek plaktan farklı bulunmadığı rapor edilmiştir (Fox ve Kellman, 2003).

Benzer özelliklerde, aynı diyete sahip koyunlardan alınan 20 hemimandibulada angulus kırığında 4 farklı fiksasyon yöntemi, yapılan bir çalışmada değerlendirilmiştir. Bu teknikler, Champy tekniği, biplanar çift plak, monoplanar çift plak ve 3 boyutlu eğimli angulus plağıdır. Çalışmada, biplanar çift plağın diğer tekniklere göre daha iyi biyomekanik etkileri olduğu görülmüştür (Alkan *et al.*, 2007).

Bizim çalışmamızla benzerlik gösteren bir çalışmada, favorable angulus kırığında sonlu elemanlar yöntemiyle farklı miniplak uygulamaları analiz edilmiştir. Çalışmanın sonucunda, kırık hattının vertikal olarak 1/3 üst bölgesine yerleştirilen tek plağın, orta ve alt yerleşimli tek plaklardan daha stabil olduğu, çift plak modelinin ise en iyi stabiliteyi sağladığı görülmüştür. X plağın ise çift plağa alternatif bir yöntem olduğu, eğer tek plak kullanılacaksa bunun olabildiğince üst sınıra yakın yerleştirilmesi gerektiği rapor edilmiştir (Korkmaz, 2007). Bu çalışmanın sunduğu çift plak modelinin üstünlüğü bizim çalışmamızla paralellik gösterirken, X plağın ve üst bölge yerleşimli tek plağın ikinci tercih olarak görülüp alt bölge yerleşimli tek plağın önerilmemesi bizim bulgularımızla ters düşmektedir. Bunun nedeni olarak, bu çalışmada sadece anterior bölgeden vertikal yüklemeler yapılırken bizim çalışmamızda hem anterior hem de posterior bölgeden vertikal, horizontal ve oblik yüklemeler yapılarak sonuca varmamızdan kaynaklandığı düşünülmektedir.

Yapılan bir çalışmada, izole angulus kırığında, Champy yöntemiyle uygulanan tek plağın yeterli olduğu rapor edilmiş, eğer görüş zorluğu yoksa ek olarak alta veya üste ikinci bir plağın yerleştirilebileceği rapor edilmiştir (Ellis ve Miles, 2007).

Ellis (2009a), angulus kırığını tedavi ederken kompresyonun mutlaka uygulanması gerekmediğini, fonksiyonel stabil fiksasyon denilen yarı-rijit fiksasyonun yeterli olabileceğini belirtmiştir. Bu tür fiksasyon fonksiyona izin verirken *nonunion*a engel olabilecek kadar stabiliteye sahiptir. Ellis'e göre angulus kırığına uygulanan fiksasyonun stabilitesi ne kadar az olursa majör komplikasyonla sonuçlanması da aynı oranda daha az görülmektedir. Buna göre, izole angulus kırıklarında Champy'nin önerdiği, mandibulanın üst sınırına 2mm'lik tek miniplak uygulaması yeterli olacaktır. Ancak angulus kırığına kondil kırığı da eşlik ederse stabilitenin arttırılması gerektiği ve mandibulanın alt sınırına 2mm'lik bir miniplak daha yerleştirilmesini önermektedir.

1997 ile 2009 yılları arasında, mandibular angulus bölgesi kırığıyla tedavi edilen 185 hastada 3 grup üzerinde prospektif bir çalışma yapılmıştır. 60 hastayı içeren 1. grupta açık redüksiyon internal tel fiksasyonu ve 5-6 haftalık intermaksiller fiksasyon, 62 hastayı içeren 2. grupta Champy yöntemiyle mandibulanın üst sınırına tek bir miniplak yerleştirilirken 63
hastayı içeren 3. grupta ise 2. grupta yapılan uygulamaya ek olarak bukkal korteksin alt sınırına ikinci bir miniplak fikse edilmiştir. Çalışmanın sonunda 25 hastada komplikasyonlar gelişmiştir. Bunların 9'u 1. grupta, 2'si 2. grupta ve 14 tanesi de 3. grupta görülmüştür. Majör komplikasyon oluşumu rijiditeyle orantılı bulunmuştur. Çift plak uygulamalarında sekestrektomi, enfeksiyon ve ek cerrahi gereksinimi gibi durumlarla karşılaşılmıştır. Bu sonuçların ışığında tek plak uygulamasının çift plakla benzer etkileri olurken daha az komplikasyon oranına sahip olduğu görülmektedir. En iyi sonuç veren tekniğin aynı zamanda en kolay uygulanan teknik olduğu rapor edilmiştir (Ellis, 2010).

Basit angulus kırıklarında 1mm'lik miniplaklarla Champy yöntemi uygulamasının yeterli biyomekanik etkiyi sağladığı, ancak daha şiddetli (komünite) kırıklarda 2.3mm gibi daha rijit plak uygulamalarının uygun olduğu sonlu elemanlar analizi yöntemi ile yapılan çalışmada gösterilmiştir (Feller *et al.*, 2003).

Yapılan bir başka araştırmada Champy yönteminin angulus mandibula kırıklarında etkin bir tedavi şekli olduğu rapor edilmiştir (Gear *et al.,*2005).

Angulus kırıklarının tedavisiyle ilgili prospektif bir çalışmada 36 hastaya Champy yöntemiyle tek plak, 26 hastaya da çift plak uygulanarak komplikasyonları değerlendirilmiş, tek plak grubunun %61'inde çift plak grubunun ise %54'ünde bir veya daha fazla komplikasyon görülmüştür. Champy yöntemiyle çift plak uygulamasını karşılaştıran bu çalışmada iki yöntem arasında ne komplikasyon ne de stabilite açısından anlamlı bir fark bulunamamış, bundan dolayı da daha kolay bir uygulama tekniği olan Champy yöntemi önerilmiştir (Siddiqui *et al.*, 2007). Danda (2010), yaptığı prospektif klinik çalışmada, angulus kırığı olan 54 hastanın 27'sine Champy yöntemiyle tek plak diğer 27 hastaya da çift plak uygulamıştır. Çift plakla tek plak uygulamaları arasında komplikasyon açısından anlamlı bir fark bulamamış bundan dolayı da çift plak uygulamasının tek plağa göre herhangi bir avantaj sağlamayacağını rapor etmiştir.

Ellis (1999), yaptığı kapsamlı bir çalışmada, kapalı redüksiyon veya intraoral açık redüksiyon ve non-rijit fiksasyon, AO/ASIF rekonstrüksiyon kemik plağıyla ekstraoral açık redüksiyon ve internal fiksasyon, lag vidası ile intraoral açık redüksiyon ve internal fiksasyon, 2mm mini-dinamik kompresyon plaklarıyla intraoral açık redüksiyon ve internal fiksasyon, 2.4mm mandibular dinamik kompresyon plaklarıyla intraoral açık redüksiyon ve internal fiksasyon, 2 adet non-kompresyon plağıyla intraoral açık redüksiyon ve internal fiksasyonla eğilebilen tek bir non-kompresyon plağıyla intraoral açık redüksiyon ve internal fiksasyon yöntemlerini değerlendirmiştir. En kullanışlı teknikler, AO/ASIF rekonstrüksiyon plağı kullanarak ekstraoral açık redüksiyon internal fiksasyon ve intraoral açık redüksiyon internal fiksasyonla tek plak uygulamaları bulunmuştur. Ancak AO/ASIF rekonstrüksiyon plağı ekstraoral girişimle uygulandığından fazladan komplikasyonlara neden olabilmektedir. Çift plak tekniği her kullanıldığında yüksek oranda sekestr, enfeksiyon ve ek cerrahi gereksinimi oluşmuştur. Bu sebepten çift plak uygulaması artık önerilmemekle birlikte Ellis bu araştırması sonucunda en az komplikasyonla yeterli sonuca varabildiğinden dolayı tek plak uygulamalarını önermektedir.

Schaaf *et al.* (2011), angulus kırığı olan 45 hasta üzerinde yaptıkları bir çalışmada, 15 hastaya Champy yöntemiyle tek plak, 9 hastaya çift plak, 2 hastaya çift lag vidası ve 18 hastaya da tek lag vidası uygulamıştır. En az komplikasyon ve deplasmanı lag vidası uygulamalarında bulgularken, çift plak uygulamasının tek plağa göre daha fazla komplikasyon oranına sahip olduğunu ve yine çift plakla fikse edilen kırığın daha fazla deplasman gösterdiğini rapor etmiştir. Bu görüşün biyomekanik çalışmalara ters düşmesinin sebebi olarak, sadece panoramik ve reverse towne radyografileri üzerinde ölçüm yapmış olmaları gösterilebilir.

Kimsal *et al.* (2011), sonlu elemanlar yöntemi kullanarak yaptığı çalışmalarında, 3 farklı fiksasyon grubu üzerinde analiz yapmıştır. İlk grup alt sınıra bikortikal angulus kompresyon plağı, ikinci grup üst bölgeye tek bir gerilim bandı plağı ve üçüncü grup ise ilk iki grubun kombinasyonu şeklinde modellenmiştir. Çift plak uygulamasının üst bölgeye tek plak yöntemine göre daha stabil ancak daha invaziv bir yöntem olduğunu dolayısıyla klinik komplikasyon oranını arttıracağını belirtmiştir. Ayrıca üst bölgeye tek plak yönteminin alt sınıra yerleştirilen bikortikal plaktan daha stabil olduğunu da rapor etmiştir. Farklı şekilde uygulanmış olsa da, bu çalışmada da çift plak uygulamasının stabilite açısından üstünlüğü bizim çalışmamızı desteklemektedir.

Champy yönteminin birçok araştırmacı tarafından çok az klinik komplikasyon oranına sahip olduğu söylense de kırık hattının alt kısmında açıklık, segmentlerin lateral deplasmanı ve kırık tarafta posterior açıkkapanış görülmektedir (Alkan *et al.*, 2007).

Literatür taramalarında gerek in-vivo gerekse in-vitro yapılan çalışmalarda çift plak ve tek plak uygulamalarının karşılaştırıldığı ve bu karşılaştırmalar sonucunda genellikle genel eğilimin angulus fraktürlerinde çift plak olduğu görülmektedir. Esasen kimi yazarların çift plağın uygulama tekniğindeki zorluklardan dolayı tek plağın da yeterli olacağına dair görüşleri bulunmaktadır. Ancak, bakıldığında, favorable ve unfavorable angulus fraktürlerindeki en etkin fiksasyon yöntemi hakkında bir karşılaştırma sonucu bulgulanamamıştır. Çalışmamızda ise, hem anterior hem de posterior yükler altında 5 farklı tip olası fiksasyon metodunun favorable ve unfavorable angulus fraktürlerindeki etkinliği in-vitro olarak karşılaştırılmaktadır.

Yapılan bir başka çalışmada mandibular gövde kırığında kullanılan rezorbe olabilen plak ve vidaların biyomekanik etkinlikleri üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemiyle analiz edilmiştir (Lovald *et al.,* 2009a). Bu çalışmada titanyum plağın karşılayabildiği gerilim ve gerinimler hesaplanarak rezorbe olabilen plakla karşılaştırabilmek için bir taban oluşturulmuş, kırığın fiksasyonu için 3 boyutlu matriks plak kullanılmıştır. Buna göre, titanyum modelle rezorbe olabilen plak modeli arasında benzer deplasman ve gerinim değerleri görülürken gerilim değerleri rezorbe olabilen plakta anlamlı şekilde daha az olarak bulgulanmıştır.

Lovald *et al.* (2009b), yaptığı benzer bir çalışmada, sonlu elemanlar yöntemiyle mandibular gövde kırıklarının tedavisinde kullanılan yeni bir plak dizaynı olan Interflex II ile çift plağı karşılaştırmış, iki plağın da benzer gerilim ve gerinim değerleri olduğunu rapor etmiştir.

Cox *et al.* (2003), yaptıkları çalışmalarında mandibular gövde kırığına uygulanan titanyum çift plak ve vidalarla aynı geometrik şekildeki rezorbe olabilen plak ve vidaları üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemiyle karşılaştırmış, titanyum plak modelinin daha rijit bir fiksasyon sağladığını ancak rezorbe olabilen plak modelinin de kırık segmentlerinin immobilizasyonu için yeterli stabilitede olduğunu, ayrıca titanyum ve rezorbe olabilen plakların yaklaşık aynı stres yayılımlarına sahip olduklarını da göstermiştir.

Yapılan bir çalışmada, 30mm yüksekliğe sahip mandibula nonatrofik kabul edilirken, sonlu elemanlar yöntemiyle sırasıyla 20mm, 15mm ve 10mm kemik yüksekliğine sahip üç farklı dişsiz mandibula modeli oluşturulmuştur. Premolar bölgesinde kırık hattında tek ve çift plak uygulamaları her bir model için ayrı ayrı simule edilirken anterior bölgeden 62.8 N'luk kuvvet uygulanıp oluşan stresler değerlendirilmiştir. Bu çalışmanın sonucunda da oluşan von mises, Pmax ve Pmin stresleri çerçevesinde en uygun yöntemin çift plak fiksasyonu olduğu tespit edilmiştir (Sugiura *et al.*, 2009).

Çeşitli çalışmalarda simfiz kırığında değişik fiksasyon teknikleri sonlu elemanlar yöntemiyle analiz edilmiş, çift plağın biomekanik açıdan başarılı olduğu rapor edilmiştir (Fernandez *et al.*, 2002; Ji *et al.*, 2010; Kimura *et al.*, 2006; Lovald *et al.*, 2010; Wang *et al.*, 2010).

Kimura *et al.* (2006), sonlu elemanlar yöntemi kullanarak yaptıkları çalışmalarında simfiz bölgesin kırığında üç farklı fiksasyon yöntemini karşılaştırmıştır. Bu yöntemler, bukkal kemiğin ortasın tek plak, bukkal kemiğin ortasına ve alt kısmına paralel çift plak ve bukkal kemiğin ortasıyla mandibulanın alt kısmına birbirine dik çift plak olarak modellenmiştir. Yapılan analizler sonunda daha rijit olmasının yanında vidalarda ve etrafındaki kemikte daha az stres yaratmasından dolayı birbirine dik çift plak fiksasyonu simfiz kırıklarında en etkili yöntem olarak kabul edilmiştir.

Simfiz kırığına uygulanan iki farklı fiksasyon yöntemi yapılan bir çalışmada sonlu elemanlar yöntemiyle analiz edilip karşılaştırılmıştır. İlk modelde sadece simfizin ortasına tek bir plak, ikinci modelde ise bir tane alt kısma bir tane de diş köklerinin hemen alt hizasına gelecek şekilde birbirine paralel çift plak fikse edilerek çiğneme kuvvetleri uygulanmıştır. Herbir modeldeki stres değerleri titanyumun yield limitini aşmamakla birlikte çift plak modelinin daha üstün stabilizasyon sağladığı rapor edilmiştir (Ji *et al.,* 2010).

Lovald *et al.* (2006), parasimfizis bölgesinde farklı plak uygulamalarını sonlu elemanlar yöntemiyle modelleyerek, plak ve vidalarda, kortikal ve spongioz kemiklerdeki stres değerlerini analiz etmiştir. Çalışmanın sonucuna göre, tüm plak konfigürasyonlarının kullanımlarının biyomekanik açıdan uygun olduğu gösterilmiştir.

Yapılan bir çalışmada, sağlıklı mandibula, unfavorable angulus kırığı olan mandibula ve Champy yöntemiyle fikse edilmiş unfavorable angulus kırığı olan mandibula sonlu elemanlar yöntemiyle modellenerek stres değerleri karşılaştırılmıştır. Çalışmanın sonucunda, kırık durumunda mandibulanın stabilitesinin düşük olduğu ve plak fiksasyonuyla bu stabilitenin arttığı numerik değerlerle gösterilmiştir (Kavanagh *et al.*, 2008).

Sagittal split ramus osteotomisini takiben uygulanan farklı fiksasyon uygulamaları birçok çalışmada sonlu elemanlar yöntemiyle karşılaştırılmıştır (Bohluli *et al.*, 2010; Erkmen *et al.*, 2005a; Erkmen *et al.*, 2005b; Ming-Yih *et al.*, 2010).

Erkmen *et al.* (2005a), çalışmalarında *set-back* (geri alma) operasyonu sonrası *triangular* ve *linear* konfigürasyonlu lag vidaları, monokortikal tek veya çift plaklarla fikse edilmiş bilateral sagittal split ramus osteotomisinin biyomekanik stabilitelerini karşılaştırmak için üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemini kullanmıştır. Çalışma modelinde kullanılan eleman ve nod sayıları bizim modelimizdeklerin neredeyse yarısı kadar olmakla birlikte analiz için yeterli görülmüştür. Modellere posterior bölgeden oklüzal yükler uygulanması sonucunda *triangular* konfigürasyonda lag vidaları ve çift plak fiksasyonunun, *linear* konfigürasyonda lag vidaları ve tek plak fiksasyonundan daha iyi stabilizasyona ve osteotomi sahasında daha düşük streslere sahip oldukları tespit edilmiştir.

Bir başka çalışmada Erkmen *et al.* (2005b), üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yöntemiyle sagittal split ramus osteotomisi *advancement* (öne alma) operasyonunu takiben uygulanan farklı fiksasyon yöntemlerini karşılaştırmıştır. Oluşturulan dört farklı mandibula modelinde yine bizim modelimizde kullandığımız eleman ve nod sayısının yarısı kadarı yeterli görülmüştür. Uygulanan posterior yükler karşısında *linear* ve *trianguler* konfigürasyonda lag vidaları, tek plak ve çift plak modelleri karşılaştırılmıştır. Bu çalışmanın sonunda 2mm'lik lag vidasının triangular konfigürasyonda yerleştirlmesiyle diğer fiksasyon yöntemlerine göre anlamlı bir şekilde daha yüksek stabilizasyon sağlanırken, osteotomi sahasında daha düşük stres alanları oluştuğu bulgulanmıştır.

Sagittal split ramus osteotomisinde uygulanan fiksasyon yöntemlerini karşılaştıran bir diğer çalışmada yine üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yönteminden faydalanılmıştır. Bu çalışmanın sonunda da *triangular* konfigürasyonda yerleştirilen vidalarla stabilizasyon ve stres yayılımları açısından daha başarılı sonuçlar elde edildiği rapor edilmiştir (Ming-Yih, *et al.* 2010).

Sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılarak bilateral sagittal split ramus osteotomisiyle ilgili yapılan bir başka çalışmada ise 9 farklı fiksasyon yöntemi karşılaştırılmıştır. Bu fiksasyon yöntemleri, tek vida, yan yana 2 vida, altlı üstlü 2 vida, "L" konfigürasyonlu 3 vida, "ters L" konfigürasyonlu 3 vida, 2 vidalı tek miniplak, 4 vidalı tek miniplak, çift plak ve 4 vidalı kare şekilli miniplak olarak modellenmiştir. Bizim çalışmamızda da uyguladığımız posterior bölgeden 600N'luk kuvvet karşısında 2 vidalı miniplak yeterli direnci gösteremezken ters L konfigürasyonlu bikortikal 3 vidalı fiksasyon en stabil yöntem olarak bulgulanmıştır (Bohluli *et al.*, 2010).

LeFort I osteotomisiyle ileri alma, *impaction* (gömme) ve inferioranterior repozison cerrahilerilerinin 2 veya 4 plak fiksasyonları da sonlu elemanlar analizi yöntemiyle çeşitli çalışmalarda karşılaştırılmıştır (Ataç, *et al.* 2008 ve 2009; Erkmen *et al.*, 2009).

Ataç *et al.* (2008), LeFort I osteotomisiyle maksiller ileri alma operasyonunda çift plakla 4 plak fiksasyonlarını karşılaştırmak için üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemini kullanmıştır. Posterior oklüzal kuvvetler premolar-molar bölgesinde her üç yönde de çiğneme kuvvetlerini taklit etmek için uygulanmıştır. Uygulanan kuvvetler sonrası oluşan von mises ve principal stresleri incelendiğinde, 4 plak fiksasyonunun hem kemikte hem de fiksasyon materyallerinde daha az streslere yol açtığı gözlenmiştir.

Ataç *et al.* (2009), 2008'de sonlu elemanlar analizi yöntemiyle yaptıkları LeFort I osteotomisiyle maksiller ileri alma operasyonunun devamı niteliğindeki çalışmasında LeFort I osteotomisi gömme operasyonunda yine çift plak ve 4 plak fiksasyonlarını karşılaştırmakla birlikte kullanılan eleman ve nod sayıları bizim çalışmamızla yakınlık göstermektedir. Bu çalışmada da 4 plak fiksasyonu biyomekanik açıdan çift plak fiksasyonundan daha üstün bulunmuştur. LeFort I osteotomisiyle ilgili çalışmaların sonuncusu olarak da inferior-anterior repozisyon operasyonunu takiben uygulanan çift plak ve 4 plak fiksasyonları da üç boyutlu sonlu elemanlar analiz yöntemiyle karşılaştırılmış, bu çalışmada da bizim çalışmamızla benzer eleman ve nod sayısıyla modellemeler yapılmıştır. Bu çalışmanın sonucunda da geleneksel 4 plak fiksasyonu biyomekanik açıdan daha uygun bir yöntem olarak rapor edilmiştir (Erkmen *et al.*, 2009).

Marjinal rezeksiyon sonrası mandibulanın biyomekanik özellikleri Murakami *et al.* 2011'de sonlu elemanlar yöntemi ile yaptığı analizle gösterilmiştir.

Üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemi günümüzde diş hekimliğinin birçok alanında etkin bir şekilde kullanılmaya başlanmıştır. Bizim de çalışmamızda mandibular angulus kırığına uygulanabilecek farklı miniplak konfigürasyonlarının üç boyutlu sonlu elemanlar yöntemiyle analiz edilmesiyle ideal tekniğin belirlenmesinde etkili sonuçlar elde edilmiştir.

Birçok araştırmacı tarafından çift plak uygulamasının tek plak uygulamasından klinik komplikasyon açısından farklı olmadığı gösterilmiş olmasına rağmen, bizim çalışmamızda çift plak uygulamasnın tek plağa oranla daha stabil olduğu, ayrıca bazı yükler karşısında tek plağın esneyip deformasyona uğrayabileceği bulgulanmıştır. Diğer biyomekanik çalışmalarda da bulgulandığı üzere çift plak uygulaması etkin bir fiksasyon tekniği olarak uygun bulunmuştur.

## 6. SONUÇLAR ve ÖNERİLER

Araştırmamızın sınırları içerisinde aşağıdaki sonuçlar çıkarılabilir:

- Von Mises Stresleri açısıdan değerlendirildiğinde, anterior bölgeden uygulanan kuvvetler karşısında favorable kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plak, posterior bölgeden uygulanan kuvvetler karşısında ise çift plak modeli en az stres değerine sahip olmaktadır. Birbirleriyle karşılaştırıldığında ise çift plağın genel olarak daha üstün olduğu görülmektedir.
- Favorable kırık durumunda en fazla strese maruz kalan modeller ise X plak ve kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak modelleridir.
- 3. Kortikal ve spongioz kemikteki gerilme ve sıkışma stresleri açısından bakıldığında, favorable kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plak ve çift plağın diğer plak modellerine göre kemikte daha az strese neden olduğu, kırık hattının ortasına yerleştirilen tek plak ve X plağın ise yine yüksek oranda stres yarattığı izlenmektedir.
- 4. Favorable kırık durumunda segmentlerdeki deplasman oranları acısından incelendiğinde de yine çift plağın deplasmana direncinin en vüksek olduğu görülürken, 1/3 alt bölge yerleşimli tek plakla 1/3 üst bölge yerleşimli tek plağın benzer deplasman değerlerine görülmektedir. En fazla sahip olduklar deplasman Х plak bulgulanırken, kırık hattının ortasına verleştirilen tek modelinde vertikal yükler karşısında yüksek oranda plak ise deplasman göstermektedir.

- 5. Çift plak uygulamalarının unfavorable kırık durumunda da başarılı sonuçlar verdiği tespit edilmiştir. Hem plak-vida hem de kemiklerde genel olarak diğer sistemlere göre daha düşük stres değerlerine sahiptir.
- 6. Kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plak favorable kırık modelindeki etkilerinin aksine unfavorable kırıklarda hem kemiklerde hem de plak-vida sistemlerinde yüksek oranda streslere neden olmaktadır. Hatta posterior bölgeden uygulanan vertikal yükler karşısında plakta deformasyonlar oluşurken vidalarda da esnemeler görüleceği düşünülmektedir.
- 7. Unfavorable kırık hattındaki deplasman değerleri incelendiğinde de kırık hattının 1/3 alt kısmına yerleştirilen tek plak modelinde en yüksek deplasman oranı tespit edilirken, çift plak fiksasyonunun segmentlerin deplasmanını minimuma indirdiği bulgulanmıştır.

Favorable kırık hattında, sonuç olarak, ya çift plak fiksasyonu uygulaması ya da tek plak uygulanacaksa bunun kırık hattının vertikal 1/3 alt bölgesine uygulanması gerektiği düşünülürken, kırık hattının ortasına tek plak veya X plak fiksasyonunun tercih edilmemesi gerektiği tespit edilmiştir.

Favorable kırık durumunda olduğu gibi unfavorable kırık durumunda da çift plak uygulamaları tavsiye edilebilirken, kırık hattının vertikal 1/3 alt kısmına yerleştirilecek tek plağın uygun olmayan sonuçlar meydana getireceği düşünülmektedir.

## KAYNAKLAR

Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B. ve Branemark, P.I., (1981). A 15-yaer study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 10: 387-416.

Adıgüzel, Ö., (2010). Sonlu elemanlar analizi: derleme, bölüm 1: Dişhekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11(1): 18-23.

Akça, K. ve İplikçioglu, H. (2001). Finite element stress analysis of the influence of staggered versus straight placement of dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 16, 722-730.

Alkan, A., Çelebi, N., Özden, B., Baş, B. ve İnal, S., (2007). Biomechanical comparison of different plating techniques in repair of mandibular angle fractures. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, 104:752-6.

Alpay, H.C., Kaygusuz, İ. ve Yalçın, Ş., (2008). Maksillofasiyal kırıkların tedavisinde insizyonlar, cerrahi yaklaşımlar ve enstrümanlar. *Türkiye Klinikleri Kulak Burun Boğaz Maksillofasiyal Travmalar Özel Sayısı*, 1(4):24-41.

al Shawi, A., (1995). Open-packing method for the severely comminuted fractured mandible due to missile injury. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 33(1):36-9.

Amizuka, N., Hasegawa, T., Oda, K., Luiz de Freitas, P.H., Hoshi, K., Ki, M. ve Ozawa, H., (2012). Histology of epiphyseal cartilage calcification and endochondral ossification. *Frontiers in Bioscience (elite ed.)*, 4: 2085-100.

Andreasen, J.O., Storgard Jensen, S., Kofold, T., Schwartz, O. ve Hillerup, S., (2008). Open or closed repositioning of mandibular fractures: is there a difference in healing outcome? A systematic review. *Dental Traumatology*, 24(1): 17-21.

Appleford, M.R., Oh, S., Oh, N. ve Ong, J.L., (2009). In vivo study on hydroxyapatite scaffolds with trabecular architecture for bone repair. *Journal of Biomedical Materials Research*, 89(4): 1019-27.

Arakeri, G., (2010). Wire loop technique for retrieval and reduction of the displaced condylar fragment. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 48(6):486-7.

Arbag, H., Korkmaz, H.H., Öztürk, K. ve Uyar, Y., (2008). Comparative evaluation of different miniplates for internal fixation of mandible fractures using finite element analysis. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 66: 1225-1232.

Ataç, M.S., Erkmen, E., Yücel, E. ve Kurt, A., (2008). Comparison of biomechanical behaviour of maxilla following Le Fort I osteotomy with 2-versus 4-plate fixation using 3D FEA Part 1: Advancement surgery. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 37: 1117-1124.

Ataç, M.S., Erkmen, E., Yücel, E. ve Kurt, A., (2009). Comparison of biomechanical behaviour of maxilla following Le Fort I osteotomy with 2-versus 4-plate fixation using 3D FEA Part 2: Impaction surgery. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 38: 58-63.

Augustin, G., Antabak, A. ve Davila, S., (2007). The periosteum. Part 1: Anatomy, histology and molecular biology. *Injury*, 38(10): 1115-30.

Batra, N., Kar, R. ve Jiang, J.X., (2012). Gap junctions and hemichannels in signal transmission, function and development of bone. *Biochimica et Biophysica Acta*, 1818(8):1909-18.

Bayat, M., Garajei, A., Ghorbani, K. ve Motamedi, M.H.K., (2010). Treatment of mandibular angle fractures using a single bioabsorbable miniplate. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68:1573-1577.

Bayram, B., (2007). *Mandibular açı kırıklarında rezorbe olabilen ve titanyum plak fiksasyonlarının stabilitelerinin karşılaştırılması*. Doktora Tezi, Başkent Üniversitesi Dişhekimliğ Fakültesi Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara.

Bell, R.B. ve Wilson, D.M., (2008). Is the use of arch bars or interdental wire fixation necessary for successful outcomes in the open reduction and internal fixation of mandibular angle fractures?. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 66: 2116-2122.

Bidez, M.W., Chen, Y., Mc Loughlin, S.W. ve English, C.E. (1992). Finite element analysis studies in 2,5 mm round bar design; The effects of bar length and material composition on bar failure. *Journal of Oral Implantology*, 18: 122–128.

Bidez, M.W., Chen, Y., Mc Loughlin, S.W. ve English, C.E. (1993a). Finite element analysis of four-abutment hader bar designs. *Implant Dentistry*, 2: 171-176.

Bidez, M.W., Mc Loughlin, S.W., Chen, Y., English ve C.E. (1993b). Finite element analysis of two-abutment hader bar designs. *Implant Dentistry*, 2: 107–114.

Bockman, R.S., Guidon. P.T. Jr., Pan, L.C., Salvatori. R. ve Kawaguchi, A., (1993). Gallium nitrate increases type I collagen and fibronectin mRNA and collagen protein levels in bone and fibroblast cells. *Journal of Cellular Biochemistry*, 52(4):396-403.

Bohluli, B., Motamedi, M.H.K., Bohluli, P., Sarkarat, F., Moharamnejad, N. ve Tebrizi, M.H.S., (2010). Biomechanical stress distribution on fixation screws used in bilateral sagittal split ramus osteotomy: Assessment of 9 methods via finite element method. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68: 2765-2769.

Bonewald, L.F., (2002). Osteocytes: a proposed multifunctional bone cell. *Journal of Musculoskeletal and Neuronal Interactions*, 2(3):239-41.

Bonjour, J.P., (2011). Calcium and phosphate: a duet of ions playing for bone health. *Journal of the American College of Nutrition*, 30: 438s-48s.

Booth, P.W., Eppley, B.L. ve Schmelzeisen, R., (2003). Maxillofacial Trauma and Esthetic Facial Reconstruction. Churchill Livingstone, Edinburgh.

Brauer, J.,R. (1993). What every engineer should know about finite element analysis. Second Ed. New York: Marcel Dekker, Inc.

Brey, E.M., Cheng, M.H., Allori, A., Satterfield. W., Chang, D.W., Patrick, C.W. Jr. ve diğeri, (2007). Comparison of guided bone formation from periosteum and muscle fascia. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 119(4): 1216-22.

Brunski, J.B. ve Skalak, R, (1994). Biomechanical considerations. In: Advanced Osseointegration Surgery; Applications in Maxillofacial Region. Ed(s), Worthington, P., Branemark, P-I. Chicago, Quintessence Publishing Co., 15- 19.

Burkus, J.K., Ganey, T.M. ve Ogden, J.A., (1993) Developmentof the cartilage canals and the secondary center of ossification in the distal chondroepiphysis of the prenatalhuman femur. *Yale Journal of Biology and Medicine*, 66: 193-202.

Buckwalter, J.A. ve Cooper, R.R., (1987). Bone structure and function. Review. *Instructional Course Lectures*, 36:27-48.

Carano, R.A ve Filvaroff, E.H., (2003). Angiogenesis and bone repair. *Drug Discovery Today*, 8: 980-989.

Chacon, G.E., Dillard, F.M., Clelland, N. ve Rashid, R., (2005), Comparison of strains produced by titanium and poly D, L-lactide Acid plating systems to in vitro forces. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63: 968-72.

Cheung, C., (2005). The future of bone healing. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 22: 631-641.

Choi, J.P., Baek, S.H. ve Choi, J.Y., (2010). Evaluation of stress distribution in resorbable screw fixation system: three-dimensional finite element analysis of mandibular setback surgery with bilateral sagittal split ramus osteotomy. *Journal of Craniomaxillofacial Surgery*, 21: 1104-1109.

Clarke, B., (2008). Normal bone anatomy and physiology. Review. *Clinical Journal of the American Society of Nephrology*, 3 Suppl 3:S131-9.

Clayman, L. ve Rossi, E., (2012). Fixation of atrophic edentulous mandible fractures by bone plating at the inferior border. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 70(4): 883-9.

Clelland, N.L., İsmail, Y.H., Zaki, H.S. ve Pipko, D. (1991). Three dimensional finite element stress analysis in and around the Screw-Vent implant. *International Journal of Oral Maxillofacial Implants*, 6: 391-398.

Coletti, D.P., Salama, A. ve Caccamese, J.F. Jr., (2007). Application of intermaxillary fixation screws in maxillofacial trauma. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 65(9): 1746-50.

Cook, R.D., (1995). Finite element modelling for stress analysis. John Wiley & Sons, Inc.

Cox, T., Kohn, M.W. ve Impelluso, T., (2003). Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for rigid fixation of mandibular angle fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 61: 481-487.

Craig, R.G. (2002). Restorative Dental Materials. 11th Ed. Mosby Company, Toronto.

Craig R.G., O'Brien W.J. ve Powers J.M., (1996a). Dental materials. Sixth ed. St. Louis, Missouri: Mosby, 10-26.

Craig R.G. ve Ward M.L., (1996b). Restorative dental materials. Tenth ed. St. Louis, Missouri: Mosby, 56-94.

Cumhur, M., (2001). Temel Anatomi, 1.bs. ODTÜ Geliştirme Vakfı Yayıncılık ve İletişim A.Ş. -METU PRESS-, İnönü Bulvarı, ODTÜ Yerleşkesi. Çankaya, M.Ö. (2005). Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli protez uygulamalarında, implantların farklı lokalizasyonlarda yerleştirilmesinin ve farklı üst yapılarının kullanılmasının kemikteki kuvvet dağılımına etkisinin sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul.

Danda, K., (2010). Comparison of a single noncompression miniplate versus 2 noncompression miniplates in the treatment of mandibular angle fractures: A prospective, randomized clinical trial. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68: 1565-1567.

Darendeliler, Y. (1995). Sonlu elemanlar yöntemi ile dişhekimliğindeki uygulamalar. *Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 1: 87-89.

Das, A. ve Botchwey, E., (2011). Evaluation of angiogenesis and osteogenesis. *Tissue Engineering Part B Review*, 17(6): 403-14.

Değerliyurt, K., Şimşek, B., Erkmen, E. ve Eser, A., (2010). Effects of different fixture geometries on the stress distribution in mandibular peri-implant structures: a 3-dimensional finite element analysis. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, 110: e1-e11.

de Matos, F.P., Arnez, M.F.M., Sverzut, C.E. ve Trivellato, A.E., (2010). A retrospective study of mandibular fracture in a 40-month period. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 39: 10-15.

Demirel İ,. (1992). Üç değişik metal alaşımı kullanarak hazırlanan metal seramik implant üst yapı protezlerinin statik kuvvetler altında sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul. Derfoufi, L., Delaval, C., Goudot, P. ve Yachouh, J., (2011). Complications of condylar fracture osteosynthesis. *Journal of Craniofacial Surgery*, 22(4):1448-51.

Dolan, R., (2003). Facial, Plastic, Reconstructive and Trauma Surgery. 1st ed. Informa Healthcare.

Dolanmaz, D., Uçkan, S., Işık, K. ve Sağlam, H., (2004). Comparison of stability of absorbable and titanium plate and screw fixation for sagittal split ramus osteotomy. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 42: 127-132.

Domaschke, H., Gelinsky, M., Burmeister, B., Fleig, R., Hanke, T., Reinstorf, A. ve diğerleri, (2006). In vitro ossification and remodeling of mineralized collagen I scaffolds. *Tissue Engineering*, 12: 949-958.

Eghbali-Fatourechi, G.Z., Lamsam, J., Fraser, D., Nagel, D., Riggs, B.L. ve Khosla, S., (2005). Circulating osteoblast-lineage cells in humans. *The New England Journal of Medicine*, 352:1959–66.

Einhorn, T.A., (1998). The cell and molecular biology of fracture healing. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 355 suppl: s7-s21.

Ellis, E. 3rd., (1999). Treatment methods for fractures of the mandibular angle. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 28: 243-52.

Ellis, E., (2009a). Discussion: Internal fixation of mandibular angle fractures: A meta-analysis. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 125(6):1761-2.

Ellis, E., (2010). A prospective study of 3 treatment methods for isolated fractures of the mandibular angle. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68: 2743-2754.

Ellis, E. 3rd., Moos, K.F., ve el-Attar, A., (1985). Ten years of mandibular fractures: an analysis of 2,137 cases. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*, 59(2): 120-9.

Ellis, E. ve Miles, B.A., (2007). Fractures of the mandible: A technical perspective. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 120(2): 76.

Ellis, E. 3rd. ve Esmail, N., (2009b). Malocclusions resulting from loss of fixation after sagittal split ramus osteotomies. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(11): 2528-33.

Engelstad, M.E. ve Kelly, P., (2011). Embrasure wires for intraoperative maxillomandibular fixation are rapid and effective. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 69(1): 120-4.

Erkmen, E., Ataç, M.S., Yücel, E. ve Kurt, A., (2009). Comparison of biomechanical behaviour of maxilla following Le Fort I osteotomy with 2-versus 4-plate fixation using 3D FEA Part 3: Inferior and anterior repositioning surgery. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 38: 173-179.

Erkmen, E., Meriç, G., Kurt, A., Tunç, Y. ve Eser, A., (2011). Biomechanical comparison of implant retained fixed partial dentures with fiber reinforced composite versus conventional metal frameworks: A 3D FEA study. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials*, 4: 107-116.

Erkmen, E., Şimşek, B., Yücel, E. ve Kurt, A., (2005a). Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 43: 97-104.

Erkmen, E., Şimşek, B., Yücel, E. ve Kurt, A., (2005b). Comparison of different fixation methods following sagital split osteotomies using three-dimensional finite elements analysis Part 1: advancement surgery-posterior loading. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 34: 551-558.

Erol, B., Tanrıkulu, R. ve Görgün, B., (2004). Maxiilofacial fractures. Analysis of demographic distrubition and treatment in 2901 patients (25-year experience). *Journal of Cranio-maxillofacial Surgery*, 32: 308-313.

Fagan, M.J. (1992). Finite element analysis theory and practice. First ed. New York: Longman & Technical.

Fanuscu, M.I., Vu, H.V. ve Poncelet, B. (2004). Implant biomechanics in grefted sinüs: a finite element analysis. *Journal of Oral Implantology*, 30(2), 59-68.

Feller, K.U., Schneider, M., Hlawitschka, M., Pfeifer, G., Lauer, G. ve Eckelt, U. (2003). Analysis of complications in fractures of the mandibular angle--a study with finite element computation and evaluation of data of 277 patients. *Journal of Craniomaxillofacial Surgery*, 31: 290-5.

Fernandez J.R., Gallas, M., Burguera, M. ve Viano, J.M., (2002). A threedimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates. *Journal of Biomechanics*, 36: 329-337.

Fiala, T.G., Novelline, R.A. ve Yaremchuk, M.J., (1993). Comparison of CT imaging artifacts from craniomaxillofacial internal fixation devices. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 92(7):1227-32.

Fischer, H., Weber, M. ve Marx, R. (2003). Lifetime Prediction of All-ceramic Bridges By Computational Methods. *Journal of Dental Research*, 82(3): 238-242.

Fox, A.J. ve Kellman, R.M., (2003). Mandibular angle fractures. *Archives of Facial Plastic Surgery*, 5:464-9.

Fuselier, J.C., Ellis, E.E. III ve Dodson, B., (2002). Do mandibular third molars alter the risk of angle fracture?. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 60: 514-518.

Gabrielli, M.A.C., Gabrielli, M.F.R., Marcantonio, E. ve Vieira, E.H., (2003). Fixation of mandibular fractures with 2.0-mm miniplates: review of 191 cases. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 61:430-6.

Galvin, R.J., Cullison, J.W., Avioli, L.V. ve Osdoby, P.A., (1994). Influence of osteoclasts and osteoclast-like cells on osteoblast alkaline phosphatase activity and collagen synthesis. *Journal of Bone and Mineral Research*, 9(8): 1167-78.

Garg, A.K., (2004). Bone Biology, Harvesting, Grafting for Dental Implants. Quintessence Publishing Co, Inc

Gartner, L.P. ve Hiatt, J.L., (1994). Color Atlas of Histology, 2nd ed., Williams & Wilkins.

Gawelin, P.J. ve Thor, A.L., (2005). Conservative treatment of paediatric mandibular fracture by the use of orthodontic appliance and rubber elastics: report of a case. *Dental Traumatology*, 21(1):57-9.

Gear, A.J.L., Apasova, E., Schmitz, J.P. ve Schubert, W., (2005). Treatment Modalities for mandibular angle fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 63: 655-663.

Geng, J.P., Tan, K.B. ve Liu, G.R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *Journal of Prostheic Dentistry*, 85: 585-598.

Gerber, H.P. ve Ferrera, N., (2000). Angiogenesis and bone growth. *Trends in Cardiovascular Medicine*, 10: 223-228.

Glowacki, J., (1998). Angiogenesis in fracture repair. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 355: 82-89.

Goth, S., Sawatari, Y. ve Peleg, M., (2012). Management of pediatric mandible fractures. *Journal of Craniofacial Surgery*, 23(1):47-56.

Graf, H. (1969). Bruxism. Dental Clinics of North America, 13, 659-665.

Gray, H., (2000). , s. 1247, Anatomy of Human Body www.bartleby.com Ed. New York: Bartleby.com.

Gupta, M., Iyer, N., Das, D., Nagaraj, J., (2012). Analysis of different treatment protocols for fractures of condylar process of mandible. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 70(1):83-91.

Günaydın, R.Ö. ve Ünal, Ö.F., (2008). Mandibula simfizis, korpus ve angulus kırıkları. *Türkiye Klinikleri Kulak Burun Boğaz Maksillofasiyal Travmalar Özel Sayısı*, 1(4): 81-88.

Halmos, D.R., Ellis, E. III ve Dodson T.B., (2004). Mandibular third molars and angle fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 62: 1076-1081.

Hancı M., Bozdağ E. ve Arpacı A., (2000). Biyomekanik. İstanbul: Logos Yayıncılık, 10-55.

Hao, Y.J., Zhang, G., Wang, Y.S., Qin, L., Hung, W.Y., Leung, K. ve diğeri, (2007). Changes of microstructure and mineralized tissue in the middle and late phase of osteoporotic fracture healing in rats. *Bone*, 41(4): 631-8.

Haug, R.H. ve Serafin, B.L., (2008). Mandibular angle fractures: A clinical and biomechanical comparison- the works of Ellis and Haug. *Craniomaxillofacial Trauma & Reconstruction (Journal)*, 1(1): 31-8.

Haug, R.H., Fattahi, T.T. ve Goltz, M., (2001). A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 59: 1199-1210.

Hochuli-Vieira, E., Ha, T.K., Pereira-Filho, V.A. ve Landes, C.A., (2011). Use of rectangular grid miniplates for fracture fixation at the mandibular angle. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 69(5): 1436-41.

Horton, W.A., (1990). The biology of bone growth. *Growth, Genetics & Hormones*, 6: 1-3.

Iizuka, T., Lindqvist, C., Hallikainen, D. ve Paukku, P., (1991). Infection after rigit internal fixation of mandibular fractures: a clinical and radiologic study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 49: 585-93.

Imazawa, T., Komuro, Y., Inoue, M. ve Yanai, A., (2006). Mandibular fractures treated with maxillomandibular fixation screws (MMFS method). *Journal of Craniofacial Surgery*, 17(3):544-9.

Incropera, F.P. ve Dewitt, D.P., (2002). Fundamentals of Heat and Mass Transfer, 5th ed., John Wiley, New York.

İnan M. (1988). Cisimlerin Mukavemeti (6. bs.). İstanbul: İstanbul Teknik Üniversitesi Vakfı.

Jadwani, S. ve Bansod, S., (2011). Lag screw fixation of fracture of the anterior mandible: a new minimal access technique. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*, 10(2):176-80.

Ji, B., Wang, C., Liu, L., Long, J., Tian, W. ve Wang, H., (2010). A biomechanical analysis of titanium miniplates used for treatment of mandibular symphysial fractures with the finite element method. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*, 109: e21-e27.

Ji, B., Wang, C., Song, F., Chen, M. ve Wang, H., (2011). A new biomechanical model for evaluation of fixation systems of maxillofacial fractures. *Journal of Craniomaxillofacial Surgery*, 1-4.

Jing, J., Han, Y., Song, Y ve Wan, Y., (2011). Surgical treatment on displaced and dislocated sagittal fractures of the mandibular condyle. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, 111(6):693-9.

Junqueira, L.C., Carneiro, J. ve Kelly, R.O., (1998), s.134-143. Basic Histology, 9th ed. Appleton & Lange, Stamford Connecticut. Kalfarentzos, E.F., Deligianni, D., Mitros, G. ve Tyllianakis, M., (2009). Biomechanical evaluation of plating techniques for fixing mandibular angle fractures: the introduction of a new 3D plate approach. *Oral and Maxillofacial Surgery*, 13: 139-144.

Kanczer, J.M. ve Oreffo, R.O.C., (2008). Osteogenesis and angiogenesis: the potential for engineering bone. *European Cells and Materials*, 15: 100-114.

Kaneko, H., Arakawa, T., Mano, H., Kaneda, T., Ogasawara, A., Nakagawa, M. ve diğerleri, (2000). Direct stimulation of osteoclastic bone resorption by bone morphogenetic pro- tein (BMP)-2 and expression of BMP receptors in mature osteoclasts. *Metabolic Bone Disease & related research*, 27:479–86.

Kavanagh, E.P., Frawley, C., Kearns, G., Wallis, F., McGloughlin, T. ve Jarvis, J., (2008). Use of finite element analysis in presurgical planning: treatment of mandibular fractures. *Irish Journal of Medicine Sciences*, 177: 325-331.

Kayabaşı, O. (2003). Kalça Eklemi Protezinin Sonlu Elemanlar Yöntemi ile İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü, Mühendislik Fakültesi, Tasarım ve İmalat Mühendisliği Anabilim Dalı, Gebze, Kocaeli.

Kerr, J.B., (2010). Functional Histology 2nd ed. Elsevier.

Kim, Y.K. ve Kim, S.G., (2002). Treatment of mandible fractures using bioabsorbable plates. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 110: 25-31.

Kimsal, J., Baack, B., Candelaria. L., Khraishi, T. ve Lovald, S., (2011). Biomechanical analysis of mandibular angle fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 69: 3010-3014. Kimura, A., Nagasao, T., Kaneko, T., Miyamato, J. ve Nakajima, T., (2006). A comparative study of most suitable miniplate fixation for mandibular symphysis fracture using a finite element model. *Keio Journal of Medicine*, 55(1): 1-8.

Knott, P.T., Mardjetko, S.M., Kim, R.H., Cotter, T.M., Dunn, M.M. ve diğerleri, (2010). A comparison of magnetic and radiographic imaging artifact after using three types of metal rods: stainless steel, titanium, and vitallium. *The Spine Journal*, 10(9):789-94.

Korkmaz, H.H., (2007). Evaluation of different miniplates in fixation of fractured human mandible with the finite element method. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, 103:e1-e13.

Kostopoulos, L. ve Karring, T., (1995). Role of periosteum in the formation of jaw bone. An experiment in the rat. *Journal of Clinical Periodontology*, 22(3): 247-54.

Kumar S., Prabhakar, V., Rao, K. ve Brar, R., (2011). A comparative review of treatment of 80 mandibular angle fracture fixation with miniplates using three different techniques. *Indian Journal of Otolaryngology Head and Neck Surgery*, 63: 190-192.

Langenskiöld, A., Elima, K. ve Vuorio, E., (1993). Specific collagen mRNAs elucidate the histogenetic relationship between the growth plate, the tissue in the ossification groove of Ranvier, and the cambium layer of the adjacent periosteum. A preliminary report. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 297:51-4.

Leach, J. ve Truelson, J., (1995). Traditional methods vs rigid internal fixation of mandible fractures. *Archives of Otolaryngology Head & Neck Surgery*, 121(7): 750-3.

Lee, J.T. ve Dodson, T.B., (2000). The effect of mandibular third molar on the risk of an angle fracture. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 52: 757-761.

Lee, S.K. ve Lorenzo, J., (2006). Cytokines regulating osteoclast formation and function. *Current Opinion in Rheumatology*, 18:411–8.

Lima, S.M. Jr., Asprino, L., Moreira, R.W. ve de Moraes, M., (2011). Surgical complications of mandibular condylar fractures. *Journal of Craniofacial Surgery*, 22(4):1512-5.

Longwe, E.A., Zola, M.B., Bonnick, A. ve Rosenberg, D., (2010). Treatment of mandibular fractures via transoral 2.0-mm miniplate fixation with 2 weeks of maxillomandibular fixation: a retrospective study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68(12):2943-6.

Lovald, S., Baack, B., Gaball, C., Olson, G. ve Hoard, A., (2010). Biomechanical optimization of bone plates used in rigid fixation of mandibular symphysis fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68: 1833-1841.

Lovald, S.T., Khraishi, T., Wagner, J. ve Baack, B., (2009a). Mechanical design optimization of bioabsorbable fixation devices for bone fractures. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20: 389-398.

Lovald, S.T., Khraishi, T., Wagner, J., Baack, B., Kelly, J. ve Wood, J., (2006). Comparison of plate-screw systems used in mandibular fracture reduction: finite element analysis. *Journal of Biomechanical Engineering*, 128: 654-662.

Lovald, S.T., Wagner, J.D. ve Baack, B., (2009b). Biomechanical optimization of bone plates used in rigid fixation of mandibular fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67: 973-985.

Mackie, E.J., Tatarczuch, L. ve Mirams, M. (2011). The skeleton: a multifunctional complex organ. The growth plate chondrocyte and endochondral ossification. *Journal of Endocrinology*, 211: 109–121.

Magne, P., (2007) Efficient 3D finite element analysis of dental restorative procedures using micro-CT data. *Dental materials*, 23: 539-548.

Martin, T.J. ve Sims, N.A., (2005). Osteoclast-derived activity in the coupling of bone formation to resorption. *Trends in Molecular Medicine*, 11:76–81.

Matemba, S.F., Lie, A. ve Ransjö, M., (2006). Regulation of osteoclastogenesis by gap junction communication. *Journal of Cellular Biochemistry*, 99(2): 528-37.

McKenzi, J.A. ve Silvia, M.J., (2011). Comparing histological, vascular and molecular responses associated with woven and lamellar bone formation induced by mechanical loading in the rat ulna. *www.elsevier.com/locate/bone*, 48(2): 250-8.

Melo, A.R., de Aguiar Soares Carneiro, S.C. ve Leal, J.L., (2011). Vasconcelos BC. Fracture of the atrophic mandible: case series and critical review. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 69(5):1430-5.

Mericske-Stern, R., Geering, A.H., Burgin, W.B. ve Graf, H., (1992). Threedimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. *International Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 7(2): 185-94.

Meriç, G., Erkmen, E., Kurt, A., Eser, A. ve Özden, A.U., (2011). Biomechanical comparison of two different colar structured implants supporting 3-unit fixed partial denture: A 3-D FEM study. *Acta Odontologica Scandinavica*, 70: 61-71.

Meriç, G., Erkmen, E., Kurt, A., Eser, A. ve Özden, A.U., (2012). Biomechanical effects of two different collar implant structures on stress distribution under cantilever fixed partial dentures. *Acta Odontologica Scandinavica*, 69: 374-384.

Miller, R.J., Edwards, W.C., Boudet, C. ve Cohen, J.H., (2011). Maxillofacial anatomy: the mandibular symphysis. *Journal of Oral Implantology*, 37(6): 745-53.

Miloro, M., Ghali, G.E., Larsen, P.E. ve Waite, P., (2004). Peterson's Principals of Oral and Maxillofacial Surgery 2 vol set. end ed. Pmph Usa.

Ming-Yih, L., Chun-Li, L., Wen-Da, T. ve Lun-Jou, L., (2010). Biomechanical stability analysis of rigid intraoral fixation for bilateral sagittai split osteotomy. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, 63; 451-455.

Moaveni, S., (2003). Finite element analysis theory and application with ansys, 2nd ed., Pearson Education, Inc.

Moberg, L.E., Nordenram, A. ve Kjellman, O., (1989). Metal release from plates and screws used in jaw fracture treatment. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 18: 311-314.

Mukerji, R., Mukerji, G. ve McGurk, M., (2006). Mandibular fractures: Historical perspective. British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery, 44:222-8.

Mulari, M.T., Qu, Q., Härkönen, P.L. ve Väänänen, H.K., (2004). Osteoblastlike cells complete osteoclastic bone resorption and form new mineralized bone matrix in vitro. *Calcified Tissue International*, 75:253–61.

Murakami, K., Sugiura, T., Yamamoto, K., Kawakami, M., Kang Y.B., Tsutsumi, S. ve diğeri, (2011). Biomechanical analysis of the strenght of the mandible after marginal resection. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 69: 1798-1806.

Nagai, H. ve Aoki, M., (2002). Inhibition of growth plateangiogenesis and endochondral ossification with diminished expression of MMP-13 in hypertrophicchondrocytes in FGF-2-treated rats. *Journal of Bone and Mineral Metabolism*, 20: 142-147.

Nandini, G.D., Balakrishna, R. ve Rao, J., (2011). Self tapping screws v/s erich arch bar for inter maxillary fixation: A comparative clinical study in the treatment of mandibular fractures. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*, 10(2): 127-131.

Niederdellmann, H. ve Shetty, V., (1987). Solitary lag screw osteosynthesis in the treatment of fractures of the angle of the mandible: a retrospective study. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 80: 68-74. O'Driscoll, S.W. ve Fitzsimmons, J.S., (2001). The role of periosteum in cartilage repair. Review. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (391 Suppl):S190-207.

Ovalle, W.K. ve Nahirney, P.C., (2008). Netter's Essential Histology. Elsevier.

Özkan, M.K. (1997). İmplant destekli overdenture protezlerde bar yapımında kullanılan iki değişik metal alaşımının, bar şeklinin ve barlı sisteme destek veren implant sayısının statik yükleme altında oluşan kuvvet dağılımına etkilerinin sonlu elemanlar gerilme analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul.

Özkaya, Ö., Turgut, G., Kayalı, M.U., Uğurlu, K., Kuran, İ. ve Baş, L., (2009). A retrospective study on the epidemiology and treatment of maxillofacial fractures. *Ulus Travma Acil Cerrahi Dergisi*, 15(3): 262-266.

Paper, I.D., Frodel, J., Holt, G.R., Larrabee, W.F., Nachlas, N., Park, S.S. ve diğerleri, (2002). Facial Plastic and Reconstructive Surgery. 2nd ed. Thieme Medical Publishers, Inc.

Pazzaglia, U.E., Bonaspetti, G., Ranchetti, F. ve Bettinsoli, P., (2008). A model of the intracortical vascular system of long bones and of its organization: an experimental study in rabbit femur and tibia. *Journal of Anatomy and Physiology*, 213(2):183-93.

Pereira, F.L., Gealh, W.C., Barbosa, C.E. ve Filho, L.I., (2011). Different surgical approaches for multiple fractured atrophic mandibles. *Craniomaxillofacial Trauma Reconstruction*, 4(1):19-24.

Peres, J.A. ve Lamano, T., (2011). Strategies for stimulation of new bone formation: a critical review. *Brazilian Dental Journal*, 22(6): 443-448.

Peterson, L.J., Ellis, E. 3rd., Hupp, J.R. ve Tucker, M.R., (2002). Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery, 4th ed. Mosby.

Phan, T.C.A., Xu, J. ve Zheng, M.H., (2004). Interaction between osteoblast and osteoclast: impact in bone disease. *Histology and Histophatology*, 19:1325-1344.

Proffit, W.R., Phillips, C. ve Turvey, T.A., (2012). Stability After Mandibular Setback: Mandible-Only Versus 2-Jaw Surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*. 70(7): e408-e414.

Provot, S. ve Schipani, E., (2005). Molecular mechanisms of endochondral bone development. *Biochemical and Biophysical Research Communications* 328: 658–665.

Putz, R., ve Pabst, R., (2001). Sobotta İnsan Anatomisi Atlası 1. Cilt, Baş, Boyun Üst Ekstremite, 5.bs. Beta Basım Yayım Dağıtım, İstanbul.

Quinn, J.M. ve Gillespie, M.T., (2005). Modulation of osteoclast formation. *Biochemical and Biophysical Research Communications*, 328: 739–45.

Safdar, N. ve Meechan, J.G., (1995). Relationship between fractures of the mandibular angle and the presence and state of eruption of the lower third molar. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*, 79(6): 680-4.

Sailer, H.F. ve Pajarola, G.F., (2004). Diş Hekimliği Renkli Atlası Ağız Cerrahisi (R.Ş. Kişnişci ve H.H. Tüz, Çev.). Palme Yayıncılık. Sancaklı, E., (2006). Alt dişsiz çenede bar destekli implantstü protezlerin stres dağılımlarının sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul.

Sato, M., Yasui, N., Nakase, T., Kawahata, H., Sugimoto, M., Hirota, S. ve diğerleri, (1998). Expression of bone matrix proteins mRNA during distraction osteogenesis. *Journal of Bone and Mineral Research*, 13(8):1221-31.

Schaaf, H., Kaubruegge, S., Streckbein, P., Wilbrand, J., Kerkmann, H. ve Howaldt H., (2011). Comparison of miniplate versus lag-screw osteosynthesis for fractures of the mandibular angle. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodontology*, 111:34-40.

Schierle, H.P., Schmelzeisen, R., Rahn, B. ve Pytlik, C., (1997). One or two plate fixation of mandibular angle fractures?. *Journal of Craniomaxillofacial Surgery*, 25: 162-168.

Schilling, A.F, Filke, S., Lange, T., Gebauer, M., Brink, S., Baranowsky, A., ve diğerleri,(2008). Gap junctional communication in human osteoclasts in vitro and in vivo. *Journal of Cellular and Molecular Medicine*. 12(6A): 2497-504.

Schliephake, H., (2002). Bone growth factors in maxillofacial skeletal reconstruction. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 31: 469-484.

Schliephake, H., Lehmann, H. ve Kunz, U., (1993). Ultrastructural findings in soft tissues adjacent to titanium plates in jaw fracture treatment. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 22:20-25.

Schubert, W., Kobiena, B.J., Pollock, R.A., (1997). Cross-sectional area of the mandible. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 55: 689-92.

Seemann, R., Schicho, K., Wutzl, A., Koinig, G., Poeschl, W.P., Krennmair, G. ve diğerleri, (2010). Complication rates in the operative treatment of mandibular angle fractures: a 10-year retrospective. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68(3):647-50.

Sengezer, M. ve Sadove, R.C., (1992). Reconstruction of midface bone defects with vitallium micromesh. *Journal of Craniofacial Surgery*, 3: 125-33.

Shapiro, F., (2008). Bone development and its relation to fracture repair. The role of mesenchymal osteoblasts and surface osteoblasts. *European Cells & Materials Journal*, 15: 53-76.

Shefelbine, S.J., Augat, P., Claes, L. ve Simon, U., (2005). Trabecular bone fracture healing simulation with finite element analysis and fuzzy logic. *Journal of Biomechanics*, 38: 2440-2450.

Shehabuldin, O.F., ve Bal, R.P., (1998). Isolated mandibular fractures treated with conventional techniques vs. rigid osseous fixation: A retrospective study in Dammam, Saudi Arabia. *The Saudi Dental Journal*, 10: 3-8.

Shigley, J.E., (1986). Mechanical Engineering Design, First Ed. McGnaw-Hill Book Company, Singapur.

Shigley, J.E., Mischke, C.R. ve Budynas, R.G. (2004). Mechanical Engineering Design (7th ed.). New York: McGraw-Hill Companies.

Siddiqui, A., Markose, G., Moos, K.F., McMahon, J. ve Ayoub, A.F., (2006). One miniplate versus two in the management of mandibular angle fractures: A prospective randomised study. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 45: 223-225.

Simon, T.M., Van Sickle, D.C., Kunishima, D.H. ve Jackson, D.W., (2003). Cambium cell stimulationfrom surgical release of the periosteum. *Journal Orthop aedic Research*, 21(3): 470-80.

Singh, V., Kumar, I. ve Bhagol, A., (2011). Comparative evaluation of 2.0-mm locking plate system vs 2.0-mm nonlocking plate system for mandibular fracture: a prospectiverandomized study. International *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 40(4):372-7.

Stacey, D.H., Doyle, J.F., Mount, D.L., Snyder, M.C. ve Gutowski, K.A., (2006). Management of mandible fractures. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 117 (3): 48e-60e.

Sugiura, T., Horiuchi, K., Sugimura, M. ve Tsutsumi, S., (2000). Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. *Journal of Musculoskeletal Neuron Interact*, 1: 165-170.

Sugiura, T., Yamamato, K., Murakami, K., Kawakami, M., Kang, Y, Tsutsumi, S. ve diğeri, (2009). Biomechanical analysis of miniplate osteosynthesis for fractures of the atrophic mandible. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67: 2397-2403.
Sugiura, T., Yamamoto, K., Murakami, K. ve Sugimura, M., (2001). A comparative evaluation of osteosynthesis with lag screws, miniplates, or Kirschner wires for mandibular condylar process fracture. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 59: 1161-8.

Şahin, M.K., (2008). Dört farklı cam fiber postun in vıtro bükülme dirençlerinin ve sonlu eleman metodu ile stres dağılımlarının analizi. Doktora tezi. Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Pedodonti. A.D., Ankara.

Şeker, E., (2011). Greftlenmiş ve greftlenmemiş posterior maksillada uygulanan implant destekli farklı tasarımlı sabit protezlerin destek dokulardaki etkilerinin üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi. Yakın Doğu Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. KKTC.

Şimşek, B., Erkmen, E., Yılmaz, D. ve Eser, A., (2006). Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: A 3D finite element analysis. *Medical Engineering & Physics*, 28: 199-213.

Şimşek, Ş. Şimşek, B., Abubaker, A.O. ve Laskin, D.M., (2007). A comparative study of mandibular fractures in the United States and Turkey. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 36: 395-397.

Takada, H., Abe, S., Tamatsu, Y., Mitarashi, S., Saka H. ve Ide, Y., (2006). Three-dimensional bone microstructures of the mandibular angle using micro-CT and finite element analysis: relationship between partially impacted mandibular third molars and angle fractures. *Dental Traumatology*, 22: 18-24. Tams, J., Van Loon, J.P., Otten, B. ve Bos R.R., (2001). A computer study of biodegradable plates for internal fixation of mandibular angle fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 59: 404-7.

Teitelbaum, S.L., (2000). Bone resorption by osteoclasts. *Science*, 289:1504-1508.

Tevepaugh, D.B. ve Dodson, T.B., (1995). Are mandibular third molars a risk factor for angle fractures? A retrospective cohort study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 53: 646-649.

Torreira, M.G. ve Fernandez, J.R., (2004). A three-dimensional computer model of the human mandible in two simulated standard trauma situations. Journal of Craniomaxillofacial Surgery, 32: 303-307. *Journal of Biomechanical Engineering*, 128(5): 654-62.

Tosun, T. (1997). Serbest sonlanan alt çenelerde Pitt-Easy Bio-Oss implantları üzerine yapılan implant-implant destekli ve implant-diş destekli köprü protezlerinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile biyomekanik açıdan incelenmesi. Doktora Tezi. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü. İstanbul.

Türker, M. ve Yücetaş, Ş., (2004). Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi, (3. bs), Özyurt Matbaacılık.

Ulusoy M. ve Aydın K., (2003), Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. (2. bs). Ankara: Ankara Üniversiesi Basımevi.

Undt, G., Kermer, C., Rasse, M., Sinko, K. ve Ewers, R., (1999). Transoral miniplate osteosynthesis of condylar neck fractures. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology and Endodonology*, 88:534-43.

Utley, D.S, Utley, J.D., Koch, R.J. ve Goode, R.L., (1998). Direct bonded orthodontic brackets for maxillomandibular fixation. *Laryngoscope*. 108(9): 1338-45.

Uyanık, L.O., Yazıcıoğlu, D. ve Sayan, N.B., (2008). Maksillofasiyal kırıklarda oklüzyon ve maksillomandibuler fiksasyon. *Türkiye Klinikleri Kulak Burun Boğaz Maksillofasiyal Travmalar Özel Sayısı*, 1(4): 42-50.

Valentino, J., Levy, F.E. ve Marentette, L.J., (1994). Intraoral monocortical miniplating of mandible fractures. *Archives of Otolaryngology Head & Neck Surgery*, 120(6):605-12.

Van Sickels, J.E., (2005). A review and update of new methods for immobilization of the mandible. *Oral Surgery Oral Medicine Oral Pathology Oral Radiology Endodontology*, 100(2): 11-6.

Wang, H., Ji., B., Jiang, W., Liu, L., Zhang, P., Tang, W., ve diğerleri, (2010). Three-dimensional finite element analysis of mechanical stress in symphyseal fractured human mandible reduced with miniplates during mastication. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68: 1585-1592.

Weiner, S., Traub, W. ve Wagner, H.D., (1999). Lamellar bone: structurefunction relations. *Journal of Structural Biology*, 126: 241-255.

Weingart, D., Steinemann, S. ve Schilli W., (1994). Titanium deposition in regional lymph nodes after insertion of titanium screw implants in the maxillofacial region. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 23:450-452.

Wong, R.C., Tideman, H., Kin, L. ve Merkx, M.A., (2010). Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 39: 313-319.

Wong, R.C.W., Tiderman, H., Merkx, M.A.W., Jansen, J., Goth, S.M. ve Liao, K., (2011). Review of biomechanical models used in studying the biomechanics of recunstructed mandibles. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 40: 393-400.

Yüzbaşıoğlu, H.E., (2006). İmplantüstü sabit protezlerde kullanılan seramik implant dayanaklarının sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmesi. Doktora Tezi. Ondokuz Mayıs Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Samsun.

Zaffe, D., (2005). Some considerations on bioaterials and bone. *www.elsevier.com/locate/micron*, 36: 583-592.

Zyl, P.P., Grundling, N.L., Jooste, C.H. ve Terblanche, E., (1995). Threedimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. International *Journal of Oral and Maxillofacial Implants*, 10: 51-57.