

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENTİTÜSÜ

**MANDİBULA KIRIKLARINDA DIŞ ÇEKİMLİ VEYA ÇEKİMSİZ
İTERNAL FİKSASYONUN BİYOMEKANİK STABİLİTE ÜZERİNE
ETKİSİNİN DEĞERLENDİRİLMESİ - SONLU ELEMEN ANALİZİ**

Dt. Tuğçe GÖKTÜRK

**Ağız Diş ve Çene Cerrahisi
UZMANLIK TEZİ**

**ANKARA
2017**

T.C.
HACETTEPE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENTİTÜSÜ

**MANDİBULA KIRIKLARINDA DIŞ ÇEKİMLİ VEYA ÇEKİMSİZ İNTERNAL
FİKSASYONUN BİYOMEKANİK STABİLİTE ÜZERİNE ETKİSİNİN
DEĞERLENDİRİLMESİ - SONLU ELEMAN ANALİZİ**

Dt. Tuğçe GÖKTÜRK

Ağız Diş ve Çene Cerrahisi

UZMANLIK TEZİ

TEZ DANIŞMANI

Prof. Dr. Hakan H. TÜZ

ANKARA

2017

17/11/2017

Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanlığına

Dt. Tuğçe Göktürk'ün 17/11/2017 tarihinde jürimiz önünde yaptığı savunmasında "Mandibula Kırıklarında Diş Çekimli veya Çekimsiz İnternal Fiksasyonun Biyomekanik Stabilite Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi – Sonlu Eleman Analizi" başlıklı çalışması jürimiz tarafından Diş Hekimliğinde Uzmanlık Tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı : Prof. Dr. Murat AKKOCAOĞLU

Hacettepe Üniversitesi

Üye : Prof. Dr. Umut TEKİN

Kırıkkale Üniversitesi

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Hakan H. TÜZ

Hacettepe Üniversitesi

ONAY : Tıpta ve Diş Hekimliğinde Uzmanlık Eğitimi Yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca yukarıda jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi tarafından kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Osman Taha KÖSEOĞLU
Dekan Vekili

YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI

Fakültemiz tarafından onaylanan uzmanlık tezimin tamamını veya herhangi bir kısmını, basılı (kağıt) ve elektronik formatta arşivleme ve aşağıda verilen koşullarla kullanıma açma iznini Hacettepe Üniversitesine verdiğimi bildiririm. Bu izinle Üniversiteye verilen kullanım hakları dışındaki tüm fikri mülkiyet haklarım bende kalacak, tezimin tamamının ya da bir bölümünün gelecekteki çalışmalarda (makale, kitap, lisans ve patent vb.) kullanım hakları bana ait olacaktır.

Tezin kendi orijinal çalışmam olduğunu, başkalarının haklarını ihlal etmediğimi ve tezimin tek yetkili sahibi olduğumu beyan ve taahhüt ederim. Tezimde yer alan telif hakkı bulunan ve sahiplerinden yazılı izin alınarak kullanılması zorunlu metinlerin yazılı izin alınarak kullandığımı ve istenildiğinde suretlerini Üniversiteye teslim etmeyi taahhüt ederim.

o Tezimin tamamı dünya çapında erişime açılabilir ve bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir.

(Bu seçenekle teziniz arama motorlarında indekslenebilecek, daha sonra tezinizin erişim statüsünün değiştirilmesini talep etmeniz ve kütüphane bu talebinizi yerine getirirse bile, teziniz arama motorlarının önbelleklerinde kalmaya devam edebilecektir)

• Tezimin 17.11.2018 tarihine kadar erişime açılmasını ve fotokopi alınmasını (iç kapak, Özet, İçindekiler ve Kaynakça hariç) istemiyorum.

(Bu sürenin sonunda uzatma için başvuruda bulunmadığım takdirde, tezimin tamamı her yerden erişime açılabilir, kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisi alınabilir)

o Tezimin tarihine kadar erişime açılmasını istemiyorum ancak kaynak gösterilmek şartıyla bir kısmı veya tamamının fotokopisinin alınmasını onaylıyorum.

o Serbest Seçenek/Yazarın Seçimi

20 /11/2017

Tuğçe GÖKTÜRK

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimim boyunca mesleki bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan, sabır ve anlayış ile bana her konuda destek olan, tezimin hazırlanma süresince katkılarını esirgemeyen değerli danışman hocam Sayın Prof. Dr. Hakan H. Tüz'e,

Her zaman destek ve yardımlarını yanımda hissettiğim, bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım, değerli hocam Sayın Prof. Dr. Murat Akkocaoğlu'na,

Sonsuz sabır ve anlayışları ile tecrübe, destek ve asistelerini hiçbir zaman esirgemeyen Dr. Dt. Ali Rıza Kolbaş'a, Dr. Dt. Selen Adiloğlu'na, Dr. Dt. Serkan Kiriş'e, Yard. Doç. Dr. Özgür Başlarlı'ya ve Yard. Doç. Dr. Emre Tosun'na,

Eğitim hayatım boyunca engin tecrübelerinden, bilgi birikimlerinden faydalandığım Hacettepe Üniversitesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nın değerli öğretim üyelerine ve birlikte çalışmaktan her zaman zevk duyduğum, iyi günümde ve kötü günümde desteklerini her zaman hissettiğim tek tek bütün sevgili araştırma görevlisi arkadaşlarıma,

Diş hekimliği eğitimime başladığım günden beri yanımda olan, her anımda birlikte olduğum Uzm. Dt. Esin Güney, Uzm. Dt. Sıla Bilgin, Uzm. Dt. Ufuk Şenol ve Uzm. Dt. Elif Ataol'a ,

Yaşamımın her döneminde sevgi, saygı, sabır ve inançla bana destek olan, büyük bir emekle beni bugünlere getiren çok sevgili annem Aysun Göktürk ve çok sevgili babam Fethi Göktürk'e teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Mandibula Kırıklarında Diş Çekimli Veya Çekimsiz İnternal Fiksasyonun Biyomekanik Stabilité Üzerine Etkisinin Değerlendirilmesi - Sonlu Eleman Analizi.

Mandibula kırıkları, maksillofasiyal bölgenin en çok görülen kırıklarından biri olarak kabul edilmektedir. Mandibula kırıklarının yaklaşık yarısından fazlası dişli bölgede oluşmaktadır ve buna bağlı olarak da dişli bölgede meydana gelen her kırık, kırık hattı içerisinde diş içirme potansiyaline sahiptir. Miniplak – monokortikal vida osteosentezi ile yapılan açık redüksiyon internal fiksasyon, günümüzde mandibula kırıklarının cerrahi tedavisinde standart yöntem olarak kabul edilmektedir. Kırık hattındaki dişin korunmasının veya çekilmesinin tedavinin ana prensiplerinden olan, kırığın stabilizasyonu, fiksasyonu ve redüksiyonu gibi biyomekanik faktörler üzerinde ciddi etkileri olabilmektedir. Bu çalışma ile, mandibula kırıklarının internal fiksasyonunda, kırık hattındaki dişin çekimi veya korunmasının kırık biyomekaniğine etkisi sonlu eleman analizi yöntemi kullanılarak değerlendirilmeye çalışılmıştır. Kemiğin biyomekanik davranışlarının değerlendirilmesi için etkin bir metod olarak düşünölen sonlu eleman analizi ile oluşturulan mandibula modelinde, angulus, korpus ve parasimfiz bölgelerindeki horizontal ve vertikal kötü kırıklar, miniplak – monokortikal vidalar ile sabitlenmiştir. Her bölgedeki kırık için, kırık hattındaki dişin korunduğu ve çekildiği modellere, temel ve yardımcı çiğneme kaslarının çekişleri uygulanmıştır. Kırık fragmanlarının yer değiştirme ve osteosentez materyalleri ile kemiğe gelen gerilimler von Mises Gerilimi ve Asal Gerilim üzerinden analiz edilmiştir. Sonuç olarak, mandibula kırıklarının tamirinde, kırık hattındaki dişin korunması, biyomekanik olarak daha iyi bulgular vermiştir.

Anahtar Kelimeler: kırık hattındaki diş, mandibula kırığı, SEA, biyomekanik

ABSTRACT

Internal Fixation of Mandibular Fractures With or Without Tooth Extraction - Finite Element Analysis of Biomechanical Stability. Mandibular fractures are the second most common fractures of the maxillofacial skeleton. Approximately, more than half of the mandibular fractures occur in the teeth-bearing region. Consequently, every fracture in the dentate areas has the potential to involve teeth in the fracture line. Technique of internal fixation via miniplate – monocortical screws are accepted as gold standart for treatment of mandibular fractures. Fracture stabilization, fixation and reduction can be effected by retention or extraction of teeth in the fracture line. The purpose of this study is to analyze the biomechanical behaviors and consequences of internal fixation of mandibular fractures with retain or extraction of teeth in the fracture line, through finite element analysis models. Finite element analysis is an efficient method for evaluation of biomechanical behaviors of mandibular fractures. Angulus, corpus and parasymphysis fractures were simulated on the right side of the mandibular model. Fractures of the mandible are referred to as horizontally and vertically unfavorable depending on the angulations of fracture and force of the muscle pull. Fracture lines fixated by miniplate – monocortical screws and all mastication muscle forces were applied to models. Displacement between fracture fragments and stress on osteosynthesis materials values were analysed by using von Mises Stress and principal stress. As a result, retention of teeth in the fracture line has showed better biomechanical behaviours.

Key Words: teeth in the fracture line, mandible fracture, FEA, biomechanic

İÇİNDEKİLER

ONAY	iii
YAYIMLAMA VE FİKRİ MÜLKİYET HAKLARI BEYANI	iv
TEŞEKKÜR SAYFASI	v
ÖZET	vi
ABSTRACT	vii
İÇİNDEKİLER	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR	x
ŞEKİLLER	xii
TABLolar	xv
GRAFİKLER	xvi
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Mandibula Anatomisi	3
2.1.1. Mandibula Embriyolojisi	3
2.1.2. Mandibula Kemik Anatomisi	3
2.1.3. Mandibula Beslenmesi, İnervasyonu ve Drenajı	4
2.1.4. Çiğneme Kasları	5
2.1.5. Temporomandibuler Eklem ve Ligamanlar	7
2.2. Mandibula Kırık Tedavi Yaklaşımında Tarihsel Gelişim	8
2.3. Mandibula Kırıklarının Sınıflandırılması	10
2.4. Mandibula Kırıklarının Epidemiyolojisi	14
2.5. Mandibula Kırıklarının Tedavileri	15
2.5.1. Redüksiyon	16
2.5.2. Fiksasyon (Sabitleme)	19
2.6. Kırık Hattındaki Dişler	20
2.7. Kırıklarda Kemik iyileşmesi	21
2.7.1. İndirekt (Sekoder) Kırık iyileşmesi	21
2.7.2. Direkt (Primer) Kırık iyileşmesi	22
2.8. Mandibula Biyomekaniği	24

2.8.1. Mandibuler Kemiğin Materyal Özellikleri	28
2.8.2. Fonksiyon Sırasında Mandibulada Meydana Gelen Deformasyonlar	28
2.8.3. Mandibula Şekli ve Geometrisinin Mekanik Sonuçları	31
2.8.4. Mandibula Kırık ve Fiksasyon Biyomekaniği	32
2.9. Gerilim Analizi	35
2.9.1. Gerilim Analizinde Kullanılan Temel Mekanik Kavramlar	35
2.9.2. Gerilim Analizi Yöntemleri	36
2.10. Sonlu Eleman Analizi	38
3. GEREÇ VE YÖNTEM	41
3.1. Modelleme ve Ağ yapısının Oluşturulması	41
3.2. Osteosentez Modelleri	46
3.3. Materyal Özellikleri	48
3.4. Sınır Şartlarının Tayini (Boundary Conditions)	49
3.5. Analiz	50
4. BULGULAR	51
4.1. Yer değiştirme	51
4.2. Plaklar Üzerine Gelen Gerilimler	54
4.3. Vidalar Üzerine Gelen Gerilimler	61
4.4. Kemik Üzerine Gelen Gerilimler	68
5. TARTIŞMA	78
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	93
KAYNAKLAR	94

SİMGELER VE KISALTMALAR

%	Yüzde
AÇ	Angulus kırığı çift plak modeli
AÇÇ	Angulus kırığı çift plak dış çekilen model
AÇK	Angulus kırığı çift plak dış korunan model
AO/ASIF	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen/Association for the Study of Internal Fixation
AT	Angulus kırığı tek plak modeli
ATÇ	Angulus kırığı tek plak dış çekilen model
ATK	Angulus kırığı tek plak dış korunan model
BT	Bilgisayarlı tomografi
CAD	Computer-Aided Design
cm²	Santimetrekare
ICD	Uluslararası Hastalık Kodları
İMF	İntermaksiller fiksasyon
k	Eğrideki düz eğim kuvvet katsayısı
K	Korpus kırığı modeli
KÇ	Korpus kırığı dış çekilen model
KK	Korpus kırığı dış korunan model
Mm	Milimetre
mm²	Milimetrekare
Mpa	Megapascal
N	Newton
P	Parasimfiz kırığı modeli
Pa	Pascal
PÇ	Parasimfiz kırığı dış korunan model
PDL	Periodontal ligamen
PK	Parasimfiz kırığı dış korunan model
PMKvMG	Plak üzerindeki maksimum kümülatif von Mises Gerilimi
S.O.R.G	Strasbourg Osteosynthesis Research Group

SEA	Sonlu eleman analizi
SEM	Sonlu eleman modeli
STL	Stereolitografi
Ti-6Al-7Nb	Titanyum - 6 Alüminyum – 7 Niyobyum alaşımı
TNM	Tümör, Nod, Metastaz evreleme sistemi
VOvMG	Vidalar üzerindeki ortalama von Mises Gerilimi
WHO	Dünya Sağlık Örgütü

ŞEKİLLER

Şekil	Sayfa
2.1. Mandibula anatomisi	4
2.2. Mandibula beslenmesi ve inervasyonu	5
2.3. Temel çiğneme kasları	6
2.4. Yardımcı çiğneme kasları	7
2.5. Temporomandibuler eklem ve ligamanları	8
2.6. Vertikal iyi ve kötü kırık	13
2.7. Horizontal iyi ve kötü kırık.	13
2.8. Mandibulanın anatomik bölgelerine göre sınıflandırılması	15
2.9. Kırık hattındaki dişin periodontal yaralanmaya göre sınıflandırılması	21
2.10. İndirekt kırık iyileşmesi	22
2.13. Gerilim/gerinim eğrisi	25
2.14. Sıkışma ve dönme yüklenmesi	27
2.15. Bükülme yüklenmesi	27
2.16. Sagital makaslama kuvvetleri ve eğilme momentleri, van Eijden 2000	29
2.17. Sagital bükülme, dönme ve lateral transvers bükülmeye bağlı mandibula distorsiyonu, van Eijden 2000	29
2.18. Lateral transvers bükülme yükleri sonucu kıvrımlı kiriş modelindeki gerilim, van Eijden 2000	30
2.19. Simfiz bölgesindeki gerilim ve deformasyonun paternleri, Wong 2010	31
2.20. Mandibula gerilme ve sıkışma alanları	33
2.21. İdeal osteosentez hatları, Cienfuegos ve arkadaşları 2008	33
3.1. Mandibula katı modeli	42
3.2. Trabeküler kemik katı modeli	42
3.3. Diş arkı ve dişlerin katı modeli	43
3.4. Periodontal ligamanların katı modeli	43
3.5. Kırık hatları; vertikal olarak kötü angulus, korpus ve parasimfiz kırıkları	44
3.6. Kırık hatları; horizontal olarak kötü angulus, korpus ve parasimfiz kırıkları	45
3.7. Vida modeli	59
3.8. Plak modeli	45
3.9. Angulus kırığı tek plak modeli, AT	46

3.10.	Angulus kırığı çift plak modeli, AÇ	47
3.11.	Korpus kırığı modeli, K	47
3.12.	Parasimfiz kırığı modeli, P	48
4.2.	ATK plağı üzerine gelen gerilimler	57
4.3.	ATÇ plağı üzerine gelen gerilimler	57
4.4.	AÇK plakları üzerine gelen gerilimler	58
4.5.	AÇÇ plakları üzerine gelen gerilimler	58
4.6.	KK plakları üzerine gelen gerilimler	59
4.7.	KÇ plakları üzerine gelen gerilimler	59
4.8.	PK plağı üzerine gelen gerilimler	60
4.9.	PÇ plakları üzerine gelen gerilimler	60
4.10.	ATK vidalarına gelen gerilimler	64
4.11.	ATÇ vidalarına gelen gerilimler	64
4.12.	AÇK vidalarına gelen gerilimler	65
4.13.	AÇÇ vidalarına gelen gerilimler	65
4.14.	KK vidalarına gelen gerilimler	66
4.15.	KÇ vidalarına gelen gerilimler	66
4.16.	PK vidalarına gelen gerilimler	67
4.17.	PÇ vidalarına gelen gerilimler	67
4.18.	ATK kemik üzeri gerilim (tension-maximum principal stress)	70
4.19.	ATÇ kemik üzeri gerilim (tension-maximum principal stress)	70
4.20.	ATK kemik üzeri sıkışma (compression-minimum principal stress)	71
4.21.	ATÇ kemik üzeri sıkışma (compression-minimum principal stress)	71
4.22.	AÇK kemik üzeri gerilim (tension-maximum principal stress)	72
4.23.	AÇÇ kemik üzeri gerilim (tension-maximum principal stress)	72
4.24.	AÇK kemik üzeri sıkışma (compression-minimum principal stress)	73
4.25.	AÇÇ kemik üzeri sıkışma (compression-minimum principal stress)	73
4.26.	KK kemik üzeri gerilim (tension-maximum principal stress)	74
4.27.	KÇ kemik üzeri gerilim (tension-maximum principal stress)	74
4.28.	KK kemik üzeri sıkışma (compression-minimum principal stress)	75
4.29.	KÇ kemik üzeri sıkışma (compression-minimum principal stress)	75
4.30.	PK kemik üzeri gerilim (tension-maximum principal stress)	76

4.31.	PÇ kemik üzeri gerilim (tension-maximum principal stress)	76
4.32.	PK kemik üzeri sıkışma (compression-minimum principal stress)	77
4.33.	PÇ kemik üzeri sıkışma (compression-minimum principal stress)	77

TABLolar

Tablo	Sayfa
3.1. Modellerde kullanılan düğüm ve nod sayıları	44
3.2. Osteosentez modelleri	46
3.3. Materyal özellikleri; elastik modül, Poisson oranı	48
3.4. Çiğneme kaslarının maksimum çekiş kuvvetleri	49
4.1. Fragmanlar arası yer değiştirme	51
4.2. Plak üzerindeki maksimum kümülatif von Mises Gerilimi	54
4.3. Vidalar üzerine gelen ortalama von Mises Gerilimi	61
4.4. Vida delikleri çevresindeki kemiklere gelen gerilme ve sıkışma gerilimleri	68

GRAFİKLER

Grafik	Sayfa
4.1. Kırık parçalarının x doğrultusunda yer değiştirmesi	52
4.2. Kırık parçalarının y doğrultusunda yer değiştirmesi	52
4.3. Kırık parçalarının z doğrultusunda yer değiştirmesi	53
4.4. Kırık parçalarının toplam yer değiştirmesi	53
4.5. Üst plaklara gelen PMKvMG	55
4.6. Alt plaklara gelen PMKvMG	55
4.7. Üst plaklara gelen gerilim dağılımı	56
4.8. Alt plaklara gelen gerilim dağılımı	56
4.9. Vidalara gelen ortalama VOvMG	62
4.10. Vidalar üzerine gelen en yüksek gerilim değerleri / en düşük gerilim değerleri	62
4.11. Üst plak vidalarına gelen gerilim dağılımı	63
4.12. Alt plak vidalarına gelen gerilim dağılımı	63
4.13. Kemik üzerine gelen en yüksek gerilme değerleri	69
4.14. Kemik üzerine gelen en yüksek sıkışma değerleri	69

1. GİRİŞ

Çene ve yüz bölgesine gelen darbelerin yüzün çıkıntılı bölgelerinde travma oluşturma ihtimali diğer bölgelere göre daha fazladır. Bu yüzden mandibula kırıkları, pozisyonu nedeniyle burundan sonra maksillofasiyal bölgenin en çok görülen kırıkları olarak kabul edilmektedir [1-4].

Kırık bölgesi ve oluşum şekli; yaralanmanın mekanizması, neden olan etkenin kuvvet, yön gibi fiziksel özellikleri, hastanın yaşı, sistemik durumu ve kırık hattında diş olup olmaması gibi durumlardan etkilenmektedir [5]. Mandibula kırıklarının yaklaşık yarısından fazlası dişli bölgede oluşmaktadır ve buna bağlı olarak da dişli bölgede meydana gelen her kırık, kırık hattı içerisinde diş içerme potansiyaline sahiptir [6].

Mandibula kırıklarının çoğunlukla dişli alanlarda oluşması, beraberinde olumlu ve olumsuz durumları da birlikte getirir. Biyomekanik olarak dişlerin çiğneme fonksiyonuna katılması mandibulanın sürekli yük altında kalmasına yol açan bir olumsuzluk gibi görülse de, çok eski zamanlardan beri kırık iyileşmesi için alt çenenin üst çene ile bir araya getirilerek hareketsizleştirilmesinde dişlerden mekanik destek ve rehberlik yapmaları amacıyla faydalanılmıştır.

Mandibula kırıklarının tedavisi ile ilgili uzun zamanlara dayanan yöntemlerin tarifine ilk kez antik Mısır papirüslerinde rastlanmaktadır [7]. Yöntemler, zaman içerisinde bandajlardan, intermaksiller fiksasyon (İMF) tekniklerine ve modern tıp dönemlerinde tel osteosentezinden plak-vida osteosentezine uzanacak şekilde evrimleşmiştir. Daha eski dönemlerde cerrahi olmayan yaklaşımlar daha sık kullanılmışken, günümüzde yaşadığımız teknik, teknolojik ve yöntemsel gelişmeler sonucu kırık tedavileri daha basit yöntemler ile daha az komplikasyonlar oluşturacak şekilde açık cerrahi yaklaşımlar ile yapılabilmektedir.

Bu gelişmeler doğrultusunda, 1970'lerde plak vida sistemlerinin kullanılmaya başlanmasından beri açık redüksiyon ve internal fiksasyon maksillofasiyal travmaların en sık kullanılan tedavi metodu haline gelmiştir. Mandibula kırıklarında plak-vida sistemleri ile yapılan internal fiksasyon daha az komplikasyon ile daha stabil kırık

parçalarının elde edilmesini ve büyük ölçüde intermaksiller fiksasyon ihtiyacının ortadan kalkmasını sağlamıştır [8].

Bütün bu gelişmelere rağmen hastadan hastaya değişen yaş ve sistemik durum gibi koşullar, her hasta için farklı bir yaklaşım oluşturulmasına neden olabilmektedir. Bazı durumlar ise bu kırıkların tedavisi ile ilgilenen branştaki cerrahlar arasında tartışmalı durumunu korumaktadır. Bunlar arasında sayılabilen kırık hattındaki dişin çekimi bazen zor bir karar olabilmektedir. Bir yandan kırık hattında bırakılan diş enfeksiyon odağı ve iyileşmenin potansiyel bir engelleyicisi olabilirken; diğer taraftan antibiyotiklerin de yaygınlaşmasıyla uygulanan konservatif tedaviler iyileşmeye fayda sağlayabilmektedir.

Literatürde kırık hattındaki diş ile ilgili çalışmaların çoğunun, tanımlanması zor olan kırık hattının enfeksiyonu oranına veya dişin prognozu üzerine yapıldığı görülmektedir. Oysa ki, kırık hattındaki dişin korunmasının veya çekilmesinin tedavinin ana prensiplerinden olan, kırığın stabilizasyonu, fiksasyonu ve redüksiyonu gibi biyomekanik faktörler üzerinde de ciddi etkileri olabilmektedir. Bilgimiz dahilinde literatürde kırık hattındaki dişin, kırık biyomekaniğine etkisini sonlu eleman analizi üzerinden inceleyen çok az çalışma bulunmakla birlikte; farklı kırık bölgelerini içine alıp, dişin çekildiği ve korunduğu durumları her bir bölge için ayrı ayrı ve birbirine göre karşılaştırıp araştıran başka bir çalışma bulunmamaktadır.

Bu çalışma, “kırık hattındaki dişin çekimi veya korunması, kırık bölgesinden bağımsız olmak üzere fiksasyon materyalleri ve kemik üzerindeki gerilim dağılımını etkilemez” null hipotezi üzerine oluşturulmuştur.

Bu amaçla, mandibula kırıklarının internal fiksasyonunda, kırık hattındaki dişin çekimi veya korunmasının kırık biyomekaniğine etkisi sonlu eleman analizi (SEA) yöntemi kullanılarak değerlendirilmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Mandibula Anatomisi

2.1.1. Mandibula Embriyolojisi

Birinci faringeyal kıkırdaktan köken alan mandibulanın gövde ve eklemine temel büyüme paterni, fertilizasyonun 7. haftasında oluşmaya başlar. Histolojik olarak embriyonal mandibula “Meckel Kıkırdağı” çevresindeki fibröz mezenşimal dokuların primer intramembranöz kemikleşmesinden köken alır. Bu başlangıç kemikleşmesinden sonra trabeküler kemikler öne, arkaya ve yukarı doğru dallanarak simfiz, korpus ve koronoid çıkıntıyı oluşturacak şekilde gelişir. Embriyonal mandibulanın bu başlangıç kemikleşme sahasına mandibulanın primer büyüme merkezi adı verilir [9].

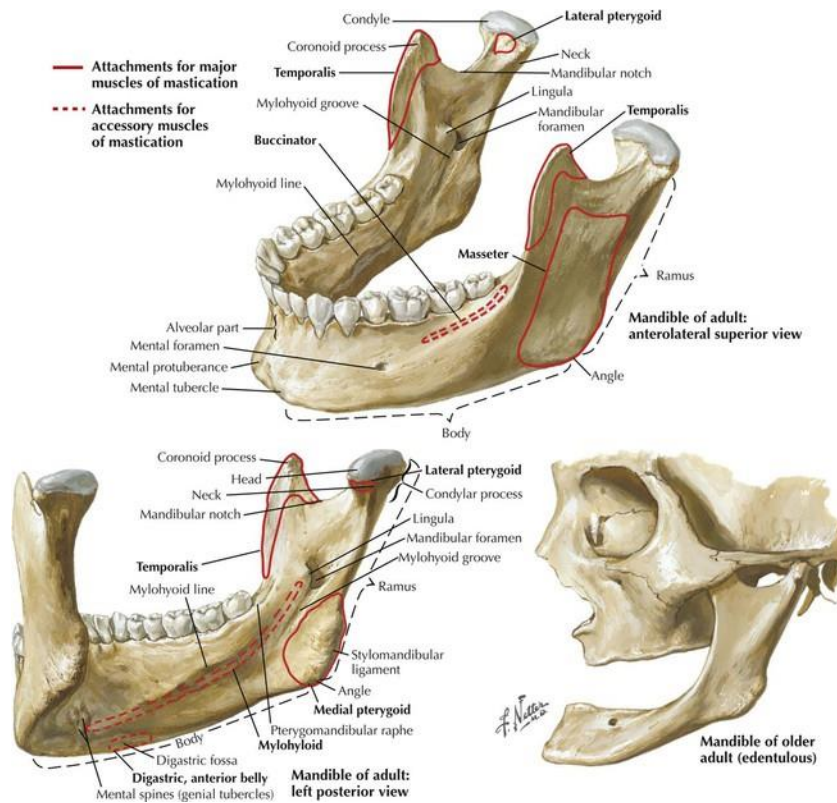
Fertilizasyonun 8. haftası boyunca mandibula gövdesinin trabeküler kemiği maseter, temporal ve pterigoid kasların ataçmanlarını oluşturur. Mandibula Meckel kıkırdağından hızlıca ayrılır ve lineer mandibula trabekülünün posterior ucunda kondil blasteması şekillenir. Kondil blastema, pterigoid kasa atake bir şekilde, geriye ve yukarıya doğru endokondral kemikleşme sonucunda kondil formasyonuna ulaşır [9].

2.1.2. Mandibula Kemik Anatomisi

Mandibula, kafa iskeletinin en büyük, en kuvvetli ve tek hareketli kemiğidir. “U” şeklindedir. Alt dişlerin yerleştiği alveoler çıkıntının da üzerinde bulunduğu ve çiğneme fonksiyonuna doğrudan katılan bir kemiktir. İki yarı-mandibulanın vertikal olarak orta hatta simfiz bölgesinde birleşmesiyle mandibula oluşur. Bu birleşme 2 yaşında tamamlanır. Her yarı-mandibula horizontal olarak uzanan korpus, vertikal uzantısı olan ramus olmak üzere 2 ana bölümden oluşur ve bu iki kısmın arasında yer alan bölgeye da angulus mandibula denilmektedir [10] (Şekil 2.1).

Korpus mandibulanın tabanına basis, dişlerin bulunduğu kısma ise alveoler çıkıntı adı verilir. Basis mandibula, alveoler çıkıntıya oranla daha geniş bir kavis ve daha sağlam bir yapıya sahiptir. Ramus mandibula, kafa tabanına ve arkaya doğru uzanır ve en üst bölgesi kondiler ve koronoid çıkıntı olarak “incisura mandibularis”ten 2’ye ayrılır [11] (Şekil 2.1).

Korpus mandibulanın ön yan tarafında mental foramen, dış tarafında “linea obliqua”, iç yüzeyinde “linea mylohyoidea”, “linea mylohyoidea”nın arkasında “raphe pterygomandibulare”, iç yüzün orta hattında “spina mentalis superior” ve “spina mentalis inferior” ve bu spinaların altında da çift taraflı digastrik fossalar bulunur. Ramus mandibulanın iç yüzeyinde mandibuler foramen bulunur [11] (Şekil 2.1.).

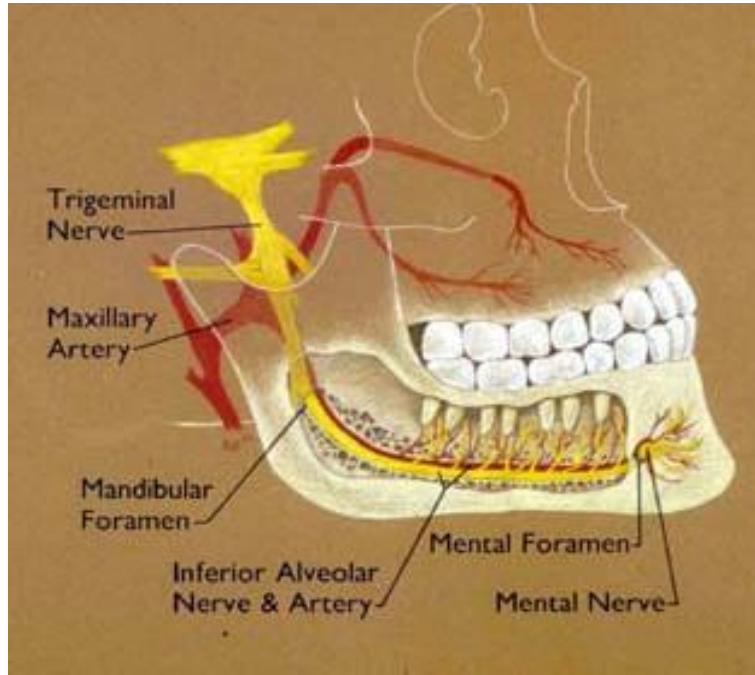


Şekil 2.1. Mandibula anatomisi

2.1.3. Mandibula Beslenmesi, İnervasyonu ve Drenajı

Beşinci kranial sinir olan trigeminal sinirin mandibuler dalı kafa tabanını “foramen ovale”den terkederek, mandibuler foramenden giren alveoler inferior

dalını verir. Mandibuler kanalda ilerleyen inferior alveoler sinir, 2. premolar diş civarı yer alan mental foramende 2 ye ayrılarak insiziv ve mental sinir dallarını verir. İ inferior alveoler sinir alt posterior dişlerin sinir liflerini taşıırken, insiziv sinir alt anterior dişlerin sinir liflerini taşır. Mental sinir ise dudak ucu ve çene ucunun dokunma duyusunu alır [11] (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Mandibula beslenmesi ve inervasyonu

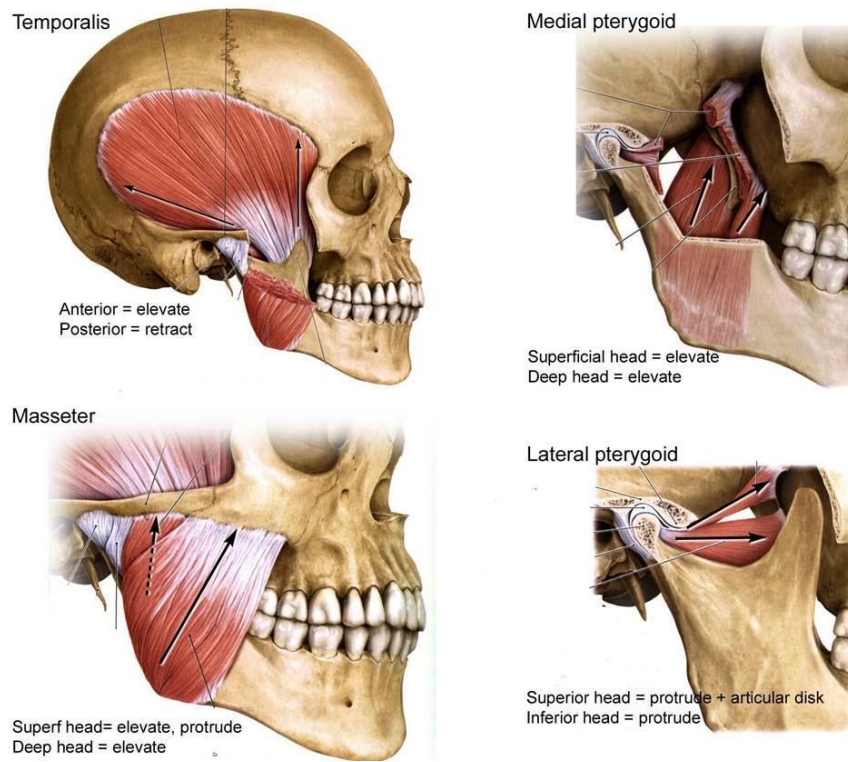
Mandibulanın beslenmesi, mandibulayı saran periost ve eksternal karotis arterin dalı olan, maksiller arterin, inferior alveoler dalı ile sağlanır. Bu dal tıpkı inferior alveoler sinir gibi mandibuler kanalda seyrederek ve mental foramende mental arter dalını verir [11] (Şekil 2.2).

Mandibulanın venöz dolaşımı, maksiller ven, fasiyal ven ve pterigoid pleksusun internal ve eksternal jugular venlere drene olmasıyla sağlanır [11].

2.1.4. Çiğneme Kasları

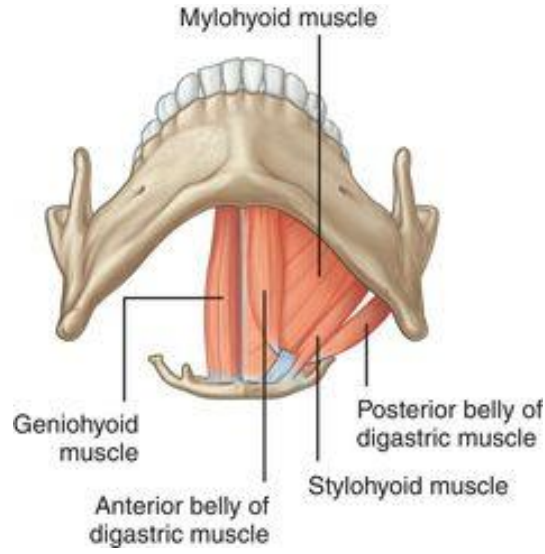
Çiğneme fonksiyonu üstlenip, mandibulaya yapışan 4 ana kas vardır. Bu 4 temel kasın inervasyonunu trigeminal sinirin dalı olan mandibuler sinir, beslenmesini ise maksiller arter ve süperfisiyal temporal arter sağlar [10, 11].

Temporal kas; temporal fossadan başlayıp koronoid çıkıntıya yapışır ve mandibulayı kaldırıp arkaya çeker. Lateral pterigoid kas; lateral pterigoid kanattan başlayıp kondile yapışır ve mandibulayı aşağı, öne, yana hareket ettirir. Maseter kas; zigomatik arktan başlayıp angulus mandibulanın bukkal tarafındaki “tuberositas masseterica”ya yapışır ve mandibulayı kaldırır. Medial pterigoid kas; medial pterigoid kanattan başlayıp angulus mandibulanın lingual tarafındaki “tuberositas pterygoidea”ya yapışır ve mandibulayı kaldırır, öne, yana hareket ettirir [10, 11] (Şekil 2.1. ve 2.3.).



Şekil 2.3. Temel çiğneme kasları

Bununla birlikte; mandibula iç tarafında bulunan çift taraflı “linea mylohyoidea”ya, orta hatta birbirlerine ve hyoid kemiğe yapışıp mandibulayı aşağı yönde hareket ettiren mylohyoid kas; mandibula iç tarafında bulunan digastrik fossaya ve hyoid kemiğe yapışıp mandibulayı aşağı yönde hareket ettiren anterior digastrik kas ve mandibula iç yüzeyinde bulunan “spina mentalis inferior” ve hyoid kemiğe yapışıp mandibulayı aşağı yönde hareket ettiren geniohyoid kasları da çiğnemeye ve yutkunmaya katkıda bulunmaktadır [12] (Şekil 2.4.).

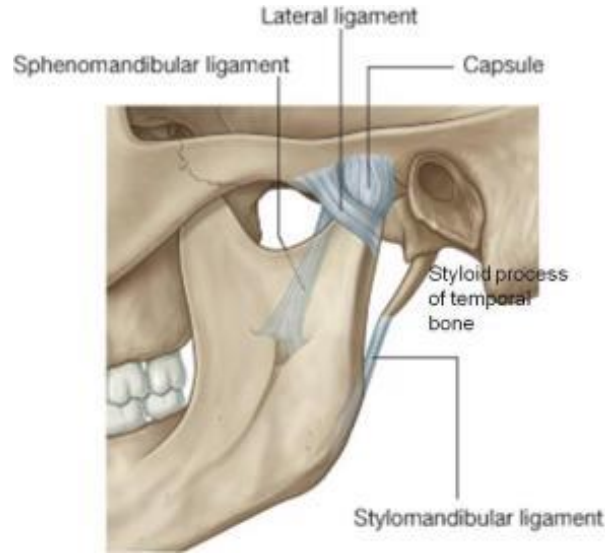


Şekil 2.4. Yardımcı çiğneme kasları

2.1.5. Temporomandibuler Eklem ve Ligamanlar

Kondil başı, temporal kemiğin fossa artikularisine oturarak temporomandibuler eklemi oluşturur. Kondil başı, fossa içerisinde diskal ligamenler olarak da bilinen, medial kollateral ligamen ve lateral kollateral ligamenler ile tutulur. Temporomandibuler ligamen kondilin laterale ve posteriora deplasmanını önler [11]. Artiküler disk, duyusu olmayan, yoğun kollajenöz bir bağ dokudur ve fossa tabanı ile kondil başı arasında konumlanır. Retrodiskal gevşek bağ doku ise diske posteriorndan bağlanmış, iyi bir inervasyonu olan ve diskin anteriora deplasmanını önleyen yapıdır [13].

Stiloid çıkıntından angulusa uzanan stilomandibuler ligamen mandibulanın anterior protrüzyonunun sınırlamasına yardımcı olurken; “spina ossis sphenoidalis”ten ramus iç yüzünde bulunan “lingula mandibularise” uzanan sphenomandibuler ligamen ağzın hem açılması, hem kapanmasında aynı miktarda gerginlik sağlar [11] (Şekil 2.5.).



Şekil 2.5. Temporomandibuler eklem ve ligamanları

2.2. Mandibula Kırık Tedavi Yaklaşımında Tarihsel Gelişim

Tarih boyunca birçok insan uygun olmayan veya hiç yapılmayan kırık tedavileri sonucunda ciddi sakatlık durumlarından ölüme kadar giden komplikasyonlar ile karşılaşmışlardır. Mandibula kırıklarının muayene, tanı ve tedavisinin ilk kez M.Ö. 1650 yıllarında Mısır papirüslerinde tarif edildiği görülmektedir [7]. Hipokrat sirkumdental tellerin ve eksternal bandajların kullanılmasıyla kırık parçaların tekrar biraraya getirilmesini ve immobilizasyonu ilk tanımlayan kişi olarak bilinmektedir. Uygun okluzyonun sağlanılmasının önemini ise ilk defa 1180 yılında Salerno, İtalya’da basılan bir kaynakta anlatılmaktadır. Bununla birlikte 1275 yılında Salicetti mandibula kırıkları için üst ve alt çenenin birbirlerine sabitlenmesini ilk tanımlayan kişi olmuştur [14, 15].

Fasiyal kırıkların tedavisinin temel taşlarından biri olan Salicetti’nin intermaksiller fiksasyon tekniği yüzyıllarca unutulmuş olsa da 1887 yılında Gilmer kırık fiksasyonunun mandibula ve maksillaya uygulanan ark telleri ile yapılabileceğini göstermiştir [16]. 1888 yılında Schede fiksasyon için 4 vida ile tutturulan solid çelik plakları kullanan ilk kişi oluşturmuştur [17]. Yirminci Yüzyıla kadar antibiyotik öncesi olarak adlandırılan dönemde her ne kadar bir kaç rijit fiksasyon denemesi olmuşsa da; açık yöntemlerin enfeksiyona yol açabileceği endişesi ile bandajlar, alt ve üst

çenelerin birbirlerine sabitlenmesi ya da Gunning splint gibi kapalı teknikler daha sık kullanılmıştır [15].

Yirminci yüzyılın ilk yarısında, antibiyotiğin keşfi ve dünya savaşları travma cerrahilerinin ilerlemesine neden olmuş ve tedavi şekilleri açık redüksiyona doğru kaymaya başlamıştır. Buna bağlı olarak internal fiksasyon yöntemleri yıllar içinde sürekli geliştirilmeye çalışılmıştır. İçlerinde en önemlilerinden biri olan, rijit internal fiksasyon tekniği 1970'lerde Avrupa'da "*Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen/Association for the Study of Internal Fixation*" (AO/ASIF) tarafından oluşturulmuştur. AO'nun basit prensipleri Spiessl B. tarafından 1972 yılında, "primer kemik iyileşmesi ancak kesin bir stabilite altında gerçekleşebilir" olarak özetlenmiştir [18]. Rijit internal fiksasyonun, fonksiyonun bir an önce kazanılması için, mandibulanın hareketleri sırasında meydana gelen bütün kuvvetleri nötralize etmesi gerektiği savunulmuştur. Bu fiksasyonun; mandibulanın alt kısmında sıkışma kuvvetlerine, üst kısmında gerilme kuvvetlerine karşı gelecek plaklar kullanılması ile sağlanabileceği bildirilmiştir [19].

Spiessl AO/ASIF doktrinini açıkladığı sırada, Champy ve arkadaşları adaptif osteosentez konseptini Fransa'da oluşturmaya başlamışlardır. 1978 yılında Champy M., mandibulanın gerilim kuvvetlerinden oluşan ideal osteosentez hattı boyunca küçük, bükülebilir, kompresyona yol açmayan paslanmaz çelik miniplaklar ve monokortikal vida ile fiksasyonunun iyileşme için yeterli olacağını, alt kenar boyunca konulan kompresyon plaklarının çiğneme kuvvetleri tarafından oluşturulan doğal bir sıkışma nedeniyle gereksiz olduğunu iddia etmiştir [20]. Daha sonra Champy ve arkadaşları 1988 yılında "*Strasbourg Osteosynthesis Research Group*" (S.O.R.G)'u kurarak bu konudaki araştırmaların ve eğitimlerin devam etmesini sağlamışlardır.

Malzeme teknolojisinde yaşanan gelişmeler sonucunda, son yıllarda rezorbe olabilen polimerlerden üretilen plak sistemleri [21, 22], kemik yapıştırıcıları [23] ve biyoseramiklerin [24] mandibula kırıklarında kullanımı ile ilgili çalışmalar ve klinik sonuçların sayısı gittikçe artmaktadır. Bununla birlikte mandibula kırıklarının tamirinde kök hücre teknolojilerinin kullanıldığını gösteren çalışmalar da yapılmaya

başlanılmıştır [24]. Bu umut vadeden materyallerin geliştirilmesi ve uygulama teknikleri üzerindeki çalışmalar hala devam etmektedir.

Mandibula kırıklarının tedavisinde son yıllarda ciddi bir gelişim meydana gelmeye başlamıştır. Özellikle bu konudaki gelişmeler internal fiksasyon yöntemlerindeki özelleşmiş teknikler üzerinde olmuştur. Ayrıca anatomi, patofizyoloji, farmakoloji, teknoloji ve biyomateryal biliminde meydana gelen gelişmeler de mandibula kırıklarının tedavisini olumlu yönde etkilemiştir. Mandibula kırıklarının tedavisi üzerinde yapılan bütün gelişmeler hastaların daha hızlı, daha güvenli ve daha konforlu bir şekilde fonksiyon kazanmasını amaçlamaktadır [15].

2.3. Mandibula Kırıklarının Sınıflandırılması

Literatürde genel olarak mandibula kırıklarının sınıflandırılması kırık lokalizasyonuna göre yapılmaya çalışılmıştır [25, 26]. Bugüne kadar mandibula kırıklarının sistematize edilebilmesi için birçok farklı sınıflandırma tanımlanmıştır. Bunlar arasında en çok kullanılanlarından biri olan 1969 yılında Dingman R. ve Natving P. tarafından yapılan sınıflandırmada mandibula kırıkları;

1. Kırığın yönüne (horizontal/vertikal, iyi/kötü)
2. Kırığın ciddiliğine (basit/kapalı, açık/bileşik)
3. Kırık tipine (yeşil ağaç, kompleks, parçalı, içiçe geçmiş)
4. Çenelerin diş içerip içermemesine (dişli, kısmi dişli, dişsiz)
5. Kırığın bölgesine (simfiz, kanin bölgesi, korpus, angulus, ramus, kondil, koronoid) göre 5 kategoriye ayrılmıştır [27].

Mandibula kırıkları için ilk birleşmiş ve standart sınıflandırma oluşturma girişimi Gratz A. tarafından yapılmıştır. Bu sınıflandırma tümörlerin TNM sınıflandırılmasına benzer bir şekilde alfabetik sembolleri içermektedir. F (Fracture/Kırık), L (Localization/Bölge), S (Soft tissue injuries/Yumuşak doku

yaralanması), A (Associated maxillofacial injuries/ilişkili çene-yüz yaralanmaları içermesi), O (Occlusal disorder/ Okluzal bozunmalar) kategorilerini içermektedir [28].

Dünya Sağlık Örgütü (WHO) tarafından yapılan “Uluslararası Hastalık Kodları”na (ICD) göre ise mandibula kırıkları; S02.6 (mandibula kırığı), S02.60 (alveoler çıkıntı kırığı), S02.61 (korpus kırığı), S06.62 (kondil kırığı), S06.63 (koronoid kırığı), S02.64 (ramus kırığı), S02.05 (simfisiz kırığı), S02.66 (angulus kırığı), S02.67 (çoklu kırık), S02.68 (belirsiz kırık) olarak kategorize edilmiştir [29].

Kabakov B. ve Malishev V. tarafından yapılan sınıflandırmaya göre ise mandibula kırıkları; lokalizasyon (kırık hattında diş içeren korpus kırığı/ kırık hattında diş içermeyen korpus kırığı, ramus kırığı), karakter (dislokasyon gösteren, dislokasyon göstermeyen) ve sayı (tek, çift, çoklu, tek taraflı, çift taraflı) olmak üzere 3 ana gruba ayrılmıştır [30].

Pankratov A. ve Robustova T. tarafından önerilen sınıflandırma ise harf ve sayıları içeren bir formülasyon içermektedir. Bu harf ve sayılar F0-F4 (Fracture/Kırık), T0-T2 (Tooth/Diş), L1-L8 (Localisation/Bölge), D0-D2 (Dislocation, Yer değiştirme), O0-O2 (Occlusion/Okluzyon), S0-S4 (Soft tissue/Yumuşak doku), I0-I2 (Infection/Enfeksiyon), A0-A1 (Associated/Diğer dokularla ilişki) olarak tanımlanmıştır [31].

Yukarıda bahsedilen sınıflamalarda ismi geçen ve aşağıda sıralanan kırık biçimleri ve terimlendirmeler sadece kırığın lokalizasyonunu değil aynı zamanda oluşum şekli ve sonrasında meydana getirdiği durumları da açıklamak üzere sıklıkla kullanılmaktadır [4].

Basit veya kapalı kırık, diş ortama açılmayan tek bir kırık hattının olduğu kırıklar olarak tanımlanmıştır.

Bileşik (compound) veya açık kırık, diş ortama açılan kırıklar olarak tanımlanmış olup; kırık hattı içerisinde diş bulunduran kırıklar, periodontal ligamen (PDL) aracılığıyla ağız ortamına açıldıkları için bu gruba girmektedir.

Yeşil ağaç kırığı, genellikle bir korteksin kırılıp diğerinin eğildiği ve kemikte devamlılık kaybı olmayan kırıklar olarak tanımlanıp, genellikle çocuklarda görülmektedir.

Parçalı (comminuted) kırık, büyük miktarda kuvvete maruziyet sonucu kırık bölgesinin birden çok fragmana ayrıldığı kırık olarak açıklanmıştır.

Kompleks veya komplike kırık, komşu anatomik dokularda hasar yaratmış kırık olarak tanımlanmıştır.

İç içe geçmiş veya teleskop (impacted) kırık, kırık parçalarından birinin diğerinin içine geçtiği kırıklar olarak açıklanmıştır.

Çoklu (multiple) kırık, aynı kemikte birbirleriyle bağlantısı olmayan birden fazla kırıklar olarak ifade edilmiştir.

Yer değiştirmeyen veya deplase olmamış kırık, distal ve proksimal parçaları normal anatomik ilişkisinde kalmış lineer kırıklar olup genellikle kondil kırıkları için kullanılmaktadır.

Yer değiştirmiş veya deplase kırık, fragmanların normal anatomik ilişkilerini koruyamadığı; lateral, medial veya anteroposterior yönde yer değiştirdiği kırıklar olup genellikle kondil kırıkları için kullanılmaktadır.

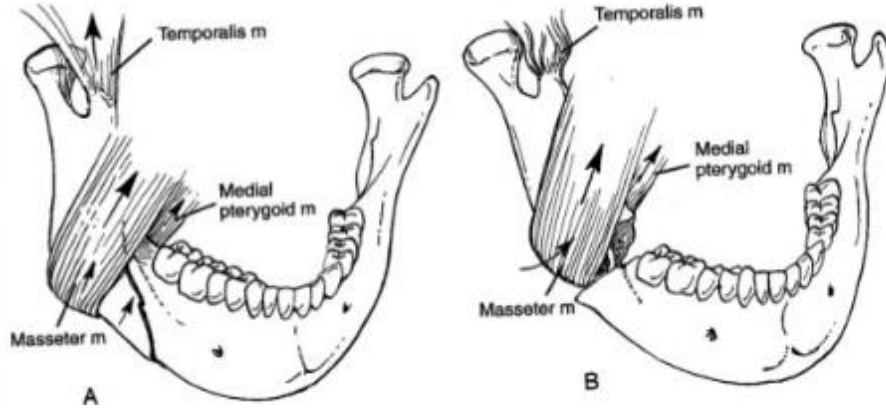
Vertikal iyi (favourable) kırık, medial ve lateral pterigoid kasların kırığın proksimal parçasının vertikal düzlemde mediale çekişine direnç gösteren kırık olarak tanımlanmaktadır (Şekil 2.6.).

Horizontal iyi (favourable) kırık, maseter ve temporal kasların kırığın proksimal parçasının yukarı yönde çekişine direnç gösteren kırık olarak tanımlanmaktadır (Şekil 2.7.).

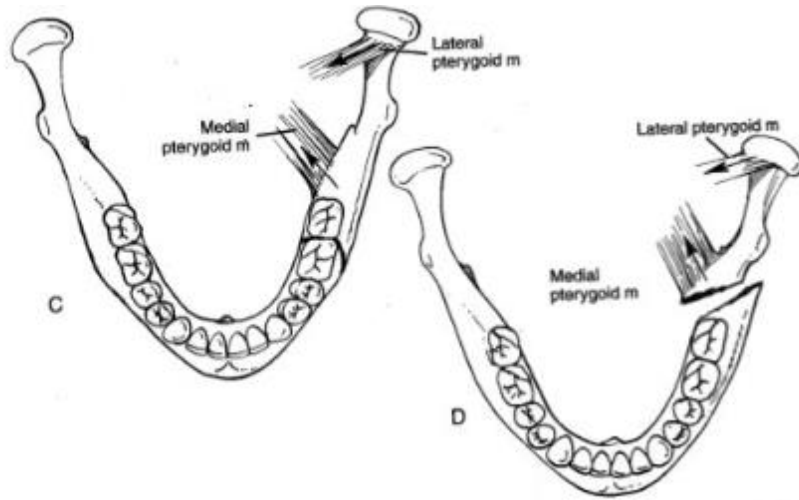
Vertikal kötü (unfavourable) kırık, medial ve lateral pterigoid kasların kırığın proksimal parçasının vertikal düzlemde mediale çekişine direnç gösteremeyen kırık

olarak tanımlanmaktadır (Şekil 2.6.).

Horizontal kötü kırık, maseter ve temporal kasların kırığın proksimal parçasının yukarı yönde çekişine direnç gösteremeyen kırık olarak tanımlanmaktadır (Şekil 2.7.).



Şekil 2.6. Vertikal iyi ve kötü kırık



Şekil 2.7. Horizontal iyi ve kötü kırık.

Kaslar tarafından çekildiğinde kırık fragmanlarının ayrılmaya meyilli olmadığı iyi kırıklarda daha az fiksasyona ihtiyaç duyulurken, kas çekişleriyle ayrılmaya meyilli olan kötü kırıklarda kas çekişinin iyileşmeyi bozmasını engellemek için daha iyi fiksasyon gerektiği savunulmaktadır [13].

2.4. Mandibula Kırıklarının Epidemiyolojisi

Dünyanın bütün kıtalarında bir çok araştırmacı tarafında yapılan çalışmalar sonucu, mandibula kırıklarının bütün çene-yüz kırıkları arasında %36-70 arasında bir orana sahip olduğu raporlanmıştır [32-35]. Mandibula kırıklarının en çok görülme sebepleri; motorlu araç kazaları, saldırılar, endüstriyel yaralanmalar, düşmeler, spor yaralanmaları, balistik yaralanmalar ve patolojik kırıklar olarak gösterilmektedir [36]. Literatürde kırıkların en sık 21-30 yaş arası erkeklerde meydana geldiği bildirilmiştir [37]. Yapılan çalışmalardaki sosyo-ekonomik durumlar, çevre, alkol kullanımı ve mekanizmalar gibi diğer faktörler ciddi bir farklılığa sahiptir [32]. Mandibula kırıklarına dair yapılan epidemiyolojik çalışmalar genellikle, mandibula kırıklarının sınıflandırılmasında en çok kullanılan sınıflandırma olan anatomik bölgelere göre yapılmaktadır ve dağılımı ile görülme sıklığı çalışmadan çalışmaya ve incelenen popülasyona göre değişmektedir [35].

Dentoalveoler kırık, mandibulanın dişli bölgesi olan alveoler çıkıntıda sınırlı kalmış ve altındaki kemik dokularda devamlılık göstermeyen kırık olarak tanımlanmış olup, görülme sıklığı %1,4 ile %3,1 arasında değişmektedir [4, 25, 38].

Simfiz ve Parasimfiz kırığı, iki santral arası bölgede görülen kırıklar simfisiz kırığı, her iki yarı-mandibuladaki lateral dişin distali ile mental foramen arası bölgede meydana gelen kırıklar ise parasimfiz kırığı olarak tanımlanmış olup, çoğu çalışmada birlikte hesaplanmış ve görülme sıklığı %8,4 il %29 arasında değişmektedir [4, 25, 35, 38, 39].

Korpus kırığı, her iki yarı-mandibulada mental foramen ile ikinci molar dişin distali arasındaki bölgede meydana gelen kırıklar olarak tanımlanıp, görülme sıklığı %16 ile %33 arasında değişmektedir [4, 25, 35, 38, 39].

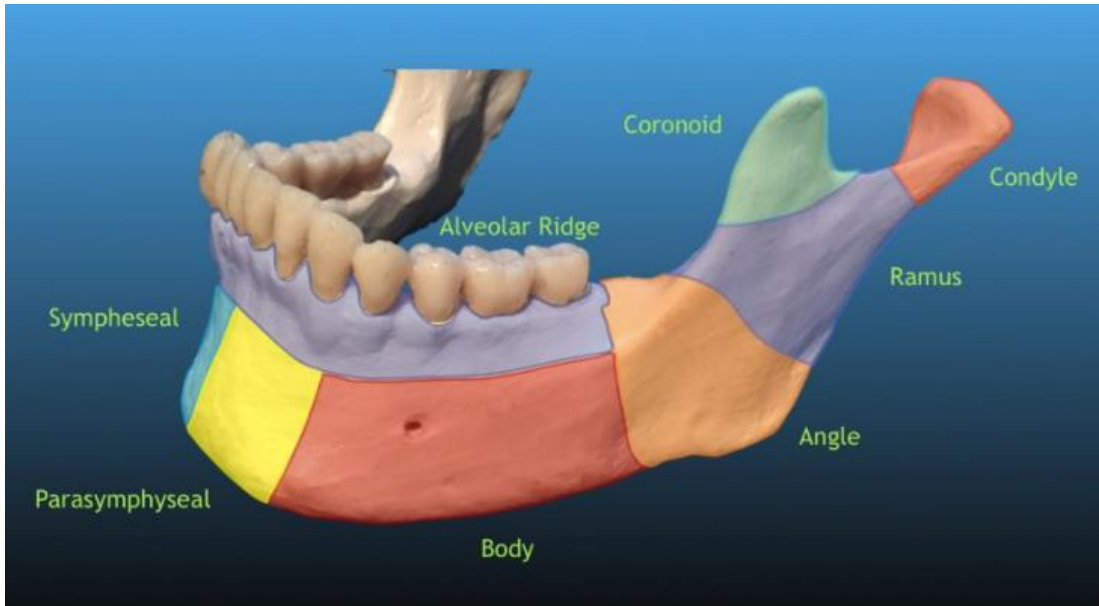
Angulus kırığı, ramus ve korpus arasında kalan, mandibulanın köşelerini oluşturan üçgen kısımda veya ikinci molar dişin distalinden başlayıp ramusa doğru uzanan kıvrımlı kısımda meydana gelmiş kırık olarak tanımlanmış olup, maseter kasın anterior ve posterosüperior ataçmanları arasında kalmaktadır. Görülme oranı % 23

ile %25 arasında değişim göstermektedir [4, 25, 35, 38, 39].

Ramus kırığı, angulus ile sigmoid notch arasında kalan bölgede meydana gelen kırık olarak tanımlanmış olup, görülme oranı %1,7 ile %4 arasında değişmektedir [4, 25, 35, 38].

Kondil kırığı, sigmoid çentik ile ramusun posteriosüperior kısmı arasında kalan alanda meydana gelen kırıklar olup, eşsiz yapısı nedeniyle kendi içinde de bir çok farklı sınıflandırma sistemine sahiptir. Görülme sıklığı ise %25 ile %29,3 arasında olduğu raporlanmıştır [4, 25, 35, 38, 39].

Koronoid kırığı, sigmoid çentik ile ramusun antero-süperior kısmı arasında kalan alanda meydana gelen kırıklar olarak raporlanmış olup, görülme sıklığının %1 ile %4,8 arasında olduğu gösterilmiştir [4, 38, 40] (Şekil 2.8.).



Şekil 2.8. Mandibulanın anatomik bölgelerine göre sınıflandırılması

2.5 Mandibula Kırıklarının Tedavileri

Herhangi bir travma ya da patoloji nedeniyle meydana gelmiş mandibula kırığı ile başvuran hastaların acil müdahalesi yapıлып, hayati tehlikesi geçtikten sonra kırık onarımı fazına geçilmesi gerekmektedir. Bu aşamada temel hedef hastanın her

yönden yaralanma öncesi sağlığını yeniden kazandırmak olmalıdır. Hastanın enfeksiyondan korunarak, kırık parçalarının doğru birleşimi ile erken dönemde uygun fonksiyonu restore etmek ve yaralanma öncesi konturu sağlamak gerekmektedir. Stabil okluzyonu sağlamak, inter-insizal açıklığı ve mandibulanın her yöne hareketini restore edip, mandibulanın tam kapasite hareketlerini elde etmek ve deviasyonu minimize etmek kırık tamirinde atlanmaması gereken noktalar olarak görülmektedir. Mandibulanın hangi bölgesinde meydana gelirse gelsin kırık tamiri sonrası dinlenme ve fonksiyon sırasında asemptomatik eklem hareketi elde etmek, kırığın prognozu ve özellikle büyüme gelişim dönemindeki çocuklarda asimetri gibi meydana gelebilecek olası komplikasyon risklerini ortadan kaldırmak adına büyük önem taşımaktadır [4].

Mandibula kırıklarının tedavisinde temel prensipler şu şekilde sıralanır;

- Redüksiyon
- Fiksasyon
- İmmobilizasyon
- Destek terapileri [4].

2.5.1. Redüksiyon

Mandibula kırıklarının tedavisinin ilk basamağını, kırık parçalarının travma öncesi haline redükte edilmesi oluşturmaktadır. Redüksiyon kapalı veya açık olmak üzere 2 temel yaklaşımla gerçekleştirilmektedir. Kapalı veya açık redüksiyon için endikasyonlar son yüzyılda dramatik olarak değişmiştir. Kırıkların açık redüksiyon ile tedavisi mandibula kırıklarına olan yaklaşımlarda devrim yaratmıştır [35, 41].

Geleneksel olarak kapalı redüksiyon veya tel osteosentezi ile yapılan açık redüksiyonda tatmin edici bir iyileşme elde edebilmek için ortalama 6 hafta intermaksiller fiksasyon yapılması gerektiği önerilmiştir. Uzayan immobilizasyon süresi; nefes almada sıkıntı, beslenme zorluğu, kilo kaybı, kötü ağız hijyeni, fonasyon

zorlukları, insomnia, sosyal güvensizlik, hasta konforsuzluğu, iş gücü kaybı ve çene fonksiyonlarının normal sınırlarına dönmesinde güçlük gibi problemleri beraberinde getirmektedir. Bununla birlikte açık redüksiyon yaklaşımlarında bu problemlerin üstesinden gelinirse de hala terkedilmemiş olan kapalı redüksiyon tekniğinin de kendine özel endikasyonları ve bu her iki tekniğin birbirlerine karşı avantaj ve dezavantajları bulunmaktadır [42].

Redüksiyon yöntemi seçilirken; kırığın meydana geldiği bölge, kırığın karakteri ve tedavinin morbiditesi göz önünde bulundurulmalıdır [15].

Açık Redüksiyon

Açık redüksiyon, kırık alanının ekspozite edilip doğrudan görülmesine ve uygulamanın doğrulanmasına izin veren tekniği ifade etmektedir. Okluzal fonksiyonun hızlı restore edilmesi, optimal pozisyonun sağlanabilmesi ve çalışma zamanındaki kaybı azaltması gibi avantajlara sahip olduğu düşünülmektedir [43].

Günümüzde mandibula kırıklarının hemen hemen hepsi, materyallerde ve tekniklerde meydana gelen gelişmeler sebebiyle açık redüksiyonla tedavi edilebilmektedir. Tedavi tekniği seçilirken bir çok parametrenin göz önünde bulundurulması gerekse de, bazı durumlarda açık redüksiyondan kaçmak mümkün olmamaktadır. Özellikle angulus bölgesinde meydana gelmiş, deplase, kötü ve stabil olmayan kırıkların, sıklıkla proksimal segmentin süperior ve mediale yer değiştirmesinden dolayı uygun redüksiyonun yapılabilmesi için açık redüksiyona ihtiyaç duyduğu belirtilmiştir [4, 35]. Bununla birlikte bazı yazarlarca, ciddi atrofik dişsiz mandibula kırıklarında az bir miktarda kansellöz kemik kaldığı ve bunun osteojenik potansiyeli azaltması nedeniyle kırık hattının iyileşmesinin gecikebileceği bu yüzden açık redüksiyon ve rijit bir fiksasyon yapılması gerektiği savunulmuştur [44]. Restorasyona stabil bir taban sağlayabilmek amacıyla kompleks yüz kırıklarının açık redüksiyonla rekonstrükte edilmesi gerektiğini belirten kaynaklar bulunmaktadır [4]. Kemik iyileşmesinin gerçekleşmediği mandibula kırıklarında debridman, uygun redüksiyonun yapılması [45], ve yanlış iyileşmenin düzeltilmesi için osteotomi

gerekmesi [46] ve fraktür içine yumuşak dokunun yürüdüğü uzamış iyileşme gibi durumlarda açık redüksiyon ile kırık tedavileri yapılması gerekmektedir [4].

Açık redüksiyon için en uygun zamanlama, yaralanmayı takip eden ilk 24 saat içinde uygulanmalıdır [20]. 24 saati geçen durumlarda komplikasyon oranının arttığını gösteren çalışmalar mevcuttur [47-52].

Kapalı Redüksiyon

Kırık alanının cerrahi olarak açılmadan, kırık fragmanlarının el hassasiyeti ile ve okluzyon rehberliği kullanılarak redükte edilmesine izin veren tekniktir [4]. Daha az travmatik bir prosedür olması, kırık alanındaki vaskülaritenin korunması, daha kısa hastanede kalış süresi sağlaması, daha az maliyetli materyal kullanılması, komşu anatomik yapıların yaralanması riskinin azalması, hastaların ayaktan tedavi edilebilmesi ve cerrah hassasiyetine daha az ihtiyaç duyulması gibi avantajlara sahip olduğu iddia edilse de [43], kontrol altına alınamamış nöbet hikayesi olan, pulmoner fonksiyonlarında sıkıntı yaşayan, psikiyatrik veya nörolojik problemi olan ve gastrointestinal sistem – yeme bozuklukları olan hastalarda kapalı redüksiyon yapılması hastanın genel sistemik durumunu riske atacağı için önerilmemektedir [35].

Ayrılmamış iyi kırıklarda , açık redüksiyonun morbidite riskini arttırdığı göz önünde bulundurulursa, daha basit bir metod olan kapalı redüksiyon yöntemi uygun bir tedavi seçeneği haline gelebilmektedir. Geniş ve parçalı kırıklarda küçük kemik fragmanları üzerindeki periostun sıyrılmasını minimize edip beslenmelerine yardımcı olmak adına kapalı redüksiyonla tedavi edilmesinin en iyi tedavi seçeneği olacağı savunulmaktadır. Zigomatik ark ile çarpma meydana gelmediği müddetçe koronoid kırıklarında genellikle tedaviye ihtiyaç duyulmayıp kapalı redüksiyon ile takibi önerilmektedir [35].

Karma dişlenme dönemindeki çocuklarda diş foliküllerine zarar vermemek amacıyla kapalı redüksiyonla redükte edilmesi gerektiğini iddia edenler olsa da [53], dişlenme dönemi, kırığın meydana geldiği yer ve hastaya bağlı kişisel durumlar göz önünde bulundurularak başarılı bir şekilde açık redüksiyonla da tedavi edildiği

gösterilmiştir. Kondilin büyüme merkezi olması nedeniyle pubertal atılımı tamamlamamış bireylerde asimetriye neden olmamak üzere kapalı redükte edilip, erken dönemde mobilize edilmesi gerektiğini savunanlar varken [54], ciddi yer değiştirmiş kondil kırıklarında açık redüksiyonun elzem olduğunu ve çocukluk çağında da olsa rezorbe olabilen plaklarla kondil kırıklarının açık redükte edilebileceğini aksi halde ankiloz gelişiminin yine asimetriye neden olunabileceğini savunanlar olmuştur [55].

2.5.2. Fiksasyon (Sabitleme)

Kırık parçalarının doğru anatomik pozisyonda redükte edildikten sonra iyileşmesi tamamlanincaya kadar hareketsiz tutma işlemine fiksasyon denilmektedir. Fiksasyon mandibulanın hareketi sırasında meydana gelen yer değiştirme kuvvetlerine karşı direnç gösteren özellikte olmalıdır. Direkt ve indirekt fiksasyon olarak 2 formu vardır [4, 28].

Direkt Fiksasyon

Kırık alanının açılıp, görüntülenip redükte edildikten sonra kırık hattının her iki yakasını kapsayan ve çaprazlayan fiksasyon yöntemi olarak tanımlanmaktadır.

Kırığın doğası ve fiksasyon için kullanılan materyalin tipi, büyüklüğü ve uygulandığı yere göre; rijit olmayan, semi-rijit ve rijit fiksasyon olmak üzere 3 sınıfa ayrılmıştır [8].

- ***Rijit olmayan fiksasyon***, iskelet yapılarının aktif kullanıldığı durumda kırık boyunca fragmanlar arası hareketi engellemeye yetecek kadar güçlü olmayan fiksasyon formu olarak adlandırılmıştır. Transosseoz teller bu grupta yer almaktadır [8].

- ***Semi-rijit fiksasyon (Fonksiyonel stabil fiksasyon)***, iyileşme döneminde iskelet yapılarının aktif kullanılmasına izin verecek kadar güçlü fakat fragmanlar arası hareketi engellemede yeterli olmayan fiksasyon formuna denilmektedir. Bu fiksasyon sonrası sekonder veya indirekt kemik iyileşmesi görülmektedir. Champy metodu

olarak bilinen ve mandibulada ideal osteosentez hatları üzerine konulan miniplaklar ile yapılan kırık tamirinde elde edilmektedir [36].

- **Rijit fiksasyon**, iskelet yapılarının aktif kullanıldığı durumda kırık boyunca fragmanlar arası hareketi engellemeye yetercek kadar güçlü olup kemiğe direkt uygulanan fiksasyon formuna denilmektedir [56]. Rekonstrüksiyon plaklarının kullanımı dışında genellikle 2 nokta fiksasyonu ile sağlanmaktadır. Mandibula kırıklarda rijit fiksasyon şemalarına örnekler; simfisiz-parasimfiz bölgesi için büyük bir kompresyon plağının arch bar ile kombinasyonu, 2 lag vidası, alttaki kompresyon plağı olması şartı ile 2 plak uygulaması, korpus bölgesi için alttaki kompresyon plağı olması şartı ile 2 plak uygulaması, 1 lag vidası 1 plak ve arch bar, büyük bir kompresyon plağının arch bar ile kombinasyonu ve angulus bölgesi için alt kenara yerleştirilen kompresyon plağı ile üstüne yerleştirilen miniplak, alt kenara ve ideal osteosentez hattı üzerine konulan 2 miniplak, 1 rekonstrüksiyon plağı verilebilir. Bu fiksasyon sonrası primer veya direkt kemik iyileşmesi görülmektedir [8].

İndirekt Fiksasyon

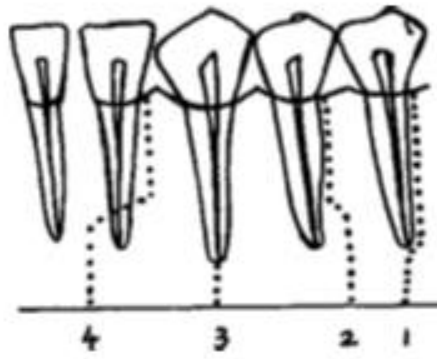
İndirekt fiksasyon, kemiğin proksimal ve distal parçalarının stabilizasyonunun kırık hattından uzak bir alanda yapıldığı fiksasyon yöntemidir. Mandibula kırıklar için en çok kullanılan kapalı yöntem intermaksiller fiksasyondur (İMF) diğer yöntem ise dış çerçeve ile kombine bifazik pin fiksasyonu "*external biphasic pin fixation in combination with an external frame*" olarak bilinmektedir [4].

2.6. Kırık Hattındaki Dişler

Kondil ve koronoid dışında kalan hemen hemen bütün mandibula kırıkları, mandibulada dişlerin yer aldığı alveoler çukurluğu içine almaktadır. Dolayısıyla birçok mandibula kırığı diş soketleri çevresinde oluşmaktadır. Sürmemiş dişlerin veya uzun diş köklerinin çevresindeki kemiği zayıflatıp kırık oluşma ihtimalinin arttığını söyleyen çalışmalar mevcuttur. Fakat kırık hattındaki dişin akıbeti konusunda fikir birliğine varılamamış olup, farklı görüşler ortaya atılmıştır. Antibiyotik kullanımı ve fiksasyon tekniklerinin gelişmesiyle birlikte kırık hattındaki dişlere yaklaşım da değişmeye

başlamıştır [57]. Kırık hattındaki dişin değerlendirilmesi yapılırken; klinik durum, ilgili dişin pozisyonu, durumu ve lokalizasyonu, çekim sonrası oluşması muhtemel komplikasyonlar, okluzyonun sağlanması, tedavi planı ve tedavi zamanlaması gibi durumların gözönünde bulundurulması gerekmektedir [4, 57, 58].

Kırık hattındaki diş için, diş sert doku yaralanması ve periodontal yaralanma ayrı ayrı ele alınmıştır. Dişin sert doku yaralanması; diş avulsiyonu, kron ya da kök kırıkları ve dişin hareketlenmesini kapsamaktadır [59]. Periodontal yaralanma ise, lateral ve apikal liflerin tamamını içermeye, lateral liflerin dörtte üçünü içermeye, apikal liflerin tamamını içermeye ve çift taraflı lateral liflerin apikalinin üçte birini içermesine göre 4'e ayrılmıştır [60] (Şekil 2.9.).



Şekil 2.9. Kırık hattındaki dişin periodontal yaralanmaya göre sınıflandırılması

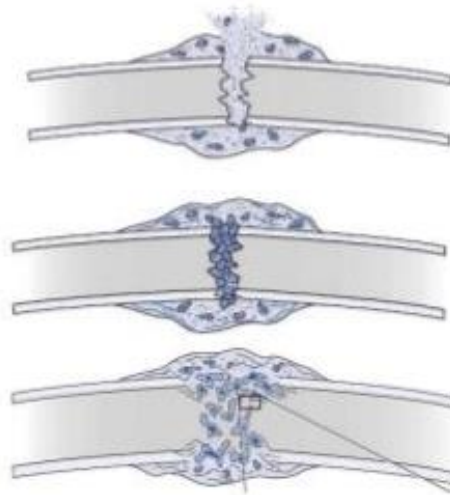
Güncel çalışmalarda; periodontal olarak sağlıklı, bütünlüğü korunmuş ve kırık redüksiyonuna yardımcı olan dişlerin korunabileceği bildirilmiştir. Eğer dişi kısa dönem koruma gibi bir karar varsa çekimin nihayi kemik iyileşmesinden 4-6 hafta sonra gerçekleştirilmesi gerektiği savunulmuştur [36].

2.7. Kırıklarda Kemik iyileşmesi

2.7.1. İndirekt (Sekoder) Kırık iyileşmesi

Kırık iyileşmelerinde en çok görülen iyileşme tipidir ve hem endokondral hem de intramembranöz kemik iyileşmesini içerir [61]. Redüksiyon veya rijit stabilizasyon durumlarına gerek duymaz. Bununla birlikte çok fazla hareket veya yük, gecikmiş

iyileşme veya hiç iyileşmeme ile sonuçlanır [62, 63]. Bu tip iyileşme opere edilmemiş kırıklar, eksternal fiksasyon ile opere edilmiş kırıklar veya parçalı kırıkların tedavisinde görülür [63, 64]. Travmanın hemen akabinde oluşan hematoma ile birlikte akut inflamasyon cevabı başlar, bunu mezenşimal kök hücrelerin proliferasyonu ve osteojenik hücrelere diferansiasyonu takip eder. Kartilaj ve periosteal kemik kallusunun oluşumundan sonra kırık bölgesinde revaskülarizasyon ve neoanjiogenezis görülür. Rejenerasyon süreci tamamlandıktan sonra yerine sert kemik kallusunun geçebilmesi için kartilaj kallusunun rezorpsiyonu ve mineralizasyonu başlar. Son olarak lameller kemik dokularının ve santral medullar kavitenin oluşumuyla birlikte kemik remodelasyonu tamamlanır [65] (Şekil 2.10.).



Şekil 2.10. İndirekt kırık iyileşmesi

2.7.2. Direkt (Primer) Kırık iyileşmesi

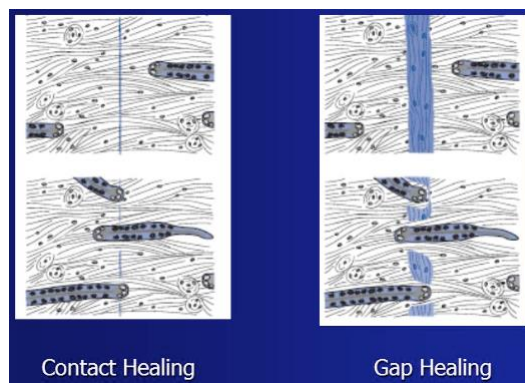
Direkt iyileşme kırık iyileşmesinin doğal sürecinde genellikle görülmez. Bu durum doğru anatomik redüksiyon, stabil fiksasyon gerektirir. Bu çeşit bir iyileşme açık redüksiyon ve internal fiksasyondan sonra meydana gelir. Lameller kemik, Haversian kanalları ve kan keselerinin direkt remodeling ile oluşur. Türe göre tamamen iyileşme birkaç ay ile birkaç yıl arasında sürer. Kırıkların primer iyileşmesi kontak veya boşluk (gap) iyileşmesi şeklinde olur [65] (Şekil 2.11.).

Kontak İyileşme

Fragmanlar arası boşluk 0,01-0,015 mm den daha az ve fragmanlar arası gerinim %2 den daha az ise kontak iyileşme görülür [66-68]. Kırık hattına yakın osteonlarda osteoklast içeren kesici tüneller (cutting cones) 50-100 mikrometre/gün hızla doğrusal tüneller oluştururlar ve daha sonra bu tüneller osteoblastlarca kemik ürünleriyle doldurulur. Bu kemik birleşmesinin simültane oluşumu ve Haversiyen sistemin aksiyel düzlemde restorasyonu ile sonuçlanır. Haversiyen sistemin yeniden kurulması osteoblastik proküsörleri taşıyan kan keselerinin penetrasyonuna izin verir. Karşılıklı bir araya gelen osteonlar periosteal kallus formasyonu oluşmadan direk lameller kemiğin remodelasyonunun kırık iyileşmesi ile sonuçlanmasıyla olgunlaşırlar [65].

Boşluk İyileşmesi

Boşluk iyileşmesi Haversian remodelinginin ve kemik birleşmesinin simültane olmamasıyla farklılık gösterir. Bu iyileşmenin görülebilmesi için kırık fragmanları arası boşluk 1 mm den az olmalıdır [69]. Bu prosedürde kontak iyileşmenin aksine kırık bölgesi önce boylamsal doğrultu boyunca lameller kemiğin dışı doğru oryantasyonu ile oluşan ikincil osteonal rekonstrüksiyonla başlar. Primer kemik dokuları kademeli olarak boşluğun her iki yüzeyinde lameller kemik üreten ve osteoblastlara diferansiye olan osteoprojenitör hücreleri taşıyan boylamsal revaskülarize osteonlar ile yer değiştirir. Bu başlangıç süreci yaklaşık 3-8 hafta arasında sürer ve bundan sonra kesici tünellerin işin içine girdiği kontak iyileşme süreci başlar [65].



Şekil 2.11. Direkt kırık iyileşmesi; kontak iyileşme, boşluk iyileşmesi

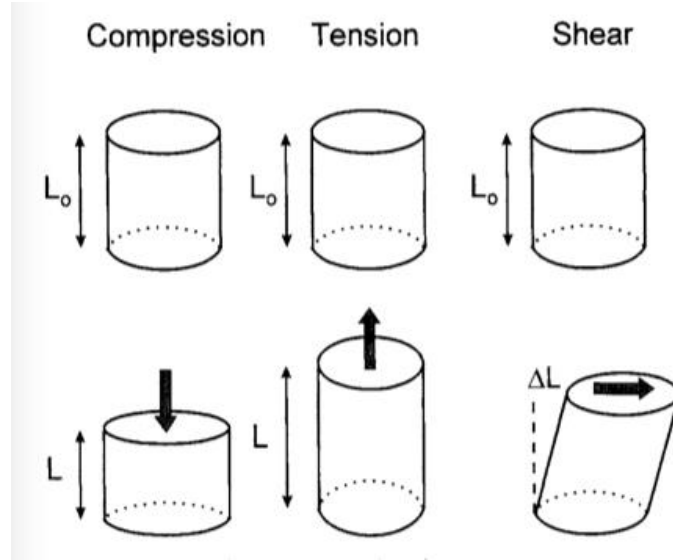
2.8. Mandibula Biyomekaniği

Biyomekanik, fiziksel ve mekanik yöntemler kullanarak dokuları tanımlayan ve kuvvet etkisiyle ne gibi etkiler oluşacağını ortaya koyan bilim dalıdır [70]. Biyomekanik, statik biyomekanik ve dinamik biyomekanik olarak incelenebilir. Statik biyomekanikte, hareketsiz ya da bir düzen içerisinde doğrusal olarak hareket eden objelerin hareketi incelenir. Dinamik biyomekanikte ise hareketli bir cismin mekanik özellikleri incelenir. Hareket, düzlemsel ya da dairesel olarak iki tiptir [70].

Mandibula, temel olarak çiğneme kasları tarafından meydana getirilen kuvvetlere maruz kalmaktadır. Bununla birlikte mandibulayı, eklem ve dişlerin hareketiyle oluşan reaksiyon kuvvetleri de etkilemektedir. Bu kuvvetler mandibulanın yüklenmesine neden olur [71].

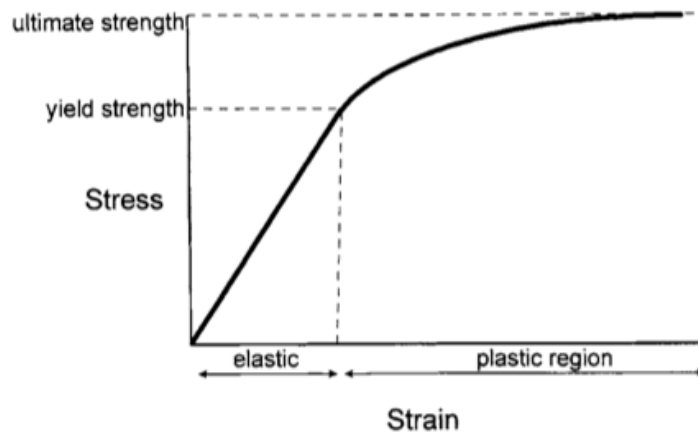
Mandibula da dahil bütün kemikler yüklenmenin 4 tipini tecrübe edebilir. Bunlar gerilme (tension) / sıkışma (compression), makaslama (shear), dönme (torsion) ve bükülmedir (bending). İlk ikisi doğrusal yüklenmeler iken, son ikisi açısaldır [71].

Kemik üzerine gelen yük, kemikte değişen miktarda deformasyona yol açar. Deformasyonun miktarı, gerinimin (strain) miktarı ile ölçülür. Gerinim, uzunluğun her bir ünitinde meydana gelen değişim olarak tanımlanır ve boyutsuzdur. Gerinimin birimi yüzde (%) olarak bildirilir. Deformasyona bağlı olarak, kemik dokuda gerilim (stress) oluşur. Gerilimin birimin Pascal'dır (N/cm^2). Gerilim her bir ünitlik alandaki kuvvet olarak tanımlanmıştır. Yükün nasıl uygulandığına bağlı olarak gerilim; sıkışma, gerilme veya makaslama olarak sınıflandırılır. Gerilme gerilimi kemiğin uzamasına, sıkışma gerilimi kemiğin kılmasına ve makaslama gerilimi ise kemiğin bir bölgesinin komşu bölgesine paralel hareket etmesine neden olur (Şekil 2.12.) [70, 72].



Şekil 2.12. Gerilim çeşitleri; sıkışma, gerilme, makaslama

Gerilim ve gerinim arasındaki ilişki gerilim-gerinim eğrisi (stress-strain curve) ile tanımlanabilir (Şekil 2.13.). Bu eğri hem plastik hem elastik deformasyon alanlarını içerir. Elastik bölgede yükleme ortadan kalktıktan sonra kemik eski haline dönebilirken, plastik bölgede meydana gelen gerilim kemik dokuda kalıcı deformasyona neden olur. Elastik bölgenin eğimi elastik modül (Young's modulus) olarak adlandırılır. Kemik dokunun yüklenme uygulandığı yönde deformasyona direnç gösterme yeteneğinin ölçütüdür. Makaslama modülü (Shear modulus) ise özel bir düzlemde kemiğin makaslama gerilimine direnç gösterme yeteneğinin ölçütüdür [72].



Şekil 2.13. Gerilim/gerinim eğrisi

Kemiğin sıkışması veya gerilmesi bir doğrultuda olsa da, yapı daha incelendiği veya kalınlaştığı için, bu doğruyu kesen dik doğrultuda da deformasyonlar meydana gelecektir. Poisson oranı (Poisson's ratio), yükleme uygulanan yönün dik doğrultusunda deformasyona direnç gösterme yeteneğinin ölçütü olarak tanımlanmaktadır [72].

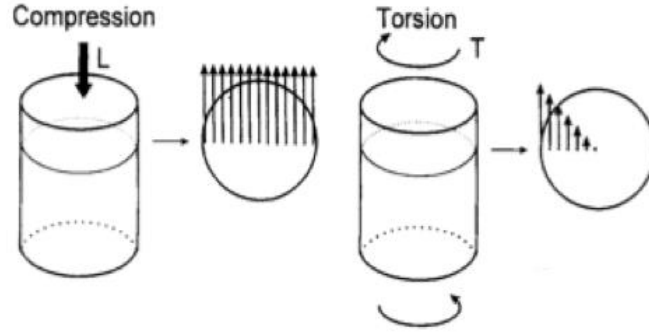
Kemik dokunun bu elastik sabitleri (elastik modül, makaslama modülü ve Poisson oranı); kemik üzerindeki yüklenmenin, elastik alanda deformasyonla sonuçlanması arasındaki ilişkiyi tanımlar. Eğer elastik sabitler farklı yönlerde aynı değere sahipse kemik isotropik olarak adlandırılır. Fakat bu normal şartlarda pek mümkün değildir. Bu sabitler farklı yönlerde farklı değerlere sahipse kemik ortotropik olarak adlandırılır [72].

Kemik dokunun diğer önemli mekanik özelliği dayanımdır (strength). Eğilme dayanımı (yield strength), dokuda ilk plastik deformasyona neden olan eğilme noktasındaki gerilim olarak tanımlanır. Bu nokta gerilim-gerinim eğrisinde elastik ve plastik deformasyonu ayıran noktadır. Eğilme noktasının ötesinde, uygulanan kuvvet ortadan kaldırılrsa bile kemik eski haline dönemez. En fazla dayanım (ultimate strength), kemik dokunun en fazla dayanabileceği gerilim iken, kırılma dayanımı (breaking strength) kemik dokuyu kırarak gerilimdir. Kemikte bu ikisi genellikle aynı değerlere sahiptir. Kemikte kırılma dayanımının değeri; bu kırılmaya neden olan kuvvetin doğrultusu, lokasyonu ve bu kuvvetin yarattığı gerilimin tipine bağlıdır. Yorgunluk (fatigue) ise yükleme sonucu materyalde oluşan kırılmadır. Kemik makaslama ve gerilmede, sıkışmadan daha zayıftır [72].

Kemiğin sertliği ve dayanımı sadece materyal özelliklerine değil aynı zamanda kemiğin şekline, boyutuna ve kemik dokunun dağılım miktarına da bağlıdır [72].

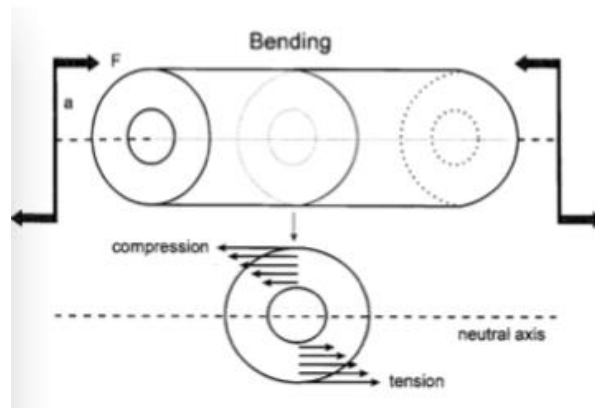
Dairesel kesitli kemiğe döndürücü yük uygulandığında, makaslama gerilmi dairesel kesitin merkezinde sıfırken, yüzeyinde en fazlaya yükselir (Şekil 2.14). Dairesel kesitteki en fazla makaslama gerilimi uygulanan tork ve çap ile doğru orantılı olup, kesitin eylemsizliğinin uç momenti ile ters orantılıdır. Kütlenin merkezinden

uzaklaştıkça daha fazla kemik dokusu depolanmakta, bu da eylemsizliğin uç momentini yükseltmektedir. Daha büyük eylemsizliğin uç momentini, daha az makaslama gerilimi üretecek ve bu kemiğin döndürücü yüklenmeye direnç yeteneğini arttıracaktır [72].



Şekil 2.14. Sıkışma ve dönme yüklenmesi

Eğer düz bir kemik bükülmeye yüklenirse, belirli bir kesitteki gerilim miktarı hesaplanabilir. Bu bükülme gerilimi, bükülme momenti ve kütle merkezinden olan uzaklık ile doğru, bükülme eksenini olan nötral eksen çevresindeki kesitsel eylemsizlik momenti ile ters orantılıdır. Bükülme momenti uygulanan kuvvet ve bu uygulanan kuvvet ile kesit arasındaki dik mesafenin uzunluğunun ürününe eşittir. Bükülme kemiğin bir kenarında sıkışma gerilimi diğer tarafında gerilme gerilimi sonuçlanır (Şekil 2.15)[72].



Şekil 2.15. Bükülme yüklenmesi

2.8.1. Mandibuler Kemiğin Materyal Özellikleri

Mandibula anisotropik olup, boylamsal (longitudinal) doğrultuda, dairesel (radial) ve yüzeysel (tangential) doğrultulara göre daha serttir. Mandibulanın dayanımı ve elastik modülü, boylamsal doğrultuda transvers doğrultulara göre daha yüksektir. Daha büyük boylamsal sertlik ve dayanım mandibulayı sagittal bükülme momentlerine daha dirençli hale getirir. Mandibula boylamsal ve yüzeysel eksenlerde makaslamalara daha dirençli iken, dairesel ve yüzeysel eksenlerde daha az dirençlidir [72].

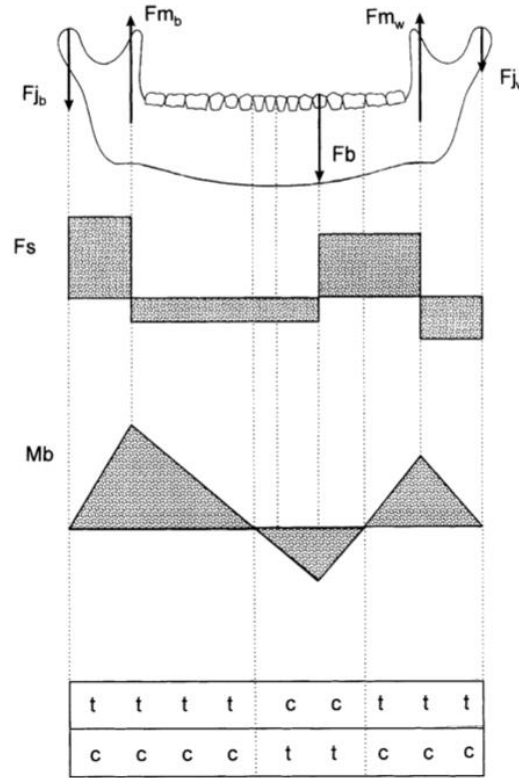
Mandibulanın materyal özellikleri, bölgeden bölgeye de değişiklik göstermektedir. Dechow ve arkadaşları [73] kanin dişin inferiorundaki mandibuler korpusun alt kenarının, mandibulanın en sert bölgesi olduğunu bulmuşlardır. Bu yazarlara göre bu bölge dönmeye en dirençli bölgedir. Schwartz-Dabney ve Dechow [74], korpusun alt kenarındaki kortikal kemiğin, alveol kenarından daha sert olduğunu, doğrusal elastik modülün molar bölgeden simfiz bölgesine doğru arttığını ve premolar/simfiz bölgelerinde lingual korteksin bukkal korteksten daha sert olduğunu göstermişlerdir.

Simfiz bölgesi, mandibulanın diğer bölgelerine göre daha sert olup, daha büyük boylamsal elastik modülüne ve dayanıma sahiptir [75]. Simfizin daha büyük boylamsal elastik modülüne sahip olması, daha büyük dönme yüklerini kompanse edebileceği şeklinde yorumlanmıştır [72].

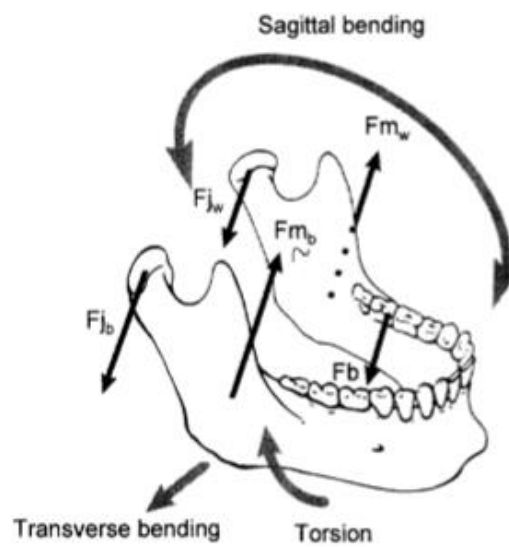
2.8.2. Fonksiyon Sırasında Mandibulada Meydana Gelen Deformasyonlar

Çiğneme kaslarından doğan ve ısırma/çiğneme sırasında oluşan kuvvetler, mandibulanın sagittal planda bükülmesine neden olmaktadır (Şekil 2.16). Sagittal bükülme momenti; kaslar ve ısırma/çiğneme kuvvetlerine, bu kuvvetlerin uygulanma noktasına ve sonuç olarak moment kolunun uzunluğuna dayanmaktadır. Sagittal bükülmenin sonucu olarak, dengeleyen tarafta mandibulanın alt kenarında sıkışma ve üst kenarında gerilme meydana gelirken, çalışan tarafta tam tersidir [72]. Hem çalışan hem dengeleyen tarafta en büyük sagittal bükülme momentleri angulus ve

ramusta oluşmakta oluşmaktadır [72] ve angulus bölgesini doğrulamaya zorlamaktadır (Şekil 2.17.) [76].



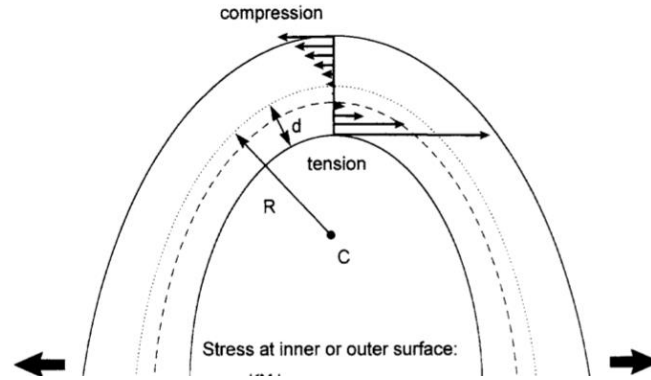
Şekil 2.16. Sagittal makaslama kuvvetleri ve eğilme momentleri, van Eijden 2000



Şekil 2.17. Sagittal bükülme, dönme ve lateral transvers bükülmeye bağlı mandibula distorsiyonu, van Eijden 2000

Çiğneme sırasında korpusun uzun eksenini boyunca dönme veya korpusun dönmesi ile birlikte lateral transvers bükülme meydana gelir. Dönme mandibulanın alt kenarını dışarıya, alveoler kenarının içeriye çevrilmesiyle sonuçlanır. Korpusların bilateral dönmesi, simfizinin üst kenarında sıkışma, alt kenarında gerilme ile sonuçlanır (Şekil 2.17) [72].

Lateral eğilme momenti posteriordan anteriore doğru artıp ve en yüksek değerini simfiz yakınında alır. Lateral eğilme bukkal kortikal yüzeyde sıkışma gerilimi yaratırken, lingual yüzeyde gerilme gerilimi ortaya çıkarır [72]. Bu gerilmelerin analiz edilebilmesi için Hylander [77] tarafından kıvrımlı kiriş şekli oluşturulmuştur. Yük uygulandığı zaman iç (konkav) kısımda dış (konveks) kısma göre daha çok gerilim oluştuğu gösterilmiştir (Şekil 2.18) [72].

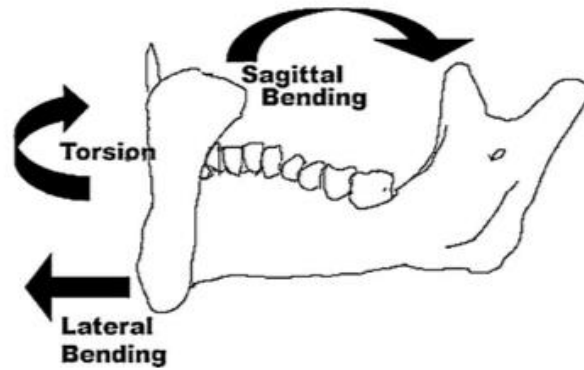


Şekil 2.18. Lateral transvers bükülme yükleri sonucu kıvrımlı kiriş modelindeki gerilim, van Eijden 2000

Yüksek gerilme gerilimine maruz kalan bölgeler; her iki koronoid çıkıntısı ve ramustan başlayıp, aşağıya ve öne doğru, bukkal ve lingualden devam edip simfizinin lingual bölgesinde birleşen alanlardır. Çalışan kısımda alt bukkal kenar ve lingualin yarısı gerilme altında iken, dengeleyici tarafta alveoler kortikal kemiğin üst yarısı gerilme gerilmelerine maruz kalmaktadır. Sıkışma gerilimi en yüksek değerine iki taraflı koronoid çıkıntılar ve çalışan taraf mandibula angulusta ulaşmaktadır. Makaslama gerilimi çalışan tarafın korpusunda daha yüksektir [72].

Simfiz lingual kortikal yüzeyinde gerilme gerilmeleri labialinden daha fazladır ve bu gerilmeler mandibuler 2. molar bölgesinde daha azdır [78].

Simfizin superior kenarında sıkışma, inferior kenarında gerilme [72] ve kanin dişlerin önünde dönme olduğu gösterilmiştir [79]. Hylander [80] simfizin gerilim ve deformasyonun 3 çeşidine maruz kaldığını iddia etmiştir (Şekil 2.19.). Korporal dönme, mandibula iki yarısını dışarı doğru dönmesi; medial yaklaşım, fonksiyon sırasında mandibula genişliğindeki değişiklik; dorsoventral makaslama, vertikal planda mandibulanın iki yarımının, birinin diğerine göre hareketini içerir.



Şekil 2.19. Simfiz bölgesindeki gerilim ve deformasyonun paternleri, Wong 2010

2.8.3. Mandibula Şekli ve Geometrisinin Mekanik Sonuçları

Kuvvetlere, bükülme ve dönme momentlerine karşı koyabilmek için, kemiğin sadece materyal özellikleri değil, geometrik dizaynı da önemlidir [71].

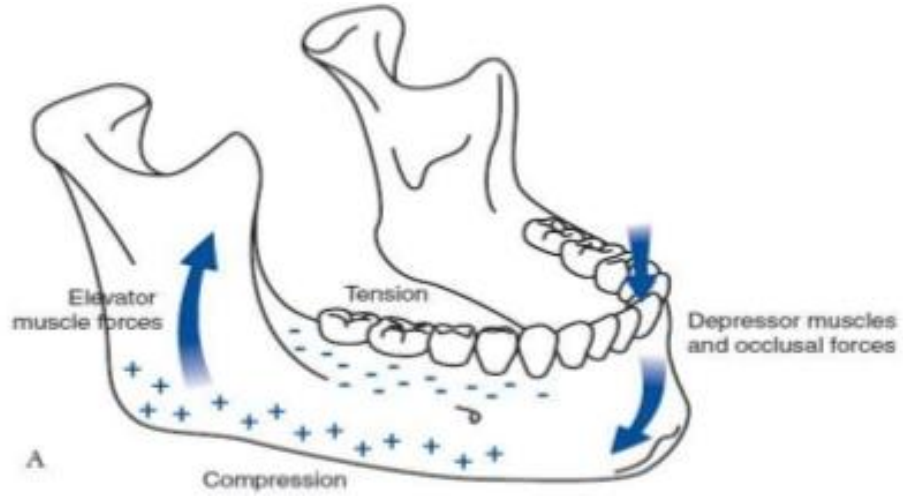
Hylander [81] ve Smith [82] korpusun çiğneme sırasında kıvrımlı ve açık/boş bir kiriş gibi davranabileceğini önermişlerdir. Kirişin açık kısmını alveol, kapalı kısmını alveoller arası alan olarak belirtmişlerdir. Kapalı ve açık kısımlar arasındaki fark mandibulanın dönmeye direnç göstermesi için önemlidir. Açık kısımlar dışardan iç konturlara makaslama gerilimlerinin yönünün tersine bağlı olarak oluşan ters dönmeleri yok etme kapasitesine sahiptir [83]. Alveoler kemikte dişin varlığı, korpusun dönme rijiditesinin idamesinde temel rol oynar ve PDL ayrıca bu gerilim taşıma kapasitesine etki edebilir. Dişin olması ve PDL, açık kısım modelinde korpusun davranışlarını etkilemektedir [83]

Mandibula korpusunun kesitleri az çok oval şeklindedir ve vertikal boyutta transvers boyuttan daha uzundur. Bu durum sagittal düzlemde bükülmeye karşı olan

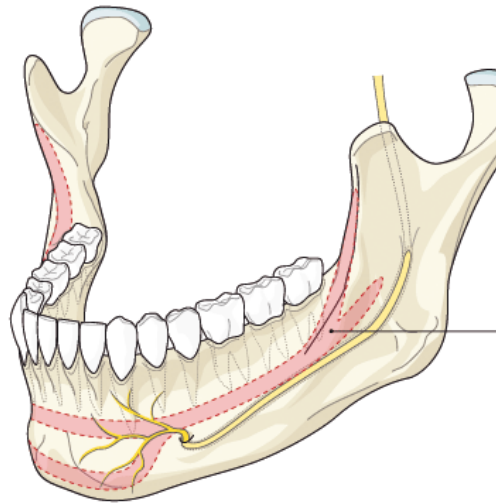
direncin, transvers düzlemlerdeki bükülmeye karşı olan dirençten yaklaşık 3 kat fazla olması ile sonuçlanır. Ek olarak simfizinin ve korpusun alt kenarları, üst kenarlarından daha kalındır. Bunun bir sonucu olarak, alt kenardaki gerilme gerilimleri, üst kenardaki sıkışma gerilimlerinden daha çok düşmüştür ve kemiğin gerilmeye daha az direnç göstermesi bir avantajdır. En çok bükülme momentleri ramus ve ramusun korpusa birleştiği angulus bölgesinde oluşmaktadır [72].

2.8.4. Mandibula Kırık ve Fiksasyon Biyomekaniği

Mandibula travmalarında kırıkların %75'i gerilme kuvvetlerinin olduğu bölgelerde oluşmaktadır [84]. Mandibulada en fazla gerilmenin olduğu alanlar; kondil boynu, angulus, sigmoid çentik ve simfizdir [71]. Champy ve arkadaşları [20] gerilme alanlarını mandibulanın alveol kısmı olarak, sıkışma alanlarını mandibulanın inferior kenarı olarak olarak tanımlamışlardır (Şekil 2.20.). Bu bilgi mandibula kırıklarının internal fiksasyonu için ideal hatların fizyolojik gerilme hattında tanımlanmasına izin vermiştir (Şekil 2.21.). Mandibulada oluşan her kırık alveoler kret bölgesinde ayrılmalara neden olmaktadır. Bu ayrılmalar, fragmanların yer değiştirmesine yardım edebilecek olan ağız tabanı kaslarının çekişi ve travmanın derecesi ile artabilmektedir [85]. Mandibulanın alt kenarındaki sıkışma kuvvetleri, hem dinamik hem de fizyolojik kuvvetler olup, her zaman kırık fragmanları üzerine güç uygulamaktadır [86]. Kas tonusundaki bu sıkışma kuvveti, çiğneme sırasında artmaktadır. Kırık fraktürleri uygun bir şekilde redükte edildiği ve uygun bir fiksasyon sağlandığı zaman, bu dinamik kompresyon, intakt mandibulada sarf edilen fizyolojik gerinimlere eşit olmaktadır [87].



Şekil 2.20. Mandibula gerilme ve sıkışma alanları



Şekil 2.21. İdeal osteosentez hatları, Cienfuegos ve arkadaşları 2008

Angulus kırıkları için en fazla bükülme momentleri, en fazla dönme momentlerinden daha yüksektir [88]. Kırığın üst kenarında gerilme momentleri görülürken, alt kenarında sıkışma momentleri görülmektedir [72].

Korpus kırıklarında, çiğneme kuvvetleri yüksek bükülme momentleri, düşük dönme momentleri ve yüksek makaslama kuvvetleri ile sonuçlanır [89]. Kırık fragmanlarının ayrılması ve kırık alanındaki gerilme ile sıkışma kırık bölgesi ve yüklenme noktası arasındaki uzaklığa bağlıdır. Mandibula genel olarak üst kısmında

bükülme kuvvetlerine ve alt kısmında sıkışma kuvvetlerine maruz kalır. Kırık alanına yakın ısırma kuvvetleri negatif bükülme momentleri ile sonuçlanıp, alveoler bölgede sıkışma ve alt bölgede gerilme merkezlerinin oluşmasına neden olur. Diğer ısırma noktalarında ise bu durum tam tersidir. Korpus kırıklarında en fazla bükülme ve en fazla dönme momentleri birbirine yakındır [88]. Üst kenarında ayrılmaya meyilliyken, anteriora doğru gidildikçe dönmenin de etkisiyle alt kenarda mediolateral ayrılmalar oluşmaya başlar [8].

Simfiz kırıklarında, üst kenarda sıkışma momentleri görülürken, alt kenarda gerilme görülmektedir. Ayrıca fonksiyon sırasında dönme ve makaslama kuvvetlerine de maruz kalmaktadır [71].

Kırık kemiğin fiksasyonunda hangi teknik kullanılırsa kullanılsın, makaslama ve dönme kuvvetlerinin engellenmesi önem taşımaktadır. Kırık yüzeyleri arasındaki bu kuvvetler, kırık fragmanlarının interdijitasyonuna bağlı olarak ortaya çıkmaktadır ve sıkışma kuvvetleri tarafından desteklenmektedir [85].

Kırık fiksasyonu yapılırken, fiksasyon materyallerinin seçimi, mandibulanın fonksiyonel aktivitesi sırasında meydana gelen bütün yükü taşıma (load-bearing) veya paylaşma (load-sharing) ihtiyacına göre yapılmaktadır [8].

Yük taşıyan fiksasyon, daha ziyade parçalı kırıklar, aşırı atrofik çenelerde meydana gelen kırıklarda ve defektli kırıklar gibi fragmanların birbirleriyle çok az teması olduğu veya hiç teması olmadığı durumlarda kullanılmaktadır. Yük taşıyan fiksasyon rekonstrüksiyon plakları ile yapılmaktadır [8].

Yük paylaşan fiksasyon, kırığın her iki tarafında da solid kırık fragmanları olduğu durumlarda, mandibulanın her bölgesinde yapılabilmektedir. Bu fiksasyon genellikle Champy'nin belirlediği ideal osteosentez hatları üzerinde uygulanırken, fragmanları ayrılmaya meyilli kötü kırıklarda bu hatların dışına çıkılabilmektedir [8].

Champy ideal osteosentez hatlarını belirlerken 3 alandan bahsetmiştir [20].

1) Nötral alan: Mandibulanın lateral kısmının dişlerin hemen apikalindeki alan olup, tek plak kullanılmasının yeterli olacağını önermiştir.

2) İki aşamalı alan: Mental foraminalara arasındaki alan olarak tanımlayıp, 2 plağın gerilme ve dönme kuvvetleri yenmek için gerekli olacağını önermiştir.

3) Angulus alanı: Eksternal oblik sırtın kraniyal veya bukkal yönden tek plak ile fiksasyonu yeterli olacağını önermiştir.

2.9. Gerilim Analizi

2.9.1. Gerilim Analizinde Kullanılan Temel Mekanik Kavramlar

Asal Gerilim (Principal Stress): Kesme gerilimlerinin "0" olduğu durumda üç boyutlu elemanların asal gerilim değerleri elde edilir. Asal gerilim değerleri kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde önemlidir. Maksimum asal gerilim pozitif bir değer olup, en yüksek gerilme gerilimini ifade eder, minimum asal gerilim ise negatif değerdir ve en yüksek sıkışma gerilimini gösterir [90]. Bir gerilim elemanında belirgin ölçüde hangi gerilim tipi daha büyük mutlak değere sahipse, o gerilim elemanı daha büyük olan gerilim tipinin etkisi altındadır. Örneğin bir düğüm noktasında gerilme gerilimi değeri 100 Mpa, sıkışma gerilimi değeri – 40 Mpa ise, o düğüm noktasında gerilme gerilimi daha etkindir ve değerlendirilmesi gereken ana gerilim değeridir [91].

Eşdeğer Gerilim (Equivalent Stress, von Mises Stress, von Mises Gerilimi): von Mises Gerilimi enerji prensiplerinden elde edilmiş bir kriterdir. Bu kritere göre "bir yapının belli bir bölümündeki iç enerji belli bir değeri aşarsa, yapı bu noktada şekil değiştirecektir" [92]. Çekilebilir malzemeler için, şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır.

von Mises Yükleri: Tek merkezli gerilim ve kompresyon sırasında materyali deforme etmek için gerekli olan kuvvettir [93].

Lineer Elastik Cisim: Gerilim ile birim uzamanın doğru orantılı olduğunun varsayılması ve aradaki ilişkinin basitçe ifade edilmesidir. Bu varsayım, ancak belli bir gerilim sınırına kadar geçerlidir. Kemik için bu sınır kabul edilebilir olsa da, yumuşak dokuda oldukça küçüktür ve bu sınırın ötesinde ciddi hesaplama yanlışları ortaya çıkar [94].

Homojen cisim: Elastik özelliklerin cisim içerisinde noktadan noktaya değişmediğinin kabul edilmesidir [70].

Hooke Kanunu: Birim şekil değiştirmeler ile gerilimler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden bir kanundur. Belirli gerilme sınırlarını aşmamak kaydı ile yani küçük yer değiştirmeler için, cisimlerin davranışını yaklaşık olarak ifade eder. Gerilim ve gerilme arasındaki ilişkiyi gösteren eğri, cisme kuvvet uygulandığında cisimde ne kadar bozulma olacağını tahmin etmeye yarar. Bu eğrideki düz eğim kuvvet katsayısını (k) verir ve cismin sertlik derecesini gösterir. Yüksek esneklik katsayısı rijit, düşük esneklik katsayısı ise esnek materyalleri tanımlar. Formüldeki eksi işareti ise kuvvetin her zaman yer değiştirme yönüne ters olduğunu belirtir [95].

2.9.2. Gerilim Analizi Yöntemleri

Mandibulada çiğneme kuvvetlerinin etkisi altında, kuvvetlerin yoğunlaştığı bölgeleri tespit etmek, uygulamalar sırasında dokuların durumunu ve yapısını değerlendirmek, en uygun tasarımlar için gerekli şartların nasıl sağlanacağını önceden belirlemek amacı ile çeşitli gerilim analizlerinden yararlanılmaktadır.

Günümüzde, diş hekimliğinde kullanılan gerilim analiz yöntemleri [96]; kırılğan vernik tekniği ile kuvvet analiz yöntemi fotoelastik kuvvet analiz yöntemi, gerilim ölçerli kuvvet analiz yöntemi, holografik interferometri yöntemi, termografik kuvvet analiz yöntemi, radyotelemetri yöntemi ve sonlu eleman analizi yöntemi olarak bilinir.

Kırılğan Vernik Tekniği ile Kuvvet Analiz Yöntemi

Kırılğan vernik, kuvvet dağılımı incelenecek modelin üzerine sürölüp fırınladıktan sonra, model üzerine kuvvet uygulaması ile gerçekleştirilir. Cisme kuvvet uygulandığında, vernik üzerinde dik yönde uygulama noktasından uzaklaştıkça azalan çatlaklar meydana gelir. Kuvvetlerin yoğun olduğu bölgelerde izlenen çatlaklar, kuvvet hatlarının doğrultusunu gösterir [96].

Fotoelastik Kuvvet Analiz Yöntemi

Geometrik şekilde olmayan cisimlerde kuvvetin akışını gözlemek için bu yöntemden yararlanır. Bu yöntemde karışık yapılar içinde oluşan mekanik içsel gerilmeler ışık taslakları haline dönüştürülerek, gözle görülebilir hale getirilir. Oral yapılar gibi çok karmaşık şekli olan yapıların, fotoelastik özellik gösteren materyal ile şekillendirilerek yüklenmesi durumunda, yapısal elemanların ürettiği gerilmeler modelin her kesiminde gözlenebilir. Modelden kesitler alınır ve polariskopta incelendikten sonra fotoğrafları çekilir [97].

Gerilim Ölçer ile Kuvvet Analizi Yöntemi

Gerilim ölçer yük altındaki yapıların bünyesinde oluşan doğrusal şekil değişikliklerini saptayan bir araçtır. Bunların mekanik, mekanik-optik, optik, akustik, elektrik ve elektronik bünyeye sahip olan şekilleri mevcuttur. Bu yöntem, kalibre edilmiş elektriksel direnç elemanları yardımıyla gerilim altındaki boyutsal değişiklikleri inceler [97].

Holografik İnterferometri Yöntemi

Lazer ışını kullanılarak bir cismin üç boyutlu görüntüsünün holografik film üzerine kaydedilmesini sağlayan optik bir tekniktir. Bu yöntemle yapılan kuvvet analizinde, ışık girişim saçaklarını uzaktan ölçen interferometri denilen bir alet kullanılır. Bu alet cisimler üzerindeki aralık ve yer değiştirme miktarını, çıkardığı iki lazer ışın demeti ile ölçer. Işın verilmesi sırasında cisim hareket ettirildiğinde, holografik görüntüde şekillenen saçakların değerlendirilmesi ile sonuca gidilir [97].

Termografik Kuvvet Analizi Yöntemi

Yöntem, bir kuvvet karşısında materyalin içerisinde oluşan moleküler düzeydeki ısı değişikliklerinin ölçülmesi olarak tanımlanabilir. Dolayısı ile homojen materyallere uygulanan kuvvet yüklemelerinde oluşan gerilimlerin toplamı ile orantılı olarak ortaya çıkan ısı değişiklikleri, materyal üzerinde yoğunlaşan belirli noktalarda incelenebilir [96].

Radyotelemetri Yöntemi

Bilgisayar donanımları yardımıyla herhangi bir temasa yönelik herhangi bir iletişim oluşturmadan verilerin iletimi üzerine kurulu bir yöntemdir. Yöntemde güç kaynağı, radyotransmitter, alıcı, materyal üzerine yapışan gerilimölçerler, gerilimölçer amplifiyeri, anten ve veri kaydedici kullanılır. Gerilim ölçer üzerinde oluşan direnç farklılıkları voltaj düşmelerine sebep olmakta, bu da radyo – elementlerin frekansını ayarlamakta ve etkilemektedir [96].

2.10. Sonlu Eleman Analizi

Sonlu eleman analizi, karmaşık mekanik problemleri daha küçük ve basit alt elemanlara bölerek her birinin kendi içinde çözülmesiyle tam çözümün bulunduğu bir matematiksel yöntemdir. Yani başka bir deyişle SEA, cismin bütünü fonksiyonel çözümü yerine her bir sonlu eleman için fonksiyonun çözümünü formüle eder ve bunları uygun bir biçimde birbirine bağlayarak cismin tamamına uygular [98, 99].

SEA yöntemi ilk olarak 1956 yılında uçak mühendisliği alanında Turner ve ark. tarafından geliştirilen matematiksel bir gerilim analizi yöntemidir. 1960 yılında ilk olarak Clough, sonlu eleman gerilim analizi metodunu adlandırmıştır [100]. Bu yöntem zamanla tüm mühendislik dallarında benimsenmiş, 1970'lerden sonra da dış hekimliğinin ilgi alanına girerek biyomekanik uygulamalarda bu yöntemi kullanan çalışmaların sayısı gün geçtikçe artmıştır [101]. Yöntem kabaca, doğal yapıların bilgisayar ortamında mümkün olduğunca gerçeğe yakın şekilde taklit edilmesinden ibarettir.

Sonlu eleman gerilim analiz yöntemi, materyallerin biyomekanik özelliklerini uygun yükleme koşulları altında test etmek amacıyla kullanılan bir methodur. Mandibulada kırık ve ortognatik cerrahi fiksasyonunda yapılan uygulama hataları ve kullanılan bazı materyallere bağlı olarak çevre dokular ve çiğneme kuvvetleri etkisiyle fiksasyon sistemi deformasyona uğrayabilmekte ve de fragmanların stabilitelelerinin güvenilirliği tehlikeye girebilmektedir. SEA, fiksasyon güvenilirliliğinin test edilmesinde sık kullanılan, kuvvetlerin ve kullanılan materyalin özelliklerinin değiştirilebildiği bir yöntemdir [102]. SEA, 3 aşamada gerçekleştirilir:

Hazırlık Safhası (Ön işlemci, Pre-Processing): Analizin yapılabilmesi için ilk aşama yapının geometrik modelinin oluşturulmasıdır. Model oluşturulduktan sonra alan elemanlara bölünür ve bir ağ modeli (meş veya mesh) oluşturulur. Sonlu eleman metodunu kullanarak yapılan bir analiz işleminde ağ oluşturma işlemi sonlu eleman metodunun temelini oluşturur. Ağ oluşturma işlemi ile elemanların koordinatları ve bu elemanları birleştiren düğüm ya da diğer adıyla nod noktaları oluşturulur[98].

Ağ modeli oluşturulurken komşu elemanlar üst üste gelmez ve aralarında boşluk yoktur. Elemanların yapısı mümkün olduğunca basit olmalıdır. Tek boyutlularda doğrular, iki boyutlularda üçgenler veya paralel kenarlar; üç boyutlularda ise dört, beş ve altı yüzlü yapılar tercih edilir. Tek boyutlu cisimler birbirine düğümlerle, iki boyutlu cisimler çizgilerle, üç boyutlu cisimler düzlemlerle sonlu elemanlara ayrılır. Bütün durumlarda cismi temsil eden elemanlar birbirine düğümlerle bağlıdır. Sonuçta cisim, sonlu elemanlar ve onları birbirine bağlayan düğümlerden oluşan bir sistemle yer değiştirmiş olacaktır. Genel olarak "cisim" terimi; yapı, sürekli ortam veya problemin bölgesi anlamında kullanılmaktadır. Düğümler ise komşu sonlu elemanları uçlarından birbirine bağlayan ve onları bir arada tutan somun, civata bağlantılarına benzetilebilir. Düğümler kaldırıldığında elemanlar birbirinden ayrılacağından komşu sonlu elemanlar arasında fiziksel süreklilik kaybolur [98].

Metodun çözümlenmesinde bundan sonraki adım, cismi temsil eden elemanların her biri için eleman matrislerini tanımlamaktır. Daha sonra eleman

matrisleri, parçalara ayrılmış cismin tamamına ait genel matrisi oluşturmak üzere toplanır. Bu toplamada, cismin sonlu eleman modelindeki bütün düğümlerde kuvvetlerin dengesi ve yer değiştirmelerin sürekliliği sağlanır[98].

Daha sonra modele sınır şartları (boundary conditions) uygulanır. Sınır şartları gerilmelerin ve deplasmanların sınır ifadelerini kapsar. Cismin nereden sabitlendiğini ve kuvvetin neresinden uygulandığını gösterir. Cismin durumuna göre belirlenir. Analizi yapılan cismin hangi bölgesine kuvvet uygulanacaksa sınır şartları da ona göre belirlenir [103].

Çözüm Safhası (Solution): Doğrusal veya doğrusal olmayan cebirsel denklemler analitik olarak çözülebildikleri gibi, numerik analiz teknikleriyle de bilgisayarda çözülür [104]. Sonlu eleman yönteminde problemin çözülebilmesi için bilgisayara; analizi yapılacak cismin geometrisini oluşturan koordinatların, uygun eleman tipi, geometrinin elemanlara bölünmesi, modeli oluşturan materyallerin özellikleri, modele uygulanan dış etkenler (uygulanan kuvvet ve yönü vb.), geometrinin sınır şartları (destekleme yeri, doğrultusu vb.) ve analizin tipi (dinamik, statik, elektromanyetik vb.) gibi verilerin girilmesi gerekmektedir [105].

Sonuçların Değerlendirilmesi Safhası (Son İşlemci, Post-Processing): Bu aşamada denklemlerin çözümü çizelgeler, ve şekiller aracılığı ile sergilenmektedir [106].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Hacettepe Üniversitesi (HÜ), Diş Hekimliği Fakültesi, Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı'nda tez projesi olarak gerçekleştirildi.

Mandibula kırıklarının internal fiksasyon ile tamirinde, kırık hattındaki dişin korunması veya çekilmesi durumlarının, kırık fragmanları arasındaki boşluğa ve kemik/osteosentez materyalleri üzerine gelen gerilimlere etkisi, üç boyutlu modelleme ve sonlu eleman analizi ile incelendi. Matematiksel olarak sonlu sayıda elemana bölünerek, cebirsel bir matris haline getirilen modeller, bilgisayar yardımıyla çözüldü.

3.1. Modelleme ve Ağ yapısının Oluşturulması

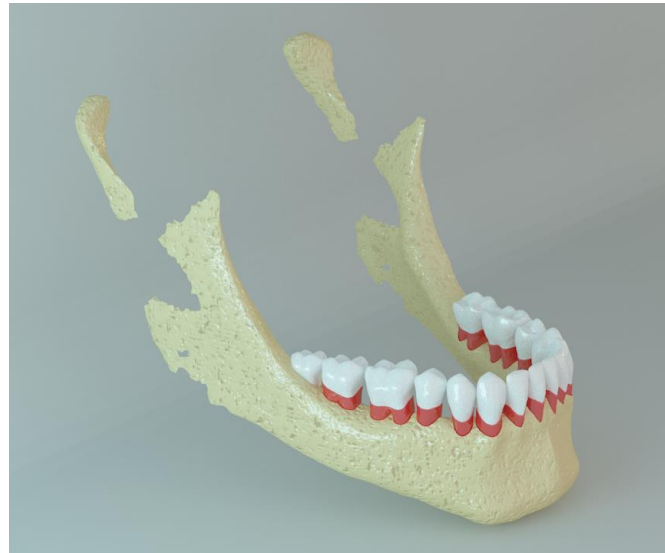
Anomalisiz insan mandibulasının 3 boyutlu sonlu eleman modeli (SEM), bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüsü alınmış bir mandibuladan elde edilen veriler ile üretildi. Tomografi verileri 3D-doctor (Able Software Corporation, Lexington, MA, United States) yazılımına gönderildikten sonra, "interactive segmentation" yöntemi ile Hounsfield değerlerine bakılarak bu verilerden kemik dokusu ayrıştırıldı. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra "3D complex render" yöntemi ile 3 boyutlu STL (Sterelithography) mandibula modeli, daha sonra Rhinoceros 4.0 yazılımı 3670 Woodland Park Ave, Seattle, Washington, 98103 United States) ile CAD (Computer-Aided Design, Bilgisayar destekli tasarım) geometrisine dönüştürülmek üzere elde edildi (Şekil 3.1).

Kemik yapıları kortikal kemik ortalama 2 mm kalınlığında olmak üzere, kemik topografisine uygun olacak şekilde, kortikal ve trabeküler olarak ayrıştırıldı [72] (Şekil 3.2).

Oluşturulan mandibula modeli bilgisayar ortamında dişsiz hale getirildi ve ideal diş arka 'Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion' rehberliğinde yeniden meydana getirildi (Şekil 3.3.) ve dişler ile kemik arasında periodontal ligamen prototipi yapıldı [107] (Şekil 3.4.).



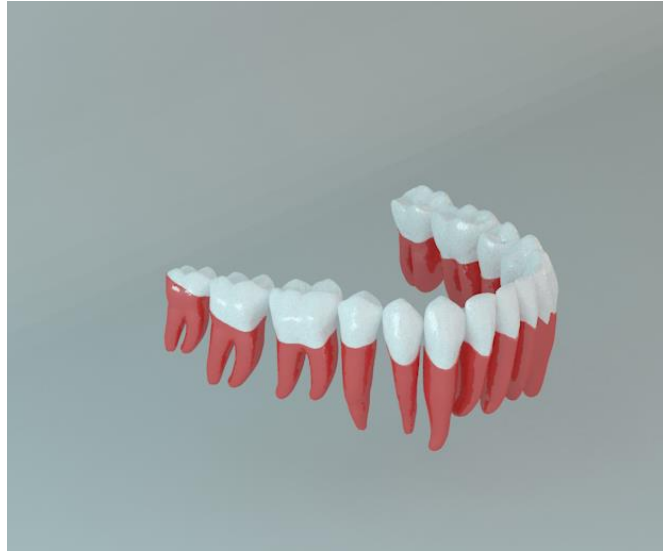
Şekil 3.1. Mandibula katı modeli



Şekil 3.2. Trabeküler kemik katı modeli



Şekil 3.3. Diş arki ve dişlerin katı modeli

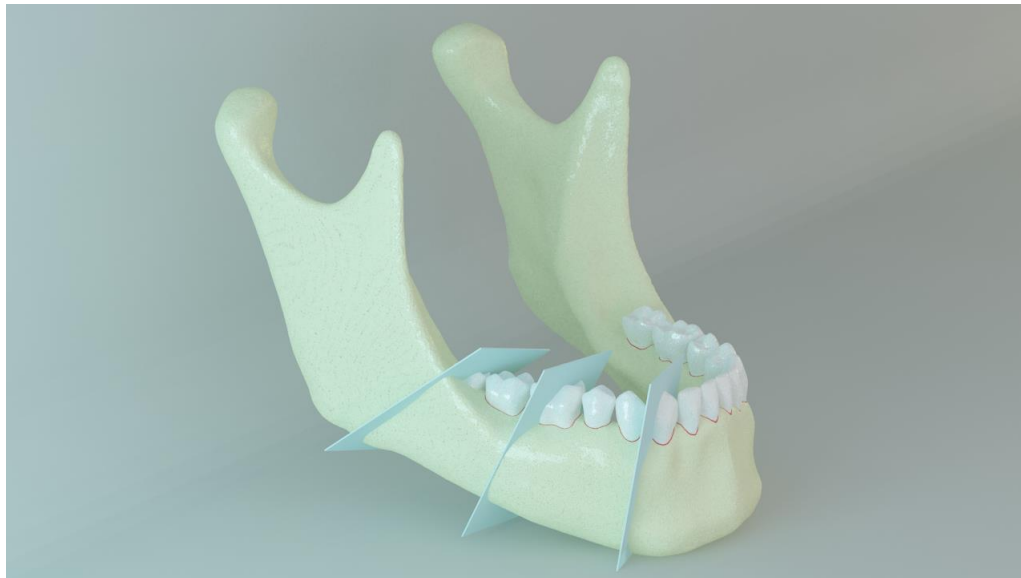


Şekil 3.4. Periodontal ligamanların katı modeli

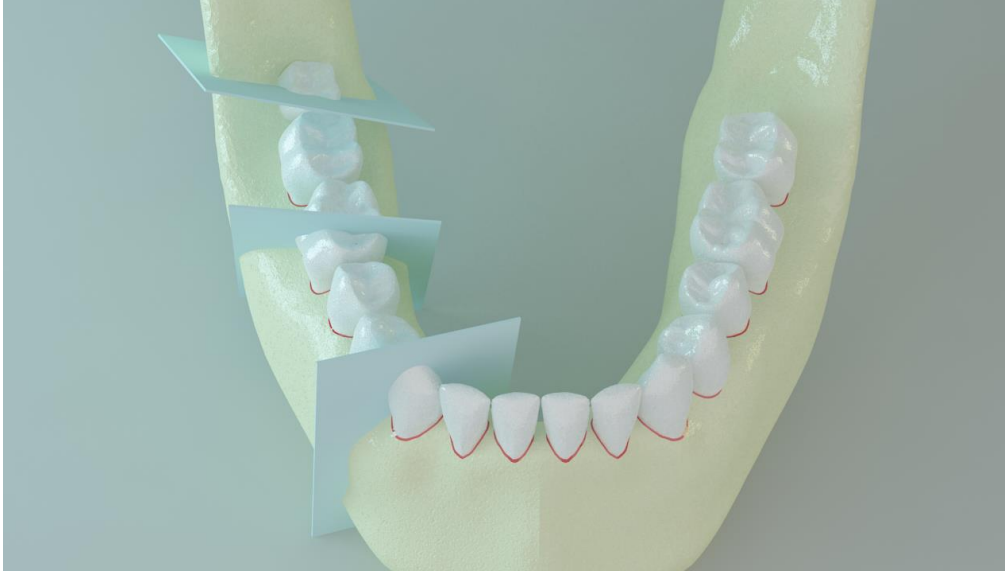
FEMPro (Algor, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, Pennsylvania, 15238-2932 United States) yazılımı üzerinde bu model için '8 nodlu tetrahedral' element tipi kullanılarak, model düğüm noktalarında buluşan nodlara ayrıldı (Tablo 3.1). VRMesh yazılımı ile mesh model düzenlendi ve angulus, parasimfiz, korpus kırıkları mandibula modelin sağ tarafında vertikal (Şekil 3.5) ve horizontal (Şekil 3.6) kötü kırık [4] şeklinde simüle edildi.

Tablo 3.1. Modellerde kullanılan düğüm ve nod sayıları

MODELLER	DÜĞÜM SAYISI	NOD SAYISI
Angulus Kırığı Tek Plak Diş Korunan Model (ATK)	1655204	324455
Angulus Kırığı Tek Plak Diş Çekilen Model (ATÇ)	1577575	311516
Angulus Kırığı Çift Plak Diş Korunan Model (AÇK)	1726853	341538
Angulus Kırığı Çift Plak Diş Çekilen Model (AÇÇ)	1649224	328599
Korpus Kırığı Diş Korunan Model (KK)	1759317	347037
Korpus Kırığı Diş Çekilen Model (KÇ)	1666967	329401
Parasimfiz Kırığı Diş Korunan Model (PK)	1788294	355205
Parasimfiz Kırığı Diş Çekilen Model (PÇ)	1742865	347490

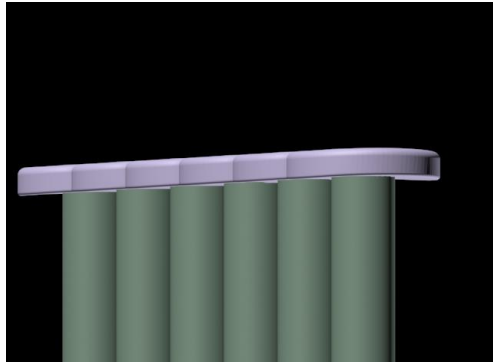


Şekil 3.5. Kırık hatları; vertikal olarak kötü angulus, korpus ve parasimfiz kırıkları

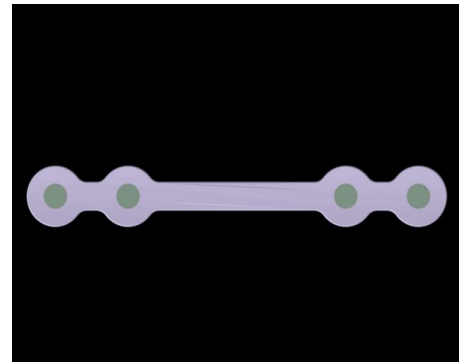


Şekil 3.6. Kırık hatları; horizontal olarak kötü angulus, korpus ve parasimfiz kırıkları

Plak ve vidalar Rhinoceros yazılımı ile oluşturuldu. Plaklar miniplak tanımına uyacak şekilde [19, 108] 4 delikli 1 mm kalınlığında, vidalar ise monokortikal vida tanımına uyacak şekilde [19] 7mm x 2mm ebatlarında yivsiz titanyum alaşım (Ti-6Al-7Nb) [108] olarak modellendi. Yivsiz şekilde tasarımın tercih edilme sebebi, vida yivlerinin sıkışarak kemiğe oturmasından kaynaklanan gerilimlerin, değerlendirilmek istenen diğer gerilimleri kamufle etme olasılığıdır. Sanal vida (Şekil 3.7) ve plaklar (Şekil 3.8) mandibula modelinin üzerinde oluşturulan kırıkların osteosentezinin simülasyonu için kullanıldı.



Şekil 3.7. Vida modeli



Şekil 3.8. Plak modeli

Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında, 3 boyutlu uzayda doğru koordinatlara yerleştirilmiş ve modelleme işlemi tamamlanmıştır. Elde edilen modeller gerilim analizi için FEMPro programına transfer edildi.

3.2. Osteosentez Modelleri

Angulus kırığı tek plak model (AT), angulus kırığı çift plak model (AÇ), korpus kırığı (K) ve parasimfiz kırığı (P) olmak üzere 4 ana model üzerinden [19] her birinin kırık hattındaki dişin korunduğu ve çekildiği formları ile toplam 8 model oluşturuldu (Tablo 3.2.).

Tablo 3.2. Osteosentez modelleri

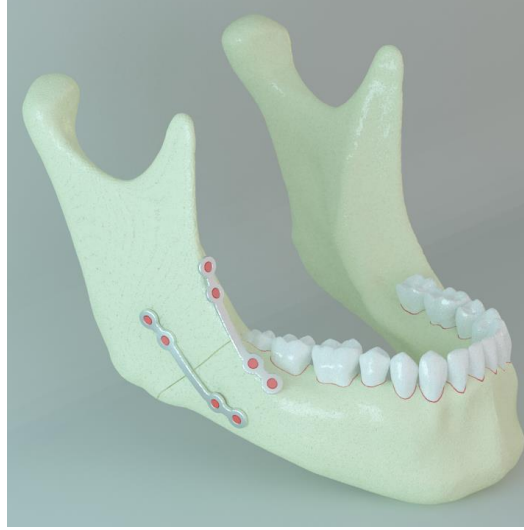
	<i>Angulus Kırığı Tek Plak (AT)</i>	<i>Angulus Kırığı Çift Plak (AÇ)</i>	<i>Korpus Kırığı (K)</i>	<i>Parasimfiz Kırığı (P)</i>
<i>Diş Koruna</i>	ATK	AÇK	KK	PK
<i>Diş Çekilen</i>	ATÇ	AÇÇ	KÇ	PÇ

AT modelinde eksternal oblik sırt üzerindeki ideal osteosentez hattına yerleştirilen kilitsiz, düz, 4 delikli miniplak kırık hattının her iki tarafında 2 monokortikal vida ile sabitlenecek şekilde oluşturuldu (Şekil 3.9) [19].



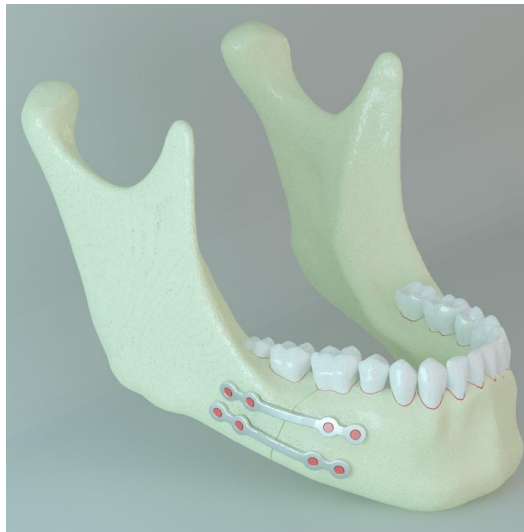
Şekil 3.9. Angulus kırığı tek plak modeli, AT

AÇ modelinde eksternal oblik sırt üzerindeki ideal osteosentez hattına ve alveolaris inferior kanalının altına gelecek şekilde lateral kortekse yerleştirilen kilitsiz, düz, 4 delikli 2 miniplak kırık hattının her iki tarafında 2'şer monokortikal vida ile sabitlenecek şekilde oluşturuldu (Şekil 3.10) [19].

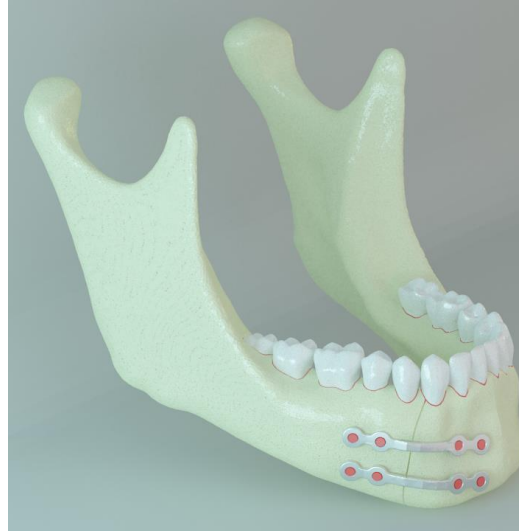


Şekil 3.10. Angulus kırığı çift plak modeli, AÇ

K ve P modelleri biri mandibula alt kenarının sınırına diğeri de alveolar kanal veya mental foramenin üzerine ve diş köklerinden uzağa denk gelecek şekilde yerleştirilen kilitsiz, düz, 4 delikli 2 miniplak kırık hattının her iki tarafında 2'şer monokortikal vida ile sabitlenecek şekilde oluşturuldu (Şekil 11 – 12) [19].



Şekil 3.11. Korpus kırığı modeli, K



Şekil 3.12. Parasimfiz kırığı modeli, P

3.3. Materyal Özellikleri

SEM analizi için modeller homojen, izotropik ve lineer elastik özelliklere sahip olarak oluşturuldu [108].

Bütün noktalarında aynı mekanik özelliklere sahip olduğu için homojen [70], bütün noktalarındaki mekanik özellikler yön ile değiştirilemediği için izotropik [70] ve gerilimler ortadan kalktığına orjinal şekline dönebildiği için lineer elastiktir [94] .

Bu analizin yapılabilmesi için gerekli mekanik özellikler olan elastik modül ve Poisson oranları; kortikal kemik [108], medullar kemik [108], plak-vida [108], diş [109] ve periodontal ligamen [110] için ayrı ayrı çalışmaya dahil edilmiştir (Tablo 3.3).

Tablo 3.3. Materyal özellikleri; elastik modül, Poisson oranı

	ELASTİK MODÜL (MPa)	POISSON ORANI
Kortikal Kemik	13700	0,3
Medullar Kemik	7930	0,3
Plak-Vida	115000	0,34
Diş	18600	0,31
Periodontal ligamen	0,79	0,49

3.4. Sınır Şartlarının Tayini (Boundary Conditions)

Oluşturulan modeller birinci molar diştten bir yönde (Z-vektörü) ve kondilden üç yönde (x-, y- ve z-) sabitlendi.

Mandibula boyutu, mandibula şekli, kemik özellikleri, ısırma kuvvetlerindeki farklılıklar gibi varyasyonlar gerçek durumlarda gerilim ve gerinimin net değerinin belirlenmesinde zorluk çıkarmaktadır. Bu varyasyonlar cinsiyet ve yaş gibi faktörlerle de değişebilmektedir. Bu çalışmada bütün modellerde aynı sınır şartları ile karşılaştırmalı analiz yapılması planlandı.

Sınır şartlarında 12 çift çiğneme kası tayin edildi. Süperfisiyal maseter, derin anterior maseter, derin posterior maseter, anterior temporalis, posterior temporalis, medial pterigoid, süperior lateral pterigoid, inferior lateral pterigoid, anterior digastirik, geniohyoid, anterior mylohyoid, posterior mylohyoid. Bu kasların ataçmanları ve yoğunlukları daha önceki literatürden elde edilerek oluşturuldu [12] (Tablo 3.4.). Kasların çekiş bölgeleri mandibulanın her iki tarafında simetrik uygulandı.

Tablo 3.4. Çiğneme kaslarının maksimum çekiş kuvvetleri

KASLAR	MAKSİMUM KUVVET (N)
<i>Süperfisiyal maseter</i>	272,8
<i>Derin anterior maseter</i>	73,8
<i>Derin posterior maseter</i>	65,8
<i>Anterior temporalis</i>	308
<i>Posterior temporalis</i>	222
<i>Medial pterigoid</i>	240
<i>Süperior lateral pterigoid</i>	38
<i>Inferior lateral pterigoid</i>	112,8
<i>Anterior digastirik</i>	46,4
<i>Geniohyoid</i>	38,8
<i>Anterior mylohyoid</i>	63,6
<i>Posterior mylohyoid</i>	21,2

Plaklara kemik parçalarından direkt hiç bir kuvvet ileilmeyecek şekilde tasarlandı. Kuvvet transferi kemikten vidalara, vidalardan plaklara ve vidalar aracılığıyla tekrar kemiğe dönecek şekilde simüle edildi [111].

3.5. Analiz

Modeller MPa (N/mm^2) oranı kullanılarak asal gerilime göre ölçüldü. Kemik ve osteosentez materyalleri üzerindeki gerilim merkezleri 'von Mises analizi' (ortalama gerilim seviyesi) kullanılarak ölçüldü [92]. Gerilim değerleri MPa cinsinden renkli skala ile gösterildi. Sonuçların kantitatif ve kalitatif analizinden sonra, test edilen modeller karşılaştırıldı.

4. BULGULAR

4.1. Yer değiştirme

Kırık fragmanlarının yer değiştirmesi bütün doğrultularda (şekil 4.1) diş çekimli modellerde diş korunan modellere göre daha fazla oldu. Çekimli ve korunan modeller arasındaki kırık fragmanlarının yer değiştirme farkı en fazla AT modelinde görüldü. Toplam yer değiştirme en fazla ATÇ modelinde görülürken en az ATK ve AÇK modellerinde görüldü (Tablo 4.1, Grafik 4.1 – 4.4).

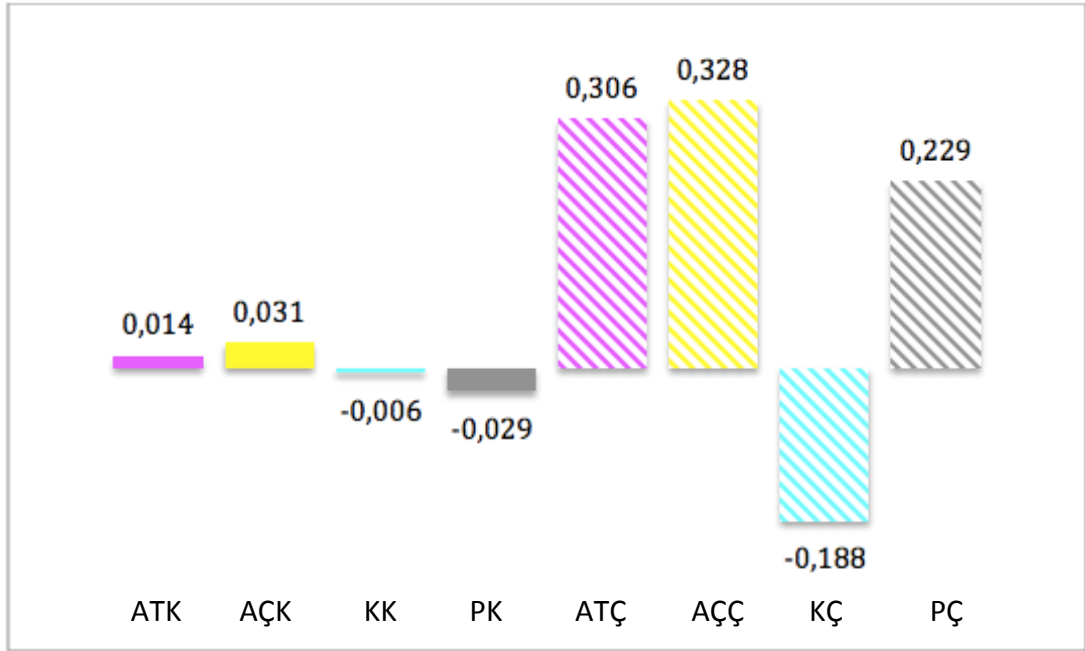
Tablo 4.1. Fragmanlar arası yer değiştirme

YER DEğİşTİRME (mm)	Dİş KORUNAN				Dİş ÇEKİLEN			
	ATK	AÇK	KK	PK	ATÇ	AÇÇ	KÇ	PÇ
X	0,014	0,031	-0,006	-0,029	0,306	0,328	-0,188	0,229
Y	-0,049	-0,062	-0,069	-0,004	1,942	0,095	-0,163	0,302
Z	-0,042	-0,06	-0,109	-0,089	-1,28	-0,235	-1,010	-0,609
Toplam	0,001	0,001	0,037	0,06	2	0,17	0,66	0,53

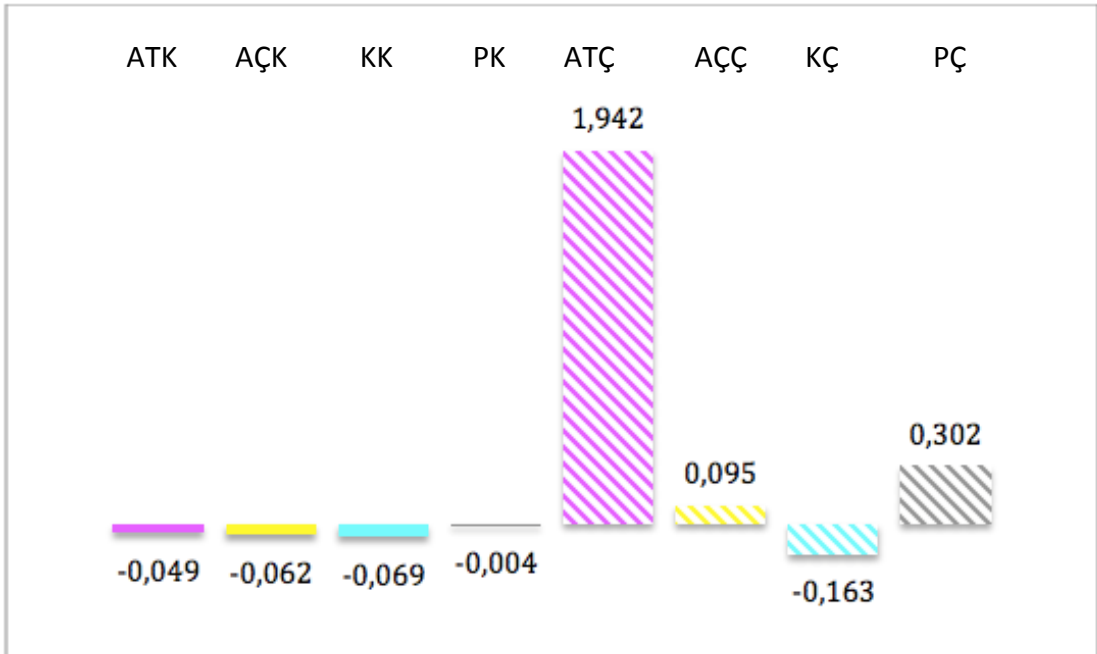


şekil 4.1. Mandibula ve doğrultuları

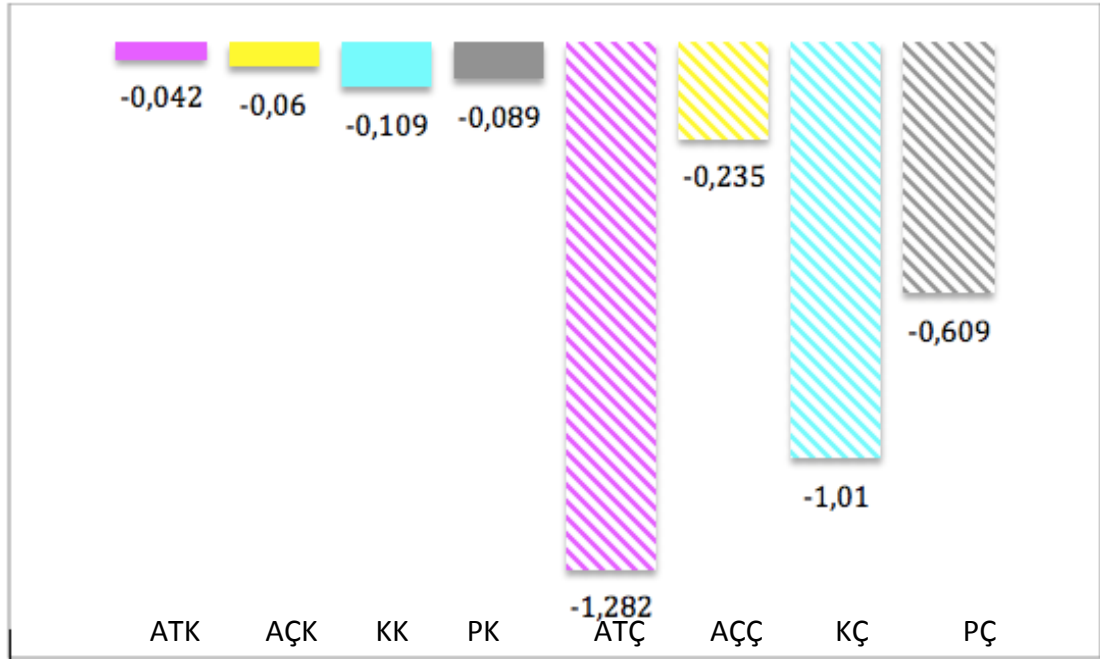
Grafik 4.1. Kırık parçalarının x doğrultusunda yer değiştirmesi



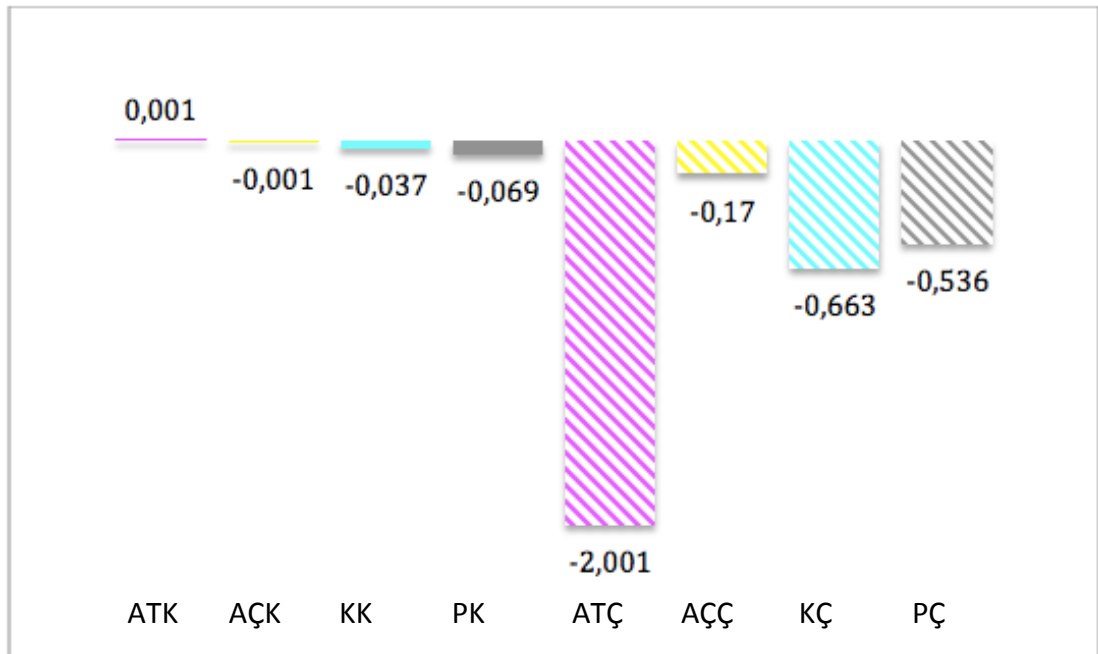
Grafik 4.2. Kırık parçalarının y doğrultusunda yer değiştirmesi



Grafik 4.3. Kırık parçalarının z doğrultusunda yer değiştirmesi



Grafik 4.4. Kırık parçalarının toplam yer değiştirmesi

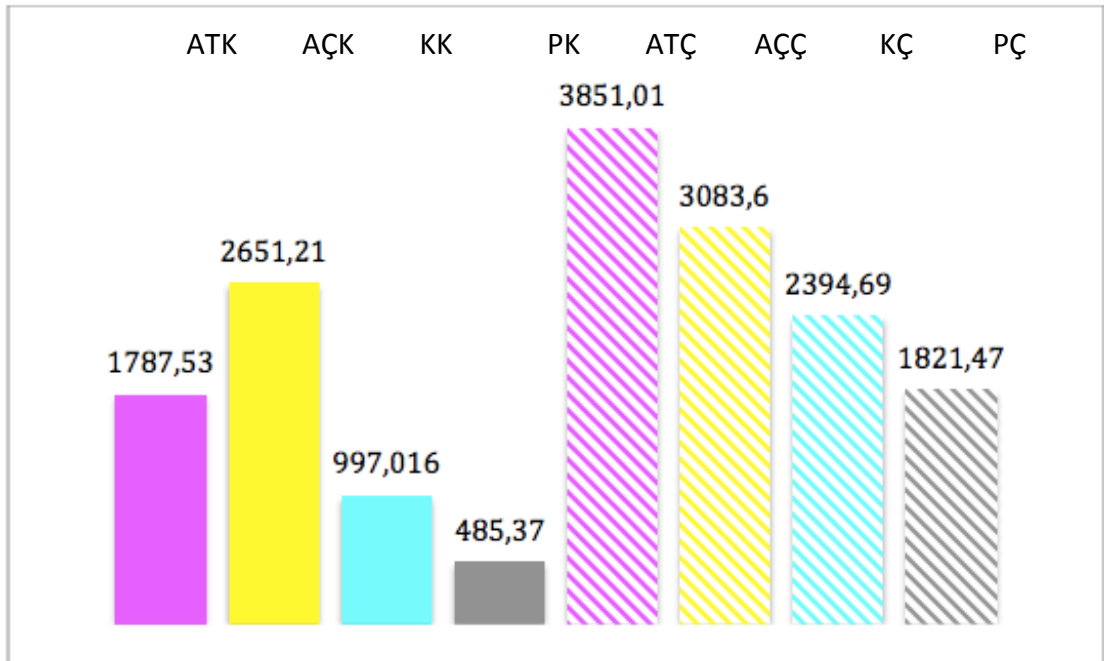
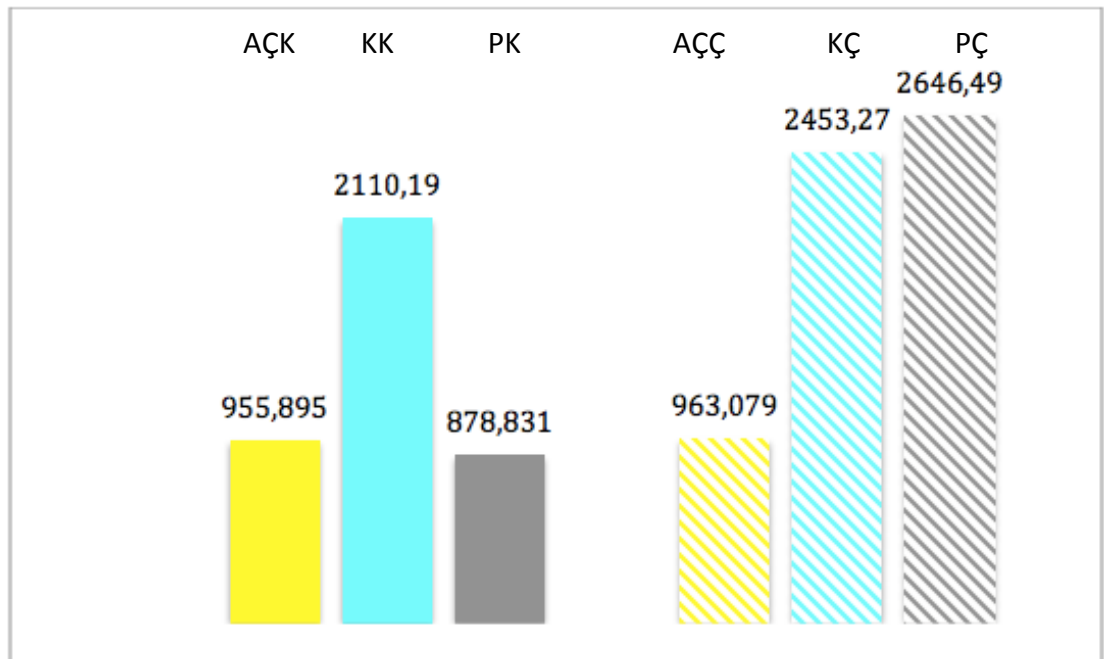


4.2. Plaklar Üzerine Gelen Gerilimler

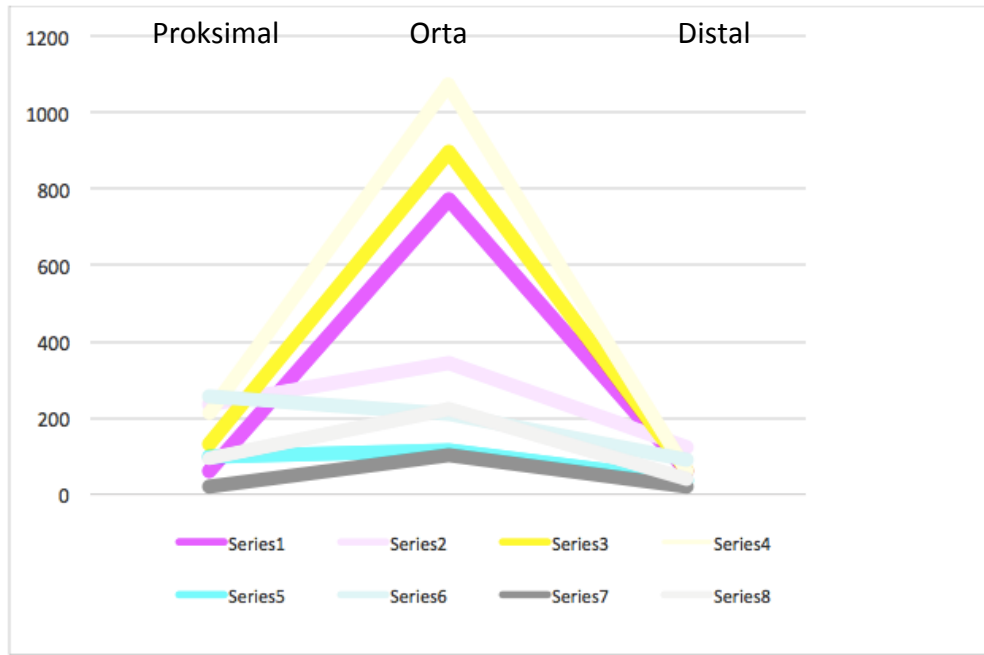
Plak üzerindeki maksimum kümülatif von Mises Gerilimi (PMKvMG) en fazla ATÇ modelinde görüldü. Sadece alt plaklar değerlendirildiğinde, PMKvMG en yüksek PÇ modelinde görülürken, sadece üst plaklar değerlendirildiğinde PMKvMG en yüksek ATÇ modelinde görülmüştür. Çekimli ve korunan modeller arasındaki fark en fazla P modellerinde görüldü. Bütün modellerde dış çekiminden, üst plaklar alt plaklardan daha çok oranda etkilenmiştir. AT ve AÇ modellerinde üst plaklara gelen yük daha çok iken, K ve P modellerinde alt plaklara gelen yük daha fazladır (Tablo 4.2, Grafik 4.5 – 4.8, Şekil 4.2 – 4.9).

Tablo 4.2. Plak üzerindeki maksimum kümülatif von Mises Gerilimi

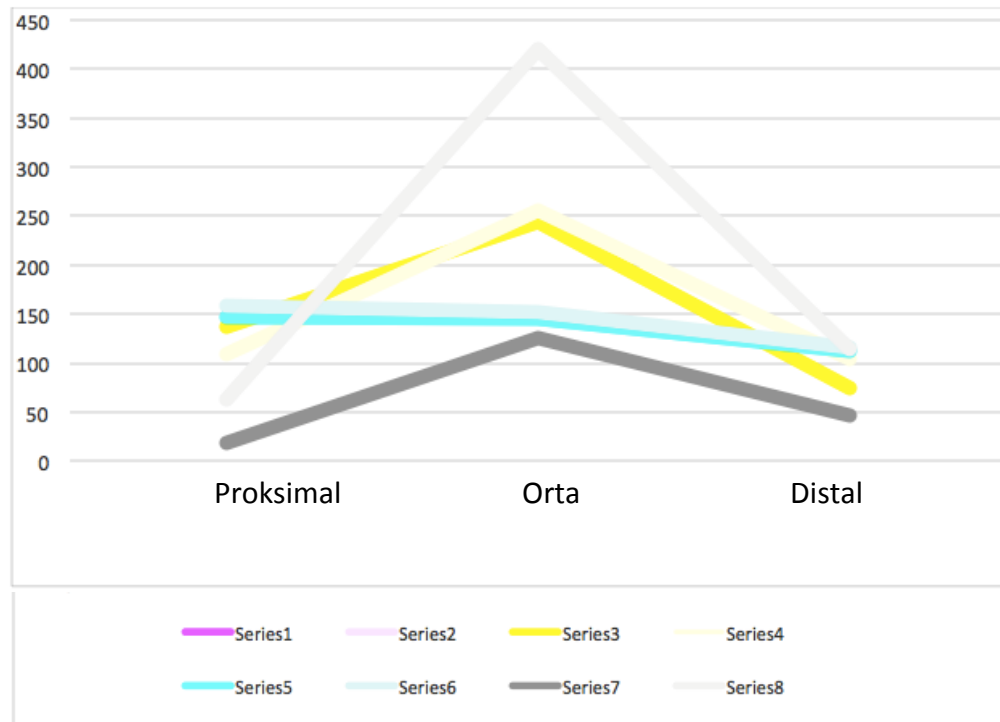
PLAK GERİLİMİ (Mpa)	DİŞ KORUNAN				DİŞ ÇEKİLEN			
	ATK	AÇK	KK	PK	ATÇ	AÇÇ	KÇ	PÇ
Üst Plaklar	1787	2651	997	485	3851	3083	2394	1821
Alt Plaklar	-	955	2110	878	-	963	2453	2646
Ortalama	1787	1803	1553	681	3851	2023	2423	2233

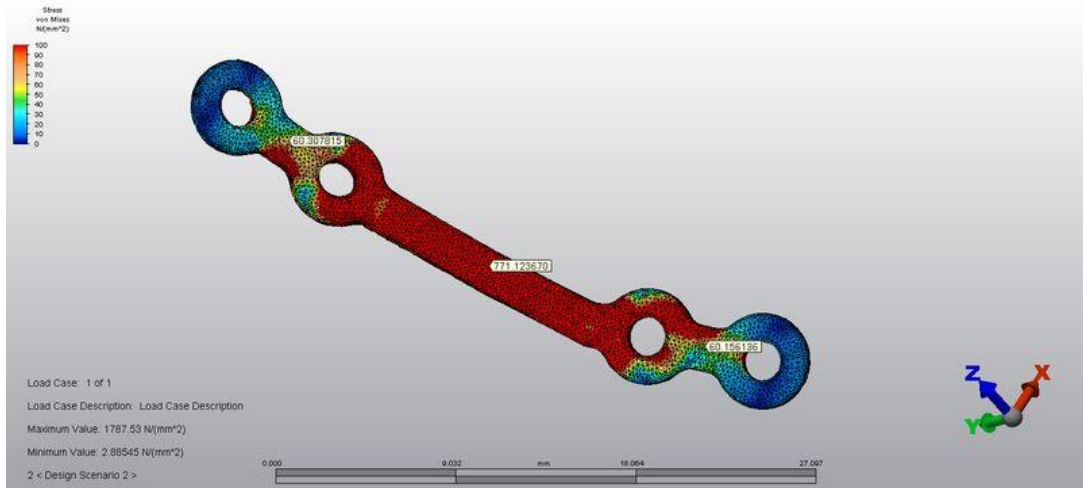
Grafik 4.5. Üst plaklara gelen PMKvMG**Grafik 4.6.** Alt plaklara gelen PMKvMG

Grafik 4.7. Üst plaklara gelen gerilim dağılımı; Series1: ATK, Series2: ATÇ, Series 3: AÇK, Series 4: AÇÇ, Series 5: KK, Series 6: KÇ, Series 7: PK, Series 8: PÇ

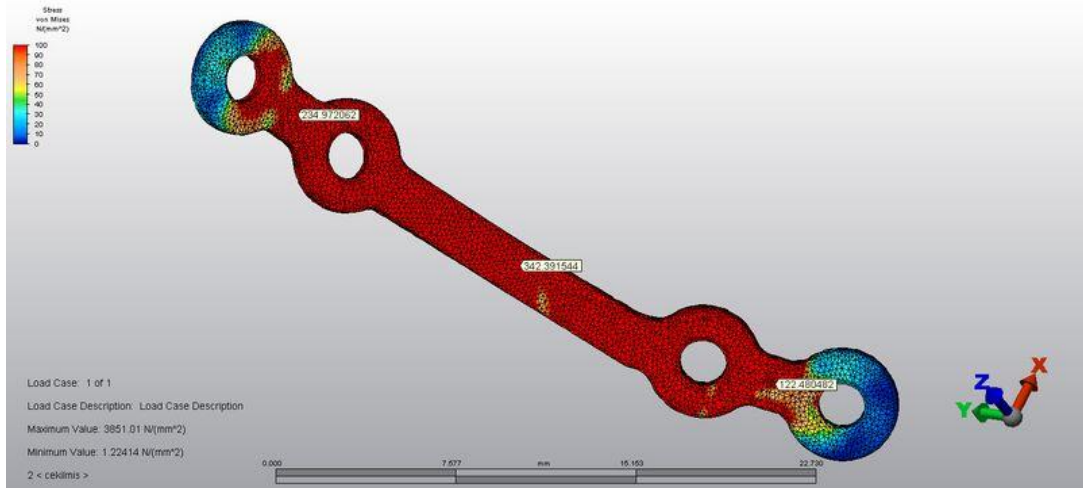


Grafik 4.8. Alt plaklara gelen gerilim dağılımı; Series 3: AÇK, Series 4: AÇÇ, Series 5: KK, Series 6: KÇ, Series 7: PK, Series 8: PÇ

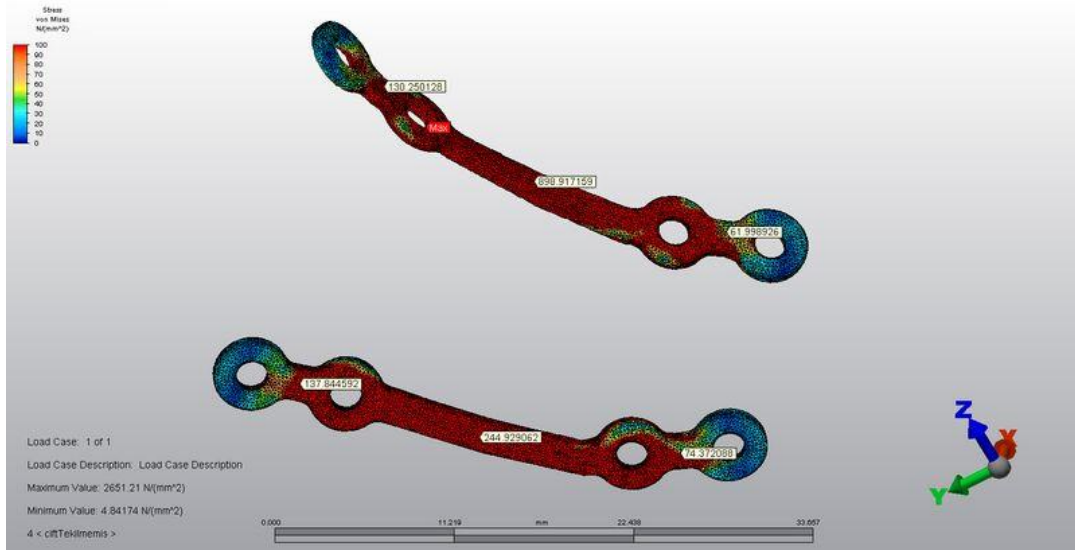




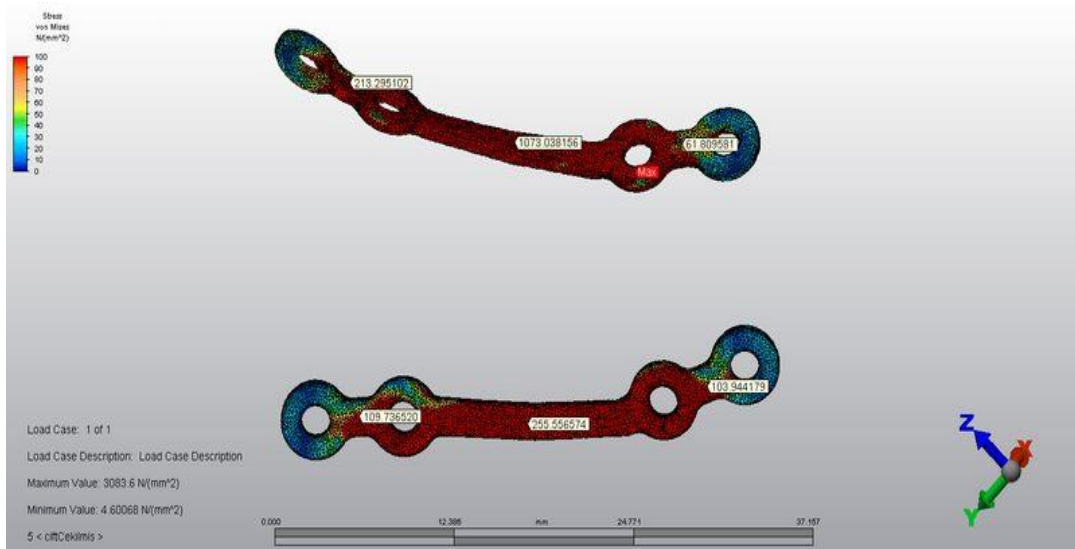
Şekil 4.2. ATK plağı üzerine gelen gerilimler



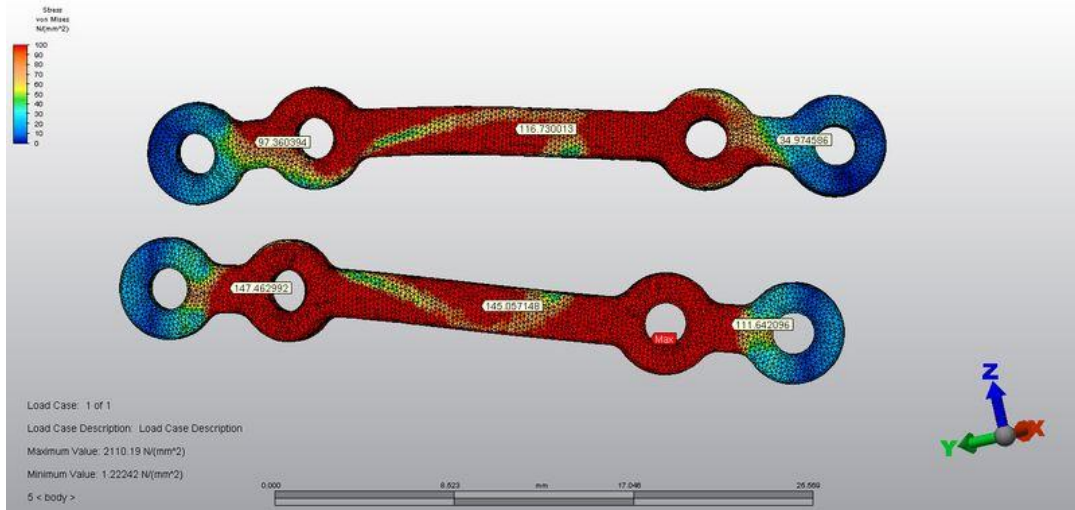
Şekil 4.3. ATÇ plağı üzerine gelen gerilimler



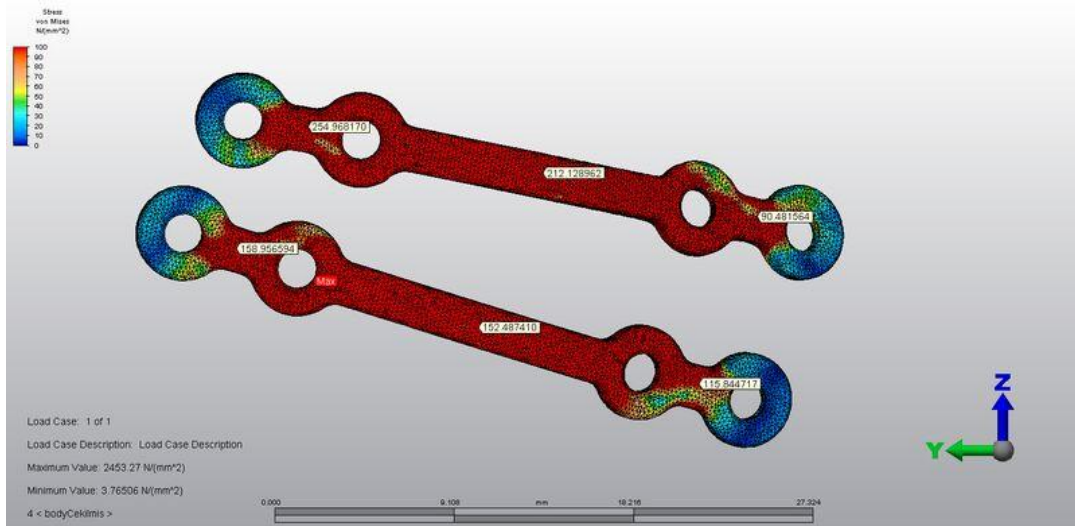
Şekil 4.4. AÇK plakları üzerine gelen gerilimler



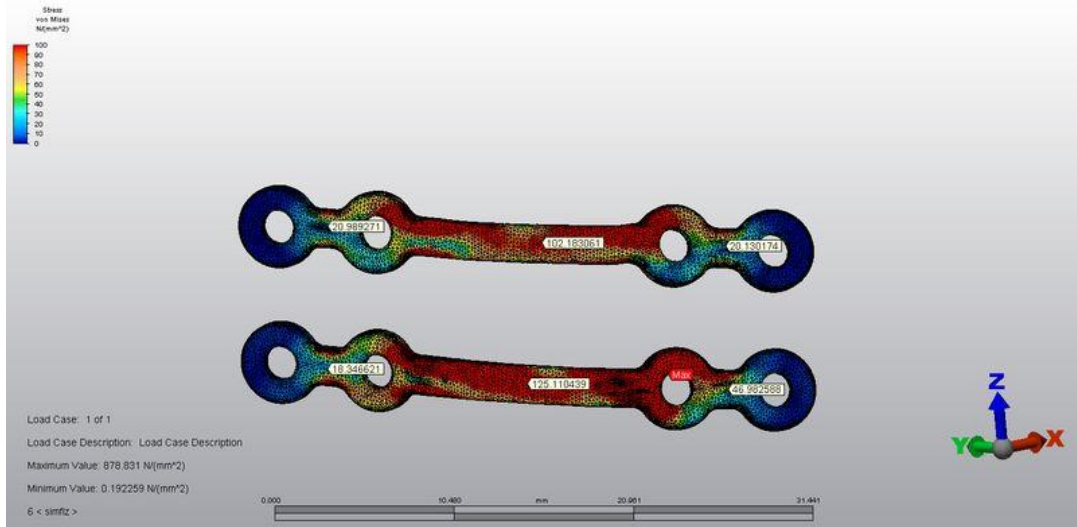
Şekil 4.5. AÇK plakları üzerine gelen gerilimler



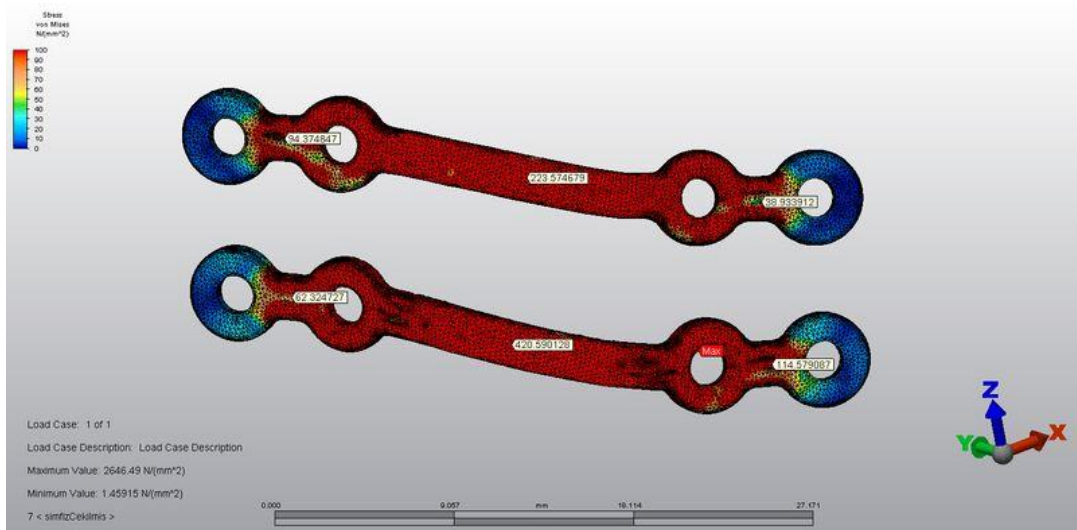
Şekil 4.6. KK plakları üzerine gelen gerilimler



Şekil 4.7. KÇ plakları üzerine gelen gerilimler



Şekil 4.8. PK plağı üzerine gelen gerilimler



Şekil 4.9. PÇ plakları üzerine gelen gerilimler

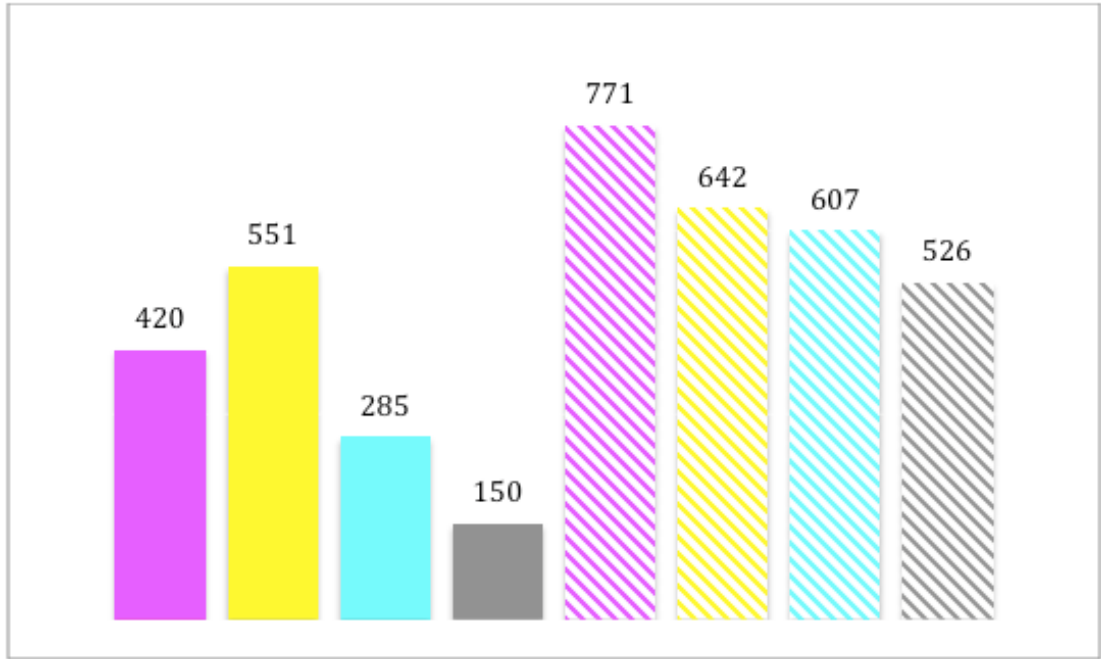
4.3. Vidalar Üzerine Gelen Gerilimler

Vidalar üzerindeki ortalama von Mises Gerilimi (VOvMG) dış çekimli modellerde dış korunan modellere göre daha yüksek ölçüldü. En yüksek VOvMG değeri ATÇ modelinde görüldü. Kırk hattına yakın bütün vidalar her pozisyon ve durumda doğal olarak en yüksek von Mises Gerilimine maruz kaldılar. Vidalar üzerine gelen gerilim dağılımı en dengesiz P modelinde gözlemlendi (Tablo 4.3, Grafik 4.9 – 4.12, Şekil 4.10 – 4.17).

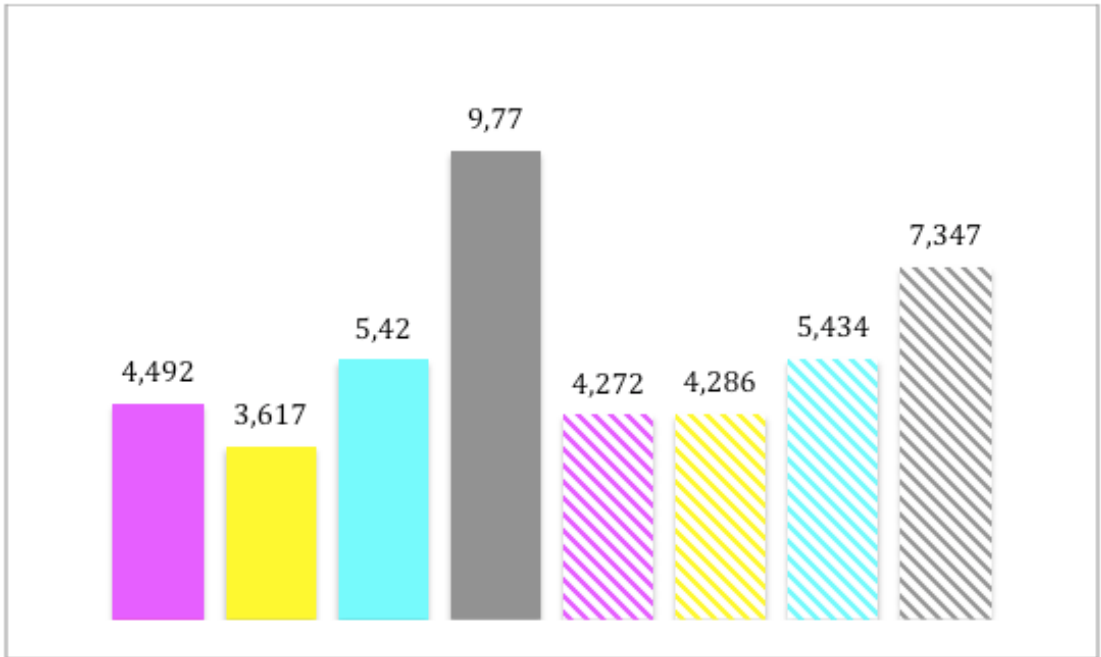
Tablo 4.3. Vidalar üzerine gelen ortalama von Mises Gerilimi

VİDA GERİLİMİ (Mpa)	DİŞ KORUNAN				DİŞ ÇEKİLEN			
	ATK	AÇK	KK	KK	ATÇ	AÇÇ	KÇ	PÇ
Ortalama	420	551	285	150	771	642	607	526
En Yüksek Değer/ En Düşük Değer	4,49	3,61	5,42	9,77	4,27	4,2	5,43	7,34

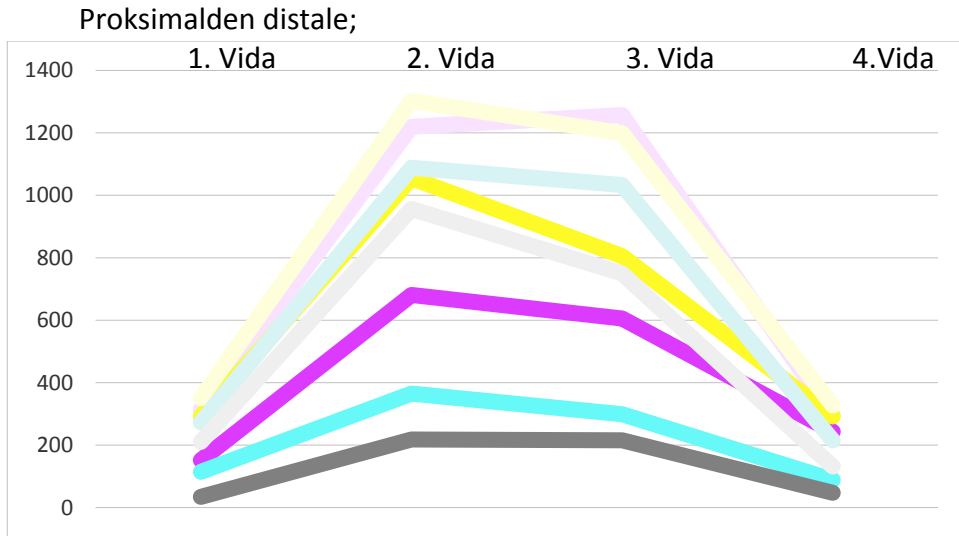
Grafik 4.9. Vidalara gelen ortalama VOVMG



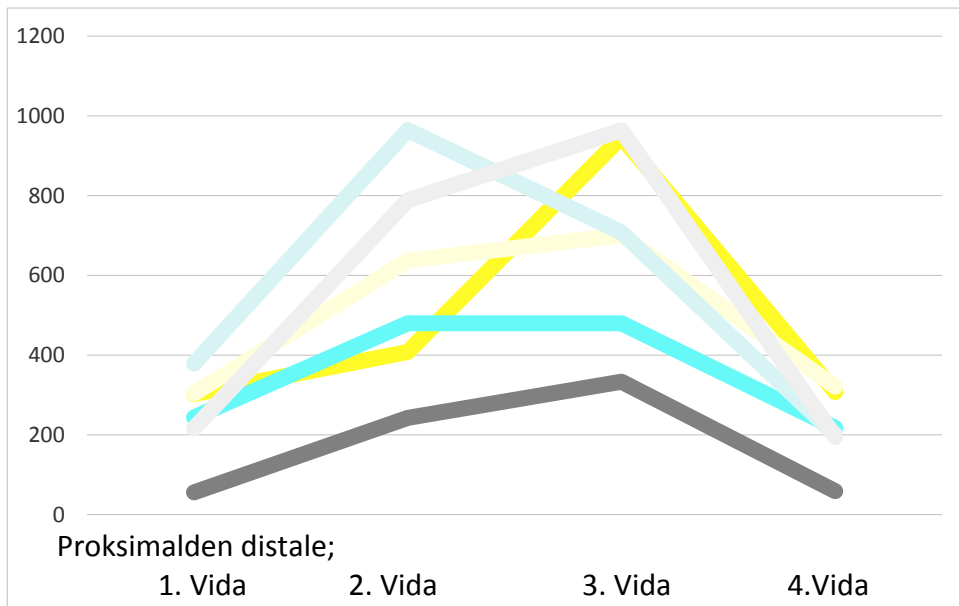
Grafik 4.10. Vidalar üzerine gelen en yüksek gerilim değerleri / en düşük gerilim değerleri

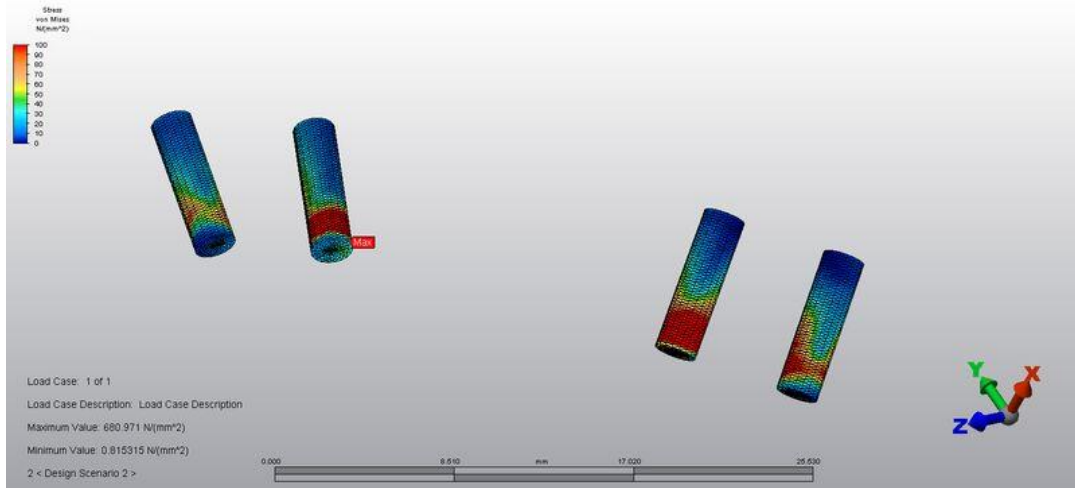


Grafik 4.11. Üst plak vidalarına gelen gerilim dağılımı; Series1: ATK, Series2: ATÇ, Series 3: AÇK, Series 4: AÇÇ, Series 5: KK, Series 6: KÇ, Series 7: PK, Series 8: PÇ

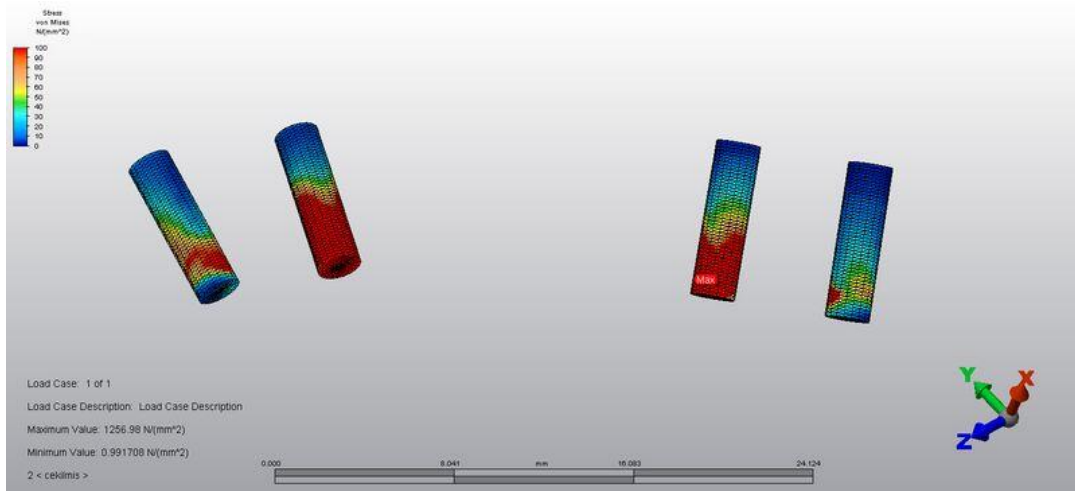


Grafik 4.12. Alt plak vidalarına gelen gerilim dağılımı; Series 3: AÇK, Series 4: AÇÇ, Series 5: KK, Series 6: KÇ, Series 7: PK, Series 8: PÇ

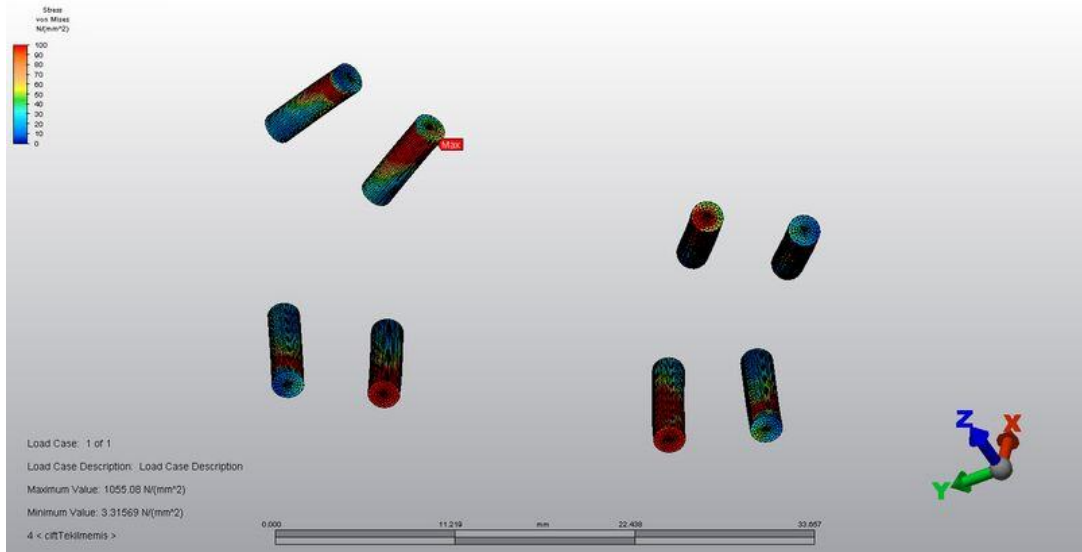




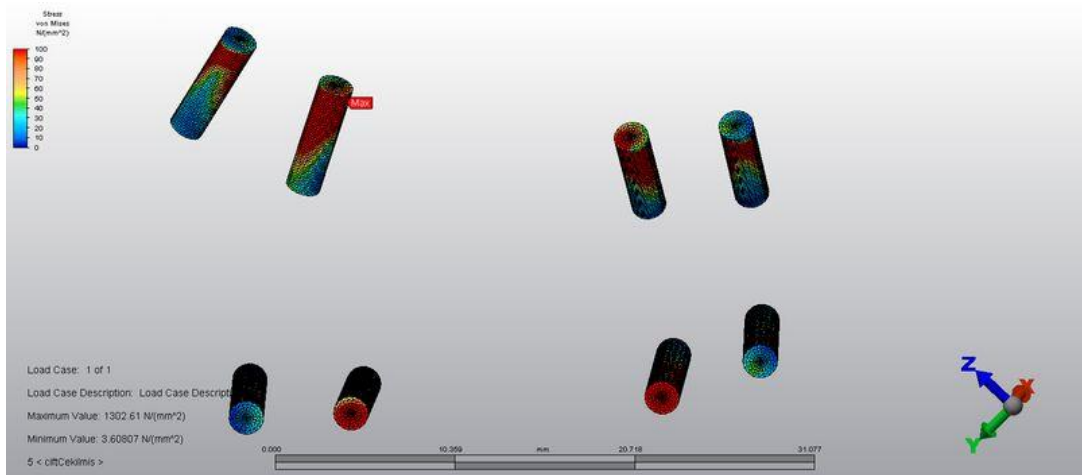
Şekil 4.10. ATK vidalarına gelen gerilimler



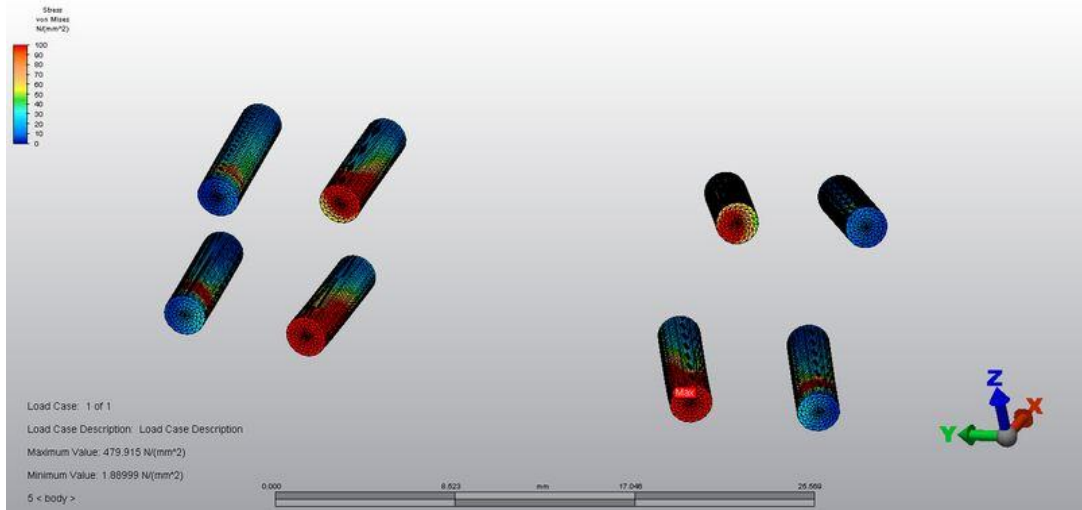
Şekil 4.11. ATÇ vidalarına gelen gerilimler



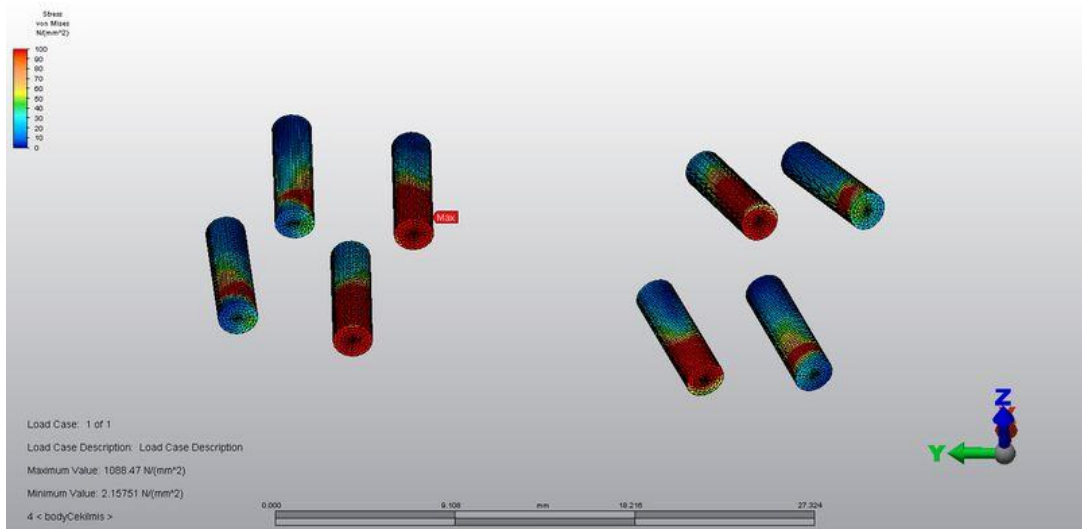
Şekil 4.12. AÇK vidalarına gelen gerilimler



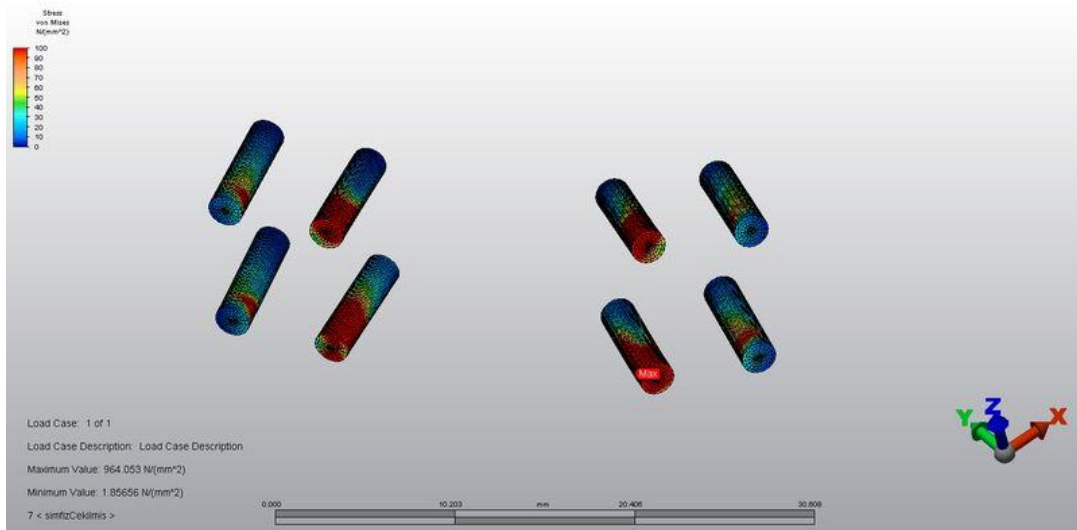
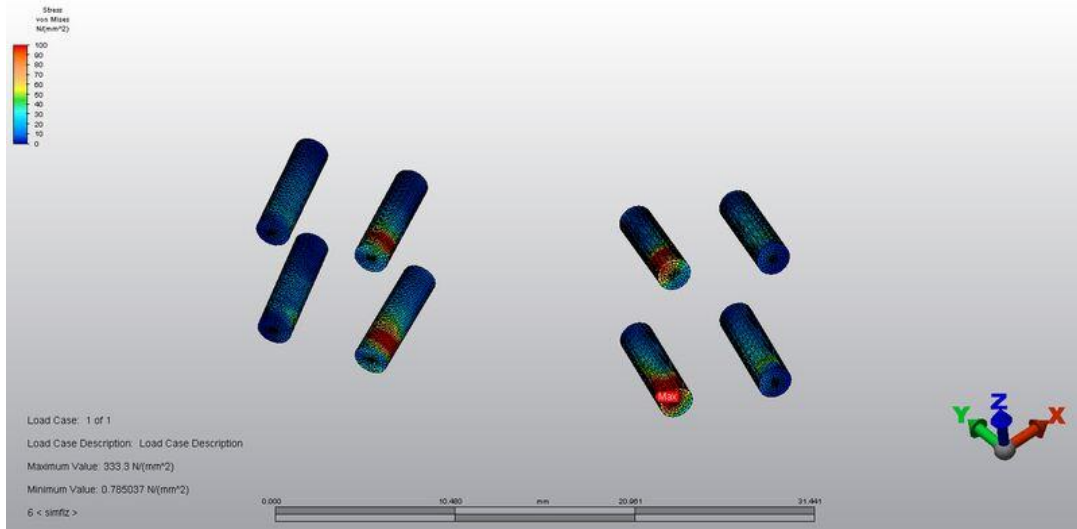
Şekil 4.13. AÇÇ vidalarına gelen gerilimler



Şekil 4.14. KK vidalarına gelen gerilmeler



Şekil 4.15. KÇ vidalarına gelen gerilmeler



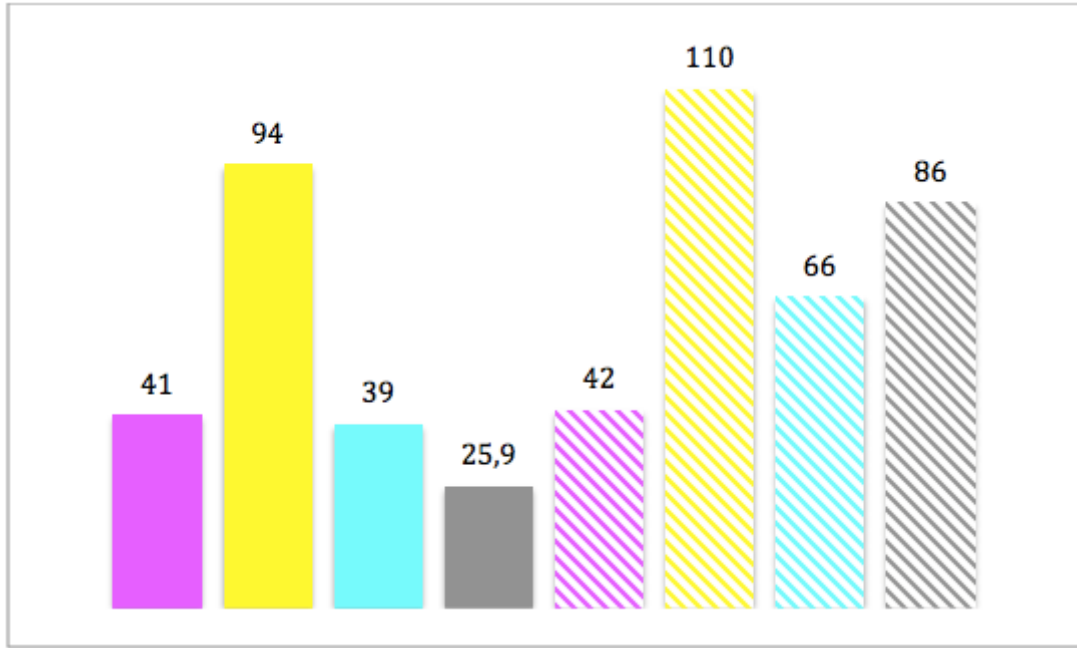
4.4. Kemik Üzerine Gelen Gerilimler

Bir model hariç, kemik üzerindeki gerilme (tension-maximum principal stress) ve sıkışma (compression-minimum principal stress) dış çekimli modellerde dış korunan modellere göre daha fazla görüldü. AÇ modelinde ise AÇK daki sıkışma, AÇÇ deki sıkışmadan daha yüksek ölçüldü. Kemik üzerindeki en düşük gerilme ve sıkışma PK modelinde görülürken, dış çekildiğinde gerilme ve sıkışmadaki artış en fazla P modelinde meydana geldi. Çekilen ve korunan modeller arasında, gerilme ve sıkışma değerleri en yüksek AÇ modellerinde ölçüldü, AÇÇ modeli hariç (Tablo 4.4., Grafik 4.13. – 4.14., Şekil 4.18. – 4.33.).

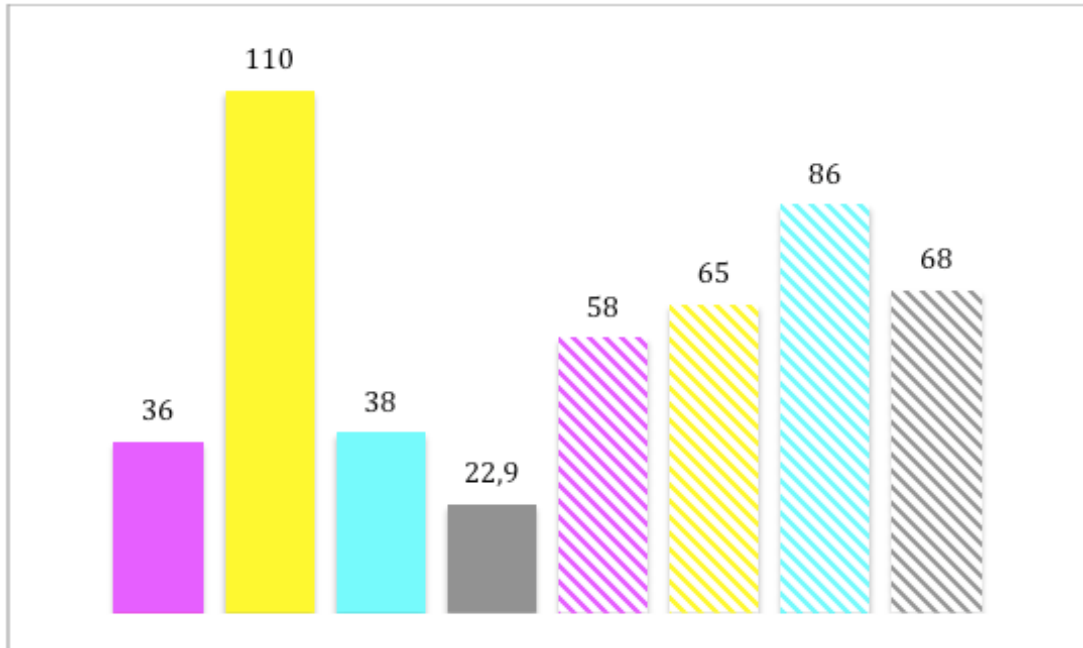
Tablo 4.4. Vida delikleri çevresindeki kemiklere gelen gerilme ve sıkışma gerilimleri

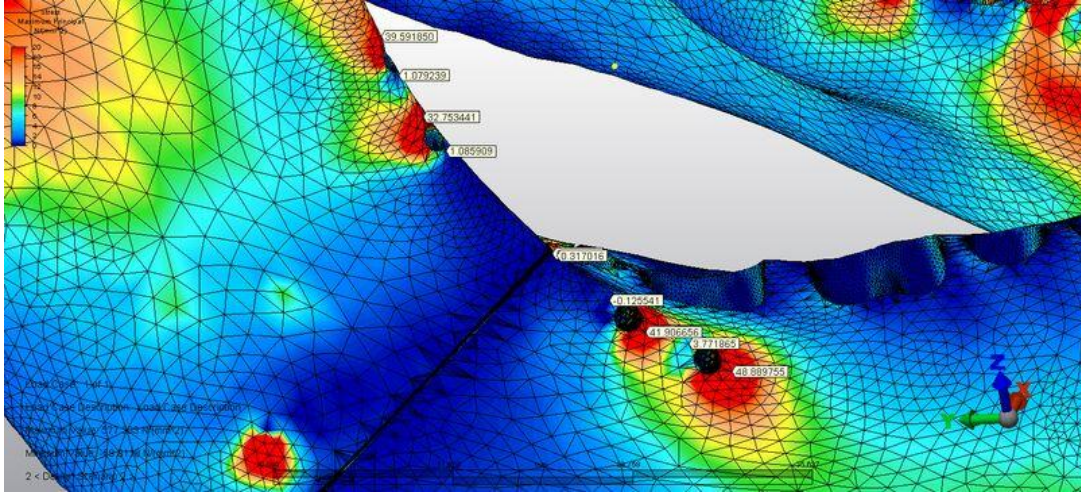
KEMİK GERİLİMİ (Mpa)		DİŞ KORUNAN				DİŞ ÇEKİLEN			
		ATK	AÇK	KK	PK	ATÇ	AÇÇ	KÇ	PÇ
Gerilme	En Yüksek	41	94	39	25,9	42	110	66	86
	En Düşük	0,1	1,16	1,6	0,15	0,4	3	1,6	0,3
Sıkışma	En Yüksek	-36	-110	-38	-22,9	-58	-65	-86	-68
	En Düşük	0,8	3,05	3,7	2,1	1,5	0,15	1,5	0,15

Grafik 4.13. Kemik üzerine gelen en yüksek gerilme değerleri

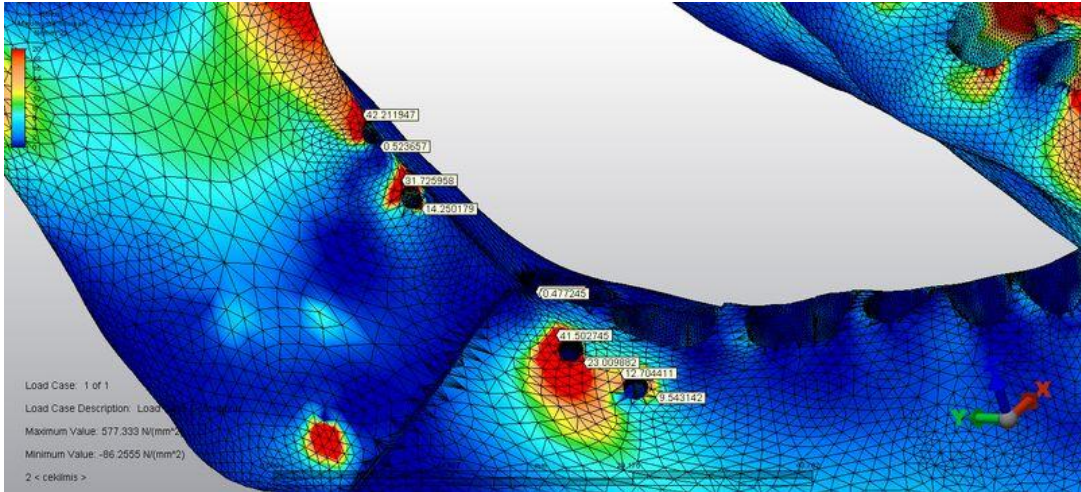


Grafik 4.14. Kemik üzerine gelen en yüksek sıkışma değerleri

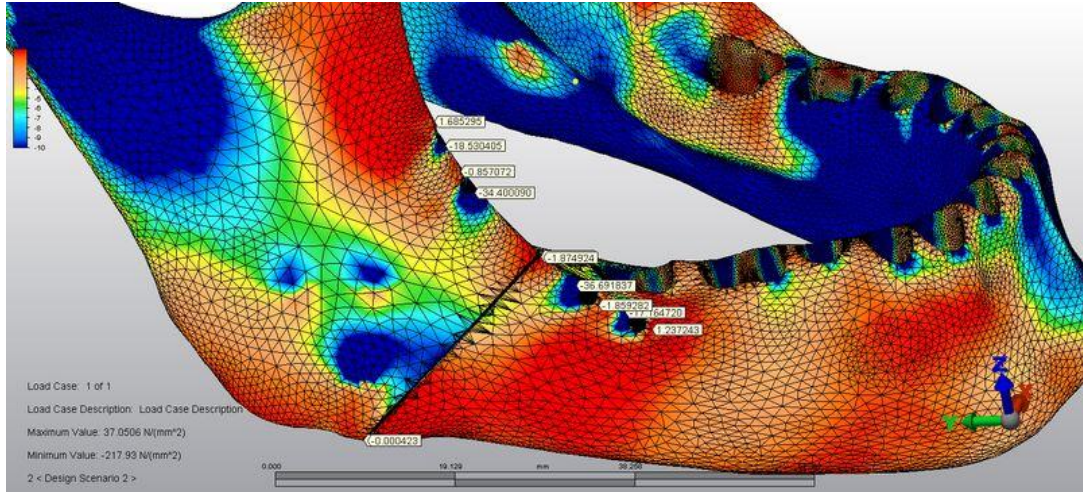




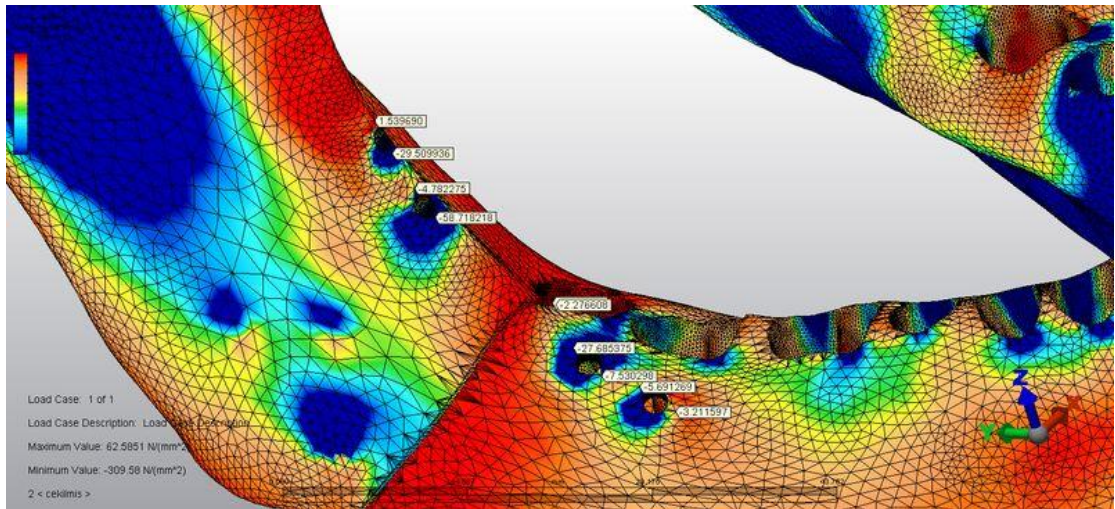
Şekil 4.18. ATK kemik üzeri gerilim (tension-maximum principal stress)



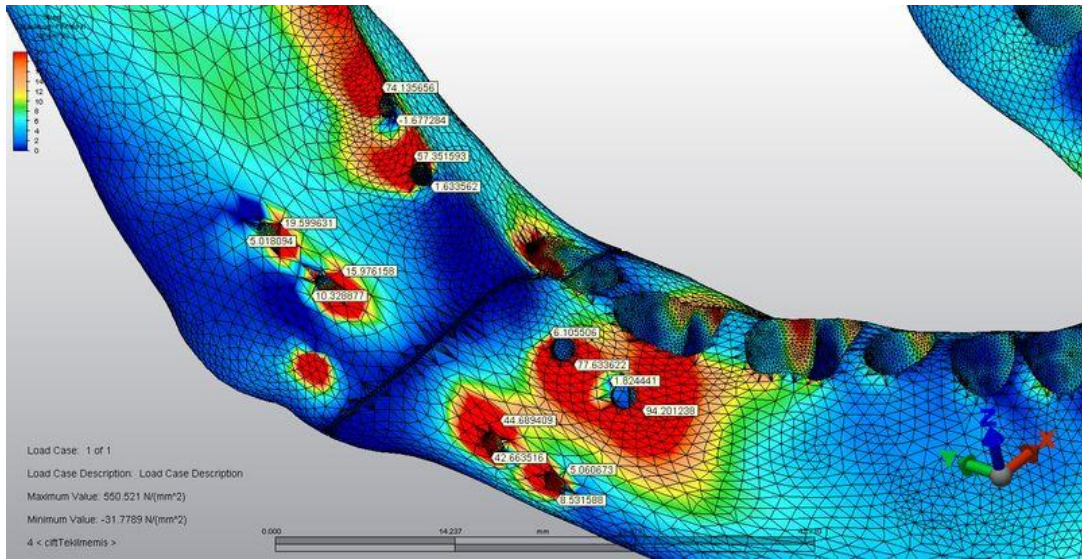
Şekil 4.19. ATÇ kemik üzeri gerilim (tension-maximum principal stress)



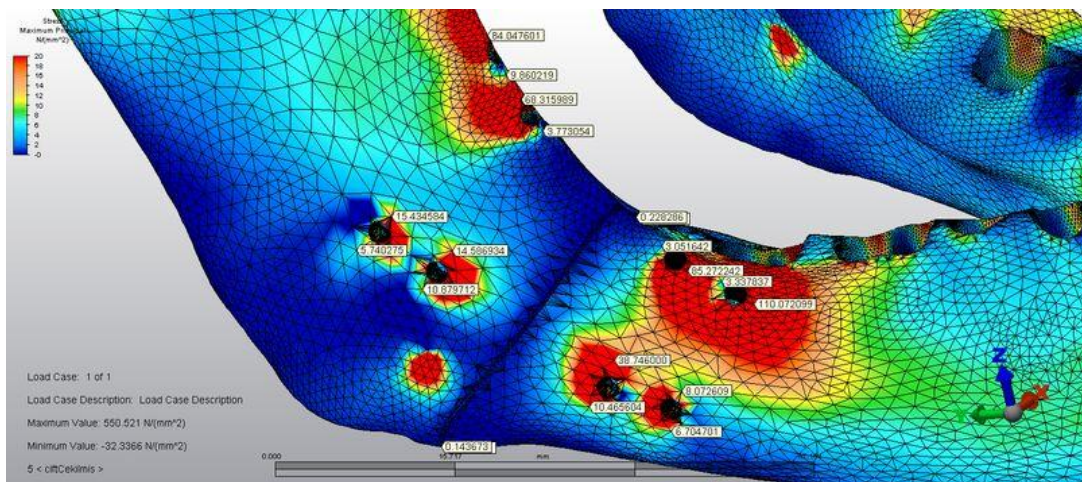
Şekil 4.20. ATK kemik üzeri sıkışma (compression-minimum principal stress)



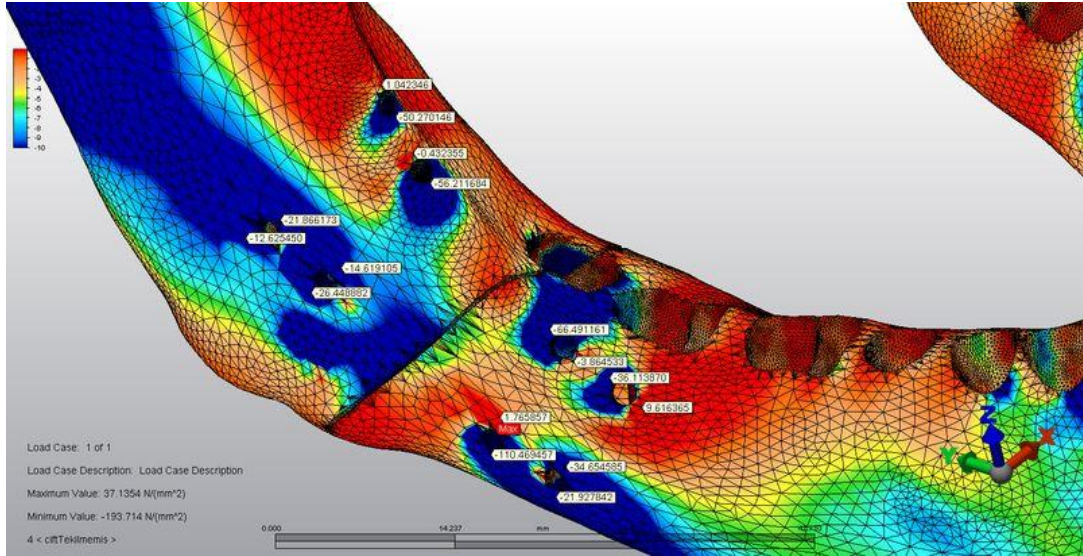
Şekil 4.21. ATÇ kemik üzeri sıkışma (compression-minimum principal stress)



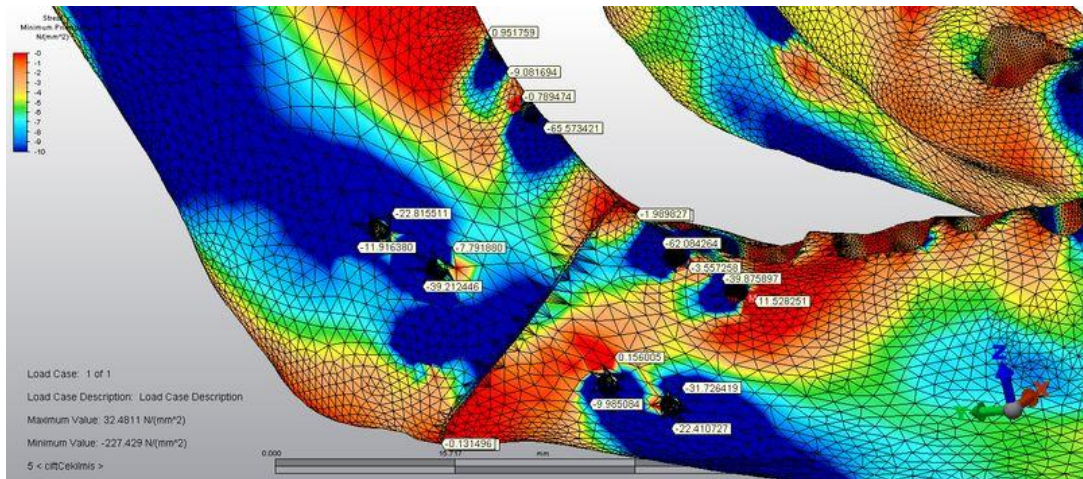
Şekil 4.22. AÇK kemik üzeri gerilim (tension-maximum principal stress)



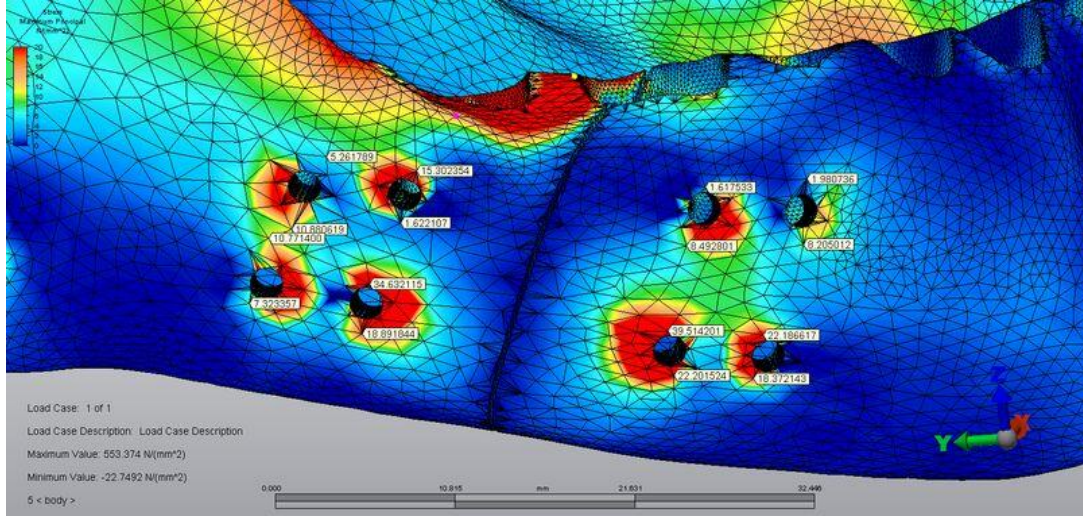
Şekil 4.23. AÇÇ kemik üzeri gerilim (tension-maximum principal stress)



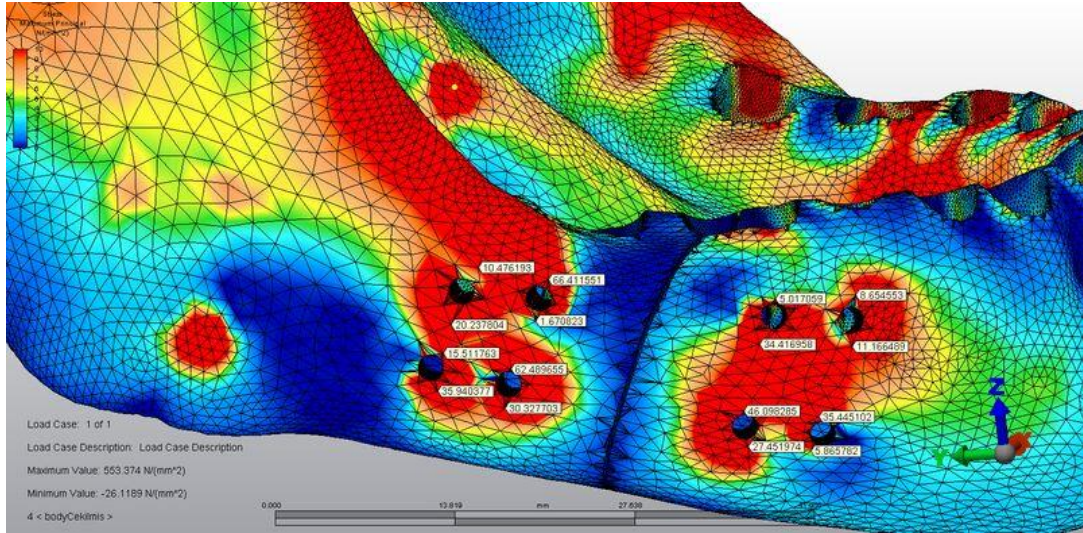
Şekil 4.24. AÇK kemik üzeri sıkışma (compression-minimum principal stress)



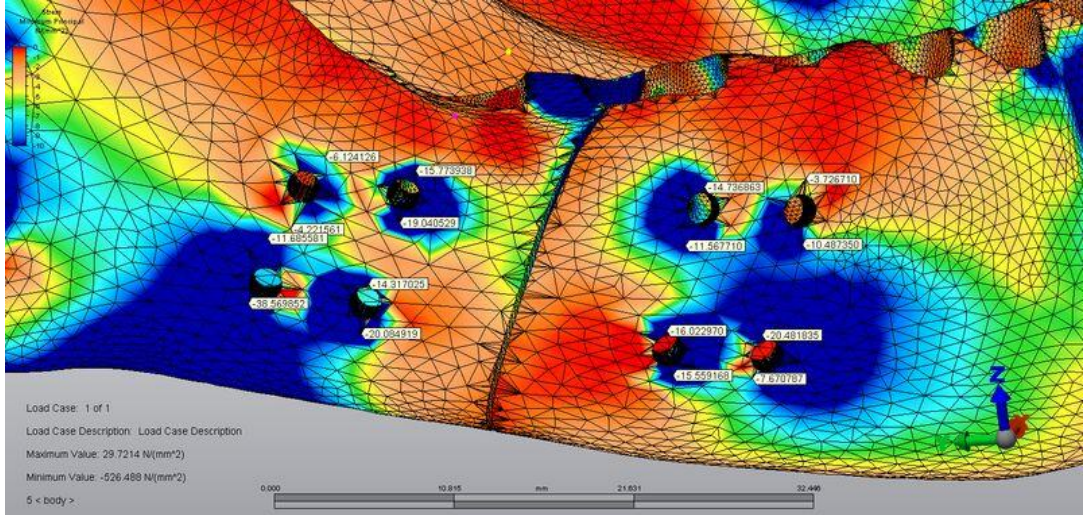
Şekil 4.25. AÇÇ kemik üzeri sıkışma (compression-minimum principal stress)



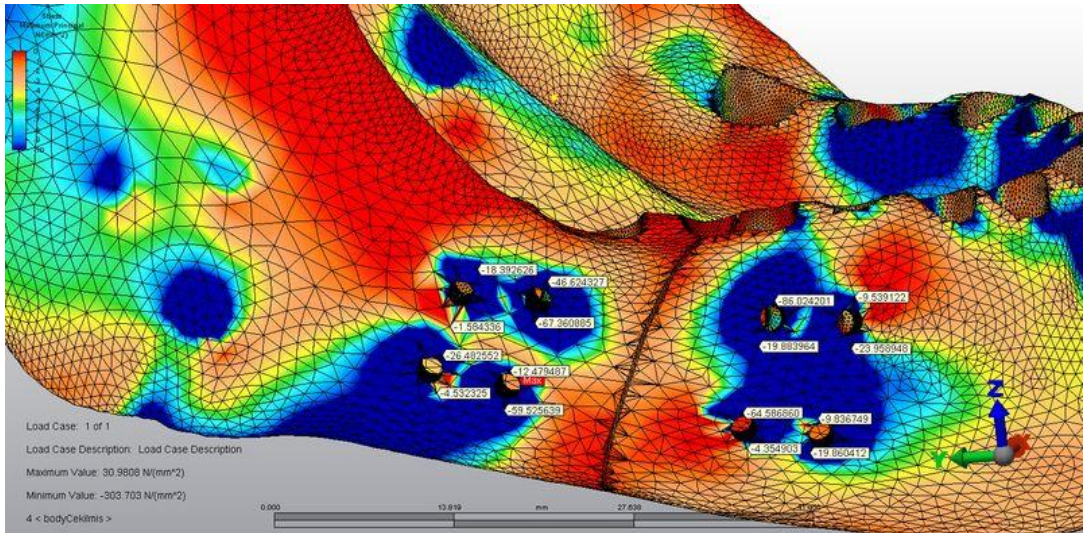
Şekil 4.26. KK kemik üzeri gerilim (tension-maximum principal stress)



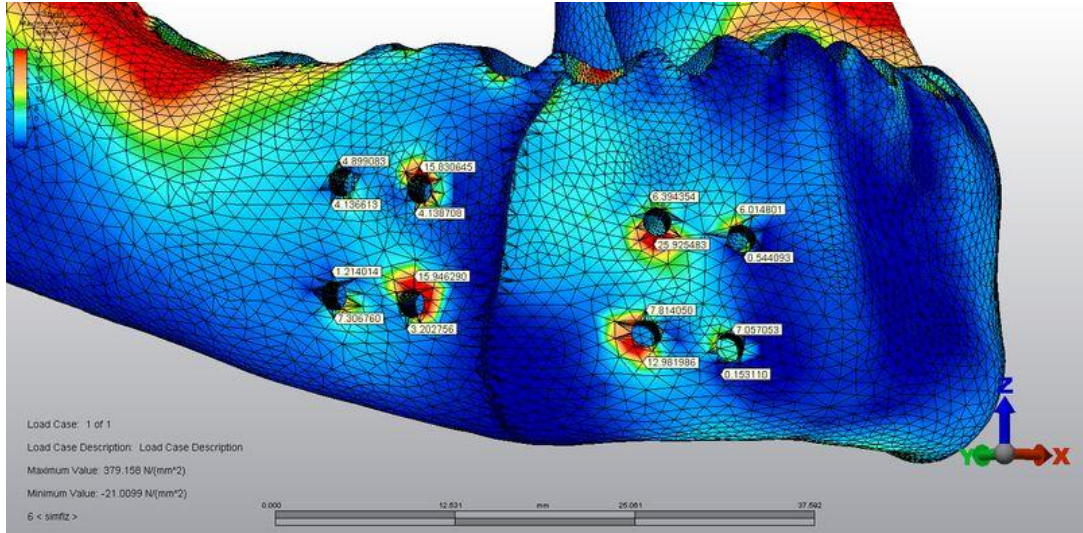
Şekil 4.27. KÇ kemik üzeri gerilim (tension-maximum principal stress)



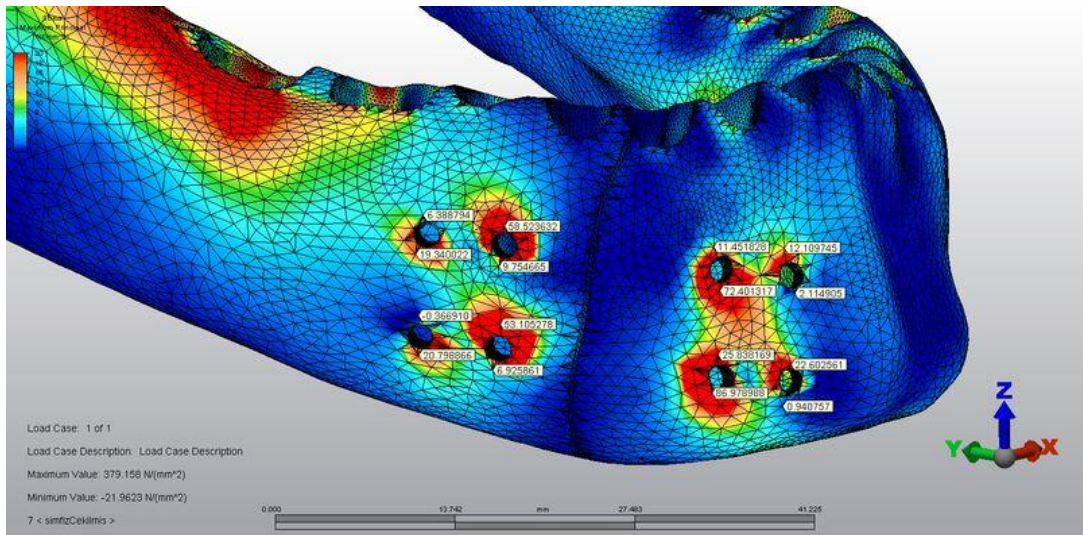
Şekil 4.28. KK kemik üzeri sıkışma (compression-minimum principal stress)



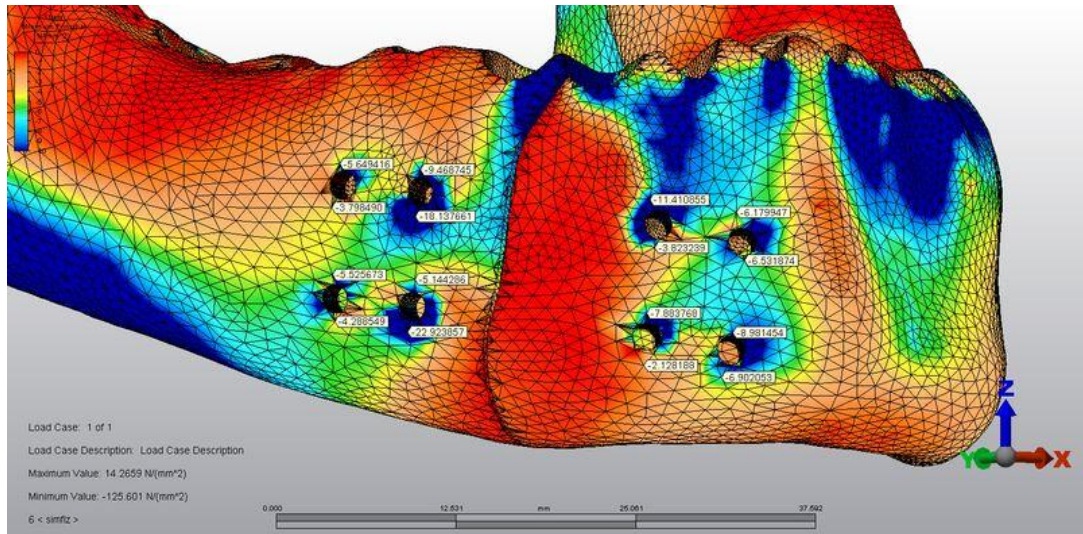
Şekil 4.29. KÇ kemik üzeri sıkışma (compression-minimum principal stress)



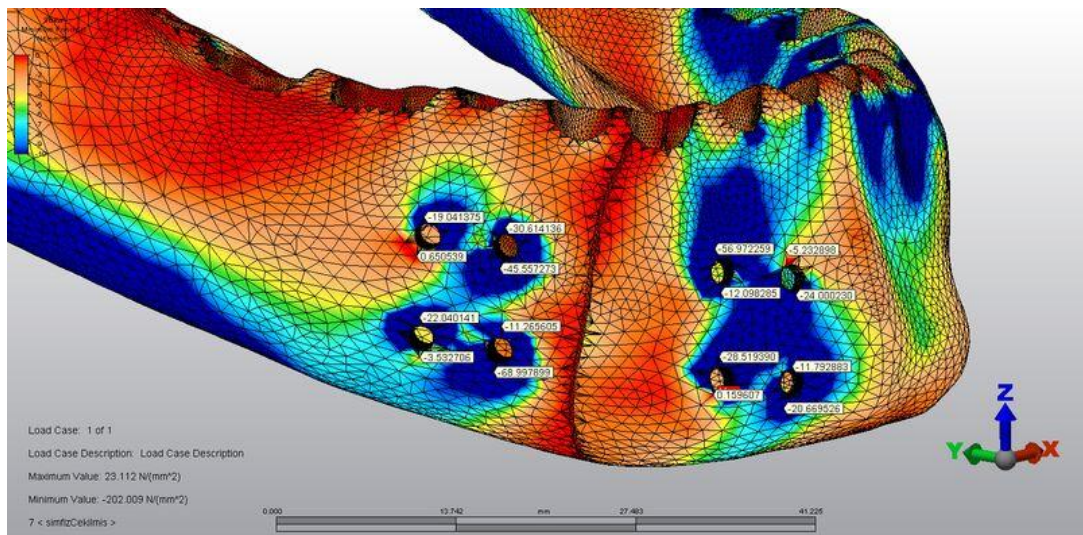
Şekil 4.30. PK kemik üzeri gerilim (tension-maximum principal stress)



Şekil 4.31. PÇ kemik üzeri gerilim (tension-maximum principal stress)



Şekil 4.32. PK kemik üzeri sıkışma (compression-minimum principal stress)



Şekil 4.33. PÇ kemik üzeri sıkışma (compression-minimum principal stress)

5. TARTIŞMA

Dişlerin varlığının, mandibula biyomekaniğini etkileyerek kırık riskini yaklaşık 2 kat arttırdığı ve kırık lokalizasyonunda belirleyici bir faktör olduğu bildirilmektedir [112]. Bu yargıya paralel olarak dişli bölgelerde kırık görülme riskinin arttığı gösterilmiştir [113, 114]. Bir diğer bakışla, mandibulada kırık olduğu durumda kırık hattının diş içerme ihtimali yükselmektedir [6]. Bu çalışma ile, mandibulada oluşan kırıkların çok büyük bir kısmının dişli alanda meydana geldiği göz önünde bulundurularak, kırık hattındaki dişin korunmasının veya çekilmesinin kırık biyomekaniğine etkisi incelenmek istenmiştir. Mandibula angulus, korpus ve parasimfiz bölgelerinde oluşturulan kırıklar üzerindeki gerilim dağılım paterni sonlu eleman analizi kullanılarak gösterilmeye çalışılmıştır.

Mandibula kırıklarının biyomekaniğinin daha iyi anlaşılması, daha iyi tedavi planlaması ve sonuçlarını beraberinde getirebilir [88, 115]. Mandibulanın biyomekanik davranışlarının değerlendirilmesi için etkin bir metod olarak düşünülen sonlu eleman analizi, literatürde birçok kez mandibula kırıklarının değerlendirilmesi için kullanılmıştır [115-120]. Bu tip analizler cerrahi tekniklerin geliştirilmesi ve yeni biyomateryallerin üretilmesi için yararlı olabilmektedir [108].

Sonlu eleman analiz tekniği fiziksel bir prototipin, hassas bir matematik modeli yaratılarak üzerinde çalışılabilmesine olanak sağlar. Bu uzaysal geometrik model birbirine düğümlerle bağlanan çok fazla sayıda sonlu elemana ayrılır. Sınır koşulları ve yükleme gerilimleri gibi faktörler bilindiğinde, her bir düğümdeki deformasyon ve gerilim hesaplanabilmekte ve karşılıklı bağlanmadan dolayı bütün yapıya etki eden yer değiştirme ve deformasyon verileri elde edilebilmektedir [88, 108]. Bu durum osteosentez materyalleri ve kırık hattında meydana gelen gerilimin anlaşılabilmesine ve hesaplanabilmesine yardımcı olmaktadır.

Canlı doku ve organlarda gerilim analizi yapmak oldukça zor bir işlemdir. Bu nedenle, gerilim analiz çalışmaları canlı malzemenin cansız bir modeli üzerinde yapılır. Mühendislikte karmaşık analitik sistemlerin çözümünde kullanılan sonlu eleman

analizi, diş hekimliğinde de her tür cisme ve karmaşık yapılara uygulanabilmesi, invaziv olmayan bir yöntem olması, bilgisayar ortamında üretilip defalarca tekrarlanabilmesi, kullanılan malzeme sayısının sınırlandırılmaması, gerilim dağılımlarının ve yer değiştirmelerin bir arada ve duyarlı olarak elde edilmesi, deneysel modelin kontrolü ve sınır koşullarının kolayca değiştirilebilmesi, malzemenin mekanik ve fiziksel özelliklerinin çok iyi yansıtılabilmesi gibi avantajları nedeni ile çalışmamızda tercih edilmiştir [121-123].

Gerilim analizlerindeki esas amaç, modelin gerçek organ, doku ve restoratif malzemeye mümkün olduğunca benzemesini ve fonksiyonel uygulamanın da gerçekte organizmada etkili olan kuvvetleri şiddet, yn ve tip olarak taklit edebilmesini sağlamaktır. Ancak bu koşullarda analiz sonuçları gerçeği yansıtır ve bilimsel olabilir. Ayrıca bu yöntem, risk faktörleriyle ilişkili bulguların, klinik deneyimlere dayandırılmadan, önceden belirlenmesine izin verir [124].

Mandibulanın fonksiyonu sırasında meydana gelen gerilim ve gerinimlerin yarattığı deformasyonları ölçmek için çeşitli teknikler kullanılmıştır. Sonlu eleman analizi dışında gerilim analizi için en sık kullanılan yöntemlerden olan fotoelastik kuvvet analizi yönteminin [97], kullanılan plastiğin mekanik özelliklerinin kemikten farklı olması, kırılğan vernik tekniği ile kuvvet analizi yönteminin [96] ise mandibulanın sadece yüzeyindeki gerilimlerin llmesine olanak tanınması gibi dezavantajları bulunmaktadır. Sonlu eleman analizi tekniği; kemiğin mekanik özelliklerinin taklit edilebilmesi ve kemiğin herhangi bir bölgesindeki gerilimin llebilmesine olanak sağlamasından dolayı daha çok kullanım alanına ulaşmıştır [72].

Diğer yöntemlere üstünlüklerinin ve kullanım alanının genişliğinin yanında, sonlu eleman analizi de bazı dezavantajlara sahiptir. Bu metodun uygulanabilmesi için ileri donanıma sahip bilgisayarlara, bilgisayar ve metod ile ilgili yazılım için maddi desteğe, analiz programlarının kullanılması için uzmanlara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu metodun güvenirliği; doğru bir temel teori kullanımı, uygun fiziksel ve deneysel verilerin sağlanması, doğru sonlu eleman veri seçimi, doğru sayısal giriş verilerinin

girilmesi ve uygun bilgisayar kodunun çalıştırılmasına bağlıdır. Bu faktörlerin bir arada yönetilememesi durumunda hatalı sonuçlara açık olma tehlikesi taşır. Sayıların çokluğundan dolayı, analiz sırasında koordinatların, eleman ve bağlantıların belirlenmesi sırasında çok dikkatli hareket edilmelidir [105].

Bu çalışmada kullanılan miniplak osteosentezi, günümüzde mandibula kırıklarının cerrahi tedavisinde standart yöntem olarak kabul edilmektedir [125]. Miniplak-monokortikal vida sistemlerinin kullanımı, stabil semi-rijit fiksasyonu sağladığı için bir çok durumda immobilizasyon ihtiyacını da ortadan kaldırmaktadır. Bununla birlikte stabil semi-rijit fiksasyon, stabil anatomik redüksyonu sağladığı gibi kırık fragmanlarının fonksiyona hızlı dönüşüne izin vererek post operatif yer değiştirme riskini de azaltmaktadır [88, 126, 127]. Altındaki kemiğe mükemmel adaptasyon gerektirmesi, okluzal ilişkilerde değişikliklere neden olabilmesi ve metal yorgunluğuna bağlı olarak plak kırıklarının görülmesi gibi nispeten daha küçük sorunlar miniplak-monokortikal vida sistemlerinin dezavantajları olarak gösterilmektedir [115].

Kırık parçalarının stabilitesi ve kırık parçaları arasında mümkün olan en dar boşluğun elde edilmesi, yaralanma bölgesindeki uygun sert ve yumuşak doku iyileşmesi için temel faktördür. Kırık parçaları arasındaki boşluğun arttığı durumlar ile kırık fragmanlarında görülen hareket, enfeksiyonlara ve iyileşme bozukluklarına neden olabilmektedir [128]. Eğer internal fiksasyon için kullanılan plaklara gelen gerilimler göz önünde bulundurulmadan, bu plaklar uygulanacak olursa cerrahi sonrası iyileşme bozukluğu riski artmaktadır [129]. Kırık tedavisinin planlama safhasında plak için en iyi pozisyonun tanımlanması, plağın tipinin ve materyalinin seçilmesi önem taşımaktadır [128]. Kırığı stabilize eden en etkili fiksasyon modeli, mandibulada en az mekanik gerilim yaratan yaklaşım olarak düşünülmektedir [115]. Bu çalışmada mandibulada oluşturulan kırıkların tedavisinde kullanılan osteosentez materyallerinin ve kırık fragmanlarının biyomekanik davranışlarını en sınır şartlarda değerlendirilmek hedeflendiği için tüm modellerde kırık hattı kötü kırığı [4] taklit edecek şekilde tasarlanmıştır. Kas çekişlerinin etkisiyle ayrılmaya meyilli olan bu kötü

kırıkların fiksasyonunda, angulus, korpus ve parasimfiz bölgelerinde çift plak kullanılmış olup [19], ayrıca uygulama kolaylığı ve yaygın kullanımı nedeniyle angulus bölgesinde ideal osteosentez hattı üzerine konulan tek plak da değerlendirmeye alınmıştır [20].

Angulus kırığı tek plak modellerinde; kırık fragmanları arasındaki yer değiştirme, plak üzerine gelen von Mises Gerilimi, vidalar üzerine gelen von Mises Gerilimleri ve kemik üzerindeki sıkışma/gerilme kuvvetleri dışın korunduğu modelde daha az ölçülmüştür.

Angulus kırığı çift plak modellerinde; kırık fragmanları arasındaki yer değiştirme, plaklar üzerine gelen von Mises Gerilimleri ve vidalar üzerine gelen von Mises Gerilimleri kırık hattındaki dışın korunduğu modelde daha az ölçülmüştür. Buna karşılık kemik üzerindeki gerilim AÇÇ modelinde daha fazla iken, sıkışma AÇK modelinde daha fazla izlenmiştir.

Kırık redüksiyonu ve fiksasyonundan sonra kırık parçaları arasındaki boşluğun mümkün olduğunca küçük olması kemik iyileşmesini olumlu yönde etkilemektedir [130]. Bütün modeller arasında fragmanlar arası yer değiştirme en çok ATÇ modelinde görülmüş olup, çekilen ve korunan modeller arasındaki yer değiştirme farkı en çok AT modellerinde görülmüştür. Çalışmamızda, angulus kırığının fiksasyonu için ister tek, ister çift plak kullanılsın, kırık hattındaki dışın korunduğu durumlarda kırık fragmanları arasındaki boşluğun eşit ve direk (primer) kontak kemik iyileşmesi için gerekli olduğu varsayılan 0,15 milimetrenin altında [65, 67-69, 84, 88, 116] olduğu verileri elde edilmiştir. Buna karşılık kırık hattındaki dışın çekildiği modellerden, AÇÇ modelindeki kırık fragmanları arasındaki boşluk direk (primer) boşluk iyileşmesi için gerekliliği olduğu varsayılan 1 mm nin altında [69] ölçülürken, hem angulus modelleri hem de çalışmadaki diğer bütün modeller arasında sadece ATÇ modelinde primer iyileşme için gerekli olduğu varsayılan sınırın ötesinde veriler elde edilmiştir.

Osteosentez materyalleri üzerine gelen yük ne kadar azalır, kırık fragmanlarının stabilitesinin o kadar arttığı düşünülmektedir [128]. Bütün plaklar

arasında ve sadece üst plaklar arasında en fazla plak üstü gerilim ATÇ modelinde ölçülmüştür. ATK modelinde plak üzerindeki gerilim plağın merkezinde yoğunlaşırken, ATÇ modelinde yine merkezde daha fazla olmak üzere daha geniş bir alanda yoğunlaşmıştır. AÇK ve AÇÇ modellerinin her ikisinde de üst plağa gelen gerilimler daha fazla olup, dişin çekilmesinden de, üst plak alt plağa göre daha fazla etkilenmiştir. Atik ve arkadaşlarının sagittal split osteotomisinin fiksasyon yöntemlerini karşılaştırdığı çalışmasında, osteotominin fiksasyonu için angulus bölgesindeki sagittal kesiye yerleştirilen 2 plaktan, üst plağın alt plağa göre angulus üst kenarında meydana gelen gerilme kuvvetlerinin sonucu olarak daha fazla yüke maruz kaldığını gösterdikleri bulguları [131], bizim verilerimizi destekler niteliktedir . Çalışmamızda, angulus kırığının fiksasyonu için ister tek, ister çift plak kullanılsın, kırık hattındaki dişin korunduğu durumlarda, plaklara gelen ortalama yükler hemen hemen aynı olsa da, kırık hattındaki diş çekildiği modellerden, AÇÇ modelinin ortalaması, ATÇ'ye göre daha az hesaplanmıştır. Bu çalışmanın verilerine göre, kırık hattındaki diş korunacaksa, angulus bölgesinde çift plak kullanmak, plak üzerine gelen gerilim açısından bir fayda sağlamazken; diş çekildiğinde üst plağa gelen yükün paylaşılmasına yardımcı olmaktadır. Yapılan güncel biyomekanik çalışmalar bizim çalışmamızı destekler nitelikte angulus kırıklarında çift plak kullanımının [132] tek plak kullanımına göre, osteosentez materyelleri üzerinde daha az von Mises Gerilimine neden olup, tedavi başarı oranını arttırabileceğini önermişlerdir [113]. Literatürde, mümkün olan en uzak aralıkla, hem süperior hem inferiorda pozisyonlandırılmak üzere kırık hattının 2 plak ile biraraya getirilmesi dönme momentlerini önlemede diğer çözümlerin üzerinde çok daha stabil bir çözüm sağladığı gösterilmiştir. Çünkü 2 nokta fiksasyonu sağlayan 2 plak sisteminin, kırık hattı üzerindeki kuvvetleri nötralize edebildiği ve daha iyi bir stabilite sağladığı düşünülmektedir [88]. Ayrıca angulus kırıklarında kullanılan inferior plağın fonksiyonunun üst plağın karşıladığı yüksek bükülme hareketlerine engel olmaya destek olduğu savunulmaktadır [68].

Bu çalışmadaki sonuçlara paralel olarak; Trivellato ve arkadaşları mandibula kırıklarının tedavisinde inferior sınırın devamlılığına baktıkları biyomekanik çalışmalarında, Champy ve arkadaşları tarafından tanımlanan teknikte yapılan tek

plak fiksasyonunun, kötü kırık olarak tasarlanan kırıklarda başarısız olduğunu göstermişlerdir [133]. Goulart ve arkadaşları tarafından yapılan ve yine kötü kırık olarak tasarlanan angulus kırıkları üzerinde yapılan başka bir biyomekanik çalışmada ise iki plak kullanımının kompleks mandibula kırıkları için daha iyi bir mekanik direnç sağlayacağı savunulmuştur [134].

Bununla birlikte Seemann ve arkadaşları [135], yaptıkları klinik çalışmada çift plak kullanımının tek plak kullanıma karşı bir avantaj sağlamadığını, bilakis komplikasyon riskini arttırabileceğini savunmaktadır. Bu çalışmalarda, daha fazla plağı sabitlemek için kullanılan daha fazla sayıda vidanın diş köklerine ve anatomik dokulara zarar gelme ihtimalini yükselttiği ileri sürülmüştür. Bu görüşe karşı olarak, Arbağ ve arkadaşları, daha çok vida kullanmanın veya plağın uzunluğunu arttırmanın osteosentez materyalleri üzerine gelen gerilimin dağılmasına yardım edeceğini göstermişlerdir. Gerilimin dağılımının, sistemin rijiditesini arttıracaklarını, bunun daha rijit bir plak veya ikinci plak uygulaması ile sağlanabileceğini iddia etmişlerdir [128]. Bizim çalışmamızda da literatürü destekler nitelikte angulus kırığının iki plak ile sabitlendiği modellerde, tek plak ile sabitlendiği modellere kıyasla, vidalar üzerine gelen en yüksek von Mises değerinin en düşük von Mises Gerilim değerine oranının azaldığı, gerilimin vidalarda daha homojen dağıldığı ve bütün modeller arasında vidalar üzerine gelen ortalama von Mises Geriliminin en fazla ATÇ modelinde ölçüldüğü bulguları elde edilmiştir. Yine önceki çalışmalarla örtüşür şekilde, kırık hattına yakın vidalar bütün angulus modellerinde en fazla yüke maruz kalmışlardır [128, 134].

Plaklar üzerine gelen gerilimler, kırık hattının fiksasyonunda kullanılan plak sayısının yanında, plağa verilen şekilden de etkilenmektedir. Martola ve arkadaşları [136], plak kırıkları için temel prensibin, cerrahi sırasında plağın bükülmesinden kaynaklı rezidüel gerilimin kırılma yüklenmesindeki ortalama gerilime etki etmesi ile alakalı olabileceğini belirtmişlerdir. Yi ve arkadaşları [137] rekonstrüksiyon plakları ile yaptıkları çalışmalarında, operasyondan 1-2 yıl sonra plakların kırıldığını ve bunun en çok angulus bölgesinde olduğunu göstermişlerdir. Bizim çalışmamızda da angulus

kırığının fiksasyon modellerinde özellikle üst plaklara gelen gerilimlerin diğer bölgelerden fazla olmasının nedenlerinden birinin de bu plağa verilen fazla bükümden kaynaklı olabileceği düşünülmektedir.

Miniplak ve monokortikal vidalarda kullanılan titanyum alaşımların eğilme dayanımı yaklaşık 880 MPa civarındadır. Fiksasyon ünitesindeki von Mises Gerilmi bu değeri geçerse gerilmin arttığı alanlarda kalıcı bükülme beklenmektedir [138]. Yapılmış olan bu çalışmada, angulus kırıklarının hepsinde bütün vidalar üzerine gelen gerilimler bu değer altında ölçülürken, bütün plaklara gelen değerler bu değer üzerinde ölçülmüştür.

Bütün modeller arasında, AÇÇ'deki sıkışma hariç, kemik üzerindeki gerilme ve sıkışma değerleri en yüksek AÇ modellerinde ölçüldü. Angulus kırığı modellerinde, çalışmamız 2 plak kullanımının osteosentez materyalleri üzerinde daha az gerilime fakat kemik üzerinde daha çok sıkışma-gerilme kuvvetlerine neden olduğunu göstermiştir. Bizim sonuçlarımızla paralel şekilde, Albougha ve arkadaşları da, aynı kırık hattı üzerinde tek plak yerine iki plak kullanıldığında kortikal kemikte daha fazla gerinim oluştuğunu göstermişlerdir [138]. Yine benzer olarak, Kimura ve arkadaşlarının yaptığı tek plak ve çift plak ile yapılan kırık osteosentezinin değerlendirildiği biyomekanik çalışmada 2 plağın daha iyi bir stabilite sağladığı fakat kemikte daha çok gerilime yol açtığı gösterilmiştir. Bu fenomeni çiğneme yüklerinin vektörü ve inferior vidaların arasındaki ilişki ile açıklamaya çalışmışlardır [115]. Öte yandan Yi ve arkadaşları [137] ise osteosentez materyalleri üzerindeki gerilim dağılımının düzeninin, plağın her iki tarafında 2,3 veya 4 vida kullanılarak yapıldığında benzer fakat vida delikleri kenarındaki kemikteki maksimum gerilim değerlerinin, kullanılan vida sayısı ile ters orantılı çıktığını göstermişleridir. Bununla birlikte, vidalar çevresindeki kemiğin rezorpsiyonu ve doğurduğu komplikasyonlar, plak-vida hasarından daha ciddi bir durum olarak düşünülmektedir [130].

Bütün mandibula kırıkları arasında angulus kırıkları en fazla post operatif komplikasyon oranına sahip olarak gözlemlenmiştir [139, 140]. Çalışmamızda, diş çekimli modellerde meydana gelen stabilite kaybı ve fragmanlar arası boşluk, diğer

dişli bölgelerde oluşturulan kırık modellerine göre daha fazla çıkmıştır. Bu durumun, dört temel çığneme kasından ikisinin direk olarak kırığın meydana geldiği alana yapışması ve neden oldukları güçlü kas çekilşi ile ilgili olabileceği şeklinde yorumlanmıştır. Bu kaslar angulusa medialden yapışan medial pterigoid kas ve lateralden yapışan maseter kasıdır [12].

Angulus kırıklarının tedavisi çelişkili bir konudur. Özellikle vertikal veya horizontal olarak iyi veya kötü kırık olduğundaki tedavi edilme kriterleri çok iyi tanımlanamamıştır. Champy ve arkadaşlarının tanımladığı ideal osteosentez hatları solid bir model sonuçlarını yansıtmakta olup [20], dişin çekildiği biyomekanik durumlarda nasıl davrandığını değerlendiren çok sayıda çalışma bulunamamıştır [113].

Korpus kırığı modellerinde; kırık fragmanları arasındaki yer değiştirme, plaklar üzerine gelen von Mises Gerilimleri, vidalar üzerine gelen von Mises Gerilimleri ve kemik üzerindeki sıkışma/gerilme kuvvetleri kırık hattındaki dişin korunduğu modelde, çekildiği modele göre daha az ölçülmüştür.

Korpus kırığı modellerinde, kırık fragmanları arasındaki yer değiştirme KK modelinde direkt kontak kemik iyileşmesi için gerekli olduğu varsayılan 0,15 mm'nin altında [65, 67-69, 84, 88, 116], KÇ modelinde ise direkt boşluk kemik iyileşmesi için gerekli olduğu varsayılan 1 mm'nin [69] altında olduğu gözlenmiştir. Kırık hattındaki dişin çekimi üst plağın üzerine gelen gerilimi yaklaşık 2 kat arttırırken, alt plak hemen hemen aynı gerilime maruz kalmıştır. Diğer bütün modellerden farklı olarak, K modellerinde hem üst hem alt plaklarda, plağın proksimaline gelen gerilimler diğer bölgelere göre daha yüksek çıkmıştır Öte yandan hem dişin korunduğu hem çekildiği modelde alt plak üst plağa göre daha fazla gerilimlere maruz kalmıştır. Korpus kırıkları bizim çalışmamızda olduğu gibi, özellikle kötü kırık şeklinde vuku bulduklarında proksimalden ve distalden farklı momentlerle karşılaşp, gerilme ve sıkışmanın yanında, bükülme, dönme ve makaslama kuvvetlerine de maruz kalırlar [89]. Üst kenarında ayrılmaya meyilliyken, anteriora doğru gidildikçe dönmenin de etkisiyle alt kenarda da mediolateral ayrılmalar oluşmaya başlamaktadır [8]. Çalışmamızda

plakların kuvvetlere verdiği cevap bu şekilde yorumlanmıştır. KK ve KÇ modellerinin her ikisinde de bütün vidalar üzerine gelen gerilimler titanyum alaşımların eğilme dayanımının [138] altında ölçülürken, bütün plaklara gelen değerler bu değer üzerinde ölçülmüştür.

Parasimfiz kırığı modellerinde; kırık fragmanları arasındaki yer değiştirme, plaklar üzerine gelen von Mises Gerilimleri, vidalar üzerine gelen von Mises Gerilimleri ve kemik üzerindeki sıkışma/gerilme kuvvetleri kırık hattındaki dişin korunduğu modelde, dişin çekildiği modele göre daha az ölçülmüştür.

Parasimfiz kırığı modellerinde, kırık fragmanları arasındaki yer değiştirme PK modelinde direkt kontak kemik iyileşmesi için gerekli olduğu varsayılan 0,15 mm'nin altında [65, 67-69, 84, 88, 116], PÇ modelinde ise direkt boşluk kemik iyileşmesi için gerekli olduğu varsayılan 1 mm'nin altında [69] ölçülmüştür.

Parasimfiz kırığı modellerinde, kırık hattındaki dişin hem korunduğu hem çekildiği modelde alt plak üst plağa göre daha fazla gerilime maruz kalmıştır. Hatta PÇ modelinde alt plağa gelen yük diğer bütün alt plaklardan fazla ölçülmüştür. Kötü kırık olarak oluşturulan bu parasimfiz kırığı, kas çekişlerinin etkisi, mandibulanın şekli ve kırığın doğasından kaynaklanan biyomekanik durumlardan dolayı, kırık üst kenarında sıkışma, alt kenarında gerilme ve sagittal düzlemde dönme momentlerine maruz kalmaktadır [71]. Alt plağa gelen daha fazla gerilmelerin kırık hattına etki eden bu momentlerle ilişkili olabileceği düşünülmüştür. Bizim bu verilerimizle örtüşecek şekilde simfiz bölgesinde meydana gelen kırıkların fiksasyonu üzerinde sonlu eleman çalışması yapan Wang ve arkadaşları [111], bu bölgede tek plak fiksasyonun yeterli olmayacağını ve alt kenara yerleştirilen ikinci plağın elzem olduğunu vurgulamışlardır. Bununla birlikte, Akiko ve arkadaşları [115] ise bu ikinci plağın ilk plağa paralel yerleştirilmesinden, mandibula basis'sinin altından, alt kenar boyunca ilk plağa dik yerleştirilmesinin daha iyi biyomekanik sonuçlar verdiğini savunmuşlardır. Kırık hattındaki dişin çekilmesi üst plağın üzerine gelen gerilimi yaklaşık 4 kat, alt plağa gelen gerilimi ise 3 kat artmıştır. Bütün bölgeler arasında vidalar üzerine gelen en dengesiz ve en az gerilim değerleri parasimfiz modellerinde ölçülmüştür. PK ve PÇ

modellerinin her ikisinde de bütün vidalar üzerine gelen gerilimler titanyum alaşımların eğilme dayanımın [138] altında ölçülmüştür. Bütün modeller arasında sadece PK modelinin plaklarına gelen gerilimler titanyum alaşımın eğilme dayanımın altında ölçülmüş PÇ modelindeki plaklarda yine bu değerin üzerinde ölçülmüştür. Plak, vida ve kemik üzerine gelen gerilimler açısından, bütün modeller arasında dişin çekildiği model ile korunduğu model kendi içinde karşılaştırıldığında, , diş çekiminden en çok etkilenen parasimfiz modeli olmuştur.

Mandibulanın diğer bölgelerdeki kırıklarının tedavisinde miniplak-monokortikal vida sistemlerinin kullanımı ile ilgili çok sayıda çalışma bulunmasına karşılık [116], simfiz bölgesi kırıkları ile ilgili çalışmaların sayısı görece daha azdır. Bu durum simfiz kırıklarının lokasyonu sebebiyle, ulaşım, redüksiyon ve sabitleme pratiğinin daha basit olmasından kaynaklanabilir.

Geçmişten günümüze literatürde yapılan invivo çalışmalar, mandibulanın dişli bölgelerinde meydana gelen kırıklarında, kırık hattındaki dişin korunmasının veya çekilmesinin ikilem olduğunu göstermiştir. Miniplak-monokortikal vida sistemlerinin kullanılmasından önceki dönemlerde kırık hattındaki dişin profilaktik amaçlı çekimi daha kuvvetle önerilmekteyken [141, 142], miniplak sistemleri ve antibiyotik kullanımının yaygınlaşmasından sonra, kırık hattındaki dişlerin korunması daha tercih edilen bir yaklaşım haline gelmiştir [143-145].

Kumar [6], Chrcanovic [143], Rai [144], Kamboozia [145], Hammond [113], Schneider [146], Kahnberg [147] ve Gooday [148];invio veya literatür taraması şeklinde yaptıkları çalışmalarında dişin kesin çekim endikasyonu yoksa, kırık hattındaki dişlerin korunmaya çalışılması gerekliliğini savunmuşlardır. Bu çekim endikasyonlarını; kırık ve ekspoz kökler, aşırı periodontal harabiyet, dişte dislokasyon veya subluksasyon, periapikal enfeksiyon, akut perikoronitis, enfekte kırık hattı, major yapılarda yaralanma, dişin kırık hattının redüksiyonuna engel teşkil etmesi ve kötü sistemik durum olarak belirlemeye çalışmışlardır. Bu kesin endikasyonlar dışında, prognozu şüpheye düşürmeyecek şekilde mümkün olduğunca dişin korunmasının, redüksiyona ve okluzyona katkıda bulunacağı, iyileşmeyi

engellemekten ziyade fayda getireceği ve kırıklarının tedavisinde profilaktik olarak antibiyotik kullanılmasının, enfeksiyon riskini azaltacağını savunmuşlardır [143, 146, 147, 149]. Bununla birlikte kırık hattıda korunan dişin klinik ve radyografik olarak en az 1 yıl takip edildikten sonra gerekirse endodontik tedavi yapılması gerekliliği de vurgulanmıştır [6, 143, 144].

Öte yandan; Samson [60] kırık oluşumun üzerinden 3 günden fazla geçmesine rağmen tedavi edilmemiş ve vitalite testine negatif yanıt veren dişlerin enfeksiyondan korunmak için çekilmesi gerektiğini, Snall [150] kırık hattındaki dişin damar sinir iletiminin kolapsa uğrayacağından dolayı pulpa nekrozunun çok sık görülüp bu dişin potansiyel bir enfeksiyon odağı olacağını ve Roed [151] kırık hattındaki diş korunduğu takdirde % 3 – 11 arasında kök rezorpsiyonu olduğunu, kırık hattındaki dişlerin 48 saat içinde tedavi edilmediği ve kırık hattının dişin apikalden geçtiği durumlarda dişlerin %25'nin nekroz olduğunu savunmuşlardır. Bununla birlikte; Hammond [113] kesin çekim endikasyonları dışında, fonksiyon kaybı, şüpheli çürükler ve okluzyonda çatışmalara neden olma gibi durumlarda diş çekimlerinin elektif olarak düşünülebileceğini görüşünde bulunmuştur. Shankar [152] kırık hattında diş varlığı ile kırığın bileşik kırık olacağı, açılmış olan periodontal ligamen ile ağız içi enfeksiyonun ve mikrobiyal floranın kırık hattına ve derin dokulara taşınacağı ve bu durumun iyileşmeyi bozacağı görüşündedir. Reyneke [153] ise kırık hattında diş bırakılmasının fiksasyon materyellerinin uygulanmasına engel olabileceğini ve kırık hattındaki dişin çekiminin düşünülmesi gerektiğini savunmuştur.

Literatürde, kırık hattındaki dişlerin korunması veya çekilmesi kararının verilmesinden sonra bu durumun doğuracağı muhtemel komplikasyonlar konusunda da bir fikir birliği bulunmamaktadır.

Ulbrich [154] ve Bobrowski [155] kırık hattındaki asemptomatik dişin korunmasının veya çekilmesinin komplikasyon sayısı açısından istatistiksel olarak bir fark yaratmadığı savını ortaya atmışlardır.

McNamara [156], Neal [157], Baykul [158] ve Gerbino [159]ise; fiksasyon sırasında dişi çekilen hastalarda çekilmeyenlere göre daha yüksek komplikasyon oranlarının görüldüğünü savunmuşlardır. Rahpeyma ve arkadaşları, parasimfiz/simfiz bölgesindeki kırıkları inceledikleri çalışmada, miniplak-monokortikal vidalar ile açık redüksiyon internal fiksasyon uygulansa dahi, kırık hattındaki diş çekildiği takdirde kemikte eskiden dişin yerleştiği boşluğun sıklıkla kaybedildiğini, maksilla ile mandibula diş orta hatlarının çakışmadığını ve asimetri ile fasiyal estetik problemlerin ortaya çıktığını bildirmişlerdir [3]. Rai ve arkadaşları özellikle kırık hattı içindeki gömülü dişlerin çekimi sırasında kemik kontaklarının ve kırık devamlılığının kaybolabileceğini, bu durumun kemik iyileşmesini riske atabileceğini belirtmişlerdir [144]. McNamara ve arkadaşları tarafından kırık hattındaki gömülü dişler ile ilgili yapılan başka bir çalışmada ise; dişin çekimi ile prosedürün daha uzun süreceği, kırık fragmanlarının daha fazla hareket edeceği, daha fazla ödem meydana geleceği ve alveoler inferior sinir hasarlanmasına bağlı his kaybının görülme insidansında artış olacağı iddia edilmiştir [156]. Kırık hattındaki dişin korunmasının veya çekilmesinin etkilerini 566 hasta verisi üzerinden değerlendiren Hammond ve arkadaşları, dişin korunduğu bütün olgularda kemik iyileşmesinin gözlendiğini, kırık hattındaki dişin çekildiği bazı olgularda enfeksiyon oranının artmasına bağlı hastaların tekrar opere edilmek zorunda kalındığını bildirmişlerdir [113]. Bundan başka, kırık hattındaki dişi çekilen hastalarda %24,3 oranında komplikasyon görülmüşken, korunan hastalarda %14,9 oranında komplikasyon görüldüğünü rapor etmişlerdir.

Ellis [160], Zanakis [161], de Amaratuga [162] ve Malanchuk [163], kırık hattındaki diş korunduğu takdirde postoperatif komplikasyon açısından artmış bir risk olacağını savunmuşlardır. Bu komplikasyonlar; hipersensitivite, renk değişikliği [164], periodontal boşluğun ankilozu veya obliterasyonu, kök rezorpsiyonu ve buna bağlı olarak dişin lüksasyonu, alveolun veya kökün fraktürü [147] olarak sayılabilmektedir. Macan ve arkadaşları, kırık hattındaki dişin kaderinin genellikle pulpa nekrozu, marjinal kemik rezorpsiyonu ve kemik ceplerinin oluşması ile sonlandığını savunmaktadırlar. Kemik fragmanlarının erken redüksiyonunun ve fragman dislokasyonunun dişin reinervasyonu üzerinde etkisi olmadığını, kırık hattı dişin

apeksini içerdiğinde pulpa nekrozu riskinin arttığını iddia etmişlerdir [165].

Kamboozia ve Schaffer ise diş içeren mandibula kırıklarını inceledikleri çalışmalarında, daha farklı bir bakış açısı ile; komplikasyon görülme sıklığının kırık hattındaki dişin varlığından ziyade, seçilen tedavi metodu ile daha sıkı bir ilişkide olduğunu iddia etmişlerdir. Bu savlarını, kırık hattında diş içeren mandibula kırıkları açık redüksiyonla tedavi edildiğinde kırık hattındaki dişin vitalite kaybının, kapalı redüksiyonla tedavi edilenlere göre daha fazla olduğu bulgularına dayandırmışlardır [145, 166]. Açık redüksiyonda, kırık hattının ekspoz edilebilmesi için yapılan insizyon ile periodontal dokular travmaya uğrayabilmekte, gingivada cep formasyonu ve ileri periodontal hasar meydana gelebilmektedir [144].

Angulus bölgesinde diş içeren kırıkları, mandibulanın diş içeren diğer bölgedeki kırıklarından ayrıca ele almak gerekmektedir. Kahnberg ve James arkadaşları ile yaptıkları ayrı ayrı çalışmalarında; bu dişlerin genellikle fonksiyonel olmayan 3. molar dişler olduğu ve özellikle kırık hattına apikali ekspoz olduğunda kurtarılmaya çalışılmasının nafi bir çaba olup sıklıkla patolojik komplikasyonlarla sonuçlandığını iddia etmişlerdir [147, 167]. Wolujewicz de özellikle vertikal gömülü dişlerin kırık hattında yer değiştirmelere daha çok neden olduğu için çekilmesini önermiştir [168]. Öte yandan mandibuler 3. molar dişlerin çekimi mandibulayı zayıflatmaktadır. Normal çiğneme sırasında ekstrenal oblik sırt fizyolojik yük taşıma alanıdır. Gerilm kortikal duvarın üzerinde yoğunlaşır ve bu alan mümkün olduğunca korunmalıdır. Kırık hattında gömülü 3. molar diş içeren angulus kırıklarının akıbetinin, çekim sırasında kaldırılan kemiğin miktarına bağlı olduğu düşünülmektedir [169]. Komplikasyon oranını azaltmak için, kırık hattındaki dişin korunup, hafif lastiklerle 15 gün İMF yapılması [161] ve profilaktik antibiyotik rejiminin rutin olarak verilmesi önerilmektedir [144].

Literatürde görülen bu farklılıklar çalışmanın yapıldığı yere, hastaların sosyo-ekonomik düzeyine, cerrahi sonrası bakımın kalitesine, oral hijyenine, beslenme durumuna, kötü alışkanlıklarına, komplikasyonun tanımına, etyolojik ve epidemiyolojik faktörlere göre değişebilmektedir [160].

Bu çalışmanın limitasyonları, diğer bir çok sonlu eleman analizi modellerinde görülen limitasyonlara benzerlik göstermektedir. Çalışmada kullanılan mandibula modeli, gerçek kemiğin karmaşık yapıları ve özellikleriyle karşılaştırıldığında daha basitleştirilmiş bir modeldir. Klinik durumlardaki kemik iyileşmesi modellerde tesvir edilmiş olandan daha karmaşık bir yapıya sahiptir. Çiğneme sistemi prototipi oluşturulan modelden daha komplike bir yapıya sahiptir. Mandibula kırıklarında ilk iki postoperatif haftada kas kuvvetleri travmaya ve operasyona bağlı çiğneme sistemlerinin koruyucu nöromusküler mekanizmasından dolayı ciddi manada azalmaktadır. Fonksiyonel kuvvetlerin 4 ile 6 hafta arasında restore olması ve maksimum kas kuvvetine 8. haftada erişmesi, gibi in vivo şartlar, gerçek fiksasyon sistemlerinin, biyomekanik olarak test edilen ünitelerden daha farklı davranmasına neden olabilmektedir [88, 170].

Çalışmamızda göz ardı ettiğimiz; yumuşak doku hazırlanması, vasküler tabanın yapılanması ve yapının rijiditesini kötü etkileyen periosteal kallus oluşumu iyileşmeyi etkileyen diğer biyolojik nedenler olarak sayılabilir. Bu çalışmanın en büyük limitasyonu ise kemik ile vidalar arasında mükemmel bir birleşmenin varsayılmasıdır ki bu klinik şartlarda meydana gelmez [116, 128, 134, 171, 172]. Bu durum kuvvet aktarımı ve kemik-fiksasyon materyalleri üzerine gelecek olan gerilmelerde farklılık yaratabilmektedir. Bununla birlikte matematik modeller gerçek klinik durumlara izin vermese de kuvvet dağılımı ve kuvvetler-gerilmeler arasındaki ilişkinin detaylı bir tanımlanmasının yapılmasını sağlayabilmektedir [173]. Ayrıca bu modeller araştırmacılara, materyal proporsiyonlarını ve geometrisini kontrol altında tutup, deneysel hataların azaltılması avantajını sağlayabilmekte [174] ve klinik şartlarda ölçülmesi mümkün olmayan kırık fragmanları arasındaki boşluğun ve yer değiştirmenin sayısal verilerini tanımlayabilmektedir [88].

Kırık hattındaki dişin çekilmesi veya korunması kararı, her hasta için farklı olan klinik ve radyografik bulgulara dayanarak verilmelidir. Bununla birlikte operasyonu planlayan ve gerçekleştiren cerrahların yetenek ve tecrübesi de tedavi sürecini etkileyebilmektedir. Stabil ve daha iyi bir mandibula iyileşmesinin başarıyla

sağlanabilmesi için mekanik durumların farklı modifikasyonları uygulanarak daha ileri yeni çalışmalar dizayn edilmelidir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Mandibula kırıklarında kırık hattındaki dişin çekilmesi veya korunması durumlarının her ikisinin de kendine göre avantaj ve dezavantajları olsa da, her olgu bireysel olarak değerlendirilmelidir. Mandibula kırıklarının tedavisinde bu durumun göz önünde bulundurulmasının yanında, bizim çalışmamızla elde ettiğimiz veriler ışığında aşağıda belirtilen sonuçlara ulaşılmıştır.

1. Mandibula kırıklarının tamirinde, kırık hattındaki dişin korunmasının, çekilmesiyle kıyaslandığında, biyomekanik olarak daha iyi sonuçlar verdiği gözlenmiştir.

2. Angulus bölgesinde meydana gelen kırıklarda, kırık hattındaki diş korunacaksa tek plakla yapılan kırık fiksasyonunun yeterli olduğu ve çift plak fiksasyonunun tek plak fiksasyonuna üstünlük göstermediği görüşüne varılmıştır.

3. Angulus bölgesinde meydana gelen kırıklarda, kırık hattındaki diş çekilecekse, tek plak ile fiksasyonun yeterli olmadığı ve fiksasyonun çift plak ile yapılmasının biyomekanik olarak daha güvenilir olacağı düşünülmektedir.

4. Korpus ve parasimfiz kırıklarında alt plakalarda üst plaklara göre daha fazla gerilim değerleri ölçülmüştür. Bunun bir sonucu olarak, bu bölgede meydana gelen kötü kırıklarda, fiksasyonun tek plak ile yapılamayacağı, alt plağın zaruri olduğu gözlenmiştir.

5. Mandibulanın proksimalinden distaline, yani angulustan parasimfize doğru gidildikçe, dişin çekilmesinin kırık biyomekaniğini daha çok oranda kötü etkilediği sonucuna ulaşılmıştır.

KAYNAKLAR

1. Ogundare, B.O., A. Bonnick, and N. Bayley, Pattern of mandibular fractures in an urban major trauma center. *J Oral Maxillofac Surg*, 2003. **61**(6): p. 713-8.
2. Thaller, S.R., Management of mandibular fractures. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 1994. **120**(1): p. 44-8.
3. Rahpeyma, A., S. Khajehahmadi, and S. Abdollahpour, Mandibular Symphyseal/Parasymphyseal Fracture with Incisor Tooth Loss: Preventing Lower Arch Constriction. *Craniofacial Trauma Reconstr*, 2016. **9**(1): p. 15-9.
4. Guillermo E. Chacon, P.E.L., Principles of Management of Mandibular fractures, in *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery*, M. M., Editor. 2004. p. 401-433.
5. Fasola, A.O., A.E. Obiechina, and J.T. Arotiba, Incidence and pattern of maxillofacial fractures in the elderly. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2003. **32**(2): p. 206-8.
6. Kumar, P.P., et al., Prognosis of teeth in the line of mandibular fractures. *J Pharm Bioallied Sci*, 2014. **6**(Suppl 1): p. S97-S100.
7. Lipton, J.S., Oral surgery in ancient Egypt as reflected in the Edwin Smith Papyrus. *Bull Hist Dent*, 1982. **30**(2): p. 108-14.
8. Ellis, E., Rigid versus Nonrigid Fixation, in *Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery*, M. M., Editor. 2004. p. 371 - 382.
9. Lee, S.K., et al., Prenatal development of the human mandible. *Anat Rec*, 2001. **263**(3): p. 314-25.
10. Haribhakti, V.V., The dentate adult human mandible: an anatomic basis for surgical decision making. *Plast Reconstr Surg*, 1996. **97**(3): p. 536-41; discussion 542-3.
11. Neil S. Norton, P., *Netter'in Diş Hekimleri için Baş ve Boyun Anatomisi*, ed. Y. M. 2013, Ankara: Güneş Kitapevi.
12. Koolstra, J.H. and T.M. van Eijden, Combined finite-element and rigid-body analysis of human jaw joint dynamics. *J Biomech*, 2005. **38**(12): p. 2431-9.
13. Eusterman, V.D., Mandibular Trauma, in *Resident Manual of Trauma to the Face, Head, and Neck*, G.R. Holt, Editor. 2012: 1650 Diagonal Road, Alexandria, VA 22314-2857.
14. KH., T., Historical review of methods advocated for treatment of jaw fractures with ten commandments for modern fracture treatment. *Am J Orthodont Oral Surg*, 1944.
15. Amrish Bhagol, V.S.a.R.S., Management of Mandibular Fractures, *A Textbook of Advanced Oral and Maxillofacial Surgery*, ed. P.M.H.K. Motamedi. 2013: InTech.

16. JR, B., A systemic bandage for fractures of the lower jaw. Am Med Recorder Phila, 1819.
17. H., M., Mechanical appliances for treatment of fracture of the jaws. Br J Dent Sci, 1874.
18. Spiessl, B., Rigid internal fixation of fractures of the lower jaw. Reconstr Surg Traumatol, 1972. **13**: p. 124-40.
19. Cienfuegos R, C.C., Ellis 3rd E, Kushner G. CMF Mandible - Diagnosis - AO Surgery reference. 2008; Available from: <http://www.aofoundation.org/wps/portal/>.
20. Champy, M., et al., Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. J Maxillofac Surg, 1978. **6**(1): p. 14-21.
21. Suuronen, R., Biodegradable fracture-fixation devices in maxillofacial surgery. Int J Oral Maxillofac Surg, 1993. **22**(1): p. 50-7.
22. Eppley, B.L., et al., Resorbable bone fixation: its potential role in cranio-maxillofacial trauma. J Craniomaxillofac Trauma, 1996. **2**(1): p. 56-60.
23. Berg, S., Functional Materials as Bone Adhesive for Fracture Stabilization, in Chemical Science and Engineering. 2011, KTH Royal Institute of Technology: Stockholm, Sweden.
24. Sheikh, Z., et al., Biodegradable Materials for Bone Repair and Tissue Engineering Applications. Materials (Basel), 2015. **8**(9): p. 5744-5794.
25. Kelly, D.E. and W.F. Harrigan, A survey of facial fractures: Bellevue Hospital, 1948-1974. J Oral Surg, 1975. **33**(2): p. 146-9.
26. Pogrel M. A., L.K., Facial fractures. 1989, Toronto, Philadelphia: B. C. Decker Inc. 183-229.
27. Dingman R., P.N., Surgery of facial fractures. 1969: Saunders. 142-144.
28. A., G., Internal fixation of the mandible. 1989, Berlin Haidelberg: Springer-Verlag. 375.
29. Mihailova, H., Classifications of Mandibular Fractures Review. Journal of IMAB, 2006, . **12**(2).
30. Kabakov B., V.M., Fractures of Jaws. M:Med., 1981.
31. Pankratov, A.S. and T.G. Robustova, [A classification of mandibular fractions]. Stomatologiya (Mosk), 2001. **80**(2): p. 29-32.
32. van Hoof, R.F., C.A. Merckx, and E.C. Stekelenburg, The different patterns of fractures of the facial skeleton in four European countries. Int J Oral Surg, 1977. **6**(1): p. 3-11.
33. Ellis, E., 3rd, K.F. Moos, and A. el-Attar, Ten years of mandibular fractures: an analysis of 2,137 cases. Oral Surg Oral Med Oral Pathol, 1985. **59**(2): p. 120-9.

34. Sojot, A.J., et al., The epidemiology of mandibular fractures treated at the Toronto general hospital: A review of 246 cases. *J Can Dent Assoc*, 2001. **67**(11): p. 640-4.
35. Donald R Laub, J., *Mandibular Fractures*. 2016, Medscape.
36. Coletti, D., Caccamese J.F. Jr, *Diagnosis and Management of Mandible Fractures*, in *Oral and Maxillofacial Surgery*, R.J. Fonseca, Marciani, Turvey, Editor. 2000, Elsevier. p. 139 - 161.
37. PN., M., *Plastic Surgery*, in *Facial Fractures*, S.J. Mathes, Editor. 2006, Elsevier: Philadelphia. p. 77-380.
38. Olson, R.A., et al., Fractures of the mandible: a review of 580 cases. *J Oral Maxillofac Surg*, 1982. **40**(1): p. 23-8.
39. Czerwinski, M., et al., Identification of mandibular fracture epidemiology in Canada: Enhancing injury prevention and patient evaluation. *Can J Plast Surg*, 2008. **16**(1): p. 36-40.
40. Ochs, M.W., Tucker M.R., *Management of Facial fractures*, in *Contemporary Oral and Maxillofacial Surgery* E.E. Hupp J.R., Tucker M.R., Editor., Elsevier. p. 491 - 518.
41. Lazow, S.K., The mandible fracture: a treatment protocol. *J Craniomaxillofac Trauma*, 1996. **2**(2): p. 24-30.
42. Schneider, M., et al., Open reduction and internal fixation versus closed treatment and mandibulomaxillary fixation of fractures of the mandibular condylar process: a randomized, prospective, multicenter study with special evaluation of fracture level. *J Oral Maxillofac Surg*, 2008. **66**(12): p. 2537-44.
43. Andreasen, J.O., et al., Open or closed repositioning of mandibular fractures: is there a difference in healing outcome? A systematic review. *Dent Traumatol*, 2008. **24**(1): p. 17-21.
44. Ellis, E., 3rd and C. Price, Treatment protocol for fractures of the atrophic mandible. *J Oral Maxillofac Surg*, 2008. **66**(3): p. 421-35.
45. Adell, R., et al., Delayed healing of fractures of the mandibular body. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1987. **16**(1): p. 15-24.
46. Moore, G.F., T.S. Olson, and A.J. Yonkers, Complications of mandibular fractures: a retrospective review of 100 fractures in 56 patients. *Nebr Med J*, 1985. **70**(4): p. 120-3.
47. Smith, W.P., Delayed miniplate osteosynthesis for mandibular fractures. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 1991. **29**(2): p. 73-6.
48. Tuovinen, V., et al., A retrospective analysis of 279 patients with isolated mandibular fractures treated with titanium miniplates. *J Oral Maxillofac Surg*, 1994. **52**(9): p. 931-5; discussion 935-6.

49. Ellis, E., 3rd, Treatment methods for fractures of the mandibular angle. *J Craniomaxillofac Trauma*, 1996. **2**(1): p. 28-36.
50. Biller, J.A., et al., Complications and the time to repair of mandible fractures. *Laryngoscope*, 2005. **115**(5): p. 769-72.
51. Webb, L.S., et al., A comparison of outcomes between immediate and delayed repair of mandibular fractures. *Can J Plast Surg*, 2009. **17**(4): p. 124-6.
52. Barker, D.A., et al., Timing for repair of mandible fractures. *Laryngoscope*, 2011. **121**(6): p. 1160-3.
53. Marshall MD, B.D., Pediatric mandibular injury *Facial Plastic Surgery*, 1999. **2**(7): p. 195-203.
54. Ferreira, P.C., et al., Retrospective study of 1251 maxillofacial fractures in children and adolescents. *Plast Reconstr Surg*, 2005. **115**(6): p. 1500-8.
55. Guven, O. and A. Keskin, Remodelling following condylar fractures in children. *J Craniomaxillofac Surg*, 2001. **29**(4): p. 232-7.
56. Ellis, E., 3rd, Rigid skeletal fixation of fractures. *J Oral Maxillofac Surg*, 1993. **51**(2): p. 163-73.
57. Spinnato, G. and P.L. Alberto, Teeth in the line of mandibular fractures. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, 2009. **17**(1): p. 15-8.
58. Shetty, V. and E. Freymiller, Teeth in the line of fracture: a review. *J Oral Maxillofac Surg*, 1989. **47**(12): p. 1303-6.
59. Cornelius, C.P., et al., The Comprehensive AOCMF Classification System: Mandible Fractures-Level 3 Tutorial. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr*, 2014. **7**(Suppl 1): p. S031-43.
60. Samson, J., R. John, and S. Jayakumar, Teeth in the line of fracture: to retain or remove? *Craniomaxillofac Trauma Reconstr*, 2010. **3**(4): p. 177-84.
61. Gerstenfeld, L.C., et al., Three-dimensional reconstruction of fracture callus morphogenesis. *J Histochem Cytochem*, 2006. **54**(11): p. 1215-28.
62. Green, E., J.D. Lubahn, and J. Evans, Risk factors, treatment, and outcomes associated with nonunion of the midshaft humerus fracture. *J Surg Orthop Adv*, 2005. **14**(2): p. 64-72.
63. Perren, S.M., Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J Bone Joint Surg Br*, 2002. **84**(8): p. 1093-110.
64. Pape, H.C., et al., Effects of intramedullary femoral fracture fixation: what is the impact of experimental studies in regards to the clinical knowledge? *Shock*, 2002. **18**(4): p. 291-300.
65. Marsell, R. and T.A. Einhorn, The biology of fracture healing. *Injury*, 2011. **42**(6): p. 551-5.

66. Shapiro, F., Cortical bone repair. The relationship of the lacunar-canalicular system and intercellular gap junctions to the repair process. *J Bone Joint Surg Am*, 1988. **70**(7): p. 1067-81.
67. Perren, S.M., Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation. *Clin Orthop Relat Res*, 1979(138): p. 175-96.
68. Tams, J., et al., A computer study of biodegradable plates for internal fixation of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg*, 2001. **59**(4): p. 404-7; discussion 407-8.
69. Kaderly, R.E., Primary bone healing. *Semin Vet Med Surg (Small Anim)*, 1991. **6**(1): p. 21-5.
70. Y.C., F., *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues*. 1st ed. 1965, Berlin: Springer-Verlag Comp.
71. Wong, R.C., et al., Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2010. **39**(4): p. 313-9.
72. van Eijden, T.M., Biomechanics of the mandible. *Crit Rev Oral Biol Med*, 2000. **11**(1): p. 123-36.
73. Dechow PC, S.-D.C., Asman RB, Elastic properties of the human mandibular corpus. In: *Bone biodynamics in orthodontic and orthopedic treatment.*, in Craniofacial growth series, C.D. Goldstein SA, Editor. 1992: University of Michigan. p. 299-314.
74. Schwartz-Dabney CL, D.P., Variations in cortical material properties from throughout the human mandible. *J Dent Res*, 1997. **76**.
75. Misch, C.E., Z. Qu, and M.W. Bidez, Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg*, 1999. **57**(6): p. 700-6; discussion 706-8.
76. Meyer, C., et al., Photoelastic analysis of bone deformation in the region of the mandibular condyle during mastication. *J Craniomaxillofac Surg*, 2002. **30**(3): p. 160-9.
77. L., H.W., Mandibular Function and Biomechanical Stress and Scaling. *Amer. Zool*, 1985(25): p. 315-330.
78. Koriath, T.W., D.P. Romilly, and A.G. Hannam, Three-dimensional finite element stress analysis of the dentate human mandible. *Am J Phys Anthropol*, 1992. **88**(1): p. 69-96.
79. Sustrac, B., & Villebrun, J. P, Biomechanique des osteosyntheses par plaques vissees miniaturisees des fractures du corps de la mandibule. *Etude Strasbourg: Ecole Nat. Sup. Art. Ind*, 1976. **134**.
80. Hylander, W.L., Stress and strain in the mandibular symphysis of primates: a test of competing hypotheses. *Am J Phys Anthropol*, 1984. **64**(1): p. 1-46.

81. Hylander, W.L., The functional significance of primate mandibular form. *J Morphol*, 1979. **160**(2): p. 223-40.
82. Smith, R.J., The mandibular corpus of female primates: taxonomic, dietary, and allometric correlates of interspecific variations in size and shape. *Am J Phys Anthropol*, 1983. **61**(3): p. 315-30.
83. Daegling, D.J., et al., Influence of teeth, alveoli, and periodontal ligaments on torsional rigidity in human mandibles. *Am J Phys Anthropol*, 1992. **89**(1): p. 59-72.
84. Huelke D. F., H.J.H., Mechanisms in the production of mandibular fractures: an experimental study. *J. Oral Surg*, 1968. **26**.
85. D. Hammond, J.W., R. Wain, M. McPhillips and W. Ahmed, Biomechanics of the Mandible and Current Evidence Base for Treatment of the Fractured Mandible, in *Surgical Tools and Medical Devices*, W.A.a.M.J. Jackson, Editor. 2016, Springer International Publishing: Switzerland. p. 617-633.
86. Champy, M., et al., [Mandibular osteosynthesis according to the Michelet technic. I. Biomechanical bases]. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*, 1976. **77**(3): p. 569-76.
87. Champy, M. and J.P. Lodde, [Study of stresses in the fractured mandible in man. Theoretical measurement and verification by extensometric gauges in situ]. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*, 1977. **78**(8): p. 545-51.
88. Joshi, U. and M. Kurakar, Comparison of Stability of Fracture Segments in Mandible Fracture Treated with Different Designs of Mini-Plates Using FEM Analysis. *J Maxillofac Oral Surg*, 2014. **13**(3): p. 310-9.
89. Tams, J., et al., A three-dimensional study of loads across the fracture for different fracture sites of the mandible. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 1996. **34**(5): p. 400-5.
90. Ferrario, V.F., et al., Facial volume changes during normal human growth and development. *Anat Rec*, 1998. **250**(4): p. 480-7.
91. Stegaroiu, R., et al., Influence of superstructure materials on strain around an implant under 2 loading conditions: a technical investigation. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 2004. **19**(5): p. 735-42.
92. van Zyl, P.P., et al., Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1995. **10**(1): p. 51-7.
93. E.P., P., in *Engineering Mechanics of Solids*. 1998, Prentice Hall Pub. Inc. p. 15 - 20.
94. Hancı M., B.E., Arpacı A., *Biyomekanik*. 2000, İstanbul: Logos Yayıncılık. 10 - 55.

95. Rho, J.Y., R.B. Ashman, and C.H. Turner, Young's modulus of trabecular and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. *J Biomech*, 1993. **26**(2): p. 111-9.
96. Braga RR, P.C., Sakaguchi RL, Testing of Dental Materials and Biomechanics., in *Testing of Dental Materials and Biomechanics*, P.J. Sakaguchi RL, Editor. 2011, Elsevier Mosby Inc.: Philadelphia. p. 83-107.
97. Ulusoy M, A.K., Diş hekimliğinde hareketli bölümlü protezler. 2003, Ankara: Ankara Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Yayınları.
98. de Vree, J.H., M.C. Peters, and A.J. Plasschaert, A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structures. *J Oral Rehabil*, 1983. **10**(6): p. 505-17.
99. Farah, J.W., R.G. Craig, and K.A. Meroueh, Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehabil*, 1988. **15**(6): p. 615-24.
100. J.R., B., What every engineer should know about finite element analysis. Second ed. 1993, New York: Marcel Dekker Inc.
101. Darendeliler, Y., Sonlu elemanlar yöntemi ile dişhekimliğindeki uygulamalar. *Atatürk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi Dergisi*, 1995: p. 87 - 89.
102. Chao, C.K., et al., Increasing bending strength of tibial locking screws: mechanical tests and finite element analyses. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 2007. **22**(1): p. 59-66.
103. Geng, J.P., K.B. Tan, and G.R. Liu, Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent*, 2001. **85**(6): p. 585-98.
104. Jafari, A., K.S. Shetty, and M. Kumar, Study of stress distribution and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic forces--a three-dimensional FEM study. *Angle Orthod*, 2003. **73**(1): p. 12-20.
105. O., Ş.K., Segmental Rezeke Mandibula Onarımında Kullanılan Farklı Osteosentez Sistemlerinin Sonlu Eleman Yöntemi ile İncelenmesi, in *Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi*. 2012, Ondokuz Mayıs Üniversitesi: Samsun.
106. Siegele, D. and U. Soltesz, Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants*, 1989. **4**(4): p. 333-40.
107. Major M. Ash, S.J.N., *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*. Eighth ed. 2002: Saunders.
108. de Jesus, G.P., et al., Finite element evaluation of three methods of stable fixation of condyle base fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2014. **43**(10): p. 1251-6.

109. Ming-Zen Su, H.-H.C., Yu-Chih Chiang, Jung-Ho Cheng, Lih-Jyh Fuh, Chen-Ying Wang, Chun-Pin Lin, Modeling viscoelastic behavior of periodontal ligament with nonlinear finite element analysis. *Journal of Dental Sciences*, 2013. **8**(2): p. 121-128.
110. Tanaka, E., et al., Stress distribution in the temporomandibular joint affected by anterior disc displacement: a three-dimensional analytic approach with the finite-element method. *J Oral Rehabil*, 2000. **27**(9): p. 754-9.
111. Wang, H., et al., Three-dimensional finite element analysis of mechanical stress in symphyseal fractured human mandible reduced with miniplates during mastication. *J Oral Maxillofac Surg*, 2010. **68**(7): p. 1585-92.
112. Amaratunga, N.A., A comparative study of the clinical aspects of edentulous and dentulous mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg*, 1988. **46**(1): p. 3-5.
113. Hammond, D., et al., Does Extraction or Retention of the Wisdom Tooth at the Time of Surgery for Open Reduction and Internal Fixation of the Mandible Alter the Patient Outcome? *Craniofacial Trauma Reconstr*, 2015. **8**(4): p. 277-80.
114. Fuselier, J.C., E.E. Ellis, 3rd, and T.B. Dodson, Do mandibular third molars alter the risk of angle fracture? *J Oral Maxillofac Surg*, 2002. **60**(5): p. 514-8.
115. Akiko, K., et al., A comparative study of most suitable miniplate fixation for mandibular symphysis fracture using a finite element model. *Keio J Med*, 2006. **55**(1): p. 1-8.
116. Cox, T., M.W. Kohn, and T. Impelluso, Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg*, 2003. **61**(4): p. 481-7; discussion 487-8.
117. Wagner, A., et al., A 3-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical behavior of the mandible and plate osteosynthesis in cases of fractures of the condylar process. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 2002. **94**(6): p. 678-86.
118. Nagasao, T., et al., Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. *J Craniomaxillofac Surg*, 2002. **30**(3): p. 170-77.
119. Maurer, P., S. Holweg, and J. Schubert, Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg*, 1999. **27**(6): p. 365-72.
120. Nagasao, T., et al., Finite element analysis of the stresses around fixtures in various reconstructed mandibular models--part II (effect of horizontal load). *J Craniomaxillofac Surg*, 2003. **31**(3): p. 168-75.
121. DeHoff, P.H. and K.J. Anusavice, Effect of metal design on marginal distortion of metal-ceramic crowns. *J Dent Res*, 1984. **63**(11): p. 1327-31.
122. Farah J. W., C.R.G., Meroueh K. A. , Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Rehabil*, 1998. **15**: p. 615-624.

123. Chun, H.J., et al., Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil*, 2002. **29**(6): p. 565-74.
124. Aydınlık E., Ş.E., Diş Hekimliğinde Stres Analizleri. *Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 1977. **1**: p. 78-85.
125. Feller, K.U., et al., Combination of microplate and miniplate for osteosynthesis of mandibular fractures: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2002. **31**(1): p. 78-83.
126. Alpert, B., R. Gutwald, and R. Schmelzeisen, New innovations in craniomaxillofacial fixation: the 2.0 lock system. *Keio J Med*, 2003. **52**(2): p. 120-7.
127. Gutwald, R., B. Alpert, and R. Schmelzeisen, Principle and stability of locking plates. *Keio J Med*, 2003. **52**(1): p. 21-4.
128. Arbag, H., et al., Comparative evaluation of different miniplates for internal fixation of mandible fractures using finite element analysis. *J Oral Maxillofac Surg*, 2008. **66**(6): p. 1225-32.
129. Mathog, R.H., et al., Nonunion of the mandible: an analysis of contributing factors. *J Oral Maxillofac Surg*, 2000. **58**(7): p. 746-52; discussion 752-3.
130. Jong-Keon Oh, D.S., Yoon-Ho Ahn, Sung-Jae Lee, Sadami Tsutsumi, Jin-Ho Hwang, Duk-Young Jung, Stephan M. Perren, Chang-Wug Oh, Effect of Fracture Gap on Stability of Compression Plate Fixation: A Finite Element Study. Wiley InterScience, 2009.
131. Atik, F., et al., Biomechanical analysis of titanium fixation plates and screws in mandibular angle fractures. *Niger J Clin Pract*, 2016. **19**(3): p. 386-90.
132. Kimsal, J., et al., Biomechanical analysis of mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg*, 2011. **69**(12): p. 3010-4.
133. Trivellato, P.F., et al., In vitro evaluation of the resistance of a 2.0-mm titanium fixation system in the sectioned angle without continuity of the inferior border of the mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2014. **43**(5): p. 559-63.
134. Goulart, D.R., et al., Development of a Titanium Plate for Mandibular Angle Fractures with a Bone Defect in the Lower Border: Finite Element Analysis and Mechanical Test. *J Oral Maxillofac Res*, 2015. **6**(3): p. e5.
135. Seemann, R., et al., Complication rates in the operative treatment of mandibular angle fractures: a 10-year retrospective. *J Oral Maxillofac Surg*, 2010. **68**(3): p. 647-50.
136. Martola, M., et al., Fracture of titanium plates used for mandibular reconstruction following ablative tumor surgery. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, 2007. **80**(2): p. 345-52.
137. Yi, Z., et al., Reconstruction plates to bridge mandibular defects: a clinical and experimental investigation in biomechanical aspects. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1999. **28**(6): p. 445-50.

138. Albougha, S., et al., Assessment of sagittal split ramus osteotomy rigid internal fixation techniques using a finite element method. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2015. **44**(7): p. 823-9.
139. Assael, L.A., Treatment of mandibular angle fractures: plate and screw fixation. *J Oral Maxillofac Surg*, 1994. **52**(7): p. 757-61.
140. Ellis, E., 3rd and D.P. Sinn, Treatment of mandibular angle fractures using two 2.4-mm dynamic compression plates. *J Oral Maxillofac Surg*, 1993. **51**(9): p. 969-73.
141. Burch, R.J., Treatment of displaced fractures of the edentulous mandibular angle. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol*, 1951. **4**(9): p. 1101-7.
142. Bradley, R.L., Treatment of Fractured Mandible. *Am Surg*, 1965. **31**: p. 289-90.
143. Chrcanovic, B.R., Teeth in the line of mandibular fractures. *Oral Maxillofac Surg*, 2014. **18**(1): p. 7-24.
144. Rai, S. and R. Pradhan, Tooth in the line of fracture: its prognosis and its effects on healing. *Indian J Dent Res*, 2011. **22**(3): p. 495-6.
145. Kamboozia, A.H. and A. Punnia-Moorthy, The fate of teeth in mandibular fracture lines. A clinical and radiographic follow-up study. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1993. **22**(2): p. 97-101.
146. Schneider, S.S. and M. Stern, Teeth in the line of mandibular fractures. *J Oral Surg*, 1971. **29**(2): p. 107-9.
147. Kahnberg, K.E. and A. Ridell, Prognosis of teeth involved in the line of mandibular fractures. *Int J Oral Surg*, 1979. **8**(3): p. 163-72.
148. Goodday, R.H., Management of fractures of the mandibular body and symphysis. *Oral Maxillofac Surg Clin North Am*, 2013. **25**(4): p. 601-16.
149. Patil, P.M., Unerupted lower third molars and their influence on fractures of the mandibular angle and condyle. *Br J Oral Maxillofac Surg*, 2012. **50**(5): p. 443-6.
150. Snall, J., et al., Pulp necrosis of teeth retained at the mandibular fracture site and the effect of dexamethasone on its occurrence. *Dent Traumatol*, 2015. **31**(2): p. 136-9.
151. Roed-Petersen, B. and J.O. Andreasen, Prognosis of permanent teeth involved in jaw fractures. A clinical and radiographic follow-up study. *Scand J Dent Res*, 1970. **78**(4): p. 343-52.
152. Shankar, D.P., et al., Mandibular fracture scoring system: for prediction of complications. *Oral Maxillofac Surg*, 2012. **16**(4): p. 355-60.
153. Reyneke, J.P., P. Tsakiris, and P. Becker, Age as a factor in the complication rate after removal of unerupted/impacted third molars at the time of mandibular sagittal split osteotomy. *J Oral Maxillofac Surg*, 2002. **60**(6): p. 654-9.

154. Ulbrich, N., et al., The influence of third molars in the line of mandibular angle fractures on wound and bone healing. *Clin Oral Investig*, 2016. **20**(6): p. 1297-302.
155. Bobrowski, A.N., C.L. Sonego, and O.L. Chagas Junior, Postoperative infection associated with mandibular angle fracture treatment in the presence of teeth on the fracture line: a systematic review and meta-analysis. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2013. **42**(9): p. 1041-8.
156. McNamara, Z., et al., Removal versus retention of asymptomatic third molars in mandibular angle fractures: a randomized controlled trial. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2016. **45**(5): p. 571-4.
157. Neal, D.C., W.F. Wagner, and B. Alpert, Morbidity associated with teeth in the line of mandibular fractures. *J Oral Surg*, 1978. **36**(11): p. 859-62.
158. Baykul, T., et al., Impacted tooth in mandibular fracture line: treatment with closed reduction. *J Oral Maxillofac Surg*, 2004. **62**(3): p. 289-91.
159. Gerbino, G., et al., Rigid fixation with teeth in the line of mandibular fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 1997. **26**(3): p. 182-6.
160. Ellis, E., 3rd, Outcomes of patients with teeth in the line of mandibular angle fractures treated with stable internal fixation. *J Oral Maxillofac Surg*, 2002. **60**(8): p. 863-5; discussion 866.
161. Zanakis, S., et al., Tooth in the line of angle fractures: the impact in the healing process. A retrospective study of 112 patients. *J Craniomaxillofac Surg*, 2015. **43**(1): p. 113-6.
162. de Amaratunga, N.A., The effect of teeth in the line of mandibular fractures on healing. *J Oral Maxillofac Surg*, 1987. **45**(4): p. 312-4.
163. Malanchuk, V.O. and A.V. Kopchak, Risk factors for development of infection in patients with mandibular fractures located in the tooth-bearing area. *J Craniomaxillofac Surg*, 2007. **35**(1): p. 57-62.
164. Anyanechi, C.E. and F.N. Chukwuneka, Prognosis of teeth in the line of mandibular fracture: 5-year clinical and radiological follow-up. *Niger J Med*, 2013. **22**(1): p. 61-3.
165. Darko Macan, D.B., Ivan Zajc, The Fate of Teeth in Mandibular Fracture Line. *Rad 514 Medical Sciences*, 2012(38): p. 93-103.
166. Mariana Schaffer, N.L.B.R., Luis Augusto Passeri, Bruno Tochetto Primo, Rafaela Scariot de Moraes, Teeth in the line of mandibular fractures: epidemiology, management and complications. *Rev. Cir. Traumatol. Buco-Maxilo-Fac*, 2013. **13**: p. 23-30.
167. James, R.B., C. Fredrickson, and J.N. Kent, Prospective study of mandibular fractures. *J Oral Surg*, 1981. **39**(4): p. 275-81.
168. Wolujewicz, M.A., Fractures of the mandible involving the impacted third molar tooth: an analysis of 47 cases. *Br J Oral Surg*, 1980. **18**(2): p. 125-31.

169. Szucs, A., et al., Finite element analysis of the human mandible to assess the effect of removing an impacted third molar. *J Can Dent Assoc*, 2010. **76**: p. a72.
170. Kshirsagar, R., N. Jaggi, and R. Halli, Bite force measurement in mandibular parasymphyseal fractures: a preliminary clinical study. *Craniofac Trauma Reconstr*, 2011. **4**(4): p. 241-4.
171. Fernandez, J.R., et al., A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates. *J Biomech*, 2003. **36**(3): p. 329-37.
172. Pektas, Z.O., et al., Effects of different mandibular fracture patterns on the stability of miniplate screw fixation in angle mandibular fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 2012. **41**(3): p. 339-43.
173. Meijer, H.J., et al., A comparison of three finite element models of an edentulous mandible provided with implants. *J Oral Rehabil*, 1993. **20**(2): p. 147-57.
174. Terjesen, T. and K. Apalset, The influence of different degrees of stiffness of fixation plates on experimental bone healing. *J Orthop Res*, 1988. **6**(2): p. 293-9.