

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI



MANDİBULA ANGULUS KIRIKLARINDA FARKLI KIRIK TİPLERİNİN
TİTANYUM PLAK VE VİDA FİKSASYONUNUN STABİLİTESİNE
ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİYLE İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ
Dt. Kağan DENİZ

ANKARA/2011

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI



MANDİBULA ANGULUS KIRIKLARINDA FARKLI KIRIK TİPLERİNİN
TİTANYUM PLAK VE VİDA FİKSASYONUNUN STABİLİTESİNE
ETKİSİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİYLE İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ
Dt. Kağan DENİZ

TEZ DANIŞMANI
Prof. Dr. Sina UÇKAN

ANKARA/2011

T.C
BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ağız Diş Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Dalında Doktora Programı çerçevesinde yürütülmüş olan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 28/06/2011

“Mandibula Angulus Kırıklarında Farklı Kırık Tiplerinin Titanyum Plak ve Vida Fiksasyonunun Stabilitesine Etkisinin Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi”

TEZ DANIŞMANI
PROF. DR. SİNA UÇKAN

TEZ JÜRİSİ ÜYELERİ

Prof.Dr. Kenan ARAZ

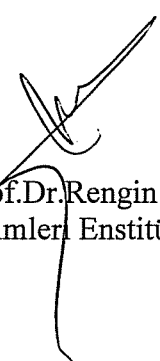
Prof.Dr. Reha KİŞNİŞÇİ

Prof.Dr. Sina UÇKAN

Doç.Dr. Özgür Zafer PEKTAŞ

Doç.Dr. Firdevs VEZİROĞLU

ONAY:Bu tez Sağlık Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmüş ve Yönetim Kurulu'nun 28/06/2011 tarih, 095 sayılı kararıyla kabul edilmiştir.


Prof.Dr.Rengin Erdal
Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürü

anneme ve babama...

TEŞEKKÜR

Doktora eğitimimin her aşamasında yardımlarını ve sevgisini esirgemeyen, bilgilerini benimle paylaşan, desteğini her zaman hissettiğim Başkent Üniversitesi Rektörü değerli hocam Prof. Dr. **Kenan Araz**'a,

Doktora eğitimine başladığım ilk günden itibaren engin bilgisi ve hayat tecrübesiyle akademik görüşümü, hayata ve mesleğime bakışımı şekillendiren, sabrı, olağanüstü özverisi ve desteğiyle beni yetiştiren Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dekanı değerli hocam, ağabeyim Prof. Dr. **Sina Uçkan**'a,

Eğitimimin her aşamasında her konuda kendisine danıştığım, kimi zaman tatlı sert mücadele ettiğim, bendeki emeğini hiçbir zaman unutmayacağım, Doç. Dr. **Firdevs Veziroğlu Şenel**'e

Berber çalışmaktan çok büyük zevk aldığım, içtenliğine inandığım, çok sevdiğim ağabeyim Dr. **Burak Bayram** ve tabiki Dr. **Yener Oğuz** ve Dr. **Ufuk Ateş**'e,

Kader birliği yaptığımız doktora öğrencisi arkadaşlarıma ve Diş Hekimliği Fakültesi çalışanlarına,

Akademik hayatımın en önemli safhası olan doktora eğitimim süresince bana destek olan **TÜBİTAK** Bilim İnsanı Destekleme Daire Başkanlığı (BİDEB)'na,

İlk günden itibaren birbirimizi koruyup kolladığımız, öğrendiklerimizi birlikte paylaştığımız, her şeyi biz olarak yaptığımız, her zaman arkamda duran, eş kıdemlim, canım arkadaşım Dr. **Sıdika Sinem Soydan**'a,

Doktora hayatımın bana en büyük armağanlarından biri olan, her an yanımda olan ve yanımda olacağını bildiğim can yoldaşım, kardeşim Dt. **Görkem Müftüoğlu**'na,

Üniversite yıllarından bu yana tüm zorluklara birlikte göğüs gerdiğim, çoğu zaman kendinden çok beni düşünen, anlayışı, sabrı ve özverisi ve sevgisiyle beni dimdik ayakta tutan, **Şule Tuğba Özak**'a

Yaşamım boyunca önce insan, daha sonra iyi bir hekim olma yolunda bana yol gösteren, beni hep yüreklendiren, varlıklarını her zaman yüreğimde hissettiğim, maddi ve manevi desteklerini esirgmeden beni bu günlere getiren, hayatlarını çocuklarına adanmış sevgili babam **Kadir Deniz**'e sevgili annem **İpek Deniz**'e ve her an yanımda olan canım ablam **Ferda Deniz** ve canım kardeşim **Murat Deniz**'e,

Sonsuz Teşekkürler.

ÖZET

Mandibula Angulus Kırıklarında Farklı Kırık Tiplerinin Titanyum Plak ve Vida Fiksasyonunun Stabilitesine Etkisinin Sonlu Elemanlar Analiziyle İncelenmesi

Mandibula angulus kırıkları tüm mandibula kırıklarının içinde en yaygın görülen kırık tiplerinden biridir. Bu bölgede meydana gelen kırıklar oluşan kırık hattının yönüne ve kırık segmentler üzerinde etkili kas kuvvetlerine bağlı olarak uygun olan ve uygun olmayan kırık olarak sınıflandırılır. Uygun olan ve uygun olmayan her iki angulus kırığında en sık kullanılan tedavi yöntemi Champy tarafından biyomekanik prensiplerle tarif edilen mandibula eksternal oblik hat üzerine yerleştirilen miniplak ve vidalarla yapılan rijit internal fiksasyondur. Bu çalışmanın amacı horizontal yönde uygun olan ve uygun olmayan kırıklarda miniplak, vidalar ve kemik üzerine gelen mekanik stresler değerlendirmektir. İki boyutlu bilgisayarlı tomografi ile 1 mm kesitler alınarak oluşturulan insan modelinden elde edilen verilerden mandibulanın üç boyutlu sonlu elemanlı modeli oluşturulmuştur. Bu modelden horizontal yönde uygun olan ve uygun olmayan kırık modelleri oluşturulup, mini plak ve vidalarla fiksasyonları yapılmış ve modellere 200 N vertikal molar çiğneme kuvveti uygulanmıştır. Mini plak, vidalar ve kemik üzerine gelen stres değerleri değerlendirilmiş, uygun olan ve uygun olmayan kırıklarda karşılaştırılmıştır. Uygun olan kırık modelinde kemiğin ve miniplak vida sisteminin üzerindeki stres değerleri uygun olmayan kırığa göre daha fazla bulunmuştur. En yüksek stres değerleri uygun olan kırıkta plağın proksimal kemiğe yakın kısmında ve proksimal kemikteki distal vidada oluşmuştur. Sonuç olarak uygun olan ve uygun olmayan kırıktaki miniplak ve vidalar üstündeki mekanik stres karşılaştırıldığında uygun olmayan kırığın aleyhinde bulgular elde edilmemiştir.

Anahtar Kelimeler: uygun olan, uygun olmayan, horizontal, SEA, mekanik stres

ABSTRACT

Evaluation of the Stability of Different Patterns of Angular Fractures by Finite Element Analysis

Angle is a common site for mandibular fractures. Fractures of the mandible are classified as favorable and unfavorable depending on the fracture plane and muscles acting on these fragments. Mini-plate fixation on the external oblique ridge according to biomechanics defined by Champy for both favorable and unfavorable fractures has become a standard treatment protocol for providing rigid internal fixation. The purpose of this study was to evaluate and compare the mechanical stresses of mini plates, screws and cortical and spongy bone of horizontally favorable and unfavorable mandibular angle fractures. 3-dimensional finite element model of a mandible was constructed from the serial axial sections 1 mm apart from an existing 2-D CT image. Horizontally favorable and unfavorable fractures of mandibular angle area were simulated on a computer model and molar bite force of 200N was applied vertically. The mechanical stress values of the mini-plate, screws and bone were evaluated and compared. The stress values of the cortical bone, miniplate and screw system of the favorable fracture model was higher than the unfavorable fracture model. The highest stress values were measured in the proximal segment of the favorable fracture and distal screw of proximal segment. As a result unfavorable fractures did not show any disadvantage regarding the miniplate and screw fixation.

Key words: favorable, unfavorable, horizontally, FEA, mechanical stress

İÇİNDEKİLER

İTHAF	<i>iv</i>
TEŞEKKÜR	<i>v</i>
ÖZET	<i>vi</i>
İNGİLİZCE ÖZET(ABSTRACT)	<i>vii</i>
İÇİNDEKİLER DİZİNİ	<i>viii</i>
KISALTMALAR VE SİMGELER	<i>x</i>
ŞEKİLLER	<i>xi</i>
TABLolar	<i>xv</i>
1. GİRİŞ ve AMAÇ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Maksillofasiyal Kırıklar	3
2.2. Mandibula Kırıkları ve Etiyolojisi	3
2.3. Mandibula Kırıklarının Sınıflandırılması.....	4
2.3. Mandibula Kırığı Tedavilerinin Tarihçesi	5
2.5. Mandibula Angulus Kırıklarında Tedavi Yöntemleri	11
2.6. Sonlu Elemanlar Analizi	13
2.6.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Temel Mekanik Kavramlar	13
2.6.2. Stress Analiz Yöntemleri	17
2.6.3. Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Tanımı	18
2.6.4. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları	18
2.6.5. Sonlu Elemanlar Metodunda Çözüm Tekniği	20
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	24
3.1. Katı Modelleme	25
3.2. Ağ Yapısının Oluşturulması	27
3.3. Sınır Koşulları Tayini	28
3.4. Eleman ve Düğüm Noktalarının Belirlenmesi	29

4. BULGULAR.....	32
4.1. Uygun Olan ve Uygun Olmayan Kırık Modellerindeki Kemik Gerilim Değerleri	33
4.1.1. Proksimal Kortikal Kemik Gerilim Değerleri.....	33
4.1.2. Proksimal Kansellöz Kemik Gerilim Değerleri.....	38
4.1.3. Distal Kortikal Kemik Gerilim Değerleri	43
4.1.4. Distal Kansellöz Kemik Gerilim Değerleri	48
4.2. Vida ve Plak Sistemleri Üzerindeki Von Misses Gerilim Değerleri.....	53
4.3. Kırık Yüzeyindeki Gerilim Değerlerinin Vertikal ve Horizontal Yöndeki Değişimleri.....	57
4.3.1. Uygun Olan Kırık Modelindeki Kırık Yüzeylerdeki Gerilimlerin Vertikal Yöndeki Değişimleri	57
4.3.2. Uygun Olan Kırık Modelindeki Kırık Yüzeylerdeki Gerilimlerin Horizontal Yöndeki Değişimleri	58
4.3.3. Uygun Olmayan Kırık Modelindeki Kırık Yüzeylerdeki Gerilimlerin Vertikal Yöndeki Değişimleri	59
4.3.4. Uygun Olmayan Kırık Modelindeki Kırık Yüzeylerdeki Gerilimlerin Horizontal Yöndeki Değişimleri	60
5. TARTIŞMA.....	61
6. SONUÇ ve ÖNERİLER	69
7. KAYNAKLAR	70

KISALTMALAR ve SİMGELER

AO: Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen

ASIF: Association for the Study of Internal Fixation

Ark.: Arkadaşları

Ds: Distal

GB: Gigabayt

GHz: Gigahertz

IMF: İntermaksiller Fiksasyon

MB: Megabayt

mm: Milimetre

MPa: Megapascal

m²: Metrekare

N: Newton

Prk: Proksimal

Psi: Pounds per square inch

SEA: Sonlu elemanlar analizi

Smax: Maksimum asal gerilim

Smin: Minimum asal gerilim

VM: Von misses

ŞEKİLLER

Şekil 2.1: Horizontal (a), Vertikal (b) uygun ve uygun olmayan kırık	5
Şekil 2.2: Bandaj uygulaması	6
Şekil 2.3: Chopart ve Desault'ın tanıttığı aparey	6
Şekil 2.4: Kingsley'in splinti	7
Şekil 2.5: Gunning splint	8
Şekil 2.6: (a) Angle'in aparatı, (b) Angle'in intermaksiller fiksasyonu	9
Şekil 2.7: Fixateur Externe	10
Şekil 2.8: Lag vida osteosentezinde segmentlerin yaklaşımı (a), mandibula angulus kırığında lag vida uygulaması (b)	11
Şekil 2.9: (-) ile gösterilen kısım gerilme ve (+) ile gösterilen kısım sıkışma bölgesi (a), mandibula üst sınırında plak yerleşimi (b)	12
Şekil 3.1: Konvansiyonel titanyum vida ve plak sisteminin katı modeli	25
Şekil 3.2: Vida ve plak sistemi ile fiksasyonu yapılmış, horizontal yönde uygun kırık tipinin katı modeli	26
Şekil 3.3: Vida ve plak sistemi ile fiksasyonu yapılmış, horizontal yönde uygun olmayan kırık tipinin katı modeli	26
Şekil 3.4: Ağ yapısı oluşturulmuş uygun kırık modeli	27
Şekil 3.5: Ağ yapısı oluşturulmuş uygun olmayan kırık modeli	27
Şekil 3.6: Statik çiğneme kuvvetinin uygulanışı	28
Şekil 3.7: Modellerin kondiler bölgeden ve simfiz bölgesinden sınırlandırılması	29
Şekil 3.8: Kırık yüzeylerdeki sürtünmeli kontak tanımlanmış elemanlar	31
Şekil 4.1: Kırık tipleri için proksimal kortikal kemik gerilim değerleri	33
Şekil 4.2: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki proksimal kortikal kemikteki maksimum asal gerilimler	34

Şekil 4.3: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki proksimal kortikal kemikteki minimum asal gerilimler	35
Şekil 4.4: Uygun olan ve uygun olmayan kırık modellerindeki proksimal kortikal kemikteki maksimum asal gerilimlerin(a) ve minimum asal gerilimlerin(b) sabit skala ile karşılaştırılması	36
Şekil 4.5: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki proksimal kortikal kemikteki von Misses gerilimlerinin sabit skala ile karşılaştırılması	37
Şekil 4.6: Kırık tipleri için proksimal kansellöz kemik gerilim değerleri	38
Şekil 4.7: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki proksimal kansellöz kemikteki maksimum asal gerilimler	39
Şekil 4.8: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki proksimal kansellöz kemikteki minimum asal gerilimler	40
Şekil 4.9: Uygun olan ve uygun olmayan kırık modellerindeki proksimal kansellöz kemikteki maksimum asal gerilimlerin(a) ve minimum asal gerilimlerin(b) sabit skala ile karşılaştırılması	41
Şekil 4.10: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki proksimal kansellöz kemikteki von Misses gerilimlerinin sabit skala ile karşılaştırılması	42
Şekil 4.11: Kırık tipleri için distal kortikal kemik gerilim değerleri.....	43
Şekil 4.12: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki distal kortikal kemikteki maksimum asal gerilimler	44
Şekil 4.13: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki distal kortikal kemikteki minimum asal gerilimler	45
Şekil 4.14: Uygun olan ve uygun olmayan kırık modellerindeki distal kortikal kemikteki maksimum asal gerilimlerin(a) ve minimum asal gerilimlerin(b) sabit skala ile karşılaştırılması	46
Şekil 4.15: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki distal kortikal kemikteki von Misses gerilimlerinin sabit skala ile karşılaştırılması	47
Şekil 4.16: Kırık tipleri için distal kansellöz kemik gerilim değerleri	48

Şekil 4.17: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki distal kansellöz kemikteki maksimum asal gerilimler	49
Şekil 4.18: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki distal kansellöz kemikteki minimum asal gerilimler	50
Şekil 4.19: Uygun olan ve uygun olmayan kırık modellerindeki distal kansellöz kemikteki maksimum asal gerilimlerin(a) ve minimum asal gerilimlerin(b) sabit skala ile karşılaştırılması	51
Şekil 4.20: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki distal kansellöz kemikteki von Misses gerilimlerinin sabit skala ile karşılaştırılması	52
Şekil 4.21: Kırık tipleri için plak ve vidalardaki von Misses gerilim değerleri	53
Şekil 4.22: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki plaklar üzerindeki von Misses gerilimleri	54
Şekil 4.23: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki vidalar üzerindeki von Misses gerilimleri	55
Şekil 4.24: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerinde plaklar üzerindeki von Misses gerilimlerinin sabit skala ile karşılaştırılması	56
Şekil 4.25: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerinde vidalar üzerindeki von Misses gerilimlerinin sabit skala ile karşılaştırılması	56
Şekil 4.26: Uygun kırık tipinde kırık yüzeylerde vertikal yöndeki gerilim değerlerinin değişimi	57
Şekil 4.26: Uygun kırık tipinde kırık yüzeylerde horizontal yöndeki gerilim değerlerinin değişimi	58
Şekil 4.26: Uygun olmayan kırık tipinde kırık yüzeylerde vertikal yöndeki gerilim değerlerinin değişimi	59
Şekil 4.27: Uygun olmayan kırık tipinde kırık yüzeylerde horizontal yöndeki gerilim değerlerinin değişimi	60
Şekil 5.1: Koolstra ve arkadaşlarının yaptıkları kuvvet analizlerinde fonksiyon sırasında mandibulada oluşan maksimum ısırma kuvveti yönünün vektörü (M)	64

Şekil 5.2: Alt çenede sagittal plandaki kuvvetler

F kapatanlar: çeneyi kapatan kasların kuvvet yönü vektörlerinin bileşkesi.

F açanlar: çeneyi açan kasların kuvvet yönü vektörlerinin bileşkesi.

F eklem: eklem kuvveti

F ısırma: ısırma kuvveti

a: kuvvetlerin moment kolları

+: ağırlık merkezi **65**

TABLÖLAR

Tablo 3.1: Kullanılan materyal tipine göre seçilen esneklik katsayıları ve poisson oranları	30
Tablo 4.1: Kırık modellerindeki Von Misses, maksimum ve minimum asal gerilimler.....	32

1. GİRİŞ ve AMAÇ

Mandibula angulus bölgesinde görülen kırıklar, tüm mandibula kırıklarının yaklaşık %27'sini oluşturmaktadır. Kırıklar, travma etkisi ve/veya kas çekmesiyle yer değiştirebilmektedir. Yer değiştirmenin şiddeti; darbenin kuvvetine ve yönüne, kırık hattının yönlenmesine ve fragmanlar üzerine etkili kas kuvvetlerine bağlıdır.

Bir kırığın uygun (stabilite lehinde ya da avantajlı) olup olmaması durumunu çığneme kaslarının deplase edici kuvvetleri etkiler. Uygun olma prensibi, radyograflarda, horizontal veya vertikal düzlemde görüntülediği şekliyle, kırık hattının yönlenmesi temeline dayanır. Horizontal yönde uygun (avantajlı) bir kırık hattı, horizontal düzlemde proksimal fragmanda masseter ve temporal kasların çekmesi gibi yukarı yöndeki deplase edici kuvvetlere direnç gösterir. Vertikal yönde uygun (avantajlı) bir kırık hattı, vertikal düzlemde proksimal fragmanda medial pterygoid kasın medial yöndeki çekme kuvvetlerine direnç gösterir.

Mandibula kırıklarının tedavisinde günümüzde de en yaygın olarak plak ve vidaların kullanımı tercih edilmektedir. Bilimsel ve teknolojik gelişmelere paralel olarak plak ve vida sistemleri büyük oranda değişim ve gelişim göstermekte ve bu sistemler üzerinde, çeşitli biyomekanik özellikler, materyaller, boyutlar, konfigürasyonlar ve bu sistemlerin uygulama protokollerini de içeren birçok deneysel ve klinik çalışma yapılmaktadır. Mandibula kırıklarının tedavisinde nispeten küçük, bükülebilen, non-kompresyon plakların, ideal osteosentez hatları boyunca yerleştirilmesi 1970'lerde Michelet ve ark. tarafından tarif edilmiş ve ardından Champy ve ark. tarafından geliştirilmiştir. Miniplak-vida ile fiksasyon tekniği, miniplakların monokortikal vidalarla, intraoral veya transbukkal yaklaşımla, Champy tarafından bildirilen mandibulada ideal osteosentez hatları boyunca yerleştirilmesini içerir. Bu tekniğin en önemli avantajları, plakların ağız içinden yerleştirilmesi, kırığın redüksiyonu sırasında oklüzyonun doğrudan kontrol edilebilmesi, ekstraoral skar oluşumunun engellenmesi ve fasiyal sinirin marjinal mandibuler dalında oluşabilecek olası bir hasardan kaçınılabilmesidir. Teknikle ilgili en sık tartışılan konu ise kırık

stabilitesidir. Bazı araştırmacılar yeterli stabilitenin sağlanabildiğini ve intermaksiller fiksasyona (IMF) ihtiyaç olmadığını belirtirken diğerleri postoperatif IMF nin gerekliliğini savunmaktadırlar.

Angulus mandibula kırıklarının tedavisi, eksternal oblik sırt boyunca yerleştirilen tek bir plakla sağlanır. Literatürde, mandibula, ve özellikle angulus mandibula kırıklarında, uygulanacak fiksasyon yöntemi, farklı fiksasyon materyallerinin tasarımı, miniplak-vida sistemlerinin farklı nicel ve nitelikte konfigürasyonlarla uygulanması, postoperatif intermaksiller fiksasyon uygulaması ve süresi gibi konularda çalışmalar bulunmasına rağmen, angulus mandibula kırıklarında, kırık tiplerinin (uygun kırık ve uygun olmayan kırık) fiksasyon stabilitesine etkisini araştıran bir çalışmaya rastlanmamıştır.

Bu çalışmanın amacı, horizontal yönde iki farklı kırık tipinin angulus mandibula kırıklarında, titanyum plak ve vida sistemlerinin fiksasyon güvenilirliğinin sonlu elemanlar analiziyle incelenmesidir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Maksillofasiyal Kırıklar

Kemiğin ani ve şiddetli bir kuvvet karşısında tam veya kısmen devamlılığını kaybetmesi kırık olarak tarif edilir.

Maksillofasiyal bölge kırıklarının meydana gelmesinde öncelikle etkili olan faktörler:

- a) etki eden kuvvetin derecesi ve yönü
- b) travma etkeninin kesit alanının büyüklüğü
- c) kuvvetin etki ettiği bölgenin anatomisi
- d) kemiklerin kuvvete karşı gösterdiği direnç ve kafanın duruş pozisyonu
- e) özellikle alt çenede etkili olmak üzere kas yapışıklıklarıdır.

Bu bölgede meydana gelen kırıklardan mandibula, zigoma ve maksilla arasındaki oran 6:2:1'dir (1).

Maksillofasiyal bölgede meydana gelen kırıkların %45.4-75'ini mandibula kırıkları oluşturmaktadır (2-6).

2.2. Mandibula Kırıkları ve Etiyolojisi

Mandibula kırıklarının etiyolojisi, yapılan çalışmalarda ülkenin gelişmişlik durumuna göre değişiklik gösterdiği saptanmıştır ve çalışmalardaki farklı varyasyonlar nedeniyle mandibula kırıkları ile ilgili demografik bilgileri değerlendirmek zordur.

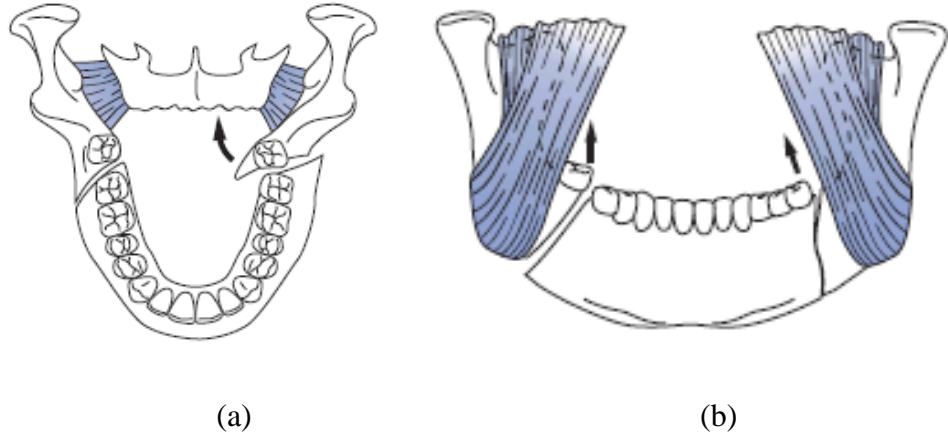
Literatürde mandibula kırıklarının etiyolojisi genel olarak araç kazası, kavga, silahla yaralanma, iş kazası, düşme ve spor kazası olarak bildirilmiştir. En çok karşılaşılan etiyolojik neden kavga ve araç kazalarıdır. Gelişmiş ülkelerde araç kazaları ilk sırayı alırken az gelişmiş ülkelerde kavga öne çıkmaktadır. 20'li ve 30'lu yaş grubunda ve kadınlara göre erkeklerde görülme oranı daha yüksektir (4-9).

2.3.Mandibula Kırıklarının Sınıflandırılması

Mandibula kırıkları, kırığın bulunduğu anatomik bölgeye, kırık bölgesindeki yaranın dış ortamla ilişkisine, kırıkların tipine ve de çenelerdeki dentisyonun durumuna göre değişik şekillerde sınıflandırılmıştır (10).

Dingman ve ark. mandibula kırıklarını anatomik bölgelere göre orta hat, simfiz veya parasimfiz, korpus, angulus, ramus, kondiler bölge, koronoid bölge ve alveoler bölge kırıkları olarak sınıflandırmıştır (11).

Önemli sınıflamalardan biri de kas aktivitelerinin kırık parçalarla olan ilişkisini gösterendir ki bu mandibular angulus kırıkları için de önemli bir sınıflandırmadır. Angulus kırıkları vertikal uygun, uygun olmayan ve de horizontal uygun, uygun olmayan olarak sınıflandırılır. Mandibula angulus kırıklarında mandibula ramusuna yapışan kaslar (masseter, temporal, medial pterigoid kaslar) uygun olmayan vertikal ve horizontal kırıklarda proksimal segmentin yukarı ve mediale doğru deplase olmasına neden olur (Şekil 2.1). Mandibula angulus kırıklarının uygun ya da uygun olmayan kırık şeklindeki sınıflandırılması radyograflarda incelenen kırığın yönüne göre vertikal ya da horizontal planda yapılır. Horizontal uygun kırıklarda horizontal planda proksimal segmentte yukarı yönde massater ve temporal kas kuvvetlerine direnç mevcuttur. Horizontal ve vertikal uygun kırıklarda ise aynı kaslar kemikte yer değiştirmeyi azaltacak etki gösterirler (12).



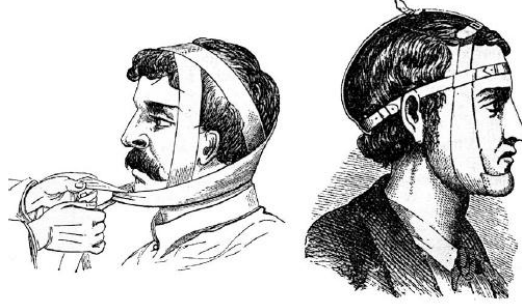
Şekil 2.1: Vertikal (a), Horizontal (b) uygun ve uygun olmayan kırık (12)

Anatomik bölgelere göre sınıflandırılan mandibula kırıklarının oranları da farklılık göstermektedir. Travma sonrası mandibulada oluşan kırıkların %12-36'sı mandibula angulus bölgesinde olduğu çeşitli çalışmalarda gösterilmiştir (1, 3-6, 8, 9, 13).

2.4. Mandibula Kırığı Tedavilerinin Tarihçesi

Kırık tedavileri günümüze kadar değişik araştırmacılar tarafından farklı şekillerde yapılmıştır. Milattan önce 400'lu yıllarda Hipokrat kırık segmentlerin redüksiyonunu ve immobilizasyonunu tarif etmiştir. Kırık parçalarını el yardımı ile redükte ederek komşu dişlerin etrafı keten ip veya altın tellerle bağlayarak kırığın immobilizasyonunu sağlamıştır. İntra-oral sabitlemenin yanı sıra extra-oral olarak da deri bandajlar kullanılmıştır. Bandajlar halen günümüzde Barel bandajı olarak kullanılmaktadır. Roma döneminde de Hipokratın tekniği uygulanmış ve işlem sonrasında hastalara, yara bölgesini şarap ve yağ ile ovması, konuşmaması ve sadece sıvı yiyecekler yemesini önerilmiştir (14).

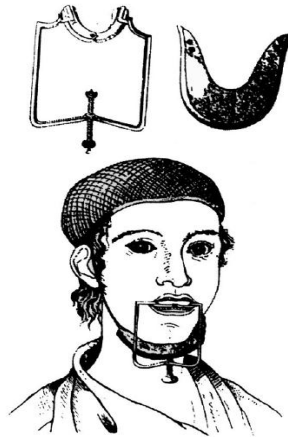
1700'lü yılların başında kırık parçaları elle düzeltildikten sonra ligatürlerle ve bandajlarla sabitlenmekteydi (Şekil 2.2).



Şekil 2.2: Bandaj uygulaması (14)

Modern tıptaki gelişmelerle beraber 18. yüzyılda, oral anatomi, fonksiyon, operatif ve restoratif tekniklerde çığır açan Piere Fauchard, 1728’de uygulaması kolay olan ligatür ve bandaj tekniklerini tarif etmiştir. 1743’de Bunon bu basit ligatürün kırık parçaların rijid pozisyonda etkili olmadığını düşünerek fildişinden bir bloğu dental splint olarak kullanmış ve bu bloğu alt çenedeki dişlere bağlamıştır (14).

1779’da Chopart ve Desault çenenin altına external bir vida ile tutturulabilen ve okluzal plaktan meydana gelen yeni bir dental splint tarif etmiştir (Şekil 2.3). Rutenick de bu splintin daha stabil olması için plağı kafada bir kaska bağlamıştır (14).



Şekil 2.3: Chopart ve Desault’ın tanıttığı apacey (14)

19. yüzyıla gelindiğinde ise kırık segmentlerin stabilizasyonunu sağlamak amacıyla transmandibular veya sirkummandibular tel fiksasyon teknikleri ile intraoral ve extraoral splintlerin daha da gelişmiş modelleri kullanılmaya başlanmıştır. 1840'ların başlarında mandibula oblik kırıklarının tedavisinde ilk olarak Baudens sirkumferansiyel tel uygulamış, Buck bu tekniği 1847'de geliştirerek tel sütürleri her iki kırık fragmanda delik oluşturarak segmentleri birbirine bağlamıştır (14).

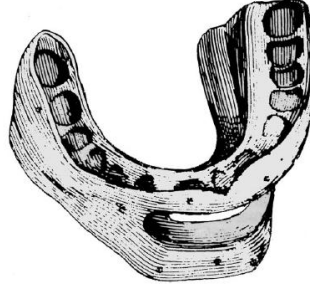
1855'de Hamilton kırık redüksiyonu sonrası kullanılması amacıyla ağız dışına uzanan iki taraflı barları olan "kingsley" aparatını geliştirmiştir (Şekil 2.4) (14).



Şekil 2.4: Kingsley'in splinti (14)

Hayward 1858'de ciddi disloke kırıklar için kişiye özel hazırlanan metal splintler geliştirmiştir. Bu teknik sayesinde alçı model üzerinde okluzyon ayarlaması yapıp, kırık parçalar splint içine yerleştirilerek ağızda etkili bir redüksiyon sağlanmıştır (14).

1866'da Thomas Gunning ön kısmında yemek yemeği kolaylaştıracak bir boşluk bulunan 'gunning' splinti tasarlamıştır (Şekil 2.5).

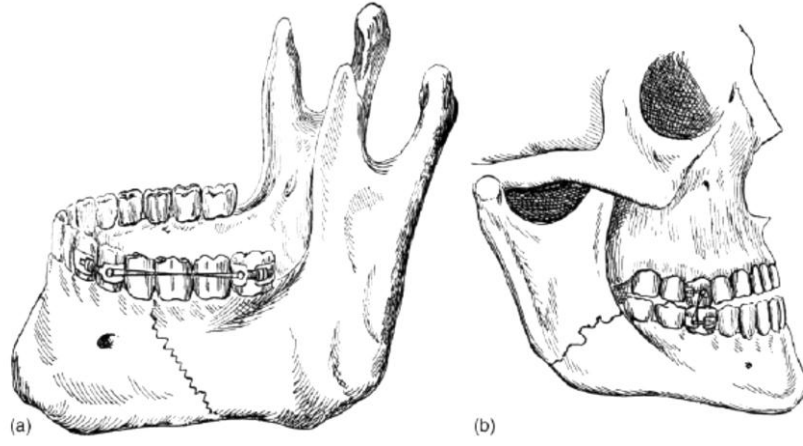


Şekil 2.5: Gunning splint (14)

Gurnel Hammond 1871’de mandibulanın immobilizasyonu için, halen günümüzde de arch bar olarak kullanılan tel ligatür splinti geliştirmiş, deplase olmuş segmentleri yeniden eski konumlarına getirip demir tellerle dişlere adapte etmiştir (14).

1887’de Thomas L. Gilmer, mandibular kırıklar için intermaksiller fiksasyon ve arch bar kullanımını yeniden tanıtmış ve bu tekniğin özellikle çok parçalı kırıklarda, diğer tekniklere göre avantajlı olduğunu belirtmiştir (14).

Angle 1890’da segmentlerin tel ile fiksasyonuna alternatif olarak, kırığın her iki tarafındaki dişlere bandlar yerleştirmiş ve bandları tellerle birbirine bağlamıştır (Şekil 2.6) (15).

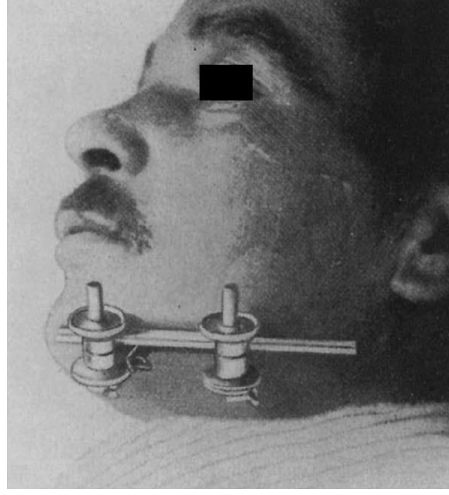


Şekil 2.6: (a) Angle'ın aparatı, (b) Angle'ın intermaksiller fiksasyonu (14)

İlerleyen yıllarda birçok splint varyasyonu ve intermaksiller fiksasyon tekniği rapor edilmiştir. Bunlar arasında en çok dikkat çeken Dr Robert H. Ivy'nin 1922'de tarif ettiği IVY loop tekniğidir (15).

İntraoral tekniklerle rigid fiksasyonun, kompleks fasiyal kırıkların tedavisinde yeterli stabiliteyi sağlamadığı görülmüş ve ekstraoral fiksasyon yöntemleri geliştirilmiştir. Uzun kemiklerdeki kırıkların perkutanöz vidalama yöntemi ile tedavisi ilk olarak 1897'de Parkhill tarafından gerçekleştirilmiş olmasına rağmen; mandibular kırık tedavisinde Kirschner tellerinin kullanılması ancak 1930'lu yılların ilk yarısında başlamıştır(14).

1936'da Ginestet tarafından geliştirilen Fixateur Externe kompleks fasiyal yaralanmaların tedavisinde oldukça popüler olmuştur (Şekil 2.7) (14).

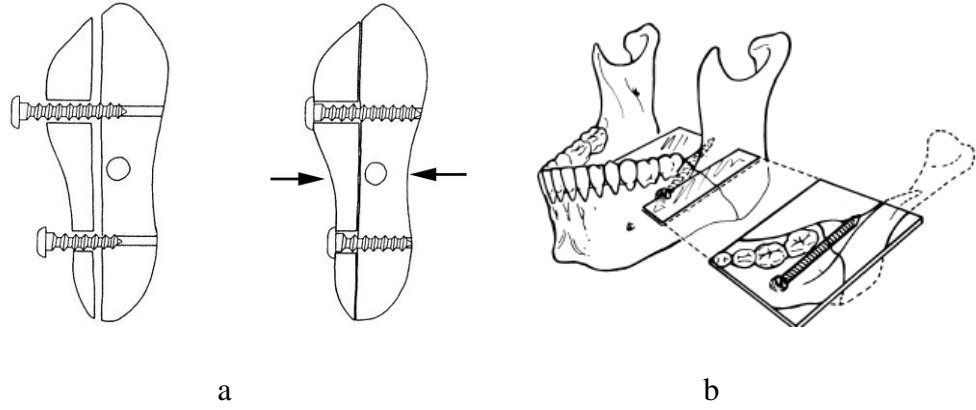


Şekil 2.7: Fixateur Externe (14)

Modern travmatoloji ise osteosentezin gelişimi ile başlamıştır. Sir William Lane ilk osteosentez plağını kullanmış fakat biyolojik olarak uyumlu olmadığı için geliştirilmesi gerekliliği ifade edilmiştir (14).

Plak uygulamalarının ilki özel olarak sadece mandibulaya göre tasarlanmıştır. Mini-plak osteosentezi ise ilk olarak 1973'de Michelet tarafından uygulanmış ve 1975'de Champy ve Lodde tarafından geliştirilmiştir (16, 17).

Spiessl 1974'de iki kemik segmentini birbirine doğru yaklaştıran lag vida osteosentezi tekniğini tanıtmıştır (Şekil 2.8) (18).



Şekil 2.8: Lag vida osteosentezinde segmentlerin yaklaşımı (a), mandibula angulus kırığında lag vida uygulaması (b) (18)

Devam eden 20 yıl içerisinde birçok plak ve vida sistemleri geliştirilmiş ve maksillofasiyal bölgedeki kırıklarda kullanılan yöntemlerin birçoğu aynı zamanda mandibula angulus kırıklarında da uygulanmıştır.

2.5. Mandibula Angulus Kırıklarında Tedavi Yöntemleri

Mandibula angulus kırıklarının tedavi yöntemleri, (19-22)

- 1) kapalı redüksiyon veya intraoral rijit olmayan açık redüksiyon
- 2) ekstraoral açık redüksiyon ve rekonstrüksiyon kemik plakları ile internal fiksasyon
- 3) intraoral açık redüksiyon ve tek lag vida kullanılarak internal fiksasyon
- 4) intraoral açık redüksiyon ve 2 tane 2.0 mm dinamik kompresyon plağı kullanılarak internal fiksasyon
- 5) intraoral açık redüksiyon ve 2 tane 2.4 mm dinamik kompresyon plağı kullanılarak internal fiksasyon

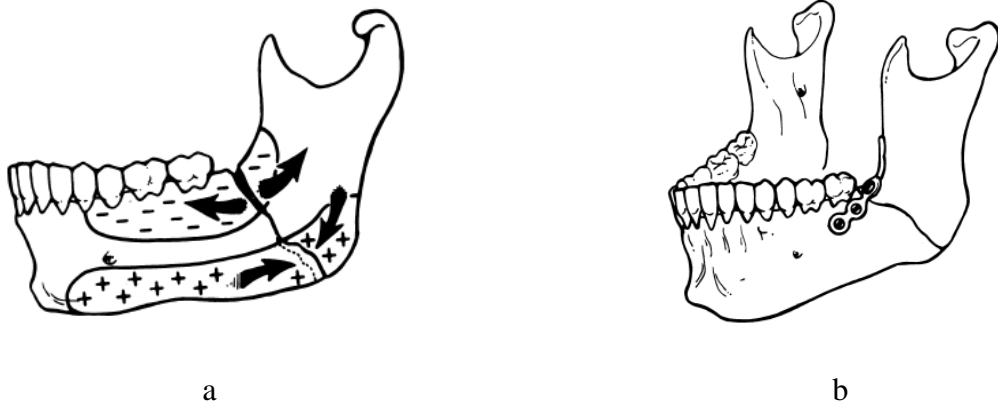
6) intraoral açık redüksiyon ve 2 tane non-kompresyon plağı kullanılarak yapılan internal fiksasyon

7) intraoral açık redüksiyon ve tek bir non-kompresyon plağı kullanılarak yapılan internal fiksasyon

8) intraoral açık redüksiyon ve tek bir bükülebilir non-kompresyon plak kullanılarak yapılan internal fiksasyon

9) intraoral açık redüksiyon ve kilitli plak ve vida uygulamaları olarak sunulmuştur.

Bugüne kadar plak lokalizasyonu için birçok teknik tanımlanmıştır (19, 20). Pauwels 1944'de kırık kemiklerin fiksasyonu için kassal gerilim kuvvetlerinin en büyük olduğu yerin uygun fiksasyon noktaları olduğunu bildirmiştir (21). Bu düşünce doğrultusunda Champy ve arkadaşları tarafından mandibular angulus kırıklarında en uygun plak lokalizasyonun mandibulanın üst sınırı olduğu yapılan biyomekanik deneylerle gösterilmiştir (Şekil 2.9) (16). Bu teknik birçok klinik çalışma ile desteklenen ve günümüzde de en çok tercih edilen tedavi yaklaşımlardandır (21-23).



Şekil 2.9: (-) ile gösterilen kısım gerilme ve (+) ile gösterilen kısım sıkışma bölgesi (a), mandibula üst sınırında plak yerleşimi (b) (19)

Bütün bu tekniklerde kullanılan materyaller günümüz teknolojisi ilerledikçe farklılıklar göstermiştir. Fiksasyon materyalleri yani plak ve/veya vidalar, paslanmaz çelik, titanyum ve vitalyum gibi çeşitli metallere üretilmiştir ve üretilmektedir. Bir dönem en çok kullanılan materyal olan paslanmaz çeliğin orta düzeyde gücü ve sertliği sayesinde kolaylıkla bükülerek kemiğe uyumlanabilmesi en önemli özelliğidir. Ancak bu işlem sırasında oluşan çatlaklar, doku içerisinde paslanmaz çeliğin korozyonuna neden olması önemli bir dezavantajdır. Günümüzde en yaygın kullanılmakta olan materyal, saf ya da alaşım olarak bulunabilen titanyumdur. Titanyum biyouyumlu bir materyaldir ve minimal doku reaksiyonuna neden olur (24-27).

2.6. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)

Oral maksillofasiyal cerrahi ve ortopedide kullanılan materyallerin biyomekanik özelliklerini uygun yükleme koşulları altında test etmek amacıyla kullanılan metodların biri de stres analiz yöntemleridir. 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 stabiliteilerinin güvenilirliği tehlikeye girebilmektedir. Sonlu elemanlar analizi fiksasyon güvenilirliliğinin test edilmesinde sık kullanılan, kuvvetlerin ve kullanılan materyalin özelliklerinin değiştirilebildiği bir yöntemdir (28-30).

2.6.1. Sonlu Elemanlar Analizinde Temel Mekanik Kavramlar

Kuvvet

İncelenen cisme, diğer cisimlerin yaptığı etki dış kuvvet olarak tanımlanabilir. İç kuvvet ise cismin düşünülen çeşitli parçaları arasındaki etki ve tepki kuvvetleridir. Mekanik bir cismin tümü üzerine etki eden kuvvetler incelenirken cisim parçalara ayrılır ve her parça sanki diğerinden bağımsızmış gibi ayrı bir cisim gibi düşünülür (31)

Stres (gerilim)

Bir cismin dışarıdan uygulanan kuvvetlere karşı gösterdiği iç direnç ya da reaksiyondur. Cismin içyapısında moleküler yapıdan daha büyük bir ölçekte kuvvetlerin doğmasına yol açar. Dış kuvvete karşı direnç gösteren bir kütlenin birim alanına uygulanan kuvvete gerilim denir ve ortalama formül gerilim için aşağıdaki gibi belirtilir (30).

$$\text{Gerilim} = \text{kuvvet/alan}$$

$$\text{Gerilim} = \text{force/area}$$

Birimi uluslararası birim sistemine göre N/m^2 dir. Psi (pounds per square inch) ve MPa (megapascal) da kullanılır.

Gerinim / deformasyon (strain)

Bütün cisimler, üzerine etki eden kuvvetler etkisiyle şekil değiştirmeye (deformasyon) uğrar. Gerinim birim boyut başına uzunluk değişimidir. Gerinim elastik veya plastik ya da her iki halde birden olabilir. Elastik gerilmeye, stres ortadan kalkınca cismin şekli eski haline döner. Gerinimin değeri genel olarak % ile ifade edilir. 1 strain %100 uzamayı gösterirken 1000 microstrain %0.1 uzamayı gösterir (30).

Eğer cismin üzerine uygulanan kuvvet cismin dayanabileceği gerilim kuvvetinden büyük olursa cismin yapı taşlarını bir arada tutan kuvveti aşmış olacağı için cisimde kopma veya kırılma meydana gelebilir (30, 32, 33).

Gerilim Tipleri

Gerilim, vektörel bir nicelik olduğu için yönü ve büyüklüğü ile tanımlanır. Yönü açısından üçe ayrılır (30):

1- Çekme gerilimi (Tensile Stress): Cismin yüzeyine dik olarak moleküllerini birbirinden ayırmaya zorlayan aynı doğrultuda ve ters yöndeki iki kuvvetin oluşturduğu gerilimdir. Çekme gerilimi, kütleli uzatmak veya germek isteyen bir kuvvetin yarattığı bozulmaya karşı ortaya çıkan kuvvettir.

2- Sıkışma gerilimi (Compressive Stress): Bir kütle kendisini sıkıştırmaya veya kısaltmaya çalışan bir kuvvete maruz bırakıldığında, bu kuvvete karşı çıkan iç kuvvetlere sıkışma gerilimi denir.

3- Makaslama gerilimi (Shear Stress): Cismin moleküllerini tabakalar gibi birbiri üzerinde yüzeye paralel yönde kaymaya zorlayan kuvvetlerin oluşturduğu gerilimdir.

Bileşik Gerilme Durumu

Yaşamda cisimlere uygulanan gerilmelerin tek temel tipte olması güçtür. Yük uygulanan yapılarda, üç temel gerilmenin bir arada bulunduğu bileşik gerilme durumu meydana gelmektedir.

Asal Gerilim Değerleri

Asal gerilim değerleri kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde önemlidir. Kesme gerilimlerinin “0” olduğu durumda üç boyutlu elemanların asal

gerilim değerleri elde edilir. Maksimum asal gerilimler oluşan çekme gerilimini, minimum gerilimler ise sıkışma gerilimini gösterir.

Hooke Kanunu

Birim Şekil değiştirmeler ile gerilimler arasında doğrusal bir ilişki olduğunu kabul eden bir kanundur ($F = -kx$). 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 katsayısını ise esnek materyalleri tanımlar (34-36).

Esneklik Katsayısı (E)

Bir eksenindeki gerilim ile o eksen yönünde oluşan birim gerilmeyi ilişkilendiren katsayıdır. Malzemelerin türüne göre farklı değerler alır. Bir başka ifade ile gerilim-birim deformasyon doğrusunun eğimidir. Esneklik katsayısı yük altındaki cismin moleküllerinin, çekim kuvvetinin birim uzamaya gösterdiği iç dirençtir. Sadece bir yönde etki eden gerilme durumunda birim Şekil değiştirmeye gösterdiği direncin bir ölçüsüdür ve her malzeme için farklıdır. Sert materyallerin deformasyona karşı iç direncinin yüksek olması nedeni ile esneklik katsayısı büyüktür. Kompakt kemiğin esneklik katsayısının yumuşak dokunun 6700 katı olması buna bir örnektir.

Esneklik katsayısını ilk defa hesaplayan İngiliz fizikçi Thomas Young'ın ismi ile "Young's modülü" olarak da adlandırılmaktadır (37-39).

Esneklik katsayısı = gerilme / birim uzamadır.

Poisson Oranı

Çekme veya basmada aksiyel yükleme esnasında aynı zamanlı aksiyel ve lateral gerinim mevcuttur. Çekme yüklemesi altında yüklemenin yönünde materyal uzadığında çapraz kesitte azalma vardır. Basma yüklemesi altında çapraz kesitte bir artış vardır. Elastik sınırlar içerisinde lateral gerinimin aksiyel gerinime olan oranı Poisson oranı olarak tanımlanır (ν). Çekme yüklemesinde Poisson oranı, elastik deformasyon esnasındaki uzama çapraz kesit azalmasıyla orantılıdır. Çapraz kesitte azalma materyal kırılıncaya kadar devam eder.

Daha yumuşak olan materyaller çekme esnasında çapraz kesitte daha fazla azalma gösterirler ve poisson oranı daha yüksek olur (40-42).

2.6.2. Stress Analiz Yöntemleri

Bir makine, cisim ya da binanın elemanlarının maruz kalabileceği yükler altında oluşacak gerilmeleri ve kuvvetleri görmek ve tasarım aşamasında dayanımında fazla zorlanan elemanların tekrar dizaynı ile daha güçlü seçmek, bir cismin üzerine gelen kuvvetler altında gerilmelerin yoğunlaştığı bölgeleri görmek ve o cismin ideal şeklini saptayabilmek amacıyla stres analiz yöntemleri kullanılır.

Biyolojik malzemelerde (kemik, kas, diş, vücut sıvıları gibi) stres analizi yapmak, tedavi ve protez malzemelerinde analiz yapmaktan daha zordur. Bu yüzden canlı malzemenin bir modelinin oluşturulması yoluna gidilmiştir. Stres analizlerindeki esas amaç, modelin gerçek organ ve dokulara ve restoratif malzemeye mümkün olduğunca benzemesi ve fonksiyonel uygulamanın da gerçekte organizmada etkili olan kuvvetleri şiddet, yön ve tip olarak taklit edebilmesini sağlamaktır. Ancak bu koşullarda analiz sonuçları yansıtır ve bilimsel niteliği olabilir (43).

Kuvvetlerin yapılar üzerindeki internal etkileri stres analizleri ile belirlenir (44, 45). Stres analiz yöntemler şunlardır:

- 1- Fotoelastik madde kullanılarak yapılan kuvvet analiz yöntemi
- 2- Kırılğan vernik kaplama tekniği kullanılarak yapılan kuvvet analiz yöntemi
- 3- Stres ölçer kullanılarak yapılan stres analizi
- 4- Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi
- 5- Lazer ışınları ile yapılan stres analiz yöntemi
- 6- Termografik stres analiz yöntemi (42, 46-48)

2.6.3 Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yönteminin Tanımı

Sonlu elemanlar analizi ilk olarak 1950'li yılların ikinci yarısında matematiksel stres analizleri yapan mühendisler tarafından ortaya konmuştur. Gerilme analizleri problemlerinin çözülmesi amacıyla geliştirilen teknikte bu uygulamalar için bir büyüklük alanının hesaplanması gerekmektedir. Gerilme analizinde bu değer yer değiştirme alanı ve gerilme alanı; ısı analizinde sıcaklık alanı veya ısı akışı; akışkan problemlerinde ise akım fonksiyonu veya hız potansiyel fonksiyonudur. Hesaplanan büyüklük, alanın almış olduğu en büyük değer pratikte özel bir öneme sahiptir.

2.6.4 Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları

1. Karmaşık geometriye sahip katılar modellenebilir.
2. Gerçekçi malzeme değerleri ile gerçeğe yakın modeller elde edilebilir.
3. İstenilen sayıda değişik malzeme ile model oluşturulabilir.
4. Stres dağılımı ve yer değiştirmeler duyarlı bir şekilde elde edilebilir.

5. Deneysel aracın kontrolü, sınır koşullarının, uygulanan kuvvetlerin, malzeme özelliklerinin, geometrinin kolayca değiştirilip analizin zahmetsizce gerçekleştirilmesi mümkündür.
6. Noninvaziv bir tekniktir.
7. Herhangi bir noktaya uygulanan kuvvetle oluşan stres teorik olarak gerçeğe yakın bir biçimde ölçülebilir.
8. Dişler, alveolar kemik, periodontal ligament, kraniofasial yapılar ve diğer metaryaller simüle edilebilir;
9. Kuvveti uygulama noktası, büyüklüğü ve yönü istenildiği gibi değiştirilebilir
10. Çalışma operatör isterse defalarca tekrarlanabilir (39, 46, 49-51).

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

1. Sonlu elemanlar, boyutları ve şekillerinin esnekliği nedeniyle, verilen bir cisimi temsil edebilir ve hatta karmaşık şekilli bir cisimde daha da etkili olabilir.
2. Çok bağlantılı bölgeler veya köşeleri olan bölgeler zorluk çekilmeksizin incelenebilir.
3. Değişik malzeme ve/veya geometrik özellikleri bulunan problemler de ek bir zorluk göstermez.
4. Sebep- sonuç bağıntılarına ait problemler tümel direngenlik matrisi ile birbirine bağlanan genelleştirilmiş “kuvvetler” ve “yer değiştirmeler” cinsinden formüle edilebilir. Sonlu elemanlar metodunun bu özelliği problemin anlaşılmasını hem mümkün kılar hem de basitleştirir.
5. Sınır koşulları kolayca uygulanır.

Sonlu elemanlar metodunun çok yönlülük ve esnekliği karmaşık yapılarda, sürekli ortam, alan ve diğer problemlerde sebep sonuç ilişkilerini hesaplamak için çok

etkin bir şekilde kullanılabilir. Analitik ve deneysel metotlardan daha hassas sonuç verir (51).

Sonlu elemanlar yönteminin temel kavramı, sürekli ortamların daha küçük parçalara ayrılarak analitik şekilde model elde edilmesi ve böylece oluşturulan elemanlar ile ifade edilmesi esasına dayanır.

Sonlu elemanlar metodunda yapı, davranışı daha önce belirlenmiş olan birçok elemana bölünür. Elemanlar "nod" ya da "düğüm" adı verilen noktalarda tekrar birleştirilirler Bu şekilde cebirsel bir denklem takımı elde edilir. Gerilme analizinde bu denklemler nodlardaki denge denklemleridir. İncelenen probleme bağlı olarak bu şekilde yüzlerce hatta binlerce denklem elde edilir. Bu denklem takımının çözümü ise bilgisayar kullanımını zorunlu kılmaktadır (52).

2.6.5. Sonlu Elemanlar Metodunda Çözüm Tekniği

Karmaşık yapıya sahip cisimlerin incelenebilmesi için kurulan denklemleri analitik yollarla çözmek oldukça güçtür. Bu nedenle bu tip problemlerde SEA gibi numerik yöntemlerin kullanılması gerekmektedir. SEA, karmaşık mekanik problemleri daha küçük ve basit elemanlara bölerek yüzey ve şekil fonksiyonlarının kullanımıyla ara değerini bulunduğu bir yöntemdir. Yani başka bir deyişle SEA, cismin bütününe fonksiyonel çözümünün yerine her bir sonlu eleman için fonksiyonun çözümünü formüle eder ve bunları uygun bir biçimde birbirine bağlayarak cismin tamamına uygular.

Sonlu elemanlar analizi 3 aşamada gerçekleştirilir:

1- Hazırlık Safhası (Preprocessing)

Analizin yapılabilmesi için ilk aşama yapının geometrik modelinin oluşturulmasıdır. Model oluşturulduktan sonra alan elemanlara bölünür ve bir ağ modeli oluşturulur. Sonlu elemanlar metodunu kullanarak yapılan bir analiz işleminde ağ oluşturma işlemi sonlu elemanlar metodunun belkemiğini oluşturur. Termal, yapısal, mekanik, akışkan ve elektromanyetik gibi mühendisliğin temel alanlarında sayısal analiz işlemleri esnasında ağ oluşturma işlemi vazgeçilmez bir adımdır. Ağ oluşturma işlemi ile düğüm noktalarının ve elemanların koordinatları oluşturulur. Aynı zamanda kullanıcı tarafından girilen minimum bilgiye karşılık optimum sürede otomatik olarak düğüm noktalarını ve elemanları sıralar, numaralanmasını sağlar.

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 paralelkenarlar; üç boyutlularda ise dört, beş ve altı yüzlü yapılar tercih edilir. Bir boyutlu cisimler birbirine düğümlerle, iki boyutlu cisimler çizgilerle, üç boyutlu cisimler düzlemlerle sonlu elemanlara ayrılacaktır.

Bütün durumlarda cisimi 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 yoktur.

Metodun çözümlenmesinde bundan sonraki adım, cisimi temsil eden elemanların her biri için eleman matrislerini (element stiffness matrix) tanımlamaktır. Daha sonra eleman matrisleri, parçalara ayrılmış cismin tamamına ait “genel matrisi” (overall=global stiffness matrix) oluşturmak üzere toplanır. Bu toplamada, cismin sonlu

eleman modelindeki bütün düğümlerde kuvvetlerin dengesi ve yer değiştirmelerin sürekliliği sağlanır. Buradan şu matris denklemine ulaşılır.

$$[K] \{\delta\} = \{P\}$$

$[K]$ =cismin genel matrisini,

$\{P\}$ =Toplam kuvvet vektörünü

$\{\delta\}$ = bütün düğümlerde meydana gelen yer değiştirmeleri göstermektedir.

Burada $[]$ işareti kare veya dikdörtgen matrisleri, $\{ \}$ ise sütun vektör matrisini temsil eder.

Bu aşamada dikkat edilmesi gereken noktalardan biri, aynı tip ve geometriye sahip elemanlar için bu cebirsel denklemlerin aynı olduğudur. Böylelikle bütün elemanlar için tek tek bu denklemlerin çözümlenmesine gerek kalmaz. Eğer cismin elemanlarının hepsi birbirinin aynı ise tek bir denklemin çözümleri yeterli olacaktır. Elemanların geometrilerinin farklılığı çözümleri gereken denklem sayısını belirler. Dikkat edilmesi gereken diğer bir nokta ise eleman tipinin seçimidir. Ne kadar basit elemanlar kullanılırsa, oluşturulacak denklemler kadar çözümleri de kolay olacaktır. Kısaca tüm problem için gerekli çaba, birkaç eleman için yazılacak birkaç denklemle sınırlı kalacaktır.

$[K]$ nitelik bakımından, parçalara ayrılmış cisimde birim yer değiştirme oluşturacak kuvveti temsil eder. Buradan cismin sonlu eleman katsayısını bir yaya eşdeğer olarak düşünürsek $[K]$ nın “yay sabitine” karşılık olacağı açıktır. Dolayısı ile sonlu elemanlar metodu, esas itibariyle cismin analizinin yapıldığı bir metottur. Bu aşamada iç kuvvetleri içeren denklemler oluşturulmuştur ancak sınır koşulları (basınç, ısı) dahil edilmemiştir. Sistem denklemleri oluşturulduktan sonra sınır koşulları eklenir.

Sınır koşullarını oluşturma var olan terimlere yenilerini ekleyerek veya denklemlerdeki terimlerin yerlerini sağa veya sola doğru kaydırarak gerçekleştirilir. Yer değiştirmelerden de değişmeler ve zorlanmalar hesaplanabilir.

2- özüm Safhası

Doğrusal veya doğrusal olmayan cebirsel denklemler analitik olarak özülebildikleri gibi, numerik analiz teknikleriyle bilgisayarda özölür. Malzeme ile ilgili olarak değişik yer değiştirme miktarı veya ısı transferi problemleri ve klasik dalga yayılması problemleri bu denklemlerin sıkça kullanıldıkları alanlardır.

3- Sonuçların değerlendirilmesi safhası

Bu aşamada denklemlerin çözümü tablolar, resimler veya grafikler aracılığı ile sergilenmektedir (53-55).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda 41 yaşındaki erkek mandibulasından alınan bilgisayarlı tomografi görüntülerinden elde edilen modellerde, angulus bölgesinde horizontal düzlemde 20°lik açılarla uygun olan ve olmayan iki farklı tipte kırık oluşturulmuş ve yerleştirilen mini vida ve plak sistemi üzerindeki ve kemik yapısındaki stresler üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir. Matematiksel olarak sonlu sayıda elemana bölünerek, cebirsel bir matris haline getirilen modeller, bilgisayar yardımı ile çözülmüştür.

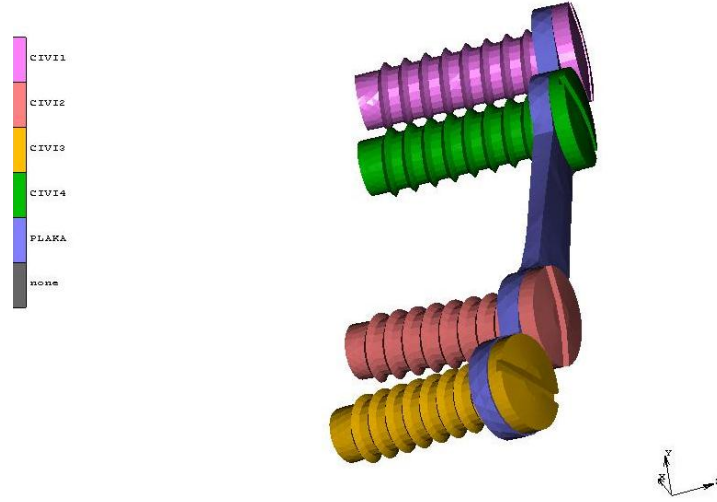
Modellerin simülasyonu için Abaqus/Standard 6.10 (SIMULIA World Headquarters 166 Valley Street Providence, RI 02909 USA) bilgisayar programı kullanılmıştır. Analiz çözümleri ve değerlendirmeler için ise Sekiz çekirdekli 2.4 GHz Intel Xeon 12 GB Ram, 2*120 GB SATA Harddisk 128 MB GEFORCE 5750, Windows Seven 64 Bit Edition özelliklerine sahip bir bilgisayar kullanılmıştır.

Üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizinin bilgisayarda çözümü için şu aşamalar takip edilmiştir:

1. Katı modelleme (solid modelling)
2. Ağ yapısının oluşturulması (mesh generation)
3. Sınır koşullarının tayini (boundary conditions)
4. Eleman ve düğüm noktalarının belirlenmesi (elements and nodes)
5. Modelin çözümü (model solution)
6. Analizlerin gösterimi (postprocessing)

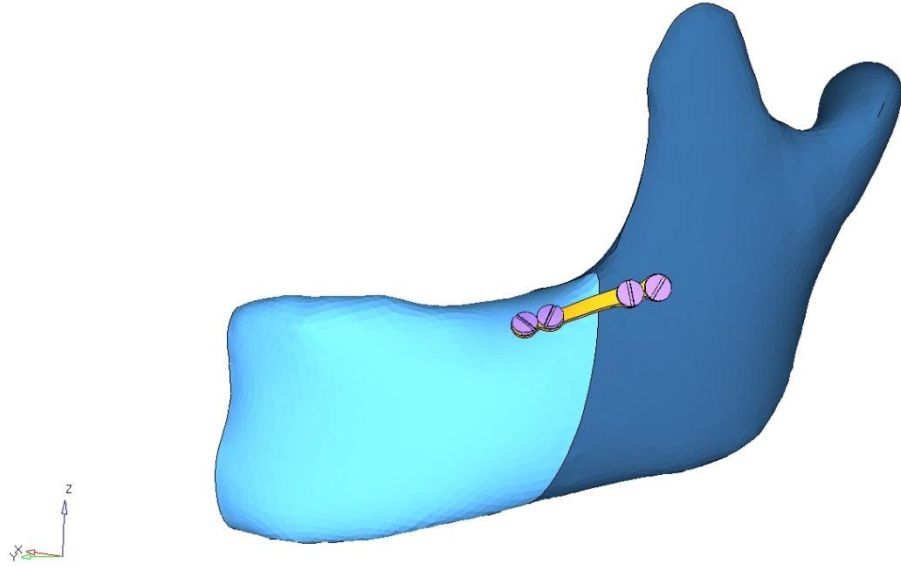
3.1. Katı Modelleme

Bu çalışmada kullanılan konvansiyonel, 2.0 sistem, titanyum, 4 delikli, 25 mm uzunlukta, 1mm kalınlıkta plak ve dış çapı 2.0 mm, iç çapı 1.35 mm, baş çapı 3.3 mm ve adımı 0.75mm olan 10 mm uzunluktaki vidalar modellenmiştir (Şekil 3.1).

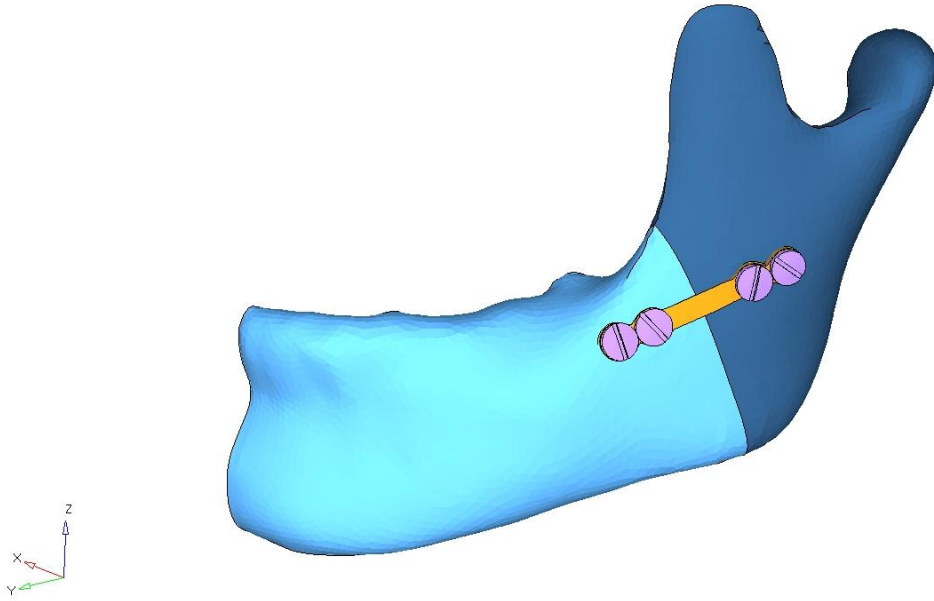


Şekil 3.1: Konvansiyonel titanyum vida ve plak sisteminin katı modeli

Bilgisayarlı tomografi ile 1 mm kesitler alınarak oluşturulan insan modelinden elde edilen verilerden Abaqus/Standard 6.10 (SIMULIA World Headquarters 166 Valley Street Providence, RI 02909 USA) ile üç boyutlu yüzey modeli oluşturulmuştur. Horizontal yönde iki farklı tipte kırık oluşturulan (uygun olan ve olmayan) modellerde konvansiyonel mini vida plak sistemi ile kırık fiksasyonları gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.2 – 3.3).



Şekil 3.2: Vida ve plak sistemi ile fiksasyonu yapılmış, horizontal yönde uygun kırık tipinin katı modeli



Şekil 3.3: Vida ve plak sistemi ile fiksasyonu yapılmış, horizontal yönde uygun olmayan kırık tipinin katı modeli

3.2. Ağ Yapısının Oluşturulması

Bu aşamada sonlu elemanlar yöntemi için gerekli olan modelleme için gerekli ağ yapı oluşturulmuştur. Bu ağ yapı iki tipte hazırlanabilir:

- 1) Haritalama yöntemi (mapped meshing): bu tip ağ yapıda eleman tipleri ve hacimleri kısıtlıdır. Sadece tuğla (brick) ve kama (wedge) tip elemanlar kullanılabilir.
- 2) Serbest yöntem (free meshing): Bu tip ağ yapıda ise elemanlar istenilen hacimde oluşturulabilir (56,57).

Çalışmamızda kullanılan yöntem serbest yöntemdir (Şekil 3.4, Şekil 3.5).



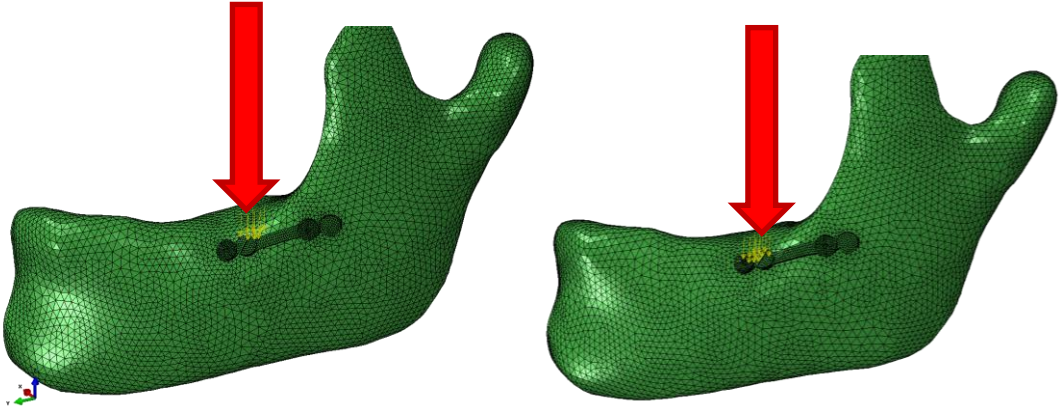
Şekil 3.4: Ağ yapısı oluşturulmuş uygun kırık modeli



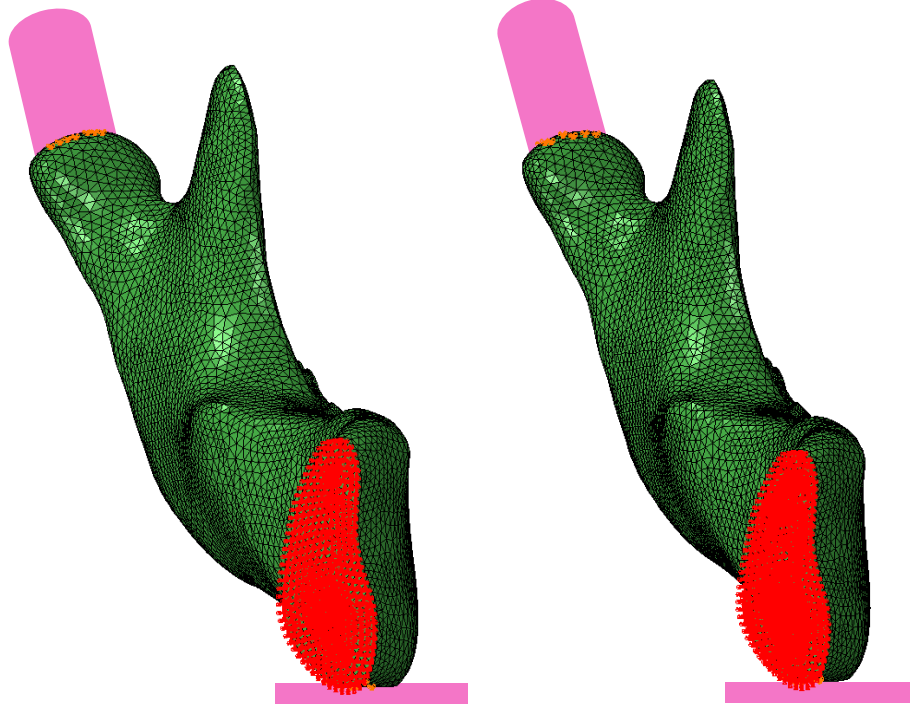
Şekil 3.5: Ağ yapısı oluşturulmuş uygun olmayan kırık modeli

3.3. Sınır Koşulları Tayini

Analizin bu bölümünde, uygulanacak kuvvetlerin miktarı, yönü, uygulama zamanı ve tipi ile düğüm noktalarının serbestlik dereceleri belirlenmiştir. Mandibula molar bölgeden vertikal yönde 200 N statik çiğneme kuvveti uygulanmış (Şekil 3.6) ve modelin serbestlik derecesi eklem ve simfiz kuvvet bölgeleri simule edilerek belirlenmiştir (Şekil 3.7). Uygulanan kuvvet ile oluşan gerilimler kortikal kemik, kansellöz kemik ve vida/plak için ayrı ayrı değerlendirilmiştir.



Şekil 3.6: Statik çiğneme kuvvetinin uygulanışı



Şekil 3.7: Modellerin kondiler bölgeden ve simfiz bölgesinden sınırlandırılması

3.4. Eleman ve Düğüm Noktalarının Belirlenmesi

Hazırlanan modellerde her bir eleman aşağıdaki özellikleri aracılığı ile tanımlanır:

1) Türü: Eleman türü, elemanların fiziksel geometrilerini gösterir.

2) Sırası: Düğüm noktalarının sayısı temel alınarak eleman, elemanların sınırları içindeki ortalama interpolasyon fonksiyonunu belirler. Elemanın bir kenarı boyunca uzanan düğüm noktalarının sayısı, elemanın sırasını gösterir. Eleman sırası türe bağlıdır.

Bu çalışmada uygun olan kırık modeli için düğüm sayısı 31467, eleman sayısı ise 156733; uygun olmayan kırık modeli için ise düğüm sayısı 31300, eleman sayısı 154812'dir. İki kırık modelindeki elemanların tipi üç boyutlu dört nodlu tetrahedron elemandır.

3) Topolojisi: Eleman topolojisi elemanın genel şeklini gösterir.

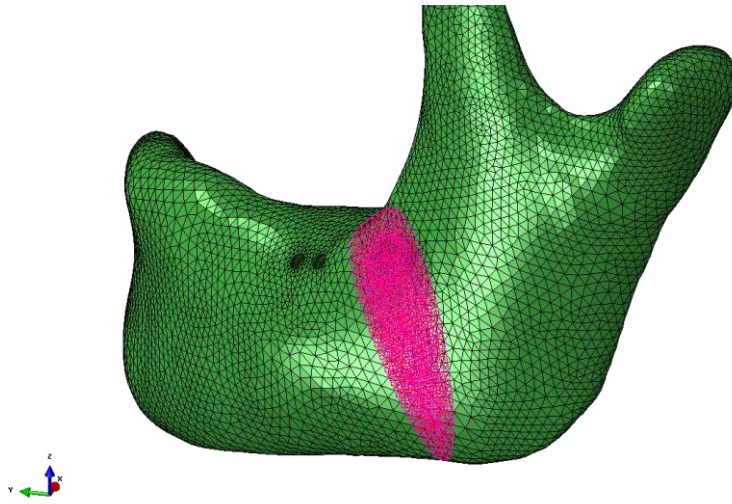
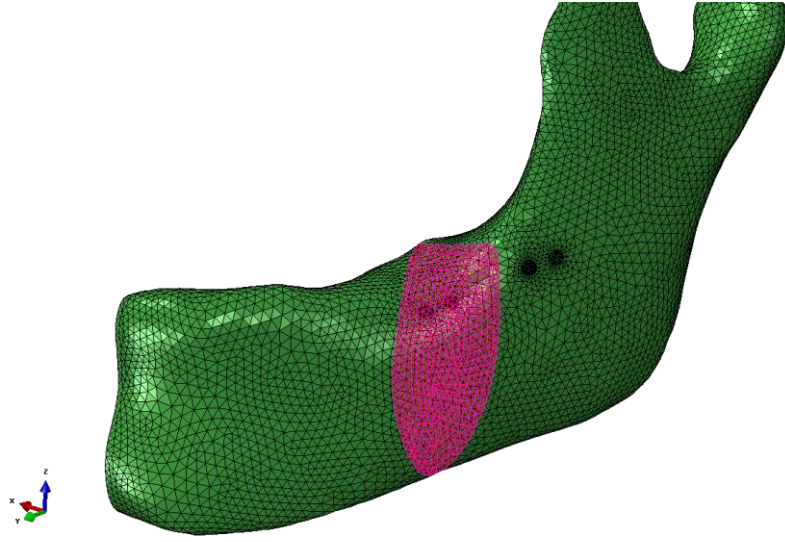
4) Materyal özellikleri: Bu özellikler modelin karakterlerini tanımlar. Materyallerin mekanik özellikleri literatürden alınmıştır (Tablo 3.1) (56,57).

Tablo 3.1: Kullanılan materyal tipine göre seçilen esneklik katsayıları ve poisson oranları

materyal tipi	esneklik katsayısı	poisson oranı
kansellöz kemik	1.85	0.3
kortikal kemik	14.8	0.3
titanyum	105	0.33

Sürtünme Katsayıları

Çalışmamızda her iki kırık modeli için de kırık hatlarındaki kesme düzlemleri arasında sürtünme katsayıları tanımlandı. Bu yüzeyin her iki tarafındaki elemanlar karşılıklı olarak sürtünmeli kontak olarak tanımlandı (Şekil 3.8). İki yüzey arasındaki sürtünme katsayısı Fitzpatrick ve ark.'ın çalışmasındaki kortikal-kansellöz kemik arasındaki sürtünme katsayısı değeri olan 0.61 alındı (59).



Şekil 3.8: Kırık yüzeylerdeki sürtünmeli kontak tanımlanmış elemanlar

4. BULGULAR

Horizontal yönde uygun olan ve uygun olmayan iki farklı tipte angulus kırığı oluşturulan modellerde konvansiyonel vida ve plak sistemleri ile fiksasyonu yapılmış ve 200N' luk kuvvet uygulanarak gerilim değerlerine bakılmıştır. Konu bütünlüğünü bozmamak için kortikal ve kansellöz kemikteki gerilim değerleri ayrı ayrı tablolar ve şekiller halinde gösterilmiştir (Tablo 4.1).

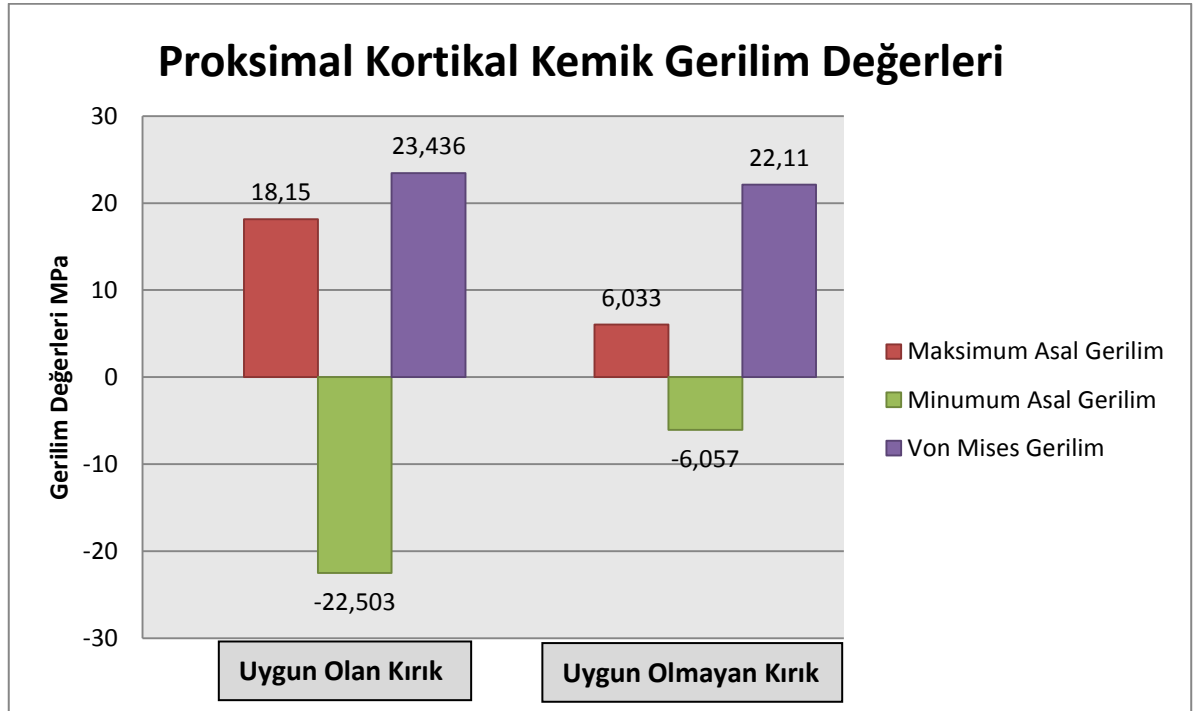
Tablo 4.1: Kırık modellerindeki Von Misses, maksimum ve minumum asal gerilimler

Model	Bölüm	Von Misses Gerilimi (MPa)	Maksimum Asal Gerilim (MPa) (Çekme Gerilimi)	Minumum Asal Gerilim (MPa) (Sıkışma Gerilimi)
Uygun Olan Kırık	Kortikal Distal	54,031	18,876	-46,900
	Kortikal Proksimal	23,436	18,150	-22,503
	Kansellöz Distal	2,306	2,251	-2,431
	Kansellöz Proksimal	0,647	0,598	-0,652
	Vida	151,460	147,798	-202,151
	Plak	253,798	228,923	-299,423
Uygun Olmayan Kırık	Kortikal Distal	20,739	5,943	-22,600
	Kortikal Proksimal	22,110	6,033	-6,057
	Kansellöz Distal	1,845	1,441	-2,895
	Kansellöz Proksimal	1,177	1,510	-0,645
	Vida	77,327	81,779	-107,779
	Plak	118,279	136,792	-122,795

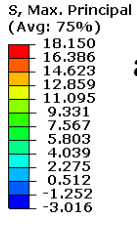
4.1. Uygun Olan ve Uygun Olmayan Kırık Modellerindeki Kemik Gerilim Değerleri

4.1.1. Proksimal Kortikal Kemik Gerilim Değerleri

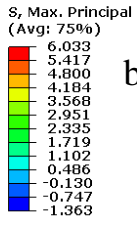
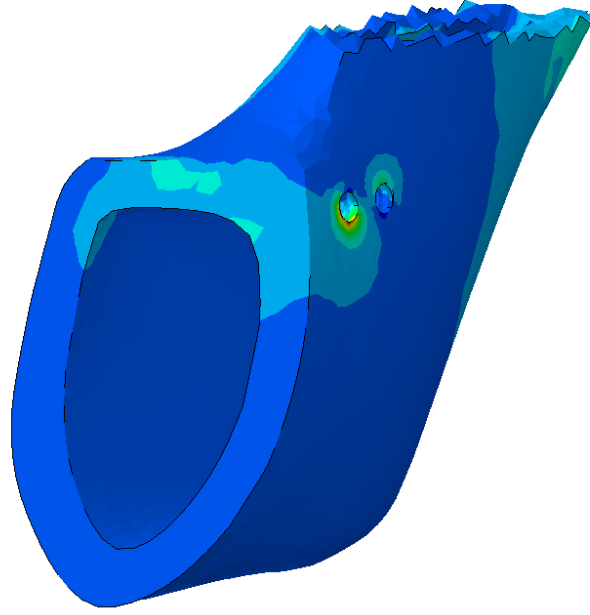
Uygun yükleme koşulunda proksimal kortikal kemikte maksimum asal gerilim (çekme gerilimi) uygun olan kırık modelinde 18,150 MPa, uygun olmayan kırık modelinde 6,033 MPa; minimum asal gerilim (sıkışma gerilimi) değeri uygun olan kırık modelinde 22,503 MPa, uygun olmayan kırık modelinde 6,057 MPa bulundu. Von Mises gerilim değerleri ise; uygun olan kırık modelinde 23,436 MPa, uygun olmayan kırık modelinde ise 22,110 bulundu (Şekil 4.1, 4.2, 4.3, 4.4, 4.5).



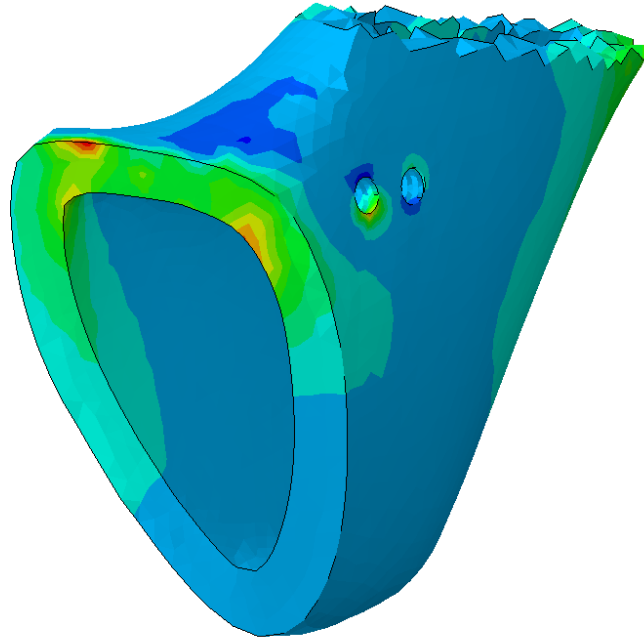
Şekil 4.1: Kırık tipleri için proksimal kortikal kemik gerilim değerleri



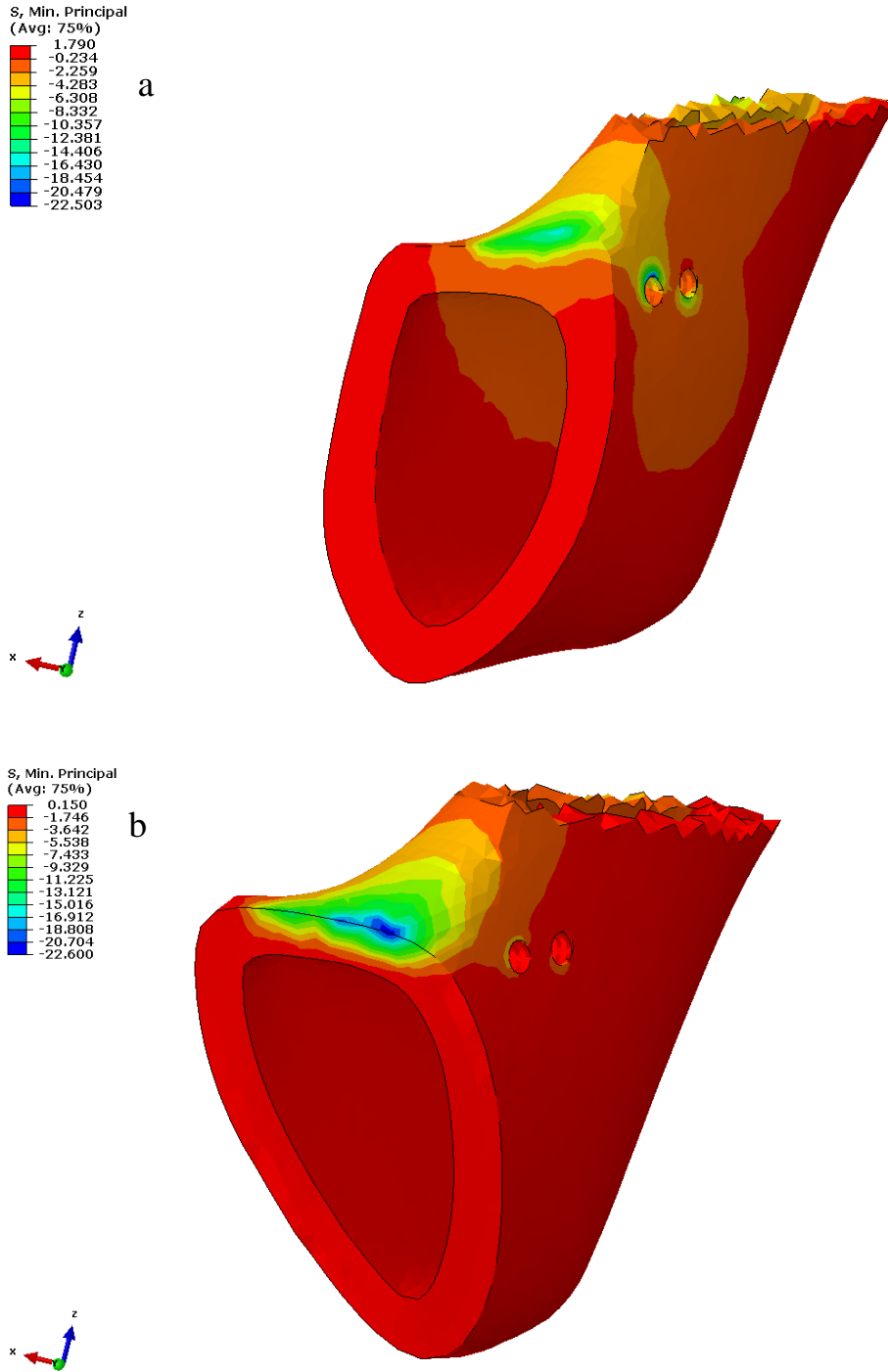
a



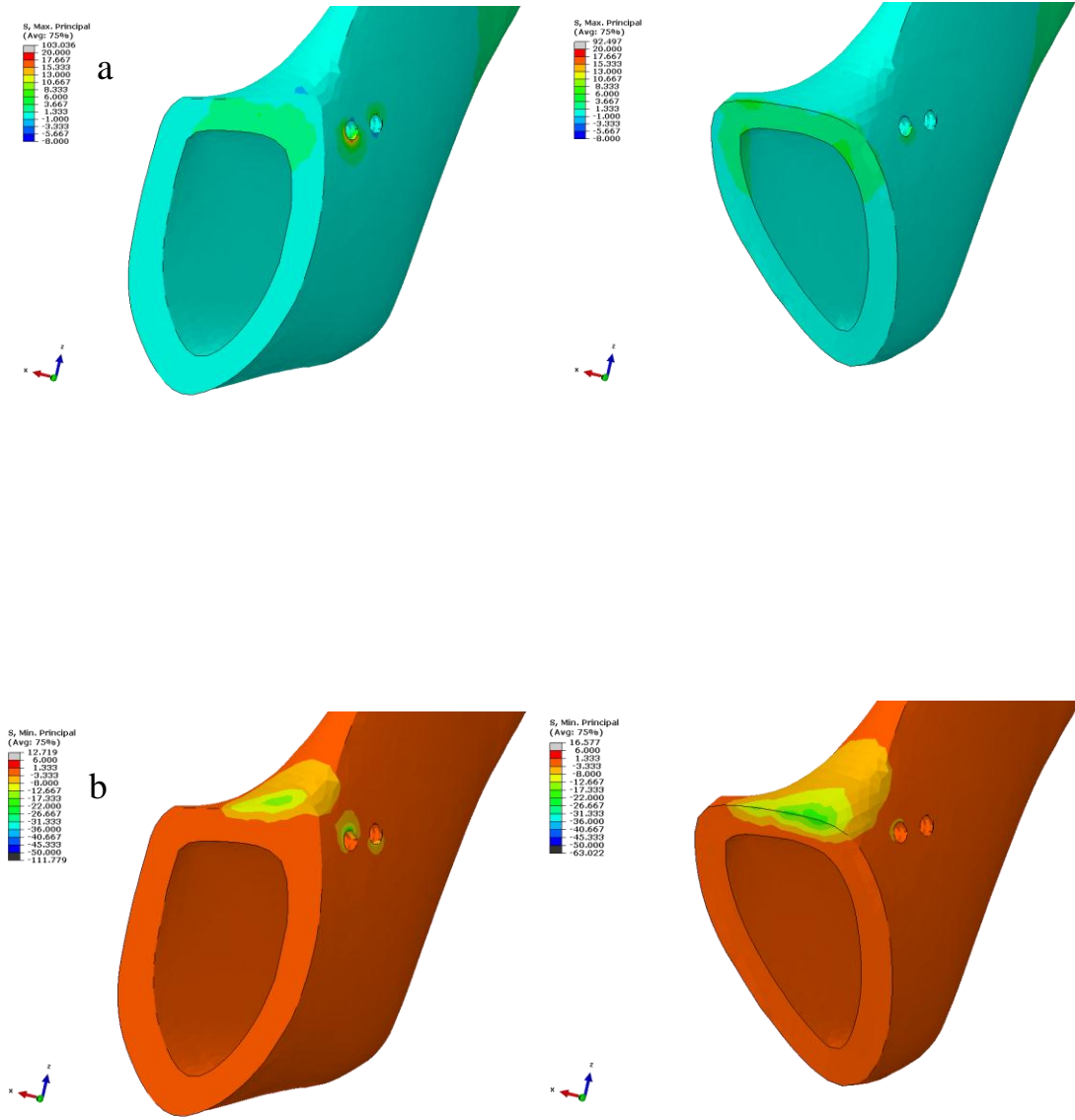
b



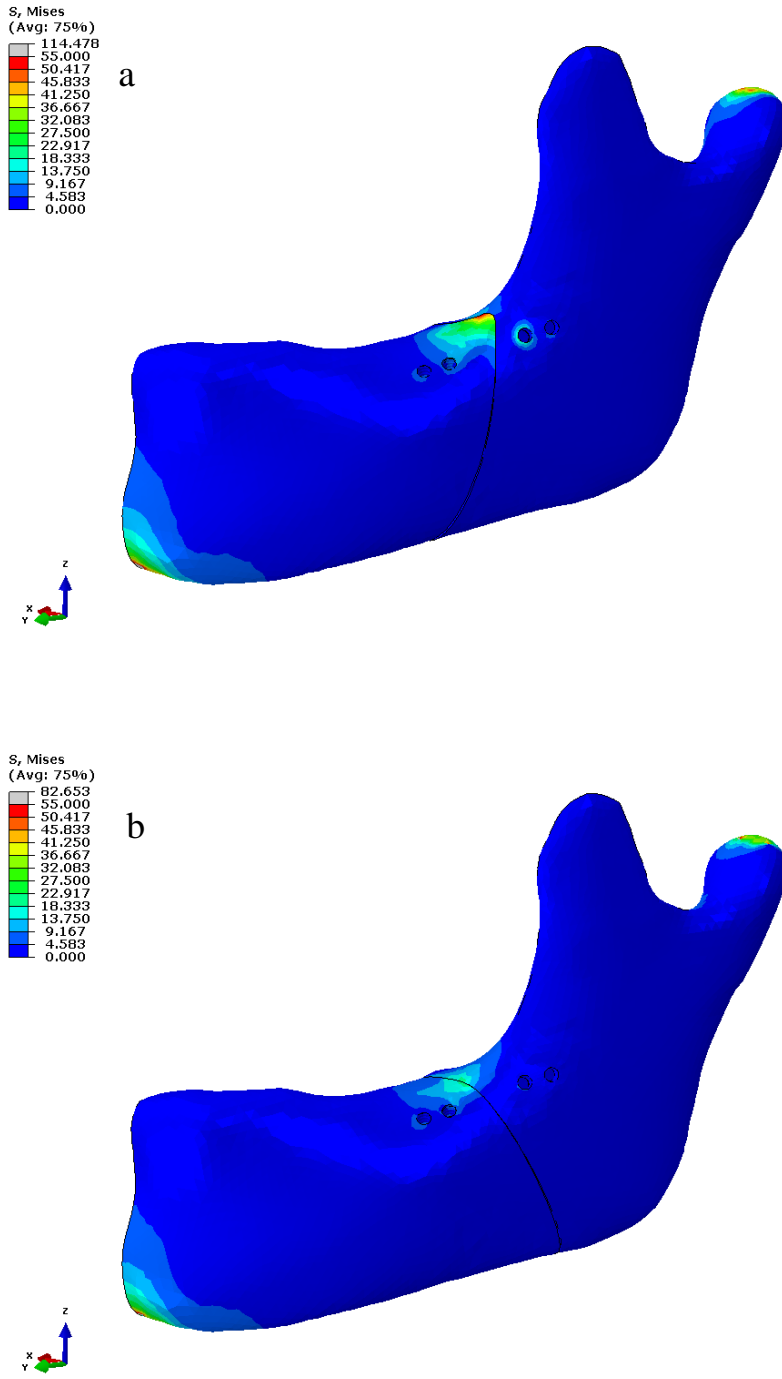
Şekil 4.2: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki proksimal kortikal kemikteki maksimum asal gerilimler



Şekil 4.3: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki proksimal kortikal kemikteki minumum asal gerilimler



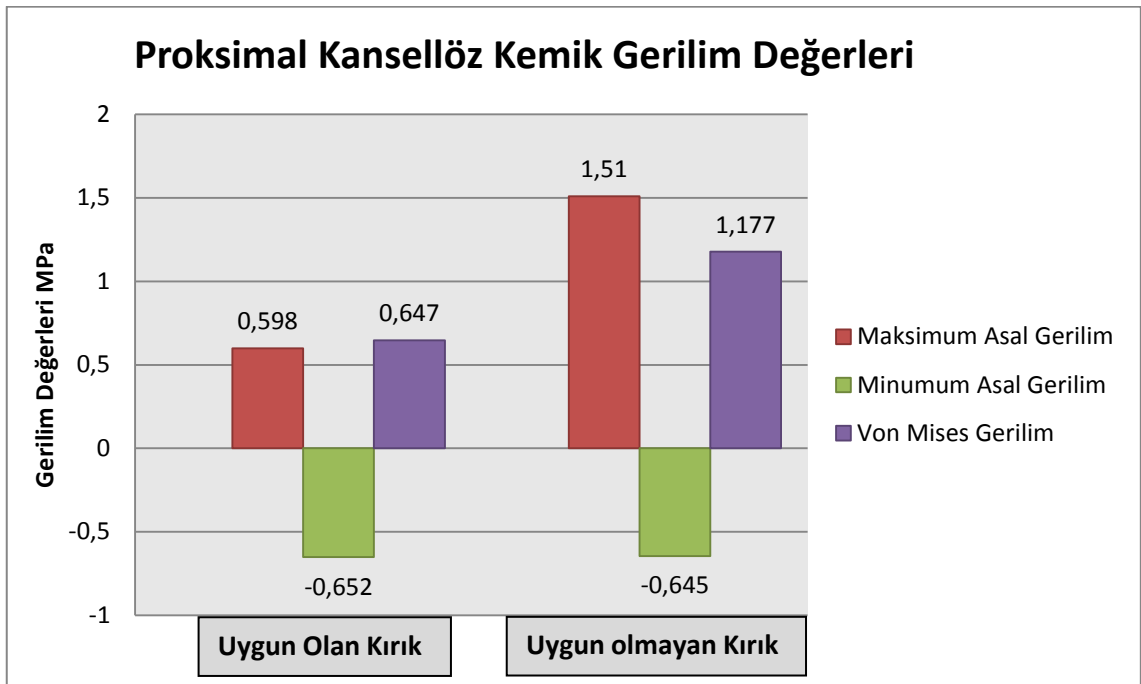
Şekil 4.4: Uygun olan ve uygun olmayan kırık modellerindeki proksimal kortikal kemikteki maksimum asal gerilimlerin(a) ve minimum asal gerilimlerin(b) sabit skala ile karşılaştırılması



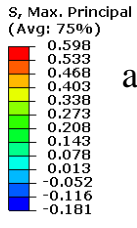
Şekil 4.5: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki proksimal kortikal kemikteki von Misses gerilimlerinin sabit skala ile karşılaştırılması

4.1.2. Proksimal Kansellöz Kemik Gerilim Değerleri

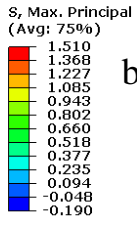
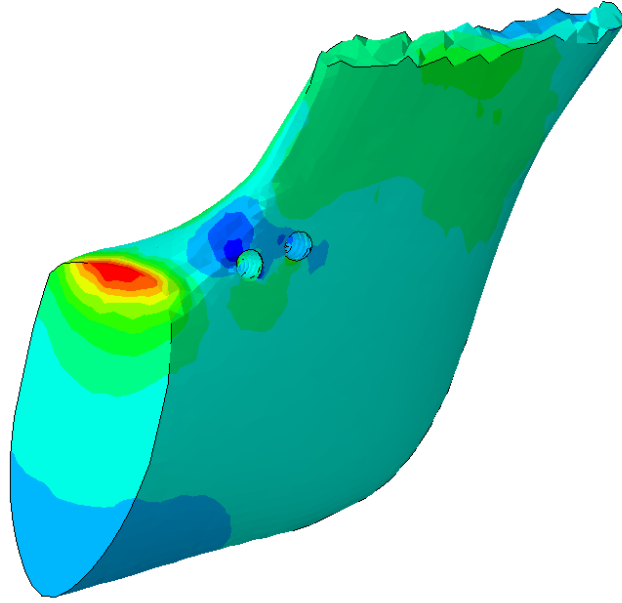
Uygun yükleme koşulunda proksimal kansellöz kemikte Maksimum asal gerilim (çekme gerilimi) uygun olan kırık modelinde 0,598 MPa, uygun olmayan kırık modelinde 1,510 MPa; minumum asal gerilim (sıkışma gerilimi) değeri uygun olan kırık modelinde 0,652 MPa, uygun olmayan kırık modelinde 0,645 MPa bulundu. Von Misses gerilim değerleri ise uygun kırık modelinde 0,647 MPa, uygun olmayan kırık modelinde 1,177 bulundu (Şekil 4.6, 4.7, 4.8, 4.9, 4.10).



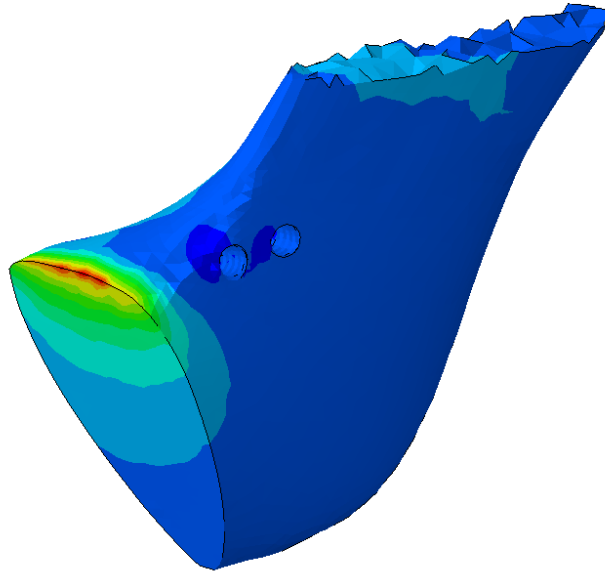
Şekil 4.6: Kırık tipleri için proksimal kansellöz kemik gerilim değerleri



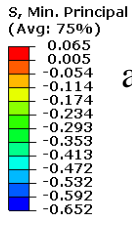
a



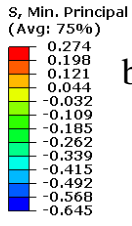
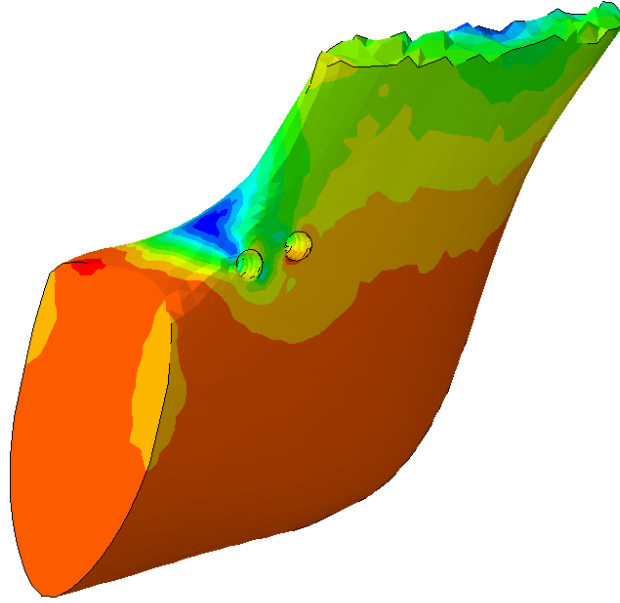
b



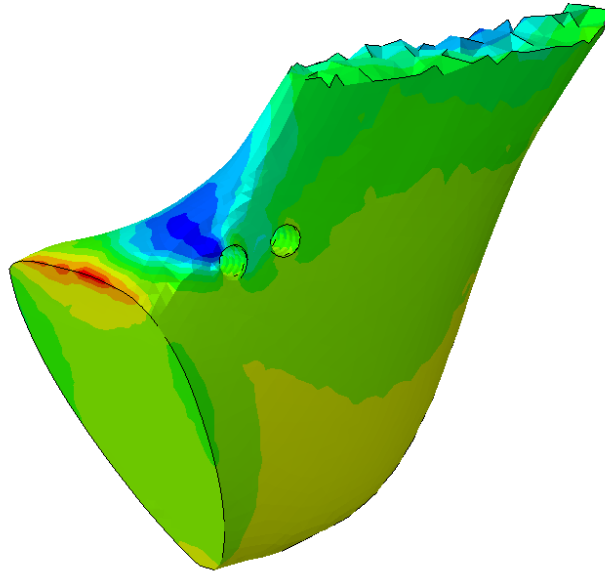
Şekil 4.7: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki proksimal kansellöz kemikteki maksimum asal gerilimler



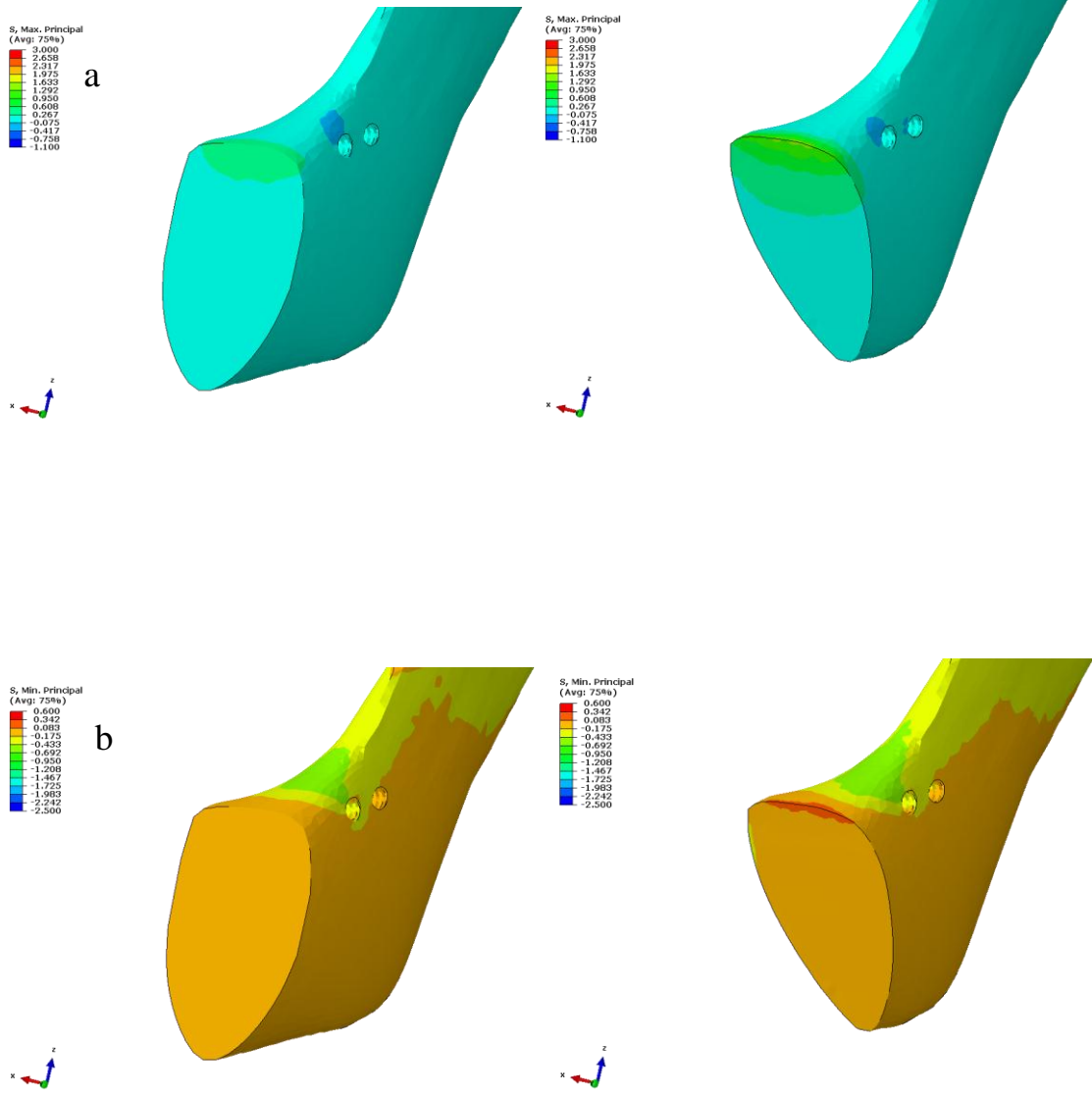
a



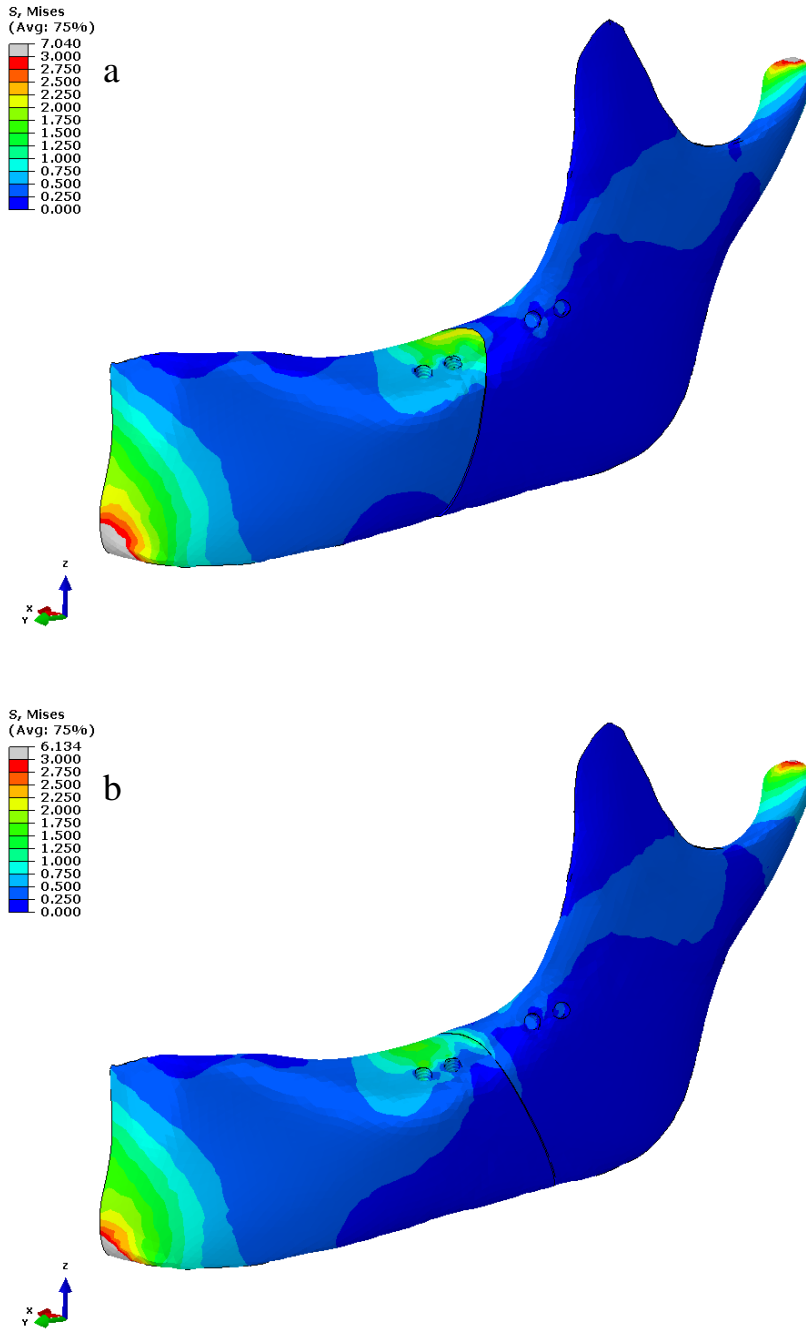
b



Şekil 4.8: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki proksimal kansellöz kemikteki minimum asal gerilimler



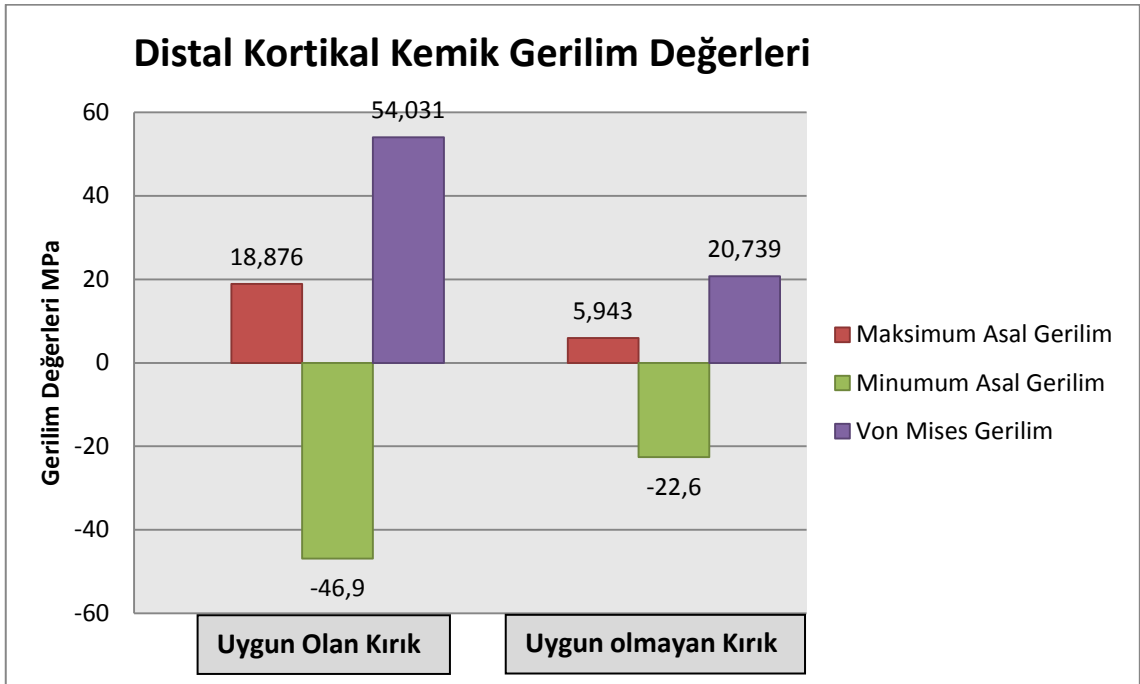
Şekil 4.9: Uygun olan ve uygun olmayan kırık modellerindeki proksimal kansellöz kemikteki maksimum asal gerilimlerin(a) ve minimum asal gerilimlerin(b) sabit skala ile karşılaştırılması



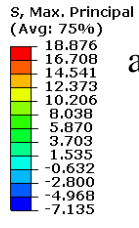
Şekil 4.10: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki proksimal kansellöz kemikteki von Misses gerilimlerinin sabit skala ile karşılaştırılması

4.1.3. Distal Kortikal Kemik Gerilim Değerleri

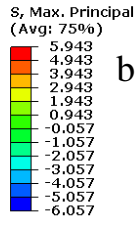
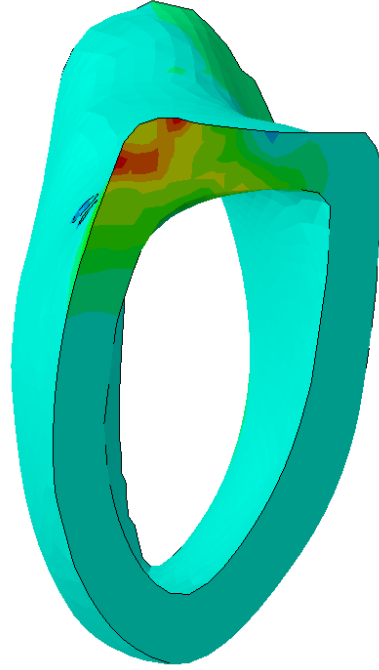
Uygun yükleme koşulunda distal kortikal kemikte Maksimum asal gerilim (çekme gerilimi) uygun olan kırık modelinde 18,876 MPa, uygun olmayan kırık modelinde 5,943 MPa; minimum asal gerilim (sıkışma gerilimi) değeri uygun olan kırık modelinde 46,900 MPa, uygun olmayan kırık modelinde 22,600 MPa bulundu. Von Misses gerilim değerleri ise uygun kırık modelinde 54,031 MPa, uygun olmayan kırık modelinde ise 20,739 MPa bulundu (Şekil 4.11, 4.12, 4.13, 4.14, 4.15).



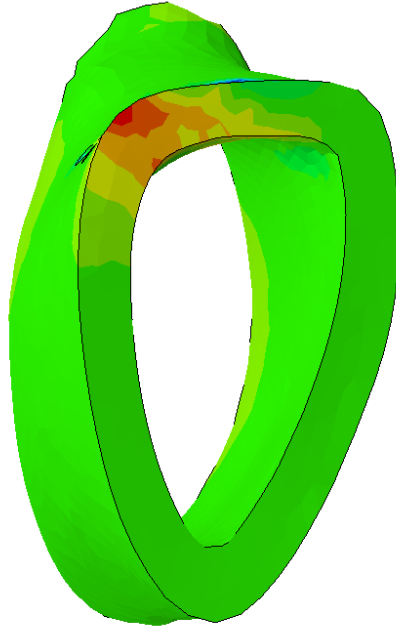
Şekil 4.11: Kırık tipleri için distal kortikal kemik gerilim değerleri



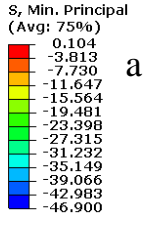
a



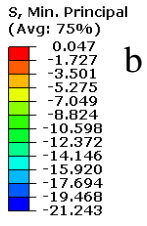
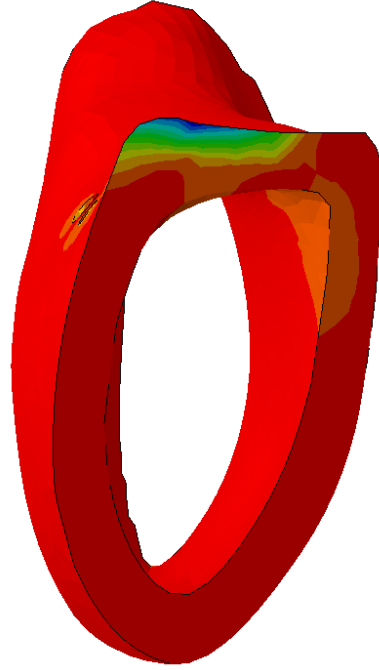
b



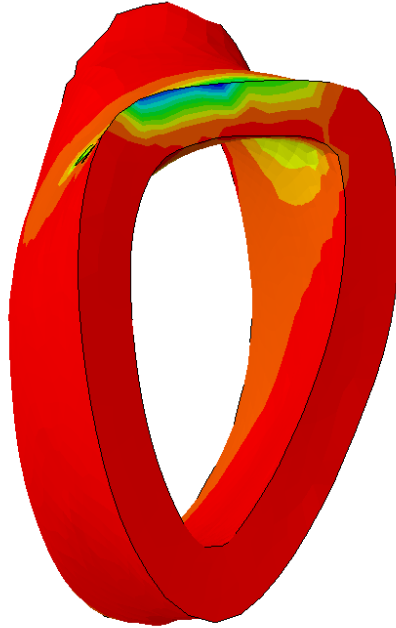
Şekil 4.12: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki distal kortikal kemikteki maksimum asal gerilimler



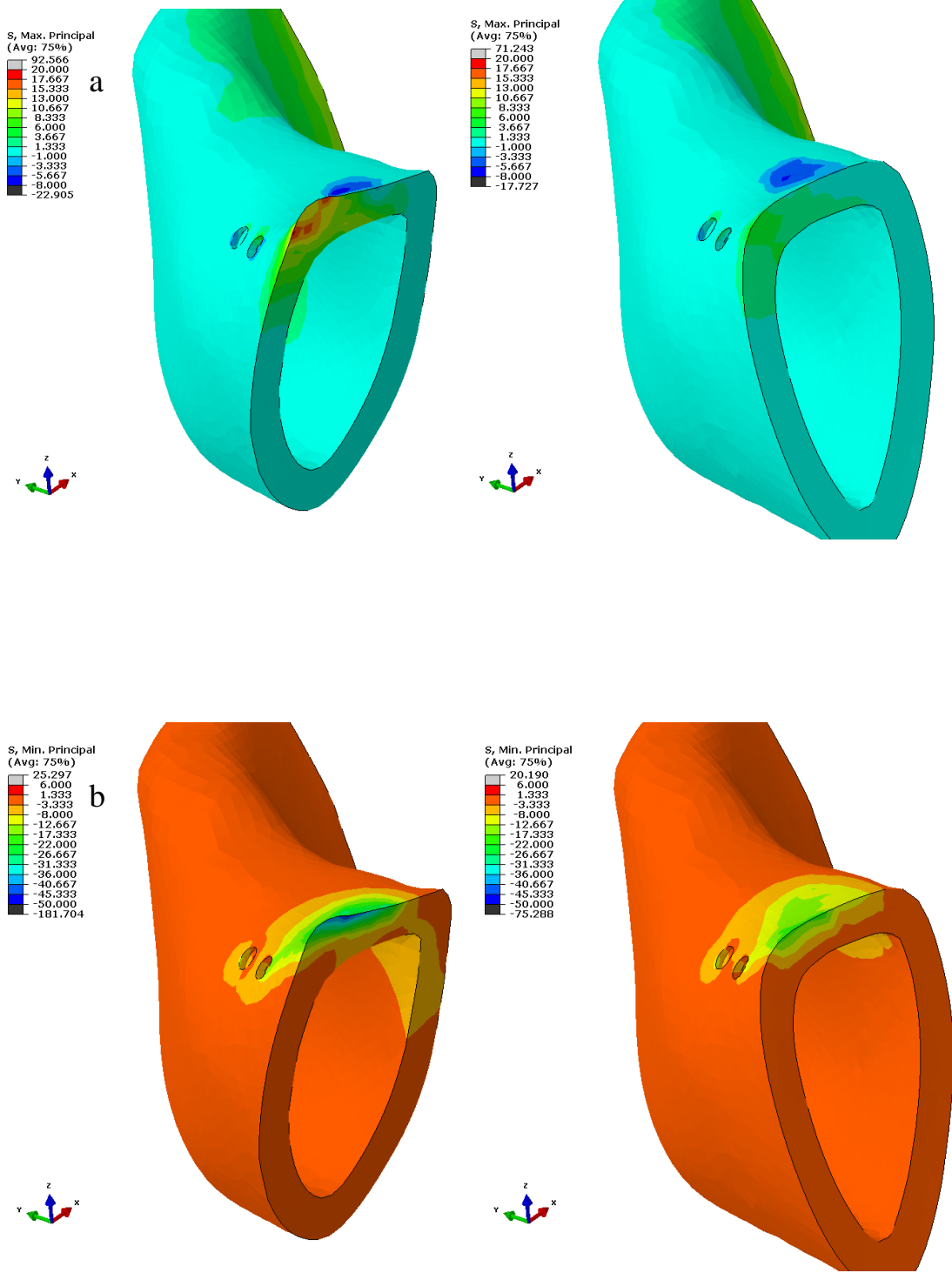
a



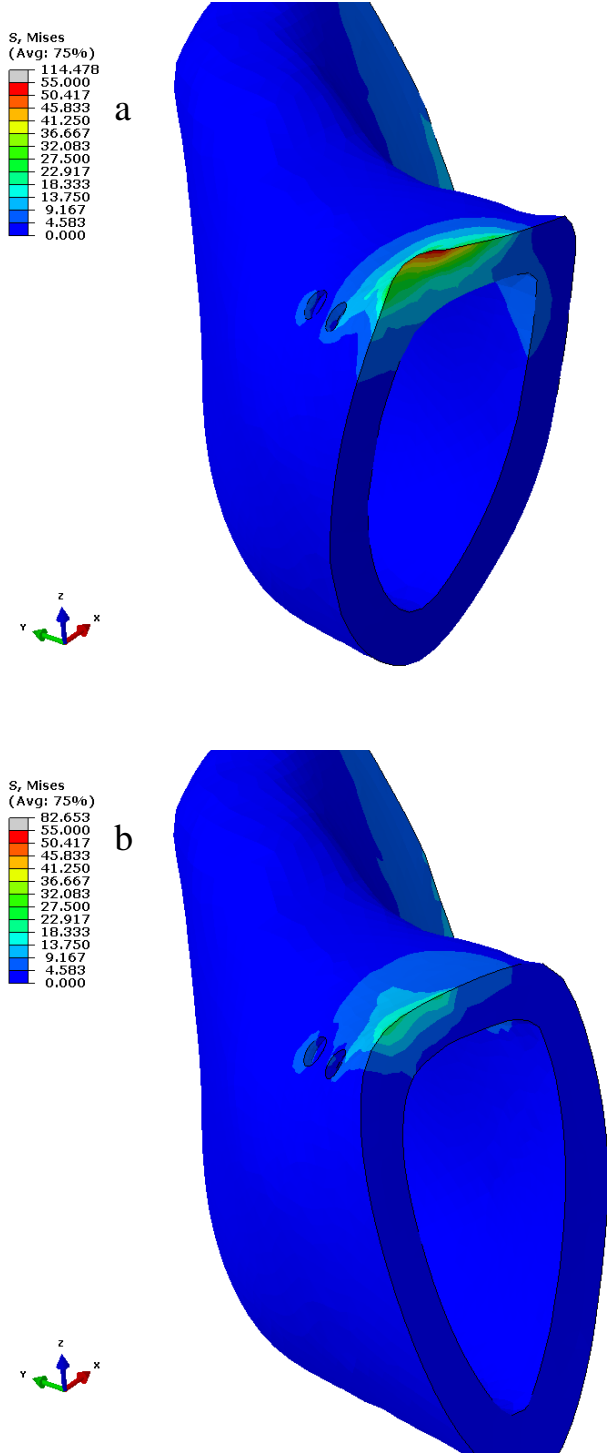
b



Şekil 4.13: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki distal kortikal kemikteki minimum asal gerilimler



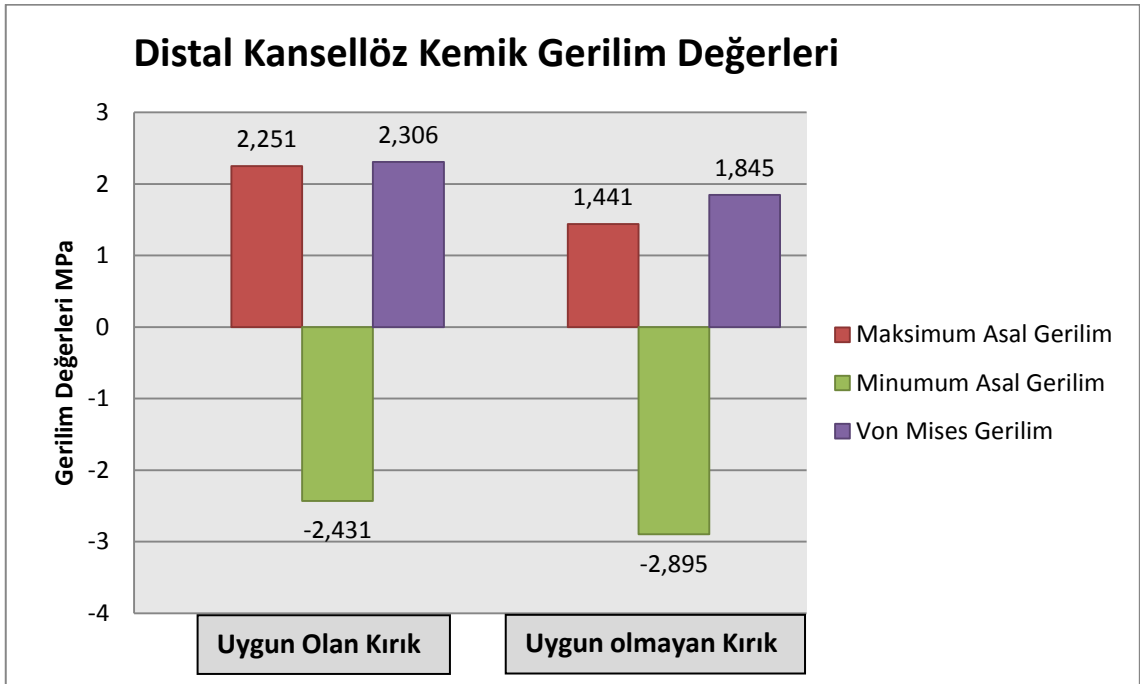
Şekil 4.14: Uygun olan ve uygun olmayan kırık modellerindeki distal kortikal kemikteki maksimum asal gerilimlerin(a) ve minimum asal gerilimlerin(b) sabit skala ile karşılaştırılması



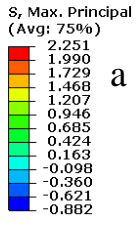
Şekil 4.15: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki distal kortikal kemikteki von Misses gerilimlerinin sabit skala ile karşılaştırılması

4.1.4. Distal Kansellöz Kemik Gerilim Değerleri

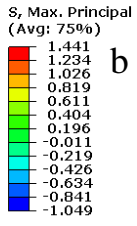
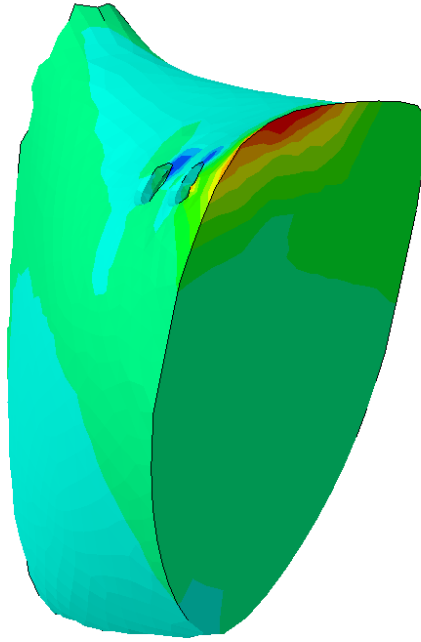
Uygun yükleme koşulunda distal kansellöz kemikte maksimum asal gerilim (çekme gerilimi) uygun olan kırık modelinde 2,251 MPa, uygun olmayan kırık modelinde 1,441 MPa; minimum asal gerilim (sıkışma kuvveti) değeri uygun olan kırık modelinde 2,431 MPa, uygun olmayan kırık modelinde 2,895 MPa bulundu. Von Misses gerilim değerleri ise uygun olan kırık modelinde 2,306 MPa, uygun olmayan kırık modelinde 1,845 MPa bulundu (Şekil 4.16, 4.17, 4.18, 4.19, 4.20).



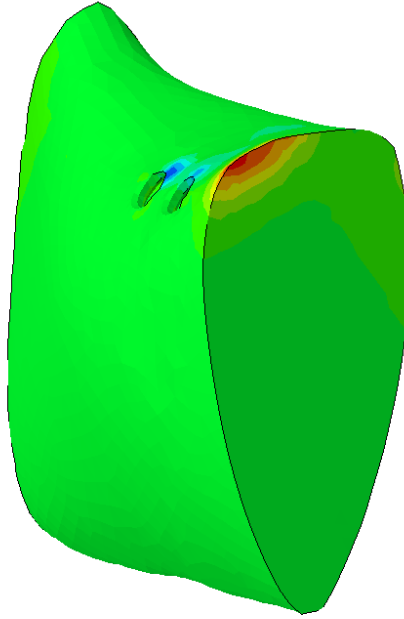
Şekil 4.16: Kırık tipleri için distal kansellöz kemik gerilim değerleri



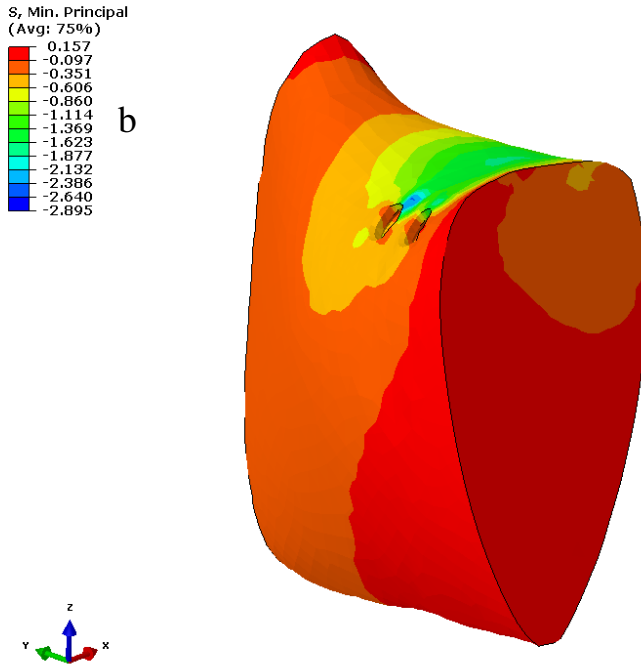
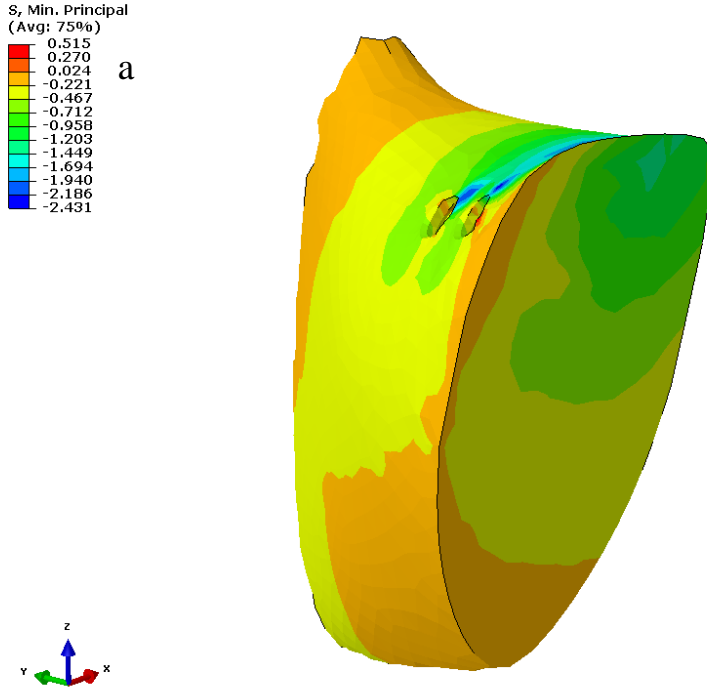
a



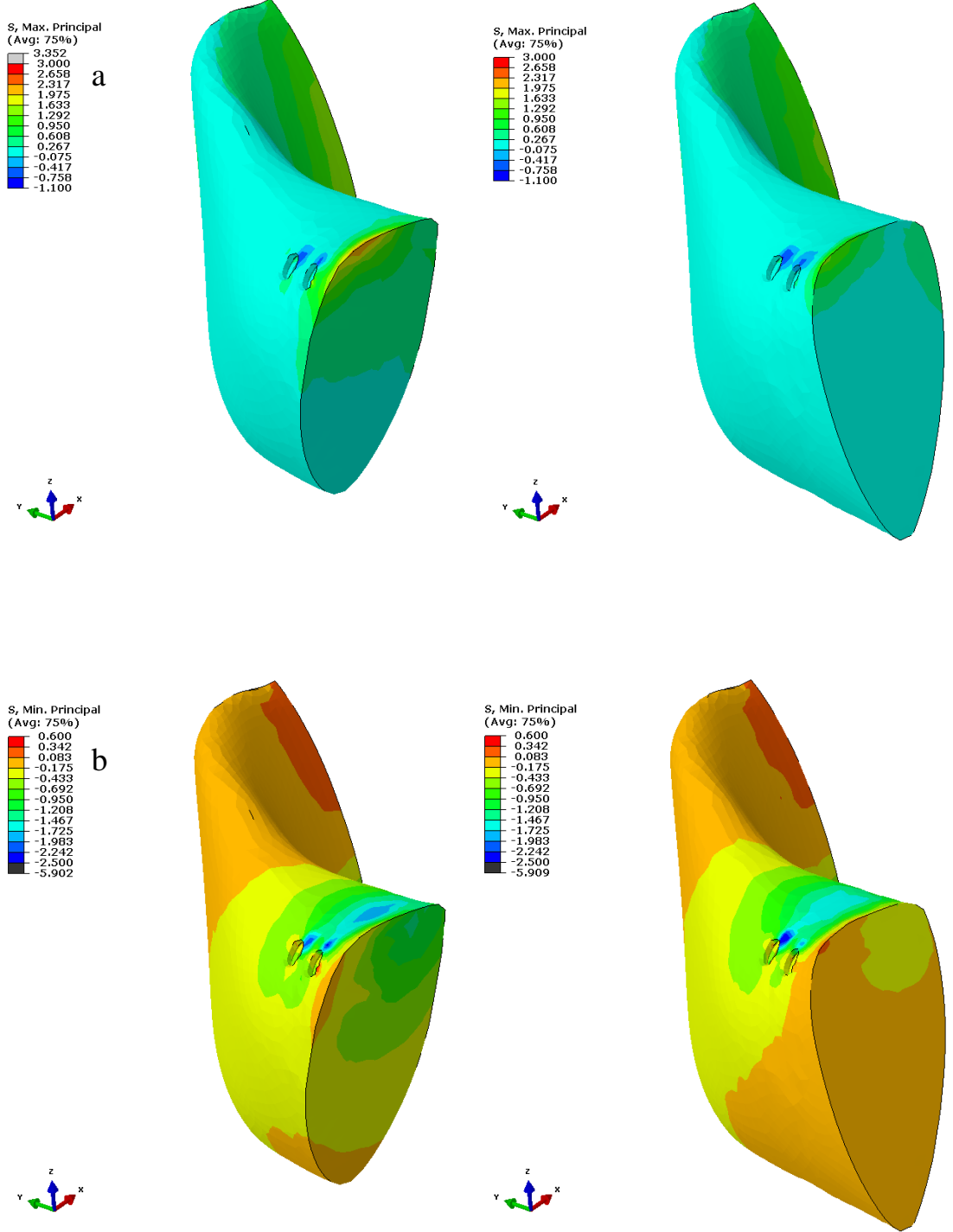
b



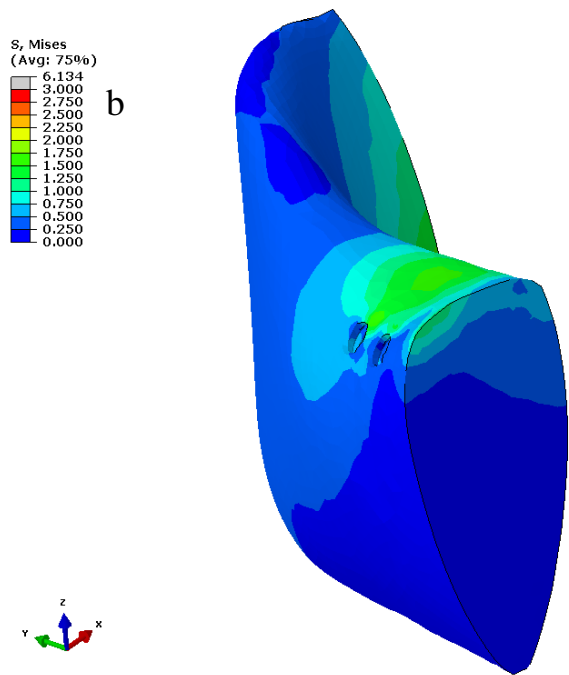
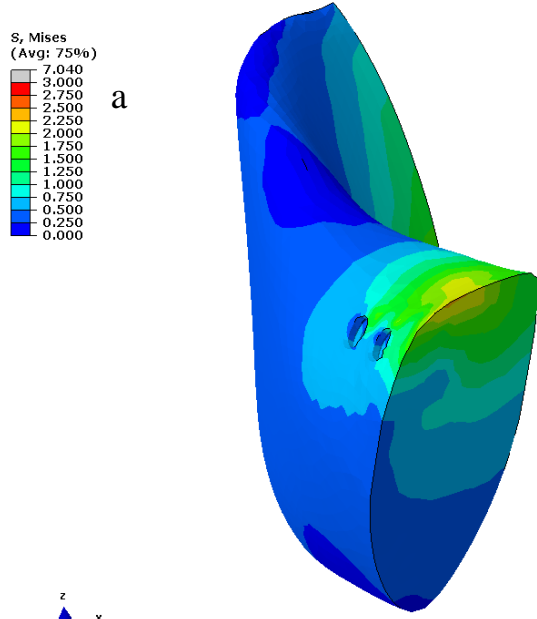
Şekil 4.17: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki distal kansellöz kemikteki maksimum asal gerilimler



Şekil 4.18: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki distal kansellöz kemikteki mininum asal gerilimler



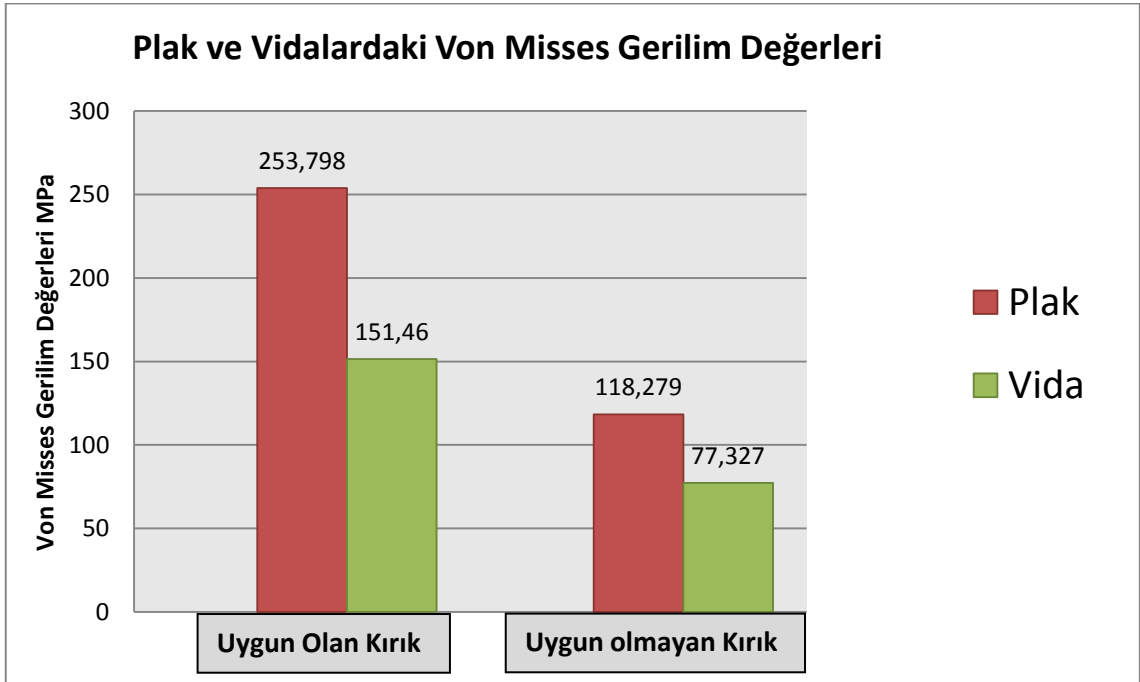
Şekil 4.19: Uygun olan ve uygun olmayan kırık modellerindeki distal kansellöz kemikteki maksimum asal gerilimlerin(a) ve minimum asal gerilimlerin(b) sabit skala ile karşılaştırılması



Şekil 4.20: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki distal kansellöz kemikteki von Misses gerilimlerinin sabit skala ile karşılaştırılması

4.2. Vida ve Plak Sistemleri Üzerindeki Von Misses Gerilim Değerleri

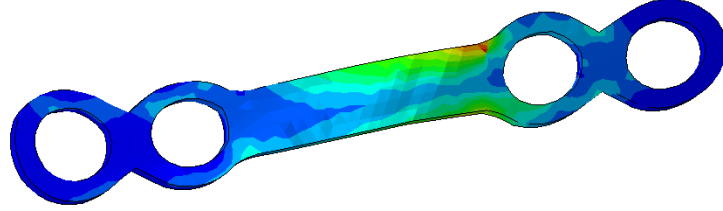
Uygun yükleme koşulunda vidaların üzerindeki von Misses gerilim yükleri uygun olan kırık modelinde 151,460 MPa, uygun olmayan kırık modelinde 77,327 MPa bulundu. Plaklar üzerine düşen von Misses gerilim değerleri ise uygun olan kırık modelinde 253,798 MPa, uygun olmayan kırık modelinde 118,279 MPa bulundu (Şekil 4.21, 4.22, 4.23, 4.24, 4.25).



Şekil 4.21: Kırık tipleri için plak ve vidalardaki von Misses gerilim değerleri

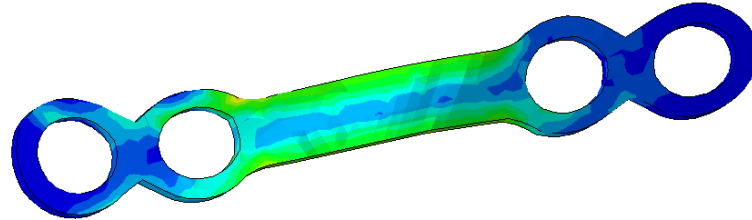
S, Mises
(Avg: 75%)
253.798
232.764
211.731
190.697
169.664
148.630
127.597
106.563
85.530
64.496
43.463
22.429
1.396

a



S, Mises
(Avg: 75%)
118.279
108.489
98.698
88.908
79.117
69.327
59.536
49.746
39.956
30.165
20.375
10.584
0.794

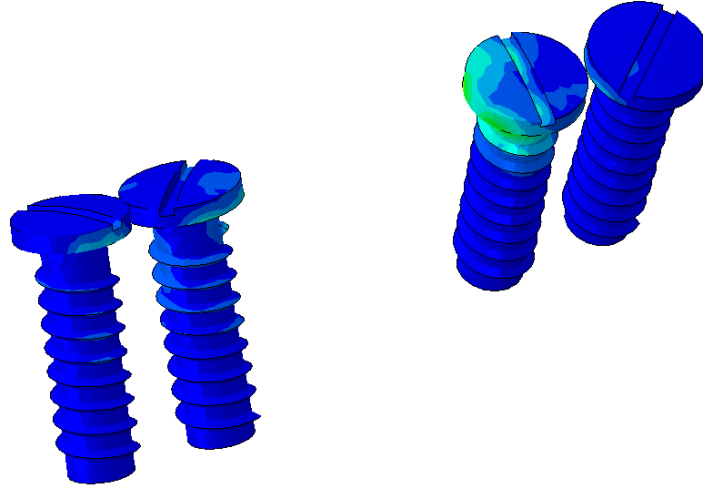
b



Şekil 4.22: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki plaklar üzerindeki von Misses gerilimleri

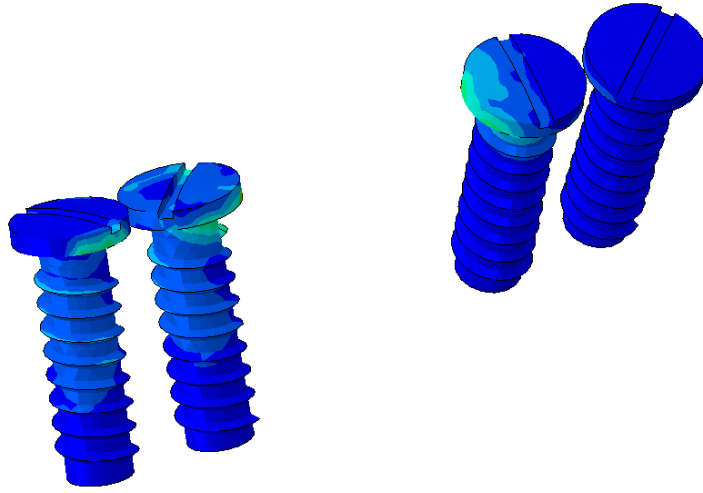
S, Mises
(Avg: 75%)
151.460
130.069
126.277
113.686
101.094
88.503
75.912
63.320
50.729
38.138
25.546
12.955
0.363

a

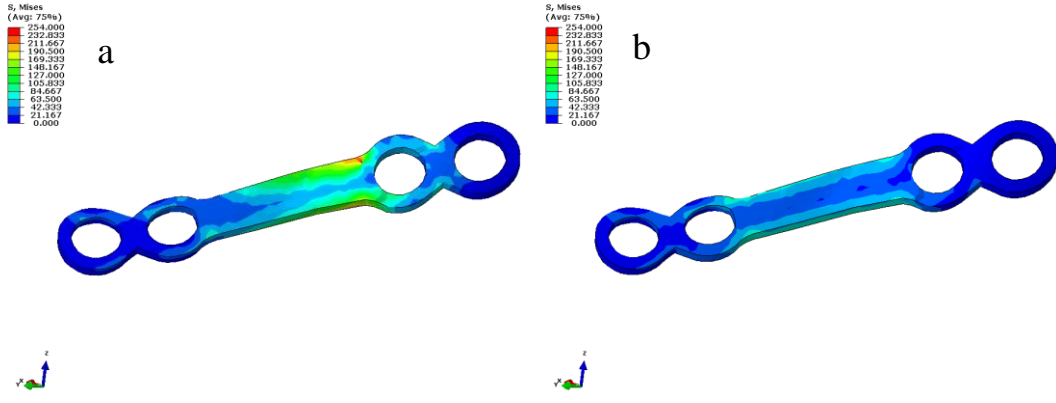


S, Mises
(Avg: 75%)
77.327
70.907
64.486
58.065
51.645
45.224
38.803
32.382
25.962
19.541
13.120
6.700
0.279

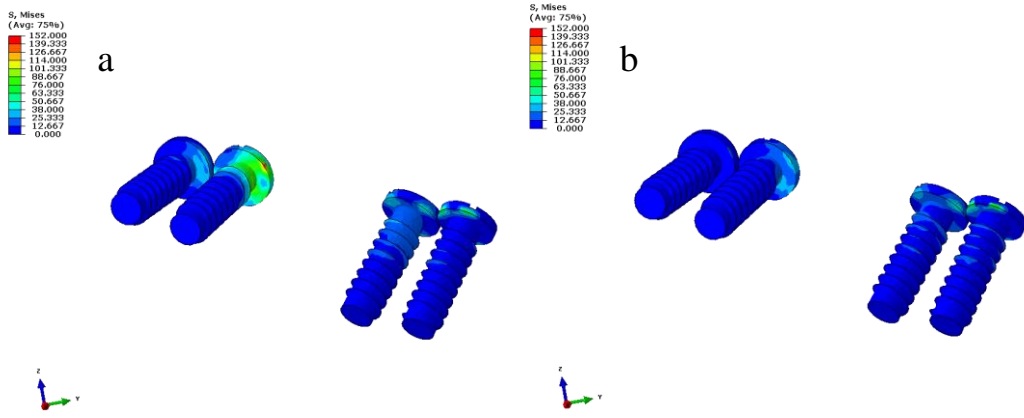
b



Şekil 4.23: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerindeki vidalar üzerindeki von Misses gerilimleri



Şekil 4.24: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerinde plaklar üzerindeki von Misses gerilimlerinin sabit skala ile karşılaştırılması

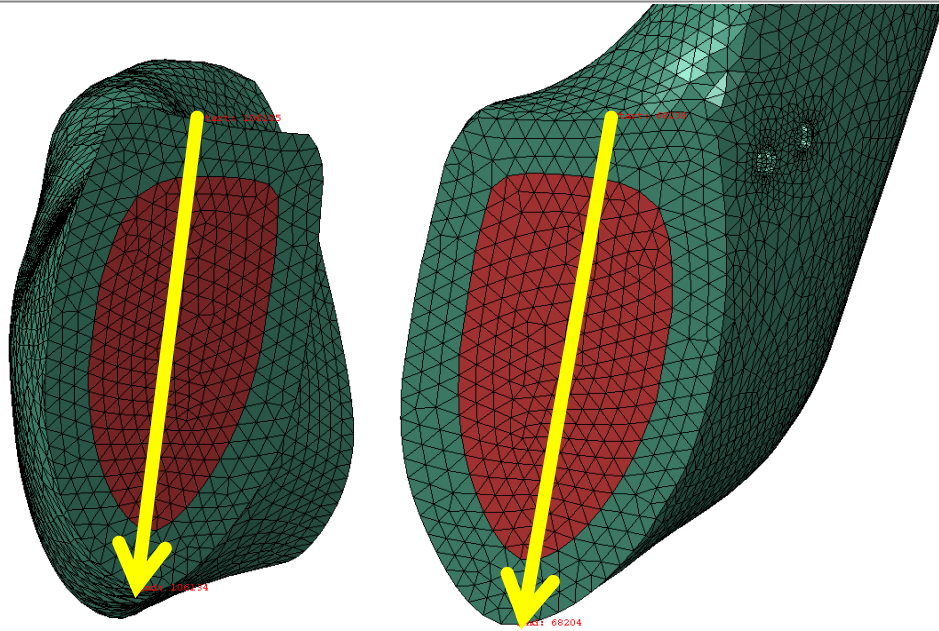
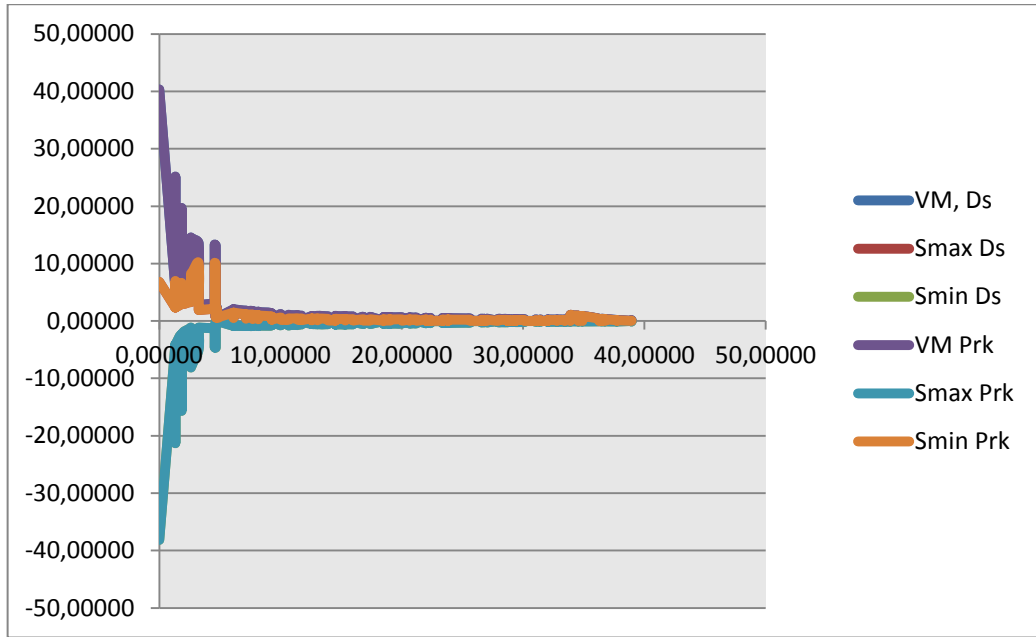


Şekil 4.25: Uygun olan(a) ve uygun olmayan(b) kırık modellerinde vidalar üzerindeki von Misses gerilimlerinin sabit skala ile karşılaştırılması

4.3. Kırık Yüzeyindeki Gerilim Değerlerinin Vertikal ve Horizontal Yöndeki Değişimleri

4.3.1. Uygun Olan Kırık Modelindeki Kırık Yüzeylerdeki Gerilimlerin Vertikal Yöndeki Değişimleri

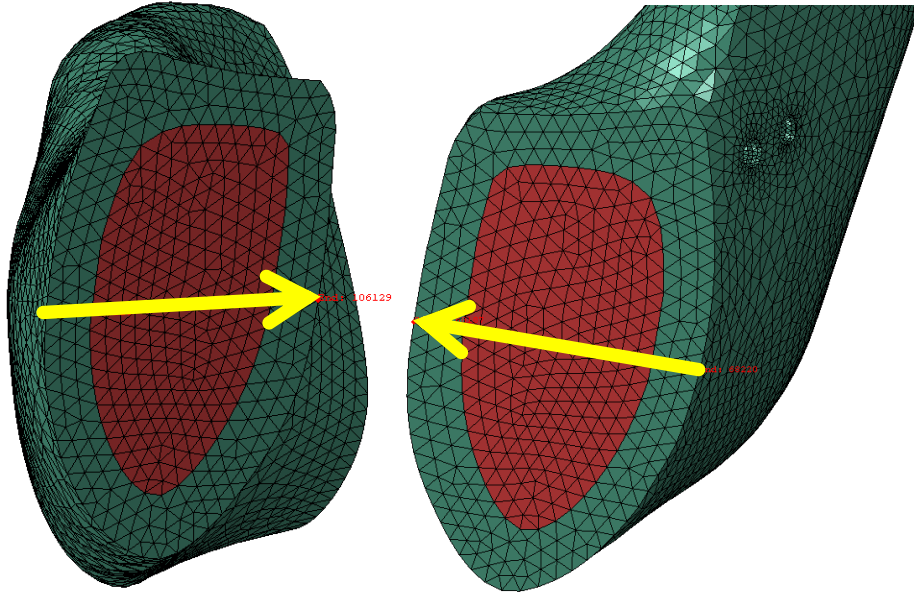
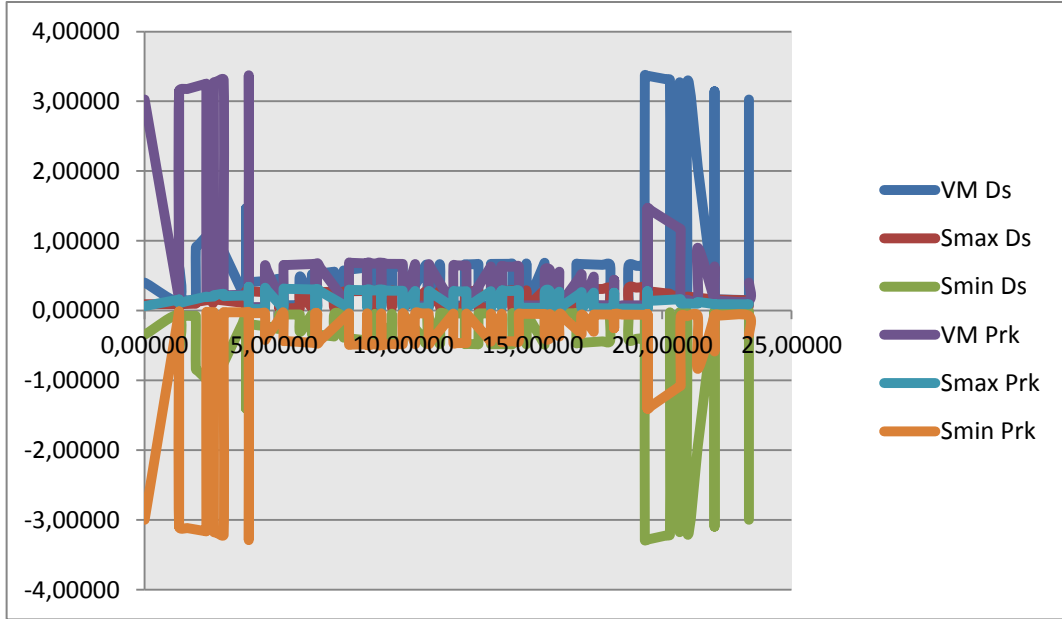
Uygun yükleme koşullarında gerilim değerlerinin uygun olan kırık tipi için kırık yüzeylerdeki vertikal yöndeki değişimler Şekil 4.26'da gösterilmiştir.



Şekil 4.26: Uygun kırık tipinde kırık yüzeylerde vertikal yöndeki gerilim değerlerinin değişimi

4.3.2. Uygun Olan Kırık Modelindeki Kırık Yüzeylerdeki Gerilimlerin Horizontal Yöndeki Değişimleri

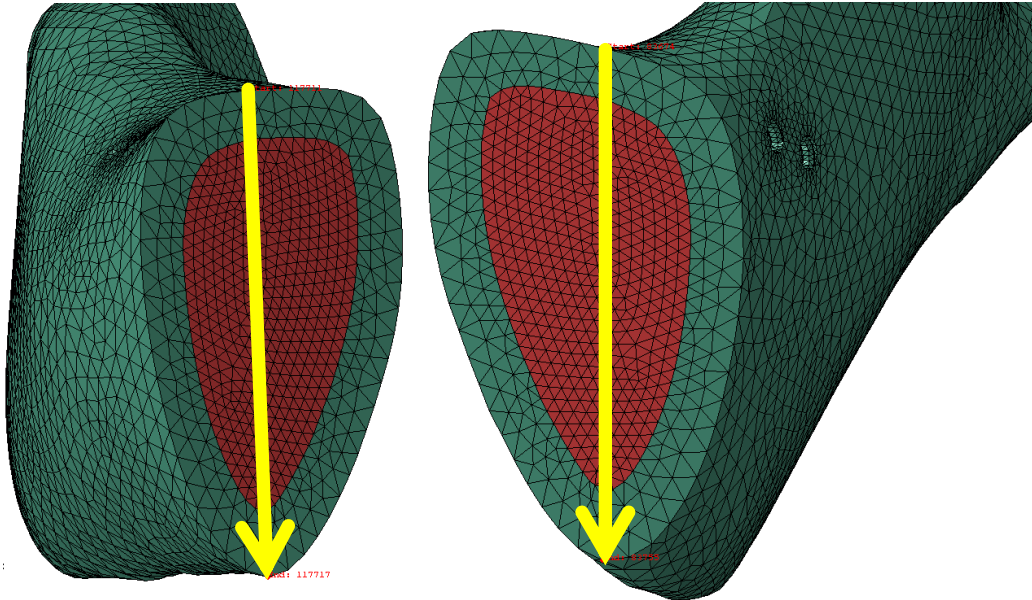
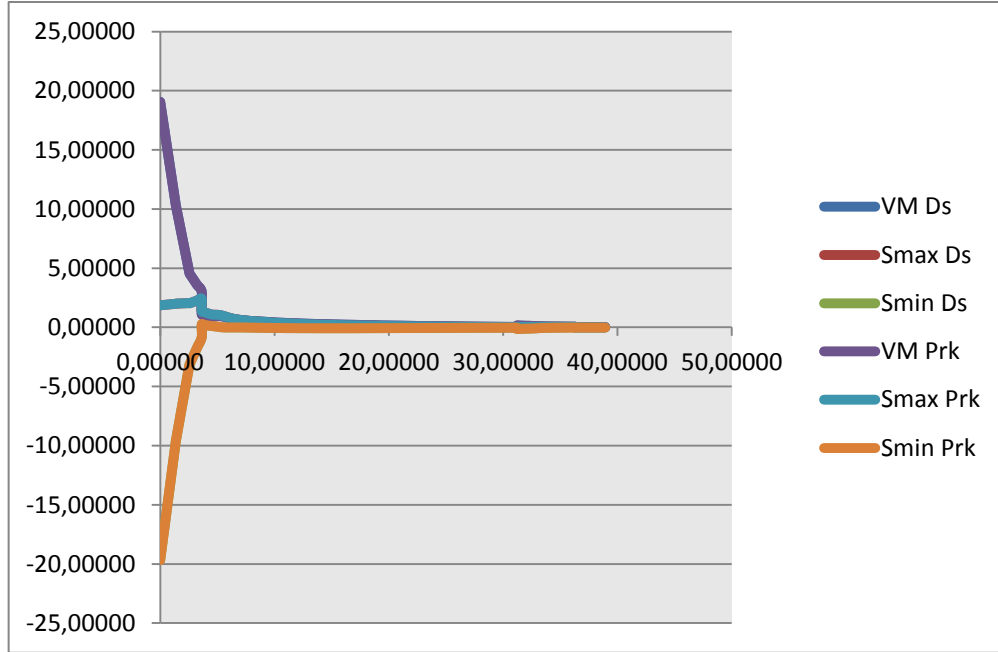
Uygun yükleme koşullarında gerilim değerlerinin uygun olan kırık tipi için kırık yüzeylerdeki horizontal yöndeki değişimler Şekil 4.27’de gösterilmiştir.



Şekil 4.26: Uygun kırık tipinde kırık yüzeylerde horizontal yöndeki gerilim değerlerinin değişimi

4.3.3. Uygun Olmayan Kırık Modelindeki Kırık Yüzeylerdeki Gerilimlerin Vertikal Yöndeki Değişimleri

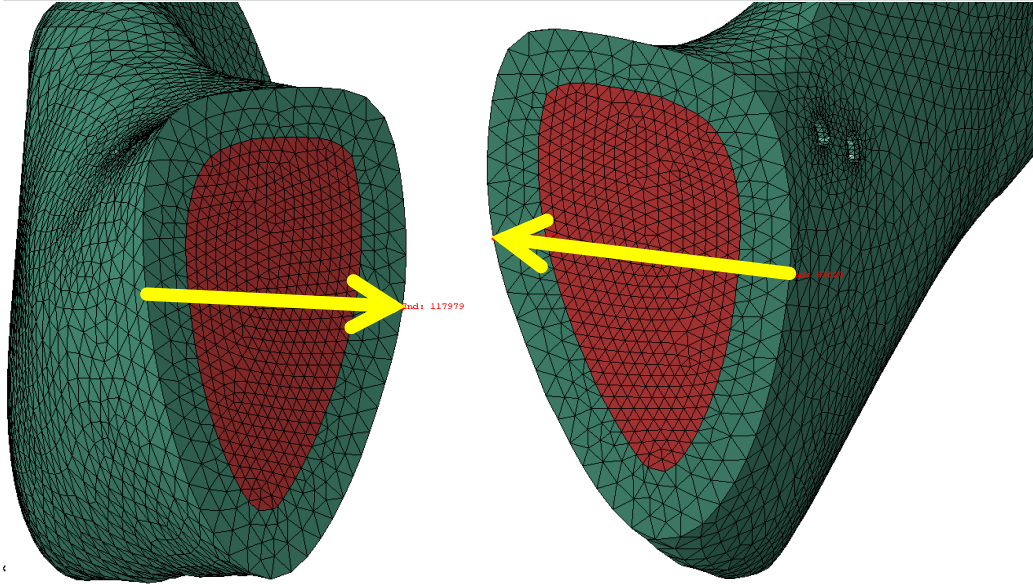
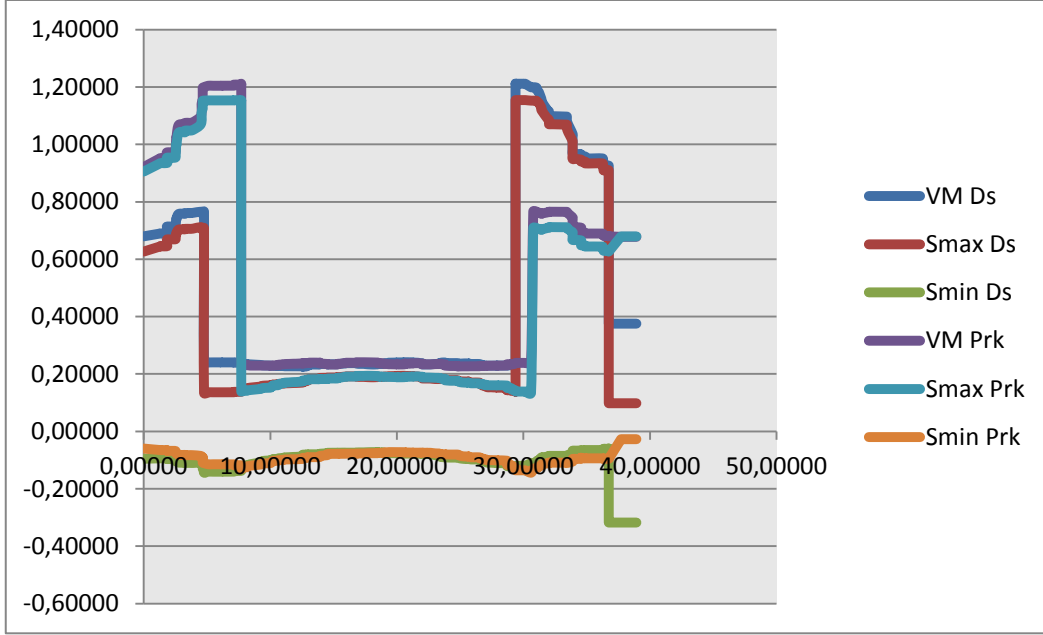
Uygun yükleme koşullarında gerilim değerlerinin uygun olmayan kırık tipi için kırık yüzeylerdeki vertikal yöndeki değişimler Şekil 4.28’de gösterilmiştir.



Şekil 4.26: Uygun olmayan kırık tipinde kırık yüzeylerde vertikal yöndeki gerilim değerlerinin değişimi

4.3.4. Uygun Olmayan Kırık Modelindeki Kırık Yüzeylerdeki Gerilimlerin Horizontal Yöndeki Değişimleri

Uygun yükleme koşullarında gerilim değerlerinin uygun olan kırık tipi için kırık yüzeylerdeki horizontal yöndeki değişimler Şekil 4.27’de gösterilmiştir.



Şekil 4.27: Uygun olmayan kırık tipinde kırık yüzeylerde horizontal yöndeki gerilim değerlerinin değişimi

5. TARTIŞMA

Travma sonrası mandibula kırıklarının önemli bir kısmı angulus bölgesinde meydana gelmektedir (4-6, 60, 61). Bu bölgede oluşan kırıklarda gömülü dişlerin varlığı, mandibulanın dişli bölgelere kıyasla bu bölgenin daha ince olması ve biyomekanik olarak bu bölgenin kaldıraç görevi görmesi predispozan faktörler olarak kabul edilir (22). Mandibula angulus kırıkları ile ilgili birçok çalışma bulunmasına rağmen ideal tedavi hala tartışmalıdır. Tedavi metodları fiksasyonun en rijit formu olan AO rekonstrüksiyon plakları ve iki adet AO/ASIF 2,4mm'lik kompresyon plaklarından transosseoz tellere kadar değişiklik göstermektedir (62-65). Ancak günümüzde tek parçalı angulus kırıklarında en sık kullanılan teknik 2.0mm'lik plak ve vida ile yapılan internal fiksasyon tekniğidir (21, 66).

Mandibula kırık fiksasyonunda plak lokalizasyonu için birçok teknik tanımlanmıştır (19, 20, 22, 27). Mandibula angulus kırıklarında da en uygun plak lokalizasyonun mandibulanın eksternal oblik hat üzerinde (Champy prensibi) olduğunu gösteren birçok biyomekanik ve klinik çalışma mevcuttur (16, 17, 19, 21, 22, 66-68).

Tüm bunlar dikkate alınarak sunulan çalışmada mandibula eksternal oblik hat üzerine bir adet mini plak ve dört adet vida yerleştirilmiştir.

Fiksasyonun biyomekanik özelliklerinin belirlenmesi amacıyla yapılan çalışmalarda kullanılan yöntemlerin başında 2 nokta biyomekanik test modelleri ve SEA yöntemi gelmektedir.

İki nokta biyomekanik test modellerinde in vitro olarak hayvan veya kadavra çeneleri ya da plastik replikalar insan mandibulasını simüle etmeleri amacıyla kullanılmaktadır. Bu şekilde yapılan çalışmaların ortak özelliği farklı fiksasyon sistemi uygulanmış modellerin 2 noktadan sabitlenip, çiğneme kuvvetinin geldiği bölgeden tek noktada basma ya da çekme hareketiyle; yer değiştirme, kopma kuvveti ve sertlik derecesinin ölçülmesi prensibine dayanmaktadır (69-74).

Bu teknik biyomekanik karşılaştırmalar için uygun olsa da kuvvet dağılımlarının daha detaylı görülmesi amacıyla SEA yöntemi kullanılmaktadır.

Canlı doku ve organlarda gerilim analizi yapmak oldukça zor bir işlemdir. Bu nedenle, stres analiz çalışmaları canlı malzemenin cansız bir modeli üzerinde yapılır. Mühendislikte karmaşık analitik sistemlerin çözümünde kullanılan sonlu elemanlar analizi, diş hekimliğinde de her tür cisme ve karmaşık yapılara uygulanabilmesi, kullanılan malzeme sayısının sınırlandırılmaması, stres dağılımlarının ve yer değiştirmelerin bir arada ve duyarlı olarak elde edilmesi, deneysel modelin kontrolü ve sınır koşullarının değiştirilebilmesi, malzemenin mekanik ve fiziksel özelliklerinin çok iyi yansıtılabilmesi gibi avantajları nedeni ile çalışmamızda tercih edilmiştir (75-77).

Stres analizlerindeki esas amaç, modelin gerçek organ, doku ve restoratif malzemeye mümkün olduğunca benzemesini ve fonksiyonel uygulamanın da gerçekte organizmada etkili olan kuvvetleri şiddet, yön 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 (43).

Sonlu elemanlar analizinde modelleme iki ya da üç boyutlu olarak gerçekleştirilebilir. Bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler sayesinde üç boyutlu model hazırlanması zaman ve ekonomik açıdan zor olsa da, sonuçların doğruluğu açısından avantajlıdır. Üç boyutlu modelin uygulanması anatomik yapıların aksisimetrik özellikte olması ve stres dağılımlarını daha iyi yansıtabilmesi açısından avantajlıdır (78).

Bu çalışmada, kompleks geometriye sahip yapıların varlığı nedeniyle iki boyutlu yöntemin yeterli olmayacağı düşünülmüş ve üç boyutlu modeller oluşturulmuştur. Sonuçların doğruluk derecesi modelin doğruluk derecesi ile doğru orantılıdır. Modelin doğruluk derecesi de matematiksel modeldeki nokta ve elemanların sayısı ile orantılıdır. Modellerimizdeki nokta ve eleman sayıları da bunu doğrular niteliktedir.

Sonlu elemanlar analizi çalışmalarının çoğunda, trabeküler kemik paternini tanımlayamadıkları için trabeküler kemik ağı çalışma dışı bırakılmıştır. Trabeküler kemiği kortikal kemik yapı içerisinde solid bir yapı olarak modellemişlerdir. Her iki kemik tipide basit olarak izotropik materyaller olarak modellenmiştir (79-81).

Bu çalışmada kortikal ve kansellöz kemik için farklı Young ve Poisson değerleri verilerek modellemeler yapılmıştır.

Sonlu elemanlar analizinde, materyale uygulanan yükün büyüklüğü, tipi, uygulama zamanı sınır koşulları oluşturulurken belirlenir. Uygulanan yüklerin durumu göz önünde bulundurulduğunda, küçük miktarlarda ve tek yönlü kuvvet uygulandığında statik bir analiz tercih edilmelidir.

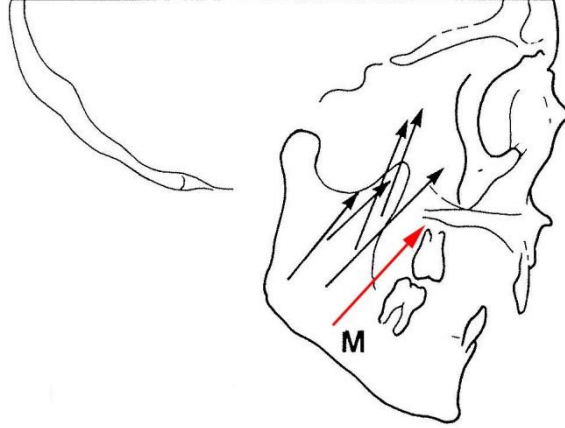
Bu çalışmada mandibula hareketleri, genial kasların yapıştığı bölge ve kondiler proçes üzerinde nodlar işaretlenerek sınırlandırılmıştır. Yani mandibula hareketleri gerçeğe yakındır.

Stres analizlerinden matematiksel hesaplamalar sonucu elde edilen numerik değerler varyasyon göstermediğinden, sonuçların istatistiksel olarak değerlendirilmesi rutin yapılması gereken bir işlem değildir. Ancak bu sonuçlardan klinik uygulamalarda faydalanmak için yeterli ve tatmin edici yorumların yapılması gerekir.

Gerilim analizlerinin sonuçlarının değerlendirilmesinde ve tanımlamalarda hangi tip değerlerin kullanılacağına dair kesin bir görüş mevcut değildir. Asal gerilim ve Von Misses gerilim değerleri karşılaştırmalarda en sık kullanılan değerlerdir. Asal gerilim ve gerilme değerleri (çekme + ve sıkışma -), kemik gibi kırılğan materyallerin değerlendirilmesinde önemlidir. Von misses gerilim değerleri ise plak ve vida gibi ezilebilir materyallerin içerisinde meydana gelen gerilimleri göstermek için idealdir (82).

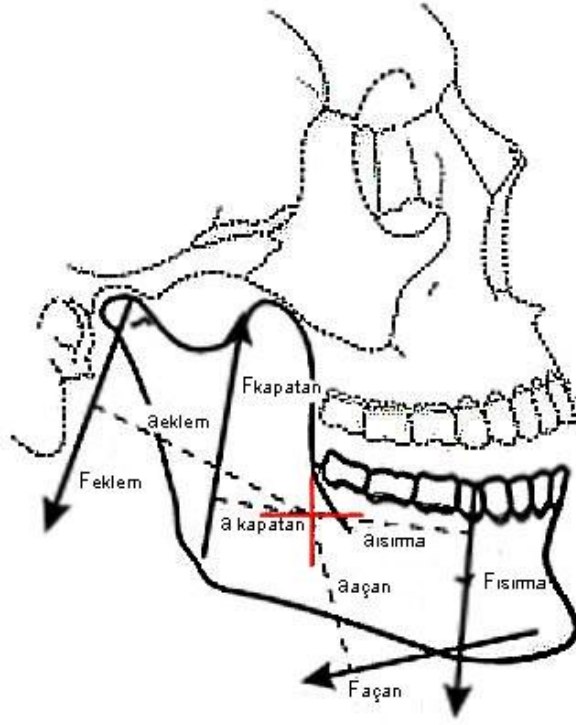
Koolstra ve ark'ın yaptıkları kuvvet analizlerinde fonksiyon sırasında mandibulada oluşan maksimum ısırma kuvveti yönünün vektörünü Şekil 5.1'deki gibi

göstermişlerdir. Bu, tüm çiğneme kasları ve bu kasların komponentlerinin anatomik pozisyonlarına göre alınmış çalışma yönü vektörlerinin bileşkesidir (83).



Şekil 5.1: Koolstra ve arkadaşlarının yaptıkları kuvvet analizlerinde fonksiyon sırasında mandibulada oluşan maksimum ısırma kuvveti yönünün vektörü (**M**)

Ayrıca Koolstra, insan çiğneme sisteminin dinamiklerini incelediği araştırmasında, sagittal planda alt çenede oluşan kuvvetleri ve bu kuvvetlerin moment kollarının oluşturduğu ağırlık merkezini Şekil 5.2'deki gibi göstermiştir (84).



Şekil 5.2: Alt çenede sagittal plandaki kuvvetler

F kapatanlar: çeneyi kapatan kasların kuvvet yönü vektörlerinin bileşkesi.

F açanlar: çeneyi açan kasların kuvvet yönü vektörlerinin bileşkesi.

F eklem: eklem kuvveti

F ısıрма:ısıрма kuvveti

a: kuvvetlerin moment kolları

+ : ağırlık merkezi

Pistner ve Kukiz, mandibuler osteotomi yapılan hastalarda osteotomi aralığında oluşan stresi, çiğneme kuvvetlerini ölçerek belirlemeye çalışmışlar ve postoperatif 6. haftada bu kuvvetin 65 N olduğunu belirtmişlerdir (85).

Gerlach ve arkadaşları Champy prensibi ile tedavi edilmiş mandibular açığı hastalarında postoperatif çiğneme kuvvetinin molar bölgede 1. haftada 90 N, 6. haftada 148 N olduğunu göstermiştir (86).

Tate ve ark. yaptığı bir çalışmada da mandibula kırığı hastalarında ilk 6 haftalık dönemde azı dişler bölgesinde ortalama ısırma kuvveti sağ tarafta 135.3 N sol tarafta ise 125.5 N olduğunu bildirmiştir. İlk 6 haftalık süreçte kırık bulunan tarafta ortalama ısırma kuvvetinin 127.4 N, 6 haftalık süreç sonrasında ise bu kuvvetin 264.7 N olduğunu rapor etmiştir (87).

Bu çalışmada iki farklı kırık tipinde oluşacak biyomekanik farkı ölçmekten ziyade bu iki farklı kırık tipinde plak ve vida sisteminde ve kırık hatlarında oluşacak gerilimi ölçmek için gerçek çiğneme kuvveti değerleri esas alınmıştır. Bu değerler referans alınarak bizim çalışmamızda çiğneme kuvveti 200 N olarak belirlenmiş ve iki farklı tipteki mandibula angulus kırığı fiksasyonu sonrası mandibula 1.molar bölgeden 200N'luk vertikal kuvvet uygulanmış plak, vida ve kemikte oluşan gerilim değerlendirilmiştir.

Mandibula angulus kırıklarında farklı kırık tiplerinin titanyum plak ve vida fiksasyonunun stabilitesine etkisi in vitro olarak ilk kez Pektaş ve ark. tarafından yapılmıştır. Bu çalışmada iki farklı kırık tipi arasında istatistiksel olarak fark bulunmamıştır (88).

Bu çalışmada ise bu iki farklı tipi SEA yöntemi ile incelenmiş ve ortalama gerilimlerin belirtilmesi için Von Misses gerilim değerlerine, kemikte rezorbsiyon meydana getirebilecek çekme ve sıkışma gerilimlerin belirlenmesi için maksimum ve minimum gerilim değerlerine distal ve proksimal kortikal ve kansellöz kemiklerde bakılmıştır. Gerilme gerilimle doğru orantılı olarak ($\text{Gerilim} = \text{Elastik Modulus} \times \text{Gerilme}$) değiştiğinden bu çalışmada maksimum ve minimum gerilme değerlerine bakılmamıştır.

Bu sonuçlara göre; uygun yükleme koşullarında proksimal kortikal kemikte hem çekme hem de sıkışma gerilimlerinin uygun olan kırık modelinde uygun olmayan kırık modelinden neredeyse üç kat fazla olduğu görülmüştür. Distal kortikal kemikte ise çekme gerilimlerinin uygun olan kırık modelinde yine üç kat fazla; sıkışma gerilimlerinin iki kat fazla olduğu görülmüştür.

Proksimal spongiyoz kemikte ise çekme gerilimleri uygun olmayan kırık modelinin aleyhine yüksek bulunmuştur. Çekme geriliminin ise uygun kırık modelinden üç kat fazla olduğu görülmüştür. Sıkışma gerilimleri arasında uygun olan ve uygun olmayan kırık modelleri arasında fark görülmemiştir. Ancak kuvvet iletiminde kansellöz kemiğin hemen hemen hiçbir etkisinin olmadığı bilinmektedir (42). Bu nedenle bu değerler çok fazla dikkate alınmamalıdır.

Vida ve plak sistemleri değerlendirildiğinde; uygun olan kırık modelinde plak ve vidalar üzerindeki von Misses gerilimleri uygun olmayan kırık modelinden iki kat fazla olduğu görülmüştür. Von Misses gerilimlerinin uygun kırık modelinde genellikle proksimal kemiğin üzerindeki kırık hatta bakan yüzeye yakın yerde ve proksimal kemik üzerindeki kırık hatta yakın vidada toplandığı, uygun olmayan kırık modelinde ise plağın ortasında eşit dağıldığı ve genellikle distal kemikteki distal vidada dağıldığı görülmüştür. Bu kuvvetler her ne kadar uygun olan kırıkta iki kat fazla görülmüşse de maksimum ısırma kuvvetine ulaşmayan bu kuvvetlerin plak ve vidalarda kırılmaya neden olacağı düşünülmemektedir.

Uygun olan ve uygun olmayan kırık modellerindeki kırık yüzeylerdeki vertikal ve horizontal düzlemdeki çekme, sıkışma ve von Misses gerilimleri karşılaştırıldığında bu değerlerin yine uygun olan kırık tipinde daha fazla olduğu gözlenmiştir. Her iki kırık tipi için vertikal düzlemdeki azalma daha doğrusal olduğu, horizontal düzlemdeki azalmanın daha değişken olduğu gözlenmiştir.

Çekme, sıkışma ve von Misses gerilimlerine bağlı olarak uygun olan kırık modelinde proksimal ve distal kortikal kemikte uygun olmayan kırık modeline göre daha fazla deformasyon olacağı, proksimal spongiyoz kemikte ise uygun olmayan kırık modelinde deformasyonun fazla olacağı, distal spongiyoz kemikte iki kırık tipinde benzer miktarda deformasyon olacağı düşünülmektedir.

Bu sonuçlar ışığında; uygun olan kırık tipinde kortikal kemik ve plak vida sistemi üzerindeki gerilimler, uygun olmayan kırık tipine göre daha fazla bulunmuştur.

Özellikle proksimal segmentteki distal vida etrafındaki kortikal kemikte streslerin yoğunlaştığı bunun da bu vidanın çevresindeki kemikte rezorpsiyona neden olup; vidada gevşemeye sebep olabileceği akla gelmelidir. Distal vidanın etrafında meydana gelen rezorpsiyon sonucu tüm kuvvetler proksimal kemikteki proksimal vidada toplanıp, onun da gevşemesine ve stabilizasyonun bozulmasına sebep olabilir.

Ancak bu çalışmada uygun olan kırığın proksimal segmentindeki distal vidaya gelen kuvvetlerin patolojik olup olmadıkları yani rezorpsiyona neden olup, gevşeme yapıp yapmayacakları değerlendirilmemiştir. Bununla birlikte bu çalışmanın sonucunda uygun olmayan diye tabir edilen kırık hattının stabiliteye bir olumsuz etkisi görülmemiştir. Bu da Pektaş ve ark.'ın yaptığı çalışmayı destekler niteliktedir.

İlave olarak uygun olan kırıkta yerleştirilen plak ve vidalar üzerindeki kuvvetler de uygun olmayan kırığa göre yüksek bulunmuştur. Ancak bu titanyum plak ve vidaların kırılmasına yol açacak boyutta olmadığı düşünülmektedir. Bu parametrede de uygun olan kırık lehine bir bulgu görülmemiştir.

Özetle mandibula angulus kırıklarında kullanılan uygun olan ve uygun olmayan terimlerinin sadece teorik düzeyde kaldığı kliniğe bir etkisinin olmadığı ve fiksasyon planlaması yapılırken dikkate alınmayabileceği sonucuna varılmıştır

Bu çalışmada sonlu elemanlar analizi ile iki farklı angulus kırığı tipinde uygun olmayan kırığın lehinde bulgular elde edilmiştir. Bu sonuçlar da bu konudaki teorik bilgilerle klinik planlama yapmanın tekrar değerlendirilmesi gerektiğini düşündürmektedir.

6. SONUÇ ve ÖNERİLER

Uygun olan ve uygun olmayan angulus kırıklarının simule edildiği, 200 N vertikal çiğneme kuvveti uygulanan modellerde üç boyutlu sonlu elemanlar analizi yapılmış, uygun olmayan olarak tanımlanan kırık tipinde uygun kırık tipine göre plak vida ve kortikal kemikte önemli derecede düşük stres değerleri bulunmuştur. Bu da kırığın fiksasyonu ve stabilitesinde horizontal düzlemde uygun olup olmadığının klinik bir önemi olmadığını göstermiştir.

7. KAYNAKLAR

- 1) HAUG R. H., PRATHER J., INDRESANO A. T. (1990). An epidemiologic survey of facial fractures and concomitant injuries. *J Oral Maxillofac Surg* **48**:926-932.
- 2) ELLIS E., MOOS K. F., EL-ATTAR A. (1985). Ten years of mandibular fractures: An analysis of 2,137 cases. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* **59**:120-129.
- 3) BATAINEH A. B. (1998). Etiology and incidence of maxillofacial fractures in the north of Jordan. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod* **86**:31-35.
- 4) EROL B., TANRIKULU R., GORGUN B. (2004). Maxillofacial fractures. Analysis of demographic distribution and treatment in 2901 patients (25-year experience). *J Craniomaxillofac Surg* **32**:308-313.
- 5) MARTINI M. Z. , TAKAHASHI A., de OLIVEIRA ETO NO H. G., de CARVALHO J. P., CURCIO R., SHINOHARA E. H. (2006). Epidemiology of mandibular fractures treated in a Brazilian level I trauma public hospital in the city of Sao Paulo, Brazil. *Braz Dent J* **17**:243-248.
- 6) VAN BEEK G. J, MERKX C. A. (1999). Changes in the pattern of fractures of the maxillofacial skeleton. *Int J Oral Maxillofac Surg* **28**:424-428.
- 7) GERBINO G., ROCCIA F., DE GIOANNI P. P., BERRONE S. (1999). Maxillofacial trauma in the elderly. *J Oral Maxillofac Surg* **57**:777-782.; discussion 782-3.

- 8) SAKR K., FARAG I. A., ZEITOUN I. M. (2006). Review of 509 mandibular fractures treated at the University Hospital, Alexandria, Egypt. *Br J Oral Maxillofac Surg* **44**:107-111.
- 9) OGUNDARE B. O, BONNICK A., BAYLEY N. (2003). Pattern of mandibular fractures in an urban major trauma center. *J Oral Maxillofac Surg* **61**:713-718.
- 10) BARBER H. D., WOODBURY S. C., SILVERSTEIN K. E., FONSECA R. J. (1997). Mandibular Fractures. Oral and Maxillofacial Trauma (Fonseca RJ, Walker RV, Betts NJ, Barber HD, ed). Second edition. USA, W.B. Saunders Company, Vol. 2, p.:473-526.
- 11) DINGMAN R. O, NATVIG P. (1964). Surgery of facial fractures. Philadelphia, WB Saunders, p.:143-144.
- 12) CHACON G. E, LARSEN P. E. (2004). Principles of Management of Mandibular Fractures. Peterson's Principles of Oral and Maxillofacial Surgery (Milorio M, Ghali GE, Larsen PE, Waite PD, ed). Second edition. London, BC Decker Inc, Vol. 1, p.:401-433.
- 13) CABRINI GABRIELLI M. A, REAL GABRIELLI M. F., MARCANTONIO E., HOCHULI-VIEIRA E. (2003). Fixation of mandibular fractures with 2.0-mm miniplates: review of 191 cases. *J Oral Maxillofac Surg* **61**:430-436.
- 14) MUKERJI R., MUKERJI G., MCGURK M. (2006). Mandibular fractures: Historical perspective. *Br J Oral Maxillofac Surg* **44**:222-228.
- 15) ROWE N. L. (1971). The history of the treatment of maxillo-facial trauma. *Ann R Coll Surg Engl* **49**:329-349.

- 16)** CHAMPY M., LODDE J. P. (1976). Mandibular synthesis. Placement of the synthesis as a function of mandibular stress. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* **77**:971–976.
- 17)** MICHELET F. X, DESSUS B., BENOIT J. P., MOLL A. (1973). Mandibular osteosynthesis without blocking by screwed miniature stellite plates. *Rev Stomatol Chir Maxillofac* **74**:239–245.
- 18)** NIEDERDELLMANN H., SCHILLI W., DUKER J., AKUAMOA-BOATENG E. (1976). Osteosynthesis of mandibular fractures using lag screws. *Int J Oral Surg* **5**:117–121.
- 19)** HAUG R. H, FATTAHI T. T., GOLTZ M. (2001). A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. *J Oral Maxillofac Surg* **59**:1199-210.
- 20)** FEDOK F. G, VAN KOOTEN D. W., DEJOSEPH L. M., MCGINN J. D., SOBOTA B., LEVIN R. J , JACOBS C. R. (1998). Plating techniques and plate orientation in repair of mandibular angle fractures: an in vitro study. *Laryngoscope* **108**:1218-2124.
- 21)** RENTON T. F., WIESENFELD D. (1996). Mandibular fracture osteosynthesis: a comparison of three techniques. *Br J Oral Maxillofac Surg* **34**:166-173.
- 22)** ELLIS E. III. (1999). Treatment method for fractures of mandibular angle. *Int J Oral Maxillofac Surg* **28**:243-252.
- 23)** CHOI B. H, YI C. K, YOO J. H. (2001). Clinical evaluation of 3 types of plate osteosynthesis for fixation of condylar neck fractures. *J Oral Maxillofac Surg* **59**:734-737.

- 24)** ORRINGER J. S., BARCELONA V., BUCHMAN S. R.(1998). Reasons for removal of rigid internal fixation devices in craniofacial surgery. *J Craniofac Surg* **9**:40-44.
- 25)** SIMON B. R., WOO S. L., MCCARTY M., LEE S., AKESON W. H. (1978). Parametric study of bone remodeling beneath internal fixation plates of varying stiffness. *J Bioeng* **2**:543-556.
- 26)** IIZUKA T., LINDQVIST C. (1992). Rigid internal fixation of fractures: an analysis of 270 fractures treated using the AO/ASIF method. *Int J Oral Maxillofac Surg* **21**:65-69.
- 27)** EPPLEY B. L., PREVEL C. D. (1997). Nonmetallic fixation in traumatic midfacial fractures. *J Craniofac Surg* **8**:103-109.
- 28)** CHAO C. K., HSU C. C., WANG J. L., LIN J.(2006). Increasing bending strength of tibial locking screws: mechanical tests and finite element analyses. *Clinical Biomechanics* **22**:59-66.
- 29)** MAURER P., HOLWEG S., SCHUBERT J. (1999). Finite-element-analysis of different screw-diameters in sagittal split osteotomy of the mandible. *J Craniomaxillofac Surg* **27**:365-372.
- 30)** BARAN N. M. (1988). *Finite Element Analysis on Microcomputers*, McGraw Hill, Ins. p.:27-60.
- 31)** ULM C., SOLAR P., BLAHAUT R. (1992) Reduction of the compact and cancellous bone substances of the edentulous mandible acused by resorbtion. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol* **74**:131-136.

- 32) KAVASOGLU A. E. (1986) Sonlu elemanlar stres analiz yöntemi ile kanin distalizasyonunda kullanılan farklı yöntemlerin karşılaştırılması. Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- 33) MEYER U., VOLLMER D., RUNTE C., BOURAUUEL C., JOOS U. (2001). Bone loading pattern around implants in average and atrophic edentulous maxillae: a finite-element analysis. J Cranio maxillofac Surg **29**: 100-105.
- 34) BATHE K. J., WILSON L. E., PETERSON E. F. (1973). SAP IV- A Structural Analysis Program for Static and Dinamic Response of Lineer Systems. College of Engineering, University Of California: p:6-54.
- 35) SONUGELEN M., ARTUNÇ C. (2002). Ağız Protezleri ve Biyomekanik. İzmir, Ege Meslek Yüksekokulu Basımevi.
- 36) RHO J. Y., ASHMAN R. B., TURNER C. H.(1993). Young's modulus of trabeculer and cortical bone material: ultrasonic and microtensile measurements. J Biomech **26**: 111-119.
- 37) BALATLIOĞLU A. (2000) Akrilik kaide ve yumuşak astarlı tam protezlerde ve destek dokularında gerilme dağılımlarının üç boyutlu sonlu elemanlar gerilme analizi ile incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, İstanbul.
- 38) İNAN M. (1988). Cisimlerin Mukavemeti. İstanbul: İTÜ Vakfı. 6.Baskı, Yayın No:25,12-342.
- 39) TOSUN T. (1997) Serbest sonlanan alt çenelerde pit-easy, bio- oss implantları üzerinde yapılan implant-implant destekli ve implant diş destekli köprü protezlerinin sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile biyomekanik açıdan incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

- 40) BUECHE F. (1977). Principles of Physics, 3rd Ed. McGraw-Hill, USA.
- 41) JAMES A.M. and, LORD M. P. Lord. (1992). Macmillan's Chemical and Physical Data, Macmillan, London, UK.
- 42) AK S. (1994) Mandibula kırıklarında kullanılan miniplak-vida sisteminin sonlu elemanlar metodu ile üç boyutlu stres analizleri. Doktora tezi, Selçuk Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Konya.
- 43) AYDINLIK E., ŞAHİN E. (1977). Diş Hekimliğinde Stres Analizleri. Hacettepe Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi **1**:78-85.
- 44) BREKELMANS W. A. M., POORT H. W., SLOOF T. J. (1972). A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletalparts. Acta Ortop Scandinav **43**: 301-317.
- 45) CAPUTO A. A., STANDLEE J. P. (1992) Biomechanics in Clinical Dentistry, Second Edition, Chicago: Quintessence, p.:15-39.
- 46) VEZİROĞLU F. (2005) Alveolar distraksiyon sonrası yerleştirilen üç farklı tip implantın çevre dokulara etkisinin üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi. Doktora tezi, Gazi Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara.
- 47) ÇALIŞ A. C. (2006) Maksiller posterior bölgede ileri derecede kemik atrofisi görülen durumlarda farklı tasarımlarda implant kullanımının üç boyutlu sonlu elemanlar stres analizi yöntemi ile incelenmesi. Doktora tezi, Hacettepe Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı, Ankara.

- 48) AKMAN H. (2002) Mandibulanın sagittal split osteotomisinde kullanılan değişik fiksasyon materyallerinin sonlu elemanlar stres analiz metodu ile incelenmesi. Doktora tezi, Ankara Üniversitesi Dişhekimliği Fakültesi, Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi Anabilim Dalı, Ankara.
- 49) DE VREE J. H., PTRES M. C., PLASSCHAERT A. J. (1983) A comparison of photoelastic and finite element stress analysis in restored tooth structure. J Oral Rehabil **10**: 505-517.
- 50) FARAH J. W., CRAIGH R. G. (1998). Studies on frameworks for osseointegrated prosthesis:part I. The effect of varying the number of the supporting abutments. Int J Oral Maxillofac Implant **3**:197-201.
- 51) JAFARI A., SHETTY S., KUMAR M. (2003) Study of stress distrubition and displacement of various craniofacial structures following application of transverse orthopedic Forces- a three dimensional FEM study. Angle Orthod. **73**:12-20.
- 52) BARAN İ. (1995) İki Tip Silindirik Endosteal İmplant Alt Yapı Üzerine Hazırlanmış Üç Değişik Tüberkül Eğimli Kron Tasarımlarına Uygulanan Vertikal Kuvvetlerin Oluşturduğu Streslerin FEM Yöntemi ile İncelenmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Cerrahi Anabilimdalı, Ankara.
- 53) BURNETT SD. (1988). From Concepts to Application , Addison-Wesley Publishing Company.
- 54) ÖCAL T. Boyun Omur Kırıklarının Bilgisayar Ortamında Modellenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Uludağ Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Makina Mühendisliği Anabilimdalı, Bursa, 2001.

- 55)** SIEGELE D., SOLTESZ U. (1989). Numerical investigations of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implants* **4**: 333-340.
- 56)** OĞUZ Y. (2007) Kilitli vida ve plak sisteminin sagittal split ramus osteotomisinde kullanılmasının üç boyutlu modelleme ve sonlu elemanlar analiziyle incelenmesi, Doktora Tezi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ağız Diş ve Çene Hastalıkları Anabilim Dalı, Ankara.
- 57)** SONUGELLEN M., ARTUNÇ C. (2002) Ağız Protezleri ve Biyomekanik. İzmir, Ege Meslek Yüksekokulu Basımevi.
- 58)** ERKMEN E., SİMSEK B., YUCEL E., KURT A. (2005) Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. *Br J Oral Maxillofac Surg* **43**:97-104.
- 59)** FITZPATRICK D, AHN P, BROWN T, POGGIE R. (1997). Friction coefficients of porous tantalum and cancellous & cortical bone. Presented at the Twenty-First Annual Meeting of the American Society of Biomechanics Clemson University, South Carolina September 24-27.
- 60)** JAMES R. B, FREDRICKSON C., KENT J. N. (1981). Prospective study of mandibular fractures. *J Oral Surg* **39**: 275.
- 61)** CHUONG R., DONOFF R. B., GURALNICK W. C. (1983). A retrospective analysis of 327 mandibular fractures. *J Oral Maxillofac Surg* **41**: 305.
- 62)** POTTER J., ELLIS E. (1999). Treatment of mandibular angle fractures with a malleable noncompression miniplate. *J Oral Maxillofac Surg* **57**: 288.

- 63) SPIESSL B. (1976). *New Concepts in Maxillofacial Bone Surgery*. Berlin, Germany, Springer-Verlag.
- 64) SPIESSL B. (1989). *Internal Fixation of the Mandible*. New York, NY, Springer-Verlag.
- 65) LUHR H. G. (1982). Compression plate osteosynthesis through the Luhr system, in Krüger E, Schilli W (eds): *Oral and Maxillofacial Traumatology*, vol 1. Chicago, IL, Quintessence.
- 66) UGLEŠIĆ V., VIRAG M., ALJINOVIĆ N., MACAN D. (1993). Evaluation of mandibular fracture treatment. *J Craniomaxillofac Surg* **21**:251-257.
- 67) GEAR J. L., APASOVA E., SCHMITZ J. P., SCHUBERT W. (2005). Treatment modalities for mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg* **65**:655-663.
- 68) SHETTY V., MCBREARTY D., FOURNEY M., CAPUTO A. A. (1995). Fracture line stability as a function of the internal fixation system: an in vitro comparison using a mandibular angle fracture model. *J Oral Maxillofac Surg* **53**:791-801. Discussion 801-802.
- 69) ARMSTRONG J. E., LAPOINTE H. J., HOGG N. J., KWOK A. D. (2001). Preliminary investigation of the biomechanics of internal fixation of sagittal split osteotomies with miniplates using a newly designed in vitro testing model. *J Oral Maxillofac Surg* **59**: 191-195.
- 70) CILASUN U., UCKAN S., DOLANMAZ D., SAGLAM H. (2006). Immediate mechanical stability of sagittal split ramus osteotomy fixed with resorbable compared with titanium bicortical screws in mandibles of sheep. *Br J Oral Maxillofac Surg* **44**:534-537.

- 71) DOLANMAZ D., UCKAN S., ISIK K., SAGLAM H. (2004) Comparison of stability of absorbable and titanium plate and screw fixation for sagittal split ramus osteotomy. *Br J Oral Maxillofac Surg* **42**:127-132.
- 72) UCKAN S., SCHWIMMER A., KUMMER F., GREENBERG A. M. (2001). Effect of the angle of the screw on the stability of the mandibular sagittal split ramus osteotomy: a study in sheep mandibles. *Br J Oral Maxillofac Surg* **39**:266-268
- 73) VAN SICKELS J. E., PETERSON G. P., HOLMS S., HAUG R. H. (2005). An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. *J Oral Maxillofac Surg* **63**:1620-1625.
- 74) BAYRAM B., ARAZ K., UCKAN S., BALCIK C. (2009) Comparison of fixation stability of resorbable versus titanium plate and screws in mandibular angle fractures. *J Oral Maxillofac Surg* **67**:1644-1648.
- 75) DE HOFF P. H., ANUSAVICE K. J. (1984). Effect of metal design on marginal distortion of metal ceramic crowns. *J Dent Res* **63**:1327-1331.
- 76) FARAH J. W., CRAIG R. G., MEROUEH K. A. (1998). Finite element analysis of a mandibular model. *J Oral Reh* **15**:615-624.
- 77) CHUN H. J., CHEONG S. Y., HAN J. H., HEO S. J. (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Reh.* **29**:565-574.
- 78) İSMAİL Y.H., HAUNTIS L. N, FLEMING J. F. (1987). Comparison of two-dimensional and three-dimensional finite element analysis of a blade implant . *J Oral Imp* **4**:25-61.

- 79)** GENG J. P., TAN K. B. C., LIU G. R. (2004). Finite element analysis of four thread -form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Reh* **31**:233-239.
- 80)** DE TOLLA D., ANDREANA S., PATRA A., BUHITE R. (2000). The role of finite element model in dental implants. *J Oral Implantol.* **26**:77-81.
- 81)** GENG J. P., TAN K. B. C., LIU G. R. (2001) Application of finite element analysis in implant dentistry. *J Prosth Dent* **85**:585-598.
- 82)** KAZIMI M. S., TODREAS N. E. (2003) Introduction to Structural Mechanics, 8th Edition, Todreas.
- 83)** KOOLSTRA J. H., VAN EIJDEN T. M., WEIJS W. A., NAEIJE M. (1988). A three dimensional mathematical model of the human masticatory system predicting maximum possible bite forces. *J Biomech* **21**:563-576.
- 84)** KOOLSTRA J. H. (2002). Dynamics of the human masticatory system. *Crit Rev Oral Biol Med* **13**:366-376.
- 85)** PISTNER H., KUKIZ P. (1998). Kieferschließkräfte nach kieferorthopädischer Vorbehandlung, Umstellungsosteotomien und Unterkieferfrakturen. *Dtsch Zahnärztl Z* **53**:528-532.
- 86)** GERLACH K. L, SCHWARZ A. (2002) Bite forces in patients after treatment of mandibular angle fractures with miniplate osteosynthesis according to Champy. *Int J Oral Maxillofac Surg* **31**:345–348.
- 87)** TATE G. S, ELLIS E. 3rd, THROCKMORTON G. (1994). Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures: implications for fixation recommendations. *J Oral Maxillofac Surg* **52**:734-736.

88) PEKTAŞ Z. Ö., BAYRAM B., UÇKAN S., BALÇIK C. Effects of different fracture patterns on the fixation stability of titanium plates and screws. 4th Açıbid International Oral and Maxillofacial Surgery Society Congress. Abstract Book: 18, 2010.