



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

**DOKTORA
TEZİ**

**MANDİBULA FRAKTÜRLERİNDE KULLANILAN
MİNİ PLAK VİDA SİSTEMİNDE YÜZEY ADAPTASYON
FARKLARININ REKONSTRÜKSİYON SONUÇLARI
ÜZERİNE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZ
YÖNTEMİ İLE ARAŞTIRILMASI**

PEMBE BOĞAÇ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI

KASIM 2019



**MANDİBULA FRAKTÜRLERİNDE KULLANILAN MİNİ PLAK VİDA
SİSTEMİNDE YÜZEY ADAPTASYON FARKLARININ
REKONSTRÜKSİYON SONUÇLARI ÜZERİNE ETKİSİNİN SONLU
ELEMENLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE ARAŞTIRILMASI**

Pembe BOĞAÇ

**DOKTORA TEZİ
AĞIZ, DIŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

KASIM 2019

Pembe BOĞAÇ tarafından hazırlanan "MANDİBULA FRAKTÜRLERİNDE KULLANILAN MİNİ PLAK VİDA SİSTEMİNDE YÜZEY ADAPTASYON FARKLARININ REKONSTRÜKSİYON SONUÇLARI ÜZERİNE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE ARAŞTIRILMASI" isimli tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ/OY ÇOKLUĞU ile Gazi Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında DOKTORA TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman: Prof. Dr. Erkan ERKMEN

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Başkan: Prof. Dr. Ziver Ergun YÜCEL

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

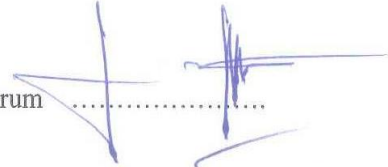
Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Üye: Prof. Dr. Levent ARAL

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Üye: Prof. Dr. Mustafa ÖZTÜRK

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Üye: Prof. Dr. Necdet DOĞAN

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Gülhane Sağlık Bilimleri Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Üye: Doç. Dr. Aysa AYALI

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı, Yakın Doğu Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Doktora Tezi olduğunu onaylıyorum



Tez Savunma Tarihi: 29 /11/2019

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

.....

Prof. Dr. Mustafa ASLAN

Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

MANDİBULA FRAKTÜRLERİNDE KULLANILAN MİNİ PLAK VİDA SİSTEMİNDE
YÜZEY ADAPTASYON FARKLARININ REKONSRÜKSİYON SONUÇLARI
ÜZERİNE ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZ YÖNTEMİ İLE
ARAŞTIRILMASI

(Doktora Tezi)

Pembe BOĞAÇ

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
Kasım 2019

ÖZET

Mandibula kırıklarının tedavisinde rutin pratik uygulamalarda çok farklı fiksasyon yöntemleri kullanılmaktadır. Ancak fiksasyonda kullanılan materyallerin kemik yüzeyine olan adaptasyonları her zaman yeterli olmayabilir, kemik ile fiksasyon materyalleri arasında boşluklar oluşabilir. Kullanılan fiksasyon materyallerinin yüzey adaptasyon farklılıklarının kırık hattında vertikal, oblik ve horizontal kuvvet uygulamaları sırasında biyomekanik olarak nasıl değişikliklere neden olduğu tam olarak bilinmemektedir. Bu nedenle, mandibula fraktürlerinde kullanılan mini plak vida sisteminde yüzey adaptasyon farklarının rekonsrüksiyon sonuçları üzerine etkisinin sonlu elemanlar analiz yöntemi ile araştırılması bizim çalışmamızın amacını oluşturmaktadır. Bu çalışmada tam dişli genç erkek hastadan elde edilen mandibula tomografisiyle MSC MENTAT (MSC Software Corporation, Santa Ana, Ca, Amerika) version 2005 programı kullanılarak modeller oluşturulmuştur. Çalışmamızda iki ana model elde edilerek her iki modelde de angulus bölgesinde kırık oluşturulmuş; birinci modelde angulus bölgesindeki kırığın fiksasyonu uyumlu 4 delikli düz miniplakla, ikinci modelde ise angulus bölgesindeki kırığın fiksasyonu uyumsuz 4 delikli düz mini plak kullanılarak yapılmıştır. Çalışmada modellere posterior bölgeden vertikal, oblik ve horizontal yönde 600 N'luk kuvvet uygulanmıştır. Modellerde meydana gelen stresleri hesaplamak için The MSC MARC 2005 (MSC Corporation, Santa Ana, CA, 92707, USA) Finite Element Solver yazılımı kullanılmış, bununla birlikte kemikte ve fiksasyonda kullanılan materyallerde meydana gelen stres alanlarının dağılımları da hesaplanmış ve şematize edilmiştir. Fiksasyonda kullanılan materyallerde ve kemik oluşan streslerin karşılaştırılması için Mega Pascal biriminde von Mises Stres, maksimum principle stres (Pmax) ve minimum principle stres değerleri (Pmin) kullanılmıştır. Bu çalışmanın sonuçlarına göre oluşan en fazla stres miktarı genel olarak uyumsuz plak modellerinde ve vertikal kuvvet uygulamalarında görülürken, en az stres miktarı ise uyumlu plak modellerinde ve horizontal kuvvet uygulamalarında oluşmaktadır. Uyumlu plak modellerinde stres daha çok kemik üzerinde toplanırken, uyumsuz plak modellerinde ise stres genellikle plak ve vidalar üzerinde toplanmaktadır. Uyumsuz modeldeki fiksasyon ve stabilitenin uyumlu modele kıyasla daha riskli olabileceği görüşünü destekler nitelikte sonuçlar bulunmuştur.

Bilim Kodu : 1003.1

Anahtar Kelimeler : FEM, Mandibula, Kırık, Miniplak, Yüzey Adaptasyonu

Sayfa Adedi : 129

Danışman : Prof. Dr. Erkan ERKMEN

INVESTIGATION OF THE EFFECT OF SURFACE ADAPTATION DIFFERENCES
ON RECONSTRUCTION RESULTS OF MINI PLATE SCREW SYSTEM USED IN
MANDIBULA FRACTURES BY FINITE ELEMENT ANALYSIS METHOD

(Ph.D. Thesis)

Pembe BOĞAÇ

GAZİ UNIVERSITY
INSTITUTE OF HEALTH SCIENCES

November 2019

ABSTRACT

Many different fixation methods are used in routine practical applications in the treatment of mandible fractures. However, adaptation of the materials used for fixation to the bone surface may not always be sufficient and gaps may occur between the bone and the fixation materials. It is not known exactly how the surface adaptation differences of the materials used for fixation may cause biomechanical changes during vertical, oblique and horizontal force applications in the fracture line. Therefore, the aim of this study is to investigate the effect of surface adaptation differences of the miniplate screw systems on the reconstruction results used for the mandible fractures by finite element analysis method. In this study, models were created using MSC MENTAT (MSC Software Corporation, Santa Ana, CA, USA) version 2005 with mandibular tomography obtained from a young male with full teeth. In our study, two main models were obtained and angular fractures were formed in both models; In the first model, the fixation of the fracture in the angulus region was made with a compatible 4-hole straight miniplate and in the second model, the fixation of the fracture in the angulus region was made using an incompatible 4-hole straight mini-plate. In this study, 600 N force was applied to the models from the posterior region in vertical, oblique and horizontal directions. The MSC MARC 2005 (MSC Corporation, Santa Ana, CA, 92707, USA) Finite Element Solver software was used to calculate stresses in the models, but the distribution of stress areas in bone and fixation materials was also calculated and schematized. Von Mises stress, maximum principle stress (Pmax) and minimum principle stress values (Pmin) were used in mega pascal unit in order to compare bone stresses and fixation materials. According to the results of this study, the highest amount of stress is seen in incompatible plate models and vertical force applications, while the least amount of stress occurs in compatible plate models and horizontal force applications. In compatible plate models, stress is mostly collected on the bone, whereas in incompatible plate models, stress is usually collected on plates and screws. The results suggest that fixation and stability of the incompatible model may be more risky than the compatible model.

Science Code : 1003.1

Key Words : FEM, Mandibula, Fracture, Miniplate, Surface Adaptation

Page Number : 129

Advisor : Prof. Dr. Erkan ERKMEN

TEŞEKKÜR

Doktora tezimin oluşturulmasından sonlandırılmasına kadar tüm çalışmam boyunca bana destek olup, bilgi ve deneyimlerini benimle cömertçe paylaşan, bu süreçte beni motive eden, bir hocadan daha fazla hep bir dost ve ağabey olarak bana yaklaşan değerli hocam ve doktora danışmanım Prof. Dr. Erkan ERKMEN'e,

Doktora eğitimim boyunca engin mesleki bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, emeğini ve ilgisini benden esirgemeyip mesleki eğitimim ve gelişimimde büyük katkısı olan değerli hocam Prof. Dr. Ziver Ergun YÜCEL'e,

Çalışmam süresince destek ve yardımlarıyla yanımda olup, emek gösteren Prof. Dr. Levent ARAL ve Prof. Dr. Mustafa ÖZTÜRK hocalarım ile değerli hocam Prof. Dr. Mustafa Sancar ATAÇ ve diğer tüm bölüm hocalarıma,

Öğrencilik dönemimden beri kendime hep örnek olarak aldığım, bu mesleğe ilgi duymamda ve sevmemde büyük katkısı olan, her konuda bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşarak yolumu aydınlatan, bazen bir abla bazen de bir hoca gibi bana hep sevgiyle ve sabırla yaklaşan, çok sevdiğim manevi ablam, değerli hocam Doç. Dr. Sıdık Sinem AKDENİZ'e,

Çalışmamda modellerin bilgisayar üzerinde hazırlanmasını ve analizlerini yapan sayın Ahmet KURT'a, doktora eğitimime başladığım günden beri bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, bendeki emeğini asla unutmayacağım, birlikte çalışmaktan büyük keyif aldığım değerli dostum Dr. Mehmet Emin TOPRAK'a, doktora eğitimim boyunca bu süreçte kader birliği yapıp iyi ve kötü günlerimizi hep birlikte geçirdiğimiz,canım arkadaşım Dt. Ferah Onay KARAKAş'a ve bu süreçte birlikte çalıştığım bölümdeki diğer tüm değerli çalışma arkadaşlarıma, diş hekimliği fakültesine başladığımız ilk günden beri yollarımız hiç ayrılmayan, değerli sınıf arkadaşlarım, Dt. Kezban TEKGÜL ve Dt. Sedef Ayşe TAşYAPAN'a; dostluğu benim için çok kıymetli olan, can dostum Dt. Meryem HÜRBAğ'a,

Son olarak tüm yaşamım boyunca bana olan inanç, sevgi ve güvenlerini benden hiçbir zaman esirgemeyen, her daim arkamda olan, herşeyden önce iyi bir insan olmanın bu hayattaki en önemli şey olduğunu bana öğreten canım aileme sonsuz teşekkürler.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vi
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
RESİMLERİN LİSTESİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xvi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	5
2.1. Kemik.....	5
2.1.1. Kemik yapısı ve kompozisyonu	5
2.1.2. Osteogenezis	7
2.2. Kırık İyileşmesi	13
2.2.1. İyileşme mekanizmaları	14
2.3. Maksilofasiyal İskelet Yapısı	19
2.3.1. Mandibula anatomisi.....	19
2.3.2. Mandibulanın ilişkide olduğu kaslar	21
2.4. Maksilofasiyal Bölgedeki Travma ve Kırıklar.....	23
2.4.1. Kırık sınıflaması.....	25
2.4.2. Maksilofasiyal bölgenin travma sınıflaması	25
2.5. Mandibula Kırıkları.....	27
2.5.1. Mandibula kırıklarının sınıflandırılması	27
2.5.2. Mandibula kırıklarının tarihçesi.....	28

	Sayfa
2.5.3. Mandibulada kırığın oluşma mekanizması	31
2.5.4. Mandibula kırıklarında görülen semptomlar.....	32
2.5.5. Mandibula kırıklarında tanı ve radyolojik değerlendirme	32
2.5.6. Mandibula kırıklarının tedavisi	33
2.5.7. Mandibula kırıklarının komplikasyonları	43
2.6. Stres Analiz Yöntemleri	44
2.6.1. Stres analiz yönteminde kullanılan terimler.....	45
2.7. Sonlu Elemanlar Analizi	50
2.7.1. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin tanımı ve maksilofasiyal cerrahideki kullanımı	50
2.7.2. Diş hekimliğinde kullanılan sonlu eleman stres analiz programları	57
2.8. Mandibula Biyomekaniği.....	57
2.9. Mandibular Deformasyonlar	61
2.10. Mandibula Şeklinin ve Geometrisinin Mekanik Sonuçları.....	62
2.11. Mandibula Kırık ve Fiksasyon Biyomekaniği	62
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	65
4. BULGULAR	71
4.1. Uyumlu ve Uyumsuz Modellerdeki Plak ve Vidalardaki Von Mises Stres Değerleri	71
4.2. Uyumlu ve Uyumsuz Modellerde Plaklardaki Von Mises Stres Yayılım Alanları	72
4.3. Uyumlu ve Uyumsuz Modeldeki Vidalardaki Von Mises Stres Yayılım Alanları	75
4.4. Uyumlu ve Uyumsuz Modeldeki Kortikal ve Spongiyöz Kemikteki Pmax Stres Değerleri	79
4.5. Uyumlu ve Uyumsuz Modeldeki Kortikal Kemikteki Pmax Stres Yayılım Alanları	80
4.6. Uyumlu ve Uyumsuz Modeldeki Spongiyöz Kemikteki Pmax Stres Yayılım Alanları	84

Sayfa

4.7. Uyumlu ve Uyumsuz Modeldeki Kortikal ve Spongiyöz Kemikteki Pmin Stres Değerleri	88
4.8. Uyumlu ve Uyumsuz Modelde Kortikal Kemikteki Pmin Stres Yayılım Alanları	89
4.9. Uyumlu ve Uyumsuz Modeldeki Spongiyöz Kemikteki Pmin Stres Yayılım Alanları	92
5. TARTIŞMA	97
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	111
KAYNAKLAR	113
ÖZGEÇMİŞ	127

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Kullanılan materyallerin Young ve Poisson oranları.....	67
Çizelge 3.2. Modellerdeki eleman ve nod sayıları.....	67

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Kemik yapısı	6
Şekil 2.2. Periost ve endosteum	9
Şekil 2.3. Kemik kesiti.....	11
Şekil 2.4. Primer kemik iyileşmesi aşamaları	15
Şekil 2.5. Sekonder kemik iyileşmesi aşamaları.....	16
Şekil 2.6. Mandibula yapısı	20
Şekil 2.7. Mandibulanın kortikal ve spongiyöz kemik kalınlığı	20
Şekil 2.8. Çiğneme kasları	22
Şekil 2.9. a) Sağ tarafta vertikal uygun olmayan (unfavorable) angulus kırığı izlenirken; sol tarafta kırık hattı (favorable kırık) uygun olduğu için deplasman izlenmemektedir, b) Unfavorable (uygun olmayan) horizontal kırık hattı nedeniyle medial yönde deplasman görülür.	22
Şekil 2.10. Mandibulada görülen kırıkların lokalizasyonları.....	28
Şekil 2.11. Gunning splinti	30
Şekil 2.12. a) Barrel bandajı, b) Barton bandajı	35
Şekil 2.13. Arch bar	36
Şekil 2.14. IMF vidası.....	36
Şekil 2.15. Lag vidası.....	39
Şekil 2.16. Kompresyon plağı.....	40
Şekil 2.17. Champy prensiplerine göre osteosentez bölgeleri	40
Şekil 2.18. Miniplak.....	41
Şekil 2.19. Rekonsrüksiyon plağı	42
Şekil 2.20. Rezorbe olabilen plak	42
Şekil 2.21. a) Çekme gerilimi, b) Baskı gerilimi, c) Makaslama gerilimi	47
Şekil 2.22. Eleman ve düğüm noktaları	55
Şekil 2.23. Örnek düğüm noktaları ve sınır koşulları	56

Şekil	Sayfa
Şekil 2.24. Kiriş olarak kabul edilen mandibulanın frontal görünüşü	59
Şekil 2.25. Sagital bükülme, dönme ve lateral transvers bükülmeye bağlı mandibula distorsiyonu.....	61
Şekil 2.26. Mandibulada oluşan gerilme (-) ve sıkışma alanları (+).....	63
Şekil 3.1. Yakınsama analizi sonuçları	68
Şekil 4.1. Modellerde kuvvet uygulamalarında plak ve vidalarda oluşan von Mises değerleri	71
Şekil 4.2. Modellerde kuvvet uygulamalarında kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan Pmax stres değerleri	79
Şekil 4.3. Modellerde vertikal, oblik ve horizontal kuvvet uygulamalarında oluşan Pmin stres değerleri.....	88

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 3.1. a) 1/3 alt bölge yerleşimli uyumlu plak modeli, b) 1/3 alt bölge yerleşimli uyumlu plak modeli	66
Resim 3.2. a) 1/3 alt bölge yerleşimli uyumsuz plak modeli, b)1/3 alt bölge yerleşimli uyumsuz plak modeli	66
Resim 4.1. Posterior vertikal yüklemde uyumlu plakta von Mises stres yayılımları....	72
Resim 4.2. Posterior vertikal yüklemde uyumsuz plaktaki von Mises stres yayılımları	72
Resim 4.3. Posterior oblik yüklemde uyumlu plaktaki von Mises stres yayılımları.....	73
Resim 4.4. Posterior oblik yüklemde uyumsuz plaktaki von Mises stres yayılımları	73
Resim 4.5. Posterior horizontal yüklemde uyumlu plaktaki von Mises stres yayılımları	74
Resim 4.6. Posterior horizontal yüklemde uyumsuz plaktaki von Mises stres yayılımları	74
Resim 4.7. Posterior vertikal yüklemde uyumlu plaktaki vidalarda von Mises stres yayılımları.....	75
Resim 4.8. Posterior vertikal yüklemde uyumsuz plaktaki vidalarda von Mises stres yayılımları.....	75
Resim 4.9. Posterior oblik yüklemde uyumlu plaktaki vidalarda von Mises stres yayılımları	76
Resim 4.10. Posterior oblik yüklemde uyumsuz plaktaki vidalarda von Mises stres yayılımları	76
Resim 4.11. Posterior horizontal uygulamada uyumlu plaktaki vidalarda von Mises stres yayılımları	77
Resim 4.12. Posterior horizontal uygulamada uyumsuz plaktaki vidalarda von Mises stres yayılımları	77
Resim 4.13. Vertikal kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde kortikal kemikte oluşan Pmax stres yayılımları	80
Resim 4.14. Vertikal kuvvet uygulamasında uyumlu modelde kortikal kemikte oluşan Pmax stres yayılımları	80
Resim 4.15. Oblik kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde kortikal kemikte oluşan Pmax stres yayılımları.....	81

Resim	Sayfa
Resim 4.16. Oblik kuvvet uygulamasında uyumlu modelde kortikal kemikte oluşan Pmax stres yayılımları.....	81
Resim 4.17. Horizontal kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde kortikal kemikte oluşan Pmax stres yayılımları	82
Resim 4.18. Horizontal kuvvet uygulamasında uyumlu modelde kortikal kemikte oluşan Pmax stres yayılımları	82
Resim 4.19. Vertikal kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde spongiyöz kemikte Pmax stres yayılımları.....	84
Resim 4.20. Vertikal kuvvet uygulamasında uyumlu modelde spongiyöz kemikte Pmax stres yayılımları.....	84
Resim 4.21. Oblik kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde spongiyöz kemikte Pmax stres yayılımları.....	85
Resim 4.22. Oblik kuvvet uygulamasında uyumlu modelde spongiyöz kemikte Pmax stres yayılımları.....	85
Resim 4.23. Horizontal kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde spongiyöz kemikte Pmax stres yayılımları.....	86
Resim 4.24. Horizontal kuvvet uygulamasında uyumlu modelde spongiyöz kemikte Pmax stres yayılımları.....	86
Resim 4.25. Vertikal kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde kortikal kemikte oluşan Pmin stres yayılımları	89
Resim 4.26. Vertikal kuvvet uygulamasında uyumlu modelde kortikal kemikte oluşan Pmin stres yayılımları	89
Resim 4.27. Oblik kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde kortikal kemikte oluşan Pmin stres yayılımları	90
Resim 4.28. Oblik kuvvet uygulamasında uyumlu modelde kortikal kemikte oluşan Pmin stres yayılımları	90
Resim 4.29. Horizontal kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde kortikal kemikte oluşan Pmin stres yayılımları	91
Resim 4.30. Horizontal kuvvet uygulamasında uyumlu modelde kortikal kemikte oluşan Pmin stres yayılımları	91
Resim 4.31. Vertikal kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde spongiyöz kemikte oluşan Pmin stres yayılımları	92
Resim 4.32. Vertikal kuvvet uygulamasında uyumlu modelde spongiyöz kemikte oluşan Pmin stres yayılımları	93

Resim	Sayfa
Resim 4.33. Oblik kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde spongiyöz kemikte oluşan Pmin stres yayılımları	93
Resim 4.34. Oblik kuvvet uygulamasında uyumlu modelde spongiyöz kemikte oluşan Pmin stres yayılımları	94
Resim 4.35. Horizontal kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde spongiyöz kemikte oluşan Pmin stres yayılımları	94
Resim 4.36. Horizontal kuvvet uygulamasında uyumlu modelde spongiyöz kemikte oluşan Pmin stres yayılımları	95

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklama
%	Yüzdelik
°	Derece
a	İvme
A°	Armstrong
E	Elastisite modülü
F	Kuvvet
N	Newton (1N= 0.1kg)
N/m	Newton/metre
V	Poisson oranı
σ	Stres, Gerilim (sigma okunur.)

Kısaltmalar	Açıklamalar
μm	Nanometre
CT	Computerised tomography (Bilgisayarlı tomografi)
ECM	Extracellularmatrix (Ekstrasellülermatriks)
IMF	İntermaksiller fiksasyon
kN	Kilonewton
M.Ö.	Milattan önce
mm	Milimetre
MPa	Megapaskal
MR	Manyetik rezonans
N/mm²	Newton/milimetrekare
TME	Temporomandibular eklem

1. GİRİŞ

Maksilofasiyal bölgede oluşan kırıklar fasiyal bölgede fonksiyon ve estetik gibi birçok farklı problemleri ortaya çıkarabilir. Kırığın meydana geliş şekli kırığın anatomik pozisyonuna ve eşlik edecek farklı patolojilerin oluşmasına ya da oluşmamasına etki eder. Uygulanacak tedavi seçeneği ve tedavinin zamanlaması bu faktörlere göre belirlenir [1].

Mandibula, fasiyal bölgedeki kemikler arasında en büyük ve dayanıklı olanıdır fakat buna rağmen fasiyal bölgeye gelen travmalar sonucu en sıklıkla kırığın olduğu kemiklerden biridir. Nazal kemikten sonra yüz bölgesinde en büyük sıklıkla kırığın görüldüğü kemik mandibuladır. Nazal kırıkları ve mandibula kırıklarını değişen görülme sıklıklarıyla zigoma ve maksilla kırıkları takip eder. Mandibulanın fasiyal bölgede en sık kırığın olduğu kemiklerden biri olmasının nedeni kendine özgü öne doğru çıkıntılı bir anatomik yapıya sahip olmasıdır. [2-4].

Etiyolojik olarak mandibula kırıkları patolojik ve travmatik olarak iki alt gruba ayrılabilir. Patolojik kırıklara osteoporoz, tümörler ve direkt yada indirekt yolla kemik yapısına etki eden hastalıklar örnek olarak verilebilir fakat mandibulada kırık oluşmasının en sık karşılaşılan sebepleri arasında başta travma gelmektedir. Düşmeler, trafik kazaları ve spor aktiviteleri ise travma sebeplerinden bazılarıdır [5].

Maksilofasiyal bölgede oluşan kırıkların %72,8'i mandibulada meydana gelir. Mandibula kırıklarının ise %27,6'sı angulusta oluşur [6, 7].

Mandibula kırıklarının etiyolojik faktörleri incelendiğinde ise ilk sırada %67,1 oranıyla trafik kazaları gelirken; ikinci sırada %19,4 oranıyla kavga sebebiyle oluşan kırıklar gelmektedir. Angulus bölgesinde mandibulanın dişsiz ve dişli bölümleri arasında bir geçiş koridoru oluşturması, kemik yapısının anatomik olarak alt kısımda ince, üst kısımda kalın olması, kendine özgü öne doğru çıkıntılı bir anatomik yapısı ve bu bölgede yirmi yaş dişlerinin bulunması nedeniyle bu alanda mandibulanın diğer anatomik bölümlerinden daha çok sıklıkla kırık görülür [8, 9].

Literatürde en büyük tartışma konularından birisi mandibula kırıklarının tedavi seçenekleridir. Yapılan tedavi sonucunda okluzyonun olduğu gibi anatomik form ve

fonksiyonun travma öncesi ilk haline tekrardan dönmesi amaçlanmaktadır. Eğer kırıklar doğru tedavi edilemezse okluzyon ve çiğneme bozuklukları, kronik ağrılar ve TME problemi gibi bireylerin hayat kalitesini azaltan problemleri ortaya çıkarır [10, 11].

Angulus bölgesinde oluşan kırıklar, kırığın doğrultusuna ve kırığın distal ve proksimal segmentlerinin kas tarafından çekilmesine bağlı olarak unfavorable yada favorable kırıklar olarak adlandırılırlar [12].

Geçmiş son 20 yılda yapılan çalışmalarla mandibula normal fonksiyon halinde iken oluşan biyomekanik değişimler daha net bir şekilde anlaşılmıştır. Ancak mandibula kırıklarının ideal fiksasyonu için hala daha ortak bir fikir birliği yoktur [13, 14].

Günümüzde mandibula kırıklarının birçok farklı tedavi seçenekleri vardır. Geçmiş dönemlere göre günümüzdeki tedavi yöntemleri büyük oranda değişmiştir. Geçmişte çoğunlukla kullanılan eksternal fiksatörler ve splintler bugün sadece tarihsel bir öneme sahiptir. Günümüzde mandibula kırıkları çoğunlukla plak ve vidalar kullanılarak ekstraoral, intraoral yada endoskopik yaklaşımlarla tedavi edilmektedir [4, 15].

İntraoral fiksasyon kırık hattının stabilizasyonunu sağlar ve iskeletsel relapsı engeller. Örneğin miniplak ve lag vida gibi rijit fiksasyon yöntemleri kemik iyileşme süresini kısaltır ve postoperatif dönemde intermaksiller fiksasyon (IMF) ihtiyacını ortadan kaldırır. Ayrıca erken postoperatif dönemde oral hijyen uygulamalarının ve çene hareketlerinin başlamasını sağlar. Fakat rijit fiksasyon yöntemleri de bazı dezavantajlara sahiptir. Uygulamada daha fazla sayıda alete gerek duyulması, işlemin uygulanmasının teknik zorluklar içermesi bunlardan bazılarıdır [16-19].

Birçok farklı geometrik dizayna sahip miniplak ve vida çeşitleri olmasına rağmen bu materyallerin geomerik özellikleri ve ideal plak sayısı ve konumu ile alakalı net bir bilgi yoktur. İdeal plaklama sistemi fonksiyonel yüklere yeterli direnci gösterebilecek kadar rijit olmalıdır. Kırığın iyileşme döneminde plaklarda bozukluklar olmaması için materyalin güç limiti ısırma kuvvetinden fazla olmalıdır [12, 20].

Fiksasyon uygulanırken materyaller doğru bir şekilde manipüle edilmeli, plaklar doğru bir şekilde bükülmüş ve kırık hattının üzerine pasif olarak yerleştirilmelidir. Kemik

segmentlerinin, plaklarının ya da vidaların yanlış konumlandırılması postoooperatif dönemde tedavi süresinin daha uzun sürmesine ya da oluşan okluzyon bozukluğu sebebiyle ikinci bir operasyona ihtiyaç duyulabilir [21, 22]

Maksilofasiyal cerrahide titanyum alaşımlarının internal fiksasyonda önemli bir yeri vardır. Titanyumun yüksek düzeyde biyouyumlu olması ve direnç göstermesi fiksasyon vidalarında ve plaklarında tercih edilme sebebidir. Böylelikle titanyum, kırık hatlarının doğru bir şekilde var olan pozisyonlarını korumasına yardımcı olur fakat titanyum alaşımlar kortikal kemikten 6-7 kat daha serttir. Bundan dolayı son zamanlarda yapılan çalışmalarda ‘‘izoelastik’’ olarak isimlendirilen ve elastik modülü kortikal kemiğe çok yakın olan polimer kompozitler kullanılabilmektedir [23, 24].

Mandibulanın biyomekanik olarak davranışlarının deneysel olarak ölçmek imkansız değildir fakat bazı sınırlamalar vardır. Geleneksel deneysel yaklaşımlar ve klinik gözlemler uygulanacak fiksasyon konfigürasyonlarının biyomekaniğini belirlemede yeterli değildir. Sonlu elemanlar analiz yönteminden yararlanılarak internal fiksasyon ile ilgili mekanik cevaplar elde edilebilir ve daha kolay şekilde parametreler değiştirebilir [13, 25-27]

Çalışmamızda 3 boyutlu sonlu elemanlar analizi (FEM) kullanılarak, angulus mandibula bölgesi fraktürlerinde kullanılan miniplak vida sisteminde yüzey adaptasyon farklılıklarının rekonstrüksiyon üzerindeki etkilerini değerlendirmek amaçlanmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Kemik

Kemik, erişkinlerde iskeletin temel yapıtaşısıdır; canlı ve dinamik bir bağ dokudur. Kemik iliği ve kemiğin etrafını çevreleyen periosttan kaynaklı çok miktarda damar ve sinirler vardır. Biyomekanik açıdan da iskelet sisteminde önemli bir yere sahiptir. Kemik, yumuşak dokulara destek sağlar ve kraniyumun üst bölgesiyle göğüs kafesinin içindeki yaşam için önem arz eden organları korur. Vücut bütünlüğünü sağlar ve hareket fonksiyonunda rol alır. Kemik iliği hücreleri kan üretiminden sorumludur. Kemik, ayrıca kalsiyum, fosfat ve diğer iyonlar için bir depo görevi görür ve bu iyonları vücut dansitelerini dengeli tutabilmek için mineral hemostazını sağlar. Vücuttaki kalsiyumun neredeyse tamamı (%99) kemik dokusunda lokalizedir ve gün içinde ortaya çıkan kalsiyum ihtiyacı buradan tedarik edilir. Kalsiyum, kas kasılmasında, kanın pıhtılaşmasında, hücre membranının geçirgenliğinde ve sinir impulslarının iletilmesinde görev alır [28-30].

Olgun kemik devamlılığı olan bir döngü içindedir. Bu döngüde eski kemik hücreleri yıkıma uğrarken; eş zamanlı yeni kemik hücreleri de oluşturulur [28].

2.1.1. Kemik yapısı ve kompozisyonu

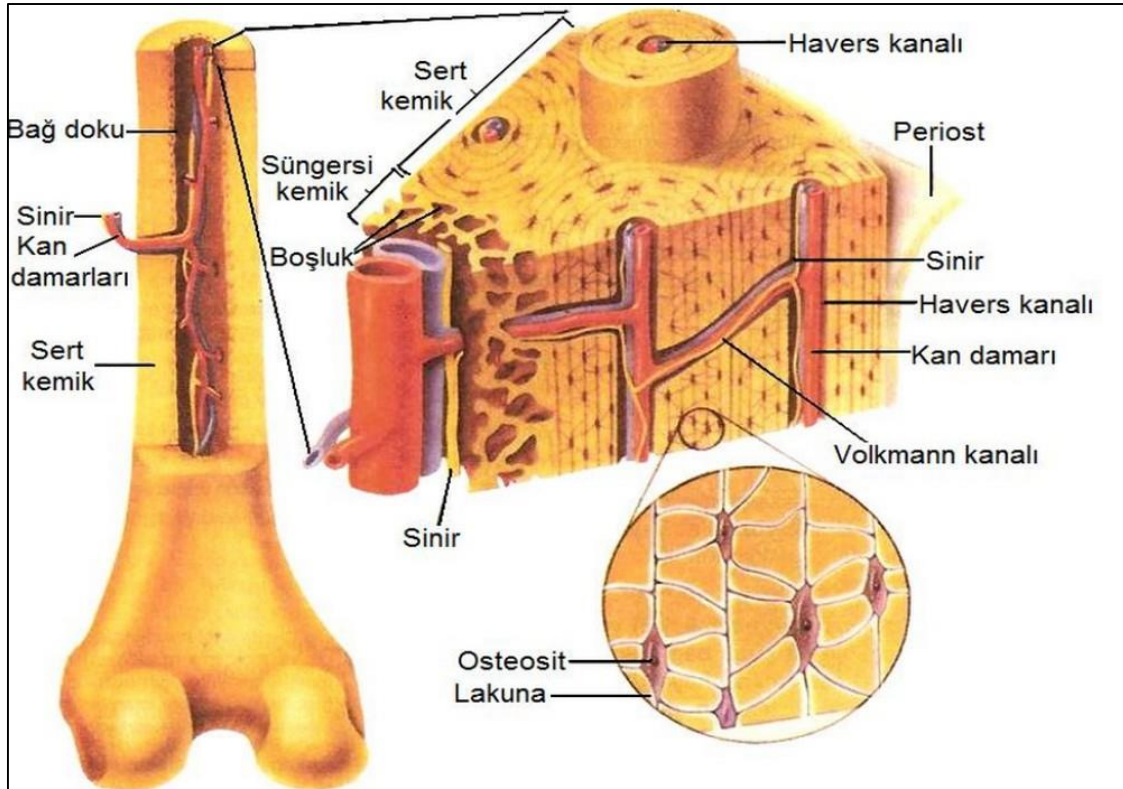
İskelet sistemi kısa ve uzun kemiklerle yassı kemikler olmak üzere üç farklı kemik çeşidinden oluşur. Erişkinlerdeki ortalama kemik sayısı 206 civarı iken, bu sayı yeni doğanlarda 350'ye kadar çıkabilir [31].

Kemik dokusunun yaklaşık %90'ı kollajenden oluşurken, geriye kalan %10'luk kısım ise amorf ara maddeden meydana gelir. Kemik içerisinde bulunan mineral tuzları kemiğe kendine özgü rijiditesini kazandırır. Mineral fazı ağırlık olarak kemiğin %75'ini oluştururken, hacim olarak ise %50'sini meydana getirir. Mineral bileşenlerini hidroksiapatit kristalleri ve amorf kalsiyum fosfat oluşturur. Hidroksiapatit kristallerinin ortalama uzunluğu 50-100 Armstrong (Å) arasındadır ve bunlar kollajen ağ içinde belirli bir dizi ile sıralanmıştır [32]

Kemikteki demineralize organik yapılar ekstraselülmatriks (ECM) ve Tip 1 kollajenidir. ECM kendi içinde proteoglikanlar, glikoproteinler ve sialoproteinler gibi çok sayıda matris proteinini barındırır [28-30].

Kemiği, kemik matriksi ve osteosit adı verilen hücreler meydana getirir. Oluşan metabolitler kemikteki kireçli matriksten geçemez. Bu nedenle kanalikuli olarak isimlendirilen kanalcıklar aracılığıyla osteosit ve kapiller arasında madde alışverişi gerçekleştirilir. Tüm kemiklerde dış kısımlar periost, iç kesimler ise endosteum olarak adlandırılan doku katmanlarıyla sarılır [28].

Kemik şekillenmesi normal fonksiyon esnasında meydana gelen mekanik streslerle oluşur. Bu fikir ilk olarak Wolff tarafından ortaya atıldığı için bu teoriye Wolff kanunu adı verilmektedir. Wolff kanununa göre temel olarak trabeküler yapı sıralanmasından kaynaklı normal iskeletsel fonksiyonlarda meydana gelen kuvvet vektörlerinin doğrultuları arasında korelasyon vardır. Bu teoreme göre tüm kemikler orijinal kalınlığını koruma eğilimindedir ve fonksiyona bağlı olarak adaptif değişiklikler gösterir [33].



Şekil 2.1. Kemik yapısı

2.1.2. Osteogenezis (Kemikleşme)

Kemikleşme birbirleriyle ilişkili ve aynı anda oluşan karmakarışık bazı süreçlerin gerçekleşmesiyle oluşur. Kemik oluşumu, prenatal aşamada oluşmaya başlar ve postnatal dönemde adölesan çağa kadar sürer. Kemiğin oluşumunda ve bu aşamaların tekrarlanmasında osteoblastlar, osteositler, osteoprogenitör hücreler ve osteoklastlar görev alır. Osteoklast hücreleri dışındaki diğer tüm kemik hücreleri köken olarak kemik iliğinin mezenkimal hücrelerinden oluşurken, osteoklast hücreleri ise hemopoietik hücrelerden üretilir [28, 30].

Kemik hücreleri

Osteoprogenitör hücreler

Kemik dokusu oluşturacak öncül hücrelerdir. Mezenkimal kökenlidirler. Yapısal olarak fibroblastları andırırlar. Mitotik bölünmeyi takiben farklılaşır ve osteoblastlara dönüşür. Bu hücreler endosteum, periost ve havers kanallarında depo edilir. Kemik büyümesi sırasında ve kırık iyileşmesi aşamasında osteoblastlara dönüşürler ve matriks salgılamaya başlarlar [28].

Osteoblastlar

Kemik yüzeyinde lokalizedirler. Bütün kemik hücrelerinin % 4-6'sını meydana getirirler. Küp formundadırlar. Tip 1 kollajen ve matriks proteini sentezini yaparlar. Bu şekilde kalsifiye olmamış osteoidleri oluştururlar. Alkalın fosfataz enzimi osteoblastların aktif hale gelmesinde çok etkindir. Bu enzimle kalsiyum matriks içine çöker ve matrikste kalsifikasyon (kireçlenme) oluşur. Sonrasında osteoblastlar osteoidleri salgılar ve osteoblastlar osteoid doku içine gömülerek osteositleri meydana getirir. Osteoblast ve osteositler hücre bölünmesi yapamazlar [28].

Osteositler

Osteositler, kemik hücrelerinin % 90-95'ini oluştururlar . Yaklaşık olarak 25 yıl ömürleri vardır. Osteoblastlardan farklılaşmışlardır. Bölünme yetenekleri yoktur. Aralarında lakünalar adı verilen boşluklar vardır. Kemiğin canlılığını sürdürebilmesi için osteositlerin

varlığı şarttır. Yaşlanıp ölen osteositleri osteoklastlar rezorbe eder. Kemikteki madde alverişine görev alırlar. [28, 34].

Osteoklastlar

Osteoklastlar kemiğin rezorpsiyonunda görev alırlar. Hücre içinde lizozomal enzimleri hücre dışına vererek kemikte rezorpsiyon oluştururlar. Böylece kemikte bulundukları yüzeylerde çukurlar meydana gelir. Bu çukurlara Howship lakünaları adı verilir. Paratiroid hormonuyla osteoklastların sayısı ve etkinliği doğru orantılıdır. Böylece kan kalsiyum seviyesi yükselir. Osteoklastlar kemiği eritirken, aynı zamanda osteoblastlar yeni kemik dokusunu oluştururlar. Bu durum kemiğin uzamasına, enine büyümesine ve yıpranan alanlarının yenilenmesine olanak sağlar [28, 34, 35].

Kemik matriksi (Şekilsiz ara madde)

Kemik kendi içinde ekstrasellüler matriks (ECM) ve Tip I kollajen gibi demineralize organik yapılar dışında inorganik karbonatlı apatitleri de barındırır. Proteoglikanlar, glikoproteinler ve sialoproteinler ECM içindeki matriks proteinleridir. Kemiğin inorganik bileşenleri içinde en çok hidroksiapatit kristalleri vardır. Bunun dışında kalsiyum, fosfat, sitrat ve magnezyum daha kemiğin diğer inorganik bileşenleridir [28, 30].

Tip I kollajen vücutta en çok bulunan kollajen tipidir. Vücuttaki lokalize olduğu bölgeler kemik, dermis, tendon ve ligamentler ile organları çevreleyen kapsüller, fibroz kıkırdak dokular ve dentin tabakasıdır. Kollajen dokular kemiğe sağlamlık özelliği kazandırırken, hidroksiapatit kristalleri ise sertlik verir [28].

Kemik zarları

Kemik zarları, kemik dokusunun iç ve dış kısımlarını çevreler. Bu zarlar bağ doku hücreleri tarafından üretilirler.

Periosteum (Periost)

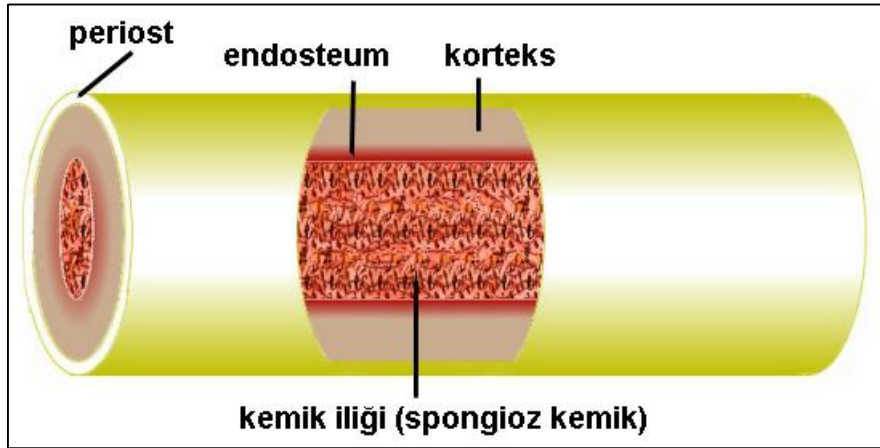
Periost, kemiği dışardan saran tabakadır. Kalındır. Dış fibröz katmanında kollojen fibrinler ve fibroblastları barındırırken, iç tabakada ise en çok osteoprogenitör hücrelere sahiptir.

Periosttaki kollajen fibrillere Sharpey fibrilleri adı verilir. Bu fibriller periostun kemiğe sağlam ve sıkı bir şekilde tutunmasını sağlar. Periostta çok miktarda kan damarları, lenf damarları ile sinir hücreleri vardır. Periost, osteojenik özellik gösterir [28, 30].

Endosteum (Endost)

Endosteum, periosta nazaran daha incedir ve kemik içindeki tüm boşlukları kaplar. Tek katlı yassı epitel yada kübik şekilli osteoprogenitör hücreleri ile çok daha seyrek miktarda retiküler bağ dokusundan oluşur. Kemikteki bütün boşluklar, Havers ve Walkman kanalları ile süngerimsi kemiğin ilik boşluklarının yüzeyi de bu zar ile örtülüdür [28].

Endosteum ve periost kemiğin büyümesinde, tamir işlemlerinde ve kemiğin beslenmesinde önemli rol alırlar. Ayrıca kemik oluşumunda etken osteoblast ve osteoprogenitör hücreler endosteumdan elde edilirler [28].



Şekil 2.2. Periost ve endosteum

Kemik doku çeşitleri

- Primer kemik dokusu (Olgunlaşmamış)

Prenatal çağda ve kemik tamiri sırasında yapımı vardır ancak daha sonra sekonder kemiğe farklılaşır, yani geçicidir. Kollajen iplikler ve osteositler belirli bir düzen içinde sıralı değildir. Ancak osteositlerin sayısı kollajen ipliklerden çoktur. Erişkin bireylerde vücutta lokalize olduğu yerler yassı kemiklerin eklemleri, alveol kemik ile ligamentlerin kemiğe giriş yaptığı noktalardır [28].

- Sekonder kemik dokusu (Olgun)

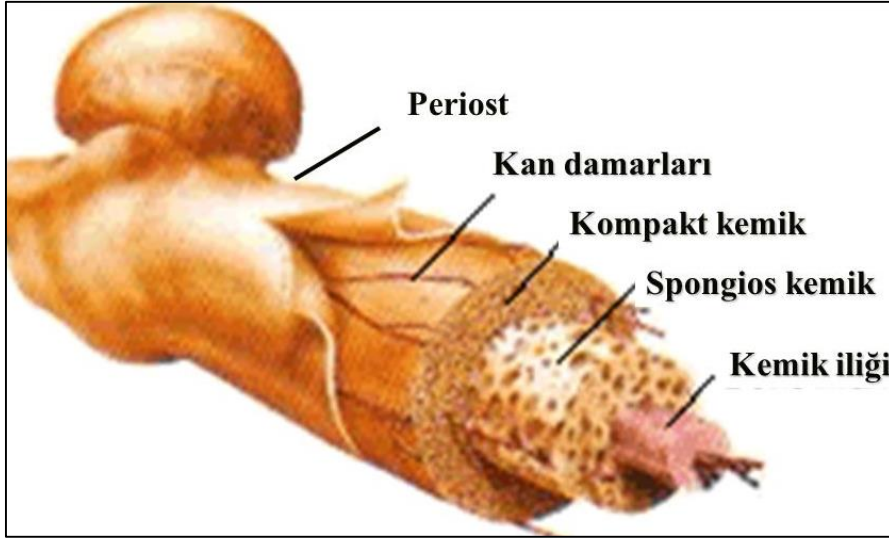
Çoğunlukla erişkinlerde rastlanır. Kısa, uzun ya da düzenli bir şekli olmayan kemiklerde görülür. Aynı lamel içinde yerleşik kollajen iplikler birbirine paralel olarak diziliyken; komşu lamellerde olanlar spiral ya da çarpaz olarak dizilidirler. Bu şekilde olan dizilimler bu kemik tipine dayanıklılık kazandırır. Sekonder kemik vücutta kortikal kemikte %20 oranında, kansellöz kemikte ise %80 oranında bulunur [28, 30]

Spongiyöz (Süngerimsi, kanselöz) kemik:

Spongiyöz kemik, vücutta uzun ve kısa kemiklerin epifizi ve metafizinde; yassı kemiklerin ise iç bölümüne yerleşiktir. Farklı oranlarda (%50-90) gözenekli bir formu vardır. Düzensiz anastomozlarla bir araya gelen kemik trabekülleri spongiyöz kemiği oluşturur. Trabeküllerin arasındaki düzensiz boşluklar kemik iliği ile kaplıdır. Makroskobik olarak şekli süngere benzer. Bu nedenle süngerimsi kemik olarak adlandırılır. Havers ve Walkman kanallarını barındırmaz [28, 30].

Kompakt (Sert, kortikal) kemik:

Vücuttaki tüm kemiklerin dış kısımları ve uzun kemiklerde diyafiz bölgesi kompakt kemik yapısındadır. Kompakt kemik bir çeşit sekonder kemiktir ve osteon ya da Havers sistemi adıyla bilinen silindirik yapılardan oluşur. Havers kanallarının etrafında lameller, hücreler ve sert bir matriks vardır. Merkez bölgede lokalize Havers kanallarının çevresinde kemik lamellerinin meydana getirdiği osteonlar vardır. Komşu Havers kanalları Walkman kanalları aracılığıyla diğer kanallarla, periostla ve birbirleriyle bağlanır. Havers kanallarından farklı olarak Walkman kanallarının çevresinde lameller yoktur. Osteoblastlar, osteositlere farklılaştıktan sonra kemik dokusundaki lakünlerde yerleşir. Lakünler, lameller yüzeyindedir ve komşu lakünler birbirlerine kanaliküllerle bağlanır. Bu kanaliküllerin bir başka görevi ise osteositler ile kan damarları arasındaki madde geçişini sağlamaktır [28, 30, 36].



Şekil 2.3. Kemik kesiti

Kemikleşme çeşitleri

Osteogenez (kemikleşme), intramembranöz ve endokondrial olmak üzere iki farklı şekilde oluşur. Her iki yolda da ilk oluşan kemik primer kemiktir ve daha sonra yerini sekonder kemiğe bırakır. Kemik gelişimi devam ederken primer ve sekonder kemik ile rezorpsiyon alanları yanyanadır [28, 37]

- İntramembranöz kemikleşme

Bu kemikleşmede kemik, embriyodaki mezenkimal bağ dokusundan köken alır. Mezenkimal hücreler osteoblastlara farklılaştıktan sonra kemik matriksi salınımı başlar. Matriks içinde yer alan osteoblastlar daha sonra osteositlere farklılaşır. İç ve dış kısımlardaki kalsifikasyona uğramayan mezenkimal hücreler ise endosteum ve periosta dönüşür. Osteoblastlar kalsifikasyon şekillendiğinde lakün boyunca ilerler. Spongiyöz kemiğin şekillendiği alanlarda trabeküller belirli yerlerde sınırlı kalır. Öte yandan kortikal kemikte ise trabeküller üzerinde yeni yapımlar meydana gelir ve kemik kalınlığı artar. Kraniumun yassı kemikleri ile mandibula ve maksillanın bazı bölgeleri intramembranöz kemikleşmeyle oluşur. [28, 37]

- Endokondrial kemikleşme

Memelilerde kranium kemikleri dışındaki diğer kemikler genellikle endokondral kemikleşmeyle meydana gelir. Bu kemikleşme tipinde önceden oluşan kıkırdığın yerini yeni

kemik dokusu alır. Bu kemikleşmeyle oluşan kemikler daha çok ektremitelerde, pelvis ve vertabralarda lokalizedir [28, 38].

Bu kemikleşmede ilk başta uzun kemiklerin diyafiz bölgesinde kondrositler hipertrofiye uğrar ve kemik yapımı o bölgede başlar. Öncelikle küçük bir hyalin kıkırdak çatısı oluşur, daha sonra bu kıkırdak yerini kemiğe bırakır. Kemik, son şeklini alana dek bir taraftan yeni kemik oluşurken öteki tarafta ise var olan kemiğin bir kısmı yıkılır. Buna remodelling adı verilir. [28, 39].

Primer osifikasyon merkezleri osteoblastların kemik matriksini salgılamasıyla şekillenir. Periostal kemik manşetinin epifizler yönünde genişlemesi ve bu durumun devamlı şekilde yinelenmesiyle merkezi büyür. Bu olaylar sürerken osteoklastlar osteogenezin en başından itibaren kemik matriksini yıkıma uğratır. Bu şekilde kemik iliği boşluğu oluşur. Bu boşluk kıkırdak çatısının kemikleşmesi ve epifiz yönünde uzaması bitene kadar devam eder. Yaşamını yitiren ve yerini kemiğe bırakan kıkırdak hücrelerinin eksikliği epifiz ile diyafiz arasındaki kondrosit hücrelerinin mitoz bölünmesiyle dengelenir. Mitotik bölünmede kondrositler sürekli olarak paralel olarak üst üste dizilirler. Bu bölünmeler neticesinde kıkırdağın boyu devamlı uzar ve bunu epifizde sekonder kemikleşme odakları izler. Sekonder kemik merkezindeki kemikleşme diyafizdekinden farklı olarak ışınsal doğrultuda büyür. Kısa ve uzun kemiklerin epifiz bölgesindeki kemikleşme eklem yüzeyine kadar devam etmez, bu bölgede bir miktar kıkırdak doku kalır ve büyüme son bulduktan sonra eklem kıkırdağı olarak var olmaya devam eder [28].

Epifiz plağı birincil ve ikincil kemikleşme merkezleri arasında yer alır ve kemiğin boyunun uzamasını sağlar. Osteogenez sonlanana kadar epifiz plaklarındaki kıkırdak hücreler diyafiz doğrultusunda çoğalır ve kıkırdak dokusu oluşturmaya devam eder [28].

Sonuçta hyalin kıkırdağı, daimi eklem kıkırdağı ile kemiğin epifiz ve diyafizi arasındaki epifizyal plak dışındaki tüm kıkırdak alanlarında tamamen kemiğe dönüşür. Epifizyal plak uzun kemiklerdeki büyümeden sorumludur. Erişkin bir bireylerde ortalama 20 yaş civarında epifizyal plak kapanır. Epifizyal plağın kapanmasında sonra kemiğin boyunun uzaması durur, sadece enine büyüme devam eder [28].

X-ray ışınları ile pubertal dönemde kemik yaşını belirleyebilmek için epifizyal plağın açık yada kapalı olup olmadığı değerlendirilir. Epifiz plaktaki kıkırdak doku mitoz bölünme geçirerek diyafize doğru büyür, oluşan hücreler kemiğe farklılaşır. Bu şekilde kemik boyunda artış olur. Epifizyal kıkırdak hücreleri, epifiz yönünden başlayıp diyafize doğru sırasıyla şu beş bölgeden meydana gelmektedir [28, 38].

- 1- *Dinlenme bölgesi*: Hücrelerinde farklılaşma yoktur. Normal hyalin kıkırdak dokulardan meydana gelir.
- 2- *Proliferasyon*: Kıkırdak hücreleri kısa bir sürede çoğalırlar ve alt alta dizilerek kemiğin uzun eksenine paralel şekilde kolonları oluştururlar.
- 3- *Hipertrofi*: Büyük kıkırdak hücrelerinin oluşturduğu bölümdür. Hücre sitoplazmalarında birikmiş glikojen depoları vardır.
- 4- *Dejenerasyon ve kalsifikasyon*: Kıkırdak hücreleri dejenerasyona uğrarlar. Hücre ölümünden sonra genişlemiş lakünalar açılır ve kapiller damarlar ve osteoprogenitör hücreler o bölgeye doğru yol alırlar. Bu sırada eş zamanlı kıkırdak matriksine hidroksi apatit kristalleri çöker ve kalsifikasyon başlar.
- 5- *Kemikleşme*: Kemik, endokondral kemikleşmeyle oluşmaya başlar.

Kemikleşmeye etki eden faktörler

Hormonal etkenler (pubertal dönem ve menapoz), genetik etkenler (çocukluk ve pubertal dönem), beslenme (ömür boyu) ve fiziksel aktivite (ömür boyu) osteogenezis üzerinde etkilidir. Beslenme yoluyla vücuda alınan kalsiyum, fosfor, florür, A,C ve D vitaminleri gibi bileşenler kemiğin gelişiminde önemli etki sahibidirler. Vücutta kalsiyum ihtiyacı olduğu zaman ya da kandaki kalsiyum seviyesi azaldığında gerek duyulan kalsiyum kemiklerden sağlanır. Bu olayda bazı hormonlar görev alır. Paratiroid, kalsitonin, somatotrop, testosteron ve östrojen hormonları bunlara örnek olarak verilebilir [28, 30].

2.2. Kırık İyileşmesi

Kırık, iç yada dış kuvvetlerden dolayı kemikteki anatomik devamlılığın tam ya da kısmi olarak bozulmasıdır. Kırık, yalnızca istenmeyen büyük bir iç ya da dış kaynaklı kuvvet sebebiyle oluşmaz. Aynı zamanda cerrahi bir yaklaşım olarak da kemiklerde kırıklar yaratılarak fiksasyon uygulanıp sonrasında fonksiyon iyileştirmeleri de uygulanabilmektedir [40-42].

Kırık oluştuğunda, kırığın oluştuğu kemiğe yapışıklığı olan kasların yaptırdığı hareket yeteneği azalır, hatta bazı durumlarda tamamıyla bitebilir. Bunlar dışında kemiğin sahip olduğu koruma ve destek özelliği de son bulur [42].

Kemikte skar dokusu oluşmaz. Kırık, kemikteki damarların, Havers kanallarının ve periost ile etrafındaki yumuşak dokuların nekroza uğradığı bir çeşit yaralanmadır. Kırığın oluşmasıyla kemik iyileşmesi de beraberinde başlar ve düzenli kemik doku ile kırık uçların bütünleşeceği zamana kadar devam eder. Kemik, birçok diğer dokudan farklı olarak hasara uğrayan alanın biyomekanik ve biyokimyasal olarak bütünüyle yeniden şekillenmesiyle iyileşir [41, 43].

Kırık iyileşmesi esasta bir bağ doku iyileşmesidir fakat kırık iyileşmesini yumuşak doku iyileşmesinden ayıran fark vardır. Bu fark osteoblast ve osteoklastların görev aldığı hücresel aktivitelerin bitiminde özelleşmiş kalsifiye kemik dokularının oluşmasıdır [44].

2.2.1. İyileşme mekanizmaları

Kırık iyileşmesi primer (direk) ya da sekonder (indirek) olarak 2 farklı şekilde gerçekleşebilir.

Primer (Direk, doğrudan) iyileşme

Primer iyileşme, kırık iyileşmesinin doğal sürecinde çok sıkça karşılaşılan bir durum değildir. Kırık fragmanları hareketli değilse ve anatomik olarak dokuların kanlanması yani beslenmesi yeterli ise osteoblast ve osteoklast aktivitesiyle kallus oluşmaksızın gerçekleşen iyileşme tipidir. Primer kemik iyileşmesi tam temas halinde (kontakt) ya da minimum boşlukla (gap) iyileşme olarak ikiye şekilde oluşabilir. Her iki iyileşme şeklinde de anatomik açıdan düzgün, biyomekanik açıdan ise lameller kemik meydana gelir [41, 43].

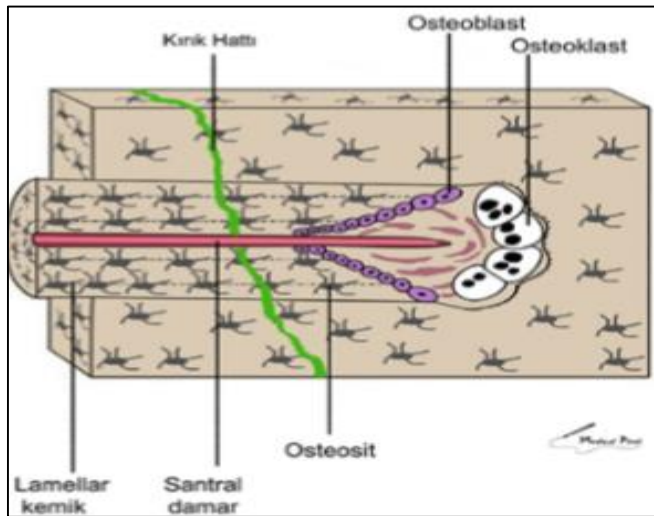
Tam temasla (Kontakt) iyileşme

Kırık fragmanları arasındaki mesafe eğer 0,01mm'den az ise primer iyileşme gerçekleşir. Kırığa komşu olan kemik yüzeylerindeki osteonların ucunda cutting cone (kesici konik uç) olarak isimlendirilen birimler mevcuttur. Bu birimlerde üst bölgelerdeki osteoklastlar kırık hattı hizasında günde 50-100 µm'lik alandaki ölü kemik dokusunu yıkıma uğratar, böylece

angiogenesis için ortama gelen osteoprogenitör hücrelerin yollarına devam etmesini sağlar. Cutting cone biriminin gerisinde yer alan osteoblastlar, kemik matriksini ve yeni Haversian sistemlerini meydana getirir. Sonrasında Haversian sistemlerinde angiogenezis gerçekleşir. Osteonların köprüler oluşturmalarını takiben olgunlaşır ve yeniden şekillenerek lameller kemiği oluştururlar. Kallus oluşmadan iyileşme bu şekilde oluşur [43, 45, 46].

Boşlukla (gap) iyileşme

Primer iyileşmede anatomik redüksiyon ve stabilizasyon sağlandığında eğer kırık fragmanları arasındaki mesafe 800 μm – 1 mm’den daha az ise bu tip kemik iyileşmesi oluşur. Fragman hattındaki lameller kemik ilk başta uzun aksa dik olarak oluşurlar Bu aşama yaklaşık 3–8 hafta arası bir süre devam eder ve daha sonra yeniden şekillenme (remodelling) safhası meydana gelir. Remodelling aşamasının süresi endokondral kemikleşmeden daha kısadır ancak kemiğin anatomik ve biyomekanik dayanıklılığı için olması şarttır [41, 43].



Şekil 2.4. Primer kemik iyileşmesi aşamaları

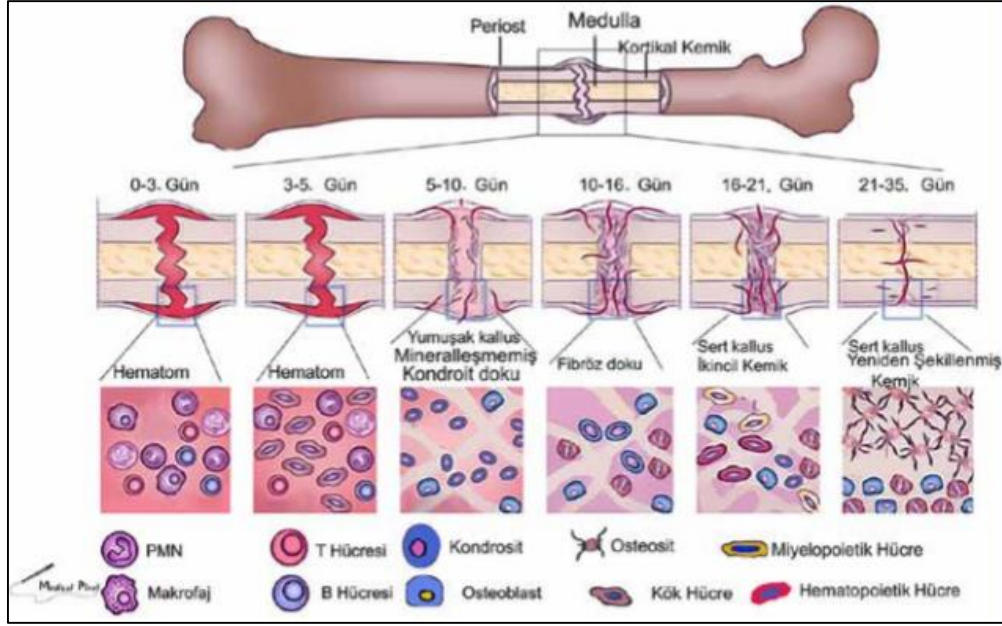
Sekonder (Dolaylı, indirek) iyileşme

Oluşan kırıkların birçoğu sekonder olarak iyileşir. Eğer kırık kapalı yöntemle yani opere edilmeden tedavi edilebiliyorsa sekonder iyileşme ile iyileşir [41].

Sekonder iyileşme sırasında kırık fragmanları arasında hareket olduğunda ilk olarak yumuşak kallus oluşurken, daha sonra ise sert kallus meydana gelir. Kırık hattında suprapariostal bölgede intramembranöz kemikleşme ile medüller sert kallus, kırığın uç

kısımlarında ve periostun dışında ise enkondral kemikleşme ile yumuşak kallus meydana gelir [43].

Sekonder kemik iyileşmesi aşamaları histolojik olarak birbirinden zaman olarak kesin sınırlarla ayrılamazlar. Her aşama her daim kendisinden bir önceki veya bir sonraki aşamayla iç içe haldedir [41].



Şekil 2.5. Sekonder kemik iyileşmesi aşamaları

De Palma' ya göre kırık iyileşmesi 4 farklı evrede incelenebilir [41]:

1. Birincil hücresel kallusun oluşum aşaması
 - a) Hematom
 - b) Birincil hücresel kallusun oluşumu
2. Birincil hücresel kallusun damarlanma aşaması
3. Hücresel kallusun kemikleşmesi
4. Kemiğin yeniden şekillenmesi

Son klinik çalışmalara göre de kırık iyileşmesindeki biyolojik aşamalar şu şekilde sıralanabilir [41, 47]:

- 1- Kırığın kendisi
- 2- Granülasyon dokusu oluşumu

3- Kallus oluşumu

4- Yeniden şekillenme evresi

Cruess ve Dumont sekonder kırık iyileşmesini 3 ayrı evrede inceler [41, 48]:

1- Enflamasyon (Yangı) evresi

2- Onarım (Reperasyon) evresi

3- Yeniden şekillenme (Remodeling) evresi

Enflamasyon (Yangı) evresi (1-4. gün)

Kırık oluşmasıyla beraber o bölgede enflamasyon da oluşur ve bu evre yaklaşık olarak 2-3 hafta devam eder. Enflamasyonun kallusun şekillenmesinde büyük bir katkısı vardır ve kırıkta ya da kemik oluşana kadar sürer [44, 49].

Kemiğin rejenerasyonunda, parathormon, kalsitonin ve vitamin D metabolitleri ile alkalik fosfataz gibi birçok faktör rol alır. Bu nedenle bu faktörlerin rejenerasyon aşamasında kan plazmalarındaki seviyeleri yükselir. Hematom, kırık iyileşmesinde iki nedenden dolayı önemlidir. Birinci neden oluşan kan pıhtısı ya da hematomun kemik ucu ile komşu yumuşak dokuların arasını doldurması; böylelikle kırık bölgesindeki mekanik stabiliteyi sağlamasıdır. İkinci neden ise hematom hasarlı bölgede matriks oluşumunu başlatır, osteoblastlara ve kondroblastlara farklılaşacak öncül hücreleri taşır [44, 50].

Akut inflamatuvar cevap ilk 24 saatin sonunda maksimum seviyeye ulaşır ve etkinliği 7. güne kadar devam eder [43].

Osteoklastlar, enflamasyon bölgesindeki ölü kemik hücrelerini ortamdaki uzaklaştırır ve rezorpsiyonu gerçekleştirir. İyileşmenin ikinci ya da üçüncü gününde kırık bölgesindeki periost ve endosteumdan gelen osteoblast ve kondroblastların sayısı artar. Birbiri ardına oluşan bu aşamalardan sonra osteogenezis başlar [44, 49]

Onarım (Reperasyon) evresi (2-40 gün)

Bu aşama kırık iyileşmesinde en önemli evredir. Bu evrede osteogenezis ve kallus oluşumu devam eder. Onarım evresinde kırık stabilizasyonunu sağlamak çok önemlidir [44, 49].

Onarım evresi, kırık oluştuktan sonra ilk saatlerde başlar ancak yapısal açıdan belirgin bir hale gelmesi için yaklaşık 7-12 gün gereklidir. Kırık oluştuktan sonraki üçüncü günde kırık hattında yoğun olarak mezenkimal hücreler bulunur. Bu hücreler de kırık hattı arasındaki yumuşak granülasyon dokusunu meydana getirir [43].

Kırık oluşumundan sonraki yedinci günde kondroblast ve osteoblastların da ortama gelmesiyle fibröz kallus oluşur. Bu fibröz kallus başlarda yumuşaktır. Ayrıca radyolojik olarak görüntü vermez. Bu aşamada osteoblastlardan osteoid, kondroblast hücrelerinden ise osteoblastlar oluşur. Hidroksiapatit kristallerinin bölgede çökmeye başlamasıyla ön kallus oluşur ve bu süre yaklaşık 2-3 hafta kadar devam eder. Oluşan bu ön kallus serttir fakat dayanıklı değildir. Sert kallus ise kırık hattındaki stabilizasyonu sağlar. 4-6. haftalar arasında ön kallusun yerini kemiksi kallus almaya başlar [44, 49, 50]

Yeniden şekilleme (Remodelling) evresi (25-100 gün)

Sert kallus doku stabilizasyonu sağlar fakat normal bir kemiğin sahip olduğu biyomekanik özelliklerden yoksundur[43, 51].

Bu evrede osteogenezis ve kırık hattındaki köprü kallus oluşumu devam eder. Sert kallus normal kemik iliği boyutlarına ulaşana dek bir taraftan osteoklastlar sert kallusta rezorpsiyon yapar, aynı zamanda diğer taraftan da osteoblastlar Havers sistemi olan lameller kemiği oluşturur. Böylelikle onarım evresinde oluşan örgü kemik yerini lameller kemiğe bırakır ve iyileşme süreci tamamlanır. Onarım evresinin ortalarında başlayan remodelling aşaması insanlarda ortalama 4-16 hafta sürer [43, 44].

Literatürde alkalin fosfataz ve osteokalsin enzimlerinin miktarlarının kırık iyileşmesinden sonra uzun yıllar normal değerlere gerilemediği, osteoblastik ve osteoklastik aktivitelerin artmış olarak uzun yıllar boyunca devam ettiğini gösteren çalışmalar mevcuttur [52].

Yeniden şekillenme evresinin başarılı şekilde sürebilmesi için bölgenin kanlanması yani beslenmesinin yeterli olması ve mekanik stabilizasyon artışının da dengeli olması gerekmektedir [43].

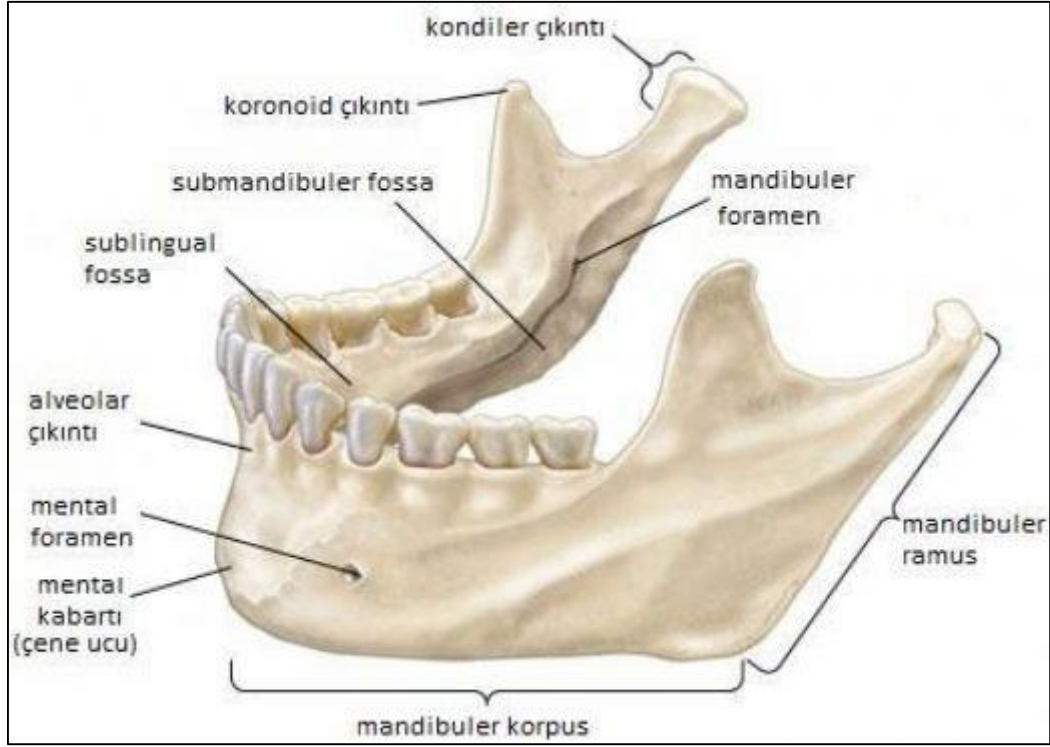
Bu evreden sonra ‘‘şekillenme evresi’’ adı verilen ve kemiğin traşlanıp tekrardan eski haline döndüğü evre başlar. Bu aşama yalnızca çocuklar ve adölesanlarda görülür ve ortalama 1-2 yıl devam eder [41].

2.3. Maksilofasiyal İskelet Yapısı

Yüz iskeleti alt, orta ve üst olmak üzere 3 farklı bölgeye ayrılır. Üst yüz bölgesinde frontal kemik, orta yüz bölgesinde zigomatik kemik, vomer, lakrimal kemik, nazal kemik, maksilla, palatin kemik ve nazal konka; alt yüz bölgesinde ise mandibula vardır [53].

2.3.1. Mandibula anatomisi

Mandibula kırıklarını tedavi ederken hem fonksiyonel hem estetik olarak yüz güldürücü sonuçlar elde edebilmek için mandibula anatomisinin iyi bilinmesi gerekir. Mandibula, yüz iskeletindeki kemiklerden en büyük ve en sağlam olanıdır. Kafa iskeletinde kulak içindeki hareketli kemikçikler dışında hareketli olan tek kemiktir ve bu durum çiğneme fonksiyonuna katkı sağlar. Tübüler yapıdadır. Maksillanın alt tarafında lokalizedir. Şekil olarak at nalını andırır. Açıklığı ise arkaya doğrudur. Korpus, alveolar proçes, ramus, simfiz, angulus ve kondiler bölge olmak üzere altı bölümden meydana gelir. Korpus (gövde), alveolar proçes, korpus ve angulus ramus ve çift taraflı kondiler proçes kısımları ile birleşir ve L şeklindeki mandibulayı oluştururlar. Pars alveolaris spongiyöz, basis mandibula ise kompakt bir kemik yapısından oluşmaktadır. Korpusun ön, dış yüzeyinde ise yukarıdan aşağıya doğru devam eden kabartıya simfiz adı verilir. Korpus her iki tarafta da angulus mandibula aracılığıyla ramusla birleşir. Ramus üst yönde önde koronoid, arkada ise kondil olmak üzere ikiye ayrılır. Kondil, glenoid fossayla birleşir ve temporamandibular eklemi (TME) oluşturur. Mandibula, tempromandibular eklem aracılığıyla kafa kaidesine bağlantı içindedir. .Kondiler proçes ile koronoid proçes arasında da sigmoid çıkıntı vardır [53, 54].



Şekil 2.6. Mandibula yapısı

Mandibulada dişlerin kökleriyle tutunduğu alveolar kemik maksilladaki alveolar kemik ile kıyaslandığında daha serttir. Mandibulanın tübüler yapısı kendi içinde bölgesel farklılıklar gösterir. Buna örnek olarak angulus bölgesinde kemiğin kortikal yapısının dış kortekste masseter ve iç kortekste ise medial pterigoid kasının yapışması ve koronoid proçeste temporal kasın hareketinden dolayı daha pürüzlü olması gösterilebilir [55].



Şekil 2.7. Mandibulanın kortikal ve spongiyöz kemik kalınlığı

Mandibulada posteriorda alt sınır bölgesinde üçüncü molar dişin distaline kadar kortikal kemik ince bir yapıdadır. İç ve dış korteks arasındaki spongiöz kemik trabeküllerle bölünmüş durumdadır. Spongiyöz kemik de kortikal tabaka gibi kompaktlık ve kalınlık açısından

birbirlerine göre farklılıklar içermektedir. Anteriora doğru gidildikçe bu boşluklar daha da sıkılaşır [55].

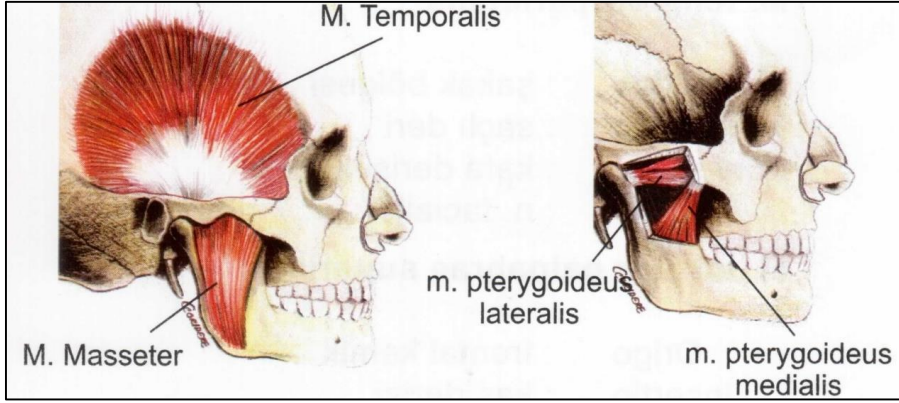
Mandibulanın mylohyoid çizgisi sublingual fossa ile digastrik fossayı birbirinden ayırır. Mylohyoid çizginin ön ucunun hemen üstünde ise genioglossus ve geniohyoid kasların tutunacağı genial tüberküller vardır [54].

2.3.2. Mandibulanın ilişkide olduğu kaslar

Mandibula hareketlerinde ve direk olarak çiğneme fonksiyonunda görev alan kaslar dört çifttir. Bunlar masseter, temporal, medial pterygoid ve lateral pterygoid kaslarıdır. Bu kaslar mandibulanın hareketinin yanı sıra çiğneme ve ısırma önemli rol sahibidir [56].

Masseter kasın geniş yüzeyel karnı zigomatik arkta ramusun alt kenarına doğru tutunur. Derin karnı ise zigomatik arkta başlar ve ramusun üst yarısı ile koronoid prosesin laterale yapışır. Masseter kasın esas görevi mandibulayı kaldırmaktır. Yüzeyel lifler protrüzyonda görev alır. Derin lifler ise kondil başının stabilizasyonunu sağlar. Temporal kas, temporal fossadan çıktıktan sonra koronoid proses ve ramusun ön kenarına yapışır. Esas işlevi mandibulayı yükseltmektir. Medial pterygoid kas, pterygoid fossadan başlar ve ramus ile angulusun iç yüzüne yapışır. Lifler kasıldığında mandibula yükselir ve dişler temas etmeye başlar. Bunun dışında medial pterygoid kasın bir diğer görevi mandibulanın öne doğru hareketini sağlamaktır. Tek taraflı kasıldığında ise mandibula mediotruziv pozisyona gelir. Bu üç kas mandibulanın posterior bölümünde güçlü bir yukarı çekme kuvveti meydana getirir ve ağzın kapanmasını sağlarlar [56].

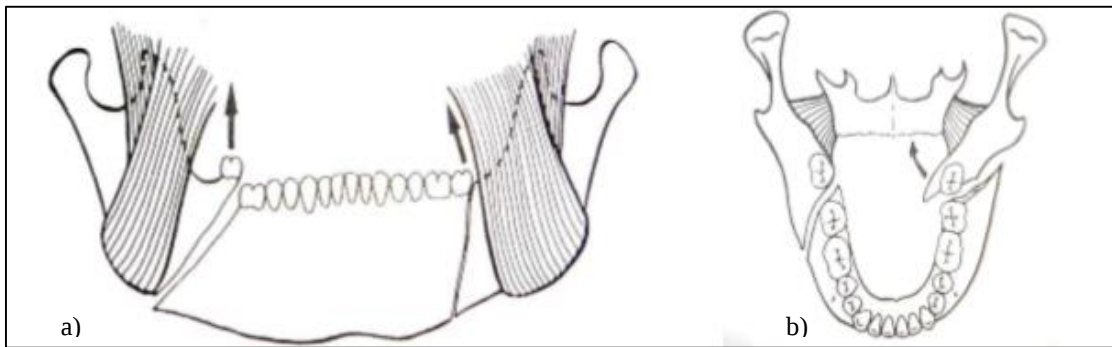
Lateral pterygoid kas iki kısımdan oluşur. Inferior lateral pterygoid kas, lateral pterygoid platenin dış yüzeyinden başlar ve geriye, yukarıya, dışarıya doğru uzanıp kondil boynuna yapışır. Sağ ve sol taraftaki inferior pterygoid kaslar beraber kasıldığında mandibula aşağıya ve öne doğru hareket eder. Tek taraflı kasılmada ise kondilin mediotruziv yönde hareket eder. Lateral ve medial pterygoid kasların bu zıt hareketleri mandibulanın lateral hareketlerinin oluşmasını sağlar. Superior lateral pterygoid kas, inferior karına göre çok daha küçüktür. Büyük sfenoid kanattan eklem kapsülü, diski ve kondilin boynuna doğru yapışır. Superior lateral pterygoid kas ağız kapamada, retrüzyonda ve ipsilateral harekette aktiftir [56-58].



Şekil 2.8. Çiğneme kasları

Hyoid üstü kaslar digastrik, stylohyoid, mylohyoid ve geniohyoid kaslarıdır [59].

Mandibuladaki kırık segmentlerinin ayrılması yukarıda bahsedilen kasların mandibulaya farklı kuvvetler uygulamasından kaynaklanır. Genellikle çiğneme kasları kırık hattının arka segmentini yukarıya doğru çekerken, ön segmentler ise hyoid üstü kaslar tarafından aşağıya doğru çekilir. Kas aktivitesinin kırık hattıyla olan ilişkisine göre mandibula kırıkları favorable (iyi durumda) ve unfavorable (kötü durumda) olarak sınıflandırılabilir. Angulus bölgesindeki kırıklarda bu bölgeye yapışan elevatör çiğneme kasları kırık hattında deplasmanın oluşmasına sebebiyet verir. Eğer angulustaki kırık hattı posteroinferiordan anterosuperiora doğru ise elevatör kaslar proksimal segmenti süperior yönde deplase edecektir. Bu kırık hattı aynı zamanda postero-anterior yönde ise mediale doğru da deplase olacaktır. Unfavorable (kötü) kırıklarda kas aktivitesi nedeniyle kırık hattında deplasman görülür. Kaslar kemikteki yer değiştirmeyi azaltacak etki gösteremezler. Bu kırıklar horizontal ya da vertikal yönde olabilir. Favorable kırıklar da unfavorable kırıklar gibi horizontal ya da vertikal yönde olabilir [60].



Şekil 2.9. a) Sağ tarafta vertikal uygun olmayan (unfavorable) angulus kırığı izlenirken; sol tarafta kırık hattı (favorable kırık) uygun olduğu için deplasman izlenmemektedir, b) Unfavorable (uygun olmayan) horizontal kırık hattı nedeniyle medial yönde deplasman görülür.

Simfizis ve parasimfiz kırıkları vertikal düzlemde suprahoid kasların çekmesiyle kayıp üst üste binebilirler. Bunlara ilaveten kondil bölgesinde görülen kırıklarda lateral ptergoid kas kondil başını medial yönde çekme eğilimindedir [59, 61].

2.4. Maksillofasiyal Bölgedeki Travma ve Kırıklar

Maksillofasiyal bölge, alan olarak frontal kemikten itibaren aşağıya, mandibulaya doğru yüz bölgesindeki tüm yumuşak ve sert dokuları barındırır. Yüz, vücutta travmaya en çok maruz kalan alandır. Yüze gelen travma kemiklerde, dişlerde ve yumuşak dokularda yaralanmalara neden olur. Maksillofasiyal travmalar, izole yaralanmalar olabileceği gibi bazı zamanlarda da hastanelerde acil bölümde karşılaşılan çoklu travmanın bir parçası olarak karşımıza çıkabilir [62-64].

Maksillofasiyal bölge yalnızca fonksiyon açısından değil, estetik açıdan da büyük bir role sahiptir. Bu nedenle bu bölgede travma nedeniyle oluşan kırıklar fonksiyon ve estetik sorunların yanı sıra bazen de hava yolunun devamlılığını tehdit edebilir. Bu durum da tedavi sonucuna bağlı kalıcı estetik ve fonksiyonel hasarlara neden olabilir; bireyin sosyal aktivitelerini etkileyip ekonomik ve psikolojik problemlere sebep olabilir [1, 65, 66].

Maksillofasiyal kırıklar, bütün dünya genelinde önemli bir halk sağlığı sorunudur. Maksillofasiyal bölge yaralanmalarının etiyojisi, ülkelerin sosyoekonomik, kültürel ve çevresel faktörlerine bağlı olarak farklılık gösterebilir. Bazı çalışmalarda farklı oranlar verilse de ilk üç neden neredeyse hiç değişmemektedir ve trafik kazaları, darp ve düşme, en sık üç etiyojistik neden olarak rapor edilmektedir. Örneğin rugby gibi yakın temas sporlarının sevildiği bir toplumda spor kazaları daha sık görülürken, sosyoekonomik seviyesi düşük bölgelerde trafik kazaları ve darp öncelikli etken faktörlerdir. Toronto merkezli yapılan bir çalışmada, maksillofasiyal travmaların cinsiyetten bağımsız olarak en sık nedeninin darp olduğu (%53,5) belirtilmekte ve bu oranın yüksekliğine dikkat çekilmektedir. Buna karşın Tahran merkezli geniş çaplı bir araştırmada trafik kazaları maksillofasiyal travmalarda en sık neden olarak bulunmuştur. Bunun nedeni olarak da doğu ülkelerinde çok yaygın motosiklet kullanımının olması ve trafik kurallarına yeterince uyulmaması gösterilmiştir [67-73].

Maksillofasiyal kırıkların cinsiyetler arası görülme insidansı erkeklerde kadınlara göre 4 kat daha fazla iken; en sık karşılaşılan yaş aralığı ise 16-30 yaşlarıdır [70, 74].

Maksillofasiyal bölgede kırık oluşmasında öncelikle etkili olan faktörler:

- Gelen kuvvetin büyüklüğü ve yönü
- Travma etkeninin kesit alanının büyüklüğü
- Travma bölgesinin anatomisi
- Kemiklerin kuvvete karşı gösterdiği direnç
- Kafanın duruş pozisyonu
- Özellikle mandibulada etkili olan kaslar ve yapışıklıklarıdır [75].

Maksillofasiyal travmalı hastalarda genellikle ağrı, ödem, ekimoz, ciltte laserasyonlar, parestezi, oklüzyon bozukluğu, ağız dışına salya akışı, burun kanaması, burun tıkanıklığı ve görme bozukluğu gibi bulgularla sıklıkla karşılaşılır. Hava yolunun kapanması ya da aşırı kanamanın meydana gelmesi, hayati tehlikeye neden olabilir [70, 76].

Maksillofasiyal bölgede travma nedeniyle karşılaşılan kırıklar en sık nazal kemikte görülmektedir. Nazal kırıklardan sonra maksillofasiyal bölgede 2. en sık görülen kırıklar mandibulada kırıklarıdır. Mandibula kırıklarını ise değişen oranlarda zigoma ve maksilla kırıkları takip eder [4].

Mandibula kırıklarının etiyolojisi ve insidansı topluluklar arası farklılık gösterir; sosyal, kültürel, ekonomik ve çevresel faktörlerle direk ilişki içerisindedir. Darp gelişmiş toplumlarda mandibulada oluşun kırıklarının en sık rastlanan sebebi iken, trafik kazaları ise gelişmekte olan toplumlarda kırıkların etiyolojik nedenleri arasında ilk sıradadır. Bunlar dışında ateşli silah yaralanmaları, spor kazaları, iş kazaları, düşme ve patolojik sebepler mandibulada kırık oluşumundaki diğer etiyolojik nedenlerdir. Lokal enfeksiyonlar, tümörler, kistler, osteoradyonekrozlar, genel endokrinolojik ve metabolik hastalıklar mandibula kırıklarının patolojik sebepleri olarak gösterilir [7, 77, 78].

Mandibula kırıkları olan hastaların çoğunluğunu erkekler oluşturmaktadır. Yapılan farklı çalışmalarda mandibula kırığı görülen hastalarda erkek bireylerin oranı %78-82 arasında değişkenlik göstermektedir. Erkeklerde bu oranın daha yüksek olmasının sebebi şiddete

eğilimin erkeklerde daha fazla olması ve trafikte erkekleri daha uzun zaman geçirmesi olarak gösterilebilir. Hem kadınlarda hem de erkeklerde mandibula kırıklarına en çok 21-30 yaş arasında rastlanmaktadır. Bunun sebebi ise bireylerin bu yaş aralığında açık alan aktivitelerinde daha çok bulunması olarak düşünülebilir [79, 80].

2.4.1. Kırık sınıflaması

Kırıkların özelliğine göre yapılan sınıflama;

Yeşil ağaç kırığı: Tek kortikal tabakasında oluşan kırık tipidir. Kemiğin devamlılığı devam eder. Genellikle çocuklarda görülür.

Basit kırık: Mukozanın ve derinin açılmadığı kapalı kırık tipidir.

Bileşik (açık- kompond) kırık: Mukozanın ve derinin açıldığı veya periodontal ligamentler aracılığıyla dış ortama bağlantısı olan kırık tipidir.

Parçalı (kommünike) kırık: Büyük kuvvetlerin uygulanması nedeniyle meydana gelen ikiden fazla fragmanı olan kırıktır.

Kompleks kırık: Komşu dokularda da hasarın meydana geldiği kırık tipidir.

İç içe geçmiş (teleskop) kırıklar: Kırık olan segmentin ötekine inoküle olduğu kırık tipidir.

Patolojik kırıklar: Hastalık olan kemikte normal fonksiyon sırasında meydana gelen kırık tipidir [81].

2.4.2. Maksilofasiyal bölgenin travma sınıflaması

- Mandibula kırıkları
- Maksilla kırıkları (Le Fort I, II, III)
- Dentoalveoler yaralanmalar
- Zigomatik ark ve kompleks kırıkları
- Blow-out kırıkları
- Nazal- Orbital- Etmoidal bölge kırıkları

- Temporamandibular eklem bölgesi yaralanmaları
- Panfasiyal kırıklar [82].

Bu sıralama dışında maksillofasiyal bölgede görülen kırıklar, etiyoloji, kemiğin devamlılığı ya da kırık fragmanların dış ortamla ilişkisinin olup olmaması, kırığın özelliği ile kas aktivitelerinin kırık parçalarla olan ilişkisi gibi birçok değişik faktöre bağlı farklı sınıflandırmalar yapılabilir [83].

Etiyolojisine göre:

A. Travmatik kırıklar

I. Direkt

II. İndirekt

B. Patolojik

I. Lokal kemik bozuklukları

- a. Enfeksiyonlar
- b. Kistler
- c. Tümörler
- d. Radyum ve X ışınları

II. Genel kemik bozuklukları

- a. İntoksikasyonlar
- b. Raşitizm
- c. Osteomalazi
- d. Osteoporoz
- e. Osteopetroz

Kemiğin devamlılığına göre:

A. Tam kırıklar

I. Dislokasyonlu kırıklar

II. Dislokasyonsuz kırıklar

B. Tam olmayan kırıklar

- I. Fissürler
- II. Çökme kırığı
- III. Kompresyon kırığı
- IV. Epifiz ayrılması

Kırığın dış ortamla ilişkisine göre:

A. Açık kırıklar

B. Kapalı kırıklar

Kırık tiplere göre:

A. Kırık çizgisinin yönüne göre

- I. Uzunlamasına kırıklar
- II. Enine kırıklar
- III. Oblik kırıklar
- IV. Parçalı kırıklar
- V. Defektli kırıklar

B. Kırık mekanizmasına göre

- I. Fleksiyon (Bükülme, Eğilme) kırıkları
- II. Kompresyon (Basınç) kırıkları
- III. Traksiyon (Çekme) kırıkları
- IV. Torsiyon (Burkulma) kırıkları
- V. Kesme kırıkları
- VI. Ateşli Silahla Oluşan kırıklar

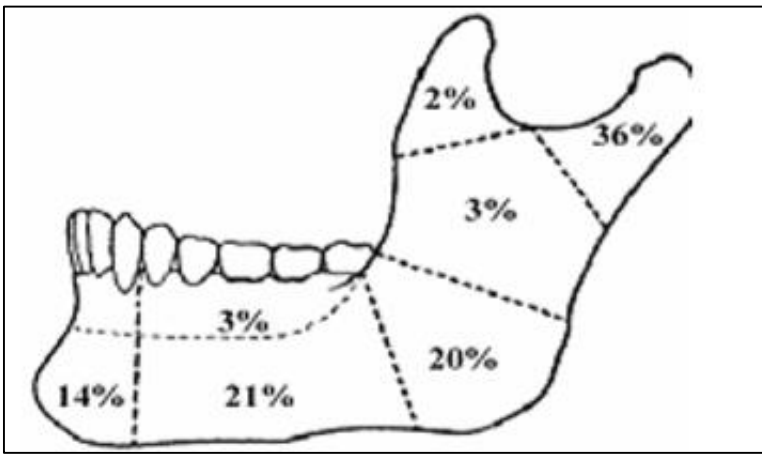
2.5. Mandibula Kırıkları

2.5.1. Mandibula kırıklarının sınıflandırılması

Mandibulada görülen kırıklar için kırığın meydana geldiği anatomik bölgeye, kırığın tipine, kırık bölgesindeki yaranın dış ortamla olan ilişkisine, çenelerdeki dentisyon durumuna ve kas aktivitelerinin kırık parçalarla olan ilişkisine bağlı olarak değişik sınıflandırmalar yapılabilir [75].

Kırığın meydana geldiği anatomik bölgeye göre simfiz, parasimfiz, korpus, angulus, ramus, kondil, koronoid ve alveol kırığı olarak sınıflandırılır [59].

Mandibulada meydana gelen kırıkların lokalizasyon sıklığına göre dağılımını incelendiğinde çalışmalar oransal olarak farklılıklar göstermektedir. Etiyolojik faktörlerin mandibula kırıklarının lokalizasyonları üzerinde etki sahibi olduğunu bilinmektedir. Örneğin kavga sonucu meydana gelen kırıklar çoğunlukla angulus bölgesinde ve genellikle de solda; trafik kazalarında ve çene ucuna düşmelerde ise kırık en sık kondil bölgesinde meydana gelir [75, 84].



Şekil 2.10. Mandibulada görülen kırıkların lokalizasyonları

Çenelerdeki dentisyon durumuna göre olan kırıklarda mandibula kırıkları Sınıf I, Sınıf II ve Sınıf III olarak sınıflandırılır. Sınıf I kırıklarda kırık hattının her iki tarafında, Sınıf II kırıklarda da kırık hattının sadece bir tarafında dişler vardır. Sınıf III kırıklarda ise kırık hattının her iki tarafın da diş yoktur [82].

Kas aktivitesinin kırık hattıyla olan ilişkisine göre mandibula kırıkları favorable (iyi durumda) ve unfavorable (kötü durumda) olarak sınıflandırılabilir [85].

2.5.2. Mandibula kırıklarının tarihçesi

Birçok araştırmacı günümüze kadar kırık tedavilerini birçok değişik şekilde yapmıştır. Mandibula kırıkları ile ilişkili belgeler ilk olarak Eski Mısır uygarlığında rastlanmaktadır. 1862 yılında Luxor tarafından bulunan ve M.Ö. 1650 yılında yazıldığı bilinen papiruslar mandibula kırıklarıyla alakalı olduğu bilinen en eski yazılardır. Bu yazılardaki bilgilere göre kapalı kırıkların tedavilerinin bandajlarla ve tahta şinelerle yapılmıştır. Aynı döneme ait

Mısır'da yazıldığı bilinen bir yazıda da mandibula kırığı olan bir hastanın tedavi edilemediğinden dolayı öldüğü yazılıdır [86].

Helenistik dönemde Hipokratın yazdığı yazılarda mistik ve dinsel dogmalardan uzak; birçok tedavi şekilleri tariflendirilmiştir. M.Ö. 400'lerde Hipokrat, kırık segmentlerin redüksiyonunu ve immobilizasyonunu tarif etmiştir. Hipokrat'a göre kırık parçalarının redüksiyonu elle sağlanır ve kırığa komşu dişlerin çevresinden keten ip ya da altın tel dolandırılarak bağlama bitirilir. Hipokrat, kırık parçaların immobilizasyonunu için intraoral sabitlemenin yanında ekstraoral deri bandajları kullanıldığını da yazılarında belirtmiştir. Bandajlar, günümüzde de hala Barel bandajı olarak kullanılmaktadır. Hipokrat'ın bu tekniği, Romalılar döneminde de uygulanmış ve işlem sonrası dönemde hastalara konuşmaması, yara bölgesinin şarap ve yağ kullanılarak ovması önerilmiş ve hastalara sadece sıvı gıdalar ile beslenmesi tavsiye edilmiştir [86].

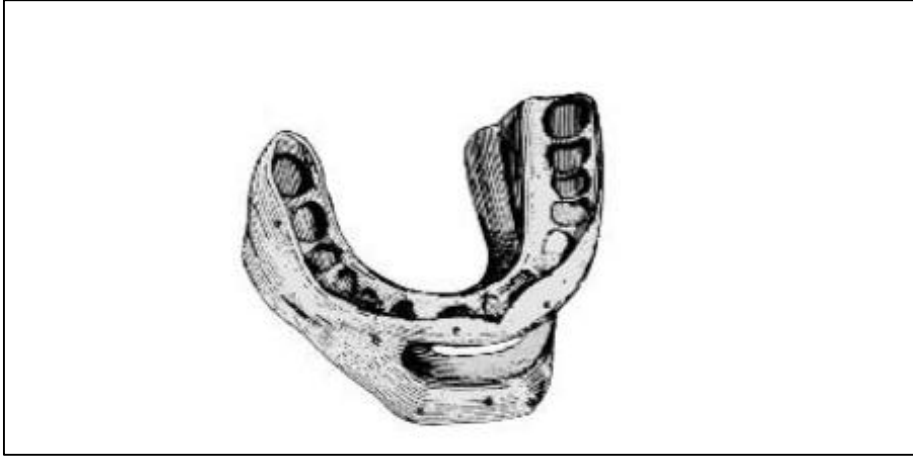
Uygun bir okluzyonun öneminden bahsedilen ilk yazıya ilk kez 1180 yılında İtalya'daki Salerno kentinde yazılmış bir kitapta rastlanmaktadır. Salicetti ise 1492 yılında yazdığı 'Cyurgia' adlı eserinde ilk defa maksillomandibular fiksasyon tekniğinden bahsetmektedir [86].

18. yüzyılda modern tıptaki gelişmelerle beraber oral anatomi, fonksiyon ve restoratif teknikler gibi konularda çalışmalar yapan Piere Fauchard, 1728 tarihinde uygulaması basit ligatür ve bandaj tekniklerini tariflemiştir. Chopart ve Desault ise 1779 yılında oklüzal plağı çenenin alt kısmından eksternal bir vida ile sabitlemiş ve yeni bir dental splint tarifini yapmıştır. Rutenick de daha sonra bu splintin daha stabil olabilmesi için plağı baş kısmında bir kaska bağlamıştır [86].

19. yüzyıla gelindiğinde genel cerrahlar ile dental cerrahların aralarında kırık tedavisi ile ilgili büyük farklar bulunmaktadır. Bunun nedeni diş hekimlerinin okluzyon ve dental splintler ile alakalı daha geniş bir bilgi dağarcığına sahip olmasıdır. Bu dönemde intraoral ve extraoral splintlerin daha gelişmiş modelleri olan transmandibular veya sirkummandibular tel fiksasyon teknikleri ile kırık segmentlerin stabilizasyonu sağlanmaya çalışılmıştır. 1827'de Rodgers ilk açık redüksiyon vakalarından birini yapmıştır. 1840 yılların başlarında Baudens ilk olarak sirkumferansiyel tel uygulayarak mandibula oblik

kırığını tedavi etmiştir. Buck bu tekniği 1847 yılında geliştirmiş, tel sutürleri her iki kırık fragmanda delik oluşturarak segmentleri birbirine bağlamıştır [86, 87].

1866 yılında Thomas Gunning, bilateral mandibula korpus kırığı bulunan bir hastada ön bölgede yemek yemeyi kolaylaştıracak bir boşluk alan bulunan ‘‘Gunning splinti’’ tasarlamıştır. Bu splintin kullanımına günümüzde modifiye edilerek hala daha devam edilmektedir [86].



Şekil 2.11. Gunning splinti

1871 yılında İngiliz diş hekimi Gurnel Hammond bugün hala daha mandibula immobilizasyonu için kullanılmakta olan tel ligatür splinti (arch barı) geliştirerek deplase olmuş segmentlerin yeniden eski konumlarına getirilmesini sağlamış ve demir tellerle dişlere adaptasyon sağlamıştır [86]

1900’lü yılların başlarına kadar mandibula kırıkları için tek tedavi yaklaşımı kapalı redüksiyondur. Anestezi ve asepsideki gelişmelerle beraber mandibula kırıklarının tedavisinde cerrahlar açık redüksiyonu daha çok tercih etmeye başlamışlardır [86].

İlerleyen yıllarda çok farklı splint varyasyonu ve İMF teknikleri tanımlanmıştır. 1922’de Dr. Robert H. Ivy’nin tanımladığı ve sonrasında da popüler hale gelen internal fiksasyon yönteminin bir modifikasyonu olan ‘‘IVY loop’’ tekniği bu tekniklerden en popüler olanıdır [86].

Birinci ve İkinci Dünya Savaşı dönemleri tüm cerrahi branş ve tedavi prosedürleri için büyük gelişmelerin yaşandığı zamanlardır. Birinci Dünya Savaşında döneminde maksillofasiyal

yaralanmalarda, mandibula kırıkları çoğunlukla komminute kırıklar şeklindeydi. Tedavileri yapılırken ise kemik ve yumuşak doku greftleriyle bu kırıkların desteklenmeleri gerekiyordu. Modern rekonstrüktif cerrahinin kurucusu olarak kabul edilen Dr. Varaztad Kazanjian bu dönemde Harward Üniversitesi tarafından İngiltere'ye yaralı askerlerin tedavisi amacıyla gönderilmiştir. Bugün hala daha kullanılan birçok rekonstrüktif teknik bu dönemdeki kazanılan tecrübelerden elde edilmiştir [88].

Sir William Lane'nin ilk kez osteosentez plağını tedavide kullanması modern maksillofasiyal travmatoloji tarihinin başlangıcı olarak kabul görür. 1943 yılında Bigelow krom-kobalt-molibden alaşımından plak ve vidalar üretmiştir. 1968 yılında Hans Luhr tarafından ise ilk kez kompresyon plakları uygulanmaya başlanmıştır [86].

1970'li yıllarda Champhy ve diğerleri ise bugün hala kabul gören ve kullanılan, Champy prensibi olarak da bilinen gerilim tipi bant prensibini tanımlamışlardır. Biyomekanik ve klinik çalışmalarda bu prensip hala daha rehber görevi görmektedir. 1973 yılında Michelet ve diğerleri ilk kez miniplak uygulanması rapor etmiş ve sonrasında da Champhy ve diğerleri da bu yöntemi ileriye götürüp geliştirmişlerdir. Devam eden 20 yıl içerisinde de mandibula kırıklarının tedavisinde kullanılmak üzere kompresyon plakları, kompresyonsuz monokortikal plaklar, kilitli vida plak sistemleri gibi birçok plak ve vida sistemleri geliştirilmiştir [86].

2.5.3. Mandibulada kırığın oluşma mekanizması

Mandibulada kırığın oluştuğu yeri ve şekli belirleyen esas etken gelen travmanın yeri ve şiddeti ile mandibuladaki anatomik zayıf noktaların birbirleriyle etkileşimleridir. Kırık travmanın geldiği yerde direk olarak oluşabileceği gibi gelen kuvvetin iletilmesiyle kontralateral tarafta zayıf noktalarda da oluşabilir. Korpuse gelen travmalar sıklıkla ipsilateral yönde anatomik olarak zayıf bir nokta olan mental foramenle ilişkili bir kırığa, yada kontralateral tarafta angulus ve subkondiler kırık oluşumuna neden olur. Angulus bölgesinde var olan gömülü üçüncü molar dişler anatomik olarak zayıf noktalardır. Ramus bölgesinde korpus ve angulusa göre kırık görülme riski daha düşüktür. Bunun nedeni bu bölgeye gelen travmanın ramusu saran kuvvetli çiğneme kaslarıyla kısmen emilmesi ve üçgen şeklinde olan kemiğin gelen travmanın kuvvetini kondil bölgesine iletmesidir.

Uygulanan travmanın lokalizasyonu kadar travmanın hızı da kırık oluşumunu etkileyen bir diğer etkidir [54].

2.5.4. Mandibula kırıklarında görülen semptomlar

Mandibula kırıklarında ağrı, şişlik, trismus, kanama, çene hareketlerinde kısıtlanma, kırık bölgesinde basamak oluşumu ve hassasiyet gibi bulgu ve semptomlar görülebilmektedir. Alt dudaktaki azalmış yada değişmiş his kaybı inferior alveolar sinir hasarına bağlıdır. Bazı durumlarda ağız içi morluklar, dil altında hematoma, gingival laserasyonlar da meydana gelebilir; dişli alanlarda dentoalveolar yaralanmalar görülebilir. Okluzal bozukluklar kırığın deplasman miktarına göre oluşabilir. Asimetri, şişlik, hematoma, laserasyon, ağız açılığı, fasiyal sinir hasarı, palpasyon ile hassasiyet, krepitasyon, trigeminal sinir, mandibula ve TME ekstraoral olarak değerlendirilirken; intraoral muayene ile de asimetri, kanama, hematoma, okluzal plan, şişlik, kırık hattı/basamak, mukozal laserasyonlar ve dişler incelenir. İntraoral muayenede palpasyon bimanuel olarak yapılmalıdır [59].

2.5.5. Mandibula kırıklarında tanı ve radyolojik değerlendirme

Anamnez ve klinik muayenenin sonrasında radyolojik değerlendirme tanının bir sonraki aşamasıdır. Mandibula kırıklarında en az iki boyutlu radyografik görüntülemeler teşhiste önemlidir. Panoramik filmler ve posteroanterior grafi kırıktan tespiti koymada kullanılabilir. Ancak bazı durumlarda panoramik filmlerde mandibula posteriordaki kırıklarda tanıda yetersiz olabilir. Stacey ve diğerleri yaptıkları bir çalışmada panoramik filmler ile mandibula kırıklarının %92' sinin tespit edilebileceği belirtmiştir. Towne, bilateral oblik grafi, lateral yada submental grafi de mandibula kırıklarında kullanılan diğer grafi türleridir. Towne grafisi genellikle kondil ve subkondil kırıklarını değerlendirmede, panoramik film ise simfizis, parasimfizis, korpus, angulus kırıklarını ve dişlerin durumunu değerlendirmede kullanılır. Periapikal ve okluzal filmler de destekleyici görüntüleme yöntemleridir. BT özellikle mandibula posterior bölgelerdeki kırıkların teşhisinde kullanılan bir diğer görüntüleme yöntemidir. Kompleks ve ciddi yaralanmalarda 3 boyutlu BT konvansiyonel BT'den daha güvenilirdir. Daha düşük radyasyon dozuna sahip olan konvansiyonel ışınli BT kraniyofasiyal yaralanmaların yanı sıra basit mandibula kırıklarında da kullanılabilir [59, 61].

2.5.6. Mandibula kırıklarının tedavisi

Herhangi bir travma ya da patoloji nedeniyle mandibula kırığı meydana geldiğinde başvuran hastaların ilk olarak acil müdahalesi yapıp, eğer varsa hayati tehlikesi atlatıldıktan sonra kırık tedavisine başlanması gerekmektedir. Kırık tedavisinde hedef minimum komplikasyonla kemiğin ve eklem fonksiyonunun kırık segmentlerin tekrardan bir araya getirilmesiyle çeneler arasındaki ilişkinin düzeltilmesi; fasiyal simetrinin tekrardan kazanılması, enfeksiyon yada istenmeyen diğer sekellerin oluşması engellenerek travma öncesi eski duruma yeniden kavuşmaktır. Kırık tedavisi aynı zamanda estetik, çiğneme ve konuşma fonksiyonların yeniden kazanılması için son derece önemlidir. Kırık tedavisi sonrası dinlenme ve fonksiyon sırasında asemptomatik eklem hareketini tekrardan kazanmak, kırığın prognozu ve özellikle büyüme gelişim dönemindeki çocuklarda asimetri gibi oluşabilecek olası komplikasyonları önlemek açısından çok önemlidir [89-91].

Mandibula kırıklarında tedaviye başlama zamanı hakkında farklı görüşler vardır. Genel olarak mandibula kırık tedavisinin ilk 12 saat içinde yapılması gerektiği ve geciken tedavinin enfeksiyon ve komplikasyon riskini artıracağına dair görüşü hakimken, tedavinin 72 saat içinde veya 72 saatten sonra yapılması arasında enfeksiyon ve komplikasyon oluşması açısından belirgin bir farklılık olmadığını belirten çalışmalar da mevcuttur. Ancak tedavinin geciktirilmesi ağrıda artış, hastanın beslenmesi zorluk ve ağız hijyenin bozulmasına sebep olur [92-94]

Kırık tedavisinde tedavi yöntemi seçerken fiziksel muayene ve görüntülemelerden elde edilen bulgular, kırığın tipi, deplasman olup olmaması veya bunların derecesi, dişlerin ve okluziyonun durumu, açık yaranın olup olmaması, cerrahın tecrübesi, klinik ekip ve ekipman, hastanın yaşı, fiziksel durumu ve hastanın opere olup olmama isteği de göz önünde bulundurularak karar verilmelidir [95].

Mandibula kırık tedavisindeki temel prensipler şu şekilde sıralanır [91];

- Redüksiyon
- Fiksasyon
- İmmobilizasyon
- Destek terapileri

Kapalı redüksiyon

Kırık fragmanlarının cerrahi olarak açılmadan, fragmanların el ile okluzyon rehberliği kullanılarak travma öncesi pozisyonuna yeniden getirilmesidir. Genellikle ayrılmamış korpus, angulus ve parasimfizis bölgesindeki kırıklarda, internal fiksasyonun yapılamayacağı çok parçalı kırıklarda, kondil bölgesindeki kırıklarda, koronoid kırıklarında ve kalıcı dişleri henüz daha sürmemiş çocuklarda veya atrofik mandibulalı hastalarda tercih edilirler [91].

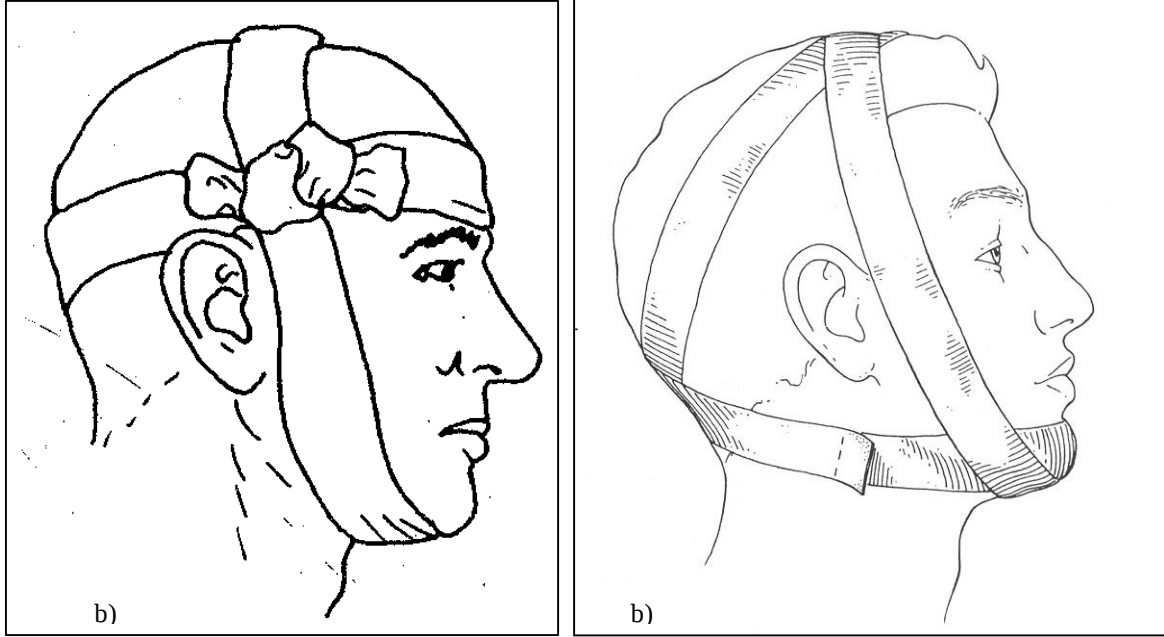
Çok parçalı kırıklarda enfeksiyon riski fazla olduğu için ve periostu kaldırmak kırık bölgesinin beslenmesini bozacağından ve komplikasyon riskini artıracağından dolayı sıklıkla açık redüksiyon yerine kapalı redüksiyon tercih edilir. Benzer şekilde mandibula atrofisi olan yaşlı hastalarda da kemiğin beslenmesinin büyük bir bölümü periosttan sağlandığı için bu hasta gruplarında da kapalı redüksiyon tercih edilir [61].

Kapalı redüksiyon yönteminin daha az travmatik bir prosedür olması, kırık alanındaki vasküler yapıların korunması, hastanın hastanede kalış süresinin kısalması, materyal maliyetinin daha düşük olması, komşu anatomik yapıların yaralanma riskinin azalması, açık redüksiyon yapılmadan lokal anestezi ile tedavinin yapılması ya da açık redüksiyon yapılacak vakalarda önceden intermaksiller fiksasyonla çenelerin doğru ilişkisine getirilmesi ile daha az cerrahi teknik zorluğunun olması gibi avantajlara sahiptir. Dezavantajları ise hastaların ortalama 3-6 hafta ağzını açamaması, havayollarında tıkanıklık, yeterli beslenmenin sağlanamaması ve buna bağlı yaşanan kilo kayıpları, konuşma ve ağız hijyeninde problemler, sosyal hayatta sorunlar ve TME’de meydana gelebilecek problemlerdir. Ancak epileptiklerde, alkoliklerde ve kooperasyonu düşük hasta gruplarında, psikiyatrik ve nörolojik sorunları olanlarda, pulmoner fonksiyonlarında sıkıntı yaşayan ve gastrointestinal sistem bozuklukları olan hastalarda bu yöntemin kullanılması önerilmemektedir [60, 61, 96].

Fiksasyon yöntemleri

John Rhea Barton’nun kendi adı ile anılan bandaj deplase olmamış basit kırıklarda, yaş ağaç kırıklarının immobilizasyonunda veya diğer tekniklerin uygulanmasının mümkün olmadığı durumlarda kullanılır. Gevşeme riskine karşı belirli zaman aralıklarında tekrarlanmalıdır.

Çene ucu ile ense arasındaki bağlantının anteroposterior yönde kuvvet uygulayıp mandibulanın geriye kaçmasına ve maluniona sebep olması bu yöntemin en büyük dezavantajıdır. Barrel bandajı da farklı bir bandajlama yöntemidir. Bu bandajlamada ise bağlama yönüne göre mandibulayı aşağıdan yukarıya kaldıran kuvvet vardır [82, 97].



Şekil 2.12. a) Barrel bandajı, b) Barton bandajı

Direkt interdental tel tekniği, Essing telleri, ivy ligatürü, arch bar, gümüşten veya akrilikten yapılan cap splintler, ortodontik braket ve teller, vakumla şekillendirilen splintler, ısırma blokları ve İMF vidası gibi çok çeşitli materyaller kapalı redüksiyon tedavisinde fiksasyon için kullanılmaktadır [98, 99].

Arch bar ile yapılan intermaksiller fiksasyon en sıklıkla kullanılan kapalı redüksiyon yöntemidir. Arch bar ile yapılan intermaksiller fiksasyonda maksilla ve mandibula 3-6 hafta birbirlerine bağlı şekilde oklüzyonda tutulurlar, haftada bir kez elastik bantlar çıkarılır ve çenelerin hareketi sağlanır. Yeni elastik bantlarla çeneler tekrardan birbirlerine bağlanır. Kondil kırıklarında bu süre özellikle maksimum 2-3 hafta olmalıdır. Bu şekilde hem oklüzyonda oluşabilecek kaymalar engellenir, hem de TME'de ankiloz oluşmasının önüne geçilir. Ayrıca kondiler ve subkondiler bölgedeki kırıklar da eklemin kısa sürede hareket kazanması remodelling sayesinde kondilin ideal şeklini kazanması sağlar. Arch bar uygulamasının teknik olarak zor ve zaman alıcı olması, periodonsiyumda travma yaratması ve hastada ağrıya sebep olması gibi dezavantajları vardır [61, 85, 97].



Şekil 2.13. Arch bar

İlk kez 1989 yılında tanımlanan ve günümüzde İMF vidası olarak anılan yuvarlak ucunun ortasından delik geçen vidalar da günümüzde kapalı redüksiyon için kullanılmaktadır. Bu yöntemde genellikle 4 adet İMF vidası lokal anestezi altında hastaya vidalanır ve bu vidalar teller yada lastikler aracılığıyla birbirlerine bağlanarak İMF uygulanır. Bu tekniğin avantajı işlem süresinin kısa olması, dişetinde daha az travmaya sebep olması, manipülasyon kolaylığı, ve fiksasyona uygunluk ile hastaya daha konforlu bir tedavi sunmasıdır [100, 101].



Şekil 2.14. IMF vidası

Kapalı redüksiyonda kullanılan splintler hem dişli hem de dişsiz hastalarda kullanılabilir. Travma öncesi hastanın kullandığı total protez varsa, hasta için en uygun splint kendi

protezidir. Fiksasyon süresinin uzun olması gereken durumlarda splintler sirküferansiyel teller ile beraber kullanıldığı zaman TME'nin hareketleri engellenmeden kırık fiksasyonu sağlanır. Günümüzde artık çok yaygın olmamasına rağmen özel hazırlanmış metal splintler de dişli hastalarda fiksasyon amaçlı kullanılabilir [97]

Eksternal fiksatörler genellikle çok parçalı kırıklarda ve yüksek enerjili travmalarda kullanılmaktadır. Monofazik ve bifazik olmak üzere 2 farklı sistemi vardır. Günümüzde internal fiksasyon yöntemleri ve açık redüksiyon mandibula kırıklarında kullanılan güvenilir yöntemler olmasına rağmen kalıcı tedavinin uygulanmasının ertelenmesi gerektiği durumlarda ve kondil kırıklarında eksternal fiksatörler alternatif tedavi seçeneği olabilir [102].

Kapalı redüksiyonda maksillanın pozisyonunun da önemli bir yeri vardır. Çeneler arasında redüksiyon okluzyon pozisyonunda sağlansa bile oklüzal düzlem kafa tabanına göre konumu ve kondillerin glenoid fossa içerisindeki yeri doğru şekilde olmayabilir. Eğer mandibula ile birlikte maksilla da kırık varsa kırık redüksiyonu ilk olarak maksilla da yapıldıktan sonra çeneler arası intermaksiller fiksasyonun yapılması gerekir. Bununla birlikte travma öncesindeki hastanın çeneler arası ilişkisinin bilinmesi de kapalı redüksiyonun başarısında önemli bir faktördür [61, 97].

Açık redüksiyon

Açık redüksiyon, kırık hattının ekspozite edilip direk olarak görülmesine ve redüksiyonun bu şekilde yapılmasına denilir. Bu tekniğin oklüzal fonksiyonun zaman kaybı minimum olarak tekrardan kazanılması, maksimum repozisyonun elde edilmesi ve çalışma süresindeki kaybı azaltması gibi avantajları vardır [96].

Açık redüksiyonun mandibula kırıklarındaki endikasyon alanları kapalı redüksiyon ile İMF'nin kontraendike olduğu durumlar, simfizis ve parasimfizis kırıkları, ayrılmış korpus ve angulus kırıkları, kondil boynu ve subkondil kırıkları gibi özellikle deplase ve parçalı kırıklarda kemik fragmanlarının sadece intermaksiller fiksasyon ile biraraya gelemeyeceği durumlar, İMF'nin kısa tutulması istenen kırıklar, panfasial kırıklar, Klas II ve III kırıklar ile favorable ya da unfavorable Klas I kırık olup stabilite istenen hastalardır. Özellikle angulus bölgesinde oluşmuş deplase, kötü ve stabil olmayan kırıklar genellikle proksimal

segmentin süperior ve mediale hareketi nedeniyle uygun redüksiyonun yapılabilmesi için açık redüksiyona ihtiyaç duyduğu belirtilmiştir. Kondil ve ramus kırıklarında internal fiksasyon yapmak için çoğunlukla ekstraoral yaklaşım gereklidir. Kemik iyileşmesinin gerçekleşmediği mandibula kırıklarında debridman, uygun redüksiyonun yapılması ve yanlış iyileşmenin düzeltilmesi için osteotomi gerekmesi ve kırık içine yumuşak dokunun yürüdüğü uzamış iyileşme gibi durumlarda da açık redüksiyon endikasyonu vardır. Bazı vakalarda mandibulanın repoziyonunu sağlamak için açık redüksiyon internal fiksasyonu uygulanmadan önce intermaksiller fiksasyon uygulanması gerekebilir [61, 94, 97].

Fiksasyon yöntemleri

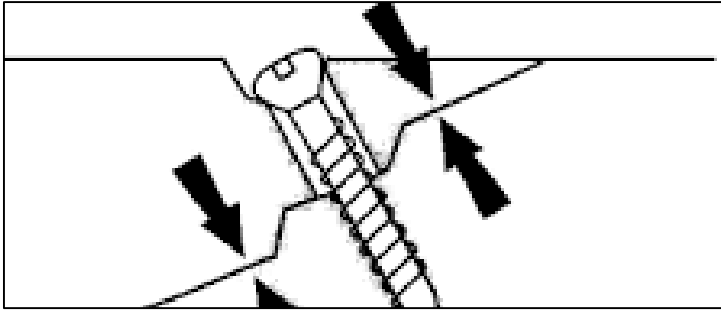
Transosseöz telleme, sirkum-mandibuler bağlama, kompresyon plakları, rekonstrüksiyon plakları, miniplaklar ve lag vidalar açık redüksiyonda genellikle uygulanan farklı internal fiksasyon yöntemleridir. İntra ya da ekstramedullar K-telleme, otojen kemik greftleriyle eş zamanlı metal mesh kullanımları ise diğerlerine göre daha az uygulanan yöntemlerdir. Genel olarak en fazla kullanılan fiksasyon yöntemleri titanyum miniplaklar ve vidalardır [103].

Günümüzde titanyum plaklar kraniyomaksillofasiyal iskeletsel sistemdeki kırıkların internal fiksasyonunda en sıklıkla kullanılan sistemlerdir. Biyouyumluluğunun yüksek olması ve korozyona uğramaya direnç göstermesi gibi avantajları vardır. Operasyon sonrası dönemde titanyum plakların çıkarılma oranı %12'lerdedir. Buna neden olarak titanyum sistemlerin enfekte, palpe edilebilir ya da ekspozite olabilir hale gelmesi, orijinal yerlerinden başka yerlere yer değiştirebilmesi olarak gösterilebilir, ağrı, ısı değişikliklerinde hassasiyet, büyüme-gelişimi engellemesi ve hasta isteğidir. Bununla birlikte titanyum sistemler manyetik rezonans (MR) yada bilgisayarlı tomografide (BT) artefakta neden olabilir. Literatürde titanyum parçacıklarının bölgesel lenf nodlarına ve çevre dokuların içine invaze olduğu vakalar vardır. Ayrıca radyoterapi gören hastalarda titanyum plak ve vidalarının etrafında doz dağılımının dengesiz olduğu belirtilmektedir [104].

Lag vida

Bu teknik doğru bir endikasyonda uygun bir teknikle yapıldığı zaman daha atravmatik olması ve daha az yabancı materyal kullanılması nedeniyle avantaj sağlar. Lag vida yöntemi vida içindeki aksiyel gerilim kuvvetinin kırık hattında sıkıştırma kuvvetine dönüşmesine

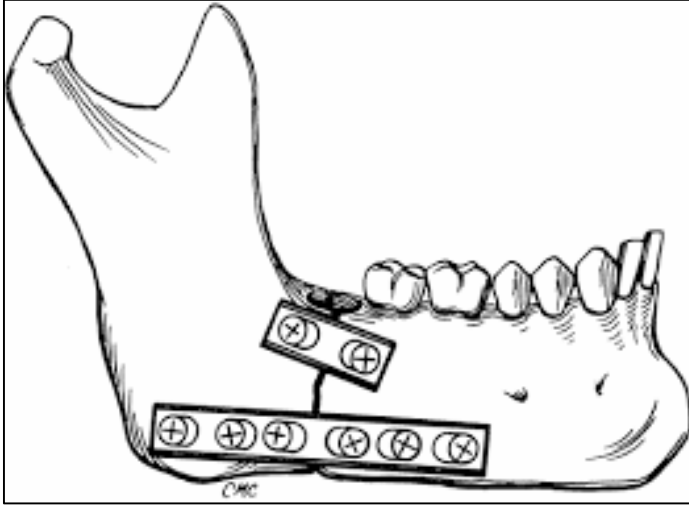
dayanır. İntraoral yaklaşım tercih edilir. Çoğunlukla 2,7mm'lik vidalar kullanılır. Sıkıldıkça distal kemik segmentini proksimal kemik segmentine çekilecek şekilde tasarlanmış bir vida türüdür. Teknik olarak proksimalden kayarak geçen vidanın yivleri distaldeki kırık hattında kemiğe sıkışır ve distal segmenti proksimal yönünde çeker. En güçlü rijit fiksasyon yöntemidir. Özellikle oblik kırıklarda kullanışlıdır. En az iki vida gerekir; vidalar dik şekilde ve birbirlerine ters yönde pozisyonlandırılır. Simfiz ve oblik ramus kırıklarında kullanılabilirler. 2 lag vida yerleştirileceği zaman ilk olarak mandibula alt kenarına yakın olan vida yerleştirilir. Dişli hastada simfiz bölgesinde diş köklerine zarar vermemek için vidalar yerleştirilirken süperiordaki vida bukkal kortekse daha yakın pozisyonlandırılır. Kommünike ve segment kaybı olan kırıklarda kontraendikedir [59, 105].



Şekil 2.15. Lag vidası

Kompresyon plakları

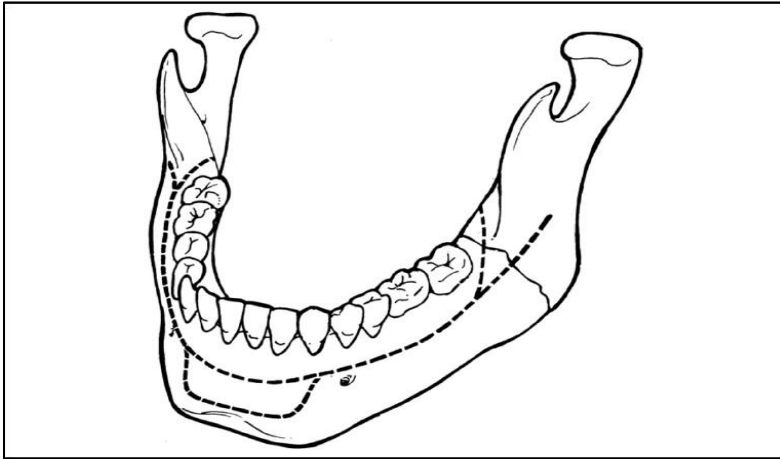
Bu plaklar kırık hattının her iki tarafındaki vidalar sıkıldıkça kırık fragmanlarını maksimum derecede birbirine yakınlatacak şekilde dizayn edilmiştir. Bu plaklar 2mm kalınlığındadır ve 2,7 mmlik kortikal vidalarla kullanılır. Sadece 2 yönde bükülme gösterebilir. Kırık hattında istenilen ve düzgün kompresyon uygulayabilmek için bikortikal vidalar kullanılır fakat bikortikal vidaların kullanılması dişlere ve nörovasküler dokulara zarar verme ihtimalini yükseltir. Bundan dolayı mandibulanın alt kenarına daha yakın yerleştirilir. Ancak bu plaklar mandibula alt kenarına yerleştirildiği zaman ise vidalar sıkılırken en son sıkıştırmada kırığın üst kenarında ve lingual kemik lamelinde açılmaya sebep olması gibi dezavantajları da vardır. Bu açılmalar nedeniyle okluzyonda kaymalara ve bilateral kırık vakalarında diğer taraftaki kırık hattında da açılmalara sebebiyet verir. Oblik kırıklarda ve çok parçalı kırıklarda kullanımı kontraendikedir [82, 106].



Şekil 2.16. Kompresyon plağı

Miniplak

Mini plaklar boyut olarak daha küçüktürler. Vida çapları 2,0 mm'dir. Vida çapları 1,5mm olanlara ise mikropalaklar denilir. Vidalar genellikle monokortikal olarak yerleştirilir. Miniplak osteosentezi ilk olarak 1973 yılında Michelet tarafından tanımlanmış, daha sonra 1975 yılında Champy tarafından geliştirilmiştir. Champy miniplak osteosentezi ile ilgili kriterler ve bir matematik model tanımlamıştır [107].



Şekil 2.17. Champy prensiplerine göre osteosentez bölgeleri



Şekil 2.18. Miniplak

Champy prensiplerine göre kırık eğer mental foramenin posteriorunda ise diş köklerinin hemen inferiorundan tek bir plak uygulaması yeterli olmasına rağmen; kırık mental foremenin anteriorunda ise bu bölgedeki bükülme(torsiyon) kuvveti daha fazla olduğu için supapikal bölgeye bir plak daha ilave edilmesi gerekir. İki plak arasındaki mesafe en az 5 mm olmalıdır. İki plak uygulanacak bölgede öncelikle mandibula alt kenarına yakın olan yerleştirilir. Böylelikle bu bölgede açıklık olmaması sağlanır. Plaklar yerleştirilirken diş köklerine zarar vermemek için apikal yönde diş kron boyunun 3 katı kadar uzaklığa uygulanmalıdır. Her iki kırık hattında en az iki vida deliği bulunması gerekir. Vidalar için kemikte yer açılırken kullanılan sistemin kendi özel frezi dik şekilde tutulmalıdır. Miniplaklar ile elde edilen osteosentez adaptasyon osteosentezidir. Miniplaklar genel anestezi veya premedikasyon ile lokal anestezi ile uygulanabilir ve intraroral yerleştirilebilir [82].

Rekonsrüksiyon plakları

Kırık fragmanlarının arasında boşluğun bulunduğu ve komünike kırıklarda kullanılırlar. Bu plaklar çok serttir ve vidaları 2,3 ya da 3mm çapındadır. Plağa mevcut kemiğin şekline uygun kontur verilir ve fiksasyonu bu şekilde yapılır. Rijit bir fiksasyon sağlar ve bunun için de kırık hattının her bir tarafına en az 3 adet, ideal olarak da 4 adet titanyum vida yerleştirilmesi gerekir. İlk dönemde kullanılan rekonstrüksiyon plakları kiltsizdi ve tutuculuk plağın kemiğe kompresyon uygulamasıyla elde edilirdi. Bu kiltsiz plaklarda rekonstrüktif işlemlerin başarısı plak adaptasyonuna bağlıydı. Diğer vida-plak sistemlerine göre daha kalın ve dayanıklıdır.

Dezavantaj olarak bükülmelerinin zor olması gösterilebilir ancak kilitli sistemlerde tam uyumlama gerekmemesi işlem süresini kısalttığı için bir avantaj olarak sayılabilir [108].



Şekil 2.19. Rekonstrüksiyon plağı

Rezorbe olabilen plaklar

Geride kalan son 20 yılda polilaktik asit, poliglironik asit, polidioksan vb gibi rezorbe olabilen materyallerden yapılan plaklar kırık tedavisinde kullanılmaktadır. Poliglironik asit hidrofilik olduğundan dolayı kısa sürede rezorbe olmaktadır ancak polilaktik asit hidrofobik özelliğe sahip olduğu için tamamen rezorbe olması için yaklaşık 5 yıla ihtiyaç duyar. Bu plakların ikinci cerrahi operasyon ihtiyacını ortadan kaldırması en önemli avantajlarıdır. En çok karşılaşılan komplikasyonları ise vidalar sıkılırken vida başında kırılma meydana gelmesidir. Bunun yanı sıra bu plaklara karşı yabancı cisim reaksiyonu gelişebilmesi bir diğer dezavantajıdır [109].



Şekil 2.20. Rezorbe olabilen plak

Üç boyutlu plaklar

Luhr ve AO organizasyonu miniplakların kırık tedavisinde yeterli stabilizasyonu sağlayamadığını ve bu nedenle intermaksiller fiksasyona ihtiyaç duyulduğunu belirttiler. Farmand ve Dupoirieux ise iki miniplağı birbirine bağlayan çapraz çubuklarla birleştirerek dörtgen şeklinde üç boyutlu plakları tanımlamıştır. Plak fiksasyonu yine vidalarla sağlanır. Dörtgen konfigürasyonu sayesinde bu plaklar bükülme kuvvetlerine karşı iyi bir stabilite ve direnç sağlar. Kullanım kolaylığı ,operasyon süresinin daha kısa olması, tork kuvvetlerine karşı iyi direnç ve plakların kompakt formu avantajlarından bazılarıdır. Ayrıca ortası boş olduğu için kemiğin beslenmesini sağlarlar [72, 110].

Mandibula kırıklarında fiksasyon tipine göre görülen iyileşme tipi şu şekildedir:

Rijit fiksasyon kırık hattında kallus oluşmadan primer kemik iyileşmesini sağlar. Rekonsrüksiyon plağı, dinamik baskı plağı, lag vida ve diğer birçok çeşit cerrahi alet ve enstrümanlar kırık hattında rijit fiksasyon sağlamaktadır. Semi-rijit fiksasyonda hem primer, hem de sekonder kemik iyileşmesi meydana gelir. Mini plak fiksasyonu ve tel ile fiksasyon bu grupta yer alır. Non-rijit fiksasyonda ise inflamatuvar infiltrasyon ve kallus oluşumuyla sekonder kemik iyileşmesi meydana gelir. Arch bar ile maksillomandibüler fiksasyon (IMF), ekstraoral Barton bandajı, Gunning splint ve lingual splint non-rijit fiksasyon için kullanılan yöntemlerden bazılarıdır [61].

2.5.7. Mandibula kırıklarının komplikasyonları

Literatürde mandibula kırık tedavisi sonrası komplikasyon meydana gelme olasılığının %7-29 arasında olduğu belirtilmektedir. Komplikasyon oluşma olasılığı kırık lokalizasyonu ve vakanın zorluğuyla doğru orantılıdır ve travma şiddetine cerrahi tedavinin yada postoperatif dönemde kooperasyon eksikliğine bağlıdır. Mandibula kırıklarında en sıklıkla komplikasyonla karşılaşılan bölge angulus bölgesidir. Komplikasyonlar erken ve geç dönem olarak iki alt grupta incelenebilir. Erken dönem komplikasyonlar kanama, hematoma, sinir hasarı, avasküler nekroz, ağrı ve enfeksiyon olarak sayılabilir. Geç dönem komplikasyonlar ise malokluzyon, non-union, malunion, TME bölgesinde ankiloz, yüz yüksekliğinde artışın meydana gelmesidir. Genel olarak en fazla karşılaşılan komplikasyonlar malunion, nonunion ve enfeksiyondur [94, 111].

2.6. Stres Analiz Yöntemleri

Stres analiz yöntemleri bir bina, makine ya da cisme uygulanan kuvvet altında oluşacak gerilmeleri, gerilmelerin yoğunlaştığı bölgeleri tespit etmek için kullanılır. Diş hekimliğinde oral bölgede oluşan kuvvetleri analiz etmek ve elde edilen sonuçlara bağlı olarak kuvvetleri fizyolojik sınırlar içerisinde dağıtıp oral rehabilitasyon kurallarına uygun tedavinin yapılması gerekir. Kullanılacak olan materyallerin mekanik özelliklerinin ve bu materyallerin uygulanacak kuvvetler karşısındaki stres ve kuvvetlere doku ve organların vereceği cevabı tahmin etmek pahalı, riskli ve zor olmasının yanı sıra bazen de imkansız olabilir. Bu nedenden dolayı canlı dokuların modellerinin yapılması ve bu modellerde hangi bölgelerde kuvvetlerin nasıl dağılım gösterdiğini tespit etme ihtiyacı doğmuştur.

Tedavi materyallerinin gerilimlerinin analizini sağlayan yöntemler şu şekildedir [112, 113]:

- *Kırılğan Vernikle Kaplama Tekniği:* Vernik, model üzerine homojen bir şekilde yayıldıktan sonra fırınlanır ve istenilen kuvvet modele uygulanır. Modele kuvvet uygulandıktan sonra uygulanan kuvvete dik yönde vernik üzerinde kuvvetin uygulanma noktasından çevresine doğru gittikçe vernik üzerinde azalan çatlaklar meydana gelir. Kuvvetlerin yoğunlaştığı yerlerde gözlenen çatlaklar kuvvet hatlarının yönünü belirtir.
- *Holografik İnterferometri Tekniği:* Bu teknikte lazer ışınıyla bir cismin üç boyutlu görüntüsü holografik film üzerine kaydedilir. Yüzey deformasyonları nanometre (nm) biriminde algılanıp görünür ışık saçaklarına çevrilir. Hassas bir yöntemdir. Cismin gerçek boyutlarında incelenir ve analiz modeli üzerinde travma oluşmaz.
- *Termografik Tekniği:* İlk olarak Lord Kelvin tarafından tanımlanan bir prensibin kullanıldığı bu teknikte izotropik ve homojen materyaller periyodik olarak yüklendiği zaman ısıda meydana gelen periyodik farklılıklar materyalin ilgili yerindeki asal gerilimlerin toplamı ile doğru orantılıdır.
- *Radyoteleometri Tekniği:* Bu teknikte radyotransmitter, bir güç kaynağı, bir alıcı, gerilim ölçer, gerinim ölçer yükselticisi, anten ve bir kayıt edici kullanılır. Prensip olarak birleşik bir donanım ve yazılım aracılığıyla elde edilen veriler hiçbir materyale bağlantı kurmadan transfer edilir. Gerinim ölçerde direnç farkı meydana geldiğinde voltaj azalır; böylelikle radyotelemetrini frekansı etkilenir ve sonuçlar oluşur. Veri iletiminin kablosuz yapılması bu tekniğin en büyük avantajı olarak kabul edilir.

- *Fotoelastik Tekniği*: Analizi yapılacak cismin iki ya da üç boyutlu modeli oluşturulan bu teknikte karışık yapılardaki mekanik iç baskı ve gerilim gözle görülen ışıık taslaklarına çevrilir. Modellerde uygulanan kuvvet sonrası açığa çıkan stresleri belirlemek için polariskop adı verilen alet kullanılır.
- *Gerinim ölçer (Strain Gauge) Tekniği*: Gerinim ölçerlerin mekanik, mekanik-optik, akustik, elektrik ve elektronik gibi farklı çeşitleri ve bunların farklı uygulamaları vardır. Bu aletler kuvvete maruz kalan yapılarda meydana gelen şekil farklılıklarını tespit eder. Kuvvet uygulandığında alet ilgili bölgedeki basıncın ne kadar olduğunu gösterir.
- *Sonlu Elemanlar Analizi* [114].

2.6.1. Stres analiz yönteminde kullanılan terimler

Kuvvet (Force) : Kuvvet, bir cismin hareketini başlatan, bitiren yada değiştiren etki olarak tanımlanabilir. Dış kuvvet, diğer cisimlerin incelenen cisme uyguladığı kuvvettir. İç kuvvet ise cismin sahip olduğu kendi parçaları arasındaki etki ve tepki kuvvetleridir. Skaler bir büyüklüğü vardır ve doğrultu, yön gibi vektörel özelliklere sahiptir. Cisimler arası kuvvet olabileceği gibi aralarında belirli bir uzaklık olan cisimler arasında da kuvvet olabilir. Kuvvet, Newton'un ikinci kanununa göre aşığıdaki gibi formülize edilmiştir [115].

$$\text{Kuvvet (F)} = \text{Kütle} \times \text{İvme (a)}$$

Moment: Bir eksenin çevresinde bir kuvvetin dönme etkisi yaratmasıdır. Bir kuvvetin oluşturduğu moment, kuvvet ile bulunduğu düzlemin dik eksenin düzleme temas noktasından kuvvet noktasına inen dikin uzunluğunun çarpımına denk gelir [116].

Eylemsizlik Momenti: Cismin dönme hareketini engellemek için oluşıan momente karşı koyma yeteneğidir [116].

Polar Eylemsizlik Momenti: Şekil değişmesini engellemek için cismin yüzeyinin gösterdiği direncin yüzeydeki eksnlere göre tanımlanmış şeklidir [117].

Tork: Cismin belirli bir eksen etrafında dönmesini sağlayan kuvvettir. Kuvvet momenti yada dönme momenti de denilebilir. Torkun büyüklüğü uygulanan kuvvete, kuvvet kolunun uzunluğuna ve kuvvet koluyla kuvvet arasındaki açı gibi etkenlere bağlı değişkenlik gösterir. Birimi Newton/metredir (N/m) [118].

Sertlik: Cisimde deformasyonun meydana gelmesi için ihtiyaç duyulan kuvvet miktarıdır [119].

Sünme: Cisme kuvvet uygulandığında uygulanan kuvvet sabit olmasına rağmen zaman aşımına bağlı şekil değiştirmelerin fazlaşmasıdır. Eğer şekil değişimi sabitse bu kez kuvvet zamanla azalır. Bu duruma gevşeme denir [120].

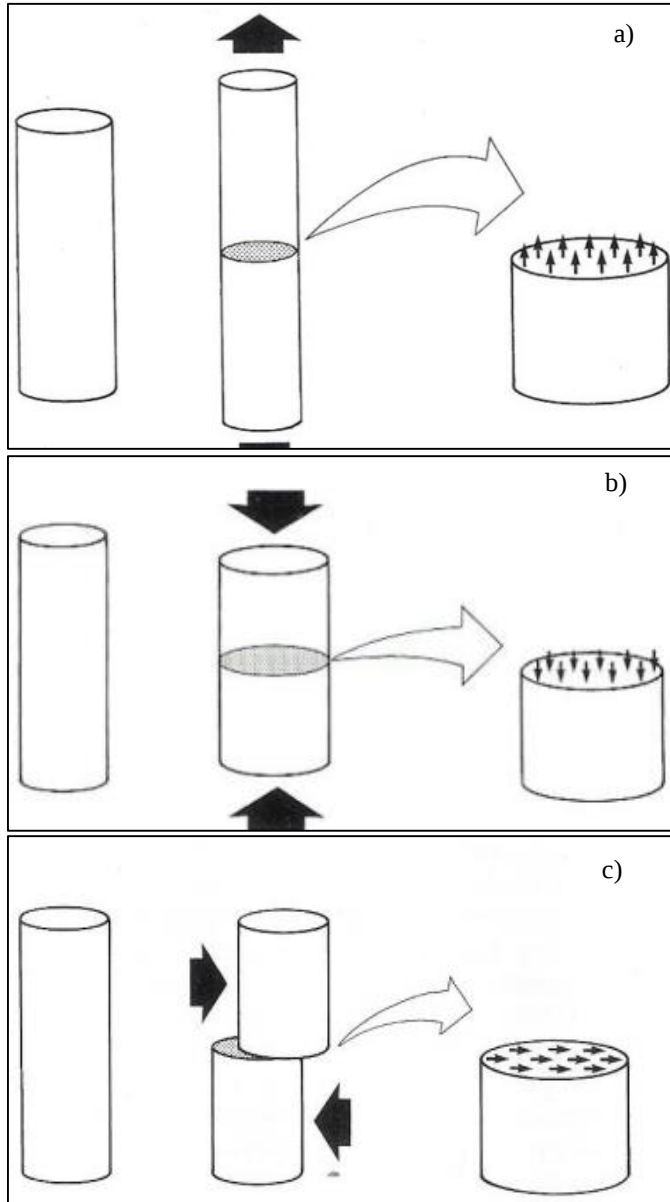
Stres (Gerilim) : Cisme dışardan gelen kuvvetlere tepki olarak gösterilen iç dirençtir. Cismin herhangi bir kesitine uygulanan paralel yada dik kuvvetlerin uygulanma alanına bölünmesiyle elde edilir ve dışardan gelen bu kuvvete şiddet olarak eşit büyüklüktedir fakat yön olarak zıttır.

$$\text{Stres } (\sigma) = \text{Kuvvet (F)} / \text{Alan} = \text{N/mm}^2$$

Birimi uluslararası birim sistemine göre N/mm^2 dir. Psi (pounds per square inch) ve MPa (megapascal) da kullanılır. Stres vektörel bir niceliktir, yön ve büyüklüğü ile tanımlanır. Dışardan bir kuvvet uygulandığı zaman cismin kendi yapısı içerisinde karmaşık gerilimler oluşur. Yön açısından 3 farklı gerilim tipi vardır:

- Çekme Gerilimi (Tension Stress): Cismin yüzeyine dik bir kuvvet uygulandığı zaman moleküller birbirinden ayrılmaya zorlayan aynı doğrultuda fakat yönleri zıt iki kuvvetin yarattığı gerilimdir.
- Baskı Gerilimi (Compressive stress) : Cismin iç moleküllerini birbirine yakınlaştırmaya ve cismi kısaltmaya zorlayan bir kuvvet uygulandığı zaman aynı doğrultuda fakat zıt yöndeki iki kuvvet nedeniyle meydana gelen gerilimdir.
- Makaslama Gerilimi (Shear Stress) : Yönleri ters ve değişik seviyelerdeki iki kuvvet cismin moleküllerinin birbirleri üzerinde tabakalar halinde yüzeye paralel ters yönde kaydırarak oluşan gerilimdir.

Çekme ve basma streslerine normal stresler denir. Cisimlere uygulanan stresler her zaman tek tipte olmazlar. Yük uygulanan cisimlerde çekme, basma ve kayma streslerinin birlikte olduğu bileşik stresler de meydana gelebilir [121].



Şekil 2.21. a) Çekme gerilimi, b) Baskı gerilimi, c) Makaslama gerilimi

Strain (Gerinim): Cisimlerde şekil değiştirme (deformasyon) üzerine etki eden kuvvetler sayesinde oluşur. Cisme kuvvet uygulandığında cisimde oluşan birim uzunluktaki değişimdir. Gerilim, atomlar arasında yer değiştirmeye karşı koyan kuvvetleri tanımlarken; gerinim atomların yer değiştime direnci anlamına gelir. Çekme kuvveti uygulanan kuvvetle aynı yönde cismin boyunda uzamaya sebep olur. Basma kuvveti ise aynı yönde cismin boyunda kısılmaya sebep olur. Gerilim büyüklük ve yönü olan kuvvettir ancak gerinimin bir ölçü birimi yoktur, sadece bir büyüklüktür ve kuvvet değildir.

Gerinim, elastik veya plastik veya her iki halde birlikte görülebilir. Elastik gerilmede uygulanan stres son bulunduğu zaman cismin şekli tekrardan ilk haline geri döner. Gerinimin

değeri % olarak gösterilir. 1 strain %100 uzama anlamına gelirken; 1000 microstrain %0.1 uzamayı gösterir. Cisimde kopma yada kırılma uygulanan kuvvet cismin dayanabileceği gerilim kuvvetinden fazla olduğunda görülebilir [75, 122].

Birleşik Gerilme Durumu: Cisimlere uygulanan gerilmeler her zaman tek tipte olmayabilir. Cisimlere 3 temel gerilme aynı anda uygulandığında buna birleşik gerilme durumu adı verilmektedir [75].

Asal Gerilim Değeri : Cisme uygulanan gerilmede eğer makaslama birleşenleri sıfır ise en büyük gerilim değerleri elde edilir. Bir eleman bu durumda ise diğer sahip olduğu gerilimler asal gerilim değeri olarak belirtilir. Asal stres, maksimum asal stres, ara asal stres ve minimum asal stres olarak üç alt başlıkta inceleyebilir. Minimum asal stres var olan sıkışma gerilimi, maksimum asal stres ise çekme gerilimi belirtir. Kemik gibi kırılma materyallerin incelenmesinde asal gerilim değerlerinin sıklıkla kullanılmaktadır [75].

Esneklik Katsayısı (Young Modülü): Esneklik katsayısı ilk kez İngiliz fizikçi Thomas Young tarafından hesaplandığı için onun adıyla da anılmaktadır. Şekil değiştirmemek için cisimlerin gösterdiği dirençtir; birim alanda oluşan gerilmedir. Esneklik katsayısı yük uygulanırken cismin moleküllerinin, çekim kuvvetinin birim uzamaya karşı iç direncidir. Her cismin esneklik katsayısı birbirinden farklıdır. Sadece tek yönde var olan gerilmede birim şekil değiştirmeye gösterdiği direncin bir ölçüsüdür. Sert cisimlerin iç direnci daha fazladır. Böylelikle esneklik katsayısı daha yüksek olur. Buna örnek olarak kompakt kemiğin esnek katsayısının yumuşak dokuya göre 6700 kat daha fazla olması verilebilir. Elastiklik modülünün birimi, birim alana olan kuvvettir; kg/mm^2 'dir [75].

Esneklik Katsayısı = Gerilim/Gerinim

Elastik Limit: Şekilde geriye dönüşümsüz bir değişim olmadan cisimlerin dayanıklılık gösterebildiği maksimum strestir [122].

Von Mises Stresi (Eş Değer Stres) : Von mises stres kriteri enerji prensiplerinden ortaya çıkmıştır. Buna göre bir cismin belirli bir noktasında şekil değişmesi olabilmesi için o bölgedeki iç enerjisinin belirli bir değeri aşması gerekir. Von Mises tarafından bulunan ve

şekil değiştirme enerjisi olarak isimlendirilen bu enerji hipotezi sonlu elemanlar stres analizi verilerin stres açısından incelenmesinde kullanılır [122].

Poisson Oranı: Aksiyel çekme yada basma yüklemesi yapılırken aynı anda lateral ve aksiyel gerinim de oluşur. Çekme yüklemesi uygulandığında yüklemeye aynı yönde materyal boyu uzarken çapraz kesitte azalma meydana gelir. Basma yüklemesi altında ise çapraz kesitte artış görülür. Poisson oranı elastik sınırlar içerisinde lateral gerilimin aksiyal gerinime olan oranıdır. Cisim bir yönde şekil değiştirirken, diğer yönde de şekil değiştirir. Buna bir lastik şeridin gerdirildiği zaman boyu uzarken, genişliğinin azalması örnek olarak gösterilebilir [122].

Poisson Oranı (ν) = Lateral Strain / Aksiyal Strain

Hooke Kanunu: Bu kanuna göre gerilim ile şekil değiştirme birbiriyle doğru orantılıdır ($F = -kx$). Yer değiştirmeler az olduğunda cisimlerin davranışı yaklaşık olarak belirtilir. Cisme kuvvet uygulandığında cisimde oluşacak bozulma miktarı gerilim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri kullanılır. Cismin sertlik derecesi aynı zamanda bu eğrideki düz eğim olan kuvvet katsayısıdır. Rijit cisimlerde esneklik katsayısı yüksek, esnek cisimlerde ise düşüktür [75].

Saint Venan Kanunu: Elastik cisimlerin belirli bir yerinde etken dış kuvvetlerin eşdeğerleri alındığı zaman bu bölgeden belirli uzaklıktaki noktalarda gerilme ile şekil ve yer değiştirmeler yaklaşık olarak aynı kalmasıdır [120].

Lineer (Doğrusal) Elastik Cisim: Bir cisimde stres ve gerinim ilişkisinin (stres ve birim uzamanın) doğru orantılı olmasıdır. Bu ancak belli bir gerilim sınırına kadar geçerlidir. Bu sınır özellikle yumuşak dokuda çok küçüktür ve bu sınır aşıldığında hesaplama yapılırken hatalar oluşur [122].

Non-Linear (Doğrusal olmayan) Elastik Cisim: Stres ve gerinim arasında doğru orantının bulunmadığı cisimlerdir. Lineer olmayan cisimlerde özellikler malzemeye, cisimlerin değişen karşılıklı ilişkilerine ve geometrik özelliklere göre incelenebilir [122].

Homojen Cisim: Cisim içerisinde her noktada elastik özelliklerin aynı olduğu durumdur [122].

İzotrop Cisim: Farklı doğrultularda aynı elastik özelliklere sahip olan cisimlerdir. Böylelikle stres ve gerinim ilişkileri elastik katsayısına ve poisson oranına bağlı olarak belirtilebilir [122].

Anizotrop Cisim: Cisimlerin doğrultuya bağlı bir özelliğinin olmaması durumudur [120].

Viskoelastik – Hiperelastik Cisim: Viskoelastik özellikte zaman da bir etkidir. Uygulanan kuvvetin değişmemesine rağmen zaman ilerledikçe oluşan deformasyonun fazlalaştığı cisimlerdir. Hiperelastik cisim ise deformasyonun bir stres altında değişmemesi ve zaman geçtikçe bu durumun aynı kalmasıdır [122].

Ortotropik Cisim: Bu cisimler farklı yönlerden gelen kuvvete maruz kaldığında yöne bağlı olarak değişiklik gösteren tepki gösterir. Bu cisimlere kemik örnek olarak verilebilir ve elastik modülü, kuvvetin uygulandığı yöne göre farklılık gösterir [122].

Yield Eğrisi: Bir cisimdeki stres artışını incelerken bir nokta vardır ki o noktada stres gerinime oranlanmaz. Bu nokta oransal sınır (proportional limit) olarak adlandırılır. Daimi deformasyonun aşağısındaki strese ise elastik sınır denir. Bu stres parametrelerinin kesin deneysel değerlerini incelemek kolay değildir. Pratikte orantı sınırı ve elastiklik sınırı ayrımı yapmak zordur. Yield stresi cisimlerin stres parametrelerini değerlendirmek için kullanılır ve daimi deformasyonun özel bir miktarı olarak tanımlanabilir [122].

Yer Değiştirme: Kuvvet uygulanan cismin boşluktaki konumun değişmesine yer değiştirme adı verilir. Materyal özelliklerine bağlı olarak cisimde yer değişikliği gerçekleşebilir veya gerçekleşemez [122].

2.7. Sonlu Elemanlar Analizi (FEM)

2.7.1. Sonlu elemanlar stres analiz yönteminin tanımı ve maksilofasiyal cerrahideki kullanımı

Genel olarak "parçadan bütüne gitme" prensibinine dayanan sonlu elemanlar analizi ilk olarak 1950 yılında uzay mühendisliğinde kullanılmaya başlanmıştır. Boeing, Bell Aerospace ve Rolls Royce firmaları bu analiz yönteminin ilk kullanıcılarıdır. 1956 yılında ise Turner ve diğerleri bu yöntemin temel mantığını içeren ilk makaleyi yayınlamıştır.

Teknolojinin gelişmesiyle orantılı olarak 1970’lerde makine, elektrik, uçak, inşaat, hidrodinamik, atom gibi çeşitli mühendislik alanlarını dışında tıpta ortopedi, kalp ve damar cerrahisi, estetik cerrahi dallarında da uygulanmaya başlanmıştır. 1968 yılında diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analizi ile ilgili ilk çalışma Ledley ve Huang tarafından yapılmıştır. 1974 yılında bugünkü şekliyle sonlu elemanlar stres analiz yöntemini diş hekimliğinde kullanmaya başlamış ve özellikle son 20 yıldır bu yöntem implant, protez ve tedavi alanlarında sıklıkla kendine yer bulmaktadır [123].

Statik analizlerin yapılmasında, akışkan mekaniğinde, ısı transferinin incelemesinde ve elektromanyetik analizlerin yapılması gibi farklı alanlarda sonlu elemanlar analizi uygulanmaktadır. Biyomekanik sistemin aslıyla uyumlu matematiksel modelini oluşturup bilgisayar ile bu modelin çözümlenmesi mantığına dayanan bu yöntemde doğal olan bilgisayar üzerinde taklit edilir. Böylelikle analizi pahalı, zor ve farklı yöntemler gerektiren materyaller incelenebilir ve üretilmesi planlanan protipler üretilmeden önce bilgisayar ortamında yapılan analizlerle en uygun dizayna sahip olur. Bu yöntem cisimlerin fiziksel özelliklerine sahip modeller elde ederek bu modellere kuvvet uygulandığında oluşan farklılıkların (Von Misses stresi, gerilme stresi, sıkışma stresi, gerinme ve yer değiştirme gibi) hesaplanmasını, incelenen cisimlerin farklı durumlardaki tepkilerinin öngörülmesini sağlar [112, 124].

Sonlu elemanlar stres analiziyle oluşacak verilerin doğruluğu cismin modellenmesiyle aslına olan benzerliğiyle paraleldir. Kraniyofasiyal yapıların bu nedenden dolayı modellenmesi son derece önemli bir aşamadır. Analizi yapılacak cisim basit hale getirildikçe problemin de hem analizi hem de çözümü kolaylaşır. Maksillofasiyal yapılar kendi içinde hem makro hem de mikro düzeyde karmaşıktır. Bu da yapılacak analizi zorlaştırır ve sonucun alınmasını güç hale getirir [125].

Bu yöntemde çoğunlukla iki yada üç boyutlu modeller elde edilerek uygulanır. İki boyutlu sonlu elemanlı stres analizi uygulanırken ileri teknoloji bilgisayar sistemine gerek yoktur ve kullanımı kolaydır fakat karışık geometrisi olan yapıların analizde yanlış sonuçlar alınabilir. Bu nedenle üç boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi tüm eksenlerdeki kuvvetleri dahil ettiği için aslına daha yakın sonuçlar elde edilir [126].

Kompleks bir yapının analizini kolaylaştırmak ve elde edebilmek için yapıyı olabildiğince çok sayıda küçük parçalara ayırmak gerekir. Bununla birlikte analiz sonucunun kesinliği de artış gösterir çünkü küçük parça sayısı artıkcı hesaplama sayısı da artar [125].

Çalışılacak yapının 3 boyutlu katı modelinin elde edilmesinde değışik yöntemler uygulanmaktadır. En fazla uygulanan yöntemler MR, CT görüntülerinin bilgisayar ortamına aktarılarak ve koordinat belirleme cihazlarıyla oluşturulan nokta ve yüzey verilerle model elde edilmesidir. Bu yöntemler uygulanırken MR ve CT görüntüleme sistemleri ile sonlu eleman stres analiz yönteminde kullanılacak katı modelin hazırlanmasında kullanılan CAD (computer aided design) programları arasında uyumsuzluk ve koordinat belirleme cihazlarıyla Nsayısallaştırılmış nokta veya yüzey datalarının üç boyutlu katı model haline getirilmesi için kullanılacak yazılımın yetersizliği problem oluşturabilir [112].

Maksillofasiyal cerrahide de insanlardan, kadavralardan ya da hayvan dokularından CT taraması ile oluşturulan modeller, bir ağ yapıya çevrilerek bu yapılarla çeşitli biyomekanik çalışmalar yapılabilir. Böylelikle sonlu elemanlar analizi bu gibi karmaşık problemlerin çözümünde zorlukları ortadan kaldırır. Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi dışındaki diğer analiz yöntemleri maksillofasiyal yapılardaki karmaşıklık analiz etmede kullanılmaz [125].

Sonlu eleman stres analiz yönteminin avantajları:

- 1- Karmaşık geometriye sahip cisimler modellenebilir. Böylelikle düzgün geometri göstermeyen katılarda kullanıldığında gerçek yapıya çok yakın bir model oluşturulabilir.
- 2- Çok fazla sayıda farklı malzeme ile modeller elde edilebilir.
- 3- Stres dağılımı ve yer değıştirmeler hassas bir şekilde oluşturulabilir.
- 4- Elde edilen modelin, sınır koşullarının, uygulanan kuvvetlerin, malzeme özelliklerinin ve geometrinin kolayca değıştirilip analizin yapılabilir.
- 5- Girişimsel bir teknik değildir.
- 6- Modelin herhangi bir noktasına kuvvet uygulandığında açığa çıkan stres bilgisayar ortamında aslına benzer bir şekilde teorik olarak ölçülebilir.
- 7- Dişler, alveolar kemik, periodontal ligament, kraniofasial yapılar ve diğer materyallerin simülasyonu yapılabilir. Pre-operatif /intra-operatif/ post-operatif olarak elde edilen sonuçlar da kesine en yakın olur.

- 8- Uygulanacak kuvvetin doğrultusu, büyüklüğü ve uygulanma noktası istenilen şekilde farklı varyasyonlarda yapılabilir.
- 9- Çalışma gerekli durumlarda birçok kez yinelenabilir.
- 10- Operasyon öncesi planlamada stereolitografik ile modelleme ihtiyacı olan vakaladaki yüksek maliyeti azaltır [75].

Sonlu elemanlar analizinin diğer stres analizi yöntemlerine göre tercih edilme sebebi:

- Boyutları ve şekillerinin esnekliği sebebiyle cisim istenilen şekilde temsil edebilir ve karmaşık geometrisi olan cisimler bile kolay ve güvenli bir şekilde incelenebilir.
- Delikli veya kökleri olan cisimler gibi bağlantı noktası fazla olan cisimler kolaylıkla incelenebilir.
- Geometri yada malzeme farklılığı olan cisimler ekstra zorlukla karşılaşılmadan incelenebilir.
- Sınır şartları oldukça kolay uygulanır.
- Neden – sonuç ilişkisine bağlı sorunlar, yapının tamamını değil sadece küçük bir yapıda çözümlenerek bütün yapıya ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilir. Sorun kolay hale getirilerek, sorunların anlaşılmasını ve çözülmesini sağlar.
- Analitik ve deneysel yöntemlerden çok daha hassas ve doğru sonuçlar vermektedir.
- Diğer birçok yönteme göre daha az zaman alıcıdır [112].

Sonlu eleman stres analiz yönteminin dezavantajları:

- 1- Kullanılan bilgisayar ve software programları pahalıdır.
- 2- İlerleyen teknolojiyle bağlantılı olarak software sistemlerine belirli aralıklarla güncellemeler yapılmasına ihtiyaç vardır.
- 3- Bu yöntemlerin yapılan araştırmaların doğruluğu, malzeme özelliklerinin sisteme yüklenmesi gibi dikkat edilmesi gereken noktaları vardır.
- 4- Bu analizi uygulamak için uzman kişilere ihtiyaç vardır [112].

Bu yöntemin dış hekimliğinde kullanım alanları aşağıdaki gibidir [126];

- Dental materyaller
 - Diş Dokusu (mine, dentin, sement)
 - Amalgam

- Kompozit rezin ve simanlar
 - Cam, seramik ve porselen
 - Metaller, metal sistemleri ve diğerleri
- Oral ve maksillofasiyal mekanik ve cerrahi
 - Mandibula
 - Temporomandibular eklem
 - Periodontal ligament, alveolar kemik ve diğerleri
 - Ortodonti, diş hareketleri, ortodontik apareyler
 - Kök kanalları, kök kanal dolguları ve bu dişlerin tedavileri
 - Dental restorasyonlar
 - Dolgular
 - Kronlar, köprüler
 - Tam ve parsiyel protezler
 - Dental implantlar

FEM, oral maksillofasiyal cerrahi ve ortopedide kuvvet uygulandığı zaman biyomekanik açıdan kullanılan materyalleri incelemek amacıyla kullanılan stres analiz tekniklerinden biridir. Ortognatik cerrahi operasyonlarında ve mandibula kırık fiksasyonunda fiksasyon aşamasında yapılan yanlışlar yada kullanılan materyal nedeniyle komşu dokularda ve çiğneme sırasında oluşan stres nedeniyle fiksasyon sisteminde deformasyon oluşabilir; buna bağlı olarak kırık hattında stabilizasyonda kayıplar oluşabilir. Bu analiz tekniği uygulanan fiksasyon yönteminin güvenilirliğini değerlendirmede ve uygulanan materyalin özelliklerinin farklı varyasyonlarını incelemeye çoğunlukla kullanılan bir yöntemdir [75].

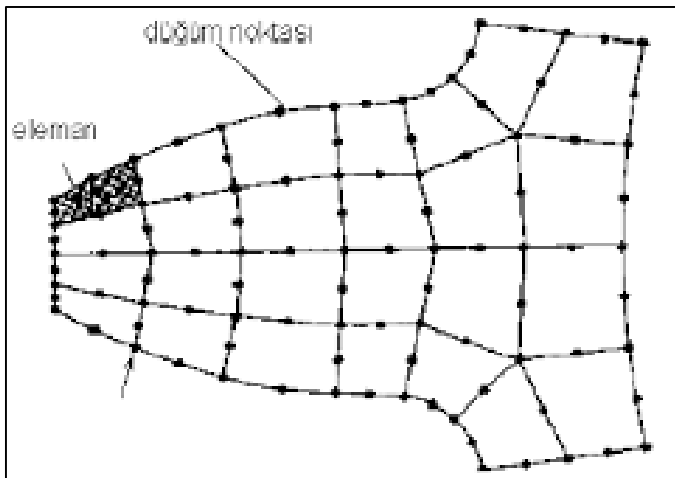
Bu analiz yönteminin uygulanmasındaki temel aşamalar sırasıyla şunlardır;

1- Pre-processing: İncelenecek yapının modelinin elde edilmesi

İlk olarak analizde yer alacak bütün yapılar bilgisayar ortamına aktarılır ve bir geometrik model elde edilir. Bilgisayar destekli tasarım programlarıyla geometrik modeller oluşturulur. Özellikle karmaşık yapılarda üç boyutlu bilgisayarlı tomografi tarayıcısı veya üç boyutlu lazer tarayıcısı modelleme sırasında kullanılabilir. Geometrik model olabildiğince çok

sayıda elemanlara bölünür. Eleman sayısı artıkça analiz aslına o kadar çok benzer sonuçlar verir. Elemanlar tek boyutlu (düz çizgiler), iki boyutlu (üçgenler, eşkenar dörtgenler) veya üç boyutlu (piramit veya tuğlaya benzer şekilli) ve değişik şekillerde olabilirler. Elemanların birbirlerine bağlandıkları noktalara düğüm (node), tüm yapıya ise ağ (mesh) adı verilmektedir. Böylece cisim, sonlu elemanlar ve onları birbirine bağlayan düğümlerden meydana gelen bir sistemle yer değiştirmiş olur. Modele dışardan bir kuvvet uygulandığında elemanlar materyal özelliklerine ve geometrilerine göre deformasyona uğrarlar. Bütün sistemde oluşan deformasyon ve stresin toplamı sistem içi ve sistem dışı kuvvetlerin denge halidir [112, 127].

Ağ modeli hazırlanırken komşu elemanlar üst üste gelmez ve aralarında boşluk oluşmaz. Elemanların yapısı olabildiğince basit tercih edilmelidir. Tek boyutlularda doğrular, iki boyutlularda üçgenler veya paralel kenarlar; üç boyutlularda ise dört, beş ve altı yüzlü yapılar kullanılmalıdır. Tek boyutlu cisimler birbirine düğümlerle, iki boyutlu cisimler çizgilerle, üç boyutlu cisimler düzlemlerle sonlu elemanlara bölünür [126].

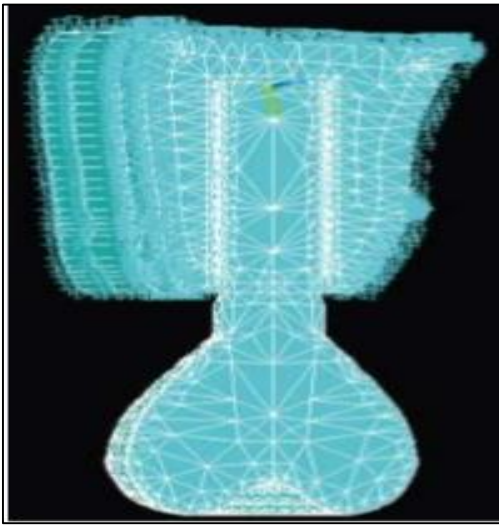


Şekil 2.22. Eleman ve düğüm noktaları

Cismin modellenmesi yapıldıktan sonra her eleman için eleman matriksleri tanımlanır ve eleman matriksleri cismin bütününe kapsayan genel matriksi meydana getirmek için bir araya getirilir. Böylece sonlu eleman modelindeki bütün düğümlerde yer değiştirmede devamlılık ve kuvvetlerde denge oluşturulur. Eleman matriksleri oluştuktan sonra parçalara ayrılmış cismin tamamına ait “genel matrisi” (overall=global stiffness matrix) oluşturmak için bir araya gelirler. Böylelikle cismin sonlu eleman modelindeki bütün düğümlerde kuvvetlerin dengesi ve yer değiştirmelerin devamlılığı elde edilir. Aynı tip ve geometrisi

olan elemanlar için uygulanan matematiksel denklem aynıdır. Bu sebepten dolayı tüm elemanlar için tek tek bu denklemlerin çözülmesi yapılmaz; tek bir denklemin çözümü yeterlidir. Elemanların geometrilerinin farklılığına göre çözülmesi gereken denklem sayısı da farklılık gösterir [75, 96].

Daha sonra modelin sınır şartları (boundary conditions) belirlenir. Gerilmelerin ve deplasmanların sınırı sınır şartları olarak adlandırılır ve cisme kuvvetin hangi noktadan uygulandığını ve nereden sabitlendiğini belirtir [96].



Şekil 2.23. Örnek düğüm noktaları ve sınır koşulları

2- Analiz: Verilerin software programına yüklenmesi

Elde edilen modeldeki farklı elemanların materyal özellikleri, yükleme koşulları ve sınır şartları programa yüklenir. Mekanik özelliklerin belirlenmesinde elastisite modülü (Young's Modulus) ve poisson oranlarından yararlanılır. Bunlar gereken minimum materyal özellikleridir. Çalışılan konuya bağlı olarak genişleme katsayısı, sürtünme katsayısı, termal iletkenlik gibi değerler de kullanılabilir. Uygulanması planlanan kuvvetin büyüklüğü, doğrultusu ve açısı belirlenir. Her eleman ait olduğu modelin bütünün özelliklerini barındırdığı için kuvvet yüklemesi yapılırken elemanların verdiği tepkiler cismin bütünüyle benzerdir. Yükleme yapılırken alınan sonuçlar kayıt altına alınır [112].

3- Post-processing: Analiz çözümlemesi

Değişik yükleme şartlarında yapılan analizler sonucunda farklı değişkenlere bağlantılı verilere ulaşılabılır. Bu veriler, asal gerilimler (principal stresses), eksensel gerilimler (axial stresses), yer değiştirme değerleri (displacements), deformasyon değerleri yada eşdeğer gerilimler (equivalent stresses) olabilir. Analizi yapılan cismin mekanik özellikleri de dikkate alınıp uygulanacak olan analiz yöntemi buna bağlı tercih edilir. Analiz sonuçları yorumlanırken; kırılğan materyaller (kemik, greft materyalleri, porselenler) için asal gerilim (principal stresses), metaller gibi çekilebilir materyaller için Von Misses stres (equivalent stresses) değerler hesaplanabilir. Bu stress değerleri matematiksel hesaplamalar neticesinde ulaşılır ve varyansları yoktur. Bu sebepten dolayı bu değerlerin istatistiksel analizi hesaplanamaz. Sonuçlar detaylı bir şekilde incelenir ve yorumlamalar yapılmaya çalışılır. Bu yöntemde stresin sayısal değeri yanlış olabilir ancak stresin nerde ve hangi büyüklükte meydana geleceği sorusuna yanıt bulunabilir [112, 126].

2.7.2. Dış hekimliğinde kullanılan sonlu eleman stres analiz programları

Teknolojideki ilerlemeyle paralel şekilde ileri işlemci yeteneğini olan bilgisayarların gelişmesiyle beraber sonlu elemanlar teknolojisi ve bu teknoloji ile kullanılan yazılım paketleri kullanılmaya başlanılmıştır. Birbirinden teknik farklılıkları olsa da ‘‘ALGOR, ABAQUS, ADINA, ANSYS, COMSOL, FEMPRO, FEMTOOLS, I-DEAS, MARC, PAFEC 75, PROENGINEER, SAP 80, SAP2000, STRAND7, VISUALFEA ve ZEBULON’’ isimli programlar dış hekimliğinde en sık kullanılanlardır. Bu programlarla gerilme, şekil değiştirme ve yer değiştirme miktarları sayısal değerlerle belirtilmekte ve verilerin zorlanmadan yorumlanabilmesi için renkli görüntüler elde edilmektedir. Her programın kendi renk cetveli yardımıyla da stresin incelenip yorumlanması yapılabilmektedir. Analiz sonundaki veriler renk kodları olarak farklı açılarda alınan görüntülerin üzerine işlenebilir [112]

2.8. Mandibula Biyomekaniği

Biyomekanik bilimdalı internal veya eksternal kuvvetlerin canlı sistemlerde gerçekleştirdiği etkileri inceler ve mekanik yöntemlerle dokuları tanımlayıp oluşan kuvvetlerin hangi bölgede nasıl etkilere neden olacağını açıklar. Statik ve dinamik olarak 2 alt grupta

incelenebilir. Statik biyomekanik, durağan veya belirli bir düzende doğrusal hareketi olan nesnelerin hareketlerini inceler. Dinamik biyomekanik ise hareketli olan bir nesneyi mekanik olarak inceler. Hareket, dairesel yada düzlemsel olabilir. Dinamik ise kinematik ve kinetik olarak ikiye ayrılır. Kinetik hareketi ve harekete sebep olan ve hareketten oluşan kuvveti araştırırken; kinematik hareketin zamansal ve uzaysal özelliklerini inceler [96, 128].

Biyomekanik biyolojik ve fizyolojik sistemlere klasik mekanik yöntemlerin uygulanmasıdır. Mekanik ise fizikte cisimlerin hareketini inceler. Mekaniğin birçok alt dalı vardır fakat genellikle en fazla çalışılanlar katı cisim, deforme cisim ve sıvı mekaniğidir. Katı cisim mekaniğinde cisim rijit ise deformasyonlar çok küçük olacağı için yok sayılabileceği varsayılır. Böylece cebirsel işlemlerle modelleme yapılırken doğruluk sağlanır ve zamandan tasarruf sağlanmış olur. Cisim deforme olacak bir materyalden oluşuyorsa kuvvetin dağılım şekli ve cismin bu kuvvet karşısında gösterdiği tepki şekilleri incelenir. Hücre ve organlarla alakalı analizler yapılarak kuvvetlerin büyümeye ya da harabiyete ne şekilde sebep olduğu saptanabilir. Sıvı mekaniği ise sıvıdaki kuvvetlerle alakalıdır. Kalp kapakçığı ve yüzme gibi konularda inceleme yaparken sıvı biyomekaniği kullanılır [128].

Biyomekanik, biyomühendislik ve biyomedikal mühendisliğinin bir alt dalıdır. Biyomühendislikte teknolojiye gelişmelerden de faydalanarak sağlık alanında kullanılacak malzemeler tasarlanır, test edilir ve üretim işleri ile fizyoloji ve biyolojiye ilişkin problemler anlaşılıp yorumlama yapılır [129].

Kemik dokudaki mekanik özellikler yapısal ve fonksiyonel olarak kemiğin karakterini oluşturur. Kırılma kuvveti, sertlik ve dayanıklılık kemiğin en önemli mekanik özelliğidir. Biyomekanik olarak kemikte incelenen temel nokta kırılmalılıktır. Kemikteki mineral yoğunluğu (BMD), gücü, kalitesi, geometri ve esneklik kırılmalılığın direkt etkileşimde olduğu diğer parametrelerdir. Kırılabilirlik (brittleness) ise kemiğin normalden daha kolay bir şekilde kırılması anlamına gelir ve kırılmalılığın bir ölçütüdür. Kemikteki mineral faz kemiğin gücünden ve mekanik rijiditesinden sorumlu iken kollajen faz ise dayanıklılık, mekanik kuvvetlere karşı oluşacak direnç ve esneklikten sorumludur [96, 130].

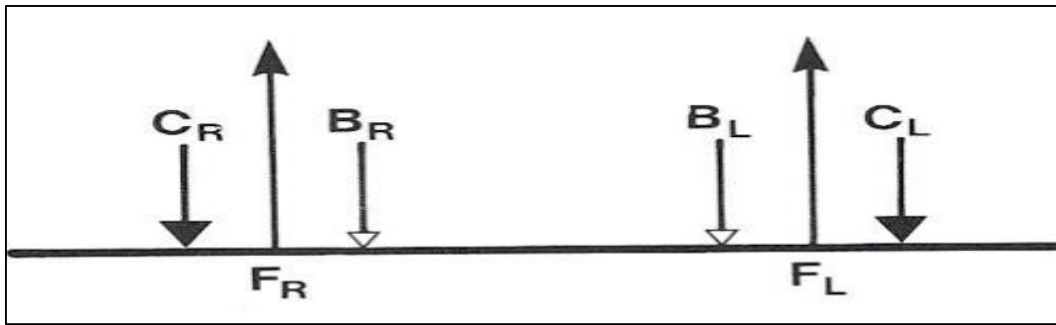
Mandibula sabit üst kafatasına direnç gösteren kavisli bir bar şeklinde hareket eder. Orijinal genetik yapısı oral kuvvetlere karşı koyabilmesi için fonksiyonlar tarafından modifiye edilmiştir. Bu modifikasyonlar ağırlıkla internaldir ve bunlara örnek medullar trabeküllerin

alveol kemik ve kortikal plaklar arasında stres dağıtıcı arkları ve dayanakları oluşturmaktadır [131].

Çiğneme ve ısırma fonksiyonunda mandibula çiğneme kaslarının yarattığı kuvvetler ile bu kuvvetlerin TME ve dişlerde yarattığı tepki kuvvetlerinin etkisi altındadır. Bunun sonucunda mandibulada stres ve gerinimler meydana gelir. Bu kuvvetlerin aralığı ve dağılımı eksternal yüklemenin tipi, mandibulanın kemik hacmi ve dağılımı gibi değişkenlerle ilişkilidir. Mandibula biyomekanik prensibinin anlaşılıp uygulanabilmesi için kemik remodelinginin farklı yüklemelerdeki verdiği cevap, ortodontik tedaviler, diş eksiklikleri, dental implant ve değişik rekonstrüktif cerrahilerde mandibuladaki yük dağılımı gibi etkenler büyük öneme sahiptir [132].

Kuvvet çiftleri ve sabit kirişler kullanılarak insan mandibulasındaki kaldırma sistemlerinin tanımlaması yapılmaktadır. Mandibula için güncel biyomekanik model sınıf 3 kaldırma sistemi kullanılarak anlatılabilir. Buna göre dayanak noktası kondildir. Elevasyon kaslarının birlikte uyguladığı kuvvet uygulanan kuvveti, ısırma kuvveti ise direnç kuvvetidir. Dengeyi oluşturmak için uygulanan kuvvetin direnç kuvvetinden daha büyük olması gerekir. Isırma kuvveti ne kadar önde konumlanırsa dengeyi sağlamak ve iş yapmak için daha çok kas kuvveti gerekir [131].

TME, kaslar ve sınırlayıcı ligamentler ile hareket eder. İnterküspal kapanışta mandibula altı adet kuvvetin altında kalır ve sabit bir kiriş gibi hareket eder [131].



Şekil 2.24. Kiriş olarak kabul edilen mandibulanın frontal görünüşü (CR ve CL Kondiler reaksiyonları, FR ve FL uygulanan kas kuvvetlerini, BR ve BL bileşke ısırma kuvvetlerini temsil etmektedir.)

Bununla beraber çeneler yiyecek kitlesinin direncine karşı tek tarafta kapandığı zaman model beş noktadan kuvvet uygulanmasının olduğu kirişe döner ve bu durumdaki

stabilizasyon interküspal pozisyonundaki bilateral yüklenmeden daha azdır. Yüklenme noktası belirli bir yöne doğru yer değiştirdiğinde çalışan taraftaki kas kuvvetinde artış olurken, dengeleyen tarafta ise azalır. Aynı zamanda dengeleyen taraftaki kondiler direnç kuvveti çalışan taraftaki kondildeki direnç kuvvetine nazaran daha fazla olur [131].

Çift taraflı uniform kapanışta mandibular elevatör kasların uyguladığı kuvvet yönünün bileşkesi yön olarak süperior, anterior ve mediale doğrudur. Temporal kas diğer çiğneme kaslarından daha zayıf olduğu için güç darbesinde en büyük pay masseter ve ptergoid kaslara aittir. Bu iki kasın birleşkesi genellikle medialedir ancak yön mandibulanın pozisyonundaki değişmelerle farklılık gösterir. Ayrıca bu kasların spazm yada nonfonksiyonel olduğu durumlar mandibulanın senkronize hareketini daha da zorlaştırır [131].

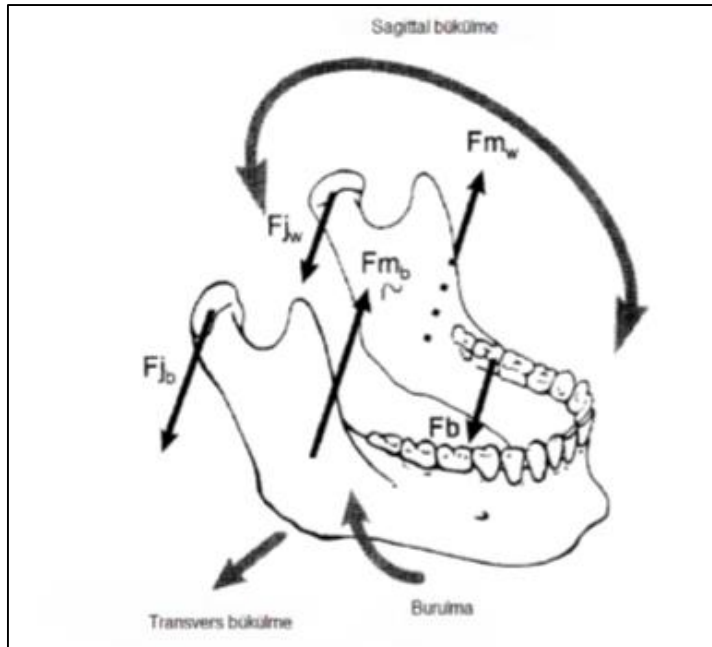
Biyomekanik olarak mandibulanın okluzal kısmı tension (gerilme) bölgesi, basis ise kompression (baskı) bölgesi olarak kabul edilmektedir. Angulus bölgesine doğru elevatör kasların etkisi artarken, simfiz bölgesine doğru ise depresör kasların etkisi artar. Bu biyomekanik kuvvetler kırık parçaların birbirinden ayrılması ve birleşmesini açıklamada önemlidir. İyileşme döneminde oluşan kallus yada yapılmış olan fiksasyon yöntemi kırık hattının mobilizasyonunu ortadan kaldırarak iyileşmeye katkı koyar. Fiksasyon amacıyla uygulanan materyaller kırık hattından kuvvetin uzaklaştırılmasında görev alır ; ayrıca bu materyaller kırık hattındaki tension ve kompression streslerindeki farklılıkları belirler. Örneğin arch barlar fonksiyon esnasında kuvveti bar aracılığıyla kırık hattın bir fragmanından ötekine iletir. Kırık fragmanlarında birbirinden ayrılacak şekilde hareket olursa bar üzerinde gerilim stresi meydana gelir. Yapısal olarak arch barlar kompresyon kuvvetlerine nazaran gerilim kuvvetlerine karşı daha dayanıklıdır. İntermaksiller fiksasyon arch barlar kullanılarak uygulandığında harekette bir sınırlama oluşacağı için mandibulanın biyomekanik hareketleri de engellenmiş olur. İntermaksiller fiksasyon plak ve vidalar aracılığıyla sağlanmış ise kuvvet modifiye edilir. Uygulanan kuvvet plak ile kemik yüzeyi arasındaki sürtünme kuvvetinden fazla değilse mevcut sistemde herhangi bir mobilizasyon meydana gelmez. Ancak uygulanan kuvvet sürtünme kuvvetinden fazla ise plak stresi vidalara iletilecektir. Sürtünme kuvveti, kullanılan vida sayısı ile doğru orantılıdır. Vida-kemik bağlantısı kemik-plak-vida sisteminin stabilizasyonunu sağlar. Vida-kemik bağlantısında gevşeme meydana gelirse bu durum sistem kaybına neden olur [131].

2.9. Mandibular Deformasyonlar

Mandibular kırık, fasiyal deformite tedavileri ve ortognatik cerrahiler sonrası relaps eğilimi gözlemlenebilir. Çene deformasyonunun bu relaps eğilimine hangi oranda etki gösterdiği hala daha net değildir [133].

Isırma ve çiğneme fonksiyonunda çiğneme kaslarının yarattığı kuvvet mandibulanın sagittal ekseninde bükülmesine sebebiyet verir. Sagittal eksenindeki bükülme nedeniyle dengeleyen tarafta mandibula basis bölgesinde sıkışma ve üst kenarında gerilme oluşurken, çalışan tarafta tam tersi görülür. Sagittal bükülme momenti çalışan ve dengeleyen tarafının her ikisinde de en fazla ramus ve angulustadır [96].

Çiğneme fonksiyonu esnasında korpusun uzun aksında dönme ya da korpustaki dönme ile beraber lateral transvers bükülme oluşur. Dönme hareketi mandibula basisinde dışarıya doğru alveol proçeste ise içeriye doğru çevrilmesine sebep olur. Her iki korpusun da dönme hareketi yapması simfiz bölgesinde alt tarafında gerilmeye, üst tarafında sıkışmaya sebep olur [96].



Şekil 2.25. Sagittal bükülme, dönme ve lateral transvers bükülmeye bağlı mandibula distorsiyonu (Fb ısırma kuvvetlerini, Fmb ve Fjb dengeleyen taraftaki kas ve eklemlerin kuvvetlerini; Fmv ve Fjw çalışan taraftaki kas ve eklemlerin kuvvetlerini temsil eder.)

Lateral eğilme momenti en fazla simfiz ve çevresinde oluşur ve posteriordan anteriora doğru geldikçe artar. Lateral eğilme bukkal kortikal bölgede sıkışma, lingual bölgede ise gerilimine neden olur. Mandibulaya yük geldiğinde iç (konkav) kısımda dış (konveks) kısma nazaran daha fazla gerilim meydana gelir [96].

Her iki koronoid proçesten ve ramustan aşağıya ve öne doğru bukkal ve lingualden simfize doğru ilerleyip simfizin lingualinde birleşen bölge yüksek germe gerilimi olan alanlardır. En fazla sıkışma gerilimi ise çift taraflı koronoid proçeslerde ve çalışan taraftaki angulusta oluşur. Çalışan taraftaki korpusta ise makaslama gerilimi daha fazladır [96].

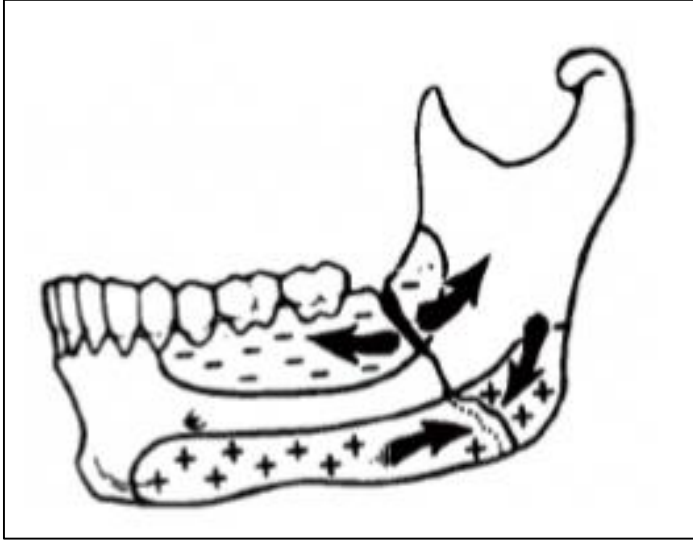
Gerilme gerinimleri simfizin lingual kortikal bölgesinde labialine göre daha çoktur mandibular ikinci molar bölgesinde azalır [96].

2.10. Mandibula Şeklinin ve Geometrisinin Mekanik Sonuçları

Kemiğin hem geometrik dizaynı hem de materyal özellikleri kuvvetlere , bükülme ve dönme momentine dirençte etkili faktörlerdir. Mandibula korpusunun kesitleri şekil olarak ovaldir. Transvers boyutu vertikal boyuttan daha kısadır. Bu nedenden dolayı transvers düzlemde bükülmeye karşı oluşan direnç sagital düzlemde oluşana göre ortalama 3 kat daha azdır. Bu durum kemiğin gerilmeye gösterdiği direnci azalttığı için avantaj olarak kabul edilir. Bükülme momentleri en fazla ramus ve angulustadır. Dişlerin var olması korpustaki dönme rijiditesinde önemli bir faktördür. Periodontal ligamentler de gerilim taşıma kapasitesindeki bir diğer etkindir [96].

2.11. Mandibula Kırık ve Fiksasyon Biyomekaniği

Mandibulada görülen kırıklar genellikle %75 oranında gerilme kuvvetlerinin bölgesinde meydana gelmektedir. Kondil boynu, angulus, sigmoid çentik ve simfiz mandibulanın en çok gerilmenin görüldüğü yerlerdir. Champy'e göre mandibulada alveol bölge gerilme bölgeleri, basis ise sıkışma alanlarıdır. Böylelikle mandibula kırıklarının internal fiksasyonu için ideal hatların fizyolojik gerilme hattı tanımlanır [116].



Şekil 2.26. Mandibulada oluşan gerilme (-) ve sıkışma alanları (+)

Kırık bölgesine yakın ısırma kuvvetleri negatif bükülme momentlerine, alveoler bölgede sıkışma ve alt bölgede gerilme merkezleri meydana gelir. Korpus kırıklarında en fazla bükülme ve en fazla dönme momentleri birbirine yakındır. Üst kenarında ayrılma gözlenirken, anterior yöne doğru dönmenin de etkisiyle alt kenarda mediolateral ayrılmalar meydana gelir. Angulus bölgesindeki oluşan kırıklarda bükülme momentleri dönme momentlerinden daha fazladır. Kırığın üst kısmında gerilme, alt kısmında ise sıkışma momentleri oluşur. Simfiz kırıklarında üst kısımda sıkışma momenti oluşurken, alt kısımda gerilme momenti meydana gelir. Bunun yanı sıra fonksiyon esnasında dönme ve makaslama kuvvetleri de oluşur. Korpus kırık olduğu zaman çiğneme kuvvetleri yüksek bükülme momentleri, düşük dönme momentleri ve yüksek makaslama kuvvetleri meydana gelir [96].

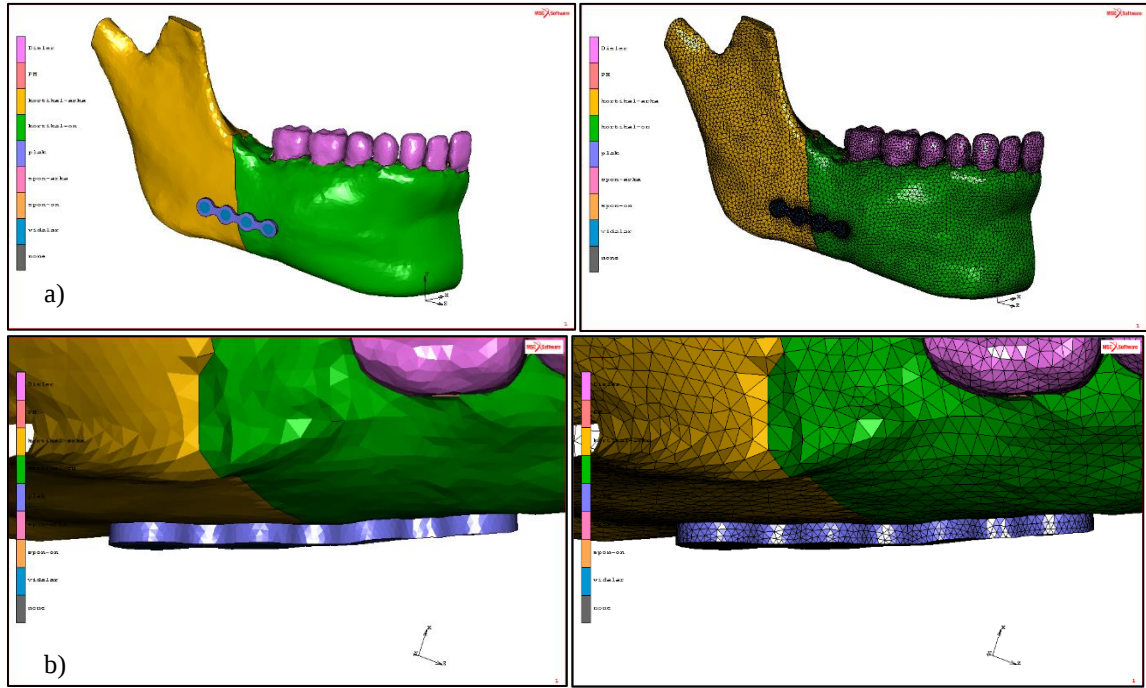
Kırık fiksasyonun hangi tekniğin kullanıldığından ziyade önemli olan makaslama ve dönme kuvvetlerinin önüne geçmektir. Bu kuvvetler kırık hattında interdijitasyon nedeniyle oluşur ve sıkışma kuvvetleri de bu kuvvetlerin oluşması yardımcı olur [96].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

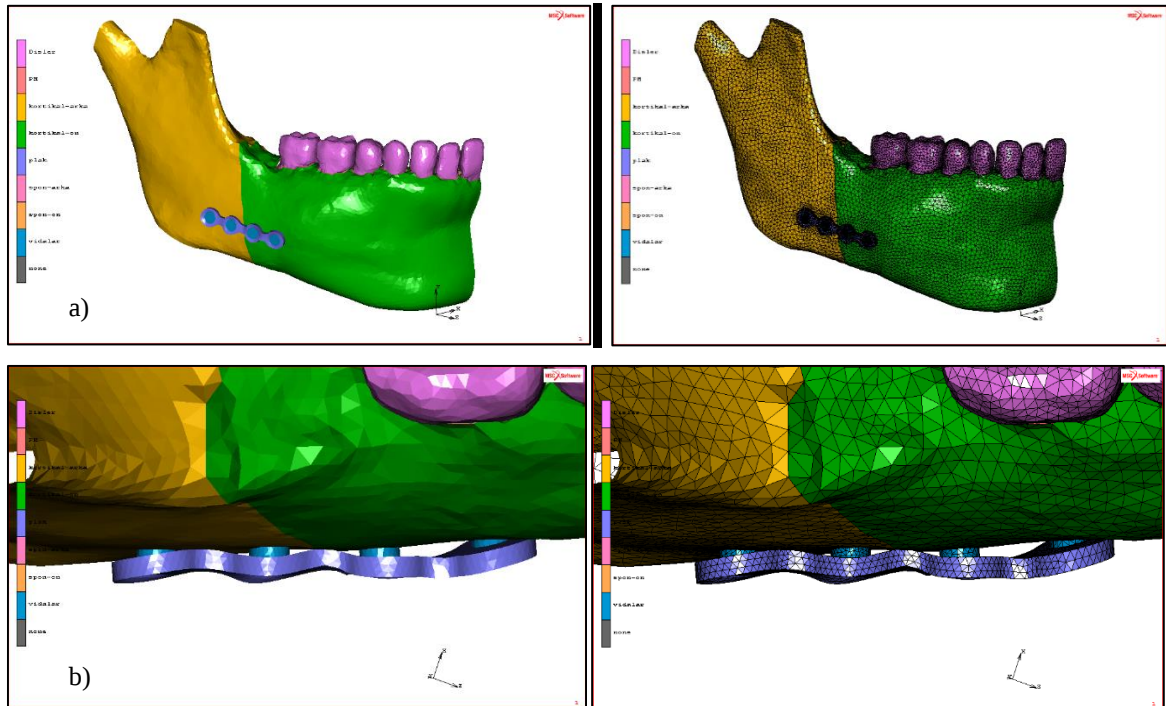
Bu çalışmada Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim dalı arşivlerindeki 18-20 yaşlarındaki bir kadavra mandibulasının tomografisinden oluşturulan mandibula modeli kullanılmıştır. Bu mandibula modelinden Kodak 9300C Carestream Health Cooperation (USA) Cone-Beam CT (CBCT) görüntüleme sistemi ile kesit kalınlıkları ortalama 0.5 mm seri tomografi kesitleri alınıp, DICOM 3.0 tıbbi görüntüleme formatı kullanılmış ve üç boyutlu medikal görüntü işletim programı Maxillim'e (Medicim Company, Mechelen, Germany) aktarılarak tekrardan formatlanmıştır. Oluşturulan üç boyutlu görüntüler .stl formatında muhafaza edilmiştir. Bu format ile birlikte MSC MENTAT (MSC Software Corporation, Santa Ana, CA, USA) programıyla pre-processing işlemi ve model oluşturma yapılmıştır. Model üzerinde refinement işlemlerini takiben elde edilen analiz sonuçlarının aslına en benzer olabilmesi için dişler artefaktlar temizlenerek işlenmiş ve dişlerin etrafındaki peridontal membran 0.2 mm kalınlığında tek tek her dişin etrafına modelde ilave edilip mandibulanın solid meshing işlemleri sonlandırılmıştır.

Çalışmada fiksasyon için kullanılan titanyum plak ve vidaların modellenmesi için Catia V5R18 (Dassault Systems-France) programıyla yapılmıştır. Bilgisayar üzerinde yapılan titanyum plakların modellenmesi W.Lorenz'in (Walter Lorenz Surgical, Jacksonville, 32218, FL, USA) mekanik özellikleri esas alınarak uygulanmıştır. Çalışmada kullanılan plaklar 4 delikli 2 mm'lik düz plaklardır. Plak fiksasyonunda ise 2mm'lik titanyum vidalar kullanılmıştır.

Çalışmamızda angulus bölgesindeki kırığın uyumlu veya uyumsuz 4 delikli I-plaklarla fiksasyonu simüle edilen 2 adet model ile oluşturulmuştur. Her iki modelde de kırık hatları gerçeğin benzeri gibi irregüler ve deplase olmayan şekilde simüle edilmiştir. Modellerdeki plak yerleşimi korpus yüksekliğinin 1/3 alt kısmından geçecek tek plak modelleri ile yapılmıştır.



Resim 3.1. a) 1/3 alt bölge yerleşimli uyumlu plak modeli, b) 1/3 alt bölge yerleşimli uyumlu plak modeli



Resim 3.2. a) 1/3 alt bölge yerleşimli uyumsuz plak modeli, b) 1/3 alt bölge yerleşimli uyumsuz plak modeli

Materyallerin mekanik özellikleri homojen, izotropik ve lineer elastik şekilde kabul edilmiştir.

Analizde kullanılan materyallerin Young Modülüsleri ve Poisson Oranları aşağıdaki gibidir:

Çizelge 3.1. Kullanılan materyallerin Young ve Poisson oranları

	Young Modulus (ϵ)	Poisson Oranı (ν)
Kortikal Kemik	14,8	0,3
Spongiyöz Kemik	1,85	0,3
Diş	20,7	0,3
Periodontal Membran	0,0689	0,145
Titanyum	105	0,33

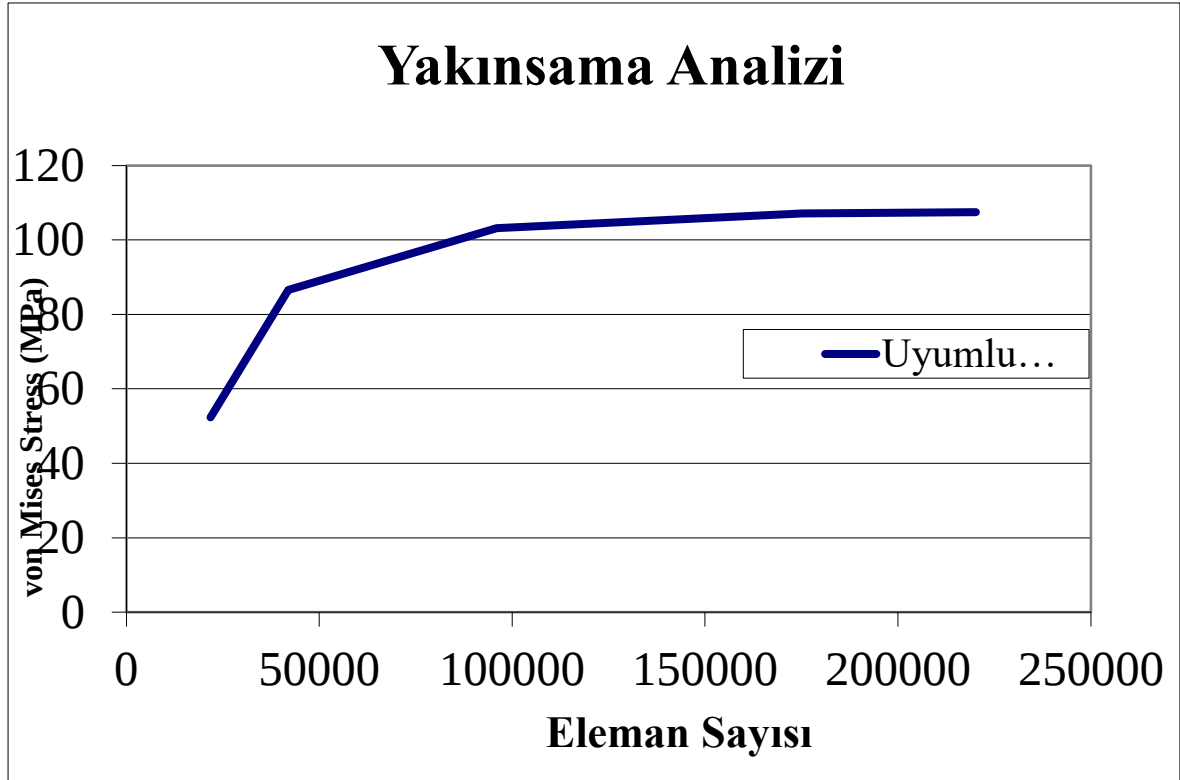
Bu çalışmadaki mandibular modellerin mümkün olduğunca maksimum düzeyde aslına benzerlik göstermesine ve komputasyonel hesaplama zamanının optimal düzeyde olmasına özen gösterilerek fazla sayıda eleman kullanılmış ve modellemeler yapılmıştır. Kullanılan elemanları tipi tetrahedraldir.

Çalışmamızda ‘‘convergence / yakınsama analizi’’uygulanarak kullanılan modellerin eleman ve nod sayılarının gerçekliğe yakınsamaları denenmiştir. Ayrıca yapılan analizlerin kısa sürede sonuçlanması için ileri sayıda eleman sayısında da kaçınarak RBE-2 (Rigid Body Element) tanımlanmıştır.

Modellerin von Mises stresleri kullanılarak yapılan yakınsama analizi sonuçları ile eleman ve nod sayıları Çizelge 3.2 ile Şekil 3.3’te gösterilmektedir.

Çizelge 3.2. Modellerdeki eleman ve nod sayıları

	Nod	Eleman
Uyumlu model	44687	220215
Uyumsuz model	44136	218017



Şekil 3.1. Yakınsama analizi sonuçları

Kullanılan her iki modelde de kondillerin uzaysal olarak normal konumunda lokalizasyonu yapılmıştır ve uzaysal X, Y, Z eksenlerinde oluşabilecek herhangi bir rotasyon ve deplasmanı ortadan kaldıracak şekilde fiksasyonu sağlanmıştır.

İnsan mandibula kemiği 100 Newton'dan 2400 Newton'a kadar geniş aralıkta çiğneme kuvveti uygulayabilmektedir [134]. Graf ve diğerlerine göre çiğneme fonksiyonu sırasında meydana gelen vertikal, oblik ve horizontal yüklerin oranı yaklaşık 5:2,5:1 oranındadır ve bu çalışmada da modellere her üç vektörde uygulanan kuvvetlerin bu oranda olmasına dikkat edilmiştir [135].

Kırık hattına aslında olduğu gibi etkileyen posterior çiğneme kuvvetlerinin etkilerini inceleyebilmek nedeniyle büyüklük olarak 600 Newtonluk yük vertikal, oblik ve horizontal olarak molar ve premolar dişler hizasında uygulanmıştır. Vertikal yönde bu dişler bölgesinde çiğneme kuvvetlerinin odak noktasıyla çakışan ve okluzal düzleme 90°'lik açıyla, oblik uygulamada dişlerin bukkal kaslarına yatay olarak 60°'lik açıyla; horizontal uygulamada ise dişin uzun eksenine 90° açı olacak şekilde yük uygulaması yapılmıştır. Bu kuvvet de her üç yönde, aynı oransal ve açısal değerlerde uygulanmıştır. Her iki modelde de kuvvet uygulamaları statiktir.

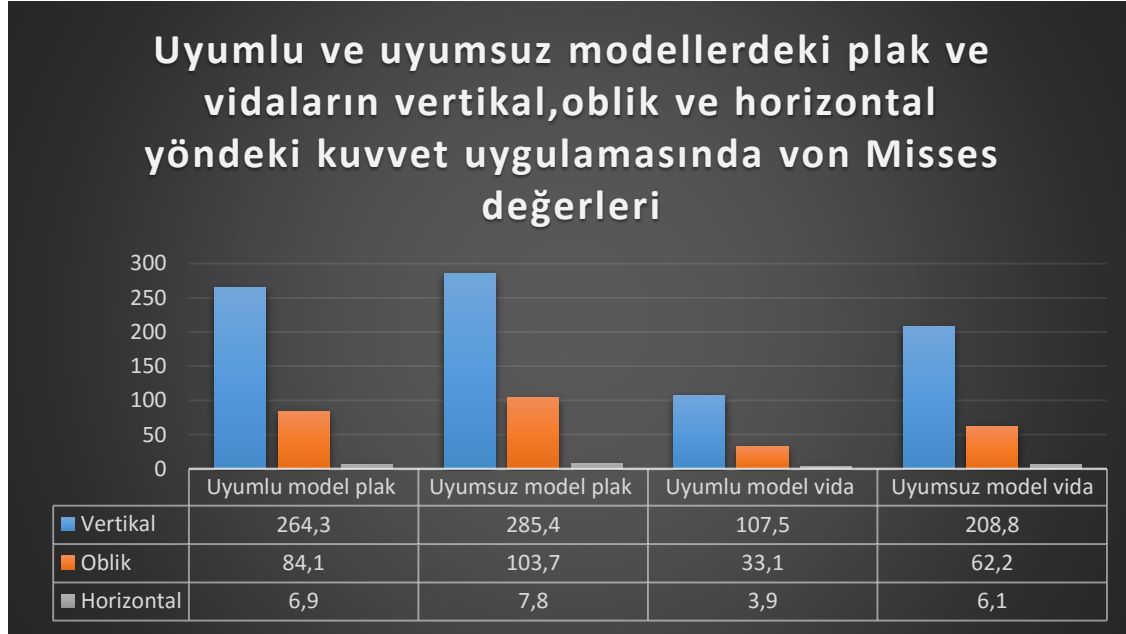
Modellerde meydana gelen stres değerlerini ölçmek için MSC MARC 2005 (MSC Corporation, Santa Ana, CA,92707, USA) Finite Element Solver yazılım sisteminden yararlanılmış ve kemik ile fiksasyon için kullanılan materyallerdeki stres dağılımları da ölçülerek görselleştirilmiştir.

Sonlu elemanlar analizi (FEM) ile ortaya çıkan stres değerleri ile gerçek değerleri aynı değildir. Literatüre baktığımızda ise hesaplamalarda hangi streslerin kullanılması gerektiğine dair herhangi bir kılavuz yoktur. Çalışmalarda von Mises stresleri ile asal stresler eşit olarak uygulanmaktadır. Miniplaklar gibi plastik deformasyona uğrayan maddeler için von Mises değeri deformasyonun başlangıcı olarak kabul edilir. Mühendislikte ise kemik, kırılğan bir materyal olarak kabul edilir. Bundan dolayı kemiğin biyomekanik davranışını analiz ederken asal streslerden yararlanır. Asal stresler maksimum ve minimum olarak ikiye ayrılır. Maksimum stresler (P_{max}) gerilim, minimum stresler (P_{min}) ise baskı kuvvetinin ayırımında kullanılır. Maksimum asal stres en yüksek çekme stresidir ve pozitif bir değerdir; minimum asal stres ise en yüksek baskı stresidir ve negatif bir değerdir [136].

Fiksasyon materyallerinde meydana gelen von Mises stresi ile kemiğin kortikal ve spongioz kısmında ortaya çıkan P_{max} (gerilme) ve P_{min} (sıkışma) stresleri bu çalışmada üç boyutlu sonlu elemanlar analiziyle incelenmiştir ve hepsi de MPa (N/mm^2) olarak hesaplanmıştır. Bütün bu stres dağılımlarını da kantitatif olarak hesaplayabilmek için 12 tane stres değeri olan renk skalasından yararlanılmıştır.

4. BULGULAR

4.1. Uyumlu ve Uyumsuz Modellerdeki Plak ve Vidalardaki Von Mises Stres Değerleri



Şekil 4.1. Modellerde kuvvet uygulamalarında plak ve vidalarda oluşan von Mises değerleri

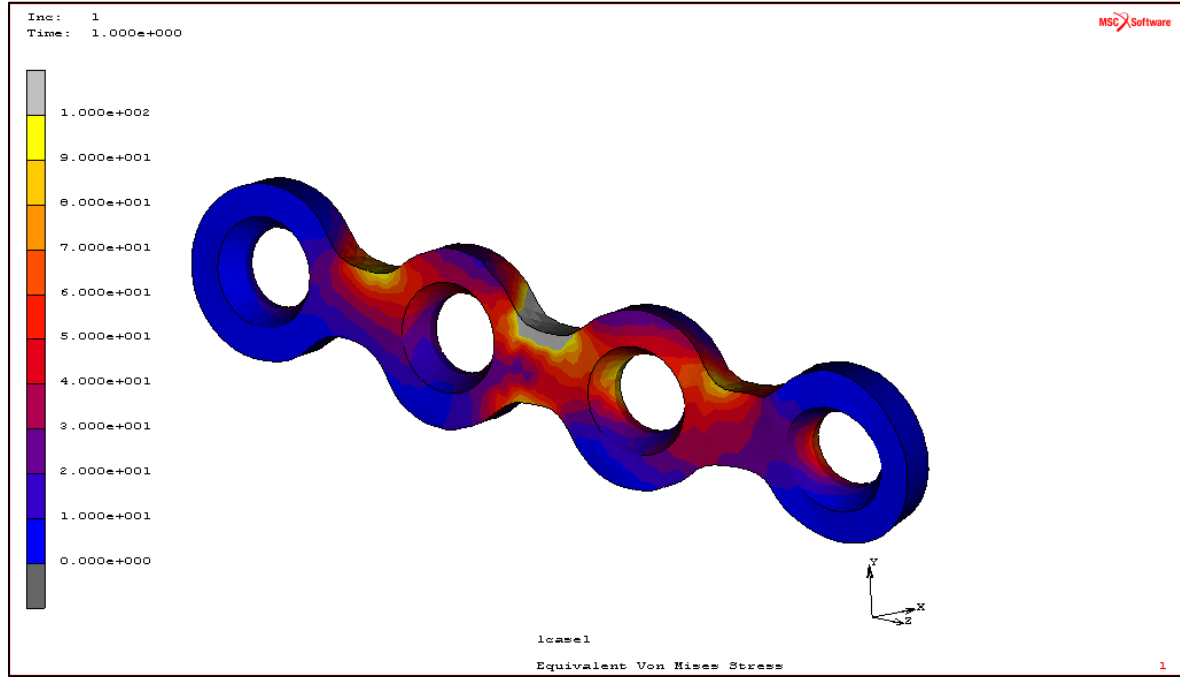
Her iki modelde de posterior bölgede kuvvet uygulandığında vertikal yönde yapılan yüklemelerde plak ve vida üzerinde oluşan stres oblik ve horizontal yönde yapılan yüklemelere göre daha fazladır. Oblik yönde yapılan yüklemelerde ise oluşan stresler horizontal yöndeki yüklemelere göre daha fazladır. Plaklardaki oluşan en yüksek stres değeri uyumsuz modeldeki vertikal yüklemelerde 285,4 MPa değerinde oluşurken, en az von Mises değerleri ise horizontal kuvvet uygulamasında uyumlu plakta 6,9 MPa olarak bulunmuştur.

Vidaların von Mises değerlerine bakıldığında ise plaklarla benzer olarak en yüksek değerler vertikal yüklemelerde olurken; bunu sırayla oblik ve horizontal yüklemeler takip etmektedir. Vidalarda en yüksek von Mises değeri uyumsuz modelde vertikal kuvvet uygulamasında 208,8 MPa olarak ölçülürken, en düşük değer ise uyumlu modelde horizontal kuvvet uygulamasında 3,9 MPa olarak bulunmuştur.

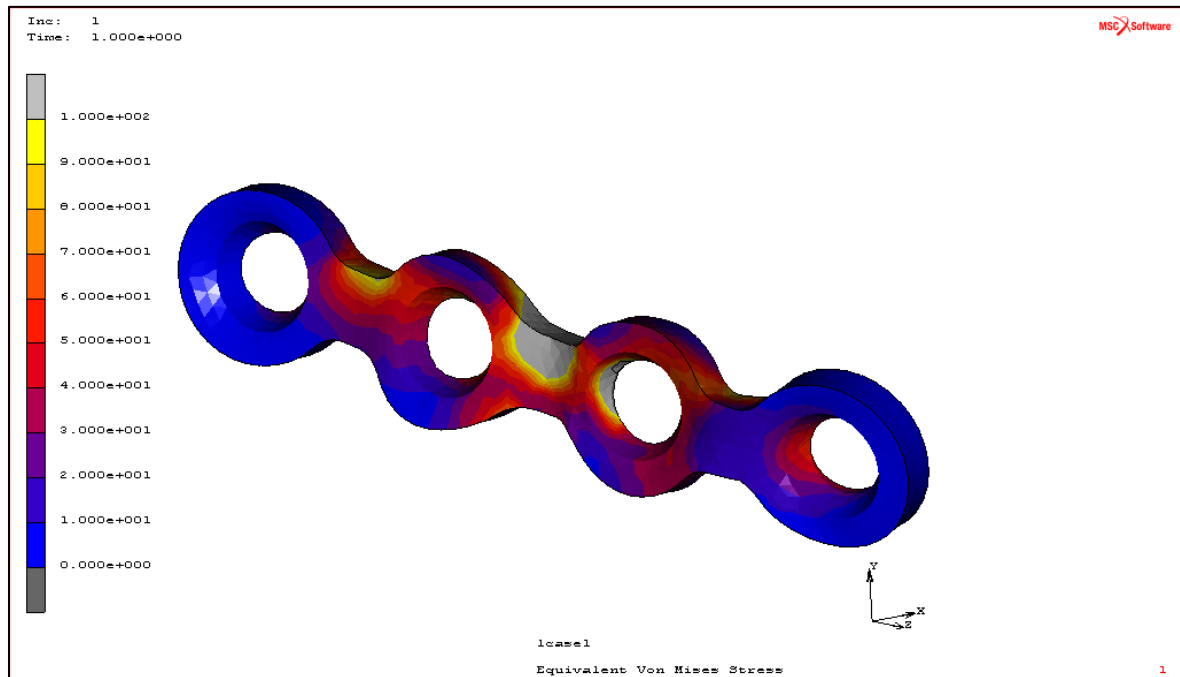
Uyumlu ve uyumsuz modeller birbirleriyle karşılaştırıldığında ise aynı yöndeki kuvvet uygulamalarında elde edilen stres değerleri uyumsuz modellerde uyumlu modellere göre daha yüksektir.

Her üç yöndeki kuvvet uygulamasında da uyumlu ve uyumsuz modelde oluşan stres büyüklükleri plaklarda vidalara göre daha fazla oluştuğu izlenmektedir.

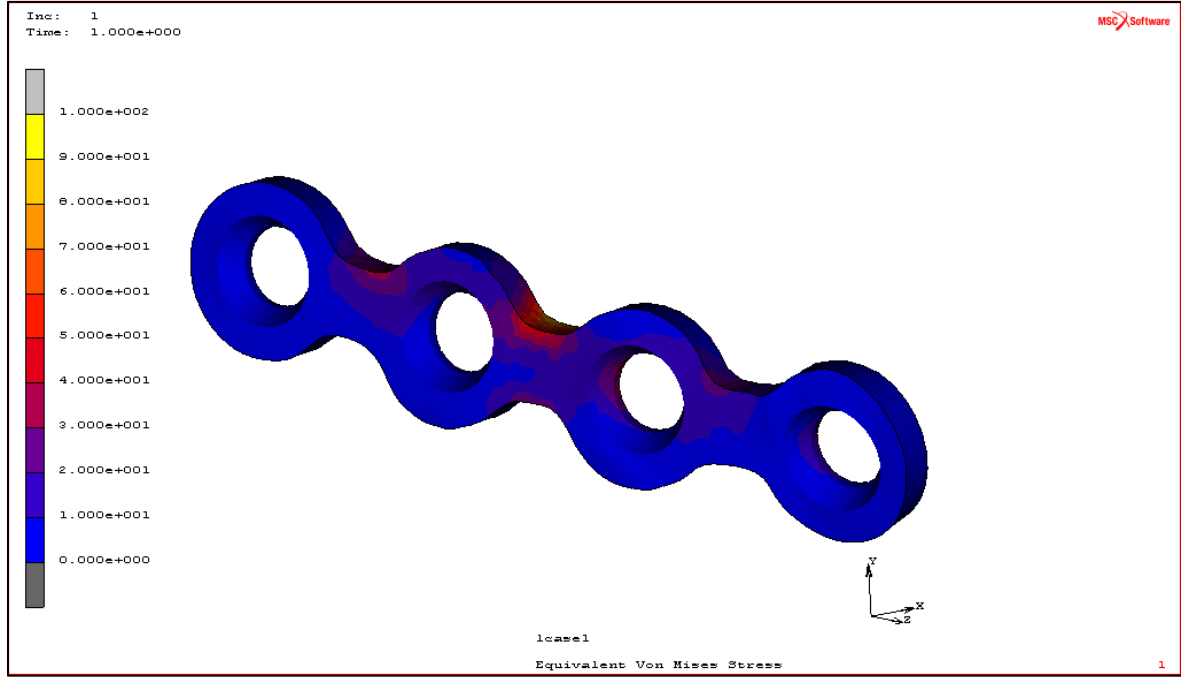
4.2. Uyumlu ve Uyumsuz Modellerde Plaklardaki Von Mises Stres Yayılım Alanları



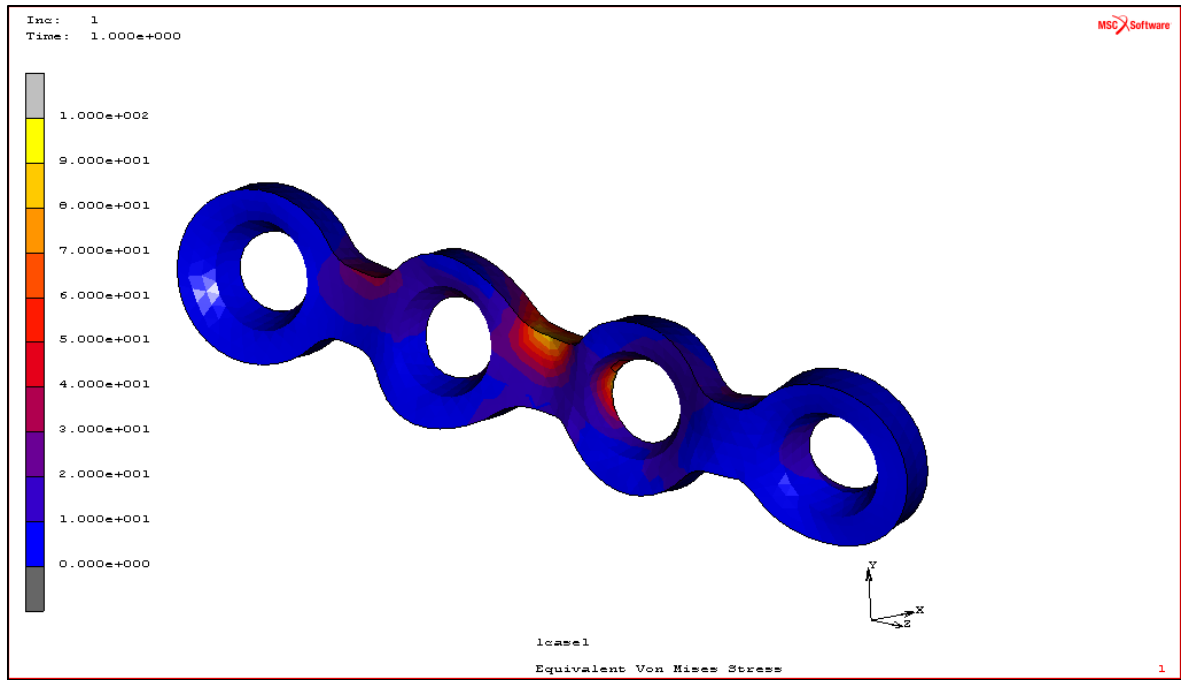
Resim 4.1. Posterior vertikal yüklemde uyumlu plakta von Mises stres yayılımları



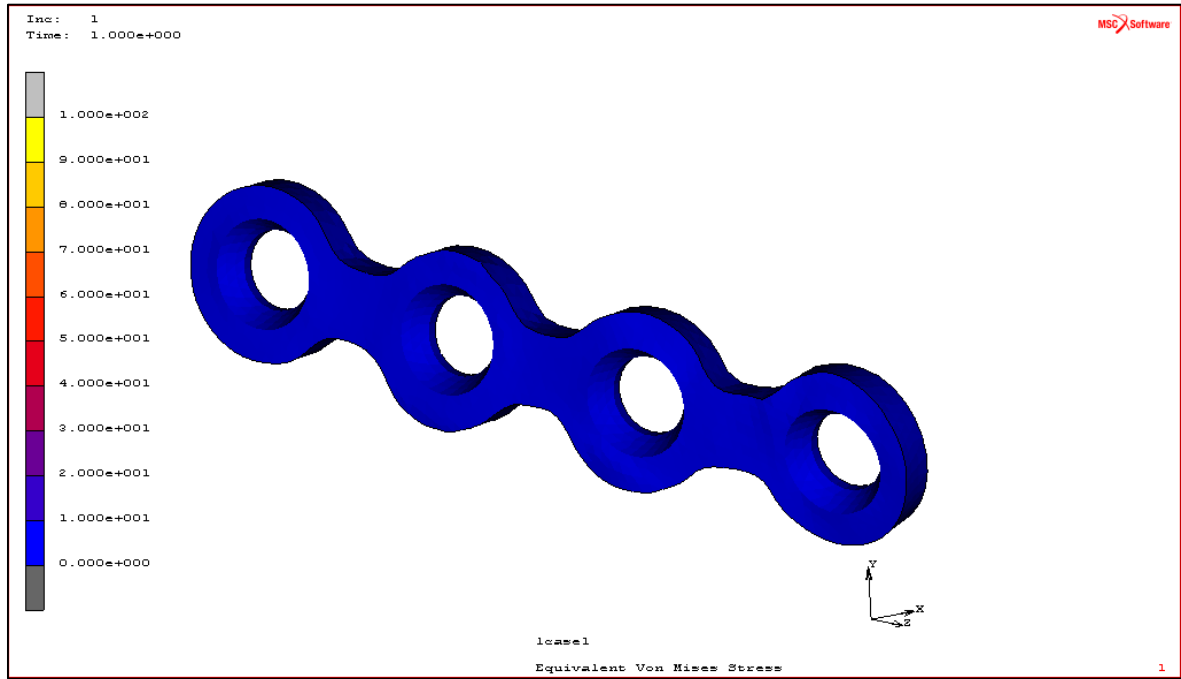
Resim 4.2. Posterior vertikal yüklemde uyumsuz plaktaki von Mises stres yayılımları



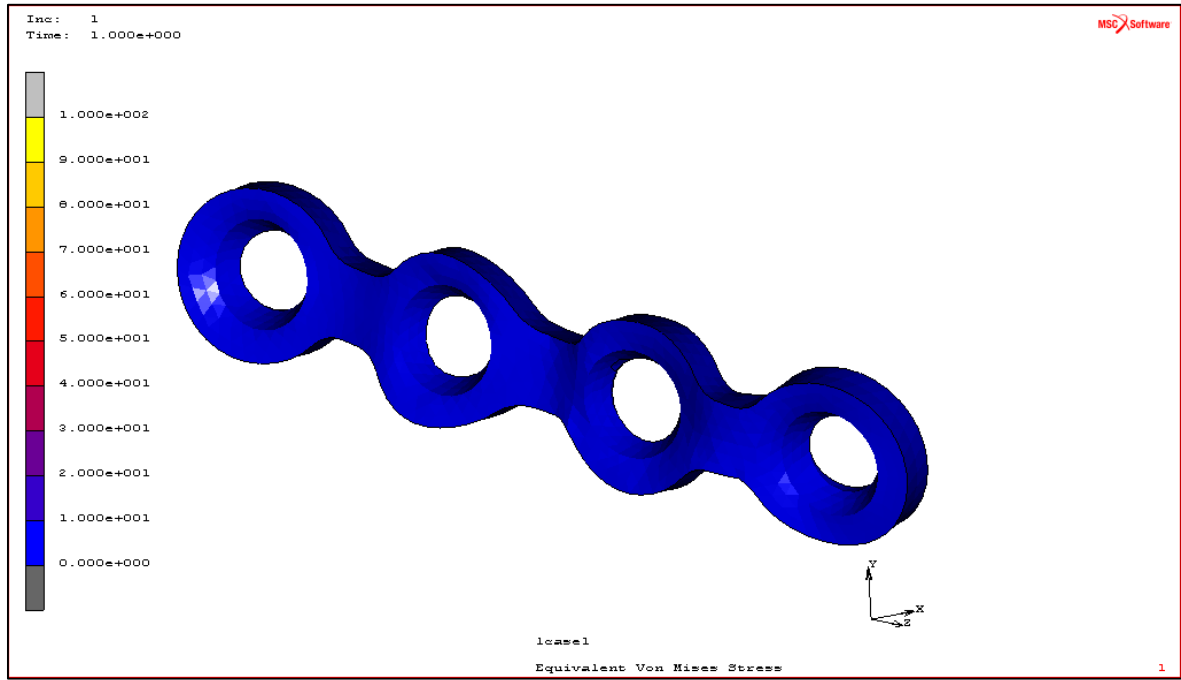
Resim 4.3. Posterior oblik yüklemde uyumlu plaktaki von Mises stres yayılımları



Resim 4.4. Posterior oblik yüklemde uyumsuz plaktaki von Mises stres yayılımları

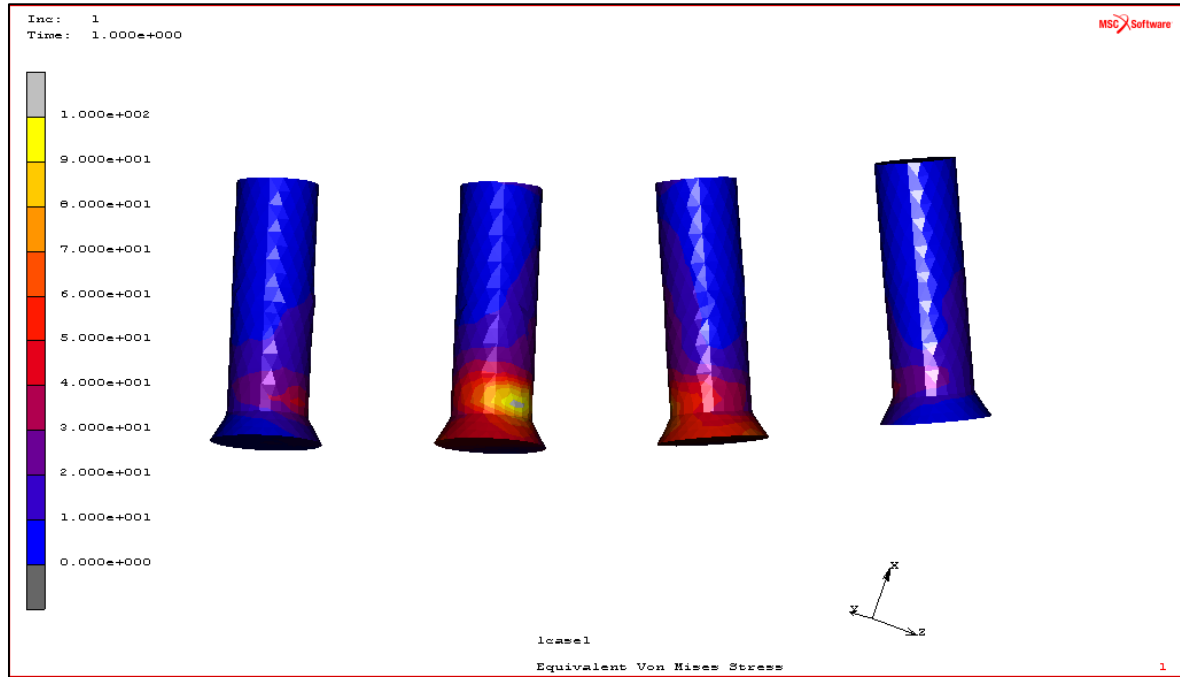


Resim 4.5. Posterior horizontal yüklemede uyumlu plaktaki von Mises stres yayılımları

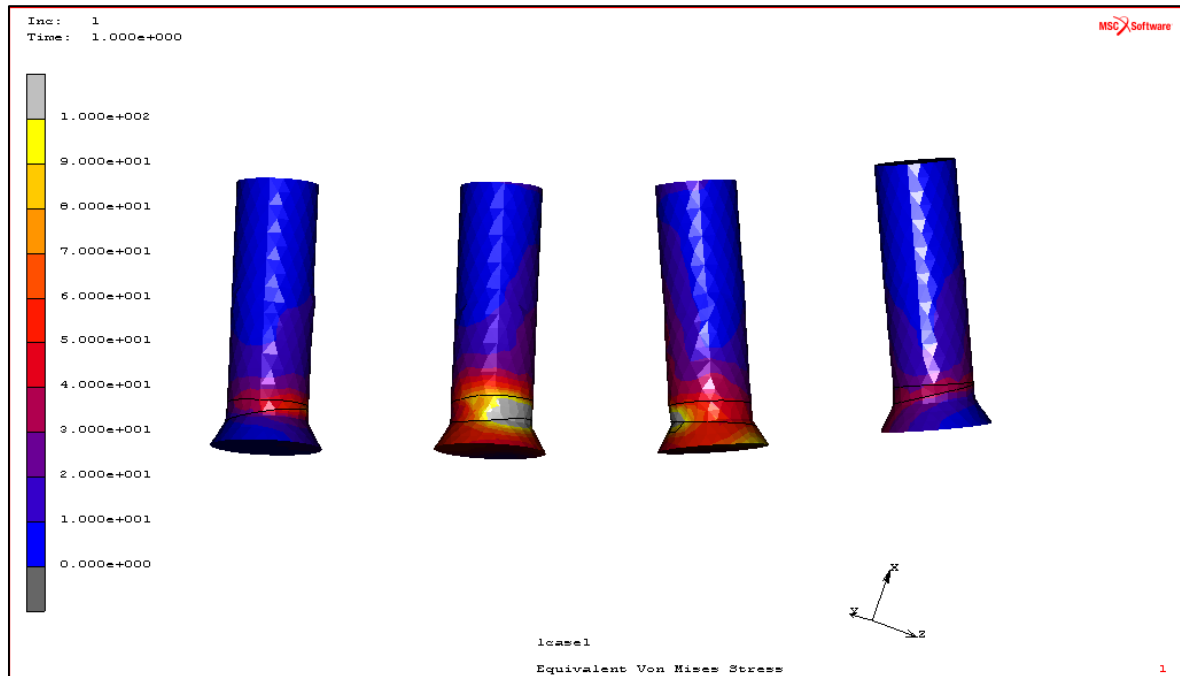


Resim 4.6. Posterior horizontal yüklemede uyumsuz plaktaki von Mises stres yayılımları

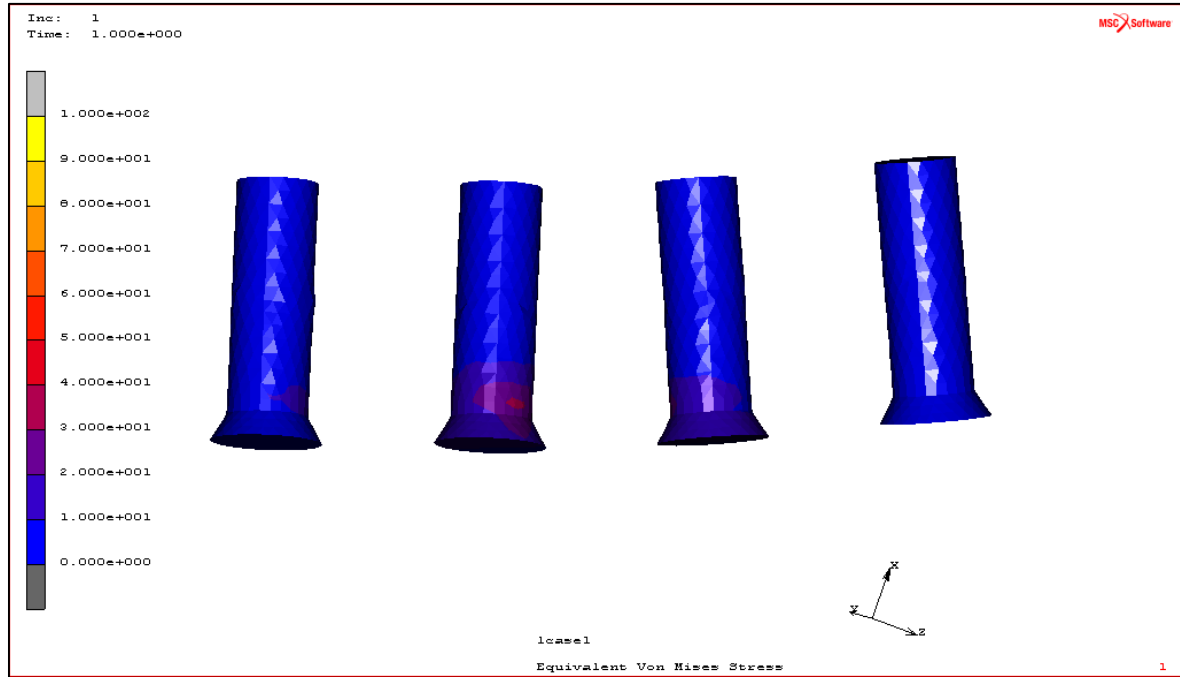
4.3. Uyumlu ve Uyumsuz Modeldeki Vidalardaki Von Mises Stres Yayılım Alanları



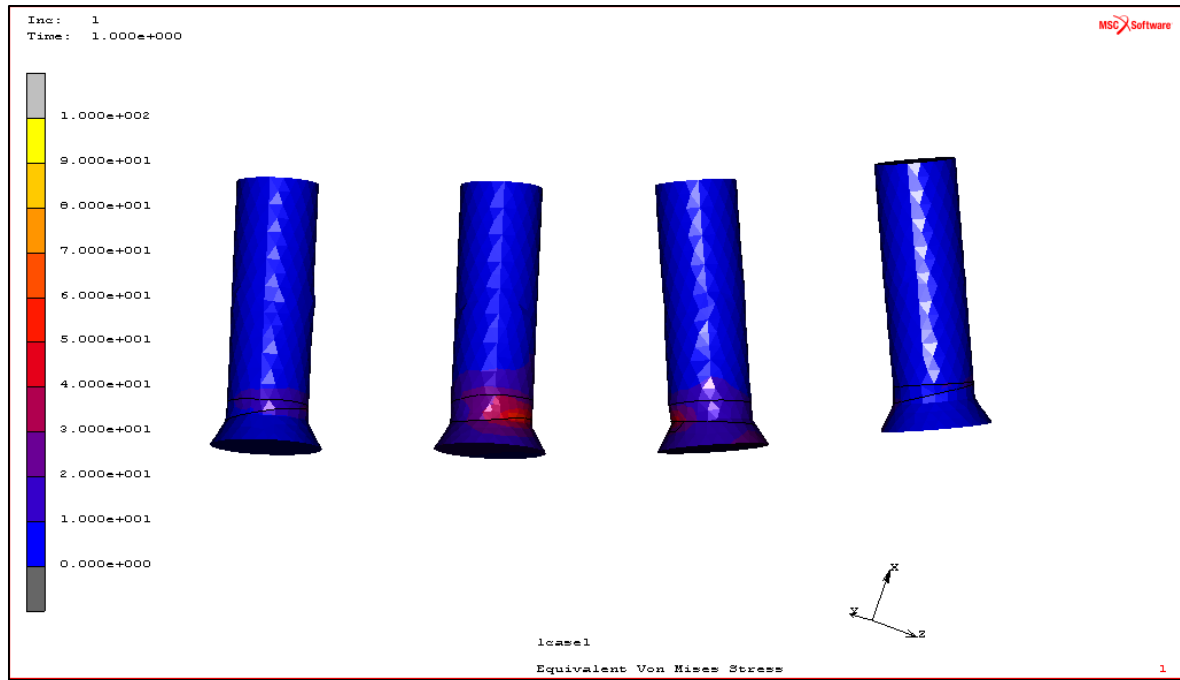
Resim 4.7. Posterior vertikal yüklemde uyumlu plaktaki vidalarda von Mises stres yayılımları



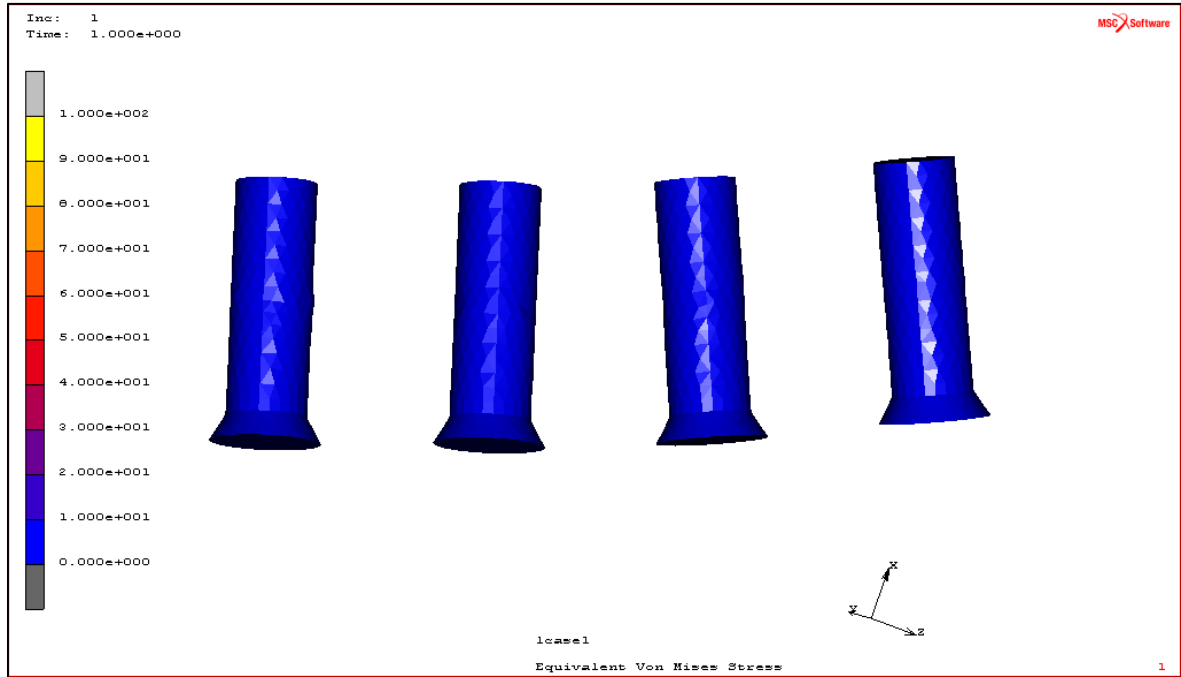
Resim 4.8. Posterior vertikal yüklemde uyumsuz plaktaki vidalarda von Mises stres yayılımları



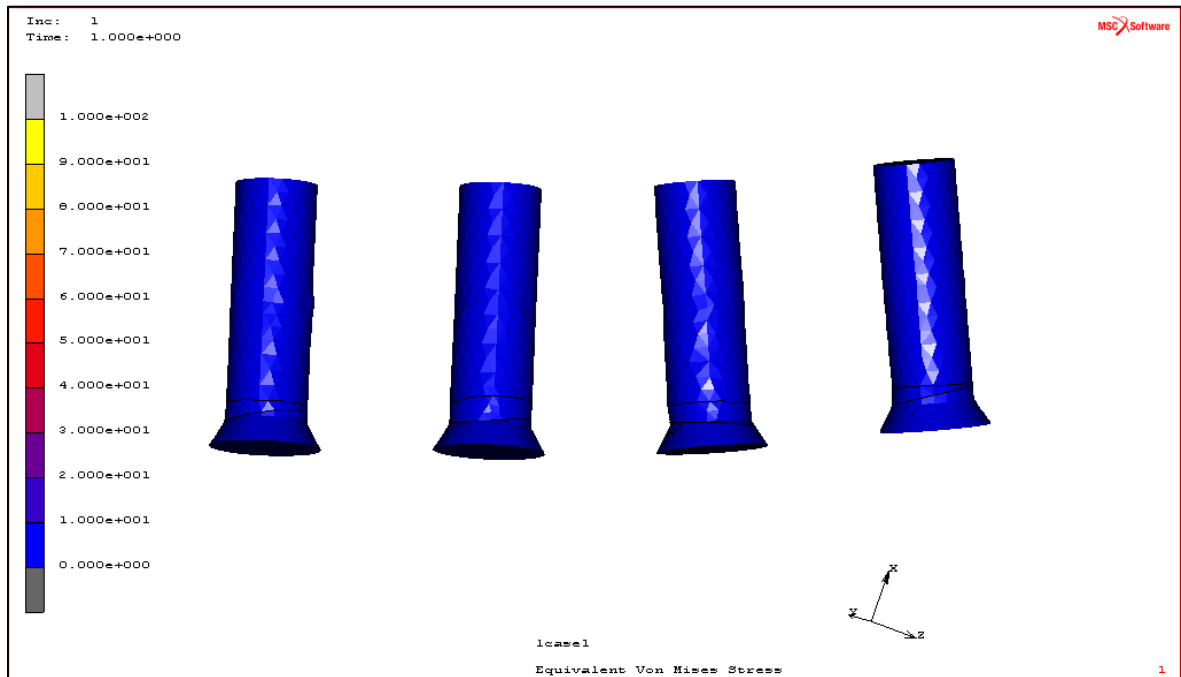
Resim 4.9. Posterior oblik yüklemde uyumlu plaktaki vidalarda von Mises stres yayılımları



Resim 4.10. Posterior oblik yüklemde uyumsuz plaktaki vidalarda von Mises stres yayılımları



Resim 4.11. Posterior horizontal uygulamada uyumlu plaktaki vidalarda von Mises stres yayılımları



Resim 4.12. Posterior horizontal uygulamada uyumsuz plaktaki vidalarda von Mises stres yayılımları

Posterior vertikal kuvvet uygulamasında uyumlu ve uyumsuz modellerde plaklar von Mises stresleri açısından karşılaştırıldığında genel olarak streslerin benzer şekilde dağılım gösterdiği izlenmektedir (Resim 4.2-4.3). Ancak posterior yüklemedeki uyumsuz plakta orta hattaki stresin (285,4 MPa), uyumlu plakta oluşuma göre (264,3 MPa) göre daha fazla

etkilendiği ve daha büyük stres alanlarının oluştuğu tespit edilmektedir. Sadece bu bölgede değil aynı zamanda kırık hattının proksimalinde kalan kırık hattına komşu olan ve olmayan vida deliklerindeki stres yoğunluklarının uyumsuz modelde uyumlu modele göre daha fazla yoğunlaştığı izlenmektedir. Ancak vertikal kuvvet uygulamasında proksimal segmentteki vida delikleri arasındakı plak bölgesindeki stres yoğunluğu uyumlu modelde uyumsuzuza göre daha fazladır.

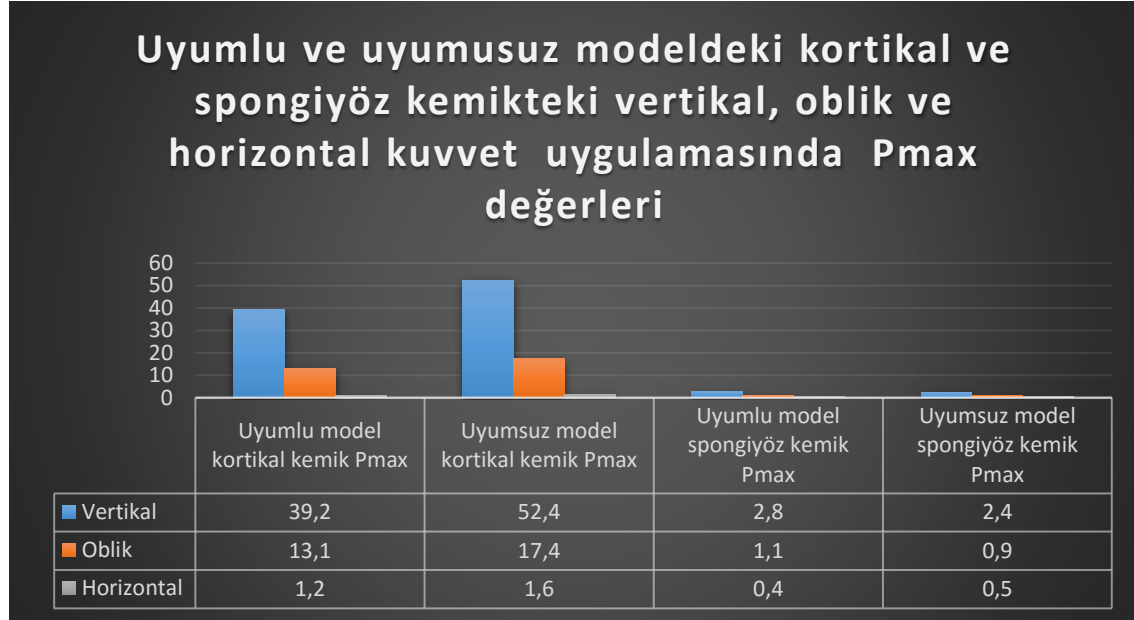
Posterior vertikal yüklemede her iki modelde de vidaların (Resim 4.8-4.9) von Mises stresleri uyumsuz modelde (208,8 MPa), uyumlu modele göre (107,5 MPa) daha fazla olacak şekilde orta hattaki vidaların baş ve boyun kısmında yoğunlaştığı tespit edilmiştir.

Oblik kuvvet uygulamasında stres yayılım alanları vertikal kuvvet uygulamasıyla benzerlik göstererek orta hatta yoğunlaşmış; daha az olarak da proksimaldeki kırık hattına komşu vida deliğinde ve distaldeki vida delikleri arasında kalan plak bölgesinin üst sınırında izlenmektedir. Ayrıca bu kuvvet uygulamasında da proksimal segmentteki vida delikleri arasında kalan plak bölgesinin üst bölgesindeki stres yoğunluğu uyumlu modelde uyumsuz modele göre daha fazladır (Resim 4.4-4.5). Uyumlu modelde oblik kuvvet uygulamasında plağın von Mises değeri 84,1 MPa iken, uyumsuz modelde ise 103.7 MPa'dır.

Oblik kuvvet uygulamasında vidalarda ise uyumsuz modelde uyumlu modele göre daha yoğun olacak şekilde stres yoğunlukları vidaların boyun kısmında tespit edilmiştir (Resim 4.10-4.11). Uyumlu modeldeki vida von Mises stres değeri 33,1 MPa iken, uyumsuz modelde ise 62,2 MPa'dır.

Horizontal kuvvet uygulamasında ise her iki modelde de plak ve vidalarda oluşan stres miktarları minimum düzeyde olup, belirli alanlarda oluşan stres yoğunlukları izlenmemektedir (Resim 4.6-4.7-4.12-4.13).

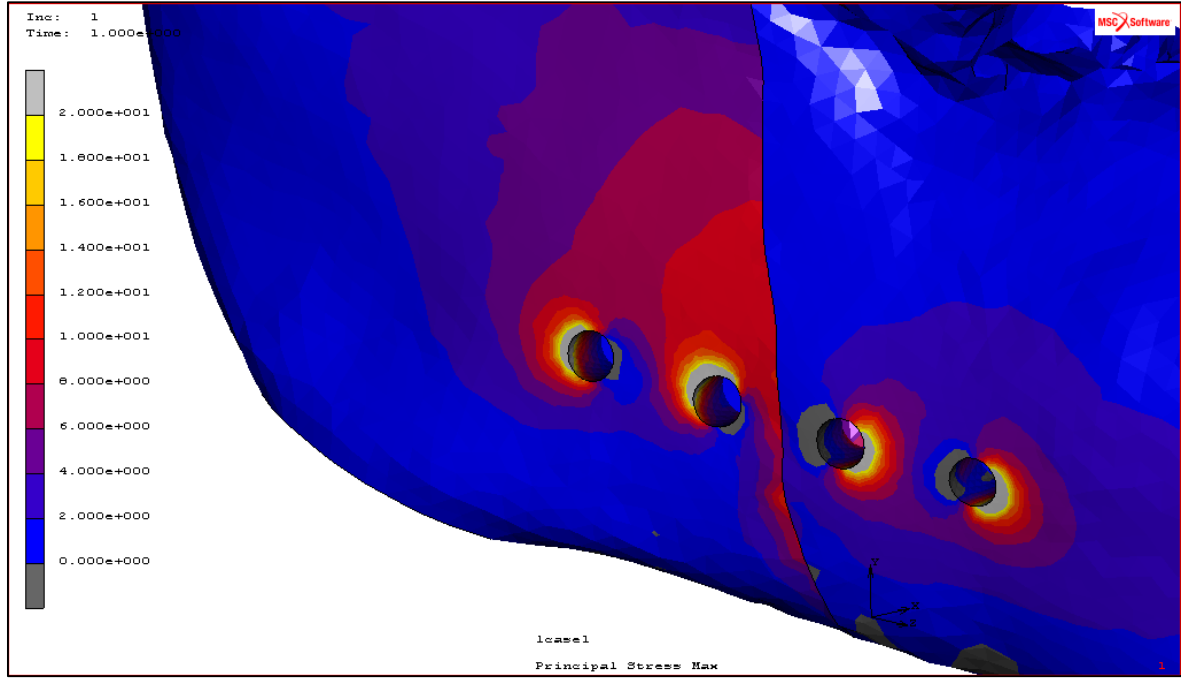
4.4. Uyumlu ve Uyumsuz Modeldeki Kortikal ve Spongiyöz Kemikteki Pmax Stres Değerleri



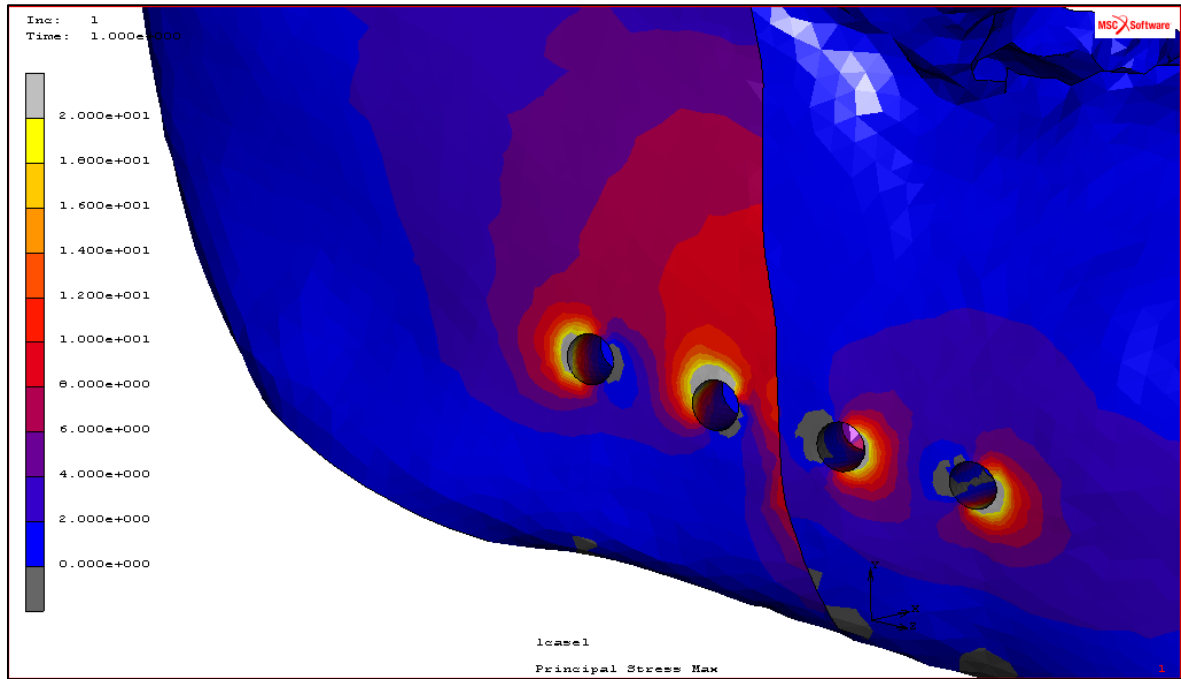
Şekil 4.2. Modellerde kuvvet uygulamalarında kortikal ve spongiyöz kemikte oluşan Pmax stres değerleri

Genel olarak her iki modelde de kemiğin kortikal bölgesindeki stres yayılımının spongiyöz bölgeye göre daha fazla olduğu bulunmuştur. Ancak vertikal ve oblik kuvvet uygulamasında spongiyöz kemikteki stres yayılımının uyumlu plak modelinde uyumsuzu göre daha fazla bulunmuştur. En yüksek Pmax değeri 52,4 MPa ile vertikal kuvvet uygulamasında uyumsuz plakta kortikal kemikte görülürken; en düşük Pmax değeri ise 0,4 MPa ile uyumlu plaktaki horizontal kuvvet uygulamasında spongiyöz kemikte meydana gelmiştir.

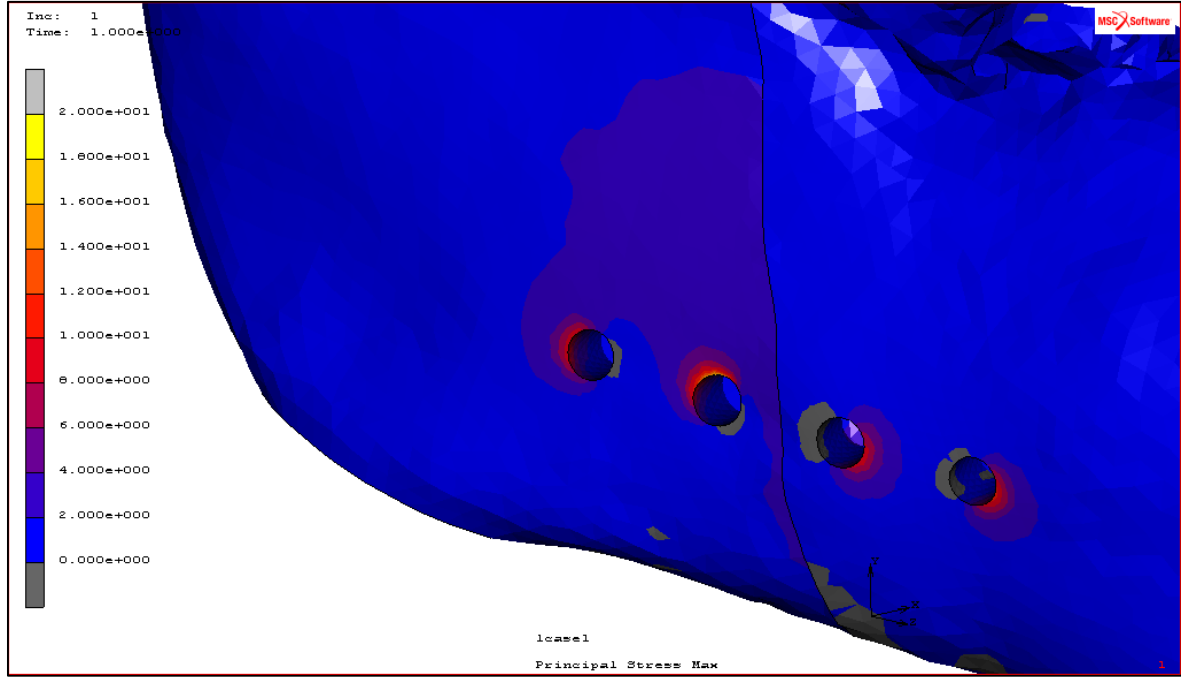
4.5. Uyumlu ve Uyumsuz Modeldeki Kortikal Kemikte Pmax Stres Yayılım Alanları



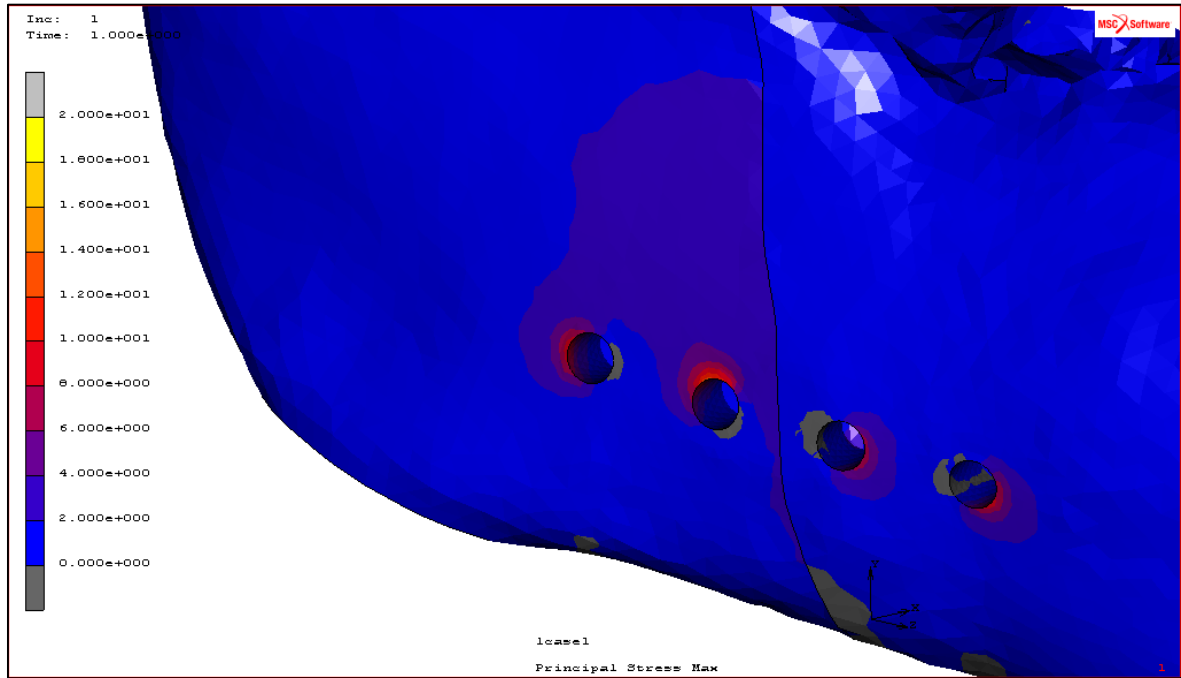
Resim 4.13. Vertikal kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde kortikal kemikte oluşan Pmax stres yayılımları



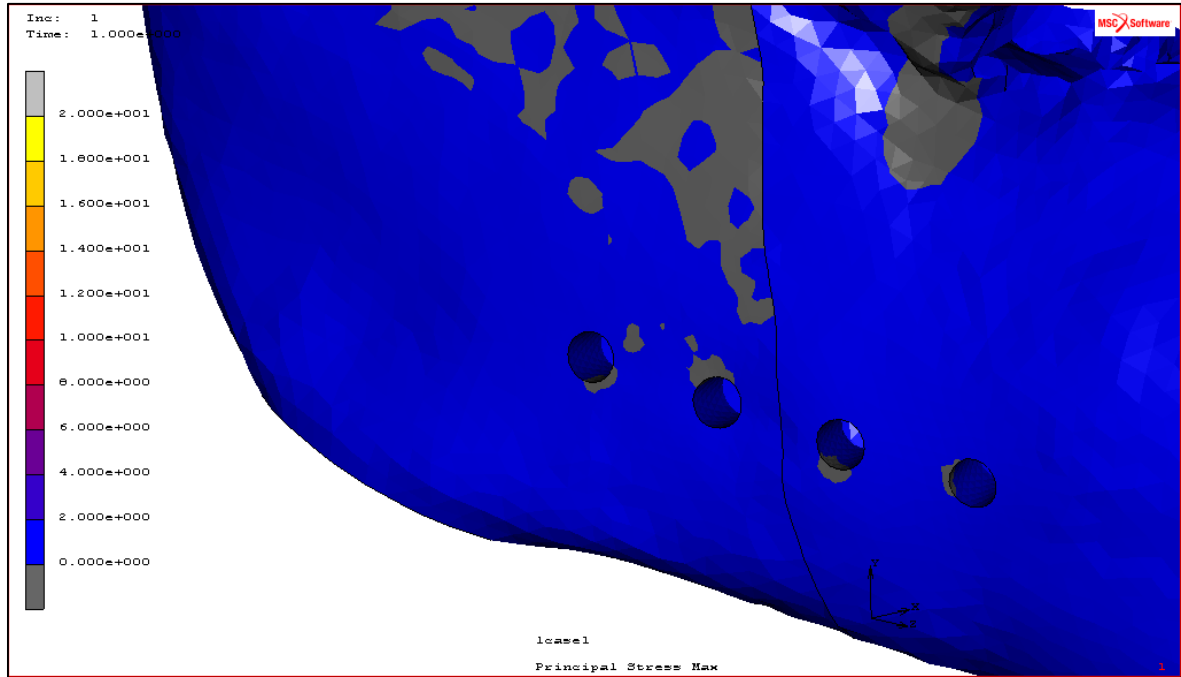
Resim 4.14. Vertikal kuvvet uygulamasında uyumlu modelde kortikal kemikte oluşan Pmax stres yayılımları



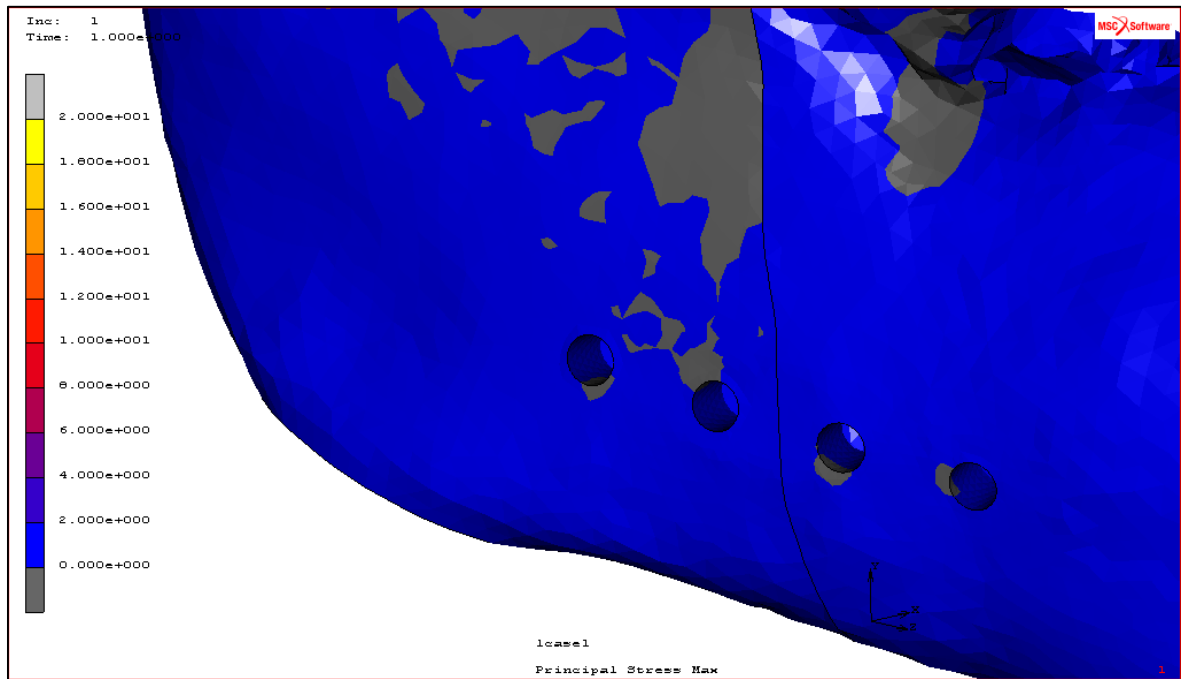
Resim 4.15. Oblik kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde kortikal kemikte oluşan Pmax stres yayılımları



Resim 4.16. Oblik kuvvet uygulamasında uyumlu modelde kortikal kemikte oluşan Pmax stres yayılımları



Resim 4.17. Horizontal kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde kortikal kemikte oluşan Pmax stres yayılımları



Resim 4.18. Horizontal kuvvet uygulamasında uyumlu modelde kortikal kemikte oluşan Pmax stres yayılımları

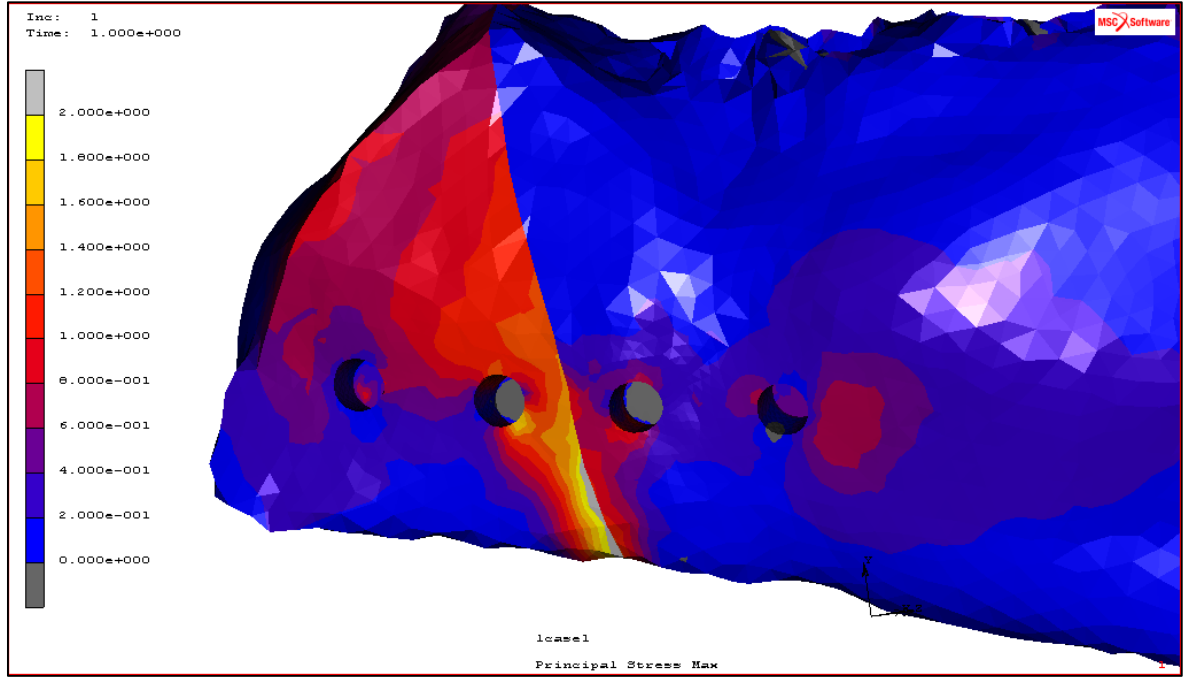
Kortikal komikte olan Pmax stresleri en fazla vertikal kuvvet uygulamasında oluşurken; bunu sırayla oblik ve horizontal yönde yapılan kuvvet uygulamaları takip eder.

Vertikal kuvvet uygulamasında kortikal kemikte oluşan Pmax stresleri açısından değerlendirildiğinde strelerin çok benzer şekilde yayılımlar gösterdiği uyumsuz modeldeki kortikal kemikte (52,4 MPa), uyumlu modele göre daha fazla stres yüklendiği (39,2 MPa) izlenmiştir (Resim 4.15-16). Her iki modelde de Pmax stres yayılımları en çok vida deliklerinin çevresinde en fazladır ve stres yayılımları vida çevresinden uzaklaştıkça azalarak devam eder. Ayrıca distal segmentte kırık hattına komşu alanlarda stres yayılım alanları proksimale göre daha fazladır ve superior yönde azalarak devam eden yayılımlar şeklindedir.

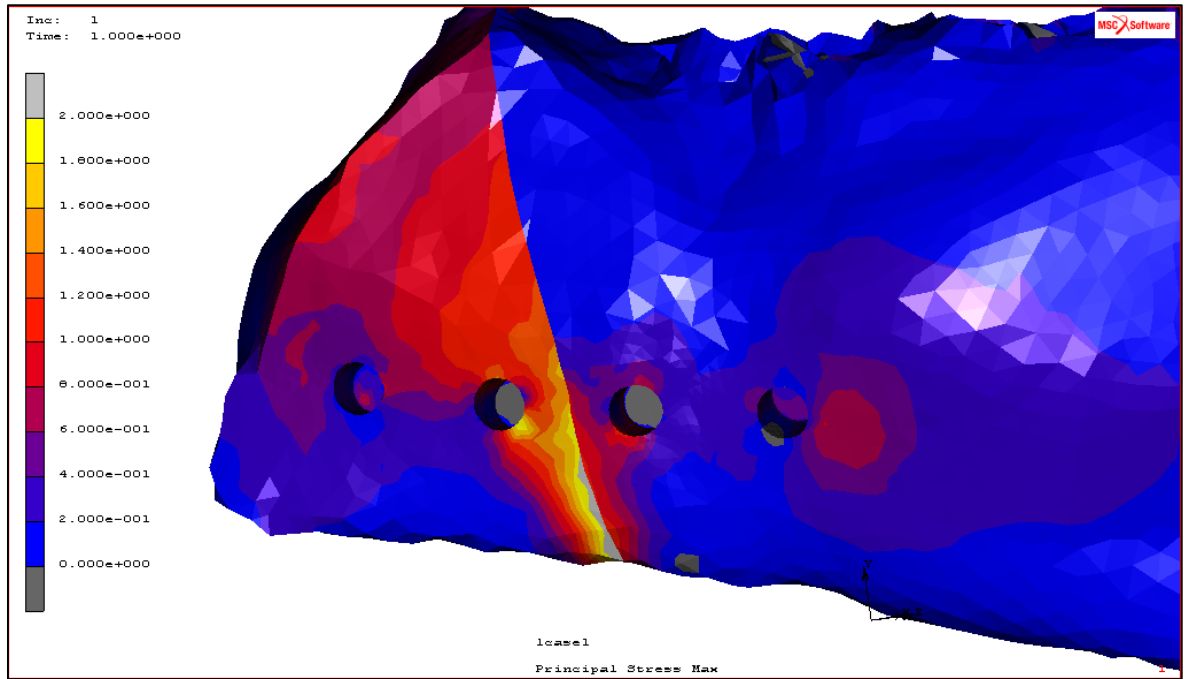
Oblik kuvvet uygulamasında kortikal kemikte oluşan Pmax stres yayılımları birbirleriyle büyük bir benzerlik göstermektedir (Resim 4.17-18), ancak stres büyüklüğü açısından çok az farklılıkları vardır. Uyumlu modelde oblik yöndeki yüklemede kortikal kemikte oluşan Pmax 13,1 MPa iken; uyumsuz modelde 17,1 MPa'dır. En fazla Pmax stres yoğunluğu vida deliklerinin distalinde izlenmektedir.

Horizontal kuvvet uygulamasında her iki modelde de oluşan Pmax stresleri diğer yöndeki oluşan stres büyüklüklerine göre bariz bir şekilde minimum düzeydedir (Resim 4.19-20). Uyumlu modelde kortikal kemikte oluşan Pmax değeri 1,2 MPa iken, uyumsuz modelde 1,6 MPa'dır. Pmax stres yayılımları her iki modelde de çok benzerdir ve vida delikleri çevresi ile distal segmentte daha çok olacak şekilde süperior bölgelerde düşük yoğunlukta stres birikimleri izlenmektedir.

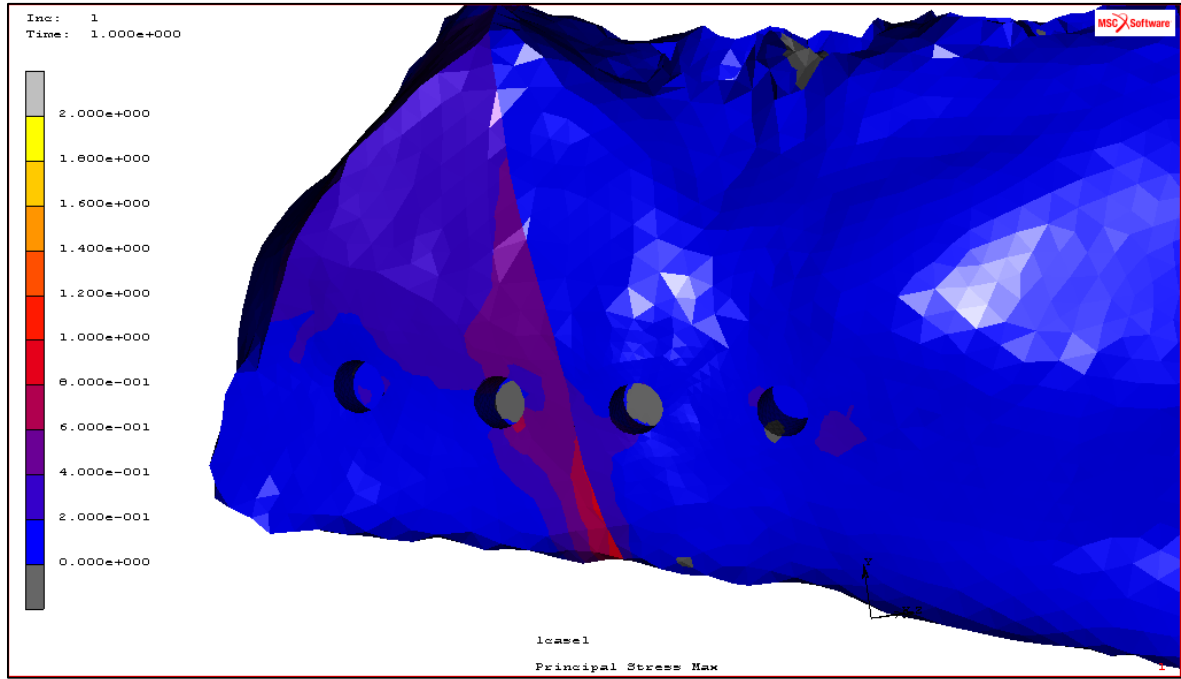
4.6. Uyumlu ve Uyumsuz Modeldeki Spongiyöz Kemikte Pmax Stres Yayılım Alanları



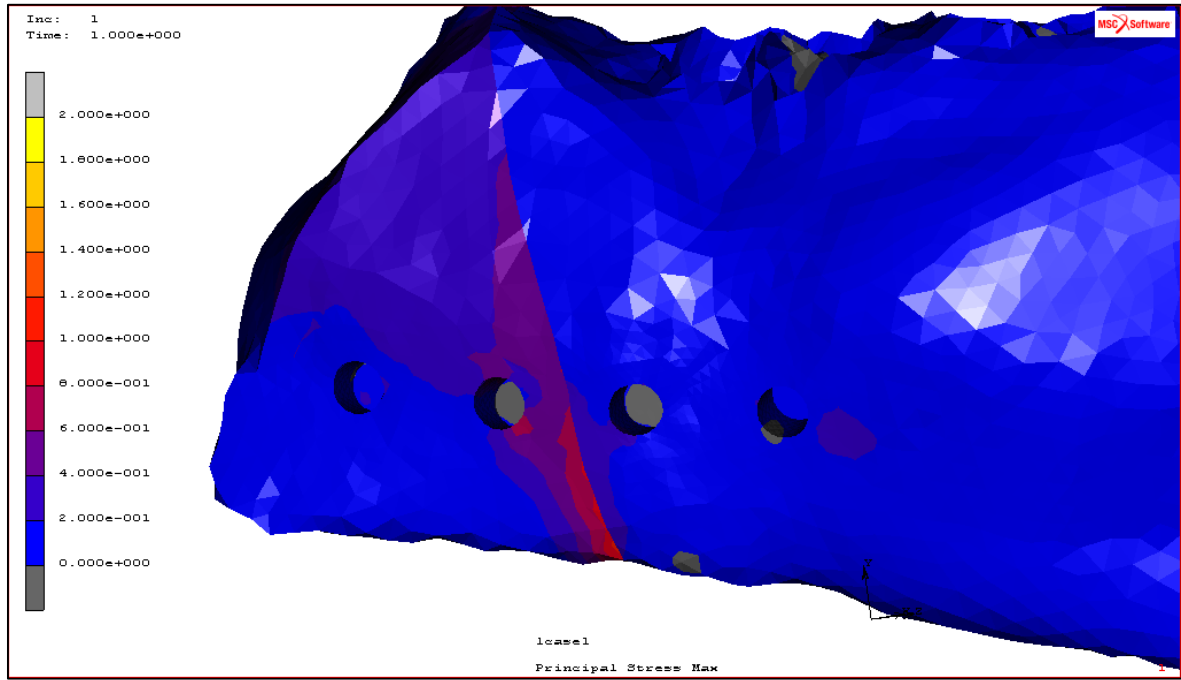
Resim 4.19. Vertikal kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde spongiyöz kemikte Pmax stres yayılımları



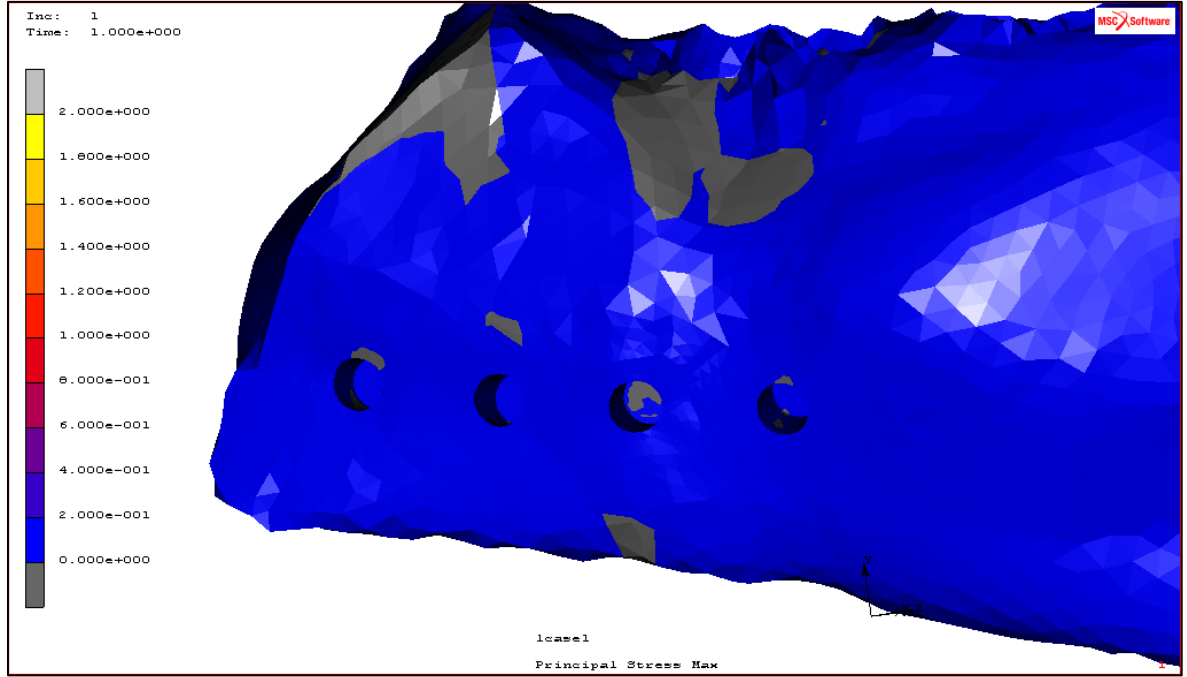
Resim 4.20. Vertikal kuvvet uygulamasında uyumlu modelde spongiyöz kemikte Pmax stres yayılımları



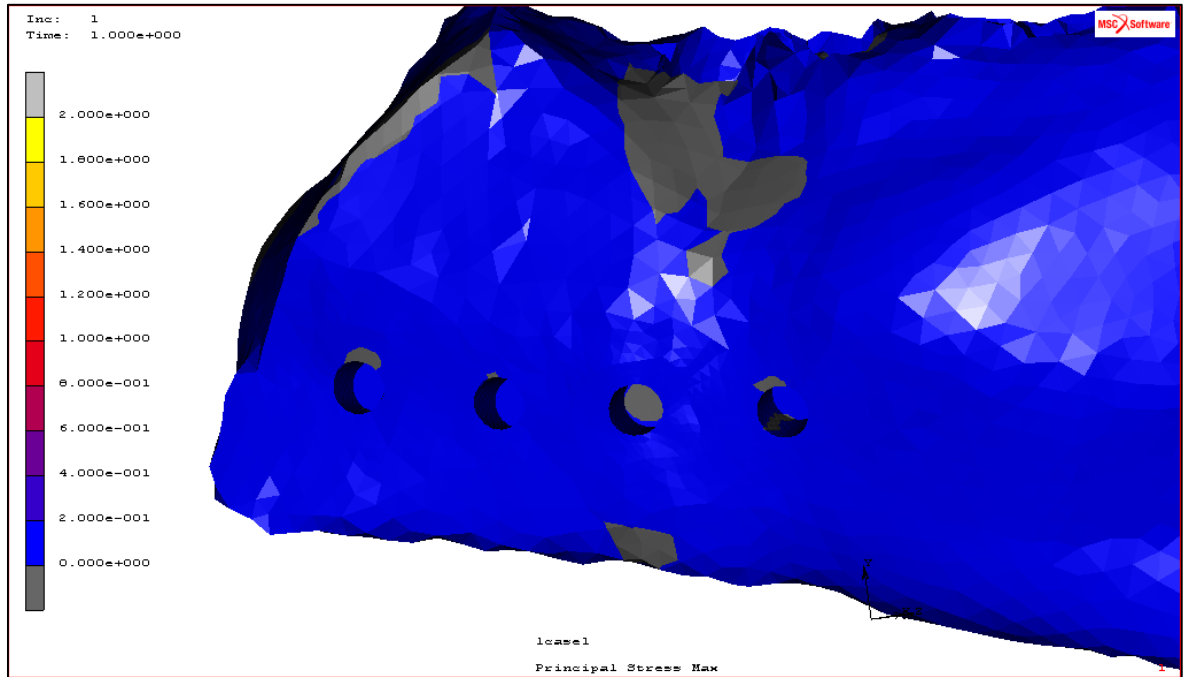
Resim 4.21. Oblik kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde spongiyöz kemikte Pmax stres yayılımları



Resim 4.22. Oblik kuvvet uygulamasında uyumlu modelde spongiyöz kemikte Pmax stres yayılımları



Resim 4.23. Horizontal kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde spongiyöz kemikte Pmax stres yayılımları



Resim 4.24. Horizontal kuvvet uygulamasında uyumlu modelde spongiyöz kemikte Pmax stres yayılımları

Spongiyöz kemikteki en yüksek Pmax değeri 2,8 MPa ile uyumlu plak modelinde vertikal kuvvet yüklemede oluşurken, en düşük Pmax değeri ise aynı modeldeki horizontal kuvvet uygulamasında meydana gelmektedir. Spongiyöz kemikte vertikal ve oblik kuvvet

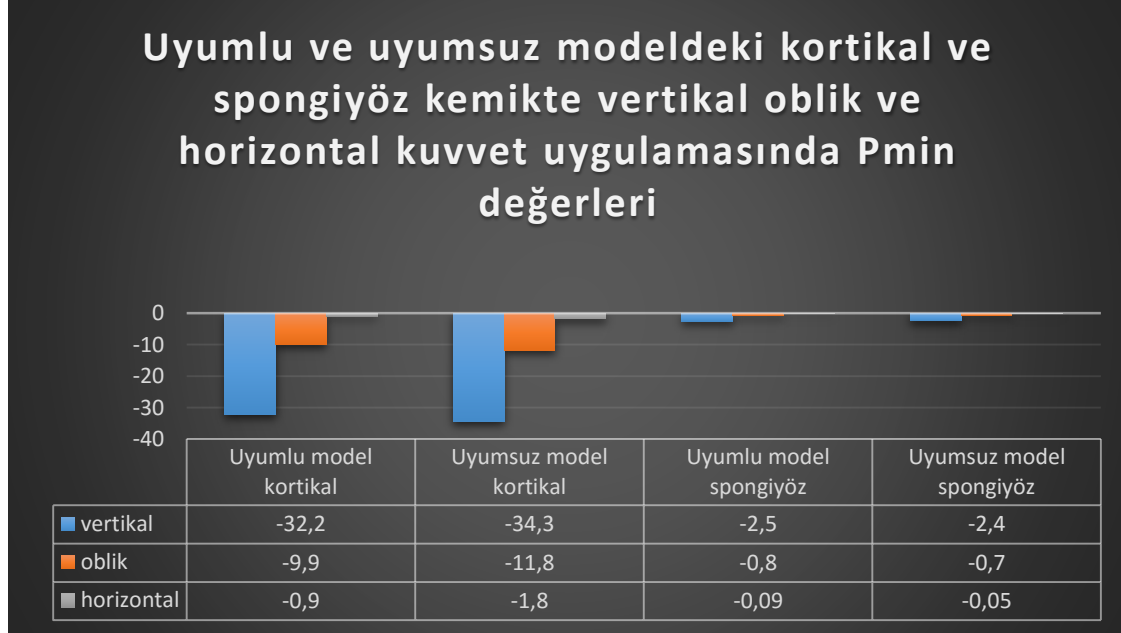
uygulamasında oluşan Pmax değerleri ise uyumlu plak modelinde uyumsuz plak modeline göre daha yüksek bulunmuştur (Şekil 4.14).

Vertikal kuvvet uygulamasında spongiyöz kemikte oluşan Pmax stres değeri açısından değerlendirildiğinde uyumlu modelde kortikal kemikte (2,8 MPa), uyumsuz strese göre daha çok stres yüklenmiştir. Stres yayılımları ise her iki modelde de büyük bir benzerlik içerisindedir ve en fazla stres birikimi kırık hattının distalinde inferior sınırdaki maksimum düzeydedir ve süperior yöne doğru geniş yayılımlar göstererek devam eder. Kırık hattına komşu distal segmentteki stres birikimi proksimaldekine göre daha fazladır (Resim 4.21-22).

Oblik kuvvet uygulamasında vertikal yöndeki yüklemeyle benzer stres yayılım alanları vardır ancak oluşan stres büyüklükleri olarak daha azdır. En fazla stres birikimi kırık hattının alt kısmında yoğunluk gösterir (Resim 4.23-24) ve süperiora doğru yayılımlar göstererek azalarak devam eder. Uyumlu modelde oblik kuvvet uygulamasında oluşan Pmax stresi 1,1 MPa, uyumsuz modele göre (0,9 MPa) daha fazladır.

Horizontal kuvvet uygulamasında ise oluşan Pmax stresleri çok azdır ve kemiğin süperior bölgesinde küçük stres odakları vardır (Resim 4.25-4.26). Bu yüklemede ise uyumsuz modelde oluşan Pmax değeri (0.5 MPa), uyumlu modele göre (0,4 MPa) çok az bir farkla daha fazladır.

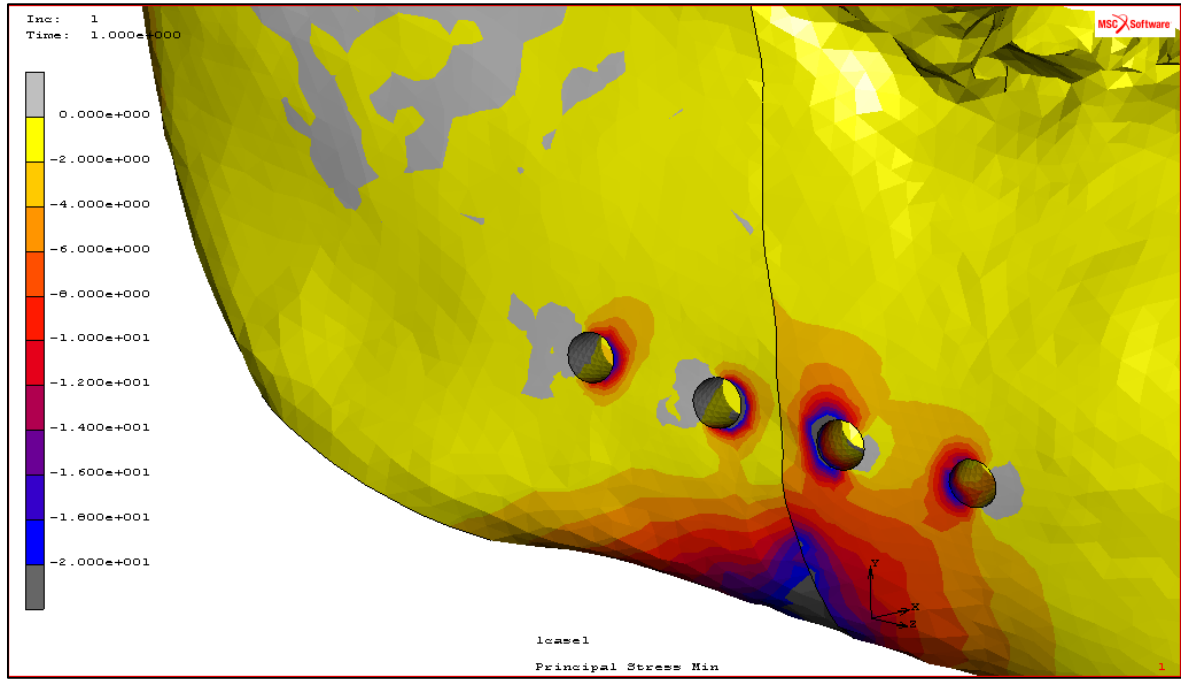
4.7. Uyumlu ve Uyumsuz Modeldeki Kortikal ve Spongiyöz Kemikte Pmin Stres Değerleri



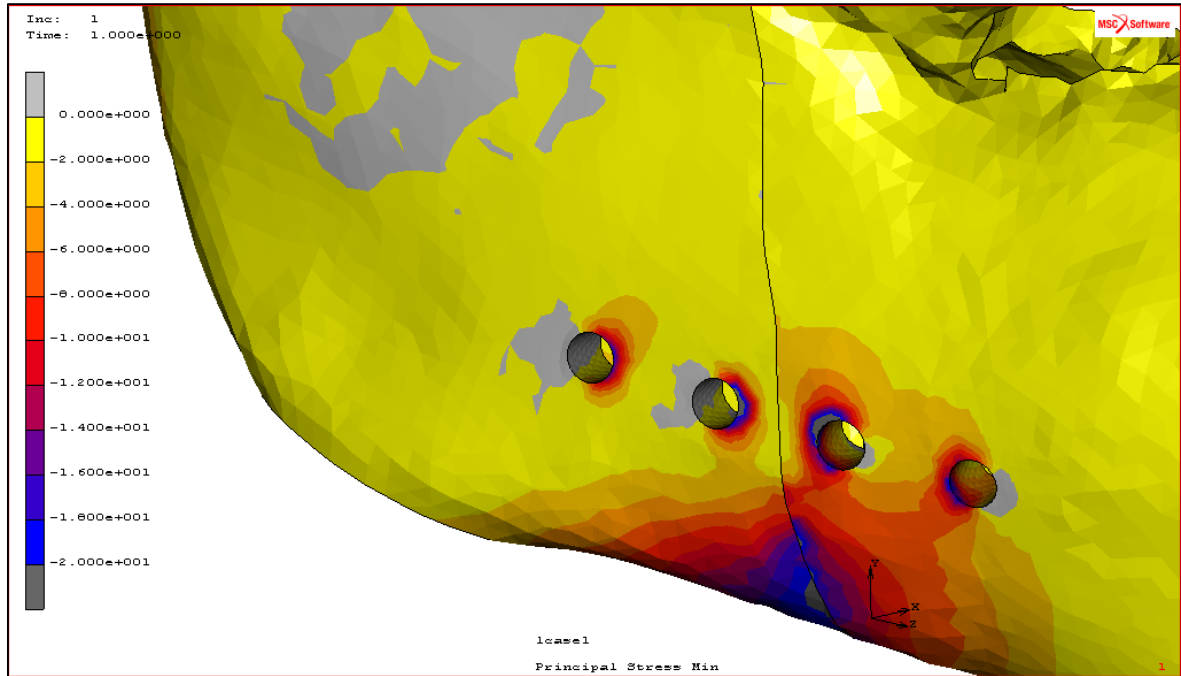
Şekil 4.3. Modellerde vertikal, oblik ve horizontal kuvvet uygulamalarında oluşan Pmin stres değerleri

Genel olarak her iki modelde de yapılan kuvvet uygulamalarında kortikal kemikte oluşan Pmin stres değeri spongiyöz kemikte oluşana göre büyük bir farkla daha fazladır. En büyük Pmin değeri 34,3 MPa değeri ile uyumsuz modelde oluşurken, en küçük Pmin değeri 0,05 MPa ile uyumsuz modeldeki spongiyöz kemikte oluşmaktadır. Spongiyöz ve kortikal kemikte oluşan Pmin değerleri arasındaki fark vertikal yüklemelerde maksimum iken, bu fark sırasıyla oblik ve horizontal kuvvet uygulamalarında daha azdır. Spongiyöz kemikte uyumlu plak modelinde vertikal ve oblik ve horizontal kuvvet uygulamasında oluşan Pmin değerlerinin uyumsuz modele göre daha yüksektir (Şekil 4.3).

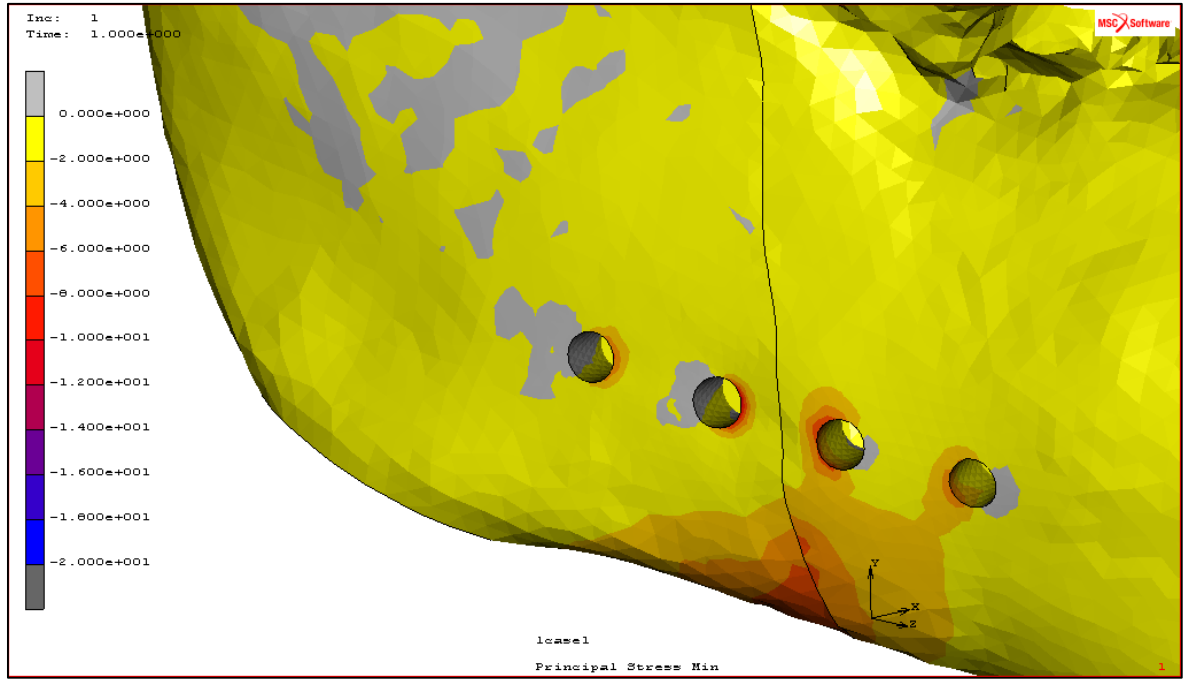
4.8. Uyumlu ve Uyumsuz Modelde Kortikal Kemikteki Pmin Stres Yayılım Alanları



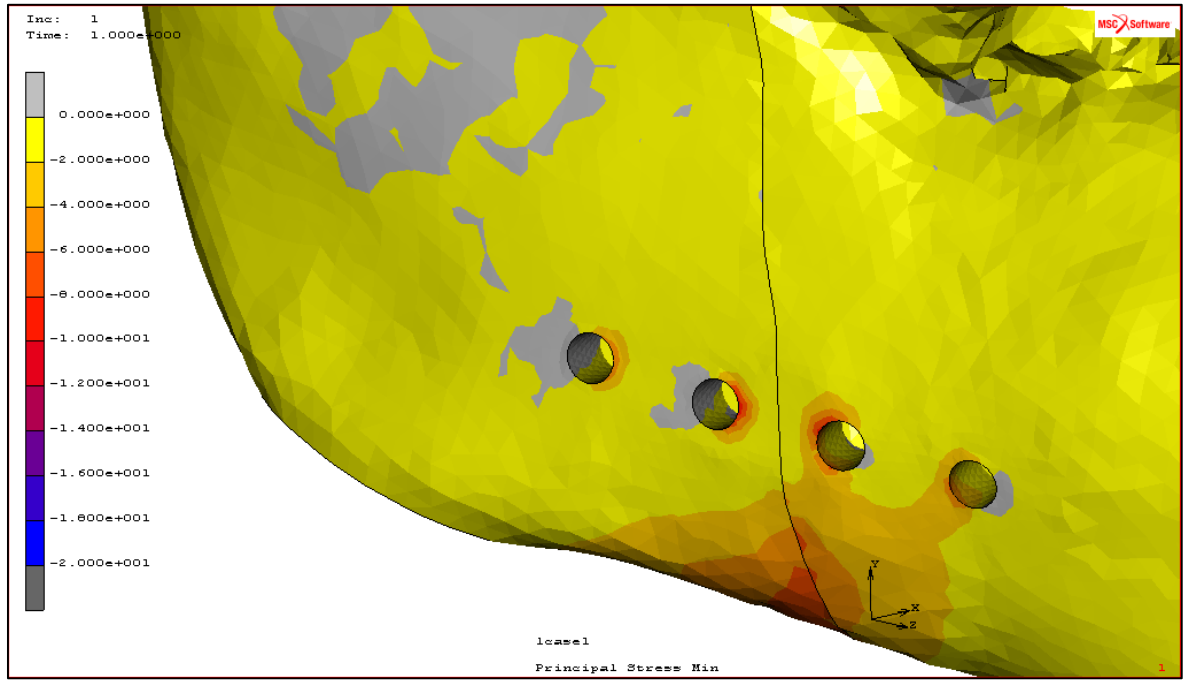
Resim 4.25. Vertikal kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde kortikal kemikte oluşan Pmin stres yayılımları



Resim 4.26. Vertikal kuvvet uygulamasında uyumlu modelde kortikal kemikte oluşan Pmin stres yayılımları



Resim 4.27. Oblik kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde kortikal kemikte oluşan Pmin stres yayılımları



Resim 4.28. Oblik kuvvet uygulamasında uyumlu modelde kortikal kemikte oluşan Pmin stres yayılımları



Resim 4.29. Horizontal kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde kortikal kemikte oluşan Pmin stres yayılımları



Resim 4.30. Horizontal kuvvet uygulamasında uyumlu modelde kortikal kemikte oluşan Pmin stres yayılımları

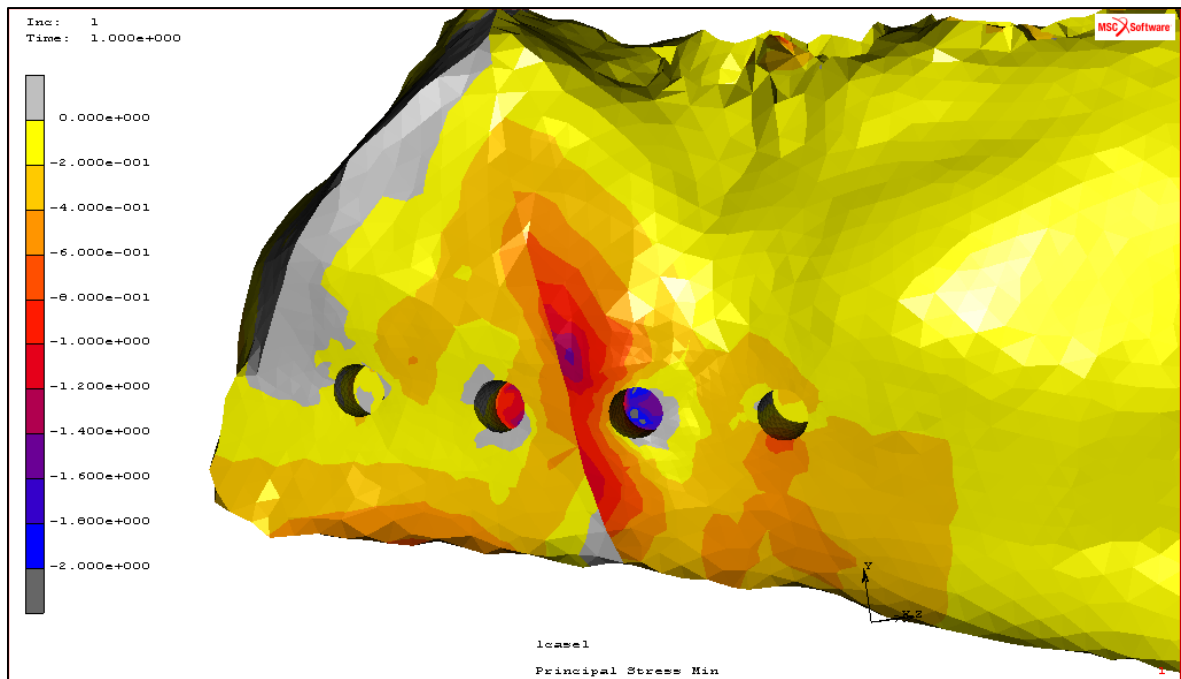
Vertikal kuvvet uygulamasında kortikal kemikte oluşan Pmin stres değerleri açısından değerlendirildiğinde uyumlu modelde (-32,2 MPa), uyumsuz modelden daha az (-34,3 MPa) olacak şekilde en fazla orta hat bölgesinde mandibula alt sınırında ve vida deliklerinin kırık hattına yakın olan bölgelerinde maksimum düzeyde izlenmektedir. Alt sınırdaki stres

birikimi süperior yönde geniş yayılımlar göstererek devam eder. Süperior yöndeki bu stres yayılımları proksimal segmentte distal segmente göre daha geniş alanları kapsar (Resim 4.28-4.29).

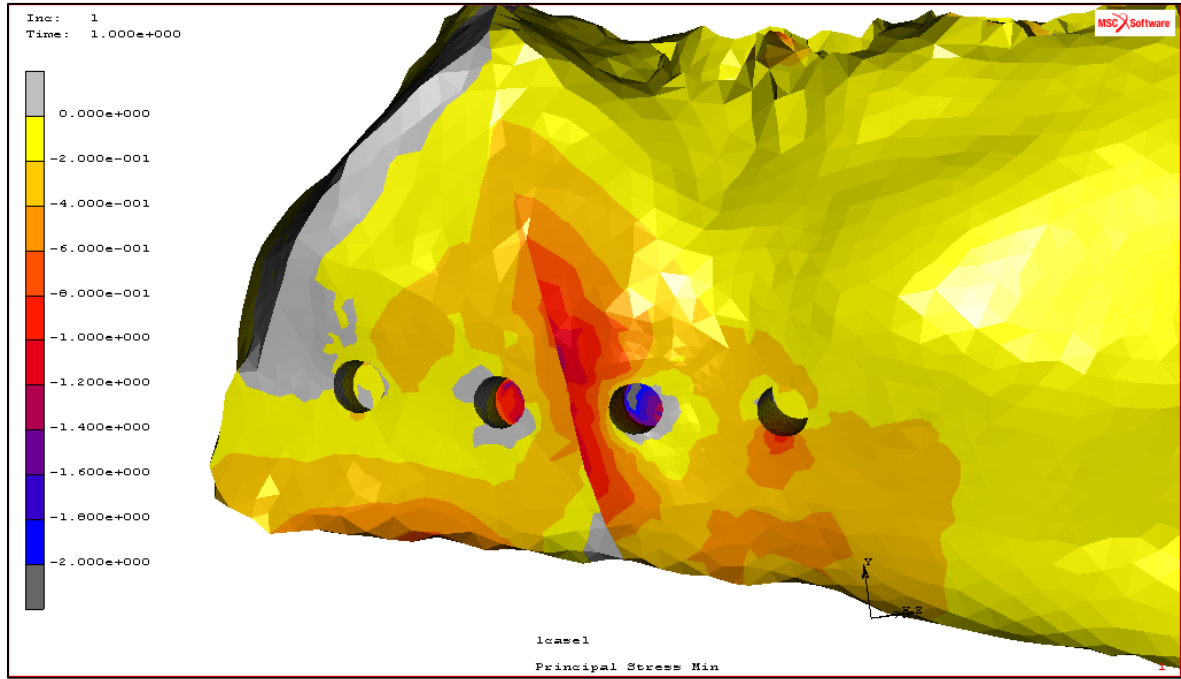
Oblik kuvvet uygulamasında oluşan Pmin stres yayılımları vertikal kuvvet uygulamasıyla aynıdır fakat stres birikim yoğunlukları daha azdır (Resim 4.30-4.31). Oblik kuvvet uygulamasında oluşan Pmin stres değerleri uyumsuz modelde (-11.8 MPa), uyumlu modele (-9,9 MPa) göre az bir farkla daha fazladır.

Horizontal kuvvet uygulamasında ise oluşan Pmin stresleri minimum düzeydedir ve iki modelde de birbirleriyle çok benzerdir. Horizontal yönde kuvvet uygulandığında her iki modelde de proksimal segmentteki vida deliklerine kırık hattına yakın olmayan kısımda küçük stres birikleri izlenmektedir (Resim 4.32-4.33). uyumlu modeldeki Pmin stresi -0,9 MPa iken, uyumsuz modelde ise -1.8 MPa'dır.

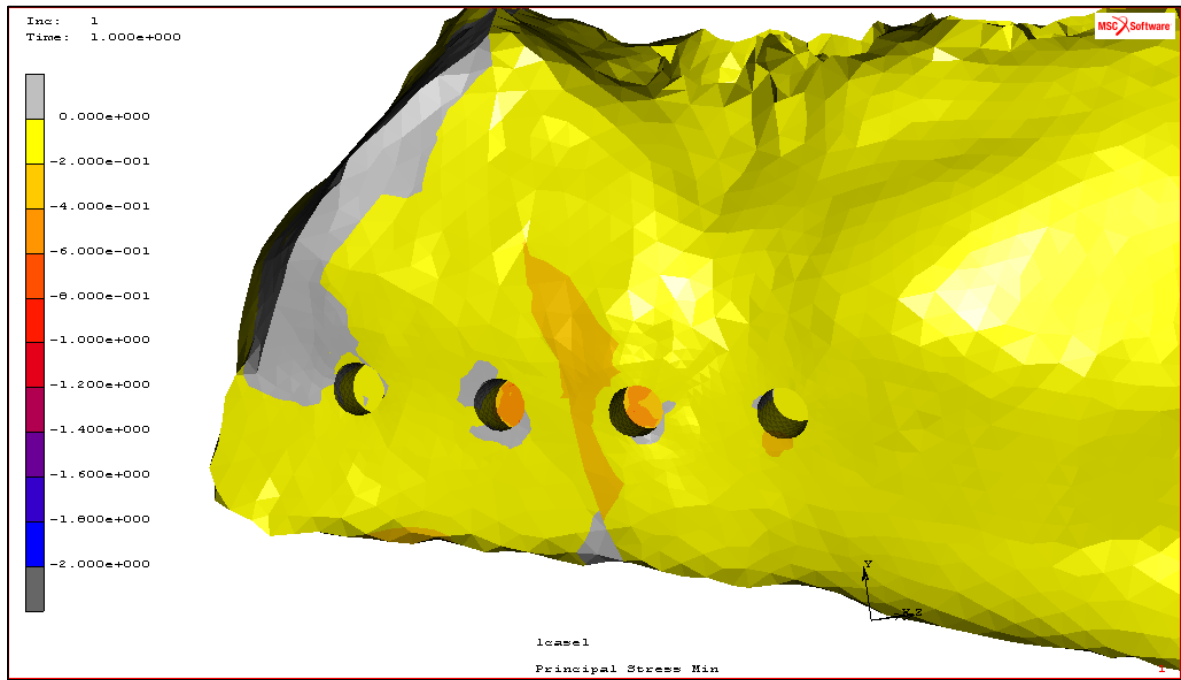
4.9. Uyumlu ve Uyumsuz Modeldeki Spongiyöz Kemikteki Pmin Stres Yayılım Alanları



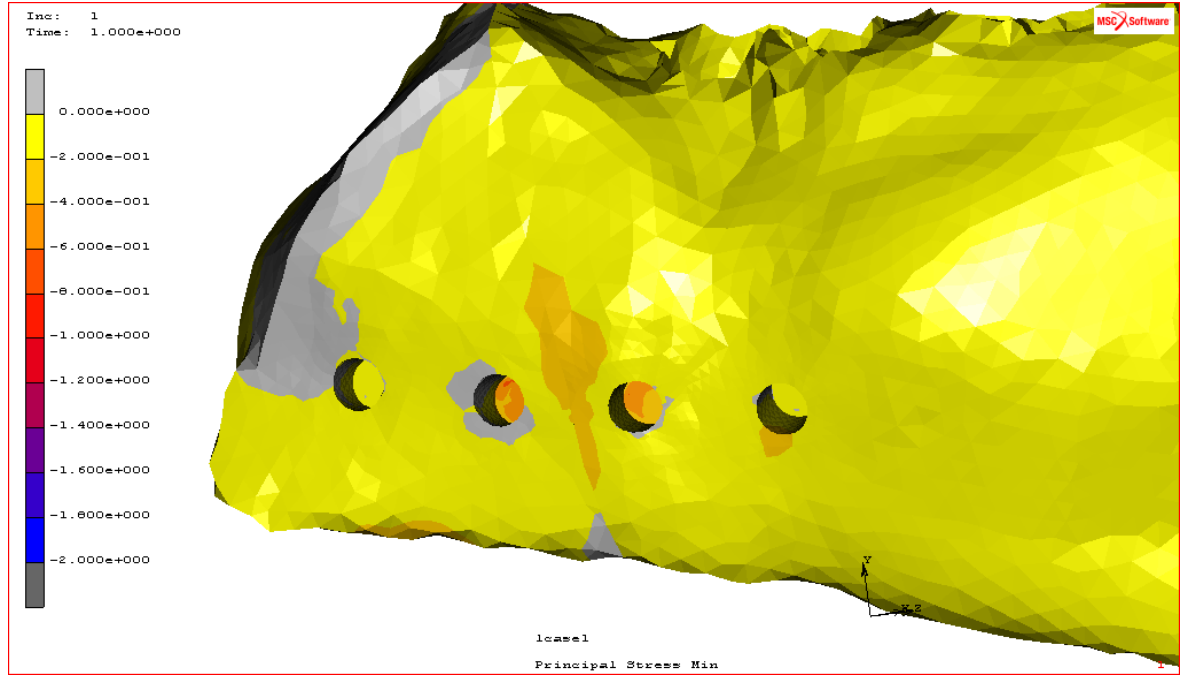
Resim 4.31. Vertikal kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde spongiyöz kemikte oluşan Pmin stres yayılımları



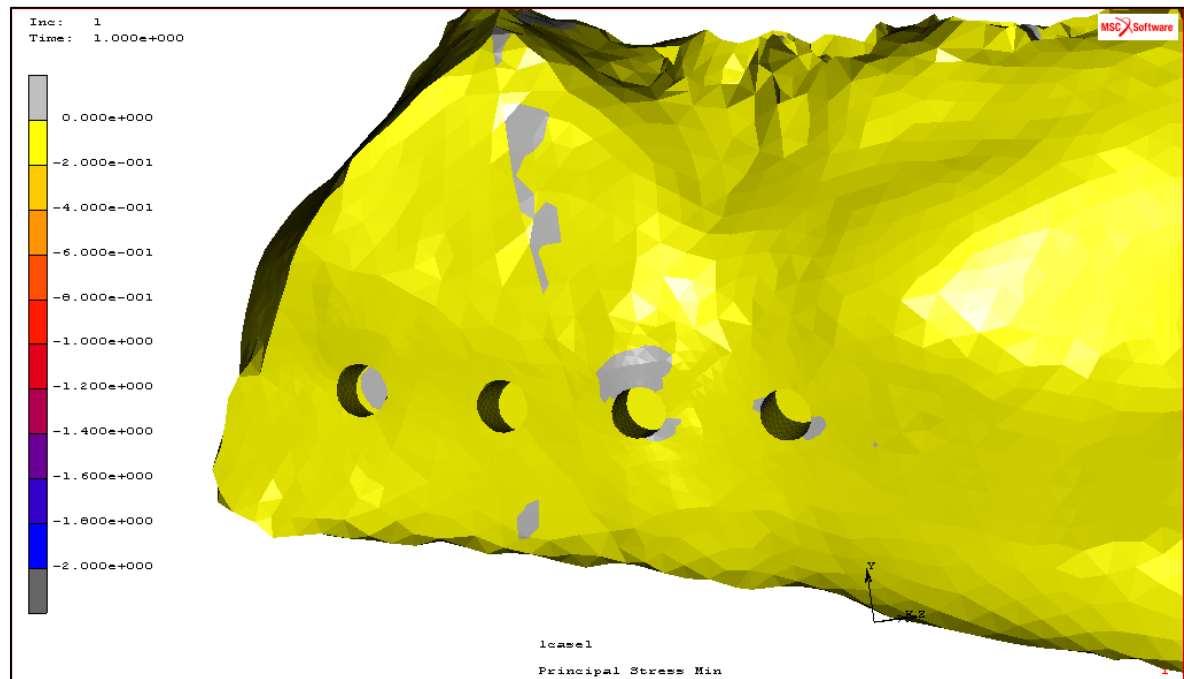
Resim 4.32. Vertikal kuvvet uygulamasında uyumlu modelde spongiyöz kemikte oluşan Pmin stres yayılımları



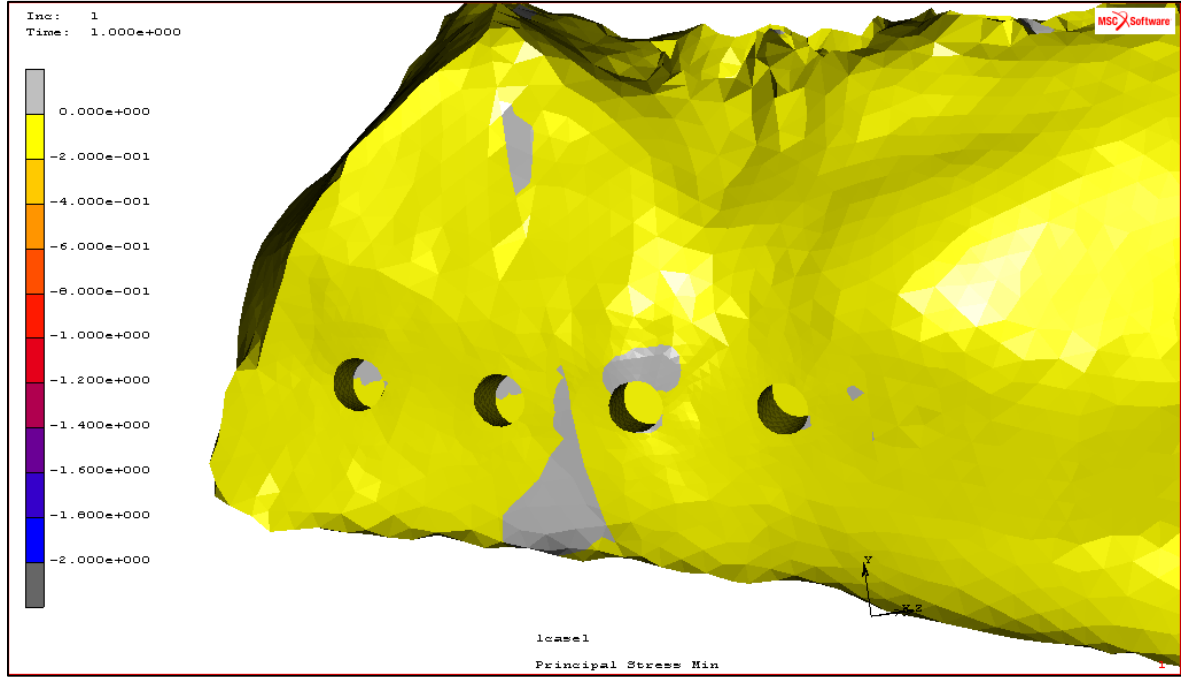
Resim 4.33. Oblik kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde spongiyöz kemikte oluşan Pmin stres yayılımları



Resim 4.34. Oblik kuvvet uygulamasında uyumlu modelde spongiyöz kemikte oluşan Pmin stres yayılımları



Resim 4.35. Horizontal kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde spongiyöz kemikte oluşan Pmin stres yayılımları



Resim 4.36. Horizontal kuvvet uygulamasında uyumlu modelde spongiyöz kemikte oluşan Pmin stres yayılımları

Posterior vertikal kuvvet uygulamasında spongiyöz kemikte oluşan Pmin stres değerleri açısından karşılaştırma yapıldığında stresler benzer şekilde dağılım göstermektedir (Resim 4.36-4.37). Stres birikimleri çoğunlukla kırık hattı boyunca proksimal segmentte distal segmente göre daha yoğun şekilde izlenmektedir. Kırık hattının tam ortasındaki maksimum stres birikim alanı uyumsuz modelde uyumlu alana göre daha geniş bir alanı kaplar. Ayrıca alt sınırdaki her iki modelde de orta hatta oluşan stres birikiminden daha az yoğunlukta stres birikmiş ve özellikle proksimal segmentte daha fazla olacak şekilde süperiora doğru yayılım göstermektedir. Bu stres yayılımları uyumsuz modelde uyumluya göre daha yoğun izlenmektedir. Ancak yapılan analizlerde spongiyöz kemikteki vertikal uygulamada uyumlu modelde oluşan Pmin stres değeri (-2,5 MPa), uyumlu modele göre çok az bir farkla (-2,4 MPa) daha fazla oluştugu görülmektedir (Şekil 4.27).

Oblik kuvvet uygulamasında modellerde stres yayılımları uyumlu ve uyumsuz modelde benzer şekilde kırık hattında izlenmekte olup, uyumlu modelde Pmin değeri -0,8 MPa iken, uyumsuz modelde -0,7 MPa olarak bulunmuştur.

Horizontal kuvvet uygulamasında ise her iki modelde de kırık hattının proksimal kısmında kırık hattına komşu bölgede ve komşu vida çevresinde stres birikimi benzer şekilde izlenirken, uyumsuz modelde distal segmente kırık hattına komşu bölgede oluşan stres

birikimi uyumlu modelde izlenmemektedir (Resim 4.38-4.39). Horizontal kuvvet uygulanmasında spöngiyöz kemikte oluşan Pmin değerleri birbirleriyle çok yakın ve çok düşük değerdedir. Uyumlu modelde Pmin değeri -0,09 MPa olarak ölçülürken, uyumsuz modelde -0,05 MPa olarak bulunmuştur.

5. TARTIŞMA

Mandibulada görülen kırıklar maksilofasiyal bölgede nazal kemik kırığından sonra en sık karşılaşılan ikinci kırık tipidir. Cinsiyet ve yaş aralıklarına göre insidansları değerlendirildiğinde erkeklerde kadınlara göre 3 kat daha fazla ve kırıkların 3'te 1'inden fazlası da genellikle 25-34 yaşları arasında meydana gelmektedir [8].

Mandibula kırıkları sık görülen kırık tipidir ve geçtiğimiz dekatta belirgin bir şekilde artış göstermiştir. Mandibula angulus kırıklarının tüm yüz kırıkları içerisinde %23- 42 arasında değişen oranlarda görülme sıklığı vardır ve yüksek komplikasyon oranına da sahiptir(%0-32). Bu nedenden dolayı tedavi planlamaları çok dikkatli şekilde yapılmalıdır [137].

Literatürde mandibula kırıklarında görülen en sık etiyolojik nedenler trafik kazaları kavga, düşmeler, iş kazaları, ateşli silahlı yaralanmaları ve spor kazalarıdır. Bu etiyolojik nedenlerin farklı toplumlarda farklı oranlarda görülmesi toplumlar arasındaki sosyoekonomik statü ve motorlu taşıt kullanım oranlarından kaynaklanır. Örneğin gelişmekte olan ülkelerde trafik kazaları mandibula kırıklarının en sık karşılaşılan nedeni; spor kazaları gelişmiş ülkelerde; kavga ise kırsal ve tarımsal toplumlardaki mandibula kırıklarının en sık sebebidir [138].

Özgül ve diğerlerinin yaptıkları retrospektif bir çalışmada tedavi edilen 52 hastadaki 62 çene yüz kırığının medikal kayıtları incelenmiş ve etiyolojik faktörler arasında darp %42 oranıyla ilk sırada gelmektedir. Darpı sırasıyla %33 oranıyla trafik kazası ve %25 oranıyla düşme takip etmektedir. Tedavisi yapılan 62 kırığın 57'si mandibulada (%92) tanesi ise maksillada (%8) görülmüştür [77].

Morkoç ve diğerlerinin yaptıkları retrospektif benzer bir çalışmada ise mandibula kırığı tanısıyla opere edilmiş 143 hasta çalışmaya dahil edilmiştir. Bu hastaların 113'ü (%79) erkek, 30'u (%21) kadın olduğu belirtilmiştir. Hastaların yaş ortalaması 34,0 bulunmuştur. Her iki cinsiyette de mandibula kırıklarına en sık 3. dekatta rastlanmıştır. Kırıkların etiyolojileri incelendiğinde ise %37,1 oranıyla ilk sırada trafik kazaları gelirken, %34,3 darp, %24,5 düşme, %2,8 iş kazası ve %1,4 oranıyla ateşli silah yaralanmasıdır [79].

Gökcan ve diğerlerinin yaptıkları bir çalışmada mandibula kırığı görülen 102 hasta çalışmaya dahil edilmiş ; %36,27 oranla kırığın en sıklıkla simfiz/parasimfiz bölgesinde olduğu görülmüştür. Simfiz/parasimfizi sırasıyla korpus (%21,57), angulus (%17,65), kondil/subkondil (%15,68) ve ramus (%8,82) takip etmektedir [61].

Oruç ve diğerleri yaptıkları bir çalışmada 2000-2015 yılları arasında kliniklerinde mandibula kırığı tanısıyla opere ettikleri vakaları retrospektif olarak incelemiş ve izole mandibula kırığı dışında mandibula kırığına en çok eşlik eden kırıkların %28 oranında en fazla maksillada görüldüğü; bunu sırasıyla zigomatik kompleks kırığı (%26), ekstremit kırığı (%21), Le Fort kırığı (%17), orbita tabanı kırığı (%5) ve nazal kemik kırığı (%3) takip ettiğini rapor etmişlerdir [139].

Egemen ve diğerleri yaptıkları çalışmalarında yüz bölgesine gelen travma sonucu sıklıkla karşılaşılan mandibula kırıklarının başarılı bir şekilde tedavi edilmediği zaman bireylerin hayat kalitesinde bozukluklara sebep olabileceğini, bu nedenden dolayı mandibulada oluşan kırıkların en kısa zamanda ve en uygun şekilde tedavi edilmesi gerektiğini belirtmişlerdir [140].

Travmayı takiben mandibulada meydana gelen kırıkların bir çoğu angulus bölgesinde oluşur. Bu bölgede sıklıkla kırıkların görülmesinde yirmi yaş dişlerinin var olması, bu bölgenin kesit alanının mandibulanın dişli alanlarına nazaran daha ince olması ve kasların bu bölgede etkin kuvvet uygulaması predispozan nedenler olarak sayılabilir [75].

Schubert ve diğerlerinin yaptıkları bir çalışmada yapı olarak angulusun hem korpustan hem de ramustan daha ince olduğu belirtilmiştir [141].

Bizim çalışmamızda da oluşturduğumuz izole kırık hattı mandibular 2. molar dişin distalinde angulus bölgesinde lokalizedir.

Angulus bölgesinde oluşan kırıkların tedavisinde hala daha net bir tedavi prosedürü yoktur. Kemikte stabilizasyonu sağlamak için transosseöz teller, Arch barlardan ; AO rekonstrüksiyon plaklarına ve dinamik kompresyon plaklarına kadar çok farklı, alternatifli tedavi planlamaları yapılabilmektedir [13, 142].

Kemik kontağının iyi olduğu durumlarda ve uygun segment hareketinin yapıldığı cerrahi müdahalelerde herhangi bir fiksasyon yöntemi uygulanabilir. Ancak immediat dönemde mandibula fonksiyonunun kritik olduğu vakalarda daha rijit fiksasyon yöntemleri kullanılması önerilmektedir [143].

Augat ve diğerleri yaptıkları bir çalışmada kırık segmentlerin travma öncesindeki pozisyonlarına repoze edilmesinin ve fiksasyonunun yapılmasının kemik iyileşmesine yardımcı olduğu belirtmiştir [144].

Unnewehr'e göre insan mandibulasındaki kırık eşiği anteriordan çene uçuna gelen 2,4-3,1 kN, korpusa ise lateral yönden gelen 0,6-0,7 kN'luk kuvvet olarak belirtilmiştir [145].

Miniplak kullanılarak yapılan fiksasyon yöntemi günümüzde bir çok araştırmacı ve klinisyen tarafından başarılı bir şekilde uygulanmaktadır. Bu yöntemin intraoral şekilde uygulanabilmesi, gerekli durumlarda lokal anesteziyle plak ve vidaların çıkarılabilmesi, manüplasyonunun zor olmaması, kondilde burulma etkisiyle inferior alveoler sinir üzerinde zarar olasılığının minimum olması gibi avantajlara sahiptir [146].

Bu çalışmada da uygulanan miniplak osteosentezi günümüzde mandibula kırık tedavisinde sıklıkla kullanılan standart bir tedavi yöntemi olarak kabul edilmektedir. Miniplak-monokortikal vidaların kullanılması stabil ve semirijit fiksasyon sağlar. Böylelikle birçok vakada immobilizasyona ihtiyaç duyulmaz. Bununla beraber stabil semi-rijit fiksasyon, stabil bir anatomik redüksiyon sağladığı için kırık bölgesinin hızlı bir şekilde eski fonksiyonunu tekrardan kazanmasını ve postoperatif dönemde yer değiştirme riskinin de azalmasını sağlar [96].

Zhou ve diğerleri yaptıkları çalışmada mandibula kırık tedavisinde miniplak ve vidalarla fiksasyon yapılmasını yüksek oranda başarılı olan bir tedavi yöntemi olarak tariflemiştir [147].

Benzer bir diğer çalışmada ise Ziarah ve diğerleri mandibula kırıklarının tedavisinde miniplak ile fiksasyonun rutin bir tedavi yöntemi olduğunu ve miniplak osteosentezinin kabul edilebilir iyileşme sonuçları verdiğini belirtmiştir [148].

Miniplaklarla yapılan fiksasyonda ise vida kayıplarının görülebilmesi, plak kırılmaları, biyomekanik ve anatomik kısıtlılıklar ve miniplağın verilen şekilde sabit kalamayıp şekil bozukluklarının görülebilmesi ve altındaki kemiğe mükemmel bir adaptasyon sağlaması gerekliliği bu yöntemin dezavantajları olarak sayılabilmektedir [20].

Sato ve diğerleri miniplakların rijiditesinin daha az olmasına rağmen postoperatif dönemin ilk haftalarında çiğneme kuvvetlerinde belirgin düşüş olmasından dolayı kemik tamirinin ilk aşamalarında yeterli stabilizasyon sağladığını belirtmektedir [143].

Günümüzde angulus bölgesindeki tek parçalı kırıkların tedavisinde en fazla 2 mm'lik plak ve vidayla internal fiksasyon uygulanır. Bizim çalışmamızda da angulus bölgesindeki kırıkların fiksasyonunda uyumlu ve uyumsuz 4 delikli düz miniplaklar kullanılmıştır. Literatürde yapılan bir çok çalışmaya göre angulus bölgesindeki oluşan kırıklarda en uygun tedavi şekli Champy prensibinde de olduğu gibi eksternal oblik çizgi üzerine 1 tane miniplak yerleştirilmesiyle yapılır [75].

Bizim yürüttüğümüz bu çalışmada ise farklı olarak her iki modelde de yerleştirilen 4 delikli uyumlu ve uyumsuz plaklar eksternal oblik çizgi üzerine değil mandibulanın alt 1/3 hizasında yerleştirilmiştir.

Felller ve diğerleri yaptıkları bir çalışmada basit angulus kırıklarının tedavisinde Champy prensipleriyle uygulanan 1mm'lik miniplakların yeterli stabilizasyonu sağlayacağı fakat daha ileri kırıklar olan kommünite kırıklarda bunun yeterli olmayacağı ve 2,3 mm'lik daha rijit plakların bu durumda uygulanması gerekeceğini belirtmişlerdir [25].

Sabhlok ve diğerlerinin yaptıkları bir çalışmada ise angulus kırıklarında Champy'nin osteosentez prensiplerine göre üst sınıra yerleştirilen 1 adet miniplağın operasyon sonrası IMF'ye ihtiyaç duyulmadan kırık hattında yeterli stabilizasyon sağlayacağı bulunmuştur [149].

Angulus kırıklarında Champy prensibi birçok klinisyen ve araştırmacı tarafından düşük komplikasyon riski nedeniyle kabul görse de Alkan ve diğerleri yaptıkları bir çalışmada bu yöntemle kırık hattının alt bölgesinde açıklık, kırık fragmanının lateral yöne deplasmanı ve kırığın olduğu tarafta posteriorda açık kapanış görülebileceğini bildirmişlerdir [150].

Laverick ve diğerkleri ise yaptıkları prospektif randomize bir çalışmada angulus kırıklarının fiksasyonunda 1 adet standart 4 delikli düz miniplak kullanarak miniplağın Champy prensiplerine göre eksternal oblik çizgi üzerine yada bizim çalışmamızla benzer olarak mandibula alt sınırına yerleştirmek arasında postoperatif dönemde miniplaklarda yaşanacak kayıplar açısından değerlendirmiş ve mandibula alt sınırına miniplak yerleştirilmesinin Champy prensiplerine göre daha güvenilir bir yöntem olduğunu vurgulamışlardır [151].

Chari ve diğerkleri yaptıkları benzer başka bir çalışmada ise angulus kırıklarında 1 adet miniplağın Champy prensiplerine göre eksternal oblik çizgi üzerine yerleştirilmesiyle, mandibula alt kısmına yerleştirilmesi arasında fiksasyon stabilitesi açısından bir farklılık yaratmadığını belirterek Laverick ve diğerklerine göre farklı bir sonuç elde etmişlerdir [152].

Mandibulada kırıklarını tedavi ederken amaç fragman hattında immobilizasyonu sağlamaktır. Böylelikle kemik iyileşmesi ve fonksiyonun tekrardan kazanılması en az komplikasyonla sağlanmış olur. Bu nedenle birçok farklı geometrik şekillerde miniplak ve vidalar kullanılırken bu fiksasyon materyallerinin sayı ve lokalizasyonlarıyla ilgili hala daha net bir görüş birliği yoktur [153].

İdeal plaklama sistemi, uygun kemik iyileşmesini sağlayacak ve fonksiyonel yükleri taşıyabilecek kadar rijit ve güçlü olmalıdır. Çünkü çiğneme fonksiyonu sırasında mandibula, bükülme, makaslama ve eğilme gibi farklı yayılımları olan kuvvetlerin etkisi altında olur. Kırığın iyileşme döneminde istenilmeyen komplikasyonlarla karşılaşmamak için plaklara iletilen kuvvet miktarlarının materyalin güç limitini aşmaması gerekir [113].

Günümüzde titanyum fiksasyon materyalleri kafa ve yüz bölgesindeki oluşan kırıkların ve osteomi hatlarının sabitlenmesinde kullanılır. Biyouyumluluğunun yüksek olması, sertlik, stabilizasyonunun yüksek olması ile korozyona dayanıklılığı nedeniyle çok kullanılan sistemlerdir ve standart uygulamalarda yerini almıştır [154].

Titanyum materyaller tüm bu olumlu özelliklerine karşı bir yabancı cisim olarak davranır. İkinci bir cerrahi işlemle operasyon alanından uzaklaştırılması gerekebilir. Pediatrik hastalarda titanyum fiksasyon materyallerinin uzaklaştırılması gerekmektedir. Ayrıca literatürde bazı vakalarda skar dokusunda titanyum kalıntılarına rastlandığı ve bunların lenf

nodlarıyla akciğere migre olduğu rapor edilmektedir. Böylelikle titanyumun bu dezavantajlarından dolayı rezorbe olabilen materyallerin kullanımı gündeme gelmiştir [155].

Rezorbe olabilen materyallerin ise sağladığı avantaj fonksiyonel stresi aşamalı olarak kemiğe iletmek ve stres perdeleme etkisini azaltmak yada elimine etmektir [156].

Sadhwani ve diğerleri yaptıkları çalışmada konvansiyonel 2 mm'lik miniplaklarla 3-D plakların mandibula kırıklarında stabilizasyon üzerine etkilerini karşılaştırmış ve 3-D plakların konvansiyonel plaklara göre daha iyi stabilizasyonu sağladığını rapor etmişlerdir [110].

Agarwal ve diğerleri ise yaptıkları çalışmalarında miniplak ve 3-D plakları osteosentez açısından değerlendirmiş ve 3-D plakların kemik yüzeyine adaptasyonlarında yetersizlikler olmasına rağmen miniplaklarla benzer osteosentez etkisi gösterdiklerini belirterek bizim çalışmamızla benzer parametreleri değerlendirmişlerdir [157].

Ahmed ve diğerleri ise 1,5 mm'lik mikropalaklar ile 2,0 mm'lik standart miniplakların izole simfiz kırıklarındaki etkinliklerini karşılaştırmış ve çalışma sonucunda her iki plak sisteminde kemikte oluşan stres miktarında belirgin bir farklılık görülmediği, 1,5 mm'lik mikropalakların 2,0 mm'lik standart miniplakların yerine kullanılabileceğini belirtmişlerdir [158].

Mittal ve diğerleri mandibular anterior bölgedeki oluşan kırıklarda açık redüksiyonda lag vida ve miniplakların osteosentez üzerine etkilerini karşılaştıran klinik prospektif randomize bir çalışmada lag vida uygulamasının miniplak uygulamasına göre kemik iyileşmesinde üstünlük sağladığını belirtilmiştir [159].

Literatürde mandibula angulus kırıklarında geleneksel ve kilitli miniplak-vida sistemlerinin etkinliklerinin karşılaştırıldığı bir çalışmada kilitli miniplakların geleneksel miniplaklara göre yer değiştirmeye daha büyük bir direnç sağlayıp stabilizasyon gösterdiği belirtilmiştir [160].

Mandibula kırıklarında geleneksel ve kilitli miniplak-vida sistemlerinin etkinliklerinin değerlendirildiği bizim çalışmamızla benzer bir çalışmada ise Kumar ve diğerleri kilitli miniplaklar kullanılarak yapılan fiksasyonda kemik ile miniplak arasında daha iyi bir yüzey

adaptasyonunun sağlandığını ve bu gruptaki hastalarda bu nedenle daha az vida gevşemesi görüldüğünü rapor etmişlerdir [161].

Ömezli ve diğerlerinin yaptıkları bir çalışmada 20 adet sentetik poliüretan insan mandibulası replikası üzerinde mandibular angulus kırığının tedavisinde biyomekanik açıdan titanyum vidalar modeller üzerindeki referans noktalarına 85° açıyla ve 15° açıyla pozisyonlandırılırken fiksasyon stabilitesi açısından belirgin bir fark oluşup oluşmadığı değerlendirilmiştir. Çalışmanın sonucunda vida pozisyonunun ve açısının angulus kırıklarının tedavisinde tek miniplak ile fiksasyon yapılırken fiksasyon stabilitesi üzerinde bir etkisi olmadığını belirtilmiştir [162]. Bu çalışmada da vidaların yüzey adaptasyon farklarının fiksasyon üzerine etkileri değerlendirilerek bizim çalışmamızla benzer parametreler incelenmiştir.

Jafarian ve diğerleri yaptıkları benzer bir diğer çalışmada 20 adet koyun mandibulası üzerinde mandibular angulus kırıklarında 4 delikli düz miniplakları kullanmış; kontrol grubunda 4 adet vida birbirlerine ve kırık hattına paralel yerleştirilirken, çalışma grubunda ise kırık hattının proksimal ve distalindeki vidalar kırık hattına farklı yönde, inferior doğrultuda 45° açılı fakat aynı segmente bulunduğu komşu diğer vidayla ise paralel yerleştirilmiştir. Bu çalışmanın sonucuna göre fiksasyon stabilitesi her iki grupta da benzer bulunmuş ve çalışma grubunda vidaların açılı yerleştirilmesinin fiksasyon stabilitesinde risk oluşturmada aynı zamanda kırık segmentler arasında kırık hattını yakınlaştırmayı sağlayan bir sıkıştırma kuvveti yarattığını bildirmişlerdir [163].

Canlı dokuların gelen yükler altında stres analizlerini yapmak zor, riskli, pahalı ve bazen de imkansız bir yöntemdir. Bu nedenle bu analizleri cansız bir model üzerinde gerçekleştirmek daha uygundur [136].

Mandibula biyomekaniği bugüne kadar çok farklı yöntemlerle çalışılmıştır. Araştırmalarda antropometrik çalışmalar temel alınmış ve özellikle mandibulanın fonksiyonel özellikleri üzerinde durulmuştur. Deformasyonların ölçümleri indirek olarak intraoral apareyler ve holografik interferometrelerin kullanılmasıyla yapılmıştır. Başka çalışmalarda ise oluşturulan kübik örneklerle materyal parametreleri ile mandibulanın mekanik özelliklerinin analizi yapılmıştır. Gerinim ölçer ve holografik interferometre kullanılarak yapılan

çalışmalarda bu apareylerin tanımlanan pozisyonlarda örnek içinde ölçüm yapamaması gibi dezavantajı vardır [164].

Günümüzde kırık tedavisinde kemiğin ve kullanılan fiksasyon materyallerinin oluşturduğu yapının biyolojik ve mekanik özelliklerini analiz edebilmek için birçok farklı deneysel ve kuramsal teknikler vardır [165].

Fiksasyon biyomekaniği ile ilgili yapılan çalışmalarda çoğunlukla iki nokta biyomekanik test modelleri ile sonlu elemanlar stres analiz yöntemi (FEM) kullanılmaktadır [75].

İki nokta biyomekanik test modelinde in vitro şekilde hayvan yada insan çeneleriyle veya plastik replikalarla insan mandibulasının simülasyonu yapılır. Bu yöntemle gerçekleştirilen çalışmalarda görülen ortak özellik değışik fiksasyon sistemleriyle iki noktadan modellerin sabitlenmesiyle çiğneme kuvvetinin uygulandığı bölgeden tek noktada basma veya çekme hareketi ile yer değıştirme, koparma kuvveti ve sertlik derecesinin hesaplanması prensibine dayanmasıdır. Bu teknikle biyomekanik incelemeler yapılabilmesine rağmen kuvvetlerin dağılımlarını daha detaylı analiz edebilmek için sonlu elemanlar stres analiz yöntemi kullanılmaktadır [75].

FEM yöntemi bilgisayar tabanlıdır ve çok farklı mekanik sorunlara kabul gören bir şekilde çözüm arayan sayısal bir yöntemdir. Bir cismin maruz kaldığı kuvvetlerin yoğunlaştığı alanları belirlemek ve cismin kuvvetlere karşı daha dirençli ve güçlü bir hale getirilebilmesi için nasıl bir yapıya sahip olması gerektiğini önceden belli etmek için birçok kuvvet analizleri yapılır [166].

Mühendislikte olduğu gibi diş hekimliğinde de FEM karmaşık yapılara uygulanabilmesi, malzeme sayısının sınırlandırılmaması, stres dağılımlarıyla yer değıştirmenin birlikte ve duyarlı bir şekilde oluşmasının sağlanması, modeldeki sınır şartlarının değışimine olanak sağlaması, malzemelerin mekanik ve fiziksel özelliklerinin yeterli olarak yansıtatabilmesini sağladığı için bu çalışmada kullanılmıştır [75].

Stres analizlerinde temel hedef simülasyonu yapılan organ, doku ya da materyalin olabilecek maksimum düzeyde aslına benzemesini sağlamak; fonksiyonel uygulamanın da gerçeğinde

olduğu gibi kuvvetlerin şiddetini, doğrultusunu ve tipini taklit edebilmesidir. Ancak bu şartlar yerine getirildiği zaman sonuçlar gerçeği yansıtır [75].

FEM’de modeller hazırlanırken gerçeğine en benzer şekilde yapılmasının yanı sıra sınır koşullarının doğru olarak ve amaca uygun şekilde belirlenmesi önemli bir aşamadır [167].

FEM yönteminde insanlardan veya kadavralardan CT ile oluşturulan modeller bir ağ yapıya dönüştürülür ve bu yapılarda biyomekanik incelemeler yapılır [167].

Literatürde FEM yöntemi kullanılarak mandibula kırıklarıyla ilgili biyomekanik inceleme yapan birçok çalışma vardır [167].

Wong ve diğerleri yaptıkları bir literatür taramasında mandibula kırık tedavi yöntemlerinin biyomekanik özelliklerinin FEM ile analiz edildiği 17 yayını incelemiş ve sonuç olarak FEM’in başarılı ve tutarlı sonuçları olduğunu ve etik açıdan da hayvan deneylerine ihtiyacı azalttığı için iyi bir alternatif teknik olarak önermişlerdir [145].

Başçıftçı ve diğerleri ise yaptıkları araştırmanın sonucunda FEM’in kompleks şekilli biyolojik yapılardaki stresleri analiz etmek ve analizi yapılacak olan cisimlerin fiziksel özelliklerine göre bilgisayarlar üzerinde denklemlerin çözümlenmesinde güvenilir bir yöntem olduğunu belirtmişlerdir [168].

İnan ve diğerleri yaptıkları bir çalışmada FEM ile fotoelastik stres yönteminin kemikteki stres dağılımındaki etkinlikleri karşılaştırmış ve çalışmanın sonucunda her iki yönteminde kemikteki stres dağılımı ile ilgi bilgi verdiğini fakat FEM’in daha detaylı bilgiler sağladığını bulmuşlardır [169].

FEM’de modellemeler iki veya üç boyutlu olarak uygulanabilir. Bu analiz yönteminde sonuçların doğruluğu yani gerçeğiyle benzerliği bir avatajken; hazırlanmasının zaman alıcı olması ve pahalı bir yöntem olması dezavantajdır. Üç boyutlu modelin uygulamasında stres dağılımları iyi yansıtılır ve böylece aksisimetrik özellikteki anatomik yapıların incelenmesinde kolaylık sağlanır [75].

Literatürde üç boyutlu FEM yöntemi ile iki boyutlu FEM yönteminin kıyaslandığı bir çalışmada stres yapılarının uzayda gerçekçi bir şekilde simülasyonunun sadece üç boyutlu FEM ile yapılabileceği belirtilmektedir [170].

FEM ile kompleks yapılı geometrik şekillerin materyal özellikleri ve tekrarlanması deneylerle neredeyse imkansız olan sınır koşullarının simülasyonu yapılabilmektedir [171].

Bizim bu çalışmamızda da geometrik olarak kompleks yapıların var olması sebebiyle iki boyutlu yöntemler yetersiz kalacağından dolayı üç boyutlu modellerle çalışılmıştır. Matematiksel modeldeki nokta ve eleman sayısı artıkça doğruluk derecesi de orantılı olarak artar. Öte yandan eleman ve düğüm noktasının sayısının artmasıyla analiz süresinin de uzayacağı unutulmamalıdır [75]. Bizim modellerimizdeki nokta ve eleman sayısı da bu bilgiyle uyumludur.

Literatürdeki çalışmalarda başarılı ve gerçeğiyle uyumlu neticeler elde edebilmek için eleman ve düğüm sayısının minimum 30,000 - 200,000 arasında olması gerektiği belirtilmektedir [172]. Bu çalışmada da en düşük düğüm sayısı 44,136 iken, en düşük eleman sayısı 218,017'dir. Bu değerler çalışmamızın parametrelerini doğrulamaktadır.

FEM yöntemiyle plak, vida ve implant gibi malzemelerle kemik gibi karmaşık dokuların modellemeleriyle alakalı çözümler yaparken bazı öngörüler ve tanımlamalar yapılması gerekir. Kortikal ve spongiyöz kemiğin kalınlıkları, vida-plak-kemik ara yüzüyle, kullanılan malzemelerin mekanik özellikleri tıpkı düğüm ve eleman sayılarında uygulandığı gibi bilgisayarda tanımlamaları yapılmalıdır. Bu faktörler FEM yapılırken modellerde gerçeğine benzer neticeler elde etmede büyük rol oynar [173].

Literatürde FEM kullanılarak yapılan çalışmalarda modeller üzerinde periodontal ligamentin simülasyonu yapılmazken [174], bizim bu çalışmamızda periodontal ligamentin de mandibula modelinin üzerinde simülasyonu yapılmıştır.

FEM ile yapılan araştırmalarda canlı dokuları taklit edebilmek için doğal hayatta büyük farklılıkları olabilen bazı faktörlerin FEM'de sabitmiş gibi kabul edilmesi bir dezavantajdır. Bu çalışmada da materyal özellikleri ve model oluşturmayla alakalı birçok öngörüler ve basitleştirmeler yapılmıştır. Mandibulada gerçekte kortikal kemik transvers yönde izotropik

ve nonhomojendir [175]. Ancak bu çalışmada simülasyonu yapılan bütün canlı dokular ile sentetik malzemeler %100 homojen, lineer elastik ve izotropik şekilde tanımlanmıştır.

Mandibula kırıklarının FEM ile analizi yapılırken oluşabilecek bir diğer kısıtlılık ise modellerde basit bir kırığın simülasyonu yapılırken gerçekte kırık bukkal yada lingual kortekslerde değişik doğrultularda meydana gelebilmektedir [175].

FEM ile yapılan çalışmalarda cisme uygulanacak kuvvetin büyüklüğü, tipi ve uygulama zamanı sınır koşulları belirlenirken netleştirilir [75]. Bizim bu çalışmamızda uygulanan yükler çok yönlü uygulanmış ve statik analiz tercih edilmiştir.

Yapılan stres analiz hesaplamaları sonucunda ortaya çıkan numerik değerler varyasyon göstermediği için istatistiksel olarak sonuçları değerlendirmek rutin olarak yapılması gerekli bir işlem değildir fakat bu sonuçlarla klinik uygulamalarda yararlanabilmek için yeterli ve gerçeğe yakın çıkarımlar yapmak gerekir [75].

FEM ile analiz sonucunda elde edilen veriler oluşturulan modele bağlıdır. Bundan dolayı gerçeğe en yakın modeller oluşturulmalıdır. Bu açıdan elde edilen sonuçların genelleştirilmesi çelişkiye neden olmaktadır. Fakat İşeri ve diğerleri, Tanne ve diğerleriyle aynı çalışmayı farklı modeller üzerinde uygulamışlar; çalışmanın sonucunda farklılıklar olmasına rağmen mekanik tepkilerin aynı şekilde tespit edildiği belirtilmiştir [113].

FEM yönteminde matematiksel modelin tekrarlanabilmesi ve kontrol edilebilmesi gibi avantajları olsa da klinik ve deneysel çalışmaların yerini tutamaz [176].

Menicucci ve diğerleri FEM çalışmalarıyla elde edilen sonuçların geometri ve sınır şartlarındaki farklılıklardan dolayı öteki çalışmalarla nicel açıdan karşılaştırmaların yapılamayacağını; ancak sonuçların nitel açıdan stres lokasyon dağılımları ve yoğunlukları açısından karşılaştırılabilirliğini bildirmişlerdir [177].

FEM analizi ile elde edilen sonuçların deneysel çalışmalarla desteklenmesi ve korelasyonu gerekir. Bu sonuçların gerçek değerlerle ne kadar uyumlu olduğu ancak deneysel çalışmalarla değerlendirilebilir [113].

Mandibula, çiğneme ve ısırma sırasında çiğneme kaslarının meydana getirdiği kuvvetlerle dişler ve TME'nin verdiği tepkisel kuvvetlerin etkisi altındadır. Bu dış kuvvetlerin etkisiyle mandibulada deformasyon oluşur ve mandibulanın şekline, materyal özelliklerine ve dış kuvvetlerine bağlı olarak gerilim ve gerinimler oluşur. Gerinimin büyüklüğüyle deformasyonun derecesi birbiriyle doğru orantılıyken, deformasyonun oluşması sonucunda da kemikte gerilme ve sıkışma yükleri oluşur [145, 178]. Bizim bu çalışmamızda da mandibulanın posterior bölgesinden hem vertikal hem oblik hem de horizontal yönden 600N'luk çiğneme kuvvetine benzer kuvvetler uygulanarak fragman hattına komşu kemik alanlarında, vida ve plaklarda meydana gelen stres alanlarını ve büyüklükleri ölçülmüş ve belirlenmiştir.

Mandibula yapısındaki trabeküller dıştan kemiğe iletilen kuvvetin karşılanacağı şekilde dizilmiştir. Fiksasyon sırasında vidalar aracılığıyla kemiğe iletilen makaslama kuvvetleri ve bükülme momentleri doğal dentisyonda oluşandan farklı olmasından dolayı kuvvet iletiminde farklılıklar izlenir. Böylelikle eğer gelen dış kuvvetler kemiğin dayanabileceği sınırı aşarsa vidanın etrafındaki kemikte rezorpsiyon oluşur [145].

Korkmaz ve diğerleri yaptıkları bir FEM çalışmasında fiksasyonda miniplak oryantasyonunun ve şeklinin stabiliteyi etkileyen primer etkenler olmadığını ve stabiliteye esas etki eden faktörün miniplak lokalizasyonu olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca uygulanan bütün kuvvetler plak sayısı ve çeşidinden bağımsız bir şekilde denge halinde olmalıdır. İnsan mandibulası kemiği hiçbir yüzeyinde tek tip bir stres uğrayacak bir pozisyonda olmadığından dolayı uygulanacak plak farklı ısırma konumlarında birçok stres altında stabilitesini koruyabilmeyi sağlamalıdır [20].

Miniplaklar kullanılarak yapılan fiksasyon vidalar ve vidalar aracılığıyla kemik-vida arasında kemiğe tutunan plaktan bir araya gelen bir sistemdir. Böylece bu sistemde biyomekanik fonksiyon plak ve vidalar ile kemik arasındaki etkileşime bağlıdır. Normal şartlarda bu sistemde plağın, altındaki kemikle iyi bir uyum içinde olması gerekir. Eğer uyumlu bir temas yoksa vidalar plağa doğru sıkışır ve segmentlerin pozisyonlarında ve okluzal ilişkilerde farklılıklara neden olabilir [179].

Yaptığımız çalışmada da uyumlu plak modelinde plak ve vidalar arada boşluk olmadan kemik ile direk temas halinde iken; uyumsuz plak modelinde plak ve vidalarla kemik arasında düzgün bir temas alanı yoktur, boşluk vardır.

Çalışmamızın sonuçlarına göre genel olarak modellerde oluşan stresler uyumsuz modelde uyumlu modele göre daha fazladır. Bunun nedeni uyumsuz modelde kemik-plak yüzey teması bütünlüğünde devamsızlık var olduğu için stres iletimi olmayacak ve stres belirli noktalarda birikecektir. Bu stres birikimi uyumsuz modelde kemikten daha çok fiksasyon materyalleri olan plak ve vidalarda görülür.

Kuvvet uygulamasında ise en fazla vertikal kuvvet uygulamasında stres oluşurken, en az horizontal kuvvet uygulamasında meydana gelir.

Çalışmamızda en büyük von Mises stres değeri uyumsuz modeldeki vertikal kuvvet uygulamasında plakta oluşurken, en düşük von Mises değeri ise uyumlu modelindeki horizontal kuvvet uygulamasında görülmektedir. Her iki modelde de farklı yönlerde yapılan kuvvet uygulamasında plaklarda oluşan von Mises değeri vidalardan daha fazladır. Bu bilgi ışığında stres birikiminin plaklarda vidalara göre daha fazla olduğu, yani gelen kuvvetin plak tarafından karşılandığı yorumunu yapabiliriz. Kuvvet uygulamalarında stres büyüklükleri plakta daha fazla olmasına rağmen, horizontal kuvvet uygulamasından vertikal kuvvet uygulamasına gidildikçe ve plağın yüzey adaptasyonu bozuldukça modellerde stres artış miktarı vidalarda plaklara göre daha fazla görülmektedir.

Kırık hattının proksimalinde kırık hattına komşu olmayan plak üst kısmında uyumlu modelde uyumsuz modele göre daha fazla stres yayılımı görülürken, vidalarda aynı bölgede uyumluya göre uyumsuz modelde daha fazla stres alanları görülmektedir. Bu veriler ışığında deplasman karşı koyabilmek için bu bölgede uyumlu plak modelinde plak görev alırken, uyumsuz plak modelinde ise vida görev alır yorumunu yapabiliriz. Uyumsuz modelde kırık hattının proksimalindeki vidaların etrafında stres birikimi olması, bu vidaların çevresinde kemik rezorpsiyonu oluşması ve buna bağlı olarak vida gevşemesi oluşabileceğini akla getirebilir. Proksimal segmentteki oluşacak vida gevşemesi ihtimali gelen tüm kuvvetlerin distal segmentteki vidalarda toplanmasına neden olup sonuç olarak onların da gevşemesine ve miniplak vida sisteminin stabilizasyonunda kayıplara neden olabilir. Ancak bu çalışmada kuvvetler nedeniyle proksimal segmentteki vidaların çevresindeki stres birikiminin kemikte

rezorpsiyon oluşturması sonucu vida gevşemesi meydana gelip gelmeyeceği değerlendirilmemiştir.

Her üç yönde de kuvvet uygulaması yapılırken her iki modelde de plaklarda oluşan stres büyüklükleri vidalara göre daha fazla bulunmuştur. Bu durumun nedeninin oluşan stresin kemikten vidalar aracılığıyla plaklara iletilip orada birikmesi olarak düşünmekteyiz.

Uyguladığımız kuvvet büyüklüğü 600 N'dur ve bu kuvvet büyüklüğü yaklaşık olarak maksimum ısırma kuvvetiyle aynı olması; plak ve vidaların yield stres değerlerinin uygulanan kuvvet büyüklüğünden daha fazla olmasına bağlı olarak kırık oluşabileceği düşünölmemektedir.

Pmax değerleri incelendiği zaman genel olarak en büyük değer uyumsuz modeldeki vertikal kuvvet uygulamasında oluşurken, en az ise uyumlu modelde spongiyöz kemikteki horizontal kuvvet uygulamasında görölmekedir. Kortikal kemikte oluşan Pmax değerleri büyük bir farkla sponiyöz kemikte daha fazladır. Bunun nedeninin plak yüzeylelerinin spongiyöz kemikle değil kortikal kemikle temas etmesinden dolayı olduğu düşünölebilir.

Spongiyöz kemikteki Pmin değerleri tüm modellerde bariz olarak kortikal kemikteki Pmin değerlerinden daha azdır. Bunun nedeni olarak ortalama boyda (7 mm) olan fiksasyon için kullanılan vidaların, kortikal kemik ve plak kalınlığının toplamı kadar olan alandan daha az alanda spongiyöz kemikle temas halinde olmasından dolayı olduğu yorumunu yapabiliriz.

Spongiyöz kemikteki Pmin ve Pmax değerlerinin uyumlu modelde horizontal kuvvet uygulamasında uyumsuz modelde uyumlu modele göre daha az olması genel olarak çalışmanın sonucunda elde edilen veriler ile benzerlik gösterirken; bu değerlerin spongiyöz kemikteki vertikal ve oblik kuvvet uygulamasında uyumlu modelde uyumsuz modeldekine göre daha fazla oluşması makaslama geriliminin etkisinden kaynakladığı düşünölmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızın sonuçlarına göre uyumlu ve uyumsuz modellerinde vertikal, oblik ve horizontal kuvvet uygulamasında uygun olmayan modeldeki kemik, plak ve vidalardaki stres değerleri uyumlu modele göre daha fazla bulunmuştur. Kuvvet uygulamalarında ise horizontal yöndeki uygulamada en az stres miktarı açığa çıkarken; vertikal kuvvet uygulamasında en fazla stres miktarı meydana gelir. Uyumlu plak modellerinde stres daha çok kemik üzerinde toplanırken, uyumsuz plak modellerinde ise plak ile kemik teması yetersiz olduğu için stres genellikle plak ve vidalar üzerinde toplanmaktadır. Bu da uyumsuz modeldeki fiksasyon ve stabilitenin uyumlu modele kıyasla daha riskli olabileceği yorumunu yapmamızın nedenidir. Ancak literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde fiksasyonda kullanılan plakların yüzey adaptasyon farklarının rekonstrüksiyon üzerine etkilerini değerlendiren çalışmalarla karşılaşılmamıştır. Bu da bizim çalışmamızı öncül niteliğinde kılar. Bu çalışmada angulus kırıklarında sadece 4 delikli uyumlu ve uyumsuz düz miniplaklar kullanılmıştır. Bu konuyla ilgili, farklı anatomik bölgelerde farklı konfigürasyonlu plaklar kullanarak ve farklı kuvvetler uygulanarak daha detaylı çalışmaların yapılması önerilmektedir.

KAYNAKLAR

1. Demir, Z., Öktem, F., Velidedeoğlu, H. ve Çelebioğlu, S. (2008). Maksillofasiyal kırığı olan 121 olgunun değerlendirilmesi ve literatürle karşılaştırılması. *Elektronik Kulak Burun Boğaz ve Baş Boyun Cerrahisi Dergisi*, 7(3), 85-90.
2. Düzgün, S., Pekdemir, İ., Yılcı, S., Ünlü, R. E., Deveci, M., Sıngın, S. ve Bali, Y. (2012). Mandibula Kırıklarında Klinik Deneyimlerimiz: 412 Olgunun Sunumu. *Elektronik Kulak Burun Boğaz ve Baş Boyun Cerrahisi Dergisi*, 11(3), 37-39.
3. Tuncalı, D., Barutcu A. ve Gürçan, A. (2005). Mandibula fraktürlerinde etyoloji ile kırık bölgesi arasındaki ilişki. *Kulak Burun Boğaz İhtisas Dergisi*, 14(1), 25-28.
4. İrkören, S., Sivrioğlu, N. Ş., Bulut, B. Sonel, A. M. ve Ceylan. E. (2011). Üç yıl içinde opere edilen 63 mandibula fraktürü olgusunun retrospektif analizi, *Adnan Menderes Üniversitesi Tıp Dergisi*, 12(3), 1-4.
5. Eskitaşcıoğlu, T., Özayağan İ., Çoruh, A., Günay G. K. Yontar, Y. ve Altıparmak M. (2013). Fractures of the mandible: a 20-year retrospective analysis of 753 patients, *Turkish Journal of Trauma& Emergency Surgery*, 19(4), 348-356.
6. Erol, B., Tanrikulu, R. ve Görgün, B. (2004). Maxillofacial fractures. Analysis of demographic distribution and treatment in 2901 patients (25-year experience). *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 32(5), 308-313.
7. Simsek, S., Simsek, 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(5), 395-397.
8. Ozkaya, O., Turgut, G., Kayalı, M. U., Uğurlu, K., Kuran, İ. ve Baş, L. (2009). A retrospective study on the epidemiology and treatment of maxillofacial fractures. *Turkish Journal of Trauma& Emergency Surgery*, 15(3), 262-266.
9. Assael, L. A. (1994). Treatment of mandibular angle fractures: plate and screw fixation. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 1994. 52(7), 757-761.
10. Pandey, V., Bhuti, O., Nagori, S. A., Seith, A. and Roychoudhury, A. (2016). Management of mandibular angle fractures using a 1.7 mm 3-dimensional strut plate. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 6(1), 36-41.
11. Alpert, B. (1991). Complications in mandibular fracture treatment (Ed. Manson, P.). (1st Ed.). In: *Cranio-Maxillofacial Trauma: Problems in Plastic and Reconstructive Surgery*. Philadelphia: Lippincott, 253-289..
12. Ayali, A. ve Erkmén, E. (2017). Biomechanical evaluation of different plating methods used in mandibular angle fractures with 3-dimensional finite element analysis: favorable fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 75(7), 1464-1474.

13. Erkmen, E., Simsek, 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(2), 97-104.
14. Atik, F., Ataç, M. S., Özkan, A., Kılınç, Y. ve Arslan, M. (2016). Biomechanical analysis of titanium fixation plates and screws in mandibular angle fractures. *Nigerian Journal Of Clinical Practice*, 19(3), 386-390.
15. Keleş, B., Öztürk, K., Arbağ, H., Ülkü, Ç. H. ve Gezgin, B. (2006). Treatment options and common problems in patients with maxillofacial trauma. *Turkish Journal of Trauma & Emergency Surgery*, 12(3), 218-222.
16. Dolanmaz, D., Uçkan, S., Isik, K. and 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(2), 127-132.
17. Clayman, L. and Rossi, E. (2012). Fixation of atrophic edentulous mandible fractures by bone plating at the inferior border. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 70(4), 883-889.
18. Singh, V., Kumar, I. and Bhagol, A. (2011). Comparative evaluation of 2.0-mm locking plate system vs 2.0-mm nonlocking plate system for mandibular fracture: a prospective randomized study. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 40(4), 372-377.
19. Proffit, W.R., Phillips, C. and Turvey, T. A. (2012). Stability after mandibular setback: mandible-only versus 2-jaw surgery. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 70(7), 408-414.
20. 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(6), 1-13.
21. Ellis III, E. (2010). Discussion: Internal fixation of mandibular angle fractures: A meta-analysis. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 125(6), 1761-1762.
22. Ellis, E. and Esmail, N. (2009). Malocclusions resulting from loss of fixation after sagittal split ramus osteotomies. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 67(11), 2528-2533.
23. Kurtz, S. M., Day, J. and Ong, K. (2012). Isoelastic polyaryletheretherketone implants for total joint replacement. In: *PEEK biomaterials handbook*. USA: Elsevier, 221-242.
24. Diker, N. ve Bayram, B. (2018). Feasibility of carbon-fiber-reinforced polymer fixation plates for treatment of atrophic mandibular fracture: A finite element method. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 46, 2182-2189.
25. Feller, K.U., Schneider, M., Hlawitscha M., Pfeifer, G., Lauer, G. and 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 Cranio-Maxillofacial Surgery*, 31(5), 290-295.

26. Ji, B., Wang, C., Liu, L., Long, J., Tian, W. and Wang, H. (2010). A biomechanical analysis of titanium miniplates used for treatment of mandibular symphyseal fractures with the finite element method. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 109(3), 21-27.
27. Kimura, A., Nagasao, T., Kaneko, T., Miyamoto, J. and Nakajima T. (2006). A comparative study of most suitable miniplate fixation for mandibular symphysis fracture using a finite element model. *The Keio Journal Of Medicine*, 55(1), 1-8.
28. Topaloğlu, U., Ketani, M. A. and Saruhan, B. G. (2017). Kemik Doku Ve Kemikleşme Çeşitleri. *Dicle Üniversitesi Veteriner Fakültesi Dergisi*, 10(1), 62-71.
29. Barrère, F., van Blitterswijk, C.A. and de Groot, K. (2006). Bone regeneration: molecular and cellular interactions with calcium phosphate ceramics. *International Journal Of Nanomedicine*, 1(3), 317.
30. Tunçay, Ö.E. (2013). *Biyomimetik yöntemle bor katkılı doku iskelelerinin geliştirilmesi ve kemik doku mühendisliğindeki etkinliklerinin araştırılması*. Yüksek Lisans Tezi., Hacettepe Üniversitesi, Biyomühendislik Anabilimdalı, Ankara, 4-6.
31. Kutlubay, R.Ç. (2018). *Kırık tedavisinde kullanılan plak-vida yönteminde çeşitli vida kombinasyonlarının incelenmesi*. Yüksek Lisans Tezi, Pamukkale Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Pamukkale, 15-18.
32. Hayes, W.C. (1991). Biomechanics of cortical and trabecular bone: implications for assessment of fracture risk. *Basic Orthopaedic Biomechanics*, 1, 93-142.
33. Marcus, R., Feldman D. and Kelsey J. (1996). *Osteoporosis*, P745. San Diego, Academic Press, 748.
34. Hernandez-Gil, I. F. T., Gracia, M. A. A., Pingarron M. D. C. and Jerez, J. B. (2006). Physiological bases of bone regeneration I. Histology and physiology of bone tissue. *Med Oral*, 11, 47-51.
35. Mundy, G. R. (1993). Cytokines and growth factors in the regulation of bone remodeling. *Journal of Bone and Mineral Research*, 8(2), 505-510.
36. Stevens, M. M. (2008). Biomaterials for bone tissue engineering. *Materials today*, 11(5), 18-25.
37. Yang, Y. Q., Tan, Y.Y., Wong, R. and Wanden A. (2012). The role of vascular endothelial growth factor in ossification. *International Journal Of Oral Science*, 4(2), 64.
38. Zhang, X., Siclari, V. A., Lan, Shenghui L., Zhu, J., Koyama, E. and Dupuis, H. L. (2011). The critical role of the epidermal growth factor receptor in endochondral ossification. *Journal of Bone and Mineral Research*, 26(11), 2622-2633.
39. Kume, K., Satomura, K., Nishisho, S., Kitaoka, E., Yamanouchi, K. and Tobiume, S. (2002). Potential role of leptin in endochondral ossification. *Journal of Histochemistry & Cytochemistry*, 50(2), 159-169.

40. Güler, E., Sayhan, M. B., Salt, Ö., Çiftçdemir, M. ve Can, N. (2018). Kemik Defekti Oluşturulan Ratlarda Chitosan Acetate'ın Erken Kemik İyileşmesi Üzerine Etkisi. *Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, 15(1), 18-24.
41. Kılıçoğlu, S. S. (2002). Mikroskopi Düzeyinde Kırık İyileşmesi. *Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Mecmuası*, 55(02), 143-150.
42. Ahan, A. O., Bozdağ, E. ve Sünbülüğlu, E. (2014). Titreşimin Kemik İyileşmesine Etkisinin Belirlenmesi. *Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi*, 2(3), 127-134.
43. Tanrıkulu, S. ve Gönen, E. (2017). Kırık iyileşmesi. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*, 16, 455– 475.
44. Altunatmaz, K. (2004). Kırık İyileşmesinin Biyolojisi ve Biyolojik Osteosentez. *İstanbul Üniversitesi Veteriner Fakültesi Dergisi*, 30(1), 141-147.
45. Shapiro, F. (1988). Cortical bone repair. The relationship of the lacunar-canalicular system and intercellular gap junctions to the repair process. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 70(7), 1067-1081.
46. Rahn, B. A. (1982). Bone healing: histologic and physiologic concepts. *Bone in Clinical Orthopaedics*, 335-386.
47. Frost, H. (1989). The biology of fracture healing. An overview for clinicians. Part II. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 248, 294-309
48. Cruess, R. L. and Dumont, J. (1975). *Healing of bone, tendon, and ligament. Fractures*. Philadelphia: JB Lippincott, 97-98.
49. Brown, S. and Kramers, P. (1993). Indirect (secondary) bone healing. *Disease Mechanisms in Small Animal Surgery. 2nd ed. Philadelphia, PA: Lea & Febiger*, 671-677.
50. Johnson, A. L., Eurell, J., Losonsky, J. and Egger, E. (1998). Biomechanics and biology of fracture healing with external skeletal fixation. *Compendium on Continuing Education for the Practicing Veterinarian*, 20(4), 487-489.
51. Mountziaris, P. M. and Mikos, A. G. (2008). Modulation of the inflammatory response for enhanced bone tissue regeneration. *Tissue Engineering Part B: Reviews*, 14(2), 179-186.
52. Yu-Yahiro, J. A., Michael, R. H., Dubin, N. H., Fox, K. M., Sachs, M. and Hawkes, W. G. (2001). Serum and urine markers of bone metabolism during the year after hip fracture. *Journal of the American Geriatrics Society*, 49(7), 877-883.
53. Cumhuri, M., Yener, N. ve Tuncel, M. (2001). Temel anatomi. Ankara: ODTÜ Geliştirme Vakfı Yayıncılık, 287-291.
54. Sancak, B. ve Cumhuri, M. (2002). *Fonksiyonel anatomi: Baş-boyun ve iç organlar*. Ankara: ODTÜ Geliştirme Vakfı Yayıncılık , 37-39.

55. Pollock, R. A. (2012). Craniomaxillofacial Buttresses-Anatomy and Operative Repair. *Head Neck*, 35(11), 681-685.
56. Tümen, D. S. ve Arslan, S. G. (2007). Çiğneme kas aktivitesi ve ölçüm yöntemleri. *Dicle Tıp Dergisi*, 34, 316-322
57. Kurt, Ş. S. (2007). *Redüksiyonsuz disk deplasmanı hastalarının tedavi yöntemlerinin etkinliklerinin değerlendirilmesi*. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 17-19.
58. Fletcher, M. C., Piecuch, J. and Liebllich, S. E. (2004). Anatomy and pathophysiology of the temporomandibular joint. *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2, 1033-1047.
59. Stacey, D. H., Doyle, J. F., Mount, D. L., Snyder, M. C. and Gutowski, K. A. (2006). Management of mandible fractures. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 117(3), 48-60.
60. Esen, A. (2008). *Mandibula angulus fraktürlerinde titanyum ve rezorbe olabilen plak ve vida fiksasyonlarının stabiliteilerinin karşılaştırılması*. Doktora Tezi, Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Konya, 38-42.
61. Gökcan, M. K., Yorulmaz, İ. ve Cem, M. (2009). Mandibular Fractures. *Elektronik Kulak Burun Boğaz ve Baş Boyun Cerrahisi Dergisi*, 8(1), 17-27.
62. Abbas, I., Fayyaz, M., Shah, I., Khan, M. A., Qazi, S. H. and Munir, N. (2009). Demographic distribution of maxillofacial fractures in Ayub Teaching Hospital: 7-year review. *Journal Ayub Med Coll Abbottabad*, 21(2), 110-112.
63. Oji, C. (1999). Jaw fractures in Enugu, Nigeria, 1985–95. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 37(2), 106-109.
64. Nayyar, M. and Ekanayake, M. (2001). Assessment of maxillofacial injuries. *Pakistan Oral Dental Journal*, 21, 12-18
65. Jin, K.S., Lee, H., Sohn, J.B., Han, Y.S., Jung, D.U., Sim, H.Y. and Kim, H. S. (2018). Fracture patterns and causes in the craniofacial region: an 8-year review of 2076 patients. *Maxillofacial Plastic and Reconstructive Surgery*, 40(1), 29.
66. Hashim, H. and Iqbal, S. (2011). Motorcycle accident is the main cause of maxillofacial injuries in the Penang Mainland, Malaysia. *Dental Traumatology*, 27(1), 19-22.
67. Sbordone, C., Barca, I., Petrocelli, M., Orabona, G. D. A., Vaira, L. A. and Colangeli, W. (2018). The influence of socioeconomic factors on the epidemiology of maxillofacial fractures in southern Italy. *Journal of Craniofacial Surgery*, 29(8), 2119-2123.
68. Brasileiro, B. F. and Passeri, L. A. (2006). Epidemiological analysis of maxillofacial fractures in Brazil: a 5-year prospective study. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 102(1), 28-34.

69. Şakrak, T., Köse, A., Karabağlı, Y., Elmas, İ., Tekgöz, A. ve Çetin, C. (2011). 232 Maksillofasyal travmalı hastanın geriye dönük analizi ve kliniğimizde uygulanan tedavi protokolleri. *Türk Plastik, Rekonstrüktif ve Estetik Cerrahi Dergisi*, 18(2), 66-69.
70. Esen, A. ve Işık, K. (2013). Ülkemizde Görülen Maksillofasiyal Yaralanmaların Etiyolojisi ve İki Olgu Sunumu, *ADO Dergisi*, 6(4), 1329-1335.
71. West, P., Reeder, A. I., Milne, B. J. and Poulton, R. (2002). Worlds apart: a comparison between physical activities among youth in Glasgow, Scotland and Dunedin, New Zealand. *Social Science & Medicine*, 54(4), 607-619.
72. Singh, V., Malkunje, L., Mohammad, S., Singh, N., Dhasmana, S. and Das, S. K. (2012). The maxillofacial injuries: A study. *National Journal of Maxillofacial Surgery*, 3(2), 166.
73. Sojat, A. J., Meisami, T., Sándor, G. K., and Clokie, C. M. (2001). Epidemiology of Mandibular Fractures Treated at the Toronto General Hospital: A Review of 246 Cases. *Journal-Canadian Dental Association*, 67(11), 640-645.
74. Lee, K. (2012). Global trends in maxillofacial fractures. *Craniomaxillofacial Trauma & Reconstruction*, 5(4), 213-222.
75. Deniz, K. (2011). *Mandibula angulus kırıklarında farklı kırık tiplerinin pitanyum plak ve vida Fiksasyonunun stabilitesine etkisinin sonlu elemanlar analiziyle incelenmesi*. Doktora Tezi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 3-20.
76. Alvi, A., Doherty, T. and Lewen, G. (2003). Facial fractures and concomitant injuries in trauma patients. *The Laryngoscope*, 113(1), 102-106.
77. Özgül, Ö. (2018). Çene yüz kırıklarının demografik özellikleri ve etiyolojik faktörleri: Retrospektif çalışma. *Selcuk Dental Journal*, 5(1), 67-72.
78. Boffano, P., Kommers, S. C., Karagozoglu, K. H. and Forouzanfar, T. (2014). Aetiology of maxillofacial fractures: a review of published studies during the last 30 years. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 52(10), 901-906.
79. Morkoç, O., Aydın, E. E., Başkurt, H., Özgenç, Ö. and Uzunismail, A. (2010). 143 mandibula kırıklı olgunun retrospektif analizi. *Türk Plastik, Rekonstrüktif ve Estetik Cerrahi Dergisi*, 18(1), 1-5.
80. Dongas, P. and Hall, G. (2002). Mandibular fracture patterns in Tasmania, Australia. *Australian Dental Journal*, 47(2), 131-137.
81. Kunz, C., Audigé, L., Cornelius, C.P., Buitrago-Téllez, C. H., Frodel, J., Rudderman, R. and Prein, J. (2014). The comprehensive AOCMF classification system: midface fractures-level 2 tutorial. *Craniomaxillofacial Trauma & Reconstruction*, 7(1), 59-67.
82. Türker, M. ve Yücetaş, Ş. (2004). *Ağız dışı çene hastalıkları ve cerrahisi (3. Baskı)*. Ankara: Özyurt Matbaacılık, 559-608.

83. Çetingül, E. (1997). *Çene ve yüz travmatolojisi*. İzmir, Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 73-95.
84. Iida, S., Kogo, M., Sugiura, T., Mima, T. and Matsuya, T. (2001). Retrospective analysis of 1502 patients with facial fractures. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 30(4), 286-290.
85. Miloro, M., Ghali, G., Larsen, P., Peterson, L. J. and Waite, P. (2004). *Peterson's principles of oral and maxillofacial surgery*. (Vol. 1): USA, Elsevier, 401-434.
86. Mukerji, R., Mukerji, G. and McGurk, M. (2006). Mandibular fractures: Historical perspective. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 44(3), 222-228.
87. Siegert, R. and Weerda, H. (1990). Immobilization of fractures of the facial skeleton: Past and present. *JAMA Facial Plastic Surgery*, 7(3), 137-151.
88. Strother, E. A. (2003). Maxillofacial surgery in World War I: The role of the dentists and surgeons. *Journal of Oral Maxillofac Surgery*, 61(8), 943-950.
89. Akan, M., Gideroğlu, K. ve Aköz, T. (2005). Anterior mandibula kırıklarının onarımında vida-tel kombinasyon tekniği. *Ulusal Travma Acil Cerrahi Dergisi*, 11(3), 225-229.
90. de Melo, W. M., Antunes, A. A., Sonoda, C. K., Hochuli-Vieira, E., Gabrielli, M. A. C. and Gabrielli, M. F. R. (2012). Mandibular angle fracture treated with new three-dimensional grid miniplate. *Journal of Craniofacial Surgery*, 23(5), 416-417.
91. Chacon, G. E. and Larsen, P. E. (2004). Principles of management of mandibular fractures. *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery*, 2, 401-433.
92. Bakardjiev, A. and Pechalova, P. (2007). Maxillofacial fractures in Southern Bulgaria - a retrospective study of 1706 cases. *Journal of Craniomaxillofac Surgery*, 35(3), 147-150.
93. Biller, J. A., Pletcher, S. D., Goldberg, A. N. and Murr, A. H. (2005). Complications and the time to repair of mandible fractures. *The Laryngoscope*, 115(5), 769-772.
94. Demirdöver, C., Şahin, B., Ataseven, M., Özkan, H. S. ve Öztan, H. Y. (2010). Bir yıl içinde opere edilen 124 mandibula fraktörü olgusunun geriye dönük incelenmesi. *Türk Plastik, Rekonstrüktif Ve Estetik Cerrahi Dergisi*, 17(3), 145-148.
95. Moreno, J. C., Fernández, A., Ortiz, J. A. and Montalvo, J. J. (2000). Complication rates associated with different treatments for mandibular fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 58(3), 273-280.
96. Göktürk, T. (2017). *Mandibula kırıklarında diş çekimli veya çekimsiz internal fiksasyonun biyomekanik stabilite üzerine etkisinin değerlendirilmesi-sonlu eleman analizi*. Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 39-51.

97. Uyanik, D. L. O., Yazicioğlu, D. D. ve Sayan, N. B. (2008). Maksillofasiyal kırıklarda oklüzyon ve maksillomandibuler fiksasyon. *Türkiye Klinikleri Ear Nose and Throat-Special Topics*, 1(4), 42-50.
98. Utley, D. S., Utley, J. D., Koch, R. J. and Goode, R. L. (1998). Direct bonded orthodontic brackets for maxillomandibular fixation. *The Laryngoscope*, 108(9), 1338-1345.
99. Yamada, T., Sumi, Y., Okazaki, Y. and Ueda, M. (1998). A new intermaxillary fixation method using adhesive cast splints for a voiding skin puncture. *Australian Dental Journal*, 43(3), 167-169.
100. de Quieroz, S. B. F. (2013). Modification of arch bars used for intermaxillary fixation in oral and maxillofacial surgery. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 42(4), 481-482.
101. Ansari, K., Hamlar, D., Ho, V., Hilger, P. and Aziz, T. (2011). A comparison of anterior vs posterior isolated mandible fractures treated with intermaxillary fixation screws. *Archives of Facial Plastic Surgery*, 13(4), 266-270.
102. Evrenos, M. K. and Yoleri, L. (2018). Mandibula Fraktürlerinde Eksternal Fiksator Kullanımı. *Türkiye Klinikleri Plastic Surgery-Special Topics*, 7(3), 66-69.
103. Postlethwaite, K., Philips, J., Booth, S., Shaw, J. and Slater, A. (1989). The effects of small plate osteosynthesis on postoperative radiotherapy. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 27(5), 375-378.
104. Schmidt, B. L., Perrott, D. H., Mahan, D. and Kearns, G. (1998). The removal of plates and screws after Le Fort I osteotomy. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 56(2), 184-188.
105. Erpek, G. and Saydam, L. (1999). Mandibula fraktürlerine "Lag" vida kullanımı. *K.B.B. ve Baş Boyun Cerrahisi Dergisi*, 7(2), 114-118.
106. Thapliyal, G., Sinha, R., Menon, P. and Chakranarayan, A. (2008). Management of mandibular fractures. *Medical Journal Armed Forces India*, 64(3), 218-220.
107. Champy, M., Lodde, J. P., Schmitt, R., Jaeger, J. H. and Muster, D. (1978). Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 6(1), 14-21.
108. Kim, M.R. and Donoff, R. B. (1992). Critical analysis of mandibular reconstruction using AO reconstruction plates. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 50(11), 1152-1157.
109. Atali, O. (2011). *Rezorbe olabilen miniplak-vida sistemlerinin tavşan modelinde biyomekanik stabilitelerinin servohidrolik test ünitesi ve sonlu elemanlar analiziyle incelenmesi*. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 15-22.
110. Sadhwani, B. S. and Anchlia, S. (2013). Conventional 2.0 mm miniplates versus 3-D plates in mandibular fractures. *Annals of Maxillofacial Surgery*, 3(2), 154-159.

111. Bal, A. (2018). Mandibula fraktürlerinde komplikasyon. *Türkiye Klinikleri Plastic Surgery-Special Topics*, 7(3), 87-89.
112. Ramoğlu, S. ve Ozan, O. (2014). Diş hekimliğinde sonlu elemanlar stres analiz yöntemi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(3), 175-180.
113. İlgün, A., Korkmaz, H. H., Malkoç, S. ve Başçıftı, F. A. (2004). İnsan mandibulasında sonlu elemanlar metodu kullanılarak gerilme analizi Yapılması. *Selçuk Üniversitesi Mühendislik, Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 19(1), 29-38.
114. Ulusoy, M. ve Ak, A. (2003). *Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler*. Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları, 487-498.
115. Ulm, C., Solar, P., Blahout, R., Matejka, M. and Gruber, H. (1992). Reduction of the compact and cancellous bone substances of the edentulous mandible caused by resorption. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 74(2), 131-136.
116. Koolstra, J. H. (2002). Dynamics of the human masticatory system. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 13(4), 366-376.
117. Hughes, S. and McCarthy, I. D. (1998). *Sciences basic to orthopaedics*.UK: WB Saunders, 66-71.
118. Keskinel, F., Özbek, T. ve Tameroğlu, S. S. (1995). *Mühendisler için mekanik*. İstanbul: Birsen Basın Yayın, 11-13.
119. Baumgart, F. (2000). Stiffness-an unknown world of mechanical science? *Injury-International Journal for the Care of the Injured*, 31(2), 14-23.
120. Bakioğlu, M., Eratlı, N. ve Kadioğlu, F. (2009). *Cisimlerin mukavemeti: Problem kitabı*. Ankara: Beta Yayıncılık, 51-57.
121. Sağesen, H, (2000). *İçi boş silindir (hollow cylinder) İmplant Destekli overdenturelarda iki üst yapı türünün kemikteki gerilme dağılımına etkileri*. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 12-13.
122. Dağlık, D. (2012). *Alt çene tam ve kısmi dişsizlik vakalarında diş, implant ve diş-implant destekli hareketli protez uygulamalarında protetik yapılar ve çevre dokulardaki stres, gerinim ve yer değiştirmenin 3 boyutlu sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile değerlendirilmesi*. Doktora tezi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 21-27.
123. Güler, M. and Sadri, Ş. (2015). Sonlu elemanlar yöntemi hakkında genel bilgiler. *Ordu Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 5(1), 56-66.
124. Choi, J. P., Baek, S. H. and 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 Craniofacial Surgery*, 21(4), 1104-1109.

125. Çiftçi, A. (2015). *Mandibular Simfiz Fraktürlerinde Kullanılan İki Farklı Tip Kompresyon Vidasının Biyomekanik Özelliklerinin Karşılaştırılması ve Sonlu Elemanlar Analiziyle Koyun Çene Modellerinin İncelenmesi*. Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 28-30.
126. Taşkinsel, E. ve Gümüş, H. Ö. (2014). Sonlu elemanlar stres analizi ve restoratif diş hekimliğinde kullanımı. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 24(8), 131-135.
127. Çankaya, M.Ö. (2005). *Alt çene total dişsizlik vakalarında implant destekli profitez 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, 47-48.
128. Knudson, D. (2007). *Fundamentals of biomechanics*. USA: Springer Science & Business Media, 5-8.
129. Nordin, M. and Frankel, V. H. (2001). *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 10-14.
130. Gürgül, S., Uzun, C. ve Erdal, N. (2016). Kemik biyomekaniği. *Gaziosmanpaşa Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, 8(1), 18-34.
131. Caputo, A.A. and Standlee, J. P. (1987). *Biomechanics in clinical dentistry*. USA, Quintessence Publishing (IL), 77-80.
132. Van Eijden, T. (2000). Biomechanics of the mandible. *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 11(1), 123-136.
133. Al-Sukhun, J. and Kelleway, J. (2007). Biomechanics of the mandible: Part II. Development of a 3-dimensional finite element model to study mandibular functional deformation in subjects treated with dental implants. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 22(3), 455-466.
134. Küçükciçibıyık, E. (2005). *Farklı çiğneme durumlarında mandibula kemiğinin gerilme analizi*. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 19-29.
135. Mericske-Stern, R., Geering, A. H., Bürgin, W. B. and Graf, H. (1992). Three-dimensional force measurements on mandibular implants supporting overdentures. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 7(2), 145-164.
136. Kestane, R., Yurttutan, E. ve Keskin, A. (2016). Farklı şekillerde yapılan marjinal mandibulektomilerin postoperatif kırık riski açısından sonlu eleman analizi ile değerlendirilmesi. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26(1), 58-64.
137. Yazdani, J., Talesh, K. T., Motamedi, M. H. K., Khorshidi, R., Fekri, S. and Hajmohammadi, S. (2013). Mandibular angle fractures: comparison of one miniplate vs. two miniplates. *Trauma Monthly*, 18(1), 17.

138. Kilinç, A., Ertaş, Ü., Yalçın, E. ve Saruhan, N. (2017). Retrospective analysis of mandibular fractures cases in center of the Eastern Anatolia region of Turkey. *Cumhuriyet Dental Journal*, 20(1), 40-44.
139. Oruc, M., Isik, V. M., Kankaya, Y., Gursoy, K., Sungur, N. ve Aslan, G. (2016). Analysis of fractured mandible over two decades. *Journal of Craniofacial Surgery*, 27(6), 1457-1461.
140. Egemen, O., Özkaya, Ö., Üşçetin, İ., Aksan, T. ve Akan, M. (2012). Okmeydanı interlandinde mandibula kırıklarının etiyolojik, epidemiyolojik özellikleri: Klinik sonuçlarımızın Ddeğerlendirilmesi. *Okmeydanı Tıp Dergisi*, 28(2), 72-78.
141. Schubert, W., Kobienia, B. J. and Pollock, R. A. (1997). Cross-sectional area of the mandible. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 55(7), 689-692.
142. Danda, A. 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(7), 1565-1567.
143. Sato, F. R. L., Asprino, L., Consani, S. and de Moraes, M. (2010). Comparative biomechanical and photoelastic evaluation of different fixation techniques of sagittal split ramus osteotomy in mandibular advancement. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68(1), 160-166.
144. Augat, P., Margevicius, K., Simon, J., Wolf, S., Suger, G. and Claes, L. (1998). Local tissue properties in bone healing: influence of size and stability of the osteotomy gap. *Journal of Orthopaedic Research*, 16(4), 475-481.
145. Wong, R., Tideman, H., Kin, L. and Merckx, M. (2010). Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 39(4), 313-319.
146. Aymach, Z., Nei, H., Kawamura, H. and Bell, W. (2011). Biomechanical evaluation of a T-shaped miniplate fixation of a modified sagittal split ramus osteotomy with buccal step, a new technique for mandibular orthognathic surgery. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 111(1), 58-63.
147. Zhou, Q. (1999). Clinical effect observation of methods of mandibular fracture treatment. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi*, 17(2), 150-154.
148. Ziarah, H. A. and Khidr, A. Y. (2005). Titanium miniplate osteosynthesis of mandibular fractures. *Iraqi Journal of Medical Sciences*, 4(2), 169-173.
149. Sabhlok, S., Waknis, P. and Bhagwat, A. (2010). Application of 2.0 mm titanium plates in rigid internal fixation of mandibular angle fractures. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*, 9(4), 339-343.
150. Alkan, A., Celebi, N., Ozden, B., Bas, B. ve Inal, S. (2007). Biomechanical comparison of different plating techniques in repair of mandibular angle fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 104(6), 752-756.

151. Laverick, S., Siddappa, P., Wong, H., Patel, P. and Jones, D. C. (2012). Intraoral external oblique ridge compared with transbuccal lateral cortical plate fixation for the treatment of fractures of the mandibular angle: prospective randomised trial. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 50(4), 344-349.
152. Chari, H., Rao, B., Kumar, P., and Shaik, K.V. (2018). A comparative study between intraoral external oblique ridge fixation with transbuccal lateral cortical plate fixation for treatment of mandibular angle fractures, a prospective study. *Otorhinolaryngology Head and Neck Surgery*, 3(2), 1-10.
153. Arbag, H., Korkmaz, H. H., Ozturk, 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(6), 1225-1232.
154. Rosenberg, A., Gratz, K. W. and Sailer, H. F. (1993). Should titanium miniplates be removed after bone healing is complete? *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 22(3), 185-188.
155. Meslemani, D. and Kellman, R. M. (2012). Recent advances in fixation of the craniomaxillofacial skeleton. *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery*, 20(4), 304-309.
156. Bregagnolo, L. A., Bertelli, P. F., Ribeiro, M. C., Sverzut, C. E. and Trivellato, A. E. (2011). Evaluation of in vitro resistance of titanium and resorbable (poly-L-DL-lactic acid) fixation systems on the mandibular angle fracture. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 40(3), 316-321.
157. Agarwal, M., Meena, B., Gupta, D., Tiwari, A. D. and Jakhar, S. K. (2014). A prospective randomized clinical trial comparing 3D and standard miniplates in treatment of mandibular symphysis and parasymphysis fractures. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*, 13(2), 79-83.
158. Ahmed, S. S., Bhardwaj, S., Ansari, M. K., Farooq, O. and Khan, A. A. (2017). Role of 1.5 mm microplates in treatment of symphyseal fracture of mandible: A stress analysis based comparative study. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*, 7(2), 119-122.
159. Mittal, G., Aggrawal, A., Garg, R., Sharma, S., Rathi, A. and Sharma, V. (2017). A clinical prospective randomized comparative study on osteosynthesis of mandibular anterior fractures following open reduction using lag screws and miniplates. *National Journal of Maxillofacial Surgery*, 8(2), 110-116.
160. Ribeiro-Junior, P. D., Magro-Filho, O., Shastri, K. A. and Papageorge, M. B. (2010). In vitro biomechanical evaluation of the use of conventional and locking miniplate/screw systems for sagittal split ramus osteotomy. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68(4), 724-730.
161. Kumar, B. P., Kumar, K. J., Venkatesh, V., Mohan, A., Ramesh, K. and Mallikarjun, K. (2015). Study of efficacy and the comparison between 2.0 mm locking plating system and 2.0 mm standard plating system in mandibular fractures. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery*, 14(3), 799-807.

162. Omezli, M. M., Ayranci, F., Polat, M. E., Dayi, E., Ghahramanzadehasl, H. and Karagol, S. (2017). Biomechanical comparison of transoral and transbuccal lateral cortical plate fixation for the management of mandibular angle fractures. *Nigerian Journal of Clinical Practice*, 20(11), 1434-1438.
163. Jafarian, M., Pourdanesh, F., Esmaeelinejad, M., Dehghani, N., Aghdashi, F. and Tabrizi, R. (2015). Assessment of compression and strength of divergent screws mounted on miniplates for fixation of mandibular fractures: an in vitro experimental study. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 53(7), 613-617.
164. Koriath, T. and Hannam, A. (1994). Deformation of the human mandible during simulated tooth clenching. *Journal of Dental Research*, 73(1), 56-66.
165. Ghahramanzadeh, H., Kovacı, H., Kaymaz, İ., Alsaran, A. ve Akaş, İ. (2012). Çene kırıklarında kullanılan mini plakların yerleştirilmesinin simülasyonu ve gerilme analizi. *Mühendis ve Makina*, 53(628), 44-49.
166. Adıgüzel, Ö. (2010). Derleme Bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11(1), 18-23.
167. Oğuz, Y. (2007). *Kilitli vida ve plak sisteminin sagittal split ramus osteotomisinde kullanılmasının üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analiziyle incelenmesi*. Doktora Tezi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 43-50.
168. Basciftci, F. A., Korkmaz, H. H., İşeri, H. ve Malkoç, S. (2004). Biomechanical evaluation of mandibular midline distraction osteogenesis by using the finite element method. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 125(6), 706-715.
169. İnan, Ö., Sevimay, M., Erarslan, O. ve Eskitaşçıoğlu, G. (2009). Comparison of finite element and photoelastic stress analysis methods. *Türkiye Klinikleri Journal of Dental Sciences*, 15(2), 93-101.
170. Ismail, Y., Pahountis, L. and Fleming, J. (1987). Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant. *The International Journal of Oral Implantology: Implantologist*, 4(2), 25.
171. Şimşek, B., Erkmen, E., Yilmaz, 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(3), 199-213.
172. Sato, Y., Teixeira, E., Tsuga, K. and Shindoi, N. (1999). The effectiveness of a new algorithm on a three-dimensional finite element model construction of bone trabeculae in implant biomechanics. *Journal of Oral Rehabilitation*, 26(8), 640-643.
173. Geng, J.P., Tan, K. B. ve Liu, G.-R. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 85(6), 585-598.

174. Torreira, M. G. and Fernandez, J. R. (2004). A three-dimensional computer model of the human mandible in two simulated standard trauma situations. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 32(5), 303-307.
175. Lovald, S., Baack, B., Gaball, C., Olson, G. and Hoard, A. (2010). Biomechanical optimization of bone plates used in rigid fixation of mandibular symphysis fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68(8), 1833-1841.
176. 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 Behavior of Biomedical Materials*, 4(1), 107-116.
177. Menicucci, G., Lorenzetti, M., Pera, P. and Preti, G. (1998). Mandibular implant-retained overdenture: finite element analysis of two anchorage systems. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, 13(3), 369-376.
178. Sezgin, B., Tatar, S. ve Özmen, S. (2018). Mandibula biyomekaniği. *Türkiye Klinikleri Plastic Surgery-Special Topics*, 7(3), 13-16.
179. Erkmen, E., Şimşek, B., Yücel, E. ve Kurt, A. (2005b). Comparison of different fixation methods following sagittal split ramus osteotomies using three-dimensional finite elements analysis: Part 1: advancement surgery-posterior loading. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 34(5), 551-558.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : BOĞAÇ, Pembe
 Uyuğu : T.C.
 Doğum tarihi ve yeri : 25.09.1991/ Gazimağusa / KIBRIS
 Medeni hali : Bekar
 Telefon : 05545480004 / 05338553702
 e-mail : dt.bogac @gmail.com



Eğitim Derecesi

Doktora

Eğitim Birimi

Gazi Üniversitesi/ Ağız, Diş ve Çene
 Cerrahisi Anabilim Dalı

Mezuniyet Tarihi

Devam Ediyor

Lisans

Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi

2009-2014

Lise

Güzelyurt Türk Maarif Koleji

2005-2009

İş Deneyimi, Yıl

2014- devam ediyor

Yer

Gazi Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
 Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilimdalı
 Kliniği

Görev

Asistan Hekim

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

Boğaç, P. ve Erkmen, E. (2019). Ozon uygulaması ve oral cerrahideki yeri: Derleme. *Turkish Journal of Clinics and Laboratory*.

Sözlü ve Yazılı Sunumlar

Boğaç, P. ve Çevik Z. M. (2019). *Oral ranulanın marsupyalizasyon ile tedavisi- olgu sunumu*. Poster Sunumu, 26. Uluslararası Bilimsel Kongre TAOMS, Girne, Kıbrıs.

Boğaç, P. ve Erkmen, E. (2019). *Hyalüronik asit uygulamasının gömülü üçüncü molarların cerrahi çekimi, sonrası ağrı, trismus, ödem üzerinde etkisinin araştırılması- ön rapor*. Poster Sunumu, 26. Uluslararası Bilimsel Kongre TAOMS, Girne, Kıbrıs.

Boğaç, P. ve Yaman, D. (2016). *Gömülü süt ikinci molar*. Poster Sunumu, 23. Uluslararası Bilimsel Kongre TAOMS, Bodrum, Türkiye.

- Boğaç, P., Karakaş, F. ve Toprak M. E. (2019). "*Mandibula posteriorda lokalize ameloblastik fibro odontoma - 1 yıllık takip - ameloblastic fibro odontoma localized at posterior mandible – 1 year follow up*". Poster Sunumu, Türk Dişhekimleri Birliği 25. Uluslararası Dişhekimliği Kongresi, İstanbul, Türkiye.
- Boğaç, P., Karakaş, F., Toprak, M. E. ve Akıncı, O. (2017). *Nazopalatin kanal kisti*. Poster Sunumu , 24. Uluslararası Bilimsel Kongre TAOMS, Bodrum, Türkiye.
- Boğaç, P., Seyidli E., Kahraman, S. ve Delilbaşı E. (2016). *Bilateral koronoid hiperplazisi : Koronoid süreçler üzerindeki travmanın etkisi*. Poster Sunumu, 23. Uluslararası Bilimsel Kongre TAOMS. Bodrum, Türkiye.
- Boğaç, P., Toprak, M. E. ve Karakaş, F. (2019). *Oroantral fistül açıklığının otojen blok kemik grefti ile kapatılması- olgu sunumu*. Poster Sunumu, 26. Uluslararası Bilimsel Kongre TAOMS, Girne, Kıbrıs.
- Mohammadi, N., Akıncı, O. ve Boğaç, P. (2017). *Diş çekimi sonrası immediat implant yerleştirilmesi ve mandibular simfizden alınan otojen greftin kortikal kısmının kapama vidasıyla fiksasyonu / alveolar kret ogmentasyonu*. Poster Sunumu, 24. Uluslararası Bilimsel Kongre TAOMS, Bodrum, Türkiye.
- Toprak, M. E, Boğaç, P., Karakaş, F. ve Güreşen, G. (2017). *Wharton kanalında obsrüksiyona neden olan sialolithiazis*. Poster Sunumu, 24. Uluslararası Bilimsel Kongre TAOMS, Bodrum, Türkiye.
- Toprak, M. E. ve Boğaç, P. (2017). *Bruksizmi olan bir hastada koronal bölgesi üçgen şeklinde olan implantların immediat yüklenmesi 1 yıl takip sonuçları* . Poster Sunumu, 24. Uluslararası Bilimsel Kongre TAOMS, Bodrum, Türkiye.

Kongre – Sempozyum- Kurs

- 22. Uluslararası Bilimsel Kongre TAOMS 2015, 19-22 Mayıs 2015, Bodrum, Türkiye
- 13. Bilimsel Sempozyum TAOMS 2015 , 23-26 Ekim 2015, Trabzon, Türkiye
- MİS Course , MIS Oral İmplantoloji ve Protetik Diş Tedavisi Seminer, 1 Mart 2015 Ankara, Türkiye
- Çukurova Ortognatik Sempozyumu ve Kadavra Kursu, 17-20 Mart 2016, Adana, Türkiye
- 23. Uluslararası Bilimsel Kongre TAOMS 2016 ,26-30 Mayıs 2016 , Bodrum Türkiye
- Ankara Üniversitesi 18. Deney Hayvanları Kullanımı Eğitim Sertifikası Kurs 5-14 Aralık 2016 ,Ankara Türkiye
- 7. Kadavra Üzerinde İleri İmplant Cerrahisi Kursu ,Dental Implant School ,TOBB ETÜ Morfoloji ve Anatomi Laboratuvarı , 21-22 Ocak 2017 , Ankara ,Türkiye
- 24. Uluslararası Bilimsel Kongre TAOMS 2017 ,23-27 Mayıs 2017 ,Bodrum Türkiye
- “Üst Çene Ön Bölgede İmplant Uygulamaları” Sempozyumu 27-28 Ocak 2018 ,Ankara , Türkiye
- “Botulium Toxin and Dermal Filler Course” Vesta Akademisi , 06-08 Nisan 2018 ,İstanbul ,Türkiye

- “ Doğal Diş ve İmplant Çevresi Yumuşak Doku Cerrahisi Eğitimi” Dentsem Akademisi, 17-18 Kasım 2018, İstanbul, Türkiye
- “Total Dişsizlik Çözümler” EOT Seminer, 6 Nisan 2019, Ankara, Türkiye
- 26. Uluslararası Bilimsel Kongre TAOMS 2019 ,28 Nisan- 2 Mayıs 2019 , Girne , Kıbrıs
- Türk Dişhekimleri Birliği 25. Uluslararası Diş Hekimliği Kongresi, 4-7 Eylül 2019, İstanbul,Türkiye
- AIM Academy. 2nd International Symposium. Future Trends in Oral Implantology. 18-20 Ekim 2019. Kiev, Ukrayna.

Mesleki Dernek ve Kuruluşlardaki Üyelikleri

- Türk Oral ve Maksillofasiyal Cerrahi Derneği
- Aim Academy

Hobiler

Seyahat etmek, kitap okumak, yemek yapmak.



GAZİLİ OLMAK AYRICALIKTIR..



Gazili olmak ayıcalıktır

