

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**YÜKSEK VE DÜŞÜK SEVİYELİ KONDİL BOYNU KIRIKLARINDA
POLİETER ETER KETON VE SAF TİTANYUM PLAK
MATERYALLERİNİN STRES DAĞILIMLARININ SONLU
ELEMENLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

HAZIRLAYAN

SENANUR DURUAY ALKAN

DOKTORA TEZİ

ANKARA - 2023

**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ DOKTORA PROGRAMI**

**YÜKSEK VE DÜŞÜK SEVİYELİ KONDİL BOYNU KIRIKLARINDA
POLİETER ETER KETON VE SAF TİTANYUM PLAK
MATERYALLERİNİN STRES DAĞILIMLARININ SONLU
ELEMANTLAR ANALİZİ İLE DEĞERLENDİRİLMESİ**

HAZIRLAYAN

SENANUR DURUAY ALKAN

DOKTORA TEZİ

TEZ DANIŞMANI

PROF.DR. SIDIKA SINEM AKDENİZ

ANKARA – 2023

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Doktora Programı çerçevesinde Senanur Duruay Alkan tarafından hazırlanan bu çalışma, aşağıdaki jüri tarafından Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi: 3/01/2023

Tez Adı: Yüksek Ve Düşük Seviyeli Kondil Boynu Kırıklarında Polieter Eter Keton Ve Saf Titanyum Plak Materyallerinin Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi

Tez Jüri Üyeleri (Unvanı, Adı - Soyadı, Kurumu)

İmza

Araz... Başkent Üniversitesi
Ayşegül... Züner... Ankara... Üniversitesi

ONAY

Prof. Dr. F. Belgin ATAÇ
Enstitü Müdürü
Tarih: ... / ... /

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS / DOKTORA TEZ ÇALIŞMASI ORJİNALLİK
RAPORU

Tarih: 08 /12/2022

Öğrencinin Adı, Soyadı: Senanur Duruay Alkan
Öğrencinin Numarası: 21810092
Anabilim Dalı:Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı
Programı:Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Doktora
Danışmanın Unvanı/Adı, Soyadı:

Tez Başlığı: Yüksek Ve Düşük Seviyeli Kondil Boynu Kırıklarında Polieter Eter Keton Ve Saf Titanyum Plak Materyallerinin Stres Dağılımlarının Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi

Yukarıda başlığı belirtilen Yüksek Lisans/Doktora tez çalışmamın; Giriş, Ana Bölümler ve Sonuç Bölümünden oluşan, toplam 120 sayfalık kısmına ilişkin, 08/12/2022 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından “Turnitin” adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan orijinallik raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 11’dir. Uygulanan filtrelemeler:

1. Kaynakça hariç
2. Alıntılar hariç
3. Beş (5) kelimeden daha az örtüşme içeren metin kısımları hariç

“Başkent Üniversitesi Enstitüleri Tez Çalışması Orijinallik Raporu Alınması ve Kullanılması Usul ve Esaslarını” inceledim ve bu uygulama esaslarında belirtilen azami benzerlik oranlarına tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edileceği muhtemel durumda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve yukarıda vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Öğrenci İmzası:.....

ONAY

Tarih: 08 /12 /2022

TEŞEKKÜR

Diş hekimliği fakültesi eğitimimin ilk günlerinden başlayarak doktora eğitim süresi boyunca bütün bilgi ve tecrübelerini benden esirgemeyen, onun gibi bir isimle aynı ortamda çalışıp eğitim görme şansına eriştiğim çok kıymetli hocam

Doktora eğitim hayatımın en başından bugüne kadar her problemimde bana yardımcı olan, tüm cerrahi bilgisi ve tecrübesini benimle paylaşan, tezimin gerçekleşmesinde sonsuz desteğini ve engin hoş görüsünü benden esirgeyemeyen değerli danışman hocam

Doktora eğitim süresi boyunca bir abla gibi yaklaşan, tüm bilgi ve deneyimlerini benimle paylaşan

Bu zorlu eğitim sürecini desteği ve sabrı sayesinde daha kolay geçirdiğim

Birlikte çalışmaktan keyif aldığım saygıdeğer hocalarım

Bu yola beraber çıktığım, arkadaşlığını ve desteğini her zaman göstermiş, geçen zorlu zamanları en kolay hale getirmeye çalışıp bütün yokuşları benimle aşan eşkıdemlim ve bu yolda bana arkadaşlık etmiş bütün asistan arkadaşlarıma

Çıktığım bu uzun yolda her daim benden desteklerini esirgemeyen, yol göstericilerim, sahip olmaktan gurur duyduğum sevgili annem, rol modelim , her zaman desteğini arkamda hissettiğim sevgili babam , bütün anlayışı ve sabrıyla, en doğru anlarda hayatıma neşe getiren kardeşim

Hayatıma girdiği günden beri bütün sevgisi ve desteği ile çıktığım bu zorlu yolda bana yol arkadaşlığı yapan, benimle emek harcayan, şefkatini her daim hissettiğim, sevgili eşim ve çok kıymetli ailesine

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

ÖZET

Senanur Duruay Alkan, yüksek ve düşük seviyeli kondil boynu kırıklarında polieteter keton ve saf titanyum plak materyallerinin stres dağılımlarının sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi, Başkent Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Ağız Diş Ve Çene Cerrahisi Doktora Programı, Doktora Tezi, 2022

Amaç: Mandibular kondil kırıkları, maksillofasiyal travmada sıklıkla rol oynar. Yüksek insidansları ve karmaşıklıkları nedeniyle, bu kırıklar için çeşitli tedavi seçenekleri tanımlanmıştır. Cerrahin, tedavinin hedeflerini net bir şekilde tanımlaması ve bunlara ulaşmak için en basit ve en etkili cerrahi yöntemi seçmesi gerekir. İyi bir redüksiyon, herhangi bir kırığın başarılı tedavisinin anahtarıdır. Uygun manipülasyon ile beraber kırığın anatomisi ve pozisyonu hakkında ayrıntılı bilgi, daha ideal anatomik redüksiyon sağlar. Yeterli sayıda titanyum plak ve vida ile uygun bölgeye fiksasyon, kemik iyileşmesi sırasında sürdürülen fonksiyonel yüklere dayanacak kadar güçlü olmalıdır. Günümüzde mini plak/vida ile fiksasyon oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır. Titanyum plakalar, uzun vadeli güvenilirliğe ve biyouyumluluğa sahip olsalar da; yine de ilerleyen zamanlarda çıkarılmayı gerektiren, başarısızlık ve doku reaksiyonu riskiyle ilişkilidirler. Bu riskleri ortadan kaldırma çabası; araştırmacıları, yeni materyal arayışına yönlendirmiştir. Bu tez çalışmasının amacı, yüksek ve düşük seviyeli kondil kırıklarında; 2 mini plak ve romboid plakların, PEEK ve saf titanyum materyalleri ile fiksasyonu sonucunda kortikal kemikte, plak ve vidalarda meydana gelen stres ve yer değiştirme değerlerinin sonlu elemanlar analizi ile inceleyerek klinik uygulamalara ışık tutmaktır.

Gereç ve Yöntem: 3 boyutlu modellenen mandibulada subkondiler kırık, 2 farklı seviyede simüle edildi. Fiksasyon üniteleri, titanyum alaşımları ve PEEK olarak tasarlandı ve Rhinoceros, sürüm 4.0, yazılım (Rhinoceros, Seattle, WA) kullanılarak mandibulaya uyarlandı. Romboid plak (Titanyum ve PEEK osteosentez mandibula; KLS Martin, Tuttlingen, Almanya) ve 2 miniplak (AO Compact MF Lock System Implant; Johnson & Johnson) sistemi ile uyumlu olarak kullanıldı. Oluşturulan 4 farklı senaryoda kortikal kemikte ve plak/vida sistemlerindeki stres, yer değiştirme değerleri sonlu elemanlar analizi ile incelenmiş ve değerlendirilmiştir.

Bulgular: Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında, romboid plağın kortikal kemikte ve plak/vida sisteminde meydana gelen stres; 2 mini plakta oluşan streslerden daha yüksek çıkmıştır, ancak stres dağılımı romboid plakta daha dengeli bulunmuştur. Romboid plakta titanyum materyalinin kullanılması (stres ve yer değiştirmesi açısından) PEEK'ten daha avantajlı sonuçlar vermiştir. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında, 2 mini plağın kortikal kemikte ve plak/vida sistemlerinde oluşturduğu stres; romboid plaktan daha düşük çıkmıştır. PEEK, düşük seviyeli kondil boynu kırığı ile oluşturulan senaryolarda titanyumdan daha üstün özellikler göstermiştir.

Sonuç: Çalışmanın bulgularına göre; yüksek seviyeli kondil boynu kırıklarında romboid plak, 2 mini plak tasarımından daha avantajlı bir kullanım sunabilmektedir. Ancak PEEK materyali ile romboid plak tasarımının bir arada kullanılması için daha çok klinik ve uzun dönem çalışmaya ihtiyaç vardır. Düşük seviyeli kondil boynu kırıklarında ise 2 mini plak ile fiksasyon daha stabil ve biyomekanik açıdan uygun sonuçlar vermiştir. Materyal olarak PEEK, titanyuma alternatif olabilecek değerler sunmuştur. PEEK materyalinin klinik uygulamada bir rutin halini alması için daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır.

Anahtar Kelimeler: Romboid Plak, 2 Mini Plak, Titanyum, Kondil Kırıkları, Polieter Eter Keton

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmıştır. (Proje no: D-DA 21/06).

ABSTRACT

Senanur Duruay Alkan, Evaluation of stress distributions of polyether ether ketone and pure titanium plate materials in high and low level condylar neck fractures by finite element analysis, Başkent University Institute of Health Sciences, Oral and Maxillofacial Surgery Doctoral Program, PhD Thesis, 2023

Objective: Mandibular condyle fractures often have a part in maxillofacial trauma. Due to their high incidence and complexity, various treatment options have been determined for these fractures. The surgeon needs to identify the aims of the treatment and choose the simplest and most effective method to reach them. A good reduction is the key to any fracture's successful treatment. Along with an appropriate manipulation, detailed information about the anatomy and position of the fracture provides an ideal anatomical reduction. Fixation to the appropriate spot with enough titanium plaque and screws has to be strong enough to endure functional load caused by the bone recovery. Fixation with mini plaque/screw is used considerably widespread at the present time. Despite having long-term reliability and biocompatibility, titanium plaques are associated with failure and tissue reactions that entail removal. The intention of eliminating these risks have led the researchers to seek a new material. The aim of this study is to shed a light on clinical applications by examining stress and relocation of plaque and screws in cortical bones as a result of 2 mini plaque and rhomboid plaque's fixation with PEEK and pure titanium materials in high- and low-level condyle fractures with finite element analysis.

Equipment and Method: 3D modeled subcondylar fractures in mandibula has been simulated in two different levels. Fixation units have been designed as titanium alloys and PEEK, and fitted to mandibula using Rhinoceros version 4.0 software (Rhinoceros, Seattle, WA). Used compatibly with rhomboid plaque (Titanium and PEEK osteosynthesis mandibula; KLS Martin, Tuttlingen, Germany) and 2 mini plaque (AO Compact MF Lock System Implant; Johnson & Johnson) system. In 4 different scenario that has been created, the stress in cortical bones and plaque/screw systems has been examined and evaluated with finite element analysis.

Findings: In high-level condylar neck fracture, the stress taking place in cortical bone and plaque/screw system by rhomboid plaque has been observed to be higher than that of 2

mini plaque's. However, stress distribution has been observed to be more balanced with rhomboid plaque. Rhomboid plaque has given more advantageous results in terms of stress and relocation than PEEK due to being made of titanium material. In low-level condylar neck fracture, the stress caused by 2 mini plaque to the bone and plaque/screw system has been observed to be lower than that of rhomboid plaque. PEEK has been observed to show more superior features in scenarios created with low-level condylar neck fractures.

Conclusion: In accordance with the findings, rhomboid plaque has shown more advantageous usage than the 2 mini plaque design in high-level condylar neck fractures. However, there needs to be more clinical trials and long-term studies in order to use PEEK material and rhomboid plaque design together. On the other hand, fixation with 2 mini plaque in low-level condylar neck fractures has given more stable and biomechanically suitable results. PEEK as a material has shown results that could be an alternative to titanium. There needs to be conducted more studies in order for PEEK material to become a routine in clinical practice.

Keywords: rhomboid plaque, 2 mini plaque, titanium, condyle fracture, polyether ether ketone

This study was approved by Baskent University Institutional Review Board (Proje no: D-DA 21/06).

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT.....	iv
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLolar LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ	xvi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Tarihsel Gelişim.....	4
2.2. Mandibula Kırıklarının Lokalizasyonu.....	8
2.3. Temporomandibuler Eklem Anatomisi.....	9
2.3.1. Mandibular bileşen.....	10
2.3.2. Kranial bileşen.....	11
2.3.3. Eklem diski.....	13
2.3.4. Temporomandibular ligament kompleksi.....	14
2.3.4.1. Bilateral çene eklemlerinin kollateral ligamentleri.....	14
2.3.4.2. Sfenomandibuler ligament.....	15
2.3.4.3. Stilomandibular ligament.....	15
2.3.5. Kas bileşeni.....	16
2.3.5.1. Lateral pterygoid kas.....	16
2.3.5.2. Medial pterygoid kas.....	17
2.3.5.3. Masseter kası.....	18
2.3.5.4. Temporal kas.....	18
2.3.6. Mandibula kondil anatomisi.....	19
2.4. Mandibula Kırıklarının Etiyolojisi.....	19
2.5. Kondil Kırıklarının Sınıflandırması.....	20
2.6. Kondil Kırıklarının Tanısı.....	24
2.7. Kondil Kırıklarının Görüntüleme Yöntemleri.....	25
2.8. Kondil Kırıklarının Tedavisi.....	26
2.8.1. Kapalı redüksiyon.....	28

2.8.2. Açık redüksiyon.....	30
2.9. Kırık Redüksiyonu ve Rijit Fiksasyonu.....	31
2.9.1. Mini plaklar.....	34
2.9.2. Mini kompresyon plaklar.....	36
2.9.3. Mikro plaklar.....	36
2.9.4. Kilitli plaklar.....	37
2.9.5. Rezorbe olabilen mini plak/vida sistemleri.....	37
2.10. Titanyum.....	39
2.11. Polieter Eter Eter Keton (PEEK).....	40
2.12. Mandibula Kondil Kırıklarının Komplikasyonları.....	41
2.12.1. Operasyon esnasında veya tedavi sonrası erken dönem	
Komplikasyonları	42
2.12.1.1. Timpanik plakta kırılma.....	42
2.12.1.2. Kondilin orta kraniyal fossaya deplasmanını	
nedeniyle oluşan glenoid fossa kırığı	42
2.12.1.3. “5. ve 7. kraniyal sinirde” hasar.....	42
2.12.2. Geç dönemde meydana gelen komplikasyonlar.....	43
2.12.2.1. Maloklüzyon.....	43
2.12.2.2. Büyüme bozuklukları.....	43
2.12.2.3. Ankiloz.....	43
2.12.2.4. Asimetri.....	44
2.12.2.5. Mini plak/vida sistemlerine bağlı oluşan	
komplikasyonlar	44
2.13. Biyomekanik Tanımlar.....	45
2.13.1. Kuvvet.....	45
2.13.2. Stres.....	45
2.13.3. Asal stres.....	45
2.13.4. Gerinim.....	46
2.13.5. Von mises stres.....	46
2.13.6. Elastisite modülü.....	46
2.13.7. Poisson oranı.....	46
2.13.8. İzotropi-homojenite-lineer elastisite.....	47
2.14. Stres Analizi İçin Kullanılan Yöntemler.....	47

2.14.1. Sonlu elemanlar analizi.....	47
3. GEREÇ ve YÖNTEMLER.....	49
3.1. Çalışma Modelleri ve Gruplandırılması.....	49
3.2. Kemik Dokusunun Modellenmesi.....	52
3.3. Fiksasyon Plakları ve Modellenmesi.....	53
3.4. Modellemenin Tamamlanması.....	54
3.5. Materyal Özellikleri.....	55
3.6. Kuvvet ve Stres Analizleri.....	56
4. BULGULAR.....	58
4.1. Yüksek Seviye Kondil Boynu Kırığında Romboid Plak (Senaryo 1)	58
4.1.1. Maksimum ve minimum asal stres bulguları	59
4.1.1.1. Maksimum asal stres	59
4.1.1.2. Minimum asal stres	60
4.1.2. Yer değiştirme.....	62
4.1.2.1. Sagittal düzlemde yer değiştirme.....	64
4.1.2.2. Yatay düzlemde yer değiştirme	65
4.1.2.3. Vertikal düzlemde yer değiştirme.....	66
4.1.3. Von mises stres bulguları.....	68
4.2. Düşük Seviyeli Kondil Boynu Kırığında Romboid Plak (2.Senaryo)	70
4.2.1. Maksimum ve minimum asal stres.....	70
4.2.1.1. Maksimum asal stres bulguları.....	70
4.2.1.2. Minimum asal stres.....	72
4.2.2. Yer değiştirme.....	73
4.2.2.1. Sagittal düzlemde yer değiştirme.....	75
4.2.2.2. Yatay düzlemde yer değiştirme.....	77
4.2.2.3. Vertikal düzlemde yer değiştirme.....	78
4.2.3. Von mises stres.....	80
4.3. Yüksek Seviyeli Kondil Boynu Kırıklarında 2 Mini Plak (3. Senaryo)	81
4.3.1. Maksimum ve minimum asal stres.....	82
4.3.1.1. Maksimum asal stres.....	82
4.3.1.2. Minimum asal stres.....	84
4.3.2. Yer değiştirme.....	86
4.3.2.1. Sagittal düzlemde yer değiştirme.....	88
4.3.2.2. Yatay düzlemde yer değiştirme.....	90

4.3.2.3. Vertikal düzlemde yer değiştirme.....	91
4.3.3. Von mises stres.....	93
4.4. Düşük Seviyeli Kondil Boynu Kırıklarında 2 Mini-Plak Kullanımı (4.Senaryo)..	95
4.4.1. Maksimum ve minimum asal stres.....	96
4.4.1.1. Maksimum asal stres.....	96
4.4.1.2. Minimum asal stres.....	97
4.4.2. Yer değiştirme.....	99
4.4.2.1. Sagittal düzlemde yer değiştirme.....	101
4.4.2.2. Yatay düzlemde yer değiştirme.....	102
4.4.2.3. Vertikal düzlemde yer değiştirme.....	103
4.4.3. Von mises stres bulguları.....	105
5. TARTIŞMA.....	107
6. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	120
KAYNAKLAR.....	122

TABLÖLER LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 3.1. Oluşturulan senaryolarda kırık seviyesi ve kullanılan plak tasarımları.....	50
Tablo 3.2. Modellerin materyallerinin özellikleri.....	55
Tablo 4.1. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboïd plak kullanımında kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal stres değerleri.....	59
Tablo 4.2. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboïd plak kullanımında kortikal kemikte meydana gelen minimum asal stres değerleri	61
Tablo 4.3. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboïd plakta, vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri.....	62
Tablo 4.4. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboïd plakta, sagittal düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri.....	64
Tablo 4.5. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboïd plakta, yatay düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri.....	65
Tablo 4.6. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboïd plakta, vertikal düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri.....	67
Tablo 4.7. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboïd plak üzerinde meydana gelen von mises stres değerleri.....	68
Tablo 4.8. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboïd plak kullanımında kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal stres değerleri.....	71
Tablo 4.9. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboïd plak kullanımında kortikal kemikte meydana gelen minimum asal stres değerleri.....	72
Tablo 4.10. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboïd plakta, vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri.....	74
Tablo 4.11. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboïd plakta, sagittal düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri.....	75

Tablo 4.12. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid plakta, yatay düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri	77
Tablo 4.13. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid plakta, vertikal düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri	78
Tablo 4.14. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid plak üzerinde meydana gelen von mises stres değerleri	80
Tablo 4.15. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plak kullanımında kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal stres değerleri	83
Tablo 4.16. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plak kullanımında kortikal kemikte meydana gelen minimum asal stres değerleri	85
Tablo 4.17. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plakta, vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri	87
Tablo 4.18. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plakta, sagittal düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri	89
Tablo 4.19. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plakta yatay düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri	90
Tablo 4.20. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plakta, vertikal düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri	92
Tablo 4.21. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plak üzerinde meydana gelen von mises stres değerleri	94
Tablo 4.22. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plak kullanımında kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal stres değerleri	96
Tablo 4.23. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plak kullanımında, kortikal kemikte meydana gelen minimum asal stres değerleri	98
Tablo 4.24. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plakta vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri	99

Tablo 4.25. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plakta, sagittal düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri	101
Tablo 4.26. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plakta, vertikal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri	102
Tablo 4.27. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plakta, vertikal düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri	104
Tablo 4.28. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plak üzerinde meydana gelen von mises stres değerleri	106



ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 2.1. Gunning splint.....	5
Şekil 2.2. Angle Aparatı.....	6
Şekil 2.3. (a) Carl Hansmann'ın plak osteosentezi , (b) Carl Hansmann'ın öğrenci olarak portresi.....	8
Şeki 2.4. Manbiulanın Gerilim Çizgileri ve Mini Plaklar İçin İdeal Pozisyon.....	8
Şekil 2.5. Stacey ve ark tarafından belirtilen kırık lokalizasyon oranları.....	9
Şekil 2.6. Her iki kondilde dikey aksiyal BT görüntüleme.....	10
Şekil 2.7. Temporomandibuler eklemin iki komponentindeki kemik anatomisi.....	12
Şekil 2.8. TMEnin kollateral disk mandibular bağları.....	14
Şekil 2.9. Merkezi sagittal düzlemde TME ligamentlerinin şematik görünümü.....	16
Şekil 2.10. Lateral pterygoid kasın mandibulanın kondiler çıkıntısı üzerindeki tutunma alanı.....	17
Şekil 2.11. Ellis kondil sınıflaması.....	23
Şekil 2.12. “Yüksek boyun” ve “alçak boyun” mandibular kondil kırıklarının AO Foundation sınıflandırması.....	23
Şekil 2.13. Günümüze kadar uygulanan çeşitli fiksasyon yöntemleri.....	33
Şekil 2.14. Kondil kırığında uygulanan lag screw.....	34
Şekil 2.15. Rezorbe olabilen miniplak/vida.....	38
Şekil 3.1. Mandibula modelinde yüksek ve alçak subkondiler kırık seviyeleri.....	50
Şekil 3.2. Mandibula modelinde romboid plağın vidalarının numaralar ile işaretlenmesi.....	51
Şekil 3.3. Mandibula modelinde 2 mini-plak vidalarının numaralar ile işaretlenmesi....	52
Şekil 3.4. 3 boyutlu mandibula modeli ve mandibula spongiyöz kemik modeli.....	53
Şekil 3.5. Optik tarayıcısının görüntüsü.....	53
Şekil 3.6. Romboid ve 2 mini plak tasarımları.....	54

Şekil 3.7. Modellenen mandibulanın plaklar ve uygulanacak kuvveti ile tamamlanması.....	55
Şekil 3.8. Modellerde uygulanacak kuvvetin görsel olarak sunumu.....	56
Şekil 4.1. Romboid plakta vidaların numaralandırılması.....	58
Şekil 4.2. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid PEEK plakta, kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri ve dağılımı.....	60
Şekil 4.3. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid saf titanyum plakta, kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri ve dağılımı.....	60
Şekil 4.4. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid PEEK plakta kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ve dağılımı.....	61
Şekil 4.5. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid saf titanyum plakta kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ve dağılımı.....	62
Şekil 4.6. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid PEEK plakta vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	63
Şekil 4.7. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid saf titanyum plakta vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	63
Şekil 4.8. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid PEEK plakta sagittal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	64
Şekil 4.9. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid saf titanyum plakta sagittal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	65
Şekil 4.10. Yüksek seviyeli kondil boynu kırıklarında romboid PEEK plaklarda yatay düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	66
Şekil 4.11. Yüksek seviyeli kondil boynu kırıklarında romboid saf titanyum plakta yatay düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	66
Şekil 4.12. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid PEEK plakta, vertikal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	67
Şekil 4.13. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid saf titanyum plakta vertikal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	68
Şekil 4.14. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid PEEK plakta meydana gelen von mises stres değerleri, dağılımları ve stres bölgelerinin sayılar ile işaretlenmesi.....	69
Şekil 4.15. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid saf titanyum plakta meydana gelen von mises stres değerleri ve dağılımı.....	69

Şekil 4.16. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid PEEK plakta, kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri ve dağılımı.....	71
Şekil 4.17. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid saf titanyum plakta, kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri ve dağılımı.....	72
Şekil 4.18. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid PEEK plakta, kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ve dağılımı.....	73
Şekil 4.19. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid saf titanyum plakta, kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ve dağılımı.....	73
Şekil 4.20. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid PEEK plakta vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	74
Şekil 4.21. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid saf titanyum plakta vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	75
Şekil 4.22. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid PEEK plakta, sagittal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	76
Şekil 4.23. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid saf titanyum plakta, sagittal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	76
Şekil 4.24. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid PEEK plakta, yatay düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	77
Şekil 4.25. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid saf titanyum plakta, yatay düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	78
Şekil 4.26. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid PEEK plakta, vertikal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	79
Şekil 4.27. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid saf titanyum plakta, vertikal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	79
Şekil 4.28. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid PEEK plakta meydana gelen von mises stres değerleri, dağılımları ve bölgelerin sayılar ile işaretlenmesi.....	80
Şekil 4.29. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid saf titanyum plakta meydana gelen von mises stres değerleri ve dağılımı.....	81
Şekil 4.30. 2 mini plakta vidalara verilen numaralar.....	82
Şekil 4.31. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta, kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri ve dağılımı.....	83
Şekil 4.32. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta, kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri ve dağılımı.....	84

Şekil 4.33. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta, kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ve dağılımı.....	85
Şekil 4.34. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta, kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ve dağılımı.....	86
Şekil 4.3. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	87
Şekil 4.36. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta, vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	88
Şekil 4.37. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta, sagittal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	89
Şekil 4.38. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta sagittal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	90
Şekil 4.39. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta, yatay düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	91
Şekil 4.40. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta, yatay düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	91
Şekil 4.41. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta,vertikal düzlemde vidalara analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	92
Şekil 4.42. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta, vertikal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	93
Şekil 4.43. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta meydana gelen von mises stres değerleri, dağılımları ve bölgelerin sayılar ile işaretlenmesi.....	94
Şekil 4.44. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta meydana gelen von mises stres değerleri ve dağılımı.....	95
Şekil 4.45. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta, kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri ve dağılımı.....	97
Şekil 4.46. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta, kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri ve dağılımı.....	97
Şekil 4.47. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta, kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ve dağılımı.....	98
Şekil 4.48. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta, kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ve dağılımı.....	99

Şekil 4.49. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	100
Şekil 4.50. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	100
Şekil 4.51. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta, sagittal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	101
Şekil 4.52. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta, sagittal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	102
Şekil 4.53. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta, yatay düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	103
Şekil 4.54. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta, yatay düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	103
Şekil 4.55. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta, vertikal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	104
Şekil 4.56. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta, vertikal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri.....	105
Şekil 4.57. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta meydana gelen von mises stres değerleri, dağılımları ve stres bölgelerinin sayılar ile işaretlenmesi...	105
Şekil 4.58. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta meydana gelen von mises stres değerleri ve dağılımı.....	106

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

ORİF	Açık redüksiyon ve intermaksiller fiksasyon
Al	Alüminyum
BT	Bilgisayarlı tomografi
°	Derece
GPa	Gigapascal
IMF	İntermaksiller fiksasyon
KF-PEEK	Karbon fiberle güçlendirilmiş polieter eter keton
MRG	Manyetik rezonans görüntüleme
mm	Milimetre
mm ²	Milimetre kare
N	Newton
P	Pascal
PAEK	Poliarileterketon
PDS	Polidioksanon
PEEK	Polieter eter keton
PGA	Poliglikolik asit
PLA	Polilaktik asit
PLLA	Poli-l-laktik asit
SR-PGA	Yapısal güçlendirilmiş poliglikolik asit
SR-PLA	Yapısal güçlendirilmiş polilaktik asit
Ti-CP	Saf titanyum
TME	Temporomandibular eklem
Ti	Titanyum
%	Yüzde

1. GİRİŞ

Mandibulanın anatomik temelinde, gelen kuvvetlerin dağıtılmasını sağlamak vardır. Kondil boynu, en zayıf kısım olarak kırıldığında kuvvetlerin kranyuma transferi önlenmiş olur (1). 2137 vakanın incelendiği bir çalışmada kondil kırıklarının vücutta en sık görülen ikinci kırık olduğu rapor edilmiştir (2). Kondil kırıkları için evrensel bir sınıflama mevcut değildir. Çeşitli sınıflandırmalar yapılmış ve 1977'de Lindahl mandibular kondil başı kırıklarının literatürdeki en geniş yelpazeye sahip olan sınıflamayı tanımlamıştır. 2010 yılında ise 'yüksek' ve 'alçak' kondil boynu kırıkları terimleri literatürde ayrıntılı bir şekilde tanımlanmıştır (3).

Kondil kırıkları tedavisi için ilk adım hastaya uygulanacak tedavi seçeneğinin belirlenmesidir (4). Daha önceki çalışmalar, kondil kırıklarının tedavisinde açık veya kapalı tedavi tercihinde kesin sınırların olup olmadığını değerlendirmiştir. Hala tartışma konusu olan hangi tedavinin seçileceği belirsizliği, son zamanlarda belli endikasyonların dahilinde hastaya açık veya kapalı tedavi uygulanması gerekliliğine doğru bir değişim göstermiştir (5,6).

Cerrahi tedavi sonrasına dair geniş çalışmaların olmaması, fasiyal sinir hasarı, skar oluşumu gibi komplikasyonların varlığı konservatif tedavinin tercih edilmesinde etkili faktörler olmuştur (7,8). Ancak kapalı tedavi uygulaması sırasında kötü ağız hijyeni, yetersiz beslenme, kilo kaybı, sosyal problemler ve fonksiyon kaybı gibi negatif durumların da dezavantajları arasında bulunduğu rapor edilmiştir (9). Konvansiyonel açıdan kapalı tedavi daha çok tercih edilse de, cerrahi tekniklerin gelişmesi ve yenilenmesi, kapalı redüksiyonun komplikasyonlarının daha açıkça anlaşılmasıyla birlikte açık redüksiyona doğru bir eğilim başlamıştır (6). Başarılı bir redüksiyon sonrasında, kırık fragmanlarının stabilizasyonunun sağlanması gereklidir. Uygun miktarda plak ve vida kullanımıyla iyileşme döneminde kırık bölgenin fonksiyon sırasındaki yüklere karşı dayanıklı hale getirilmesi zorunludur (10). İnternal fiksasyon, sağlıklı iyileşme süreci için kırık segmentlerinin hareketsiz hale getirilmesi işlemidir. Açık redüksiyon ile osteosentezin ilk olarak 1925 ve 1926 yıllarında kullanıldığı rapor edilmiştir (11). Şimdiki zamana kadar intraosseoz telleme, lag vida, krischner telleri, mini plak/vida sistemleri gibi çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Subkondiler kırıkların tedavisinde mandibulanın posterior

sınırına paralel yerleştirilen tek vertikal plaklar sıkça kullanılmıştır. Ancak ilerleyen zamanlarda bu yöntem ile biyomekanik açıdan uygun rijit fiksasyonun elde edilemediği rapor edilmiştir. Paralel olmayacak şekilde yerleştirilmiş 2 düz plak kullanımının daha stabil bir fiksasyon sağladığı çalışmalar ile desteklenmiştir (12-14). Kondil gibi kısıtlı, dar bir alanda çalışmanın ayrıca kırık fragmanlarının boyutlarının küçük olması; 2 düz plağın kullanımını kısıtlayıcı etkenler arasındadır. Bu dezavantajı ortadan kaldırmak amacıyla, aynı biyomekanik özelliklere sahip olan 3 boyutlu mini plak tasarımları geliştirilmiştir. Bunlar, trapezoid mini plak (Synthes CMF, PA ve Medartis), lambda mini plak (Synthes CMF ve Medicon, Tullingen, Almanya), delta ve romboid mini plaklardır (Medartis, Basel, İsviçre) (15).

İnternal fiksasyon için geliştirilen plak/vida tasarımlarının yanı sıra içerik materyalinin de bir değişim süreci mevcuttur. Başlangıçta aşırı rijit fiksasyon uygulaması ve kemiğin plaklar altında tamamen hareketsiz bırakılmasına yönelik bir ekol benimsenmiş ve bu yöntemde bütün yük ve stresin fiksasyon aygıtı tarafından taşınması hedeflenmiştir. Wolf kanunu, rijit plaklar altında kalan kemik dokusunda iyileşmenin azalacağı, daha pöröz yapıda ve kemiğin dayanıklılığının yetersiz olacağını söyler (16). Dolayısıyla iyileşme esnasında ve sonrasında oluşan yük ve kuvvetlerin kemiğe geçişine belli oranda izin veren, iyileşmeyi engellemeyecek sınırlar dahilinde hareket edebilen bunun yanında da yeterli stabilizasyonu sağlayan fiksasyon seçeneklerine ihtiyaç duyulmuştur. Paslanmaz çelikten titanyuma geçiş de bu gelişmelerden biridir (17).

Titanyumun elastik modülü (110 GPa) metal alaşımlara göre kemik dokuya (10-18 GPa) daha yakın değerde olmasına rağmen kemik doku ile arasında belirgin bir fark mevcuttur. Bu mekanik farklılık, kemik dokuda iyileşmenin engellenmesi ve yapısal bozukluklara yol açmasının yanı sıra vidalar etrafında oluşacak stresin sonucunda vida kaybı veya plak kırıklarına neden olabilme ihtimallerine de kapı açar (18). Titanyum, biyouyumluluk açısından güvenilir kabul edilip klinikte oldukça yaygın kullanım alanına sahip olmasına rağmen alerjik ve granülomatoz reaksiyonlara sebep olduğunu bildiren çalışma bulguları da rapor edilmiştir (19-24). Bu negatif bulgular araştırmacıları titanyumun yerine alternatif bir materyal arayışına girmelerine sebep vermiştir. PEEK ise son zamanlarda titanyuma alternatif olarak kullanıma sunulabilecek bir materyal olarak düşünülmektedir.

Polieter eter keton (PEEK), 1978 yılında İngiltere’de geliştirilmiş bir materyaldir (25). Saf PEEK’in elastik modülü yaklaşık 3.7-4 GPa aralığındadır. Bu değer, paslanmaz çelik (210 GPa), diğer metal alaşımları ve titanyumun elastik modülünden çok daha düşüktür ve kemik dokuya oldukça yakın bir değerdir. Bu bilgilerden yola çıkarak ,kemik doku ile yük paylaşımı sağlanarak ve hedeflenen sağlıklı kemik iyileşmesi elde edilebilir düşüncesi ortaya çıkmaktadır. Saf PEEK’in esneme özelliklerinin benzer olması yük paylaşım konusunda büyük avantaj sağlamasına rağmen fiksasyon için yeterli mekanik dayanıklılığa sahip bir materyal değildir (26). Karbon fiber ile modifiye edildikten sonra elastik modülü 18 GPa’ya yükseltilerek PEEK, mekanik açıdan da dayanıklı hale getirilebilir (27).

Sonlu elemanlar analizi, belirli bir geometriye sahip olan yapılarda, uygulanan yüklerin sebep olduğu stresi analiz etmek ve sayısal olarak açıklamak için faydalanan, farklı mühendislik dallarından yardım alan bir yöntemdir (28-30). Ortopedi ve maksillofasiyal cerrahide canlı dokularda kullanılan ve kullanılması hedeflenen materyallerin analiz ve değerlendirmesinde oldukça büyük bir alana sahiptir (31). Karmaşık geometriye sahip katı cisimlerin gerçeğine en yakın modellerinin oluşturulabilmesi, çok sayıda farklı malzeme kullanımı ile değişik modeller elde edilebilmesi ve gerilim, yer değiştirme analiz değerlerindeki hassasiyeti, sonlu elemanlar analizinin avantajları arasındadır (32). Canlı dokuya en benzer şekilde 3 boyutlu oluşturulan modellerde arzu edilen kuvvetin simüle edilmesiyle elde edilen analizlerle literatüre birçok katkı sağlamıştır (33,34).

Bu tez çalışmasında, yüksek ve düşük seviyeli kondil boynu kırıklarının tedavisinde titanyum ve polieter eter keton materyallerinden yapılmış olan romboid ve 2 mini plak tasarımları kullanılarak hem kemik doku hem de plak/vidalar üzerinde meydana gelen stres değerlerini sonlu elemanlar analizi yardımıyla karşılaştırmak ve değerlendirmek hedeflenmiştir.

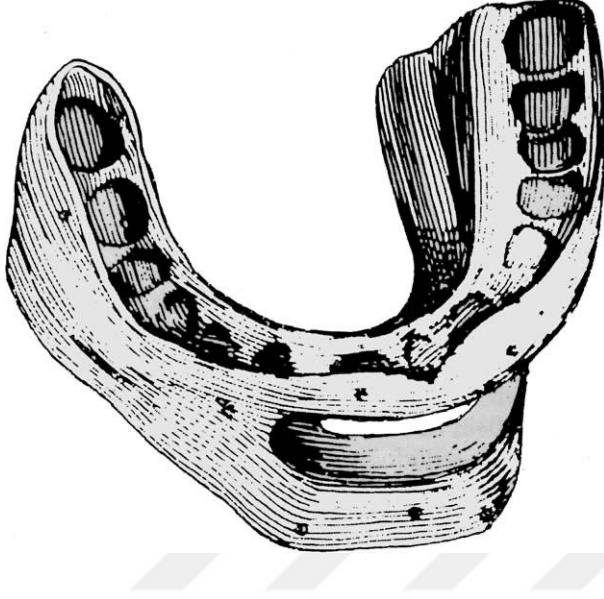
2. GENEL BİLGİLER

2.1. Tarihsel Gelişim

Mandibula kırıklarının ilk tanımı, 1862'de Luksor'da Smith tarafından satın alınan ve daha sonra Breasted tarafından tercüme edilen 'Edwin Smith papirüsünde' MÖ 17. yüzyıla kadar uzanır (35). MÖ 460 yılında Hipokrat sadece kendi adını taşıyan çıkık bir mandibulayı küçültme tekniğini tasarlamakla kalmadı, aynı zamanda kırık bir mandibulayı hareketsiz hale getirme yöntemlerini de öğretti. Kırığın uçları elle küçültülmüştü ve kırık bölgesi, bitişik dişlerin etrafına bağlanan altın veya keten ipliklerle hareketsizleştirilmişti. Bu intraoral immobilizasyona ek olarak, uçları kafatasına bağlanan Kartaca derisinden deriye yapıştırılmış şeritler ile ekstraoral fiksasyon önerilmişti (36). M.S. 500 yıllarında Hint asıllı cerrah Sushruta'nın yazmış olduğu bir eserde, çene kırıklarını bambu splintler ve bandajlar sayesinde tedavi edebildiği bildirilmiştir (37). 12. yy'dan 18. yy'a kadar geçen dönemde berber cerrahları klasik kırık tedavisini kullandılar. Kırık çene manuel olarak sıfırlandıktan sonra, normal oklüzyonun korunması ve kırık hattına komşu dişlerin ligatürlerle birleştirilmesi sağlanarak, mandibula bandajlarla sabitlendi. Çene altından ve başın üzerinden geçen bir bandajla alt çeneyi üst çeneye bağlayarak hareketsiz hale getirmek için çeşitli bandaj modifikasyonları kullanıldı (38).

18. yüzyıl, anatomik ve fizyolojik süreçlerin bilgisinde ilerlemenin bir sonucu olarak tıbbı daha bilimsel bir yaklaşım gördü. Bilimsel diş hekimliği çağı, 1728'de Pierre Fauchard tarafından *Traite' de chirurgie dentaire* başlıklı bir kitabın yayınlanmasıyla başladı. "Modern diş hekimliğinin babası" olarak kabul edilen Fauchard, çene kırıklarının tedavisine özel bir katkı yapmamış olsa da, diğerlerinin diş protezlerini geliştirilmesine verdiği ivme, kırık fragmanlarının basit bir şekilde bağlanması ve bir bandaj desteğinin kullanılması adına teknikler tasarlamaya teşvik etti (39). 19. yüzyılın başında, mandibula kırığını doğrudan veya dolaylı olarak hareketsiz hale getirmek için ağız içi ve ağız dışı splintleri geliştirerek veya trans-mandibular ve mandibula çevresinde tel fiksasyonunun kullanılmasıyla birçok iyileştirme yapıldı. Ancak bu iyileştirmeler zamanla enfeksiyon ve maloklüzyon riskini gündeme getirdi. 1826'da Rodgers ilk açık redüksiyonlardan birini yapmış; humerusa tel süturlar yerleştirdi. Baudens, mandibula kırıklarının tel ile sabitlenmesinin öncüsü olarak kabul edilir ve daha 1840 gibi erken bir tarihte, oblik bir

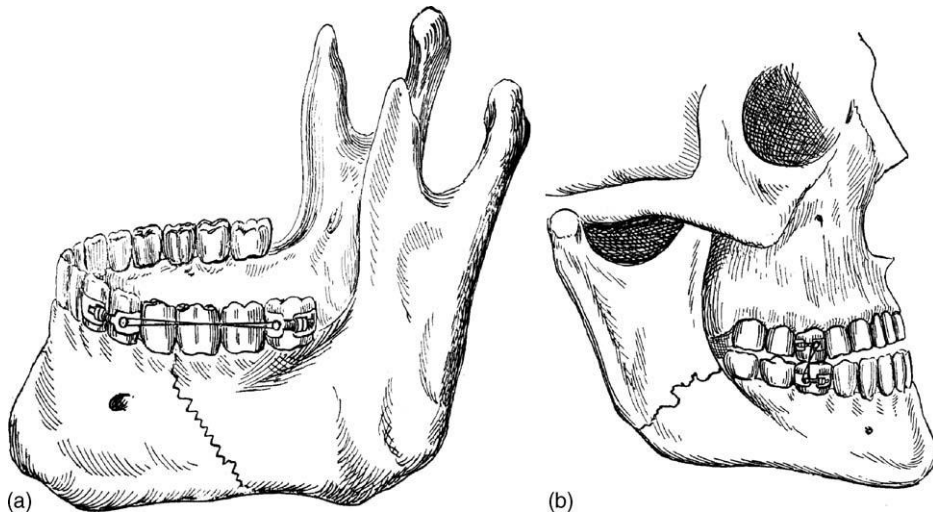
kırığı hareketsiz hale getirmek için sirkümfarensiyal teller kullanmıştır (36). Kısa bir süre sonra (1847), Buck bitişik segmentlerde delikler açarak ve bunları birbirine bağlayarak doğrudan kırık kemiğe tel süturlar uyguladı (40). Bu zamana kadar, tüm çene kırıkları, ayakta tedavi prosedürü olarak anestezi yardımı olmadan manuel olarak redükte edilmişti. 1844'te Dr. Horace Wells tarafından anestezinin tanıtılması, cerrahi pratiğinde devrim yarattı (4). 1866'da Thomas Gunning 'Gunning Splinti'ni tasarladı. Değiştirilmiş şekli günümüzde hala kullanılmaya devam etmektedir (41) (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Gunning splint (36)

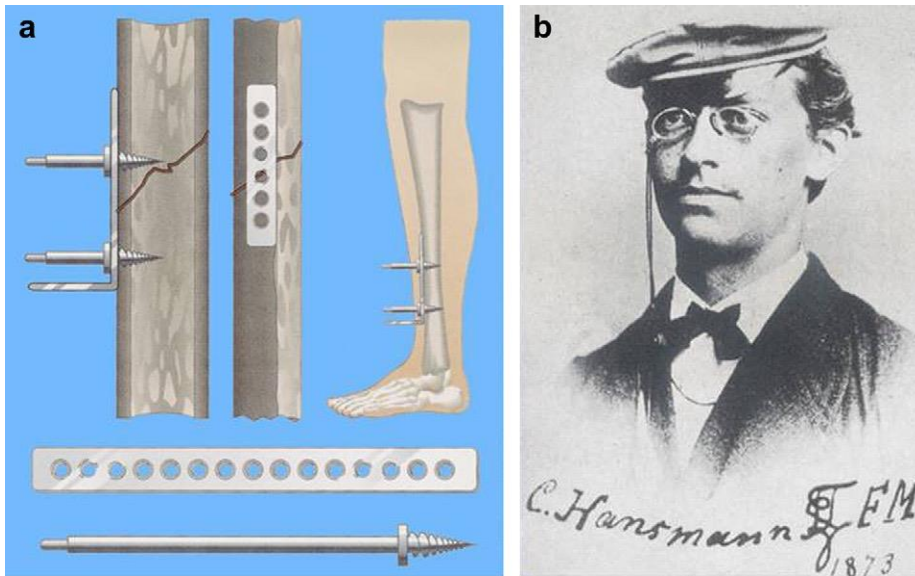
1871'de Londralı diş hekimi Gurnell Hammond, mandibulayı hareketsiz hale getirmek için bir tel ligatür splintleri geliştirmiştir (42). Dişlerden bir ölçü alınarak alçı model oluşturdu. Yer değiştiren parçalar alçı model üzerinde yeniden hizalandı ve daha sonra modeldeki dişlere ağır bir demir tel adapte edildi. Çubuk daha sonra hastanın doğal dişlerine bağlandı, böylece yanlış hizalanmış parçalar aynı hizaya çekildi (39). 1887'de Thomas L. Gilmer, intermaksiller fiksasyonu ve mandibula kırıkları için ark barlarının kullanımını tanıtmıştır (40). Tekniğin, kommünike kırıklar ve atrofik mandibula kırıkları gibi belirli durumlarda diğer fiksasyon yöntemlerinden hala üstün olmasına rağmen; konforsuzluk, ağır diyetteki katıdan sıvıya geçişle birlikte kilo kaybına ve yetersiz beslenmeye yol açabilmesi gibi dezavantajları vardı.

Dr. Angle (1890), çene segmentlerini tel ile immobilizasyonuna bir alternatif sundu. Bu, kırığın her iki tarafında dişlerin bantlanması ve daha sonra kırığı immobilize etmek için bantların birbirine bağlanmasından oluşuyordu (40) (Şekil 2.2).



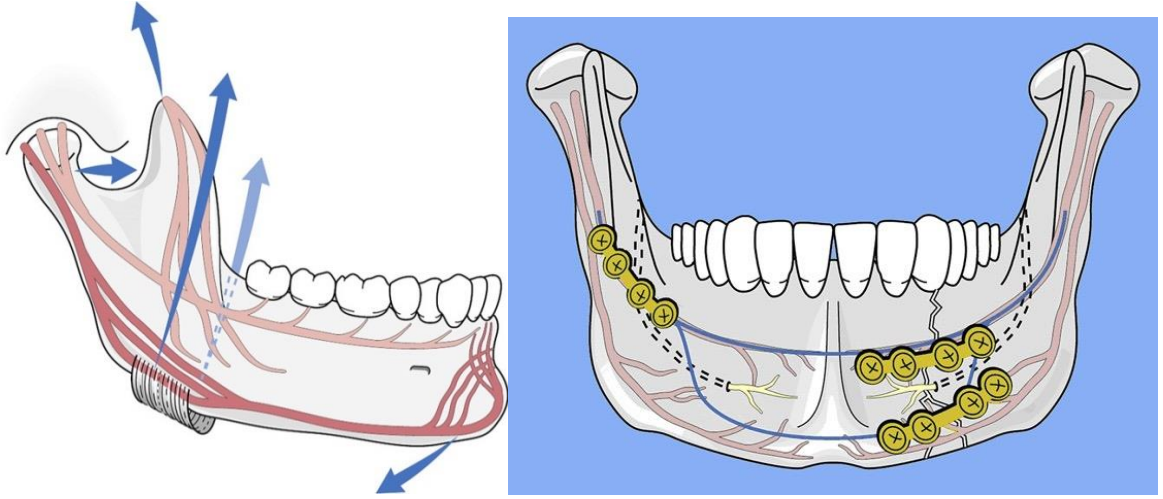
Şekil 2.2. Angle Aparatı (38)

Maksillofasiyal cerrahide osteosentezin gelişmesiyle birlikte farklı sistemler tasarlanmıştır. Cerrah Carl Hansmann (1886), kemik parçalarının bir plateescrew sistemi ile subkutan fiksasyonu için bir prosedür geliştiren ve sunan ilk kişiydi. Önce kırığı cerrahi olarak ortaya çıkaran Hansmann, daha sonra parçaları yeniden konumlandırdı ve vidaları almak için delikleri olan dar nikel kaplı metal şeritlerle splintledi. Kullandığı vidalar nikel kaplıydı ve ahşap vidası gibi konik vida dişlerine sahipti. 1886'ya kadar Hansmann bu yöntemle 21 kemik kırığı ve psödartrozu tedavi etmişti. Bunlardan ikisi mandibula kırıklarıydı (43) (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. (a) Carl Hansmann'ın plak osteosentezi (Hansmann'dan (1886). Synthes'in izniyle, Umkirch, Almanya). (b) Carl Hansmann'ın öğrencisi olarak portresi (Corps Teutonia, Marburg, Almanya'nın izniyle çoğaltılmıştır) (43).

Sir William A. Lane, 1893'te kırık tedavisi için vidalar ve plakalar kullandı ancak iki yıl sonra, iyileşme süreci sırasında malzemenin korozyona uğradığını bildirdi (44,45). Belçikalı cerrah Lambotte (1907, 1912, 1913, 1927) osteosentez terimini oluşturdu. Modern iç ve dış splintlemenin babası olarak kabul edilir, çünkü dış sabitlemeyi ve alüminyum, pirinç, bakır ve gümüşten yapılmış çeşitli vida ve plakaları icat etmiştir. Korozyon, metaloz, kırık plaklar ve gevşek vidalar gibi sorunların altından kalkmak için altın, nikel, vanadyum gibi çeşitli materyaller tercih edilerek yeni osteosentez sistemleri denenmiş ancak yine de oluşturulan plaklar kırık fragmanlarını bir araya getirme görevini yerine getirememiştir (43). Osteosentez için ilk sıkıştırma plağı 1949 yılında Belçikalı cerrah Danis tarafından sunuldu. Ardından Luhr, mandibulanın “kompresyon osteosentezini” tanıttı. (46)Başlangıçta ekstremite kırıklarına uyumlanan plaklar zamanla modifiye edilerek mandibulaya uygun hale getirildi. Reuther, beagle köpeklerinde iliak krestten kemik nakli kullanarak mandibular rekonstrüksiyon için kompresyon osteosentezini test etti. Primer kırık iyileşmesine benzer ossifikasyon paternleri buldu. Bu kompresyon osteosentez plaklarına ek olarak, plak ve kemik parçaları arasında hiç veya çok az harekete izin veren “rekonstrüksiyon plakları” olarak adlandırılan plaklar geliştirildi (47). Gutwald, Ellis ve Graham; daha hassas formda olan bir mini kilitleme sistemini tanıttı. Mini-kilitleme sistemli mini plaklar bir in vitro denemede karşılaştırıldığında, geleneksel mini plaklardan üç kat daha yüksek bir stabilite gözlemlendi (48-50). Michelet ve ark. ilk olarak miniplak osteosentezini mandibula kırıklarının tedavisinde uygulamışlar ve birçok vakada operasyon sonrası İMF kullanılmasının gerekli olmadığını bildirmişlerdir (51). Champy ve arkadaşları, çiğneme kaslarının çekme yönlerini göz önünde bulundurarak mini plaklarla ile statik sıkıştırma şeklini dinamik sıkıştırmaya dönüştürmeyi klinik olarak daha uygulanabilir hale getirmiştir. Ayrıca bu çalışmalar osteosentez için ideal bir çizginin bulunmasıyla ‘Champy Prensipleri’ nin de ortaya çıkmasına yardımcı olmuştur (11,52-54) (Şekil 2.4).



Şekil 2.4. Manbiulanın Gerilim Çizgileri,

Mini Plaklar İçin İdeal Pozisyon (from Gutwald and Schmelzeisen (2003))

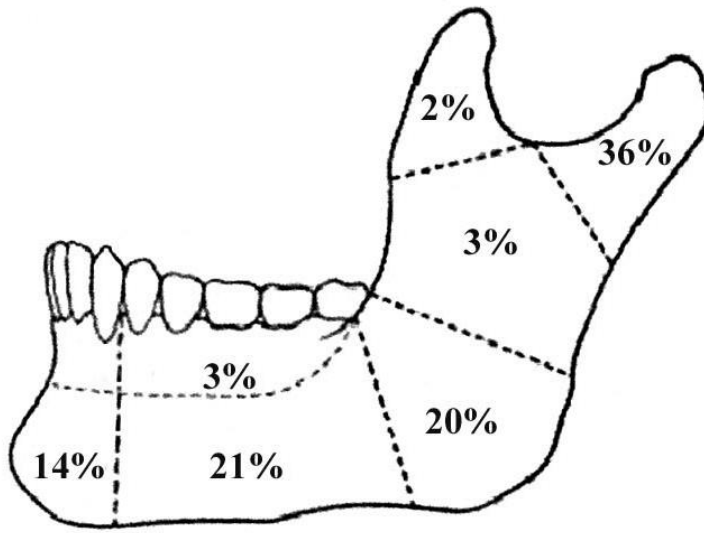
1980 yılında Pape ve ark. ilk olarak kondil kırıklarında intra-oral redüksiyon ile miniplak osteosentezini rapor etmiştir (55). Miniplaklar ve rekonstrüksiyon plaklarının mandibula kırıklarında kullanımı yaygın olmasına rağmen, kondil bölgesi gibi dar bir alanda kullanım güçlüğü ve dokudan palpe edilebilmesi gibi sorunlar ortaya çıkmıştır (56). Bu sebeple kullanılan materyal sayısı ve kalınlıkları azaltılmaya çalışılmıştır. Bu sorunların ortadan kalkması için çapları 1.0 mm ve altında olan mikro plaklar ile ilgili ilk çalışmayı Kim ve Nam yapmıştır (57).

Geçen zamana takiben birçok plak çeşidi ve sistemleri ortaya konmuştur. Günümüzde mandibula kırıklarında çeşitli rezorbe olan-olmayan plak ve vidalar; 0,5 mm'den 3,0 mm'ye kadar çeşitli çaplarda; titanyum, paslanmaz çelik, vityum gibi çeşitli materyaller kullanılmaktadır.

2.2. Mandibula Kırıklarının Lokalizasyonu

Patolojik sebeplerden veya travmadan dolayı kemik yapısının bütünlüğünü kaybetmesine kırık denir (58). Yüz kemikleri arasından en büyük ve kuvvetli olan kemik olsa da; çıkıntılı şekli, yüzün alt bölgesinde bulunması ve anatomik konfigürasyonundan dolayı en sık kırılan kemiktir (59). Bormann ve ark. 444 hastada meydana gelen 696

mandibula kırık vakası incelemiş; kondil bölgesinin (%42) en sık görüldüğü bölge olduğunu belirtmişler. Bu sıralamayı, %21 oranla simfiz veya parasemfiz kırığı, %20 ile angulus kırığı, %15 horizontal ramus kırığı, %2 ramus kırığı ve %0.3 ile koronoid kırıkları takip etmiştir (60). Eulert ve ark. 2006 yılında 1812 kraniyofasiyal kırık hastasından 1713 tanesinde mandibula kırığı olduğunu tespit etmiş. 1713 hastanın %35'inde kondil kırığı, %23'ünde angulus kırığı, %22'sinde korpus kırığı olduğunu belirtmişler (61). Stacey ve ark., mandibular kırıkların en çok erkeklerde 25-34 yaş aralığında olduğunu, bölge olarak da kondil bölgesinde (%36), gövde (%21), angulus (%20), simfizis (%14), ramus (%3) ve koronoid kırıkları (% 2) oranlarıyla sıralandığını belirtmişlerdir (62) (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Stacey ve ark. tarafından belirtilen kırık lokalizasyon oranları (62)

Yapılan çalışmalarda kondil kırıklarının diğer bölgelere oranla daha çok yer kapladığı görülmüştür. Ancak diğer bölgelerin de en sık kırılan alanlar olarak rapor eden çalışmalar mevcuttur. Özgenel ve ark., 204 hasta ile yaptıkları çalışmada kırık lokalizasyonunun en sık parasimfiz (%29,3) ve angulus (%18,4) bölgelerinde olduğunu rapor etmişlerdir (59).

2.3. Temporomandibuler Eklem Anatomisi

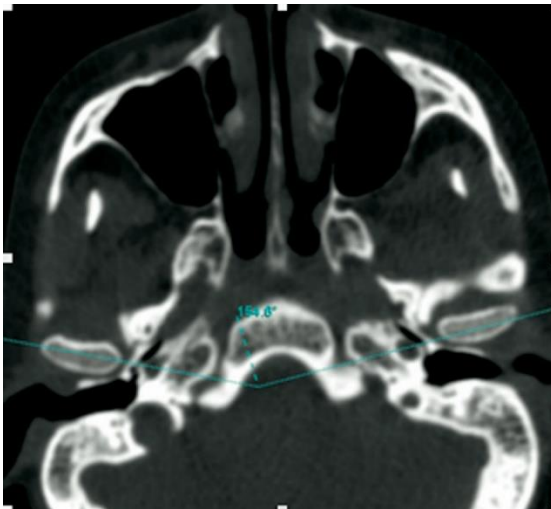
TME, bir düzlemde yalnızca ileri ve geri harekete izin veren menteşe eklemi anlamına gelen ginglymus ve yüzeylerin kayma hareketine izin veren eklem anlamına gelen artrodiadan türetilen bir terim olan ginglymoartrodial bir eklemdir (63). Sağ ve sol TME, diz artikülasyonuna benzer bir bikondiler artikülasyon ve sinovyal eklemlerin elipsoid çeşidini oluşturur (64).

Bu eklem tarafından sergilenen sinovyal eklemlerin ortak özellikleri arasında bir disk, kemik, fibröz kapsül, sıvı, sinovyal membran ve bağlar bulunur. Ancak bu eklemi farklılaştıran ve benzersiz kılan özelliği eklem yüzeyinin hiyalin kıkırdak yerine fibrokartilajla kaplı olmasıdır. Hareket sadece kemiklerin, kasların ve bağların şekliyle değil, aynı zamanda dişlerin oklüzyonuyla da yönlendirilir, çünkü her iki eklem tek bir mandibula kemiği tarafından birleştirilir ve birbirinden bağımsız hareket edemez (65).

2.3.1. Mandibular bileşen

Bu bileşen, dar bir mandibular boyun üzerinde oturmuş bir oval kondiler prostesten oluşur.

Lateral olarak 15 ila 20 mm ve önden arkaya 8 ila 10 mm'dir. Böylece, iki kondilin uzun eksenleri medial olarak uzatılırsa, foramen magnumun ön sınırında yaklaşık olarak basionda buluşurlar ve öne doğru 145 ila 160° arasında değişen bir açı oluştururlar (65) (Şekil 2.6).



Şekil 2.6. Her iki kondilde dikey aksiyal BT görüntüleme. Mavi çizgi, sağ ve sol kondil arasında oluşan açığı temsil eder. Normal değer 145 ile 160 ° arasındadır (65).

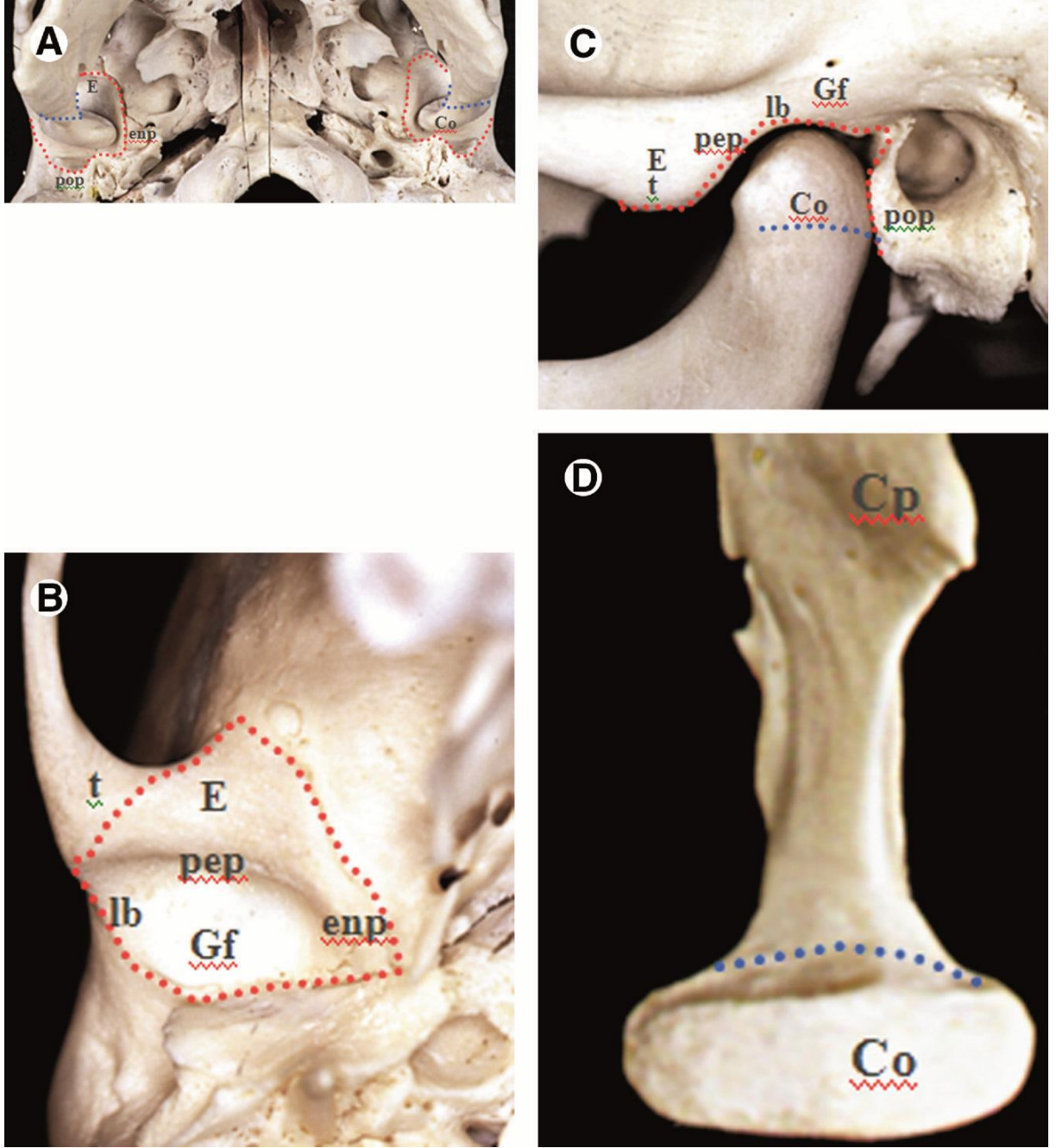
Mandibular kondilin görünümü, farklı yaş grupları ve bireyler arasında büyük farklılıklar gösterir. Morfolojik değişiklikler, basit gelişimsel değişkenliğin yanı sıra gelişimsel varyasyonları, maloklüzyonu, travmayı ve diğer gelişimsel anormallikleri barındıracak şekilde kondilin yeniden şekillenmesi temelinde meydana gelebilir (66).

2.3.2. Kranial bileşen

Temporal kemiğin eklem yüzeyi, timpanik plakanın önündeki temporal skuamın alt tarafında yer alır. Eklem çeşitli anatomik terimleri aşağıda detaylandırılmıştır.

- (a) Artiküler eminens: Zigomanın ön kökünü oluşturan enine kemik barının tamamıdır. Çene normal işlevine devam ederken kondil ve disk bu eklem yüzeyi üzerinde yavaşça hareket eder.
- (b) Artiküler tüberkül: Artiküler eminensin dış ucundaki küçük, kabarık, pürüzlü, kemikli bir yumrudur. Eklem yüzeyi seviyesinin altına uzanır ve eklem lateral ve kollateral liagmentlerinin tutunduğu bölgedir.
- (c) Preglenoid düzlem: Artiküler eminensin yüksekliğinden öne doğru devam eden hafif oyuk, neredeyse yatay olan eklem yüzeyidir.
- (d) Posterior artiküler sırt ve preglenoid proses: Timpanoskuamosal suture, tegmen timpaninin çıkıntılı alt kenarı ile ön petroskuamozal ve arka petrotimpanik fissüre bölünür.

Mandibular fossa ağır eklem bölgesini kranial fossadan ayıran ağır kafatasına rağmen ince ve translüesent bir yapıdadır. Bu, artiküler fossanın diskin ve kondil başının posterior kenarını içermesine rağmen kranimandibuler eklem fonksiyonel olarak stres taşıyan bir parçası olmadığını gösterir (67) (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Temporomandibuler eklemin iki komponentindeki kemik anatomisi. Kırmızı çizgi: temporal kemikte kapsüler bağlantı. Mavi çizgi: kondil boynunda kapsüler bağlantı

E: artiküler eminens, enp:entoglenoid proçes, t:artiküler tüberkül ,Co:kondil, pop:preglenoid düzlem, Gf:glenoid fossa, Cp:kondiler proçes (A) TME kemiklerinin kaudal kranial görünümü. (B) TME'in kondil olmadan kaudal kranial görünümü. (C) TME kemiklerinin lateral görünümü. (D)kranial kemik olmadan kondilin kaudal kranial görünümü (67).

2.3.3. Eklem diski

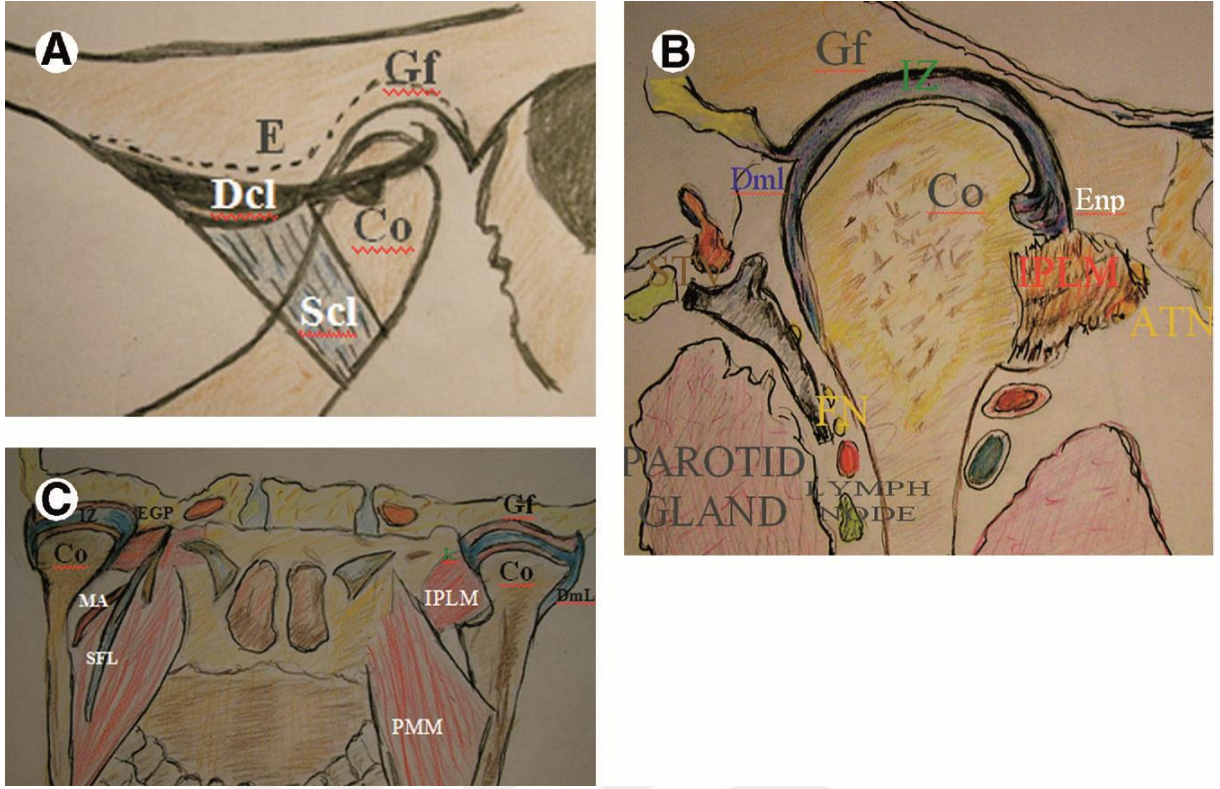
Eklem diski, TME'nin en önemli anatomik yapısıdır. Mandibular kondil ile eklem temporal kemik bileşeni arasında yer alan bikonkav fibro-kartilaj bir yapıdadır. Temporal ve mandibular kemiklerin eklem yüzeyleri arasındaki kayma hareketlerinin yanı sıra bir menteşe hareketine uyum sağlama işlevi de mevcuttur.

Eklem diski, uzun eksenini çapraz olarak yönlendirilmiş, kabaca oval, sağlam ve lifli bir plakadır. Eklemi daha büyük bir üst bölmeye ve daha küçük bir alt bölmeye bölen sivri uçlu bir başlık şeklindedir. Menteşe hareketleri alt bölmede, kayma hareketleri üst bölmede gerçekleşir.

Diskin üst yüzeyinin (kraniyal kontura oturması için) eyer şeklinde, alt yüzeyi ise mandibular (kondile uyması için) içbükeydir.

Disk; kalın, çevresi boyunca yuvarlaktan ovale, 2 mm kalınlığında ön bant, 3 mm kalınlığında arka bant ve 1 mm kalınlığında orta ara bant olarak bölünmüştür. Daha arkada bilaminar veya retrodiskal adı verilen bölge vardır. Disk ve kondilin; protraksiyon ve retraksiyonda birlikte hareket etmesini sağlayan diski doğrudan medial ve lateral kondil kutuplarına sabitleyen güçlü bantlar dışında disk eklem kapsülünün her tarafına bağlıdır (64).

Mandibula ağız kapalı pozisyondayken kalın arka bant saat 12 pozisyonuna yakın kondilin hemen üzerinde yer alır. Posterior bant ve bilaminar zonun birleşimi, normalin %95 oranı içinde olması için dikey pozisyonun 10 derecesine düşmelidir. Yer değiştirme açısı 10 dereceyi aşarsa patolojik bir durum olduğu kabul edilir (68) (Şekil 2.8).



Şekil 2.8. Dml: TME'nin kollateral disk mandibular bağları; Scl: yüzeysel kollateral bağ; Dcl: derinkollateral bağ; Gf: glenoid fossa; E: artiküler eminens; IZ: ara bölge; IPLM: alt pterigoid lateral kas; FN: yüz sinirinin dalları; ATN: aurikülotemporal sinir; MA: maksiller arter; Co: mandibula kondil başı; SFL: sfenomandibular bağ. (A) Sagittal düzlemde TME bağlarının şematik görünümü. (B) Koronal düzlemde TME diski ve bağların şematik görünümü. (C) Koronal düzlemde hem TME kaslarının hem de bağların şematik görünümü (69).

2.3.4. Temporomandibular ligament kompleksi

2.3.4.1. Bilateral çene eklemlerinin kollateral ligamentleri

Çenenin her iki yanında bulunan ligament, iki ayrı katman olarak tasarlanmıştır. Geniş dış veya süperfasiyal tabaka genellikle yelpaze şeklindedir ve eklem tüberkülünün dış yüzeyine ve zigomatik kemiğin posterior kısmına tutunur. Bu alanlar genelde pürüzlü ve kemik çıkıntıları bulunan bölgelerdir. Fasiküler ligamentler, kondil boynunun arkasına ve altına yerleştirilmek üzere; aşağıya ve geriye doğru eğik bir şekilde uzanır. Bu tabakanın hemen medialinde, artiküler tüberkülün tepesinden sürekli olarak dar bir

ligamentöz bant çıkar ve dış kısım bu bölgeye bağlanır. Bu bandın üst kısmı diskin arkasına, kondiler kutbun lateralinde tutunmaya devam eder.

Kondilin mediale kayması; medialde entoglenoid çıkıntı, lateralde ise temporomandibular ligament tarafından engellenir. Süperfisiyal tabaka, çenenin açılmasına eşlik eden kondilin protraksiyonunda gerginleşir; böylece ileri kayma ve rotasyonel hareketlerde kondilin alt distraksiyonunu sınırlar, iç horizontal ligament ise kondil başının retraksiyonunda gerilir. Böylece kondilin arka hareketini sınırlandırır (69).

2.3.4.2. Sfenomandibuler ligament

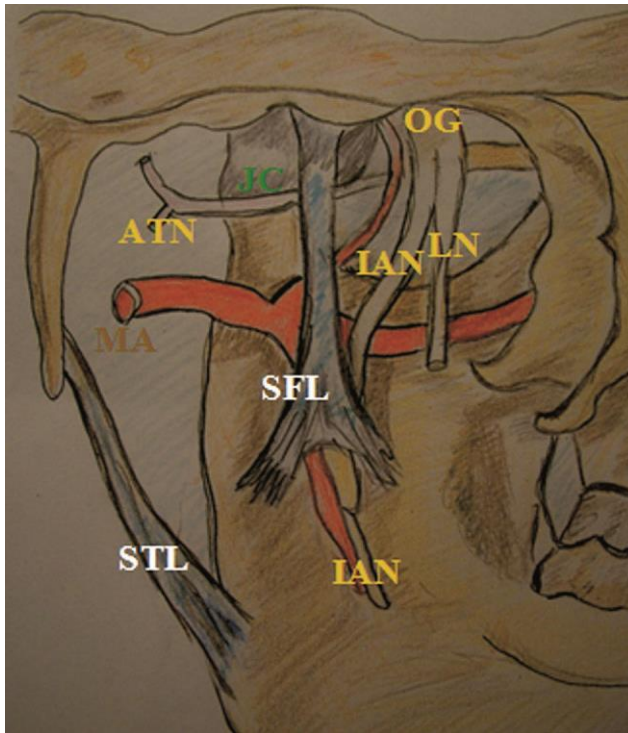
Bu ligament, sfenoid kemiğin spina angularisi ve petrotimpanik fissürden başlayarak; aşağıya ve dışarıya doğru ilerleyerek lingula mandibulaya girer. Ligament lateral olarak lateral pterygoid kasla ilişkilidir. Aurikülotemporal sinir arkada, maksiller arter önde, inferior alveolar sinir ve damarlar altta ve son olarak medialde korda timpani siniri ile medial pterygoid kas ve yağ ile farinks duvarı ve faringeal damarlar araya girer. Bu ligament, çene hareketleri sırasında pasiftir ve ağzın hem açılması hem de kapanması sırasında nispeten aynı derecede gerilimi korur.

2.3.4.3. Stilomandibular ligament

Bu ligament; apeksten uzanan, stiloid çıkıntının ön yüzüne ve mandibula angulusuna ve arka sınırına kadar stilohyoid ligamente bitişik olan özel yoğun, lokal derin servikal fasya konsantrasyonudur. Bu yapı daha sonra medial pterygoid kasın iç yüzeyini kaplayan geniş bir fasiyal tabaka olarak öne doğru uzanır. Çeneler kapalıyken gevşektir ve ağız açıldığında belirgin şekilde gevşer. Çünkü kondil aşağı ve ileri kayarken mandibula angulusu yukarı ve geriye hareket eder. Bu ligament sadece aşırı protüziv hareketlerde gerilir. Bu nedenle sadece işlevi belirsiz bir aksesuar ligament olarak düşünülebilir (65) (Şekil 2.9).

2.3.5. Kas bileşeni

Çenenin tüm hareketlerinden sorumlu olan bir diğer komponent de çiğneme kaslarıdır (70). Çiğneme kasları, genellikle kafatasından çıkan ve mandibulaya yapışan kaslar olarak tanımlanır (71). Eklemi çevreleyen bu kaslar, diğer anatomik yapılarla beraber çenenin hareketleri esnasında senkronize halde çalışırlar. Her iki eklem bölgesinde de bulunan kaslar, genel olarak kranium tabanı ve mandibulanın çeşitli bölgelerine tutunur ve sabitlenmişlerdir (70).

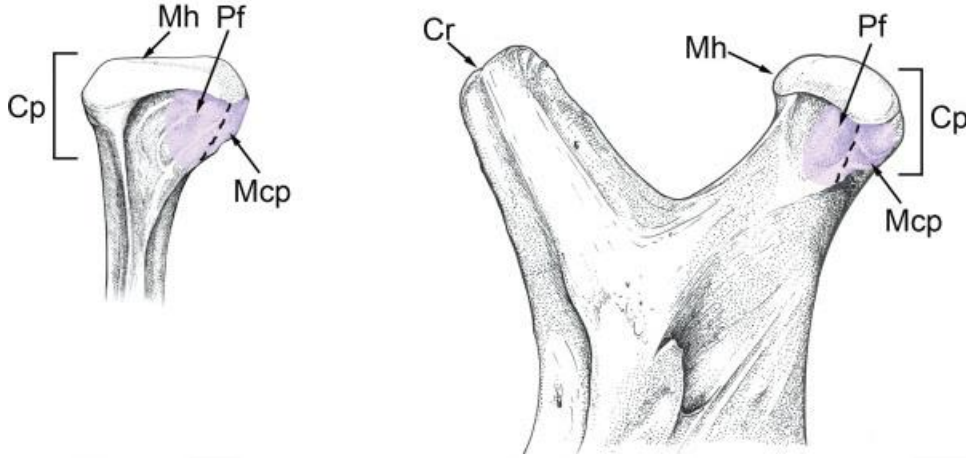


Şekil 2.9. Merkezi sagittal düzlemde, TME ligamentlerinin şematik görünümü. SFL: Sfenomandibular ligament; STL: stilomandibular ligament; JC: Eklem kapsülü; IAN: İnferior alveolar sinir; OG: Otik ganglion; LN: Lingual sinir; ATN: Aurikülotemporal sinir; MA: Maksiller arter. (65)

2.3.5.1. Lateral pterygoid kas

Lateral pterygoid kas, lateral pterygoid plakanın lateral yüzeyinden, infratemporal krestten ve sfenoid kemiğin büyük kanadının alt yüzeyinden orjin alır. Bu kas, ön yüzeyin

(pterygoid fovea) medial yarısına ve mandibulanın kondiler çıkıntısının medial yüzeyine yerleşmiş durumdadır (Şekil 2.10).



Şekil 2.10. Lateral pterygoid kasın mandibulanın kondiler çıkıntısı üzerindeki tutunma alanı. Alan mor olarak belirtilmiştir (70).

Lateral pterygoid kasın genellikle iki kısımdan oluştuğu tarif edilir: Üst (süperior) ve alt (inferior) parçalar. Üst parçanın kas liflerinin çoğu, kondiler çıkıntıya yerleşmiştir. Ancak tüm örneklerde arka bölgede iki parça arasındaki sınırı belirlemek zordur. Bu yüzden parçaları köken aldıkları yere göre sınıflandırılmıştır: Horizontal grup, sfenoid kemiğin büyük kanadının alt yüzeyinden kaynaklanan kas lifleri; longitudinal grup, lateral pterygoid plakanın yan yüzeyinden olanlar olarak ayrılmıştır (71-72).

2.3.5.2. Medial pterygoid kas

Medial pterygoid kas, diğer pterygoid kaslara (lateral pterygoid) kıyasla kısa kas lifleri ve geniş fizyolojik kesit alanı ile karakterize edilir (73). Medial pterygoid kas, mandibulanın farklı bölgelerinden çıkan yüzeysel ve derin parçalara sahiptir. Daha küçük olan yüzeysel kısım, esas olarak maksiller tüberositeden orjin alır ve bazı lifleri palatal kemiğinin piramidal prosesinden kaynaklanır. Daha büyük olan derin kısım, kafatasının tabanındaki sfenoid kemiğin (lateral pterygoid plaka) at nalı şeklindeki uzantısının medial tarafından orijin alır.

Lifleri; aşağı, lateral ve posterior yönde geçer, Yine bu lifler; güçlü bir tendinöz lamina yoluyla, ramusun medial veya iç yüzeyinin alt ve arka kısmındaki pürüzlü alana ve

mandibula açısına kadar uzanır (74). Medial pterygoid kasın üçlü işlevi vardır: Birincisi; kasın lateral pterygoid kas ile iki taraflı kasılmasıyla mandibulanın protrüzyonudur. Bu hareket, kas liflerinin ön-arka hizalanmasıyla sonuçlanır. İkincisi; medial pterygoid kasın lateral pterygoid kas ile ipsilateral olarak tek taraflı kasılması, mandibulanın karşı tarafa doğru lateral hareketine neden olur. Bu eylem, kas liflerinin mediolateral yönü nedeniyle oluşur. Üçüncüsü; kas, mandibulayı yükseltmek için masseter ve temporalis kaslarıyla birlikte çalışır (75).

2.3.5.3. Masseter kası

Masseter kas demetlerinin yönlerine göre kas, iki veya daha fazla tabakadan oluşuyormuş gibi görünmekte ve lateralden tabakalar arasında kesin sınırlar gözlenmektedir. Kas, üç katmandan oluşuyor gibi görünür: Anterolateral, orta ve posteromedial katmanlar. Anterolateral tabaka, zigomatik kemiğin lateral yüzeyinin ön üçte birlik kısmından başlar; alt-arkaya doğru uzanır ve angulus mandibulaya yerleşir. Orta tabaka, zigomatik kemiğin alt kenarının orta üçte birinden başlar ve mandibula ramusunun lateral yüzeyinin orta bölgesine yerleşir. Posteromedial tabaka, arkın iç yüzeyinin arka üçte birlik kısmından orjin alır; aşağıya doğru uzanır ve koronoid çıkıntının lateral yüzeyine yerleşir (71).

2.3.5.4. Temporal kas

Temporal fossadan orjin alan kas lifleri, mandibula kemiğinde koronoid çıkıntıya yapışık haldedir. Liflerin izlediği yola göre 3 bölümde incelenirler. Anterior lifler kasıldığı zaman vertikal yönlü olan bu lifler mandibulanın yukarıya doğru hareketini sağlar. Posteriora yerleşmiş horizontal yönlü lifler kasıldığı zaman mandibulanın geriye hareketi gerçekleşir. Temporal kas mandibulada bu hareketleri sağlayarak aslında çenenin kapatma hareketlerini ve konumlandırılmasında yardımcı olan bir kas olarak görev yapar (76).

2.3.6. Mandibula kondil anatomisi

Kondil, 3 bölgeden oluşur: Kondil başı, kondiler boyun ve subkondiler bölge (3,77). Kondil başı, kabaca frontal planda 15 ila 20 mm genişliğinde ve sagittal planda 8 ila 10 mm uzunluğundadır. Mandibular kondil, temporomandibular eklemi (TME) oluşturmak için temporal kemiğin skuamöz kısmı ile eklem yapar. Dinlenme pozisyonunda, mandibular kondilin bulunduğu temporal kemik üzerindeki konkavite glenoid fossa olarak adlandırılır (78). Kondil başı, glenoid fossa ile artükülasyon yapar. Bu yapı, temporamandibular eklem kapsülü ile çevrelenmiştir (79). Kondil başı, arada disk bulunacak şekilde glenoid fossaya yerleşmiştir.

Glenoid fossa, temporal kemiğin squamasının alt kısmındaki konkav sahadır ve fossanın tavanı çevre kemiklerle karşılaştırıldığında daha incedir (80). Ginglymoartrodial bir eklem olan temporamandibular eklem, hem menteşe hem de kayma hareketi yaparak çenenin; açma ve kapama, lateral hareketler, protrüzyon ve retrüzyonunda işlev görebilir (81). Greene ve ark., glenoid fossanın tavanının ince olmasına karşın; anterior ve medial duvarlarının kalın ve kırığa karşı daha dirençli olduğunu ve travma sonucunda glenoid fossada harabiyet oluşmaksızın kondil boynunda kırıkların oluştuğunu tespit etmişlerdir (82).

2.4. Mandibula Kırıklarının Etiyolojisi

Mandibulanın anatomik temelinde, gelen kuvvetlerin dağılmasını sağlamak vardır. Kondil boynu; en zayıf kısım olarak kırıldığında, kuvvetlerin kranyuma transferini önlenmiş olur (1). Kondil kırıklarındaki yüksek insidansın sebebi de budur. Mandibular kondil kırıkları, çoğu yazar tarafından %26 ila %57 arasında değişen bir sıklıkta mandibulada en yaygın kırık tipi olarak belirtilmektedir (2,83-88). Ellis ve ark., 2137 vakayı incelemiş ve kondil kırıklarının vücut kırıklarında en sık görülen ikinci kırık olduğunu saptamıştır (2).

Lindahl, 1977'de yaptığı bir çalışmada; kondil kırıklarını yaş, beraberinde eşlik eden yaralanmalar ve oklüzyon açısından sınıflandırmıştır. Ve bu çalışmada kondil kırığına neden olan travmaları 3 başlık altında toplamıştır. Bunlar: 1)Bireyin hareket halindeyken

ayakta veya oturma pozisyonundan; daha yüksek bir seviyeden ve bir bisiklet veya motosikletten düşmesi (sadece tek kazalar, aksi takdirde trafik kazaları), 2) Dövuş (saldırı), spor sırasında ve iş sırasında bireye gelen darbeler, 3) Bunların kombinasyonları (trafik kazaları gibi) (77).

Silvennoinen ve ark., Ellis ve ark., şiddetin ve iddia edilen saldırının en yaygın nedenler olduğunu bulmuşlardır; Fridrich ve ark., yaptıkları çalışmada trafik kazalarının baskın olduğunu gösterirken; Larsen, Nielsen (83) ve Bastian düşmelerin en yaygın nedenler olduğunu bulmuşlardır (2,83,86-88). Nielsen ve ark., 348 hasta ile yaptığı çalışmada; her iki cinsiyet için kırık nedenlerinin dağılımında, trafik faktörünün açık bir şekilde erkeklerde baskın olduğunu göstermiştir. Erkeklerde bir sonraki en yaygın neden saldırı iddiası 61 (%37), kadınlarda ise 32 (%36) düşme olmuştur. Subkondiler kırıkların hem tek taraflı hem de iki taraflı gruplarda en yaygın kırık tipi olduğunu rapor etmişlerdir (89).

Çalışmaların, kondil kırıklarının cinsiyete göre dağılımında; kadınlarda erkeklere göre daha sık meydana geldiğini göstermektedir (9,89-92). Bu karşılaştırmayı; Matos ve ark. 4:1, Zachariades ve ark. 3,5:1, Marker ve ark. 2:1, Yaman ve ark. % 96: % 50 olarak rapor etmişlerdir (89,92-94).

Mandibular kondil kırıkları en fazla 21-30 yaş aralığında görülmektedir (92). Matos ve ark. 201 mandibula kırığından oluşan 40 aylık takipli serilerinde travmaya uğrayan erkek-kadın oranının 4:1 olduğunu ve bu kırıkların en fazla 21-30 yaş arasında geliştiğini belirtmişlerdir (93).

2.5. Kondil Kırıklarının Sınıflandırması

Yüz kırıkları, MÖ 17. yüzyılda Edwin Smith cerrahi papirüsünde tanımlanmıştır (95). On sekizinci yüzyılda ise Fransız cerrah Desault, mandibulanın bugüne kadar yaygın olarak gözlenen; subkondiler bölgede kırılmaya yönelik benzersiz eğilimini tanımladı (96).

13.000'den fazla mandibula kırığı olan Ulusal Travma Veri Tabanının yakın zamanda yapılan 5 yıllık bir incelemesinde, kondiler ve subkondiler kırıklar tüm kırıkların

sırasıyla %14.8 ve %12.6'sını oluştuyordu. Birlikte ele alındığında, diğer herhangi bir bölgeden çok daha fazla bir orandır (97). Mandibular kondil kırıkları, tüm mandibula kırıklarının %25 ila %35'ini oluşturur (98,99).

Kondil kırıklarında tek bir sınıflandırma sisteminin evrensel uygulaması; terminolojideki değişkenlik, gramer farklılıkları, ana dil zorlukları ve belirli bir sistem için bölgesel tercihler nedeniyle imkansız değilse de oldukça tartışmalıdır. Klinik olarak ilgili bir sınıflandırma sistemi, özellikle birkaç kilit unsuru içermelidir: Kırığın anatomik konumu, yer değiştirme ve/veya dislokasyon derecesi, hatırlama ve anlaşılabilirlik kolaylığı sağlayan basit bir sınıflandırma ölçeği yapısı gibi sıralanabilir. Kırığın anatomik konumu, herhangi bir yararlı sınıflandırma sisteminin kritik bir bileşenidir. Herhangi bir yapısal referans bölgesi, önemli kırılma paternleri içinde bile kolayca tanımlanabilir olmalı ve çok çeşitli tedavi protokolleri üzerinde uygulanabilirliğe sahip olmalıdır.

1927'de Wassmund, kondil başı ve kondil boynu kırıkları arasında ayırım yapmıştır.(100) 1952'de MacLennan; kondil kırıklarını anatomik yerleşime, kondil başının eklem fossası içindeki konumuna, daha büyük/küçük kırık segmentleri arasındaki ilişkiye göre bölümlere ayırdığında; sınıflandırma sistemleri daha tanımlayıcı olmuştur (101). Rowe ve Killey, 1955'te TME kapsülünün anatomik boyutlarına ve TME'yi çevreleyen yapılara dayanan daha basitleştirilmiş bir sınıflandırma sistemi tanımlamışlardır (102). Dingman ve Natvig, 1964'te lateral pterygoid kasın, kondiler boyuna yerleştirilmesini içeren bir sınıflandırma sistemi önerdiler (103). 1972'de Spiessl ve Schroll, kondil boyun kırıklarının yeri hakkında kapsamlı bir makale yayınladılar. Avrupa literatüründe yaygın olarak kabul edilenler: Deviasyon, yer değiştirme veya dislokasyon ile ilişkili açının derecesine dikkat ederek kondil tabanı ve boyun kırıkları arasında ayırım yapılmıştır (104). 1977'de Lindahl, mandibular kondil başı kırıklarının literatürde bugüne kadarki en kapsamlı tanımını yayınladı. Bu sınıflandırma sistemi, oldukça tanımlayıcı olmasına rağmen aynı zamanda karmaşıktır; çünkü kırığın, deviasyonun ve/veya yer değiştirmenin yerini ve kondil başının eklem fossası içindeki konumunu tanımlar:

a: Kırılma seviyesi

a.a. kondil başı

a.b. kondiler boyun

a.c. subkondiler/kondiler taban

Kırılma seviyesinin dışında kırıkları, deviasyon-yer değiştirmeye göre, kondil başı-fossa ilişkisine göre ve kondil başı kırığına göre alt kategoriler eklemiştir (77).

b. Mandibular Segment ile Kondiler Segmentin İlişkisi

b.a. Deplasman yok

b.b. Deviye

b.c. Mediale ya da laterale deplase

b.d. Anterior ya da posteriore deplase

b.e. Fragmanlar arasında temas yok

c. Kondil Başı ile Glenoid Fossa İlişkisi

c.a. Deplasman yok

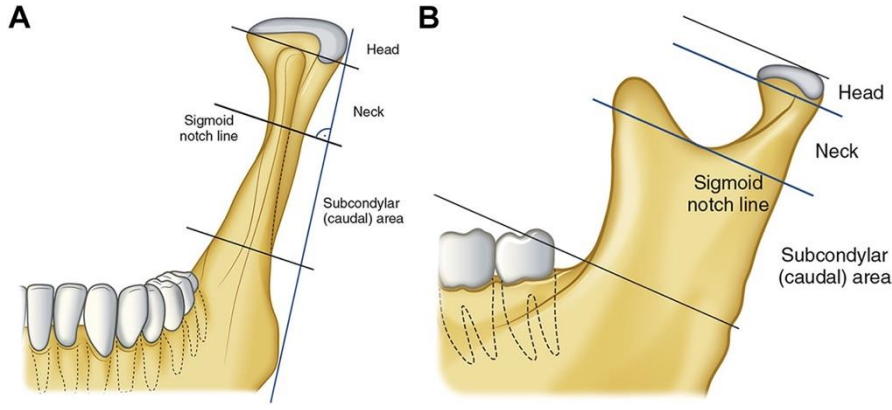
c.b. Deplase

c.c. Disloke

Lindahl'ın sınıflandırma sistemi, kırık yerinin tanımlanmasında oldukça doğru olmaya devam etmektedir. Ancak kırık bölgesinin tam bir tanımlamasında yer alan çok sayıda alt bölüm nedeniyle hantaldır ve hatırlaması zordur (3).

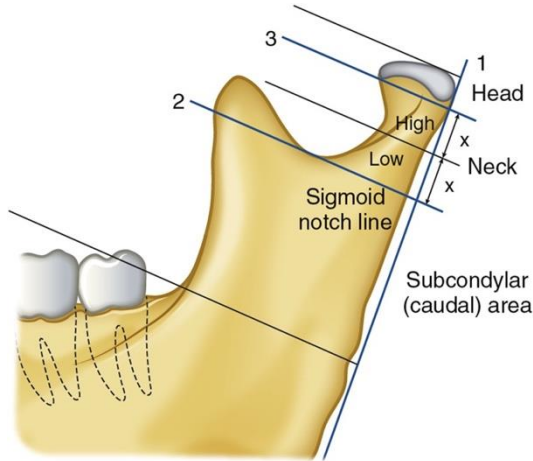
1999'da Ellis ve arkadaşları, kırığın yeri ve dislokasyon ve/veya yer değiştirme derecesi ile ilgilenen daha basitleştirilmiş bir sınıflandırma sistemi tanımladılar (Şekil 2.11):

- Kondil başı kırığı: İntrakapsüler kırıktır.
- Kondiler boyun kırığı: Kondil başının altında, ancak sigmoid çentiğin en alt noktasında veya üstünde bulunan kırıktır.
- Kondiler taban kırığı: Kırık hattının olduğu kırık, sigmoid çentiğin en alt noktasının altında bulunur (105).



Şekil 2.11. Ellis kondil sınıflaması (3)

AO Vakfı, 2010 yılında çevrimiçi AO Cerrahi Referansında "yüksek boyun" ve "alçak boyun" kırıklarının belirlenmesiyle Ellis'in sınıflandırmasını genişletti ve Loukota tarafından kuramlaştırıldığı gibi "yüksek ve alçak" konumu hakkında daha fazla ayrıntı sağladı: İlk çizgi mandibulanın arka sınırına paraleldir (Şekil 2.12). Sigmoid çentik çizgisi, sigmoid çentik en derin kısmında ilk çizgiye dik olarak uzanır. Kondil başının lateral kutbunun altında yine ilk çizgiye dik olan bir çizgi vardır. Yan direk çizgisinin ve sigmoid çentik çizgisi ortasına bir çizgi çizilir (3) (Şekil 2.12).



Şekil 2.12. “Yüksek boyun” ve “alçak boyun” mandibular kondil kırıklarının AO Foundation sınıflandırması (3)

Kondil kırıklarının sonuçları: Mandibular hareket bozuklukları, temporomandibular eklem (TME) disfonksiyonu, maloklüzyon ve çiğneme disfonksiyonu olup; bunların tümü hastanın fizyolojik fonksiyonunu ve ruh sağlığını etkileyebilir. Kondil kırığı uygun şekilde

tedavi edilmezse hastada maloklüzyon, ağız açıklığında kısıtlılık, yüzde deformite, TME bozuklukları ve ankiloz gelişebilir (106). Bu nedenle mandibular kondil kırıklarının zamanında ve uygun tedavisi, faydalı sonuçlar için olmazsa olmazdır (107).

2.6. Kondil Kırıklarının Tanısı

Mandibula kondil kırıklarında kesin tanı; hastanın hikâyesi, anemnezi, klinik muayene ve radyografik görüntüleme yöntemlerinin incelenmesiyle birlikte ortaya konur (58,108). Herhangi bir ilaç kullanımı, temporomandibular eklem sorunları, beslenme veya metabolik bozukluklar tedaviyi ve sonuçları etkileyebilir.

Klinik bulgular:

- Yüzde ve ciltte travma bulguları: Fasiyal kontüzyon, abrazyon, çenede laserasyon ve temporomandibular eklem bölgesinde hematoma gibi ilk akla gelenlerdir. Bu bulgular, direk veya indirekt travma sebebiyle oluşmuş olabilir (108-110).

- Dış kulak yolunda kanamanın olması : Bu bulgu anterior timpanik duvarda meydana gelmiş kırık veya eklem perforasyonlu yaralanmasının sebebi olabilir (108,111).

- TME bölgesinde görülebilen ya da palpasyonla hissedilen şişlikler: Hematom, ödem sebebiyle veya kondil başının laterale deplasmanının ciltte fark edilebilecek derece olması sonucu meydana gelebilir (108,111).

- Fasiyal Asimetri: Mandibuladaki veya kondildeki kırık fragmanlarının üst üste binmesinden dolayı ramus yüksekliğinin kısılması ya da yumuşak dokularda oluşan ödem sonucu ortaya çıkabilir (108,111).

- TME, palpe edildiğinde hastada oluşan ağrı ve hassasiyet: Kırık segmentlerin uçlarının yumuşak doku üzerinde yarattığı irritasyon ve açığa çıkan

kimyasal medyatörlerin etkisiyle veya klinisyen tarafından çenenin harekete zorlanmasıyla da meydana gelebilir (108,111).

- Fonksiyon sırasında kondil başı ya da dış kulak yolu palpasyonunda oluşan krepitasyon: Düzensiz kırık fragmanlarının birbiri üzerinde kayması sonucunda oluşur (108,111).

- Fonksiyon sırasında oluşan sürtünme (friction) veya çatırdama (cracking) sesi (111).

- Maloklüzyon: Kırığın çeşidi hakkında ipuçları verebilir. Tek taraflı kondil kırığında, kırık tarafında ramus yüksekliği ksalmasından dolayı posterior da erken temas görülür. Karşı tarafta posterior open-bite meydana gelir. Çift taraflı kırıklarda ise retrognatik anterior open-bite görülür (108,110-111).

- Mandibular orta hatta sapma: İstirahat ve fonksiyon esnasında orta hatta sapma meydana gelebilir. Ramus boyunun ksalması nedeniyle istirahatta mandibula kırık tarafa doğru deviye olacaktır. Fonksiyon esnasında ise tek taraflı kırıklarda etkilenen taraftaki lateral pterygoid kas, normal fonksiyonu yapamaz ancak sağlam tarafta normal fonksiyonunu yapabildiği için ağız açma esnasında mandibula kırık tarafa kayar. Çift taraflı kondil kırıklarında her iki taraf etkilendiğinden kayma daha az olacaktır (108,110).

- Ağrı ve fonksiyonda azalmayla ilişkili olarak kaslarda spazm (108).

- Dento-alveolar yaralanmalar (108).

2.7. Kondil Kırıklarının Görüntüleme Yöntemleri

Travma hikayesi bulunan bir hastada sadece klinik muayene yeterli değildir. Radyografik muayene yapmak zorunludur (108). Towne grafisi ve Panoramik radyograf gibi 2 boyutlu radyografiler genellikle hekim tarafından istenilen ilk radyograflardır (62). TME bölgesi travmalarında radyografi her zaman 2 yönlü alınmalıdır (108,109).

Konvansiyonel radyografide radyolüsent kırık hattıyla beraber kısalmış kondil ramus yüksekliği izlenebilir. Ancak kırık fragmanlarının yer değiştirmesi, üst üste gelmesi gibi durumlarda radyopak görüntü görülebilmektedir (109).

Hastanın birden fazla orta yüz yaralanması varsa veya başka bir şekilde panoramik radyografi yapamıyorsa, bir maksillofasiyal bilgisayarlı tomografi taraması yararlı olabilir (62). Çevre kemik yapılarında meydana gelen değişiklikleri izlemek, olası açık redüksiyon, deplasman ve dislokasyonları veya kondil segmentinin pozisyonundan dolayı mekanik obstrüksiyondan şüphelenildiği durumlarda; koronal ve aksiyal planda bilgisayarlı tomografi (BT) almak kesin teşhis koymak için de oldukça yararlı olmaktadır (112,113). Günümüzde kondil kırıklarının 3 boyutlu BT' lerle detaylı incelenebilmesi; kesin teşhis koymayı kolaylaştırmış ve operasyon sonrası komplikasyon riski en aza indirmiştir (114). BT kemik dokularında çok net görüntüler vermesine rağmen TME'nin yumuşak dokularında herhangi bir yaralanmadan şüphelenildiği durumlarda Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) yapılmalıdır (108).

2.8. Kondil Kırıklarının Tedavisi

Tedavinin temel amacı: Başta eklem fonksiyonlarının yeniden kazandırılması, kırık fragmanlarının ve maksillofasiyal simetrisinin eski haline getirilmesi, normal oklüzyon ve çiğnemenin yeniden sağlanmasıdır (7,61,90,115). Literatürde, erişkin bireylerde kondil kırıkları tedavisinde başlıca 3 yöntem belirtilmiştir (7):

- Fonksiyonel tedaviyi takiben intermaksiller fiksasyon (IMF)
- IMF uygulanmadan yapılan fonksiyonel tedavi
- IMF ile beraber veya IMF' siz açık redüksiyon

İlk iki tedavi seçeneği kapalı redüksiyon yöntemidir. Dolayısıyla, kondil kırıkları için iki temel tedavi prosedürü vardır: Konservatif tedavi ve cerrahi tedavi. Birçok yazar konservatif tedaviyi güvenli, non-invaziv, kolay ve düşük maliyetli olarak tanımlamıştır.

Ancak kötü ağız hijyeni, diş eti iltihabı, yüz deformitesi, TME disfonksiyonu ve hatta TME ankilozu gibi komplikasyonları da tanımlamışlardır (106,116,117).

Mandibular kondil kırığı olan erişkin hastalar için en iyi tedavi düşünüldüğünde; ilk karar, hastanın herhangi bir aktif tedaviye ihtiyacı olup olmadığıdır (118). Bu tür kırıkların tedavisine ilişkin daha önceki yayınlar, açık veya kapalı tedavinin optimal seçim olup olmadığını belirlemeye çalışmıştır (5). Tedavi seçimi tartışmalı bir konu olmaya devam etmektedir. Son tartışmalar, her iki tedavinin de endikasyonları olduğu anlayışıyla değişti. Tartışmaya açık olan, hangi seçeneğin ne zaman kullanılması gerektiğidir (6). Kırığın seviyesi, kırık segmenti deplasmanının yönü ve derecesi, hastanın yaşı ve medikal durumu, diğer kırıkların varlığı, dişlerin durumu ve cerrahın deneyimi gibi birçok faktör tedavi yöntemine karar vermek için etkilidir (90).

Kırık hattı seviyesi: Oklüzyonun bozulmadığı hastalarda düşük seviyeli subkondiler kırıklar kapalı redüksiyonla tedavi edildiği zaman iyi sonuçlar alınmıştır. Ancak; kondil boynu kırıklarında kondil başının anterior, inferior ve mediale yer değiştirmesi vertikal boyutta azalmaya neden olmuştur (8). Haug ve Assael, kondil başı kırıklarının tedavisinde açık redüksiyon ve internal fiksasyonla tedavi yönteminin kontrendike olduğunu rapor etmişlerdir (119). Villareal ve ark., kondil kırıklarında tedavi seçimine karar vermede başlıca iki faktörün öneminden bahsetmiştir; kırık seviyesi ve deplasman derecesi (90). Undt ve ark., kondiler kırık fragmanının mediale 15 dereceden daha fazla yatması ya da ramus yüksekliğinde % 5 den fazla kaybın olmasını açık redüksiyon için endikasyon olarak rapor etmişlerdir (91). Bununla birlikte araştırmacılar, kondil başı kırıklarının kapalı yöntemle tedavi edilmesi gerektiğini ve sadece erişkinlerde redükte edilemeyen kırıklarda açık tedavinin tercih edilmesi gerektiğini bildirmişlerdir. Widmark ve ark., sagittal ya da koronal deplasmanın 30 dereceden daha fazla olduğu durumlarda açık redüksiyon seçeneğinin kullanılması gerektiğini bildirmişlerdir (120).

Hastanın yaşı: 0-14 yaş arası çocuklarda, mandibula kırıkları arasında en sık kondil kırığı ile karşılaşılır (121). Bu yaş grubunda, kondil kırıklarının tedavisinde konservatif yöntem tavsiye edilmektedir (8,122–124). Konservatif tedavi, çocuklar için akla gelen ilk seçenektir. Ancak çocuğun yaşı, kondiler fragmanın dislokasyonu/ displasman derecesi, aktif fizyoterapi gerekliliği tedavi seçimini etkiler (125).

Choi ve ark., 3-15 yaş arasındaki kondil kırığı bulunan 11 çocuğu cerrahi olmayan konservatif yöntemle tedavi ettikleri çalışmalarında, çocuklarda konservatif tedavinin başarılı sonuçlar getirdiğini rapor etmişlerdir (126). Thoren ve ark., konservatif yöntemle tedavi ettikleri 15 yaş altı 26 hastayı ortalama 8 yıllık takipleri sonucunda hastaların %65’inde klinik olarak belirgin olmayan radyografik asimetri kaydetmişlerdir. Yazarlar aynı zamanda çocuklarda kondil kırığının kapalı redüksiyonla tedavisi sonuçlarının radyografik olarak ideal düzeyde olmadığını; ancak, çene fonksiyonlarının uzun süreli sonuçlarının tatmin edici olduğunu bildirmişlerdir (124). Birçok çalışma; uzun vadede çene fonksiyonu, oklüzyon ve yüz simetriği açısından konservatif tedavi sonuçlarının tatmin edici olduğunu belirtmiştir. Ancak, ergenlik öncesi dönemde meydana gelmiş ateşli silah yaralanmaları gibi anormal durumlarda veya geniş dislokasyonu olan, kırık kemik fragmanlarının teması kaybettiği kırıklarda, orta yüz kemiklerinin yeniden repoze edilmesi gereken kırıklarda konservatif tedavi tercih edilmemelidir. Çocuklarda kondil, mandibulanın büyüme merkezidir. Bu yüzden kondil kırıkları ve TME eklem harabiyetleri skarla iyileşir. Bu durumda büyüme merkezleri etkileneyeceği için, uzun vadede vertikal ramus kısalıklarına ve ilerleyen yaşlarda hemifasiyal atrofi ile karışacak kadar tek taraflı mandibular hipoplazilere yol açabilir. Kraniofasiyal iskeletin, 12 yaşlarında daha yetişkin hale gelmeye başlamasıyla azalmış remodelling kapasitesi; kırık sonrası anormal şekilli kondiler baş şekillerine veya kalıcı maloklüzyona yol açabilecek kısalmış ramus yüksekliklerine neden olabilir. Bu durumda sonucunda, açık redüksiyon ve internal fiksasyon endikasyonu yaşla beraber artar (127).

Oklüzyon ve Dişlerin Durumu: Kapanışta, tüberkül derinliği ve oklüzal kontaklar; tedavinin fonksiyonel ve dental sonuçlarını değiştirebilmektedir. Hastanın oklüzal planı düz ise kapalı redüksiyonla tedavi sonucu open bite görülme ihtimali oldukça yüksektir. Bu yüzden bu tip hastalarda kapalı redüksiyon tedavisi oldukça zordur (8).

2.8.1. Kapalı redüksiyon

Ellis ve Throckmorton, bu yöntemde çoğu zaman kırık segmentlerinin redükte olmadığını bildirmiş ve “kapalı redüksiyon” teriminin yanlış kullanıldığını öne

sürmüşlerdir. Bu sebeple bu teknik için “kapalı tedavi” ya da “cerrahi olmayan tedavi” terimlerinin kullanılmasının daha doğru olacağını belirtmişler (7).

Konservatif tedavi seçenekleri arasında:

- Diyet kısıtlamaları (sıvı,yumuşak)
- Ağrı kesici ilaçlar
- Kısmi immobilizasyon (7-15 gün)
- Tam immobilizasyon (20 günü geçmeyen)
- Sürekli pasif hareket
- Fonksiyonel cihazlar
- Ortodontik tedavi
- Fizik tedavi (sakız çiğnemek, topaç ile tedrici olarak ağız açıklığının artırılması) sayılabilir (128).

Oklüzal bozulmanın olmadığı ve kırık fragmanlarında yer değiştirmesinin olmadığı durumlarda, hem klinik hem de radyografik olarak yakından gözlem altında, analjezik ve yumuşak diyet rejimi en iyi yaklaşımdır (129).

Fonksiyonel tedaviler, mandibulanın aksının korunması amacıyla; dikey ağız açma - kapama egzersizleri ve yumuşak diyet ya destekleyici bir tedavi olarak ya da asıl tedavi seçeneği olarak uygulanabilir. Fizyoterapi (hasta konforunun izin verdiği oranda) çene açıklığının artırılması amacıyla sadece düz ağız açma egzersizleri ile değil, aynı zamanda manuel veya fizyoterapist yardımıyla palatal bölgeye anterior dil kuvveti uygulanarak yapılabilir. Fonksiyonel terapi; gelecek süreçteki mandibular hareketlerini ve normal yüz büyümesini sınırlayabilecek intrakapsüler engellerin ortadan kalkması için (özellikle çocuklarda) eklem içi fizyolojinin erken mobilizasyonu ve iyileşmesine fayda sağlayan, dental oklüzyonun devamlılığı için tercih edilen cerrahi olmayan bir yöntemdir. Maksillomandibuler fiksasyonla veya onsuz uygulanan kapalı tedavi, açık tedavinin faydalarına rağmen; tek taraflı, izole, hafif-orta dislokasyonlu kondil kırıklarında hala tercih edilebilen güvenli, non-invazif ve komplike olmayan bir tedavi yöntemidir (128).

Konservatif tedavinin yaygın olarak tercih edilme sebepleri; vakaların büyük çoğunluğunda sonuçların başarılı olması, literatürde cerrahi tedavinin sonuçlarının

değerlendirildiği geniş kapsamlı çalışmaların fazla olmaması ve cerrahi yaklaşımın fasiyal sinir hasarı ve skar oluşumu gibi komplikasyonları barındırmasıdır (7,8). Buna karşın İMF uygulamasında da kilo kaybı, kötü ağız hijyeni, fonksiyon kaybı, sosyal ve konuşma güçlükleri gibi dezavantajlı durumlar mevcut olabilmektedir (9).

2.8.2. Açık redüksiyon

Açık redüksiyon ve internal fiksasyon (ORIF) kullanılarak deplase kondil boyun ve taban kırıklarının cerrahi tedavisi yaygın bir tedavi seçeneğidir. Meta-analiz çalışmaları, yer değiştirmiş kondil boynu ve taban kırıklarının ORIF'sinin cerrahi olmayan tedaviye göre daha iyi klinik ve fonksiyonel sonuçlar gösterdiğini rapor etmiştir (130). Cerrahi tedavinin ayrıca yüksek maliyeti, skar oluşumu, intraoperatif kanama, fasiyal sinir yaralanması gibi dezavantajları da vardır (117). Geleneksel olarak kapalı tedavi, en çok savunulan tedavi olmuştur. Yeni teknikler geliştirildikçe ve ilişkili kapalı redüksiyon sekellerinin daha iyi anlaşılması sağlandıkça, kırığın daha fazla cerrahi redüksiyonuna yönelik bir eğilim başlamıştır (6).

Cerrahi endikasyonları Zide ve Kent tarafından ortaya konmuştur. Zide ve Kent'in cerrahi endikasyonu şunlardır (131):

Kesin endikasyon

- Kondilin orta kranial fossaya yer değiştirdiği kırıklar
- Kapalı yaklaşımla redüksiyonu yapılamayacak kırıklar
- Kondil başının lateral extrakapsüler displasmanı olan kırıkları
- Eklem kapsülü içinde yabancı cisim bulunan kırıklar

Rölatif endikasyon

- Splinti olmayan edentüloz hastalardaki bilateral kondil kırıkları
- Psikolojik veya mental nedenlerle splinti tolere edemeyecek unilateral veya bilateral kondil kırıkları

- Orta yüz kırıkları, prognatizm veya retroprognatizm eşlik eden bilateral kondil kırıkları
- Periodental problemler
- Diş kaybı
- Stabil olmayan unilateral kondil kırıkları

Cerrahi yöntemle tedavi edilen hastalarda %16 komplikasyon rapor edilmiştir. TME'de kronik ağrı veya klik sesi gibi TME komplikasyonlar; ağız açmada kısıtlılık, fasiyal sinir veya dallarının tahribatı sonucunda fonksiyon kaybı, enfeksiyon, maloklüzyon, postoperatif sialosel bunlara örnek verilebilir. Konservatif tedavide ise %18 komplikasyon oranı bildirilmiştir: Bunlara ağız açmada kısıtlılık ve TME komplikasyonları örneklendirebilir (132). Ayrıca Haug ve Assael 2001'de yapmış oldukları çalışmada, kondil kırıkları için cerrahi tedavinin; kondil başı kırıklarında ve genel anestezinin ileri derecede risk oluşturduğu hastalık ya da travma gibi durumlarında kesinlikle kontrendike olduğunu rapor etmişlerdir (119).

Mueller, kondil fraktür onarımında cerrahi tedavi sonucu fasiyal sinir hasarını %1 olarak, geçici sinir palsisini %0-%46 aralığında ortalama %12 olarak rapor etmiştir. Kötü iyileşen skar oranını da %4 bildirmiştir. Mueller, endoskop yardımıyla minimal invazif yöntemle kondil kırıklarının onarımını savunmuştur (133).

2.9. Kırık Redüksiyonu Ve Rijit Fiksasyonu

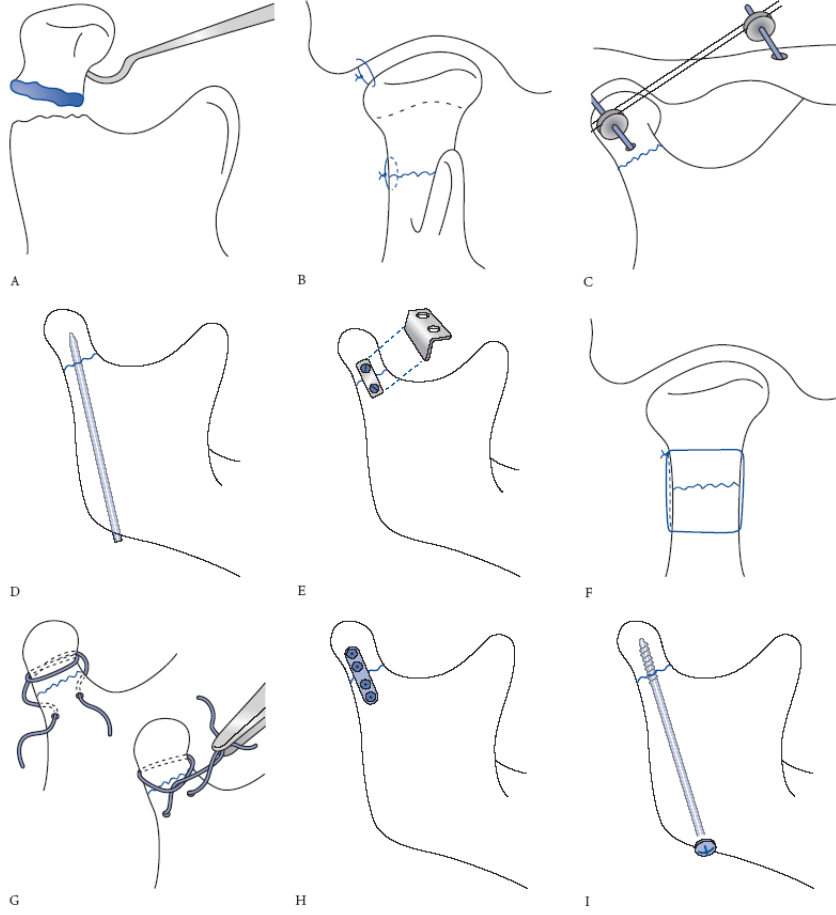
İyi bir redüksiyon, herhangi bir kırığın başarılı tedavisinin anahtarıdır. Uygun manipülasyon ile beraber kırığın anatomisi ve pozisyonu hakkında ayrıntılı bilgi, daha ideal anatomik redüksiyon sağlar. Fiksasyon öncesi redüksiyonun ardından stabilizasyon da önemli bir prosedürdür. Redüksiyon, çevreleyen yapıları görebilmek için küçük ekartörlerin kullanımı, kırık kısmı manipüle etmek ve onu tekrar kondilde konumlandırmak için kancalar ve periost elevatörlerinin kullanılmasıyla gerçekleştirilir. Başarılı redüksiyondan sonra kırık kısım stabilize edilmeli ve ardından sabitlenmelidir. Yeterli sayıda titanyum plak ve vida ile uygun bölgeye fiksasyon, kemik iyileşmesi sırasında sürdürülen fonksiyonel yüklere dayanacak kadar güçlü olmalıdır (10). Kırığın meydana gelmesi için kemikten daha güçlü bir mekanik güç kaynağının olması

gerekmektedir. Başarılı bir kemik iyileşmesi ise kırıkla beraber yumuşak doku ve kan damarlarında hasar olup olmamasıyla yakından alakalıdır. Kemik iyileşmesinin sağlanması için kırık fragmanlarının immobil hale getirme işlemine internal fiksasyon adı verilir.

Mandibula kırıklarının başarılı osteosentezinin ancak yaralayıcı gerilme kuvvetlerinin hafifletilmesiyle sağlanabileceği savunulmaktadır (11). 1976'da Champy ve Lodde tarafından “dinamik osteosentez” ya da “fonksiyonel stabil osteosentez” olarak adlandırılan miniplak osteosentezinin temel prensiplerinin ortaya konmasının ardından 1980 yılında Pape ve ark., ilk olarak kondil kırıklarında intra-oral redüksiyon ile miniplak osteosentezini rapor etmiştir (54,55).

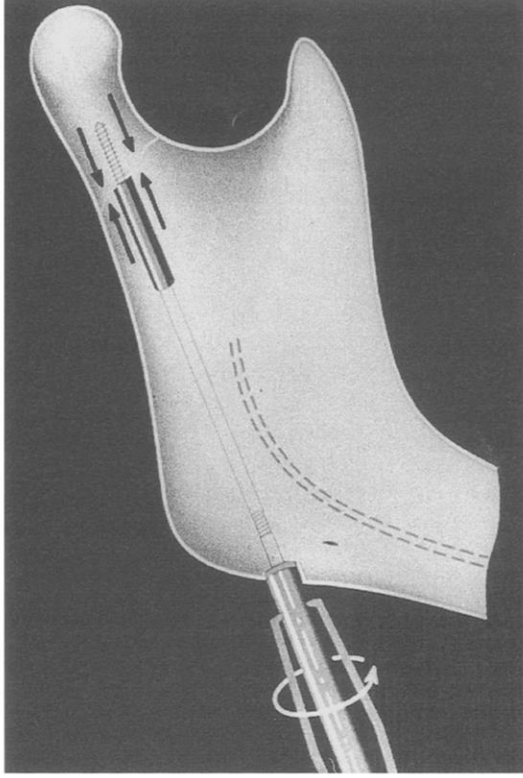
Undt ve ark., ise subkondiler kırıkların açık redüksiyonla osteosentezi için ilk sonuçların Silverman (1925) ve Aison (1926) tarafından rapor edildiğini bildirmişlerdir (91). Belirtilen bu zamandan günümüze kadar birçok fiksasyon tekniği tanımlanmıştır (Şekil 2.13). Açık redüksiyon ve internal fiksasyonda fragmanların stabilizasyonu için intraosseoz telleme, lag screw, Kirschner telleri, miniplak/vida sistemleri gibi muhtelif yöntemler kullanılmıştır (122,134).

Kondil kırıklarının açık redüksiyonla tedavisinde miniplak/vida sistemleri fonksiyonel stabilizasyon elde edilmesini sağlarken, Kirschner telleri ya da intraosseoz telleme ile yapılan fiksasyon genelde postoperatif İMF' yi zorunlu kılar (135).



Şekil 2.13. Günümüze kadar uygulanan çeşitli fiksasyon yöntemleri: A. Silverman (1925); B ve C. Thoma (1945); D. Stephenson (1952); E. Robinson (1960); F. Robinson (1962); G. Messer (1972); H. Kobert (1978); I. Petzel (1982).

Lag screw, kırık hatlarına iki taraflı yatay kompresyon uygulanması ile hızlı bir şekilde postoperatif fonksiyonu ve iyi bir kemik iyileşmesi imkânı sağlayan rijit bir fiksasyon sistemidir (136). Kondil kırıklarının açık redüksiyon ile tedavisinde sadece kondiler sahada kullanılmak amacıyla tasarlanmış lag screwler de kullanılmaktadır (136,137) (Şekil 2.14).



Şekil 2.14. Kondil kırığında uygulanan lag screw (138)

Bu sistemlerin en büyük avantajı fragmanları birbirine yaklaştırması ve hızlı uygulanabilmesidir (138). Bununla birlikte lag screw uygulanmasının ardından ilk birkaç hafta içerisinde vidaların kaudal olarak yer değiştirmesi çok sık karşılaşılan bir durumdur (135). Krenkel, kırık fragmanlarının uçlarında gerçekleşen rezorpsiyonun neden olduğu vida hareketinin neticesinde mandibular ramus boyunun kısaldığını rapor etmiştir (136). Her ne kadar yazarlar lag screw uygulamasının postoperatif İMF' ye gerek duyulmadan yeterli fiksasyonu sağladığını belirtse de, Kallela ve ark., Krenkel ve Eckelt'in uyguladığı şekilde lag screwlerini uyguladıkları 11 hastanın klinik ve radyolojik sonuçlarını yorumladıkları çalışmalarında; yine de postoperatif İMF yapılması gerektiğini öne sürmüşler ve ideal osteosentezin, kırığın iyileşme prosesinde ramus yüksekliğinin azalmasına izin vermemesi gerektiğini bildirmişlerdir (135,137). Günümüzde bu sistemler yerini, 3 boyutlu stabilizasyon sağlayan miniplak/vida sistemleri almıştır (108,139).

2.9.1. Mini plaklar

Çene kırıklarında fiksasyonun amacıyla kullanılan miniplak sistemlerinde, plağın kırık bölgeye rahat bir şekilde uygulanabilmesi ve kırığın iyileşme sürecinde nitelikli

dirence sahip olması önem verilmesi gereken özelliklerdendir (140). Miniplaklar, fonksiyon sırasında rijit fiksasyondaki gibi kemik fragmanlarının mikro hareketlerini engellemek yerine, fonksiyonel stabil osteosentez sağlarlar. Başka bir tabirle fonksiyonel stabil osteosentez, internal fiksatorler aracılığıyla kemiğin fonksiyon sırasında da iyileşmesine imkân sağlar (141).

Subkondiler kırıklarda miniplakla fiksasyonunda en sık tercih edilen tekniklerden biri vertikal olarak tek plak uygulamasıdır (119,142,143). Burada dikkat edilmesi gereken nokta plağın mümkün olduğunca mandibulanın posterior sınırına paralel ve yakın yerleştirilmesidir. Çünkü bu alanda daha kalın bir kemik dokusu mevcuttur dolayısıyla vidalar için daha iyi desteği sağlayacaktır. Bununla birlikte drilleme sırasında inferior alveolar damar-sinir paketini tahrip etme ihtimali ortadan kaldırılmış olur (142).

Meyer ve arkadaşları, kondil bölgesindeki gerilim ve kompresyon çizgilerini belirlemeye çalışmış; gerilim çizgilerinin ramusun sigmoid çentiğinin altında ve paralel olduğunu bulmuşlardır (144). Bu biyomekanik kavramlar, düz mini plaklar üzerindeki mekanik testlerle birlikte, bir kondil kırığının rijit fiksasyonu için tek bir düz mini plağın yeterli olmadığını ve hem kompresyon hem de çekme gerilmelerine karşı koymak için paralel olmayan konfigürasyona sahip iki düz mini plağın gerekli olduğunu açıkça ortaya koydu (12–14). Wagner ve ark., yaptıkları deneysel çalışmada; biyomekanik açıdan bu tekniğin daha avantajlı olduğunu bildirmişlerdir (13).

Bununla birlikte, kondil alanına sınırlı cerrahi erişim ve kemik parçalarının küçük boyutları, minimum donanım kullanımını gerektirmektedir. Her biri dört vidayla sabitlenmiş iki düz mini plak, kemik parçalarını önemli ölçüde zayıflatabilir ve ameliyat sırasında kullanımı daha da zorlaştırabilir. Bu sınırlamalar, sabitleme vidalarını paralel olmayan bir şekilde dağıtan üç boyutlu tasarımlara sahip yeni tek mini plakların ortaya çıkmasını teşvik etmiştir. Bu tür mini plaklar, trapezoid mini plak (Synthes CMF, PA ve Medartis) ,lambda mini plak (Synthes CMF ve Medicon, Tullingen, Almanya), delta ve romboid mini plaklardır (Medartis, Basel, İsviçre) (15).

2.9.2. Mini kompresyon plaklar

1968 yılında Luhr, maksillofasiyal cerrahide ilk defa dinamik kompresyon plaklarının uygulama prensiplerini anlatmıştır (46). Bu sistemleri, düz miniplaklardan ayıran özelliği; plağın aksına paralel olarak uzanan bir kompresyon yuvası bulunmasıdır. Vida başının yerleştiği bu yuvanın eğimli olmasıyla vida sıkıştırıldığı zaman plakta kayma hareketi meydana gelir. Kompresyon plakları, kullanımda düz mini plaklardan farklı olarak; fragmanlar birbirine doğru hareket eder ve sıkışır, bu şekilde fragmanlar arasındaki sürtünme kuvveti arttırılmış ve mobilite ihtimali azaltılmış olur (145).

Bu sistemlerin kullanım alanlarında da bazı kontraendikasyonlar mevcuttur. Bunlardan birincisi kemik kaybının bulunduğu kırıklardır. Bu tür vakalarda kompresyon plağı kullanıldığı zaman kırık fragmanlarının yeri değişir ve bu da kötü iyileşme ile sonuçlanabilir. Ayrıca dişli hastalarda maloklüzyon, dişsiz hastalarda ise TME bölgesinde stres birikimine neden olur. Enfeksiyon mevcudiyeti de kompresyon plaklarının kullanımda risk teşkil eder (145).

Son olarak, kırığın tipi de kompresyon plaklarının kullanımını kısıtlayan etkenlerdendir. Oblik kırıklarda kompresyon plağı kullanımında, kırık parçaları birbiri üzerine repoze olabilmekte ve bu durum genellikle kötü iyileşmeye neden olmaktadır (145).

2.9.3. Mikro plaklar

Mandibula kırıklarının tedavisinde geleneksel mini plaklar ve rekonstrüksiyon plaklarındaki profil kalınlıklarından dolayı meydana gelen enfeksiyon, yara iyileşmesinde meydana gelen gecikme, diş ve köklere zarar verebilmesi gibi dezavantajlar mevcuttur (56,57). Mikro plaklar ile bu dezavantajları elimine etmek hedeflenmiştir.

Mikro plaklar; düşük profil kalınlıkları sayesinde yumuşak doku kalınlığının az olduğu zigomatik ark, infraorbital kenar gibi alanlarda daha güvenli kullanılabilmektedir. Mikro plakların daha az palpe edilebilir olması, daha az manipülasyon ihtiyacı ile kemiğe

kolay adapte edilebilmesi, iatrojenik zarar verme ihtimalinin daha düşük olması ve daha az komplikasyon meydana getirmesi gibi avantajlar bildirilmiştir (146).

Feller ve ark., osteosentez amacıyla kullanılacak materyalin boyutlarının mümkün olduğu kadar küçük tercih edilmesinin ilk sırada gelen hedeflerden birisi olması gerektiğini belirtmiş ancak, mikro plakların küçük boyutlarına rağmen miniplaklarla birlikte kullanıldıkları zaman yeterli stabilizasyon sağladıklarını rapor etmişlerdir (147).

2.9.4. Kilitli plaklar

Miniplaklarla elde edilen osteosentez için kilitli ve kilitli olmayan olarak iki sistem tanımlanmıştır. Konvansiyonel plaklardan farklı olarak kilitli plak sistemlerinde ilave vida yivleri mevcuttur, bunun getirisi ise daha fazla stabilizasyon olarak rapor edilmiştir (134).

Plak kırılması ve vida gevşemesi; mandibula fraktürlerinin internal fiksasyonunda komplikasyon ve enfeksiyona neden olan esas etkenler arasındadır (48,49). Doğru yerleştirildiği takdirde kilitli miniplak/vida sistemlerinde, vida gevşeme ihtimali minime düşmektedir. Hem plağa hem kemiğe kilitlenmesi, kemiğe direk baskı yapmasını önlemektedir; bu sayede kemiğin kan dolaşımına daha az müdahale etmesi, daha az vida gevşemesi, daha fazla stabilite elde edilmesi başlıca avantajlarından (141).

Ribeiro-junior ve ark., kilitli ve kilitli olmayan sistemleri karşılaştırdıkları zaman kilitli plak/vida sistemlerinin daha dayanıklı olduğunu rapor etmişlerdir (148). Singh ve ark., ise 2.0 mm kilitli ve 2.0 mm konvansiyonel sistemleri karşılaştırdığında; kısa dönem komplikasyon oranlarının benzer sonuçlar verdiğini belirtmiştir (141).

2.9.5. Rezorbe olabilen mini plak/vida sistemleri

Titanyum plakların kullanımından belli bir süre sonra plağın çıkarılması konusunda cerrahlar arasında fikir ayrılığı mevcut olmuştur. Yaygın düşünce ise klinik muayenede semptom vermediği müddetçe çıkarılmaması gerektiği yönündedir (149). Titanyum,

biyouyumluluk açısından çok iyi bir performans gösterse de bazı dezavantajları da vardır. Bunlara, kullanıma bağlı olarak; çevre dokularda debris ve pigmentasyon değişiklikleri, kronik enfeksiyon, palpe edilebilirlik, sıcak soğuk hassasiyeti örnek verilebilir (150–152). Ayrıca görüntüleme yöntemleri kullanımında saçılmaya sebep olabilmektedir (152). Bahsedilen bu komplikasyon ve dezavantajları elimine etmenin tek yolu plağı çıkarmaktır; ancak ikinci bir cerrahi gerekliliği, araştırmacıları rezorbe olabilen materyaller hakkında düşünmeye sevk etmiştir (Şekil 2.15).



Şekil 2.15. Rezorbe olabilen miniplak/vida (152)

Cerrahi onarım malzemeleri olarak özellikle ilgi çeken biyolojik olarak parçalanabilen polimerlerdir. Bu materyallerin özelliği; vücutta normal metabolitler oluşturmak için hidrolitik parçalanmaya maruz kalabilmeleridir. Bu tür malzemelerin örnekleri olarak; poli-glikolikasit ,poli-laktikasit ve poli-hidroksi-bütirik asit listelenebilir. Maksillofasiyal bölgede bu özellikteki materyalleri ilk olarak Kulkarni ve ark., kullanmışlardır (153).

Rijid fiksasyonda ise poliglikolik asit (PGA), polilaktik asit (PLA) ve polidioksanon (PDS) kullanılmıştır. Ancak rijid fiksasyon için uygun dayanımı sağlayamadıklarından dolayı yapısal olarak güçlendirilmiş poliglikolik asit (SR-PGA) ve polilaktik asit (SR-PLA) olarak bir güncelleme yapılmıştır. Ayrıca iki polimerin birleşimiyle meydana gelen PLA/PGA, kristalize poli-l-laktik asit (PLLA) ve PLLA/PGA birleşimleri de kullanımda

olan rezorbe olabilen kopolimerlere örnek verilebilir (140). Bu materyallerden ikinci cerrahi gerekliliğini ortadan kaldırması dışında istenen diğer özellikler fraktür bölgesi iyileşirken gelecek yüklere karşı dayanım gücünün yeterli olması ve beklenen stabiliteyi sağlayabilme ve komplikasyona yol açmadan tamamen eriyebilmesidir. Yapısal olarak güçlendirilmemiş kopolimerlerin kullanımında, mekanik direncin yetersizliği başlıca problemlerden biridir (140,154).

PLLA gibi polimerlerin mikro yapılarında meydana gelen güncellemeler sayesinde mekanik dirençleri oldukça fazla artmıştır (152). Güncellenmiş yapılarıyla bu sistemlerin mekanik özelliklerinin uygun fiksasyon için yeterli noktada olduğu rapor edilmiştir (155–157).

Suzuki ve ark., yaptıkları çalışmada; PLLA plakların kondil kırığının internal fiksasyonunda uygun osteosentezi sağladığını belirtmiştir (155).

2.10. Titanyum

Titanyum, 1790’ da İngiltere’de William Gregor tarafında bulunmuş ve ilk olarak implant üretiminde 1930’lu yıllarda kullanılmıştır (158,159). Paslanmaz çelik ve kobalt alaşımlarına göre canlı dokular tarafından daha tolere edilebilir olduğu rapor edilmiştir. Hafifliği ve iyi mekanokimyasal özellikler göstermesi, implant uygulamaları için kendisini ilk seçenek haline getirmiştir (159).

Titanyum; demir ve oksijen içeriğine göre Amerikan Test ve Malzemeler Derneği tarafından 5 gruba ayrılmıştır. Saf titanyum; tip 1,2,3,4 ile temsil edilirken, tip 5 titanyum Ti-6Al-4V formu olan vanadyum ve alüminyum alaşımını ifade eder. Tip 1 titanyum, saflık derecesi en yüksek olan formudur (18). Saf titanyumun (Ti CP) ve Ti-6Al-4V formları ticari formlardır ve en sık kullanılan implant biyomateryalidir. Paslanmaz çelik alaşımları gibi hipersensiviteye sebep olmayan biyoinert alaşımlar olarak belirtilir, yani vücut dokuları tarafından toleransı yüksektir. Yaklaşık 4.5 g/cm³ öz kütleye sahiptir. Yani oldukça hafif bir materyaldir. Ticari formu %98.9 - %99.6 oranında titanyum barındırır. Bükülme, gerinim ve yorgunluk dayanımını etkileyen ana unsur içeriğindeki oksijendir.

Havayla teması sonrası yüzeyinde bir oksit tabaka meydana gelir ve bu tabaka sayesinde oksijen difüzyonu engellenir, dolayısıyla korozyona dirençli bir yapı oluşmuş olur (160).

İmplant üretiminde yaygın olarak kullanılan Ti-6Al-4V alaşımı, içeriğine ek alaşım elementler ile materyale farklı özellikler kazandırılabilir. Bu alaşımın elastisite modülü 110 GPa'dır. Bu değer, kobalt alaşımları (240 GPa) ve paslanmaz çelikten (210 GPa) düşüktür. Ayrıca farklı alaşımlar ile dayanım özellikleri karşılaştırıldığı zaman, titanyum alaşımlarının özellikleri diğer implant materyallerinden daha üstün olduğu rapor edilmiştir. Ayrıca zayıf kesme direnci açısından titanyum ve titanyum alaşımları zayıftır. Bu da plak/vida sistemlerinde arzu edilen bir durum değildir. Görüntüleme yöntemlerinde titanyum alaşımlar, paslanmaz çelik alaşımlara göre daha az artefakta sebep olurlar. Titanyum alaşımları ferromanyetik değildir bu nedenle titanyum implanta sahip hastalarda güvenle manyetik rezonans görüntüleme yapılabilmektedir (17).

Her ne kadar biyouyumlu olarak kabul edilmiş olsa da materyalin, dermatit ve granülomatoz reaksiyonlar ile alerjik olduğunu düşündüren faktörler de mevcuttur. Ayrıca yüzeyinin kaplı olduğu titanyum dioksitten dolayı doku reaksiyonları ve genel sağlık sorunlarına da yol açabileceği bildirilmiştir (161).

2.11. Poli Eter Eter Keton (Peek)

PEEK, poliarileterketon (PAEK) ailesinin bir üyesidir. Yarı kristalin, lineer, polisiklik ve aromatik bir termoplastik yapıdan oluşan bir materyal olan PEEK; ilk 1978'de İngiltere'de geliştirilmiştir (162). Eter eter keton monomerinin, polimerize olması sonucu oluşan bir bis-fenolat alkilasyon reaksiyonuyla meydana gelir (25,163).

Geliştirilmesinin amacı, tel yalıtımı için ısıya dayanıklı bir malzeme olmasıydı. Çok iyi mekanik özellikleri ve yüksek termal stabilitesi nedeniyle bu polimer günümüzde elektronik, otomotiv ve tıp alanlarında çok çeşitli uygulamalarda kullanılmaktadır. PEEK'in, kimyasal direnci ek bir avantajdır: PEEK, yaygın solventlerde çözünmez ve ayrıca aşınmaya ve gama ışımasına karşı yüksek bir dirence sahiptir (162). 280°C' den daha yüksek erime noktasına sahiptir; dolayısıyla çeşitli sterilizasyon yöntemleri için oldukça uygun bir materyaldir. Toksik formdayken herhangi bir sitotoksiste, mutajenite,

kanserojenik veya immünojenik bulgulara rastlanmamıştır. Yani biyolojik açıdan inert bir malzemedir (164,165).

Kimyasal olarak monomer eklenmesiyle modifiye edilebilen PEEK; 1980'li yıllarda yüzey modifikasyonları çalışmaları ile aşınmaya karşı dirençli, kimyasal dayanıklılığı artmış ve biyouyumlu bir materyal olarak biyomedikal alanda geliştirilmeye başlanmıştır (163,166).

Kemik dokusu ve implant materyali arasındaki esneme özelliklerinin uyumsuzluğu cerrahide en önemli sorunlardan biri olmuştur. Paslanmaz çeliğin modülü, (210-230 GPa) kemiğin (10-18 GPa) modülünden oldukça yüksektir. İkisi arasındaki yük paylaşımını, ayrı ayrı taşıdıkları stres ve tamamıyla kuvvetler karşısındaki esneme özellikleri ile ilişkilidir. Aradaki modül değerlerinin farkından dolayı kemiğe gelen kuvvet, implanta gelen kuvvetten daha az olacaktır. Bu durum kuvvet taşıyan fiksasyon olarak tanımlanır. Kemiğe gelen fizyolojik kuvvet ve yüklerin azalması; iyileşmeyi ve remodelasyonu engeller. İmplant ve dokunun esnekliklerinin eşitlenmesiyle bahsedilen bu durum ortadan kalkar ve uygun doku remodelasyonu sorunsuz gerçekleşir. Düşük modüllü polimerlerin kullanımı bu açıdan faydalı olsa da düşük dayanım gücüne sahiptirler. Bu da kullanım oranlarını düşürmektedir (167). Saf PEEK'in elastik modülü 3.7-4 GPa arasındadır; her ne kadar paslanmaz çelik ve diğer metal alaşımlarına göre kemiğe yakın olsa da mekanik dayanıklılık sağlayacak kadar sert bir malzeme değildir (26).

%30 karbon fiber eklenmesiyle elastik modülü 18 GPa'ya kadar yükseltilebilen PEEK, oldukça kolay modifiye edilmektedir. Bu elastik modül değeri kortikal kemiğe oldukça yakındır. Dolayısıyla bu materyal dental implantlarda titanyumla karşılaştırılabileceği düşüncesini ortaya koymuştur (27). Ayrıca manyetik rezonans görüntüleme için güvenli ve seri üretiminin yapılabilmesi de PEEK'in avantajlarından (168).

2.12. Mandibula Kondil Kırıklarının Komplikasyonları

Kondil kırıklarında kapalı veya açık tedavi uygulaması sonrasında, erken veya geç dönemde olmak üzere komplikasyonlar gelişebilir (108,169).

2.12.1. Operasyon esnasında veya tedavi sonrası erken dönem komplikasyonları

2.12.1.1. Timpanik plakta kırılma

Bu durumun ilk belirtisi; dış kulak yolunda kanamadır. Anteriordan posteriora mandibula boyunca iletilen kuvvet, uygun kondil vasıtasıyla timpanik kanala yönlendirilir. Eğer bu kuvvet gerekenden oldukça fazlaysa timpanik plakta kırılmaya yol açabilir (108).

2.12.1.2. Kondilin orta kraniyal fossaya deplasmanını nedeniyle oluşan glenoid fossa kırığı

Klinik olarak; prearikuler bölgede hassasiyet, ağız açmada kısıtlılık, mandibulanın etkilenen tarafa doğru deviasyonu, dış kulak yolunda kanama belirtileri olmaktadır. Çene ucuna gelen travmanın direkt olarak kondile oradan da glenoid fossaya iletilmesi sonucu meydana gelebilir. 2006 yılında yapılan bir derlemede bu komplikasyonun oldukça nadir görüldüğü rapor edilmiştir (110).

2.12.1.3. “5. ve 7. kraniyal sinirde” hasar

Fasiyal sinir hasarı, mandibula kondil kırıklarının cerrahi tedavisinde ekstraoral yaklaşımlarda önemli bir risk faktörüdür. Çoğu zaman da operasyon esnasında meydana gelir. Birçok çalışma, açık redüksiyonla kondil kırığı tedavisinde meydana gelen fasiyal sinir hasarının %0 - %41.7 arasında oldukça değişken oranlarda rapor etmiştir (170,171).

Kondil mediale aşırı deplase olduğu zamanlarda lingula mandibula seviyesinden inferior alveolar sinire zarar verebilme ihtimali mevcuttur (8,108).

2.12.2. Geç dönemde meydana gelen komplikasyonlar

2.12.2.1. Maloklüzyon

Sadece hekim için değil hasta için de fark edilebilen bir problemdir. Sebebi; yetersiz tedavi, hiç tedavi yapılamaması veya yeterli olmayan adaptasyon olarak düşünülebilir. Bazı durumlarda herhangi bir tedavi yöntemi araştırılmamakta veya tavsiye edilmemektedir (172,173). Bu ihmal sonucunda, kondildeki ‘büyüme merkezi’nde değişiklikler meydana gelmekte ya da kırık fragmanlarının uygun olmayan bir pozisyonda iyileşmesi söz konusu olmaktadır (108).

Kondil kırıklarında, travma öncesinde hastanın sahip olduğu oklüzyonun elde edilmesi gerekmektedir (123). Travma öncesi oklüzal ilişkinin tekrar elde edilmesi için uygun sürede hasta yönlendirilmeli ve oklüzyon kontrolü yapılarak ilerlenmelidir. Bunun sürdürülemediği durumlarda hastada maloklüzyon görülebilir. Yetersiz tedavi başlığı altında, açık redüksiyonla tedavi edilmesi gereken vakalarda kapalı tedavi yönteminin tercih edilmesi de sebepler arasında belirtilebilir (172).

2.12.2.2. Büyüme bozuklukları

Travma sırasından kondile gelen direk kuvvet ile primer olarak veya etrafta oluşan fibröz ve skar dokularından dolayı sekonder olarak da büyüme bozuklukları meydana gelebilir (108). Hastanın yaşı arttıkça kondil bölgesinde remodelling özelliğinin azalmasıyla fonksiyonel ve morfolojik bozuklukların oranını arttırdığı rapor edilmiştir (77,174). Genç hastalarda kondildeki fonksiyon ve tamir yeteneği en iyi seviyede olduğu için kalıcı hasar olmadan iyileşme meydana gelmektedir. Özellikle 12 yaş altındaki bireylerde travma kondil kırıkları sonrası iyileşme oranları oldukça yüksektir (108).

2.12.2.3. Ankiloz

En çok gelişme sebebi travmalardır. Travmayı takiben: Lokal ve sistemik enfeksiyon, ankilozan spondilit, romatoid artrit gibi sistemik hastalıklar da ankilozun sebepleri arasındadır (175). Travma sonucu meydana gelen ankiloz sıklıkla çocuklarda

görülür ve kapsül içindeki kırıklar ile uzamış İMF süresi dolayısıyla gelişmiş olma ihtimali vardır (110). Ankiloz, kondil kırıklarında oldukça ciddi bir komplikasyondur. Eklem içi kanama sonucu meydana gelen fibröz dokunun kalsifiye ya da ossifiye olması neticesinde oluşur (109,176). Ayrıca travmaya uğramış eklem yüzeylerinin fonksiyon olmaksızın uzun süre kalmasıyla da ankiloz gelişebilir. Bu yüzden özellikle çocuk hastalarda uygun olan en erken dönemde mobilizasyona başlanmalıdır (110).

2.12.2.4. Asimetri

Asimetri, kondil kırıkları sonrasında sık gözlenen bir durumdur (172). Normal büyümenin bozulmasıyla etkilenen taraftaki ramus yüksekliği azalır ama sağlıklı taraftaki büyüme devam eder. Bunun neticesinde unilateral büyüme bozukluğuna bağlı asimetri meydana gelir (110).

2.12.2.5. Mini plak/vida sistemlerine bağlı oluşan komplikasyonlar

Klinik olarak semptom vermediği sürece internal fiksasyon için yerleştirilmiş olan plak/vida sistemlerin sökülmesi gerekmemektedir (177). Ancak enfeksiyon veya plak/vidaların açığa çıkması gibi başlıca bir sebep varsa miniplak/vida'nın sökülmesi gerekmektedir. Öncelikle mandibula ve antrumun ön duvarı dahil herhangi bir fasiyal alanda plakların açığa çıkma ihtimalleri vardır (178).

Plağın palpe edilebilmesi de plakların sökümü için bir nedendir. Özellikle periorbital alan gibi yumuşak dokunun ince olduğu bölgelerde gözlenebilir (178). Kullanılan materyalin özelliklerine bağlı olarak plakların kırılması ve gevşemesi sebebiyle de miniplak/vidaların çıkarılması gerekebilmektedir (134).

Rallis ve ark., 2006 yılında yapmış oldukları çalışmada 4 yıllık takip sonucunda plakların çıkarılma sebeplerinin en sık enfeksiyon veya plağın açığa çıkması(%46) sonucu olduğunu; kullanılan fiksasyon sisteminin özelliklerine bağlı gerçekleşen vida gevşemesi ve plak kırılması veya yer değiştirmesinin (%2.7) oranının daha düşük olduğunu rapor

etmişlerdir (178). O'Connell ve ark., araştırmasında %41 oranla enfeksiyonun plak çıkarılmasına sebep olduğu; plağın kırılması sonucu plak/vida sökülmesinin de %3,85 oranından olduğunu ve dikkat edilmesi gereken bir değer olduğunu vurgulamışlardır(177). Hammer ve ark. kondil boynu kırığı ile gelen 30 hastanın tedavisinin sonucunda plak kırılmasının %13, vida gevşemesinin ise %10 oranla bildirmişlerdir. Fiksasyon materyallerinin kemik iyileşmesi sürecinde fonksiyonel yüklere karşı direnç gösterebilecek mekanik üstünlüğe sahip olması gerektiğini rapor etmişlerdir (179).

2.13. Biyomekanik Tanımlar

2.13.1. Kuvvet

Hareketsiz cisme hız sağlayan, var olan hızında değişikliğe sebep olan, hareketini durduran veya fiziksel özelliklerinde değişimlere neden olan etkidir. Birimi Newton (N) olarak ifade edilir (180,181).

Çekme (tensile), basma (kompresif) ve makaslama (shear) olarak 3 farklı etki ile kullanılan materyal; kemik doku üzerinde vektörel ve büyüklük miktarına bağlı olarak farklı neticeler gösterebilir (181,182).

2.13.2. Stres

Cisme uygulanan kuvvetin sonucunda cismin uygulanan kuvvet miktarınca direnç göstermesine stress (gerilim) denir. Birimi Pascal ile ifade edilir (180).

Herhangi bir yönden cisme uygulanan kuvvet cisimde iç gerilimler oluşturacaktır. Bu gerilimler çekme gerilimleri, basma gerilimleri ve makaslama gerilimleri olmak üzere 3 tipe ayrılır (183).

2.12.3. Asal stres

Makaslama gerilimleri bileşenlerinin bütün düzlemlerde sıfır olarak kabul edildiği ve meydana gelen tüm gerilmelerin sadece birim alana vektörel doğrultuda olan gerilimlerinin

oluşturduğu streslere asal stres adı verilir. Maksimum asal stres, ara asal stres ve minimum asal stres olarak üçe ayrılır. Çekme gerilimlerinin en yüksek maksimum asal stres olarak tanımlanır ve pozitif değerlerdir. Basma gerilimlerinin en yüksek hali minimum asal stresdir ve negatif değerlerdir (184).

2.13.4. Gerinim

Kuvvet uygulandığı zaman cismin boyutunda meydana gelen değişimin cismin ilk durumdaki boyutuna oranına gerinim (strain) denir. Cisme uygulanan kuvvet sonucunda cisim elastik veya plastik deformasyona uğrar. Gerinim, gerilim gibi yönü ve büyüklüğü olan bir kuvvet değildir sadece bir büyüklüktür. Yüzdelik ile ifade edilir (180).

2.13.5. Von mises stres

Şekil değiştirebilen yani esnek cisimlerde şekil değişikliğinin başlangıcı olarak tarif edilebilir. Cisim üzerindeki stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi edinmeye yardımcı olur. Von mises stresi, kırılmaya karşı dayanıklılığın ölçümlerinin analizinde de kullanılmaktadır. Cismin belli bir bölgesinin belli bir iç enerji sınır değeri vardır. Bu değerin geçildiği durumlarda cisimde plastik deformasyon gerçekleşir (31).

2.13.6. Elastisite modülü

Cisme uygulanan kuvvetin oluşturduğu stresin (gerilim), cisimdeki gerinime oranlanmasıyla ortaya çıkan değerdir. Young modülü olarak da tanımlanır. Birimi Pa olarak ifade edilir (180).

2.13.7. Poisson oranı

Uygulanan kuvvetler altında cismin deformasyona uğramasını engellemek için belli bir miktarda olan direnç yeteneğine poisson oranı denir. Cismin, elastik sınırları içinde lateral gerilimlerinin aksiyel gerilimlere oranlanmasıyla hesaplanır. -1 ile 0,5 değerleri arasında oluşan bir değerdir (185).

2.13.8. İzotropi-homojenite-lineer elastisite

İzotropi, cisimlerin x , y , z eksenlerinde aynı elastikiyete sahip olması olarak tanımlanır. Bu cisimler; elastik modül ve poisson oranı değeriyle belirtilir. Cismin her noktasında aynı mekanik özelliklerine sahip olması homojenite olarak ifade edilir. Lineer elastisite ise cismin geriniminin uygulanan kuvvetler altında orantılı değişimini tanımlar (31).

2.14. Stres Analizi İçin Kullanılan Yöntemler

Mandibula fraktürlerinde, internal fiksasyonla yapılan tedavilerde kemik dokusuna ve plak/vida sistemlerinde fonksiyonel yüklerin altında oluşan; stres, gerinim dağılımlarının tespiti ve stresin toplandığı alanları belirlemek amacıyla kullanılan çeşitli analiz yöntemleri vardır. Bu yöntemler sırasıyla (31):

- Gerinim ölçer analiz yöntemi
- Kırılgan vernik ile kaplama
- Termografik analiz yöntemi
- Holografik interferometri
- Radyotelemetrik stres analizi
- Fotoelastiksel analiz
- Sonlu elemanlar analizi

2.14.1. Sonlu elemanlar analizi

Canlı dokulara belirlenen bir kuvveti uygulayıp ortaya bir sonuç çıkarmak ve stres analizlerini yapmak; klinik şartlarda oldukça pahalı, çok fazla komplikasyona açık ve çoğu zaman mümkün bile değildir. Bu sebeplerden dolayı canlı dokulara mümkün olan en benzer şekilde onları taklit edecek modeller oluşturup istenilen analizlerin değerlendirildiği bu modeller ile yapılması gereklilik haline gelmiştir (33,34).

Kökeni, Turner'ın 1956 yılındaki çalışmasına dayanan; yapısal analiz sorunlarını çözmek amacıyla farklı mühendislik dallarıyla beraber geliştirilmiş bir yöntemdir (28). Belirli bir geometrik şekli olan yapılara uygulanan kuvvetlerin meydana getirdiği stresleri değerlendirmek ve matematiksel olarak açıklamak için yararlanılan bir metottur (29,30).

Bu yöntem zamanla medikal alanlarda da özellikle ortopedi ve travmatolojide birçok materyal ve aygıt için cerrahlara sağlıklı ve patolojik şartlarda incelenme ve değerlendirme olanağı sağlamıştır. 1970'lerde de diş hekimliğinde dental implantlar, maksillofasiyal kırıklarda kullanılan materyallerin ve sistemlerin analizinde fayda sağlamıştır (31,186).

Modelleme metotunda uygulanması planlanan kuvvete materyalin vereceği cevabı ağ(mesh) denilen yapılar belirler. Bu ağ yapısı ise noktaların bir araya gelerek oluşturduğu düğümlerden (nod) meydana gelmektedir. Kuvvetin etkisiyle oluşacak stresi düğüm noktaları yansıtır. Modellemenin ardından düğüm noktalarından birbirleriyle bağlanmış daha basit geometrik yapılar meydana gelir. Bu yapılar, eleman olarak adlandırılır. Yüklenen kuvvet her bir eleman için tek tek incelenir. Eleman sayısını arttırmak, yapılan analizin daha hassas olmasını sağlar (33).

2-boyutlu veya 3-boyutlu olarak 2 tip analiz kullanımı daha yaygındır. 2-boyutlu modelleme daha kolay ve standart bir bilgisayarda bile yapılabilen ancak doğruluğu düşük olan bir yöntemdir. 2 boyutlu analizde elemanlar dörtgen veya üçgen şekildedir. 3-boyutlu modelleme daha donanımlı bilgisayara ihtiyaç duyar ve doğruluğu daha yüksek sonuçlar elde edilmesine yardımcı olur. Bu modellemede 10,12,14 yüz analizlerde kullanılmaktadır (187).

Modellerin analizi için cismin geometrisi, boyutu ve geometrik koordinatları, uygulanması planlanan kuvvetler, kullanılacak materyal ya da aygıtların poisson oranları, young modülü ve modelin sınır koşulları ve yapılacak analiz tipinin belirlenmiş olması gerekmektedir (33).

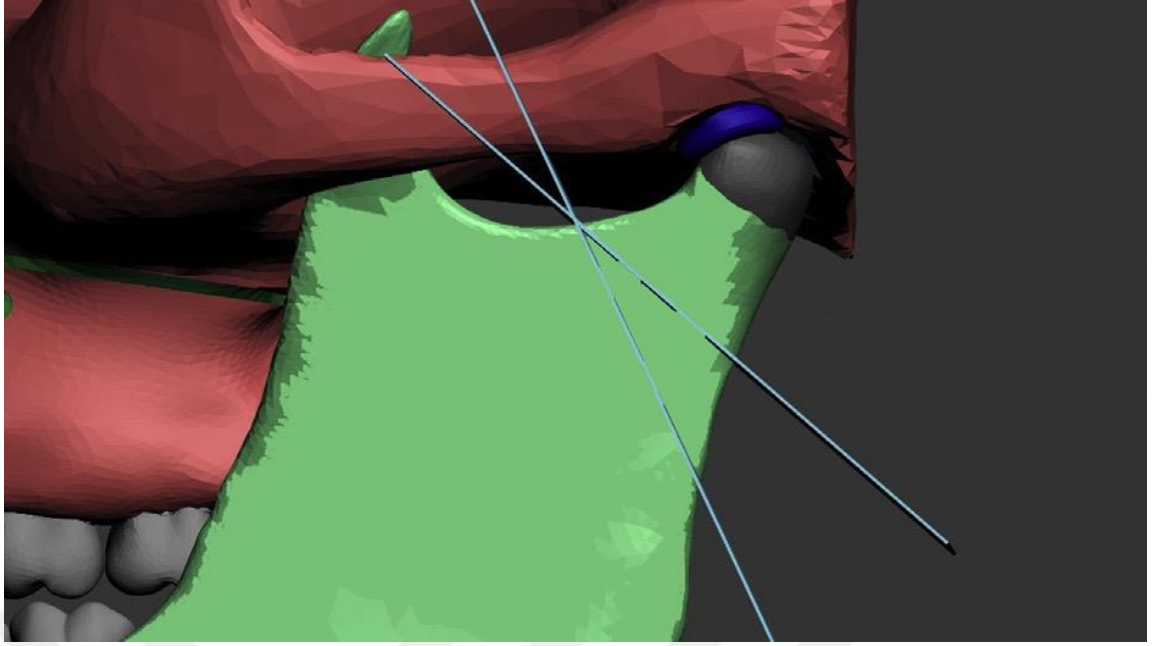
Farklı yükleme koşullarında oluşturulan analiz sonuçları, farklı değişkenlerle alakalı veriler elde edilmesini sağlar. Yer değiştirme ve deformasyona ait değerler, asal, aksiyal ve eşdeğer gerilimler bu verilere örnek verilebilir (33).

3. GEREÇ VE YÖNTEMLER

Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmış (Proje no: D-DA21/06) ve Başkent Üniversitesi Araştırma Fonunca desteklenmiştir. Tez araştırmaları Başkent Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi ve Ay Tasarım Ltd. Şti.'de gerçekleştirildi. Üç boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, üç boyutlu katı modelin oluşturulması ve sonlu elemanlar stres analizi işlemi için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 GB RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D- 44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı(Şekil 3-1) ile 3 boyutlu tarama cihazından, Rhinoceros 4,0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından, VRMesh Studio (VirtualGrid Inc, Bellevue City, WA, USA) ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanıldı.

3.1. Çalışma Modelleri ve Gruplandırılması

Bu çalışmada subkondiler kırığı, iki farklı seviyede simüle edildi. Tedavi için iki farklı fiksasyon sistemi kullanıldı. Düşük subkondiler kırıklar, sigmoid çentikten ramus yüksekliğinin ortasındaki ramusun arka sınırına kadar simüle edildi. Yüksek subkondiler kırıklar, sigmoid çentikten diğer kırık hattına göre daha yatay konumlanan ramusun arka sınırına oblik bir çizgi olarak simüle edildi (188) (Şekil 3.1, Şekil 3.2, Şekil 3.3).



Şekil 3.1. Mandibula modelinde yüksek ve alçak subkondiler kırık seviyeleri (188)

Hem yüksek hem de düşük subkondiler kırıklar 2 farklı tespit sistemi ile sabitlendi ve 4 senaryo oluşturuldu. Bunlar;

Yüksek seviyeli subkondiler kırıklarda romboid plak ile fiksasyon

Düşük seviyeli subkondiler kırıklarda romboid plak ile fiksasyon

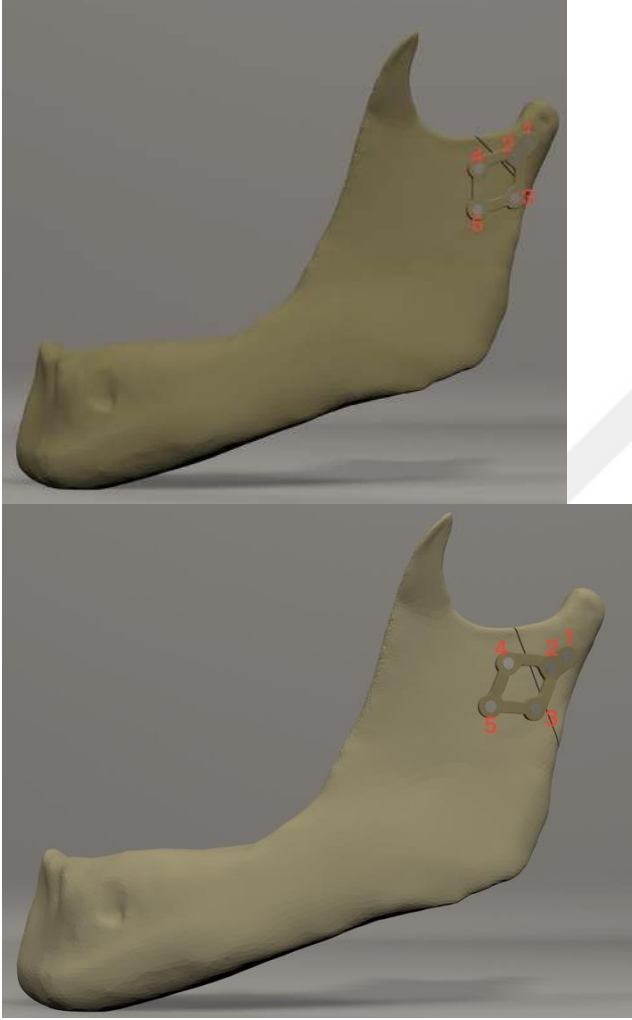
Yüksek seviyeli subkondil kırıklarda 2 mini plak ile fiksasyon

Düşük seviyeli subkondil kırıklarda 2 mini plak ile fiksasyon

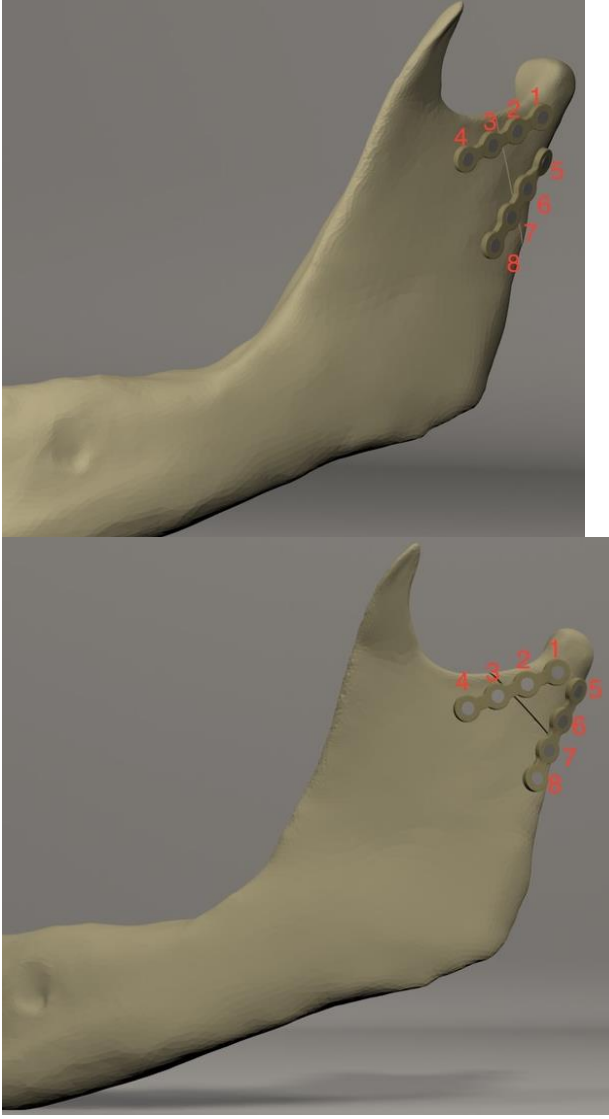
	Subkondiler Kırık Seviyesi	Kullanılan Fiksasyon Çeşidi
Senaryo 1	Yüksek Seviyeli	Romboid plak
Senaryo 2	Düşük Seviyeli	Romboid Plak
Senaryo 3	Yüksek Seviyeli	2 Mini-Plak
Senaryo 4	Düşük Seviyeli	2 Mini-Plak

Tablo 3.1. Oluşturulan senaryolarda kırık seviyesi ve kullanılan plak tasarımları

Bu 4 senaryoda kullanılan sistemler hem %60 KF-PEEK hem de titanyum alaşımları ile kullanılmış ve çıkan sonuçlar değerlendirilmiştir.



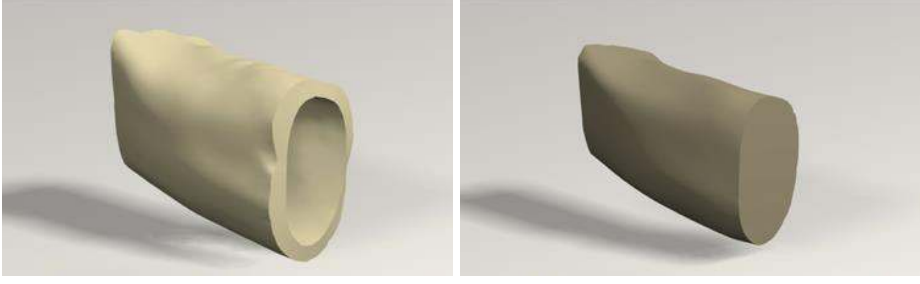
Şekil 3.2. Mandibula modelinde romboid plak vidalarının numaralar ile işaretlenmesi



Şekil 3.3. Mandibula modelinde 2 mini-plak vidalarının numaralar ile işaretlenmesi

3.2. Kemik Dokusunun Modellenmesi

Alt çeneye ait geometrik modelin oluşturulması için, tam dişsiz bir erişkin hastanın tomografisi, radyoloji arşivinden seçilmiştir. Çekilen filmler, 3D-doctor yazılımına atıldı ve burada “Interactive Segmentation” yöntemi ile Hounsfield değerlerine bakılarak kemik dokusu ayrıştırıldı. Yapılan ayrıştırma işleminden sonra “3D Complex Render” yöntemi ile üç boyutlu model elde edildi ve bu şekilde kemik dokusu modellenmiş oldu. Kemik dokusundan ofset yöntemi ile spongioz kemik elde edildi ve gerekli uyumlamaların yapılması ile kuvvet aktarımı sağlanmış oldu (Şekil 3.4).



Şekil 3.4. 3 boyutlu mandibula modeli, Mandibula spongiyöz kemik modeli

3.3. Fiksasyon Plakları ve Modellenmesi

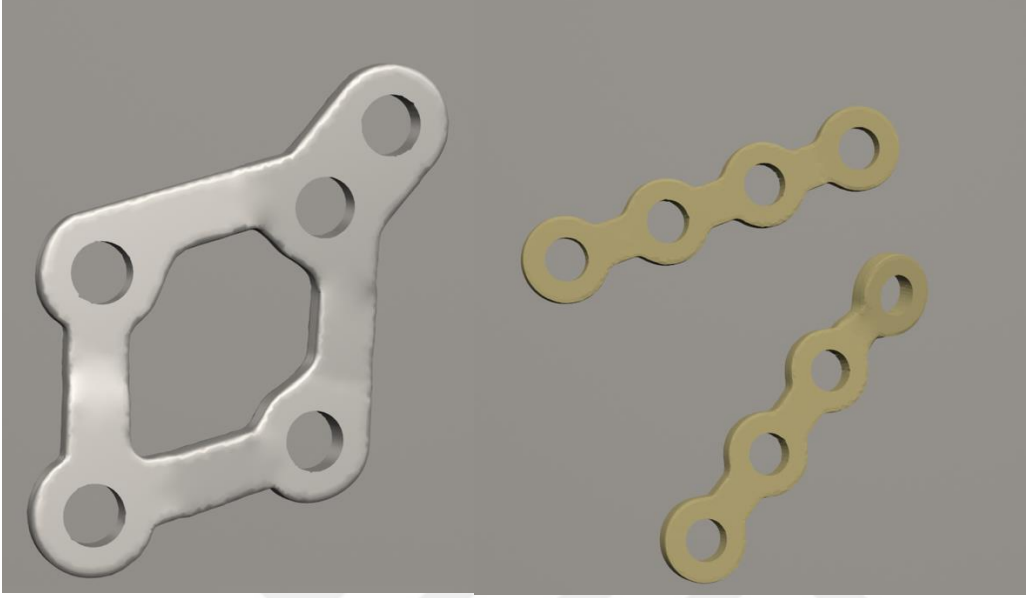
Çalışmada kullanılan fiksasyon plak ve vidalar; Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D- 44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcısı ile 3 boyutlu tarama cihazından taranarak bilgisayar ortamına aktarılmıştır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Optik tarayıcısının görüntüsü

Bu çalışmada fiksasyon üniteleri, titanyum alaşımları ve PEEK olarak tasarlandı; Rhinoceros, sürüm 4.0, yazılım (Rhinoceros, Seattle, WA) kullanılarak mandibulaya uyarlandı (189). Romboid plak (Titanyum ve PEEK osteosentez mandibula; KLS Martin, Tuttlingen, Almanya) ve 2 miniplak (AO Compact MF Lock System Implant; Johnson &

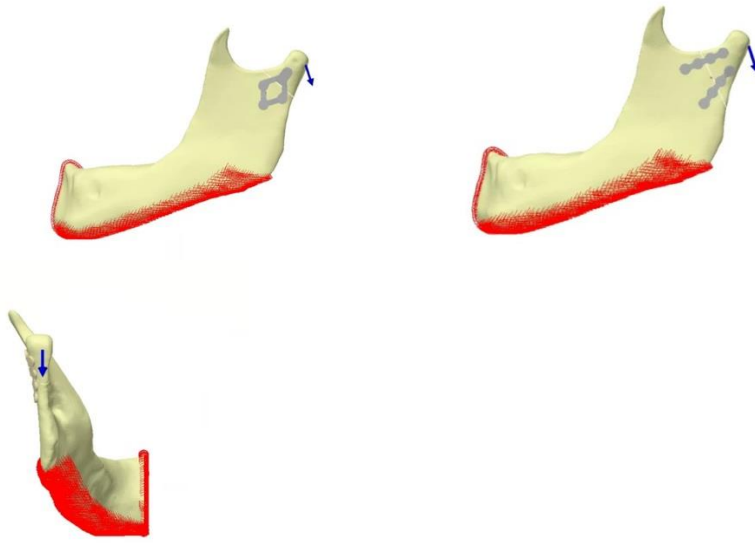
Johnson) sistemi ile uyumlu olarak kullanıldı. Üreticinin talimatı ve 5 mm'lik yivsiz vidalar kullanıldı (Şekil 3.2, Şekil 3.3, Şekil 3.6).



Şekil 3.6. Romboïd ve 2 mini plak tasarımları

3.4. Modellemenin Tamamlanması

Modeller, VRMesh yazılımı ile geometrik olarak oluşturulduktan sonra analize hazır hale getirilmeleri ve analizlerinin yapılması için; stl formatında Algor Fempro (Algor Inc., USA) yazılımına aktarılmıştır. “.stl” formatı, 3d modelleme programları için evrensel değer taşımaktadır. Stl formatında düğümlerin koordinat bilgilerinin de saklanması sayesinde programlar arasında aktarım yapılırken bilgi kaybı olmamaktadır. Stl formatında elde edilen modeller; Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına gönderildi. Rhino yazılımında Boolean yöntemi ile subkondiler kırık hattına, fiksasyon plağı ve vidaların arasında uyumlandırma yapıldı; kuvvet aktarımı sağlandı (Şekil 3.7).



Şekil 3.7. Modellenen mandibulanın plaklar ve uygulanacak kuvveti ile tamamlanması

3.5. Materyal Özellikleri

Modeller, Algor yazılımı ile uyumlu hale getirildikten sonra oluşturulan modelin hangi tip kemiğe ait olduğunu; fiksasyon plaklarının hangi materyalden yapıldığını yazılıma tanıtmak gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların her birine, fiziksel özelliklerini tanımlayan materyal (elastiklik modülü ve Poisson oranı) değerleri verilmiştir (Tablo 3.2).

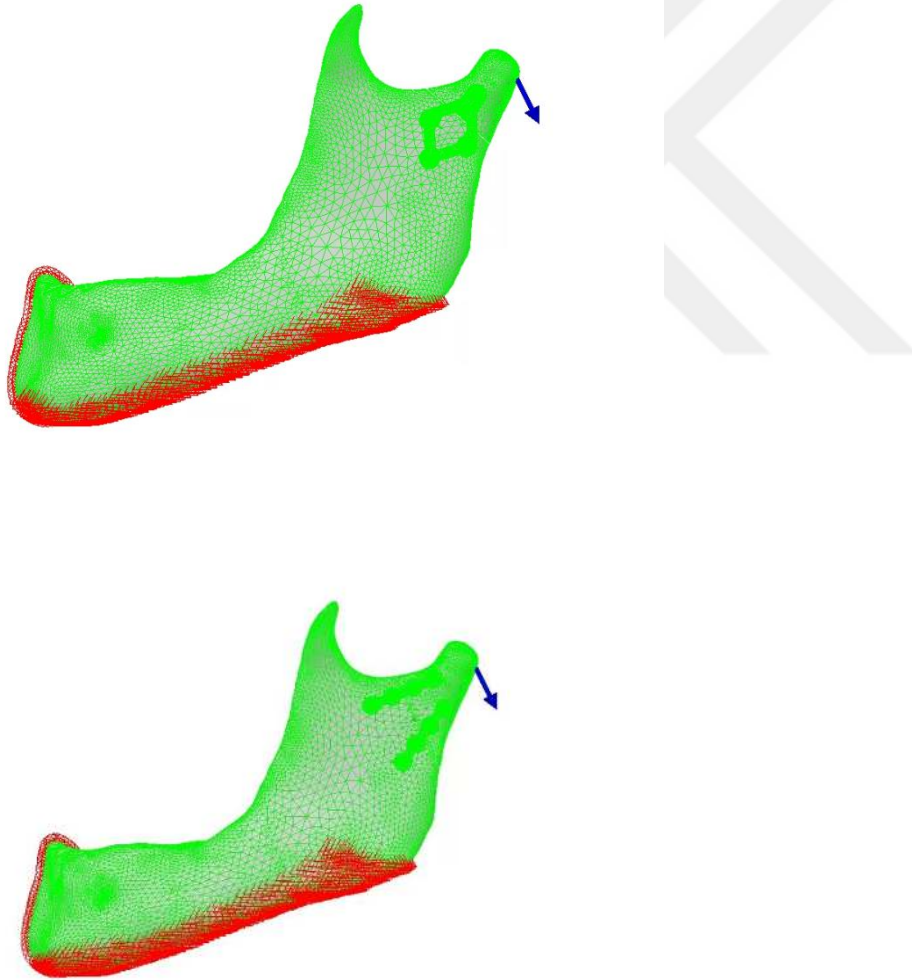
	Young Modulus (MPa)	Poisson Ratio
Kortikal Kemik (190)	17400	0.30
D2 tip Spongioz Kemik(191)	5500	0.30
D3 tip Spongioz Kemik(191)	1600	0.30
D4 tip Spongioz Kemik(191)	690	0.30
Titanyum(192)	110000	0.35
%60 KF-PEEK (193)	150000	0.35

Tablo 3.2. Modellerin materyallerinin özellikleri

Programda; katı cisim özellikleri linear elastik, homojen ve izotropik kabul edilmiştir.

3.6. Kuvvet ve Stres Analizleri

Mandibulanın normal fonksiyonu sırasında; mandibular kemiğe etki eden kas kuvvetleri, her iki taraftaki kondil başı ve oklüzal diş temaslarındaki reaksiyon kuvvetleri ile karşılanır. Her bir kondil üzerindeki reaksiyon kuvvetleri, medial veya anteromedial ısırma sırasında 150 N'ye kadar ulaşabilir (194). Bu nedenle bu çalışmada, yatay düzlemde 60 derecelik açı ile kondil başına 150 N'luk bir yükleme vektörü kullanılmıştır (Şekil 3.8).



Şekil 3.8. Modellerde uygulanacak kuvvetin görsel olarak sunumu

Von Mises stres değerleri, donanımın ön ve arka kollarında lokalize olan maksimum stres değeri dikkate alınarak sabitleme sistemlerinden gelen stresi belirlemek için değerlendirildi. Her vidanın etrafındaki kemikteki stresi belirlemek için maksimum ve minimum asal stres değerleri değerlendirildi. Ayrıca, kırık parçalarının kırık hattı boyunca yer değiştirmesi ölçüldü.

Sonlu elemanlar stres analizleri sonucunda elde edilen değerler, varyansı olmayan matematiksel hesaplamalar sonucu ortaya çıktığından istatistiksel analizler yapılamaz. Burada önemli olan; kesit görüntülerinin, düğümlerdeki stres miktarının ve dağılımlarının hassas bir şekilde değerlendirilmesi ve yorumlanmasıdır.



4. BULGULAR

Oluşturulan 4 senaryo ve 2 farklı fiksasyon materyali için ayrı ayrı sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. Okluzal çiğneme kuvvetleri; kas kuvvetleri altında fiksasyon plaklarında, vidalarda ve vidaların çevresindeki alanlarda; Maksimum ve Minimum Asal Stres miktarları, Von Mises Stres miktarı; N/mm² cinsinden, yer değiştirme miktarı mm cinsinden analiz edilmiştir. Ayrıca vidalarda uygulanan kuvvet altındaki yer değiştirme miktarları; vertikal, horizontal ve sagittal düzlemde olmak üzere üç boyutlu incelenmiştir.

4.1. Yüksek Seviye Kondil Boynu Kırığında Romboïd Plak (Senaryo 1)

Yüksek seviyeli kondil boynu kırıklarında romboïd plak ile fiksasyon sonucunda uygulanan kuvvetin; plak üzerinde, vida ve çevre bölgesinde meydana getirdiği stres değerleri ve dağılımı, ayrıca horizontal, vertikal ve sagittal doğrultularda yer değiştirme miktarı aşağıdaki tablolarda incelenmiştir. Aşağıdaki görselde vidalara numaralar verilmiş ve tablolarda bu numaralar ile stres ve yer değiştirme değerleri belirtilmiştir (Tablo 4.1, Şekil 4.1).



Şekil 4.1. Romboïd plakta vidaların numaralandırılması

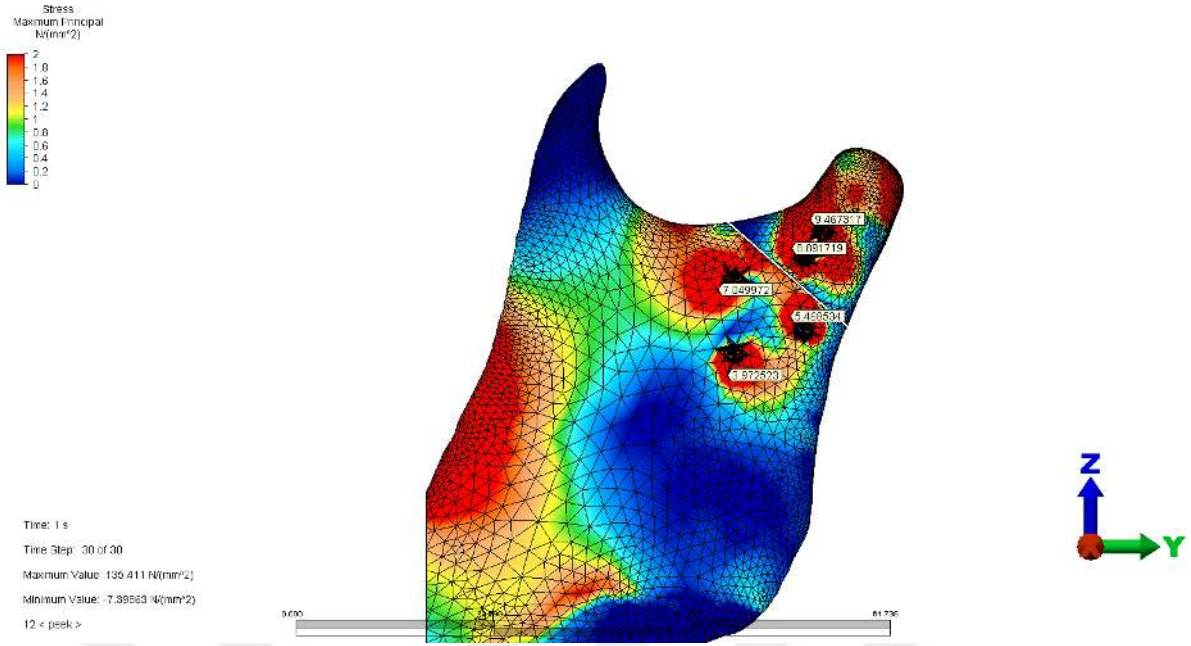
4.1.1. Maksimum ve minimum asal stres bulguları

4.1.1.1. Maksimum asal stres

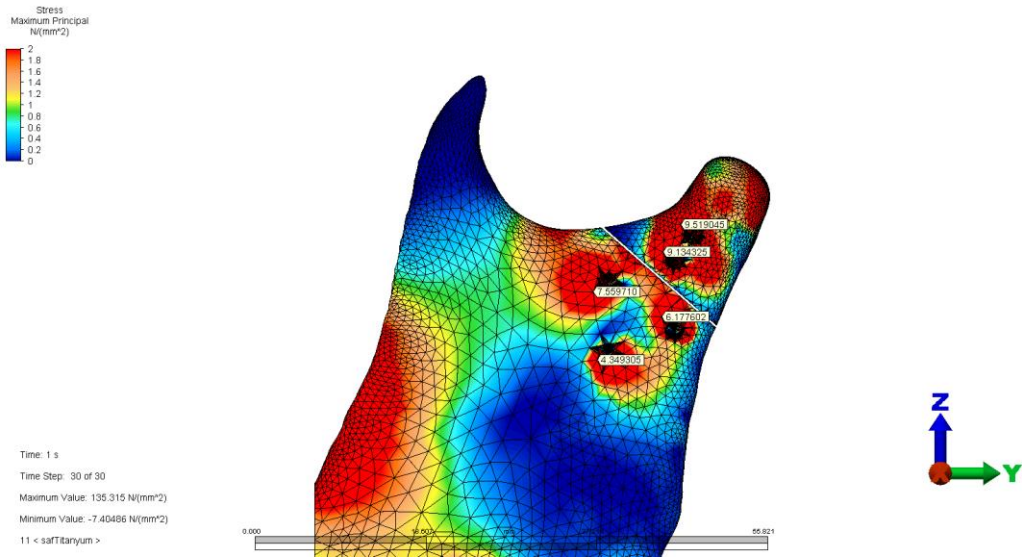
Uygulanan kuvvet sonucunda en yüksek maksimum asal stres, hem PEEK hem de titanyum plaklarda 1. vidada görüldü. PEEK plağın 1. vidasındaki maksimum stres değeri 9.467317 N/mm^2 iken, saf titanyum plakta bu değer 9.519045 N/mm^2 çıkmıştır. 1.vidanın bulunduğu alan kondil başına en yakın olan ve en fazla stres barındıran bölgeydi. Bu stres değerlerini her iki materyal için sigmoid çentiğe en yakın olan 2. vida ve 4. vidalar takip etti. En düşük stres değeri 5. vidalarda görüldü. PEEK plakta 5.vidadaki maksimum asal stres değeri 3.972523 N/mm^2 ; saf titanyum plakta ise 4.349305 N/mm^2 olarak ölçülmüştür (Tablo 4.1, Şekil 4.2, Şekil 4.3).

(N/mm^2)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	9.467317	9.519045
2.VİDA	8.891719	9.134325
3.VİDA	5.468534	6.177602
4.VİDA	7.049972	7.559710
5.VİDA	3.972523	4.349305

Tablo 4.1. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid plak kullanımında kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal stres değerleri



Şekil 4.2. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid PEEK plakta, kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri ve dağılımı



Şekil 4.3. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında; romboid saf titanyum plakta, kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri ve dağılımı

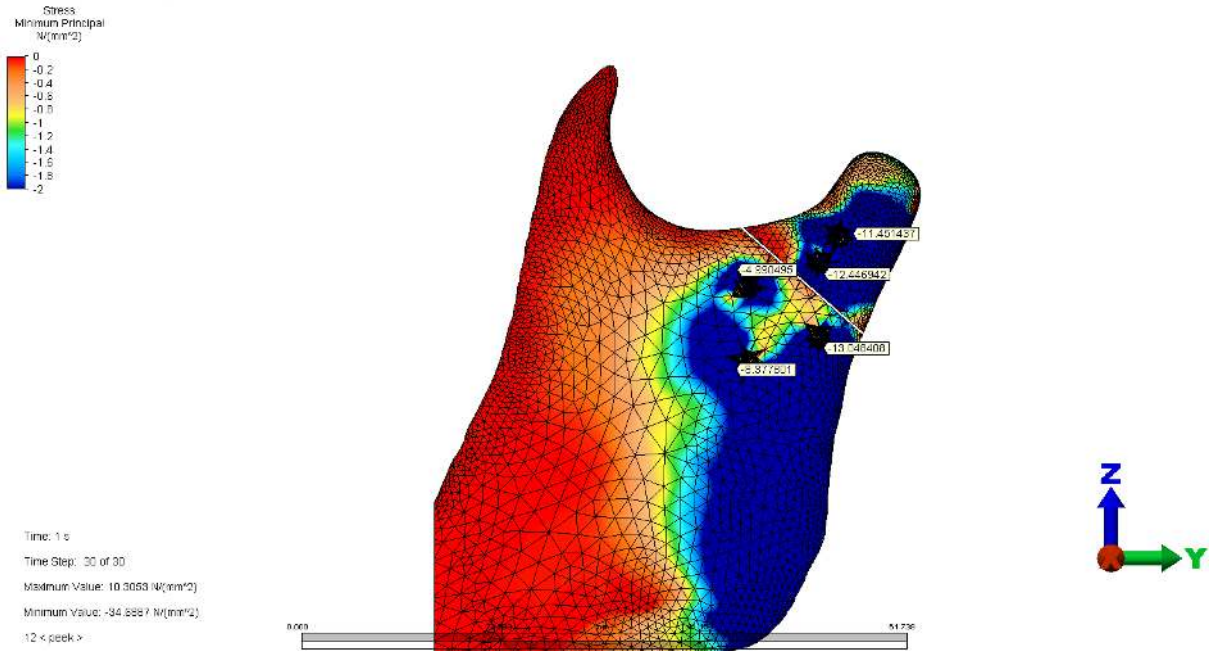
4.1.1.2. Minimum asal stres

En yüksek minimum asal stres değeri; PEEK romboid plakta, 3. vidada -13.048408 N/mm² değerinde ölçülmüştür. Bu vida kırık hattına en yakın vidalardan biridir. Aynı

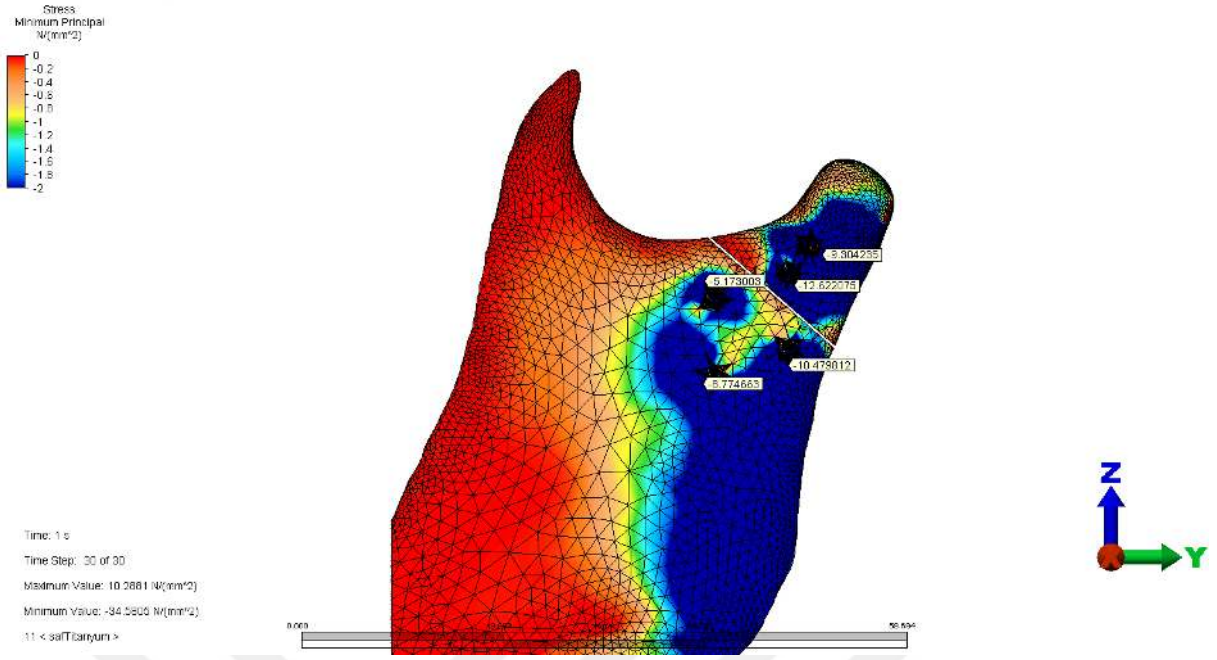
vidada titanyum plakta $-10.479812 \text{ N/mm}^2$ 'dir. Titanyum plakta en yüksek minimum stres değeri 2. vidada $-12.446942 \text{ N/mm}^2$ değerindedir; 2.vida kırık hattına ve sigmoid çentiğe yakın konumdadır. En düşük minimum stres değerleri her iki materyaldeki plak için de 4.vidada analiz edilmiştir. Bu değerler peek plakta -4.990495 N/mm^2 ,titanyum plakta ise -5.173003 N/mm^2 'dir (Tablo 4.2, Şekil 4.4, Şekil 4.5).

(N/mm^2)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	-11.451437	-9.304235
2.VİDA	-12.446942	-12.622075
3.VİDA	-13.048408	-10.479812
4.VİDA	-4.990495	-5.173003
5.VİDA	-8.377801	-8.774663

Tablo 4.2. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboïd plak kullanımında kortikal kemikte meydana gelen minimum asal stres değerleri



Şekil 4.4. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboïd PEEK plakta kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ve dağılımı



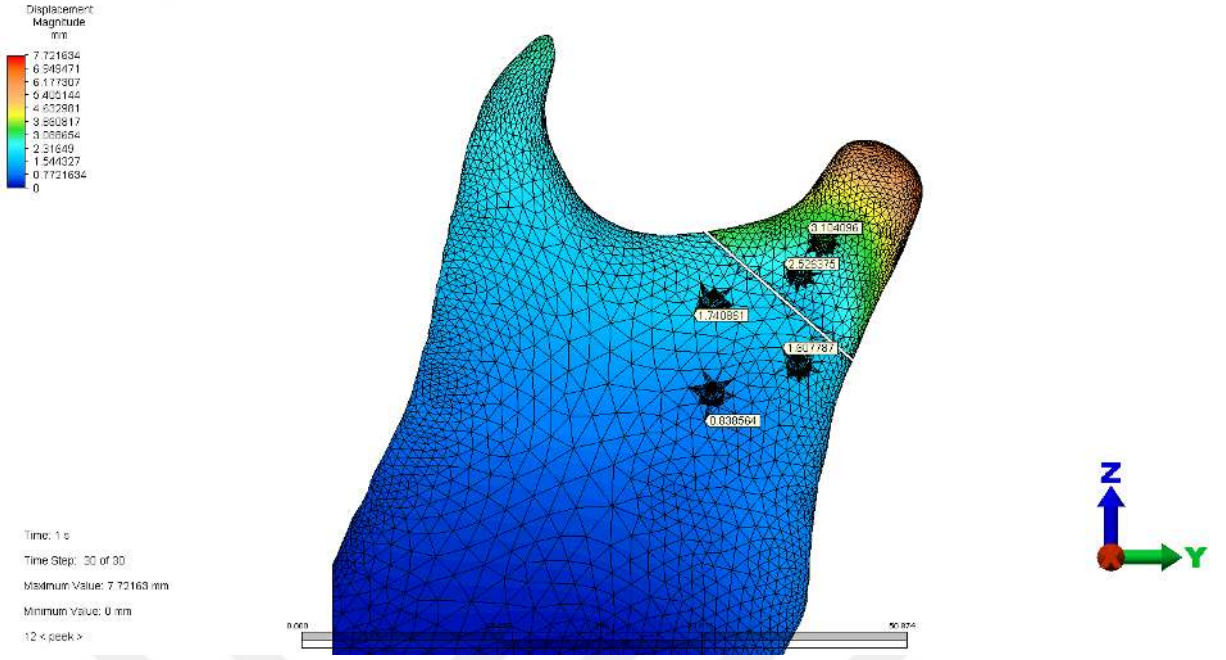
Şekil 4.5. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid saf titanyum plakta kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ve dağılımı

4.1.2. Yer değiştirme

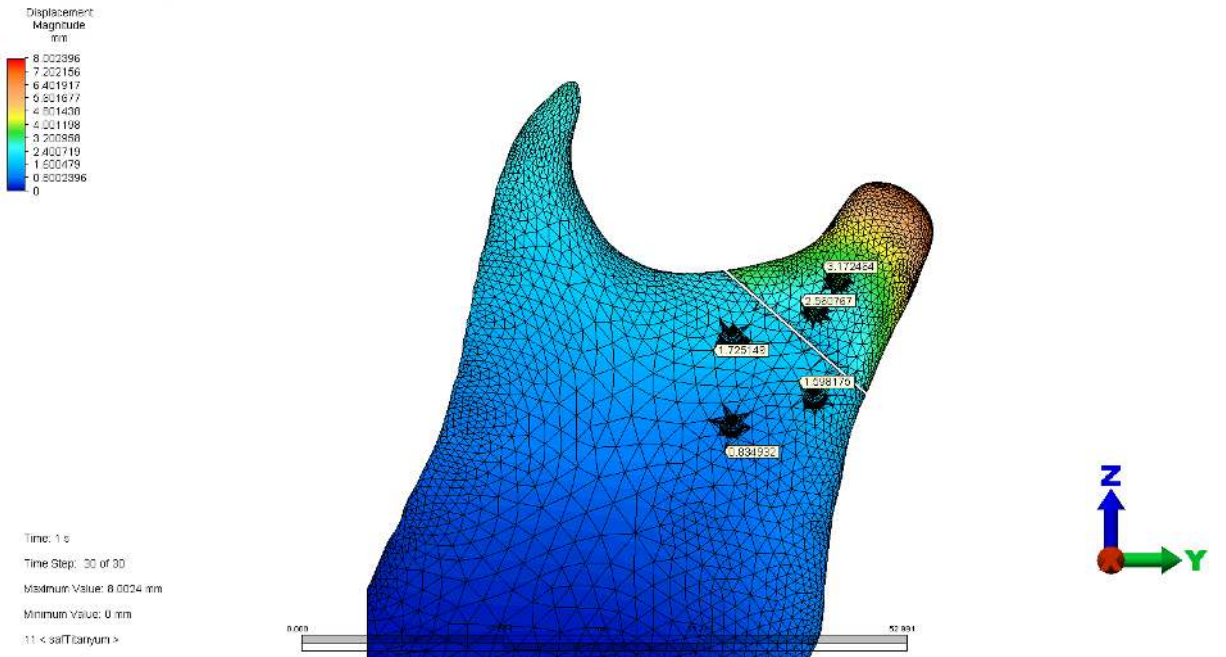
150 N'luk kuvvet sonucunda en fazla yer değişikliği her iki materyal için de 1. vidalarda; 3.104096 mm ile PEEK plakta, 3.172464 mm ile saf titanyum plakta meydana gelmiştir. En az yer değiştirme miktarı ise saf titanyum plakta 5. vidada kırık hattına, kondil başına ve sigmoid çentiğe en uzak olan vidada gerçekleşmiştir. Bu değer 0.834932 mm'dir (Tablo 4.3, Şekil 4.6, Şekil 4.7).

(mm)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	3.104096	3.172464
2.VİDA	2.526375	2.560767
3.VİDA	1.607787	1.598175
4.VİDA	1.740861	1.725149
5.VİDA	0.838564	0.834932

Tablo 4.3. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid plakta, vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri



Şekil 4.6. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid PEEK plakta vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri



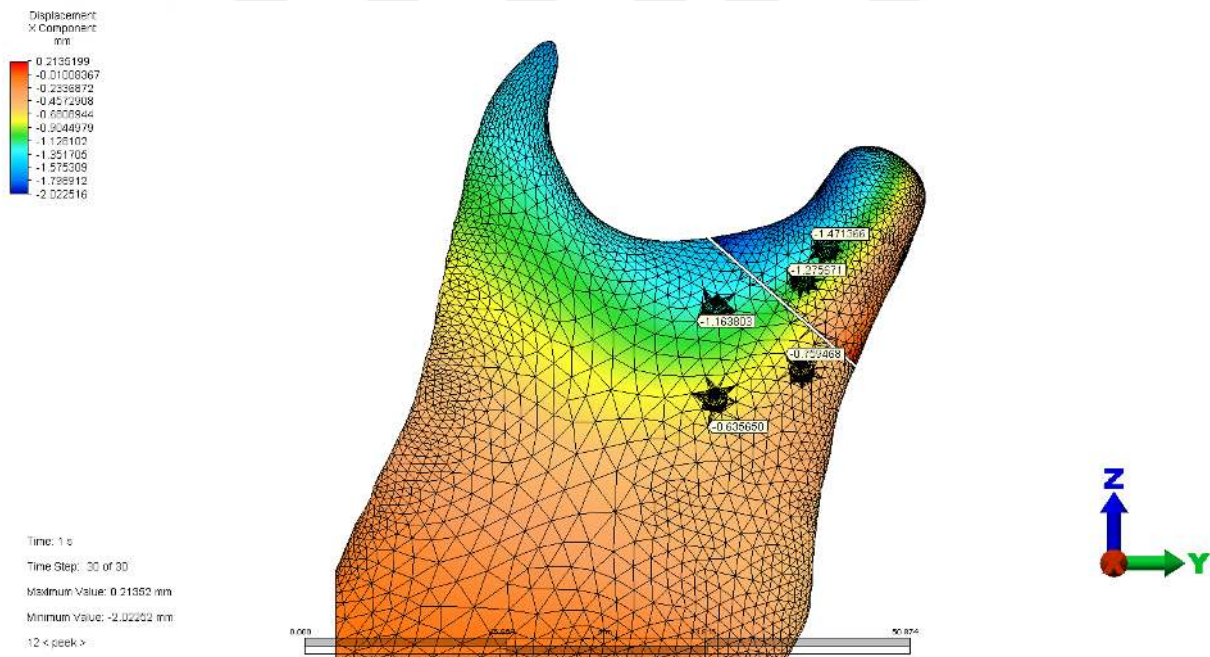
Şekil 4.7. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid saf titanyum plakta vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri

4.1.2.1. Sagittal düzlemde yer değiştirme

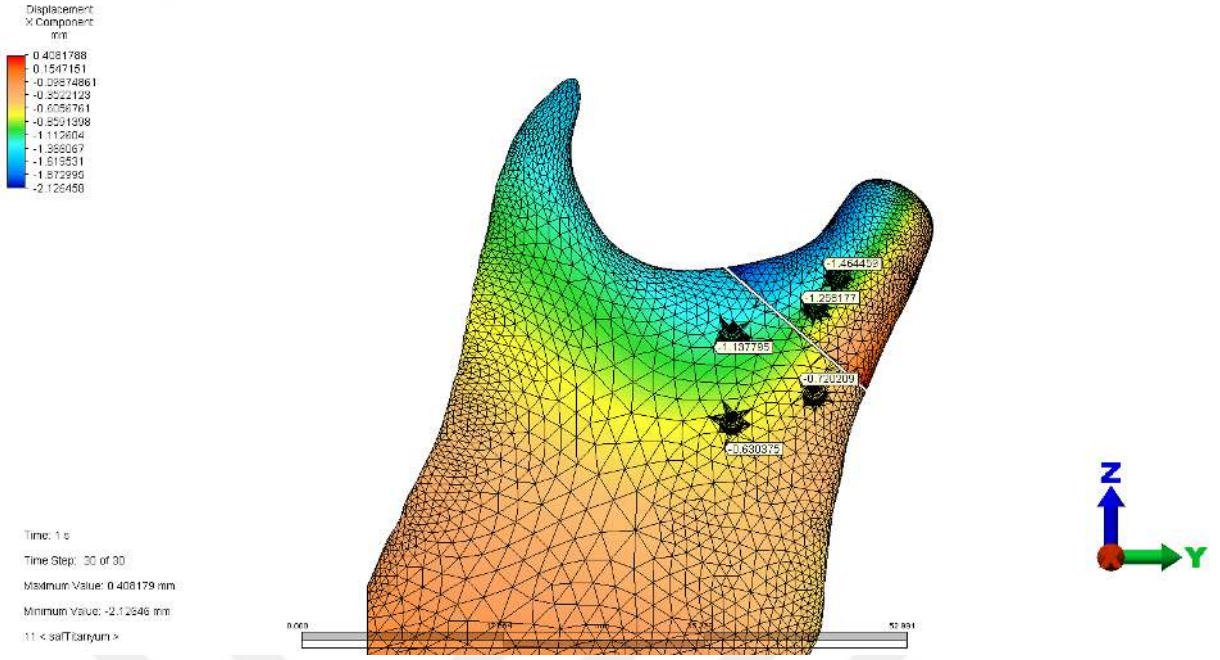
Sagittal düzlemde yer değiştirme miktarlarına bakıldığı zaman en yüksek değerler; her iki materyal için de 1. vidada gerçekleşmiştir. Bu değerler PEEK plakta; -1.471366 mm, titanyum plakta -1.464459 mm'dir. 1. vida kondil başına yani kuvvetin uygulandığı bölgeye en yakın olan vidadır. En düşük yer değiştirme ölçümleri peek plakta -0.635650 mm, titanyum plakta -0.630375 mm değerleridir. 5. vida, kırık hattı, kondil başı, sigmoid çentik gibi yapılardan en uzak konumda olan vidadır (Tablo 4.4, Şekil 4.8, Şekil 4.9).

(mm)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	-1.471366	-1.464459
2.VİDA	-1.275671	-1.258177
3.VİDA	-0.759468	-0.720209
4.VİDA	-1.163803	-1.137795
5.VİDA	-0.635650	-0.630375

Tablo 4.4. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid plakta, sagittal düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri



Şekil 4.8. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid PEEK plakta sagittal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri



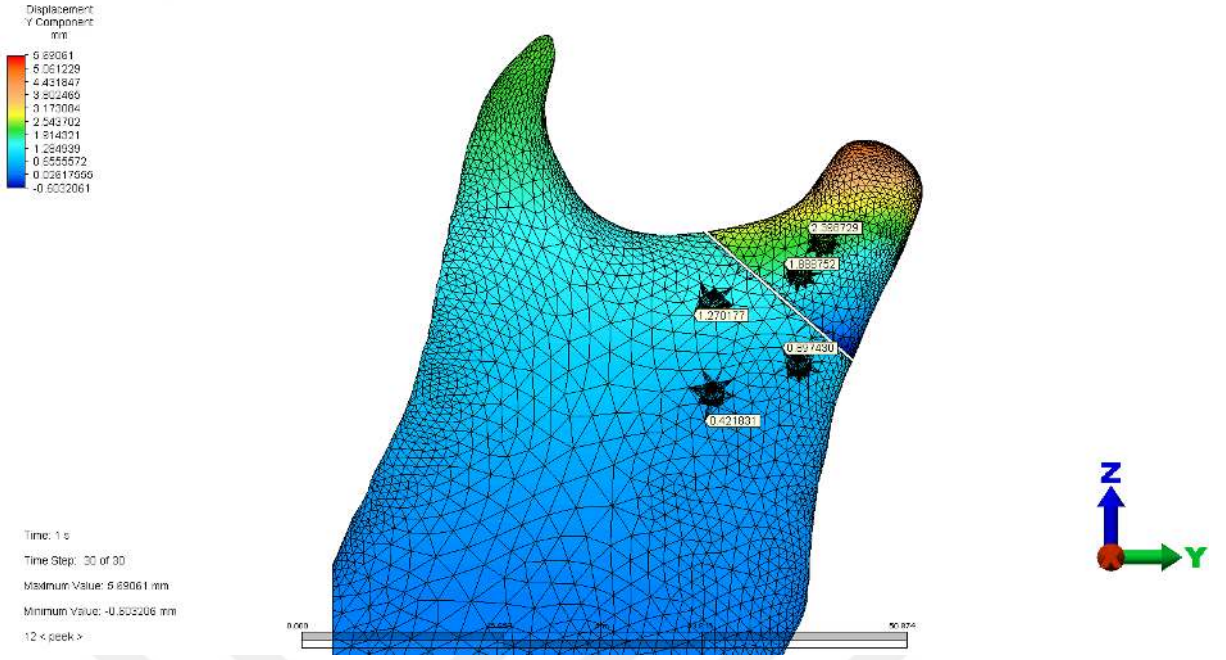
Şekil 4.9. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid saf titanyum plakta sagittal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri

4.1.2.2. Yatay düzlemde yer değiştirme

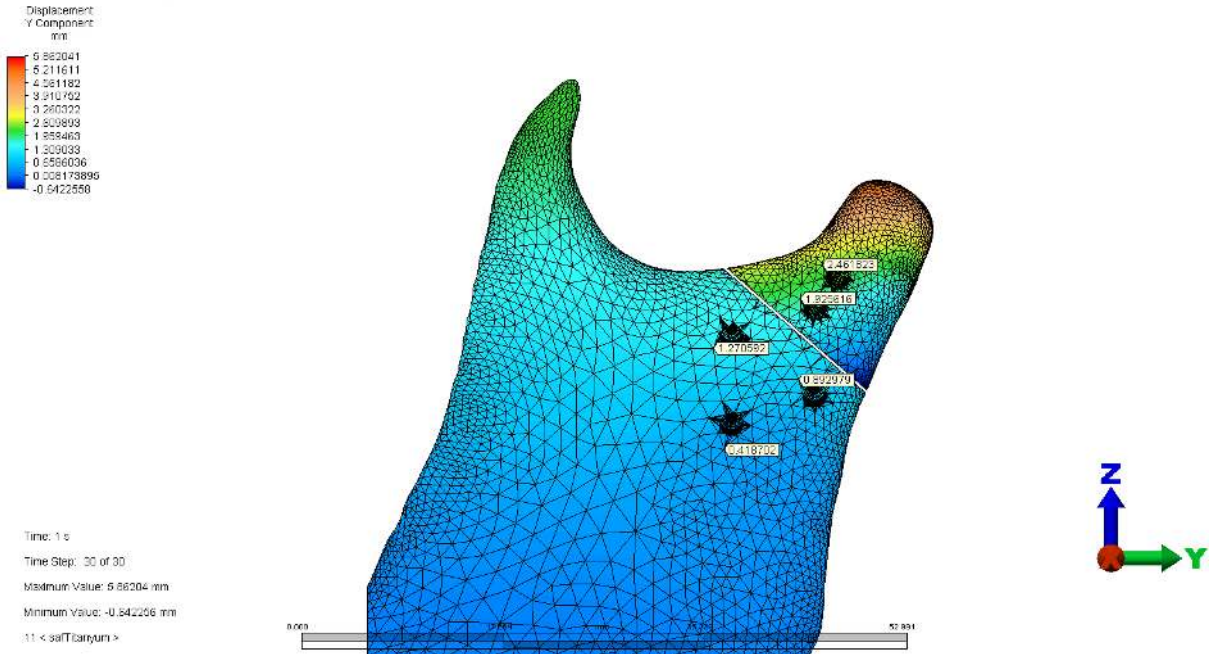
Yatay düzlemde belirlenen kuvvet altında en fazla yer değiştirme miktarı saf titanyumda 1. vidada 2.461823 mm değeri analiz edilmiştir. Aynı vidada PEEK plakta 2.398729 mm değerinde ölçülmüştür. Bu değer ikinci en fazla yatay yer değiştirme miktarıdır. En az yer değiştirme titanyum plakta 5. vidada; 0.418702 mm ile, onu takip eden titanyumda 3.vidada 0.892979 mm'dir. Bu değerler sırasıyla PEEK plakta 0.421831 mm 5.vida; 0.897430 mm 3.vidada ölçülmüştür (Tablo 4.5, Şekil 4.10, Şekil 4.11).

(mm)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	2.398729	2.461823
2.VİDA	1.888752	1.925616
3.VİDA	0.897430	0.892979
4.VİDA	1.270177	1.270592
5.VİDA	0.421831	0.418702

Tablo 4.5. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid plakta, yatay düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri



Şekil 4.10. Yüksek seviyeli kondil boynu kırıklarında romboid PEEK plaklarda, yatay düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri



Şekil 4.11. Yüksek seviyeli kondil boynu kırıklarında romboid saf titanyum plakta, yatay düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri

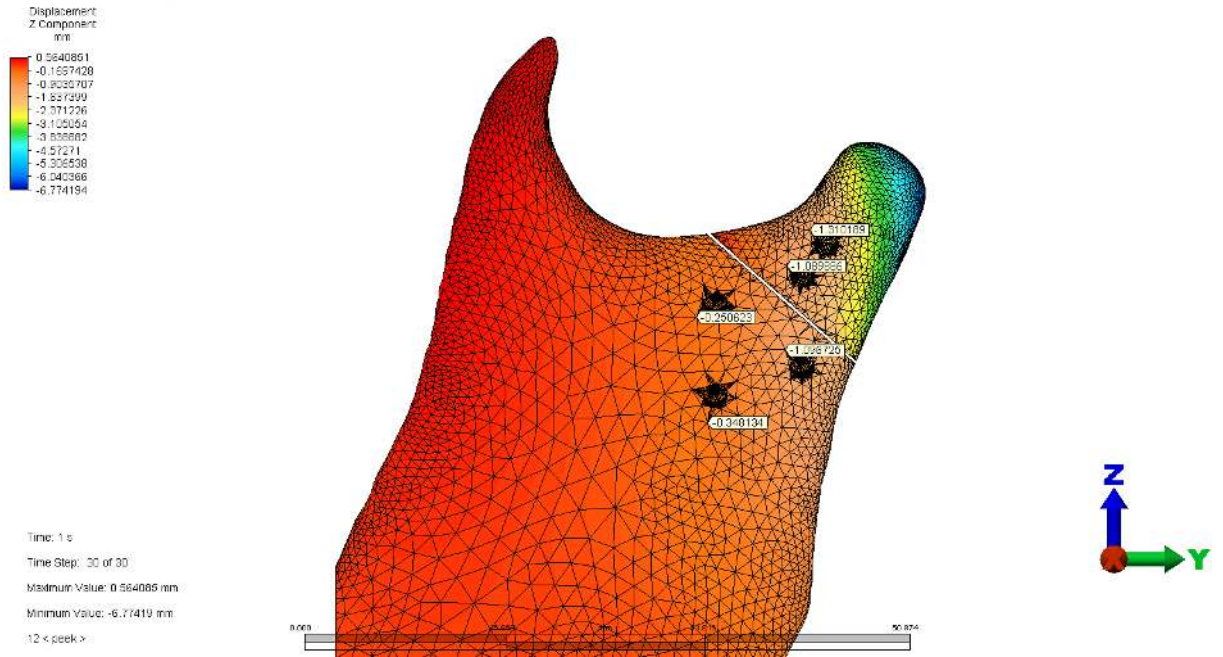
4.1.2.3. Vertikal düzlemde yer değiştirme

Vertikal düzlemde en fazla yer değiştirme, titanyum plakta 1. vidada meydana gelmiştir. Kondil başına en yakın vida olan 1. vidada bu değer -1.363569 mm olarak analiz

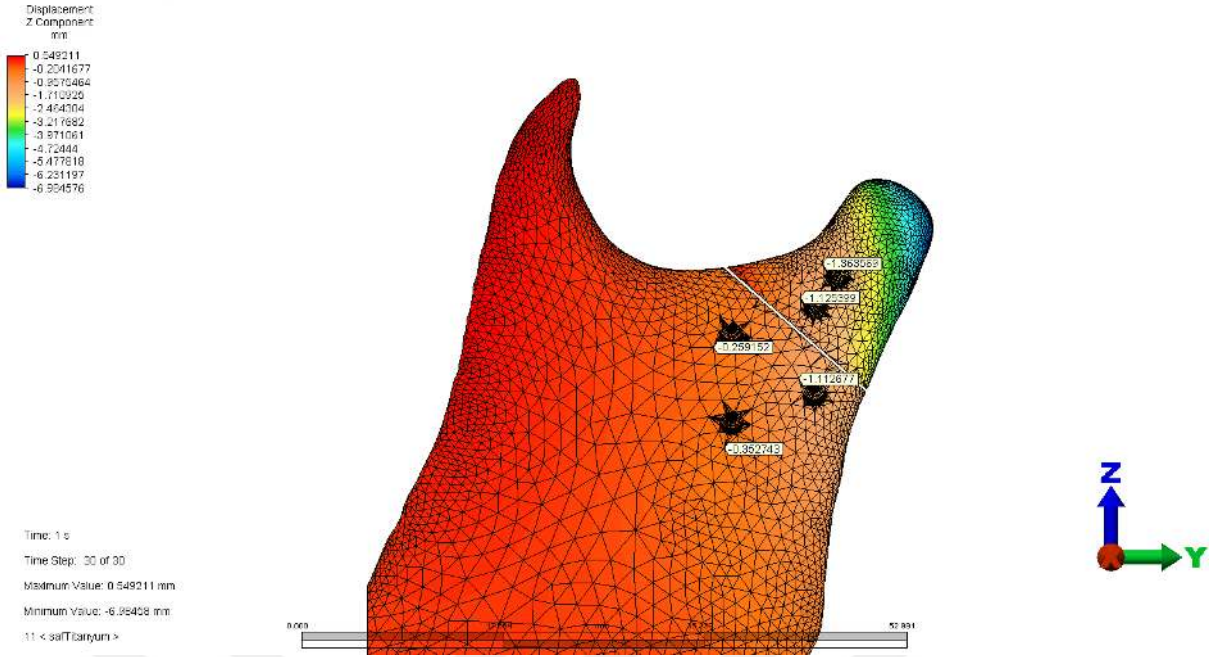
edilmiş, bu değerler peek plakta -1.310189 mm ölçülmüştür. 1. vidada ölçülen değerleri titanyum plakta 2. vida ve 3. vida izlemiştir. En düşük değer PEEK plakta 4. vidada -0.250623 mm'dir. 4. vida kırık hattına yakın olan vidadır (Tablo 4.6 Şekil 4.12, Şekil 4.13).

(mm)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	-1.310189	-1.363569
2.VİDA	-1.089886	-1.125399
3.VİDA	-1.096725	-1.112677
4.VİDA	-0.250623	-0.259152
5.VİDA	-0.348134	-0.352743

Tablo 4.6. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid plakta, vertikal düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri



Şekil 4.12. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid PEEK plakta, vertikal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri



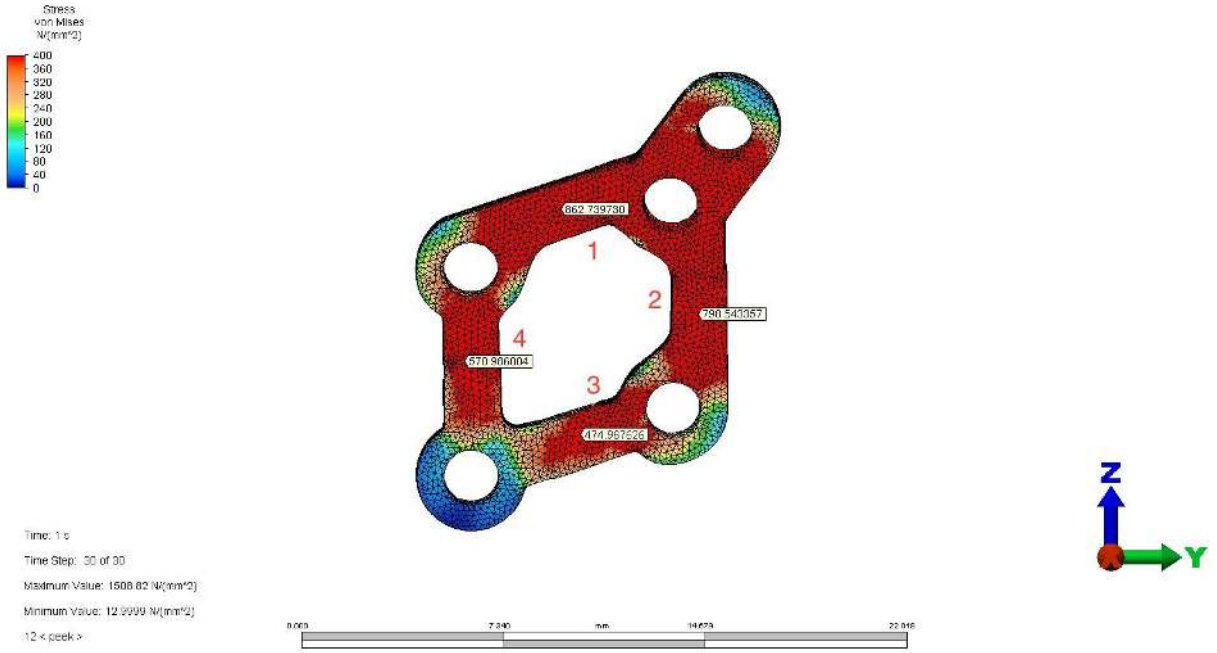
Şekil 4.13. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid saf titanyum plakta, vertikal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri

4.1.3. Von mises stres bulguları

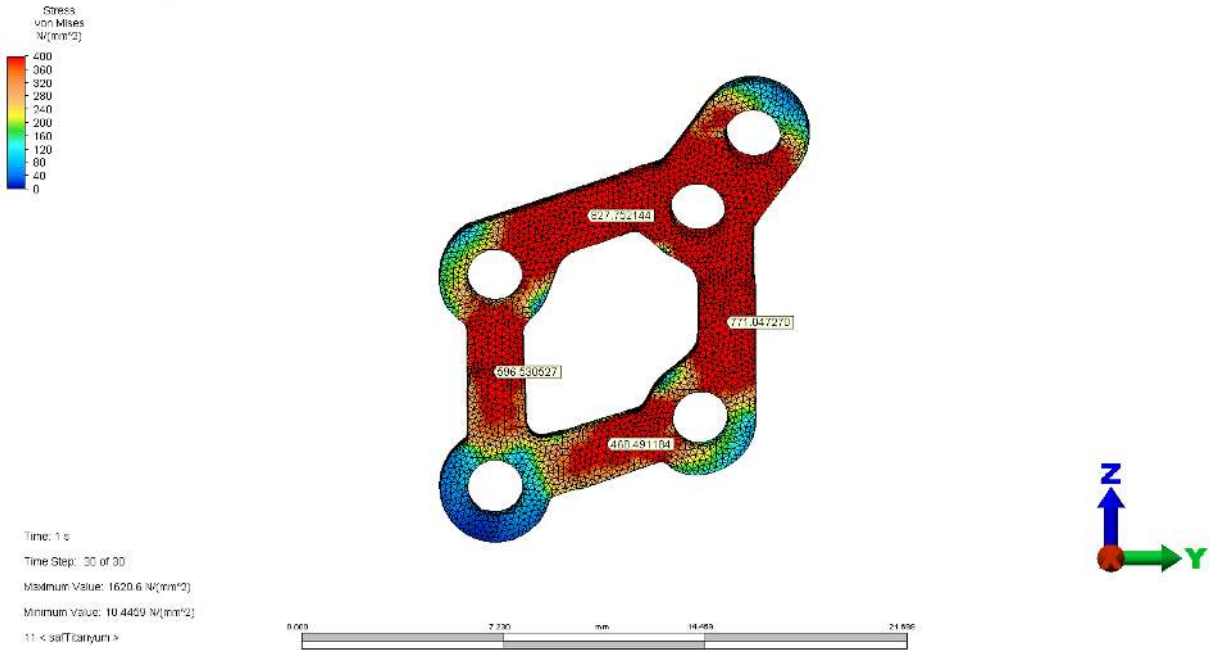
Plak üzerindeki en yüksek Von Mises değerleri 1 ile işaretlenmiş bölgede yani 2. ve 4. Vidalar arasında PEEK plakta $862.739730 \text{ N/mm}^2$; saf titanyumda $827.752144 \text{ N/mm}^2$ 'dir. Bu alan hem kırık hattına hem de sigmoid çentiğe en yakın bölgedir. Bu değerleri 2 ile gösterilen bölge 2 ve 3. vidaların arasındaki alan $798.543357 \text{ N/mm}^2$ PEEK plakta; $771.047270 \text{ N/mm}^2$ değeri ile saf titanyum plaktaki ölçümler takip etmektedir. En düşük von mises stres değeri titanyum plakta 3 nolu bölgede $468.491184 \text{ N/mm}^2$ olarak ölçülmüştür (Tablo 4.7, Şekil 4.14, Şekil 4.15).

(N/mm^2)	PEEK	SAF TİTANYUM
1 NOLU BÖLGE	862.739730	827.752144
2 NOLU BÖLGE	798.543357	771.047270
3 NOLU BÖLGE	474.967626	468.491184
4 NOLU BÖLGE	570.986004	596.530527

Tablo 4.7. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboid plak üzerinde meydana gelen von mises stres değerleri



Şekil 4.14. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında; romboïd PEEK plakta meydana gelen von mises stres değerleri, dağılımları ve stres bölgelerinin sayılar ile işaretlenmesi



Şekil 4.15. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında romboïd saf titanyum plakta meydana gelen von mises stres değerleri ve dağılımı

4.2. Düşük Seviyeli Kondil Boynu Kırığında Romboid Plak (2.Senaryo)



Şekil 4.1. Romboid plakta vidaların numaralandırılması

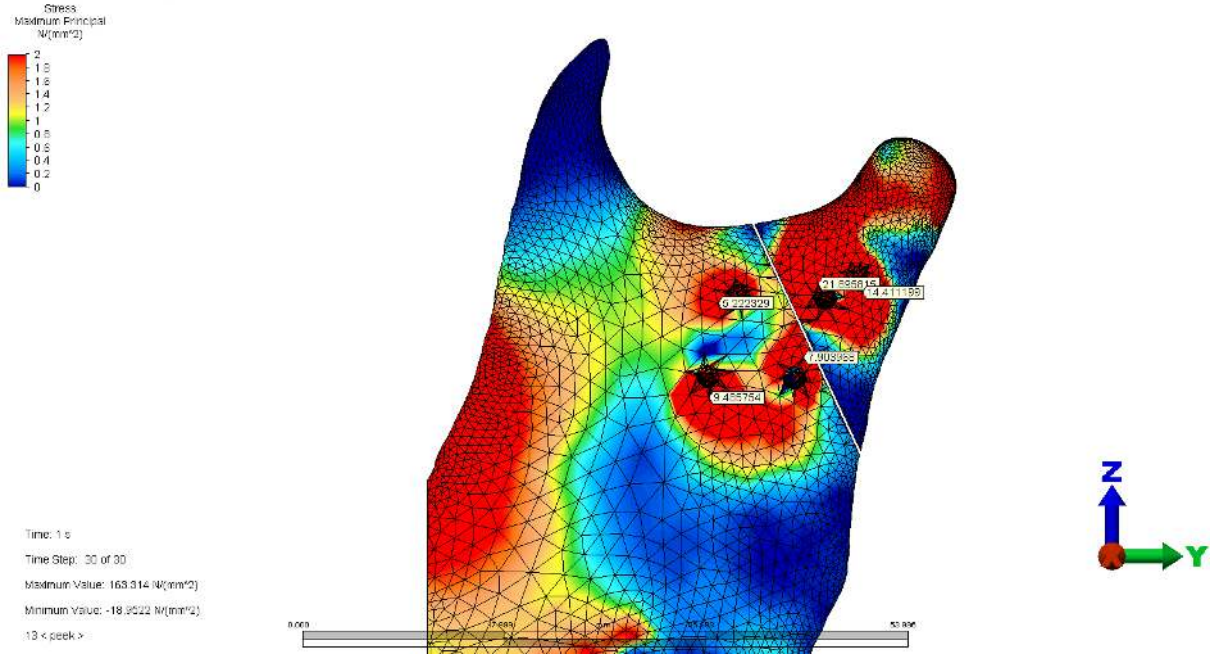
4.2.1. Maksimum ve minimum asal stres

4.2.1.1. Maksimum Asal Stres Bulguları

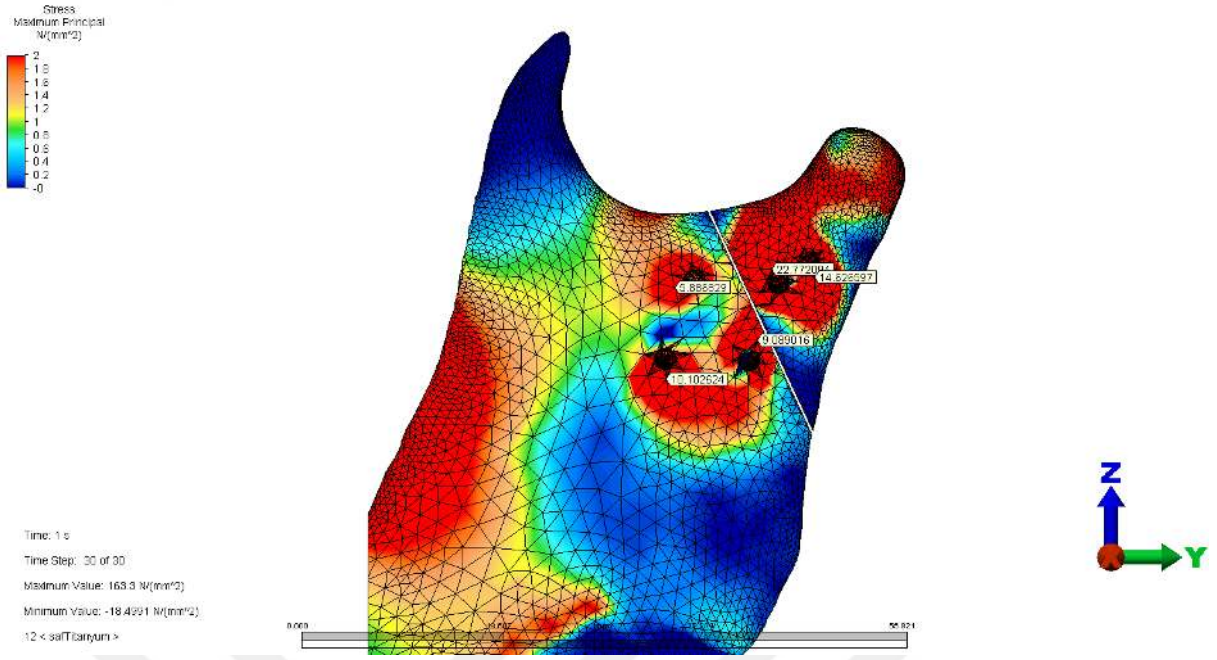
3 boyutlu oluşturulan düşük seviye kondil boynu kırığında, romboid plakta vida bölgelerinde meydana gelen en yüksek maksimum asal stres 22.772094 N/mm^2 değeri ile titanyum plakta 2. vidadadır. PEEK plakta, aynı numaralı vidada 21.895815 N/mm^2 değeri ölçülmüştür. 2. Vida, kırık hattı ve kuvvetin uygulandığı kondil başına yakındır. 1. vidada oluşan maksimum asal stres titanyum plakta 14.626597 N/mm^2 ; PEEK plakta 14.411199 N/mm^2 'dir. 1. vida, 2. vidadan sonra en yüksek maksimum asal stres değeri gösteren vidadır. Kırık hattının üstünde kalan 1. ve 2. vidalarda maksimum asal stres değeri kırık hattının altındaki vidalardakinden daha yüksektir. En düşük maksimum asal stres değeri, PEEK plakta 5.222329 N/mm^2 değeri ile 4. vidadadır (Tablo 4.8, Şekil 4.16, Şekil 4.17).

(N/mm ²)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	14.411199	14.626597
2.VİDA	21.895815	22.772094
3.VİDA	7.903968	9.089016
4.VİDA	5.222329	5.886829
5.VİDA	9.485754	10.102624

Tablo 4.8. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid plak kullanımında kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal stres değerleri



Şekil 4.16. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid PEEK plakta, kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri ve dağılımı



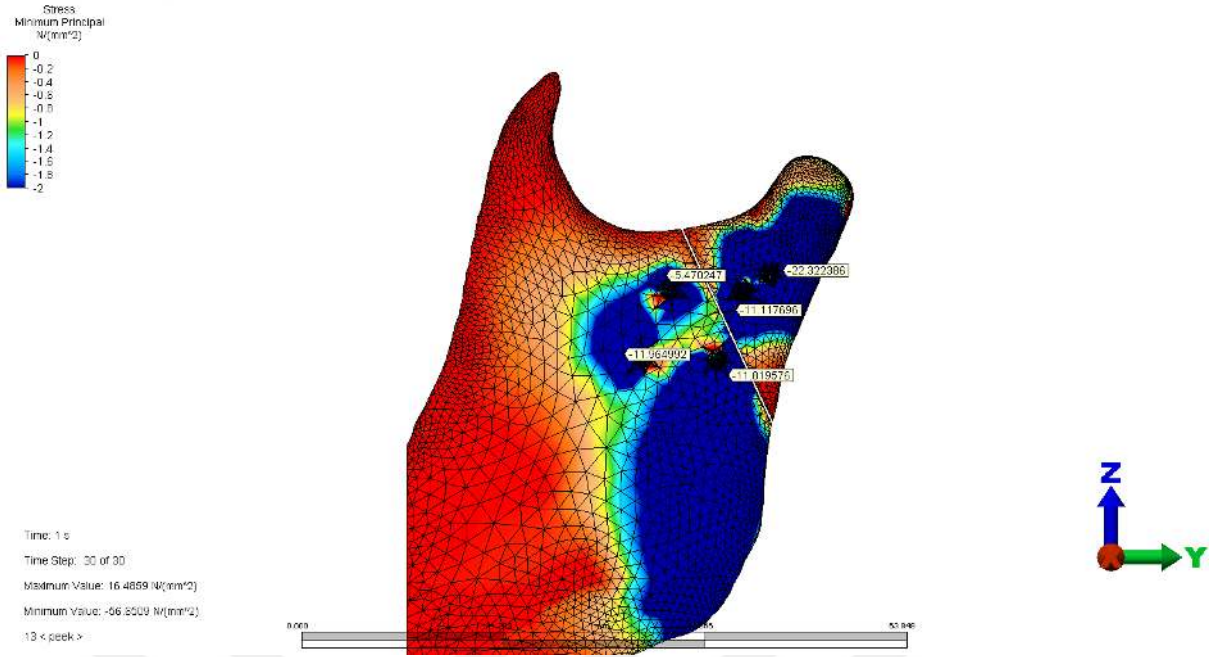
Şekil 4.17. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid saf titanyum plakta, kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri ve dağılımı

4.2.1.2. Minimum asal stres

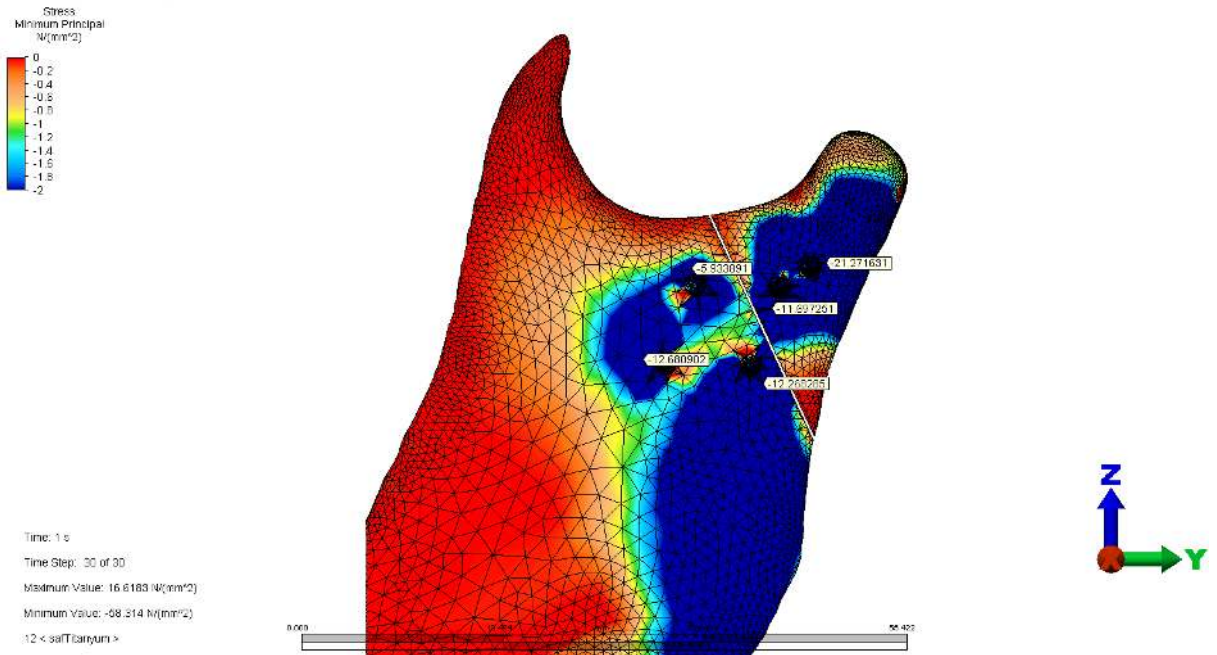
Kortikal kemikte; minimum asal stres değerleri analiz edildiğinde en yüksek sonuçlar PEEK plakta 1. vidada $-22.322386 \text{ N/mm}^2$, titanyum plakta $-21.271631 \text{ N/mm}^2$ 'dir. Bu değerleri titanyum plakta 5. Vida ($-12.680902 \text{ N/mm}^2$), PEEK plakta da 5. Vida ($-11.964992 \text{ N/mm}^2$) değerleri takip etmiştir. En düşük minimum asal stres analizleri her iki materyal için de 4. vidada ölçülmüştür. PEEK plakta, 4. vidadaki minimum asal stres -5.470247 N/mm^2 ; titanyum plakta -5.933891 N/mm^2 olarak ölçülmüştür (Tablo 4.9, Şekil 4.18, Şekil 4.19).

(N/mm^2)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	-22.322386	-21.271631
2.VİDA	-11.117696	-11.697251
3.VİDA	-11.819576	-12.268285
4.VİDA	-5.470247	-5.933891
5.VİDA	-11.964992	-12.680902

Tablo 4.9. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid plak kullanımında kortikal kemikte meydana gelen minimum asal stres değerleri



Şekil 4.18. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboïd PEEK plakta, kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ve dağılımı



Şekil 4.19. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboïd saf titanyum plakta, kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ve dağılımı

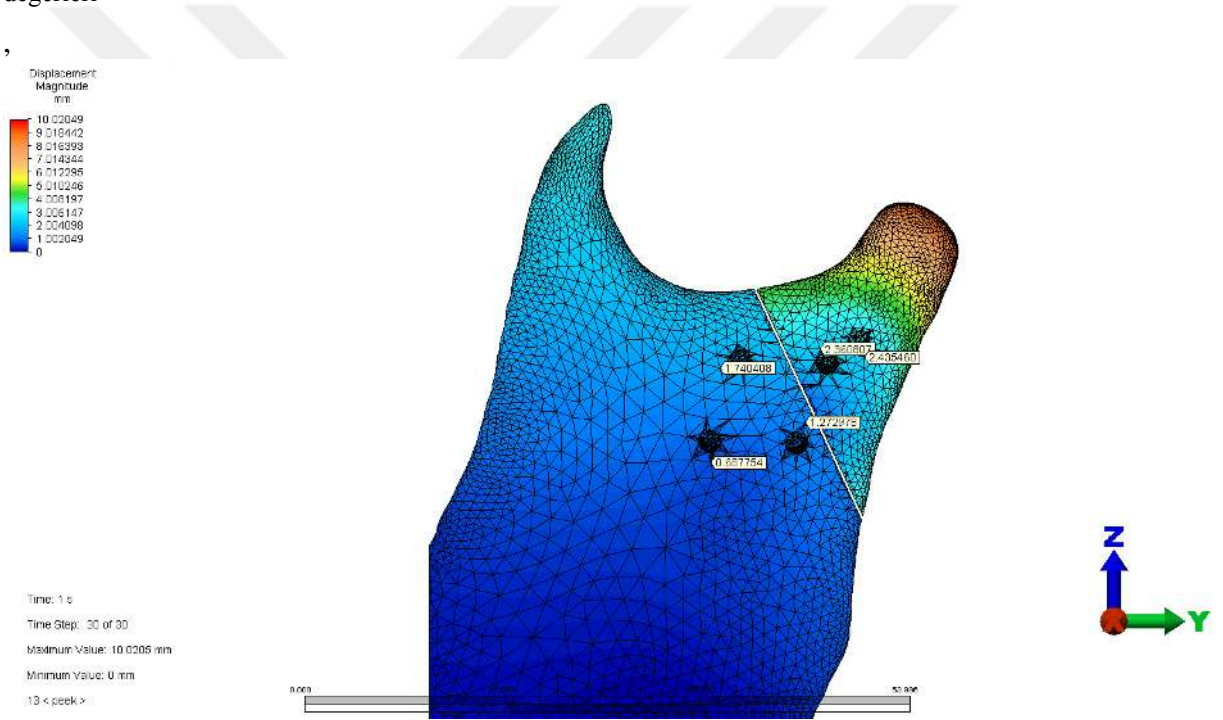
4.2.2. Yer değıştirme

Düşük seviyeli kondil boynu kırıklarında; romboïd plak kullanımıyla en fazla yer değıştirme titanyum materyalinde 2.503991 mm değeri ile 1.vidada, bu değeri PEEK'da

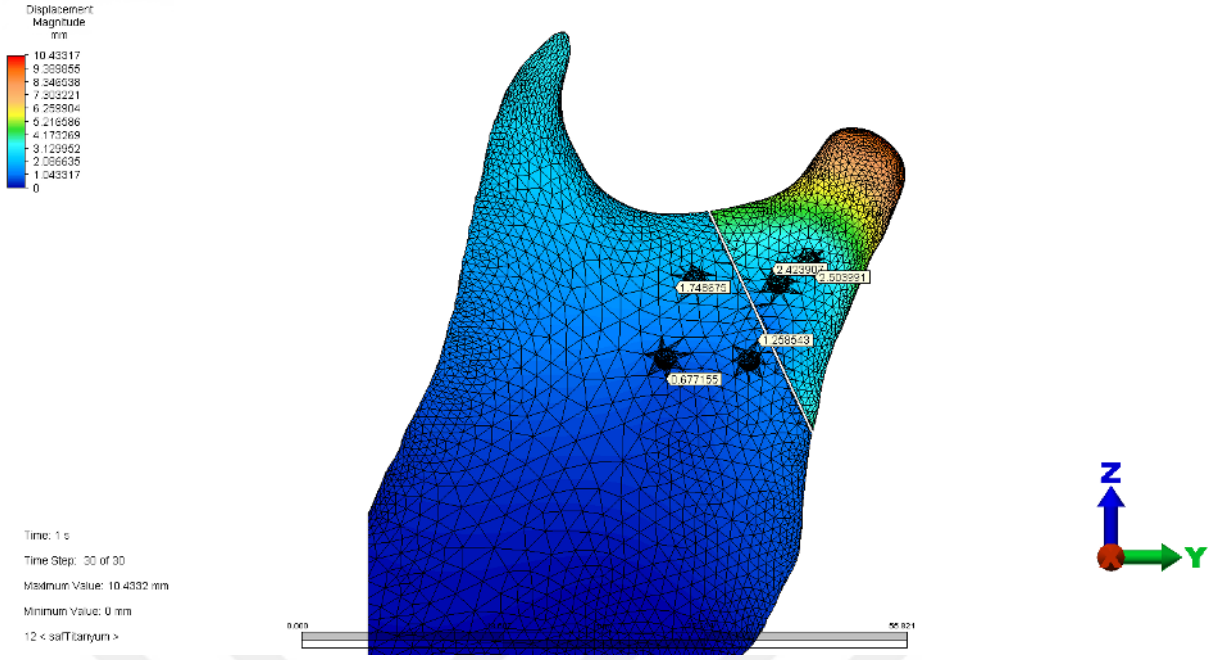
1.vida takip etmiştir. Bu vidalar kondil başına yani kuvveti uygulandığı bölgeye en yakın vidalardır. İkinci en fazla yer değiştirme, her iki materyal için 2. vidalardadır. En az yer değiştirme, 5. Vidada titanyum plakta gerçekleşmiştir. Bu değerler; titanyum plakta 0.677155 mm, PEEK plakta 0.687754 mm'dir (Tablo 4.10, Şekil 4.20, Şekil 4.21).

(mm)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	2.435460	2.503991
2.VİDA	2.360807	2.423907
3.VİDA	1.272978	1.258543
4.VİDA	1.740408	1.748675
5.VİDA	0.687754	0.677155

Tablo 4.10. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid plakta, vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri



Şekil 4.20. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid PEEK plakta vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri



Şekil 4.21. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid saf titanyum plakta vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri

4.2.2.1. Sagittal düzlemde yer değiştirme

2. vidalar her iki materyal için de en yüksek değerleri göstermektedir. PEEK plakta -1.258210 mm, titanyum plakta -1.273673 mm sonuçları ölçülmüştür. 4. vidalar; 2. vidalardan sonra en yüksek değerlerin analiz edildiği vidalardır. En düşük değerler ise 3. vidalarda her iki materyal için sonuçlara eklenmiştir. 3. Vidada; PEEK plakta -0.554181mm, titanyum plakta -0.510136 mm değeri ölçülmüştür (Tablo 4.11, Şekil 4.22, Şekil 4.23).

(mm)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	-0.824942	-0.759618
2.VİDA	-1.258210	-1.273673
3.VİDA	-0.554181	-0.510136
4.VİDA	-1.203252	-1.205335
5.VİDA	-0.566241	-0.560079

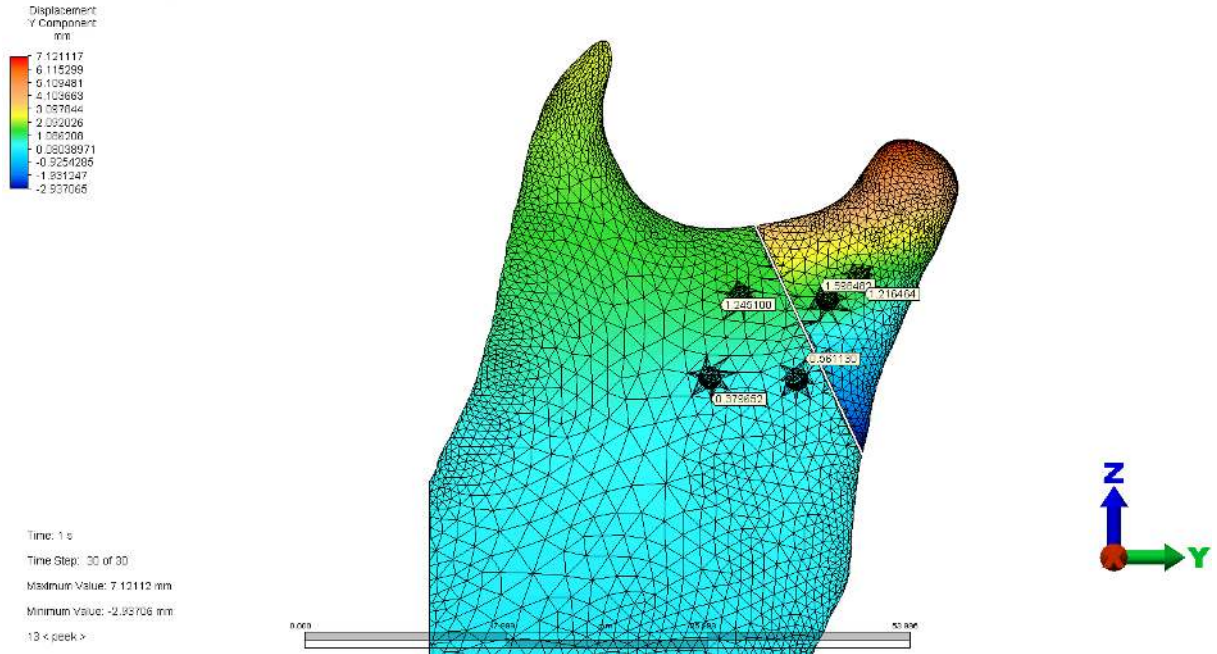
Tablo 4.11. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid plakta, sagittal düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri

4.2.2.2. Yatay düzlemde yer değiştirme

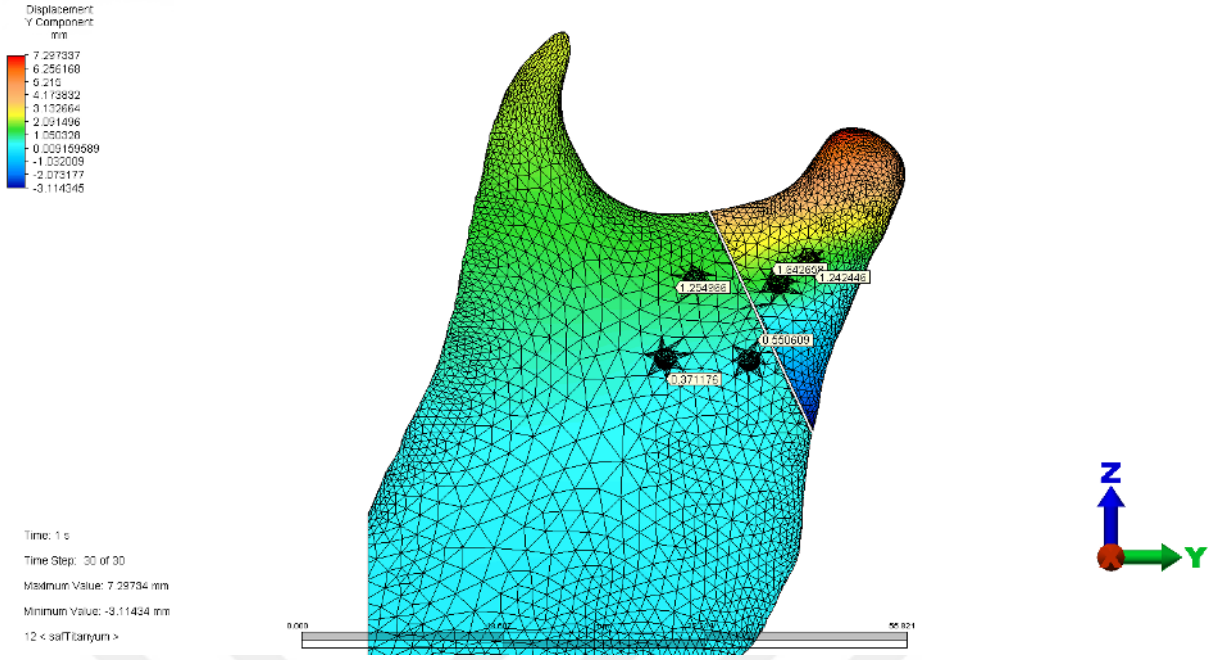
Yatay düzlemde yer değiştirme, en fazla titanyum romboid plağın 2. vidasında gerçekleşmiştir. Bu değer 1.642658 mm'dir. Bu değeri PEEK materyalinde 2. Vida, 1.598482 mm değeri ile takip etmiştir. Bu vidalar, kırık hattına ve kondil başına en yakın vidalardır. En az yer değiştirme miktarı her iki materyal için de 5. vidalarda gerçekleşmiştir. PEEK plakta bu değer 0.379652 mm; titanyumda ise 0.371176 mm olarak ölçülmüştür (Tablo 4.12, Şekil 4.24, Şekil 4.25).

(mm)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	1.216464	1.242446
2.VİDA	1.598482	1.642658
3.VİDA	0.561130	0.550609
4.VİDA	1.245100	1.254966
5.VİDA	0.379652	0.371176

Tablo 4.12. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid plakta, yatay düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri



Şekil 4.24. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid PEEK plakta, yatay düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri



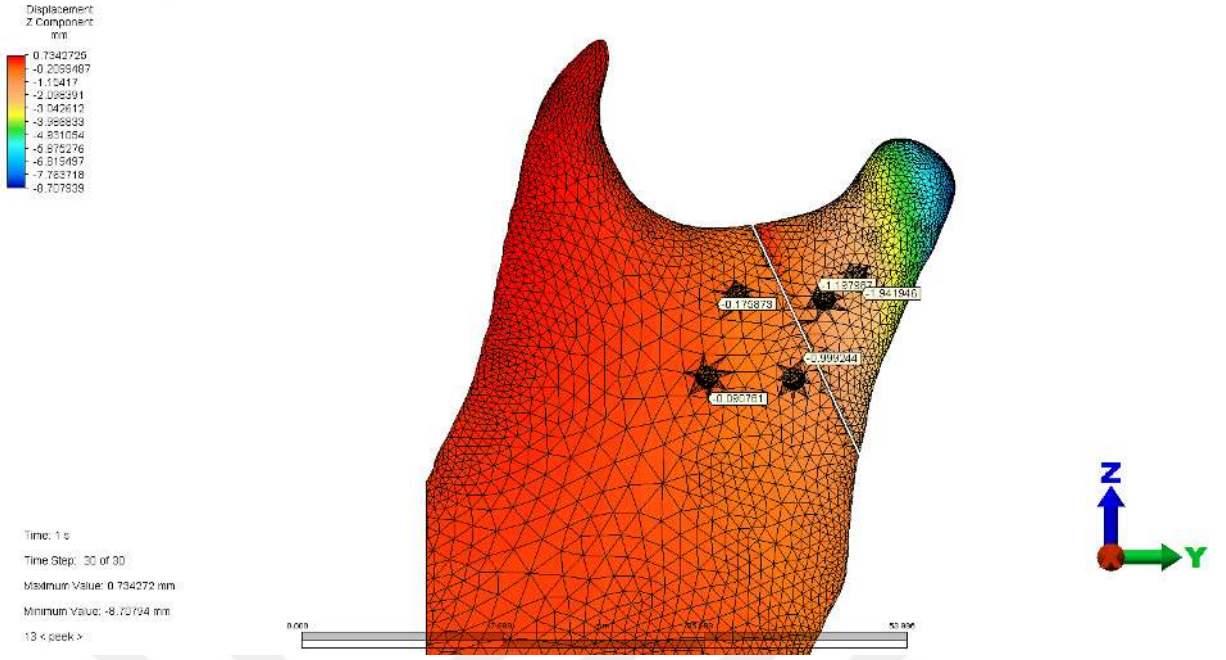
Şekil 4.25. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid saf titanyum plakta, yatay düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri

4.2.2.3. Vertikal düzlemde yer değiştirme

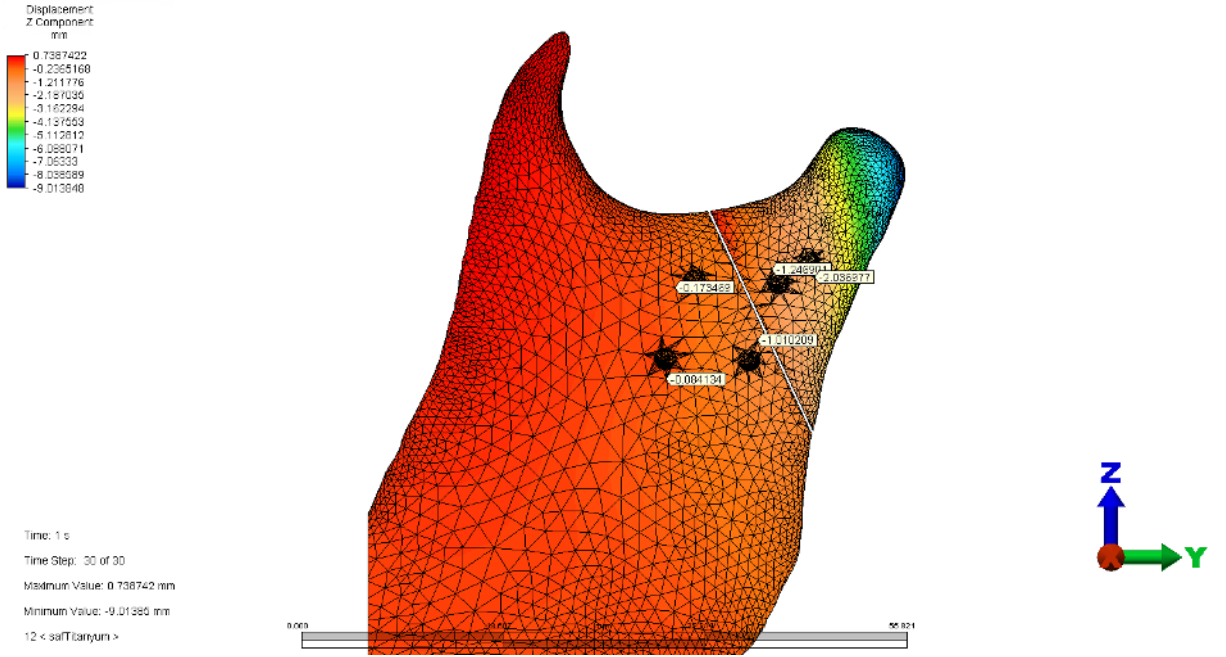
En yüksek değer, titanyum plakta -2.036977 mm ile 1. vidadadır. Bu değeri PEEK plakta 1. vidada -1.941946 mm takip etmektedir. 2. Vidalardaki ölçümler her iki materyal için de 1. vidalardan sonraki en yüksek sonuçlardır. Bu değerler PEEK plakta -1.197987 mm; titanyum plakta -1.246901 mm'dir. En düşük analiz sonuçları 5. vidada titanyum plakta ölçülmüştür. Bu değer -0.084134 mm'dir (Tablo 4.13, Şekil 4.26, Şekil 4.27).

(mm)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	-1.941946	-2.036977
2.VİDA	-1.197987	-1.246901
3.VİDA	-0.999244	-1.010209
4.VİDA	-0.175873	-0.173469
5.VİDA	-0.090781	-0.084134

Tablo 4.13. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid plakta, vertikal düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri



Şekil 4.26. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid PEEK plakta, vertikal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri



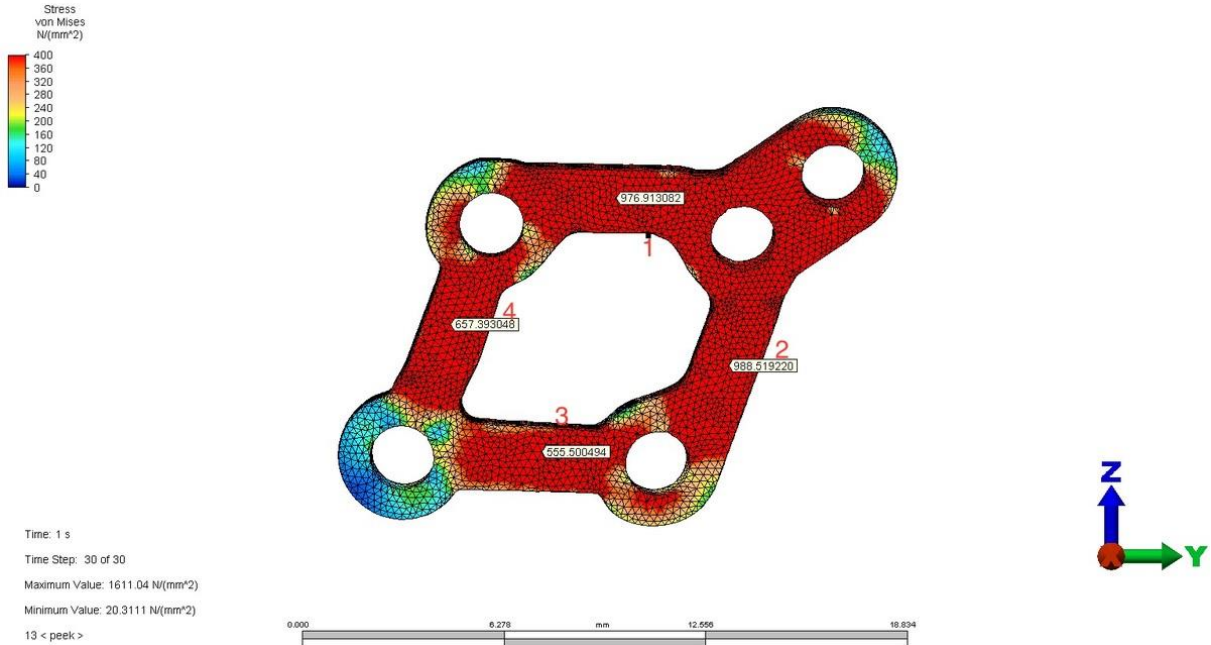
Şekil 4.27. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid saf titanyum plakta, vertikal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri

4.2.3. Von mises stres

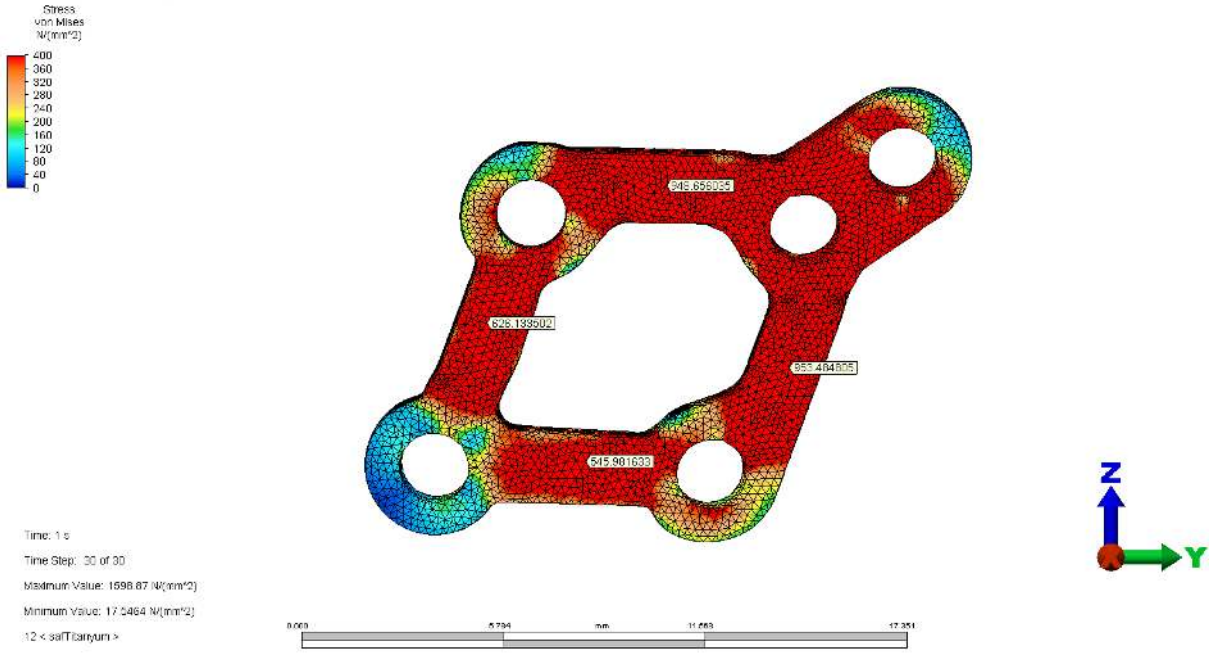
Plak üzerinde en yüksek von mises stres, 2 ile numaralandırılmış bölgede 988.519220 N/mm² değeri ile PEEK materyalinde meydana gelmiştir. Bu değeri titanyum plakta 2 nolu bölge, 953.484805 N/mm² değeri ile takip etmiştir. Bu bölge; 2 ve 3. vidanın arasında kalan, kırık hattına en yakın bölgelerden biridir. 1 nolu bölge, ikinci en fazla von mises stresi barındıran bölgedir. Peek materyalindeki değeri; 976.913082 N/mm², titanyumda ise 948.656035 N/mm²'dir. 1 nolu bölge, kırık hattına yakın olması yanı sıra sigmoid çentiğe de yakındır. En az von mises stres; saf titanyumda, 3 nolu bölgede 545.981633 N/mm² değeridir. PEEK plakta da bu değer 555.500494 N/mm² olup saf titanyumdan daha yüksek çıkmıştır (Tablo 4.14, Şekil 4.28, Şekil 4.29).

(N/mm ²)	PEEK	SAF TİTANYUM
1 NOLU BÖLGE	976.913082	948.656035
2 NOLU BÖLGE	988.519220	953.484805
3 NOLU BÖLGE	555.500494	545.981633
4 NOLU BÖLGE	657.393048	626.133502

Tablo 4.14. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında romboid plak üzerinde meydana gelen von mises stres değerleri



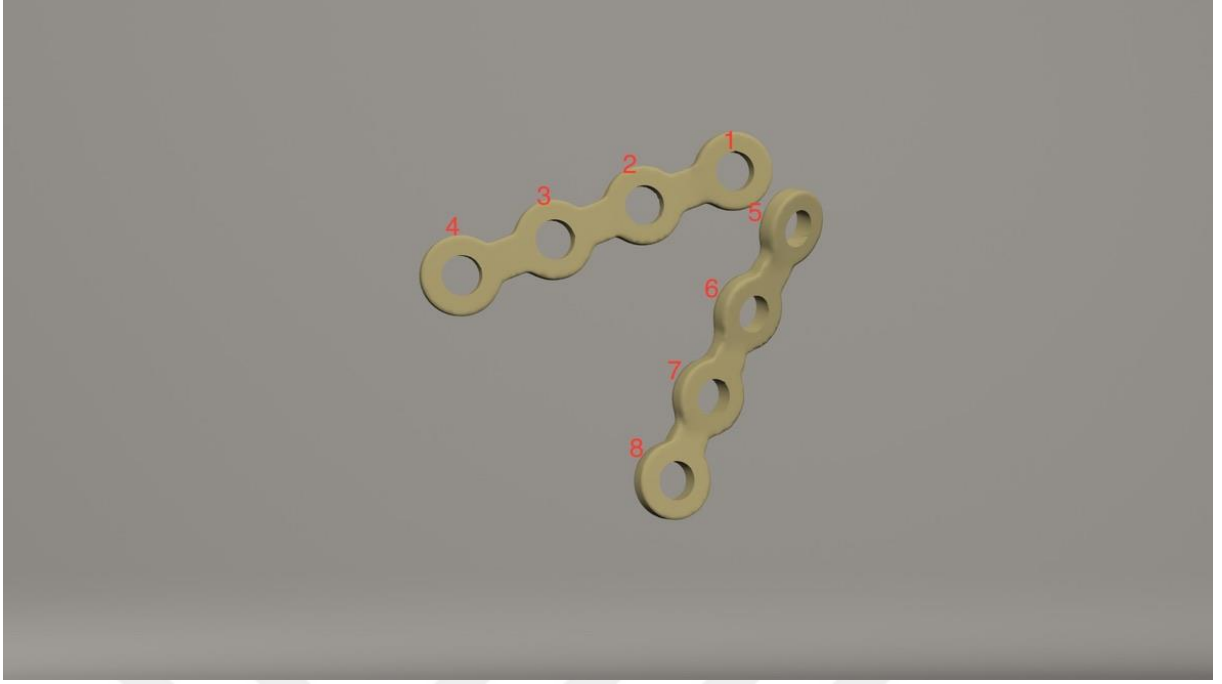
Şekil 4.28. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında; romboid PEEK plakta meydana gelen von mises stres değerleri, dağılımları ve bölgelerin sayılar ile işaretlenmesi



Şekil 4.29. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında; romboid saf titanyum plakta meydana gelen von mises stres değerleri ve dağılımı

4.3. Yüksek Seviyeli Kondil Boynu Kırıklarında 2 Mini Plak (3. Senaryo)

3. senaryoda, yüksek seviyeli kondil boynu kırıklarında 2 mini plak kullanıldığında; maksimum ve minimum asal stres değerleri, yer değiştirme miktarları, plaklar üzerindeki von mises stres değerleri analiz edilmiştir. PEEK ve saf titanyum materyalleri arasında karşılaştırma yapılabilmesi için tablolar düzenlenmiştir. Görseldeki gibi vidalara numaralar verilmiştir. tablolara bu numaralar ile elde edilen değerler aktarılmıştır (Şekil 4.30).



Şekil 4.30. 2 mini plakta vidalara verilen numaralar

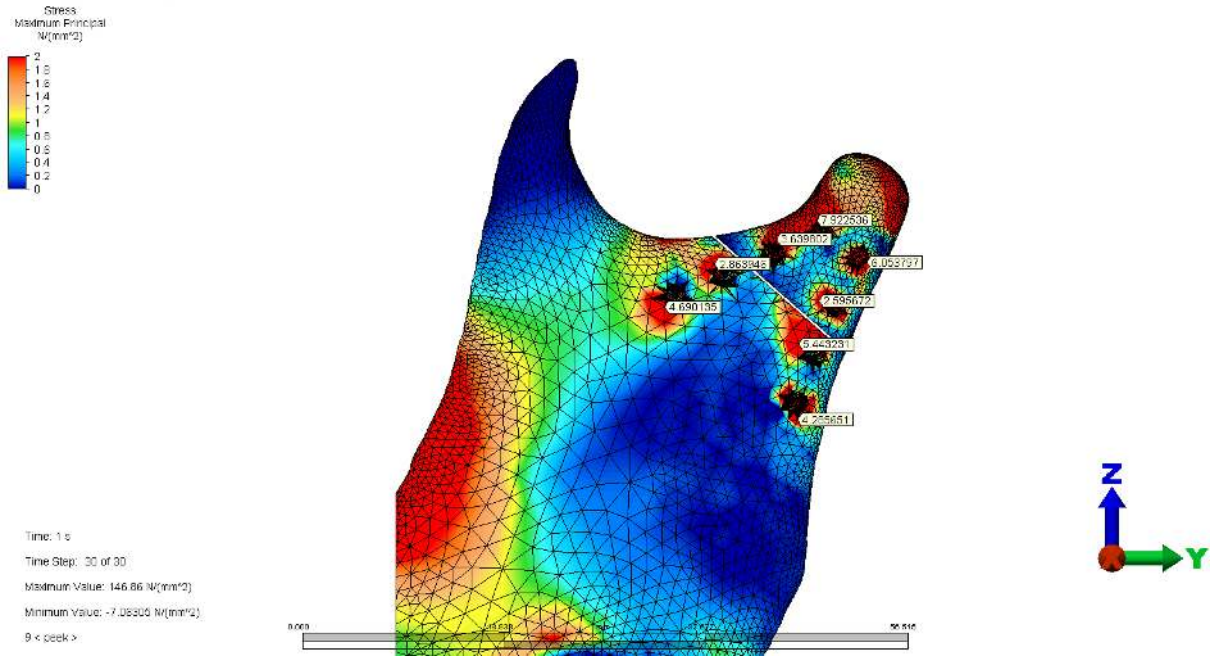
4.3.1. Maksimum ve minimum asal stres

4.3.1.1. Maksimum asal stres

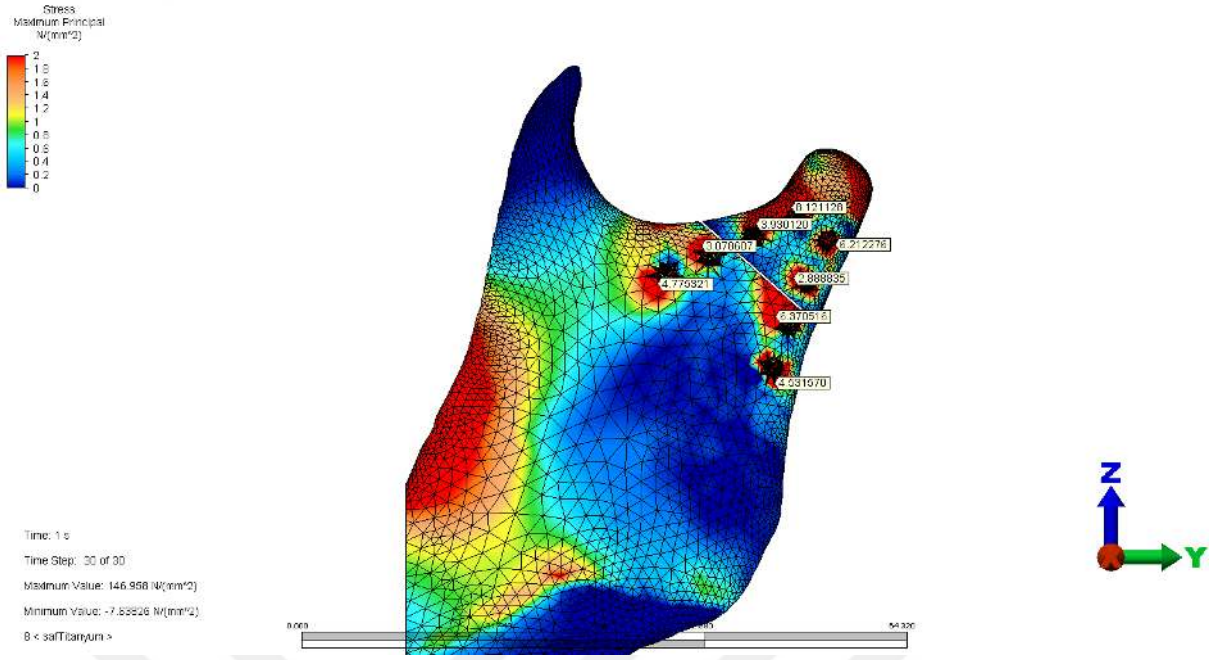
Kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres, en fazla 1. vidada titanyum materyalinde meydana gelmiştir. Bu değer 8.121128 N/mm^2 'dir. Bu değeri PEEK plaklarda 1. vidada 7.922536 N/mm^2 değeri takip etmiştir. Bu vidalar, üstteki plağın kondil başına yani kuvvetin uygulandığı bölgeye en yakın vidalardır. 2. en yüksek asal stres her iki materyalde de 5. vidalarda meydana gelmiştir. 5. ve 1. vidalar, her iki plakta kondil başına en yakın vidalardır. En düşük maksimum asal stres 6. vidalardadır. Materyal açısından analiz edildiği zaman, PEEK plaktaki 6 nolu vidanın değeri titanyum plaklardakinden düşüktür. Bu değer; 2.595672 N/mm^2 'dir. 6 nolu vida altta konumlanan plakta ve kırık hattına yakındır (Tablo 4.15, Şekil 4.31, Şekil 4.32).

(N/mm ²)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	7.922536	8.121128
2.VİDA	3.639802	3.930120
3.VİDA	2.863946	3.078607
4.VİDA	4.690135	4.775321
5.VİDA	6.053797	6.212276
6.VİDA	2.595672	2.888835
7.VİDA	5.443231	6.370516
8.VİDA	4.285651	4.531570

Tablo 4.15. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plak kullanımında kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal stres değerleri



Şekil 4.31. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta, kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri ve dağılımı



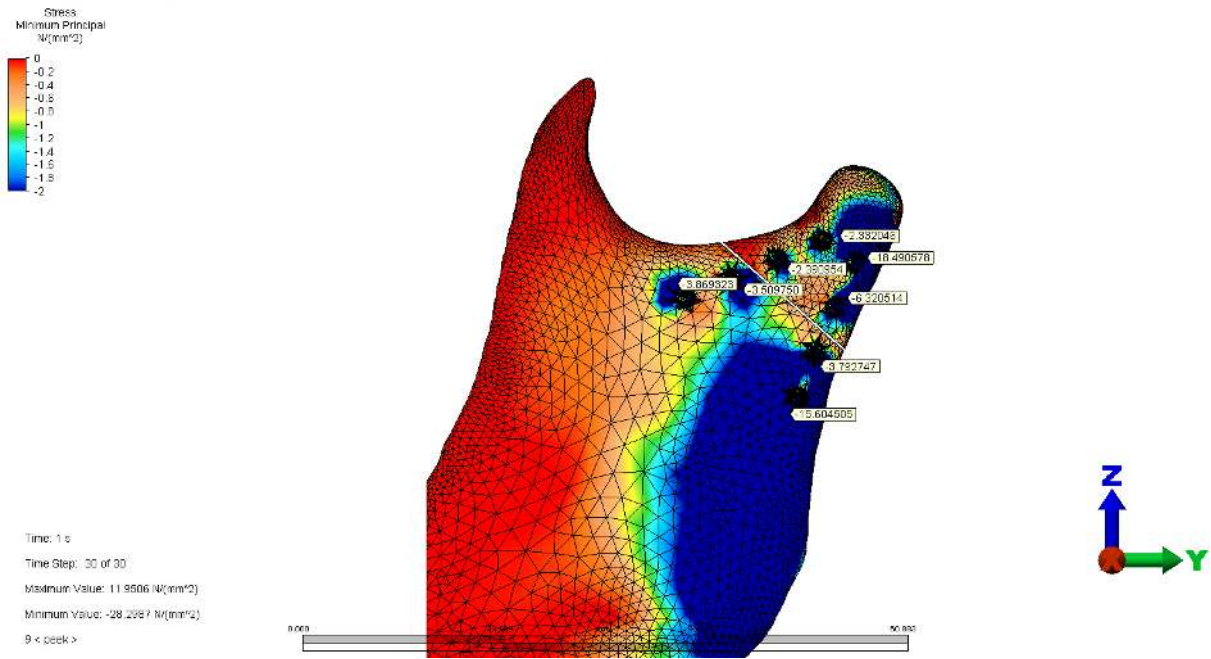
Şekil 4.32. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta, kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri ve dağılımı

4.3.1.2. Minimum asal stres

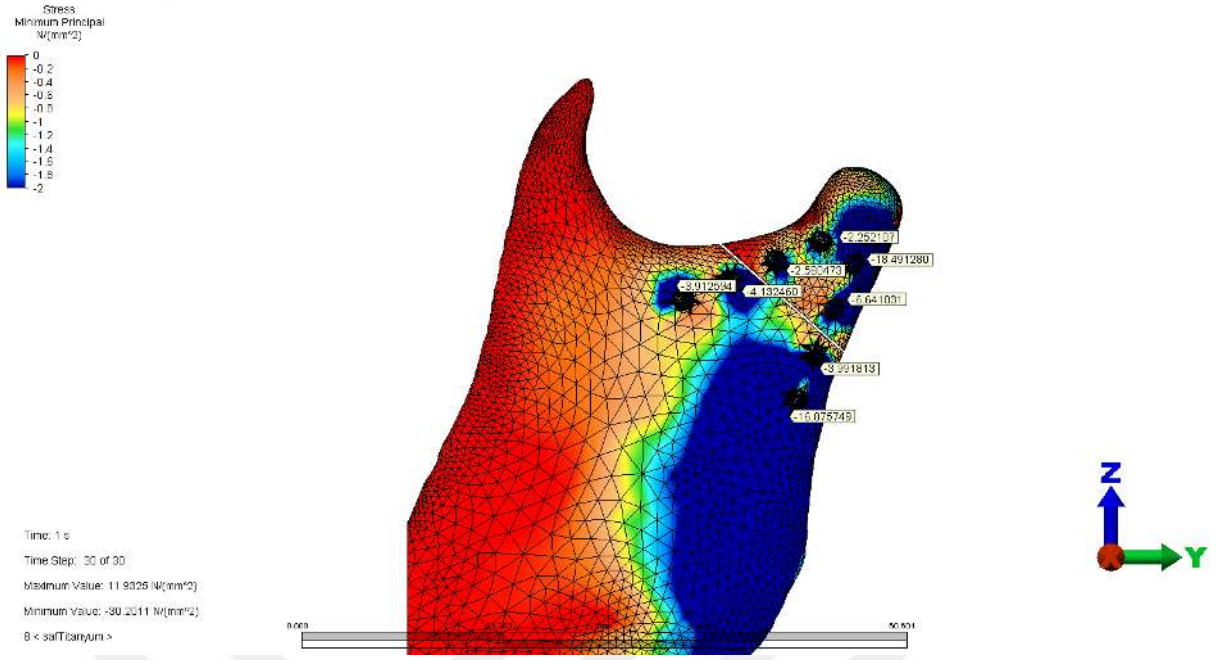
Kortikal kemikte analiz edilen en yüksek minimum asal stres değerleri, her iki materyal için 5.vidada ölçülmüştür. Bu değerler; PEEK plaklarda $-18.490578 \text{ N/mm}^2$, titanyum plaklarda 18.491280 N/mm^2 'dir. 5. vida kondil başına yakın olan vidalardan biridir. 5. vidadaki değerleri titanyum plaklarda ve PEEK plaklardaki 8. vida takip etmektedir. Sigmoid çentiğe yakın yerleşimli olan plaktaki minimum asal stres değerleri, mandibula arka kenarında konumlanmış diğer plaktaki değerlerden daha düşük çıkmıştır. 1. ve 5. vidaların her ikisi de kondil başına yakındır ancak 5. vida en yüksek değere sahipken, 1. vida en düşük minimum asal stres analizlerine sahiptir. Bu değerler PEEK plaklarda -2.332046 N/mm^2 , titanyum plaklarda 2.252107 N/mm^2 ölçülmüştür (Tablo 4.16, Şekil 4.33, Şekil 4.34).

(N/mm ²)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	-2.332046	-2.252107
2.VİDA	-2.390954	-2.580473
3.VİDA	-3.509750	-4.132460
4.VİDA	-3.869323	-3.912594
5.VİDA	-18.490578	-18.491280
6.VİDA	-6.320514	-6.641031
7.VİDA	-3.792747	-3.991803
8.VİDA	-15.604505	-16.875749

Tablo 4.16. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plak kullanımında kortikal kemikte meydana gelen minimum asal stres değerleri



Şekil 4.33. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta, kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ve dağılımı



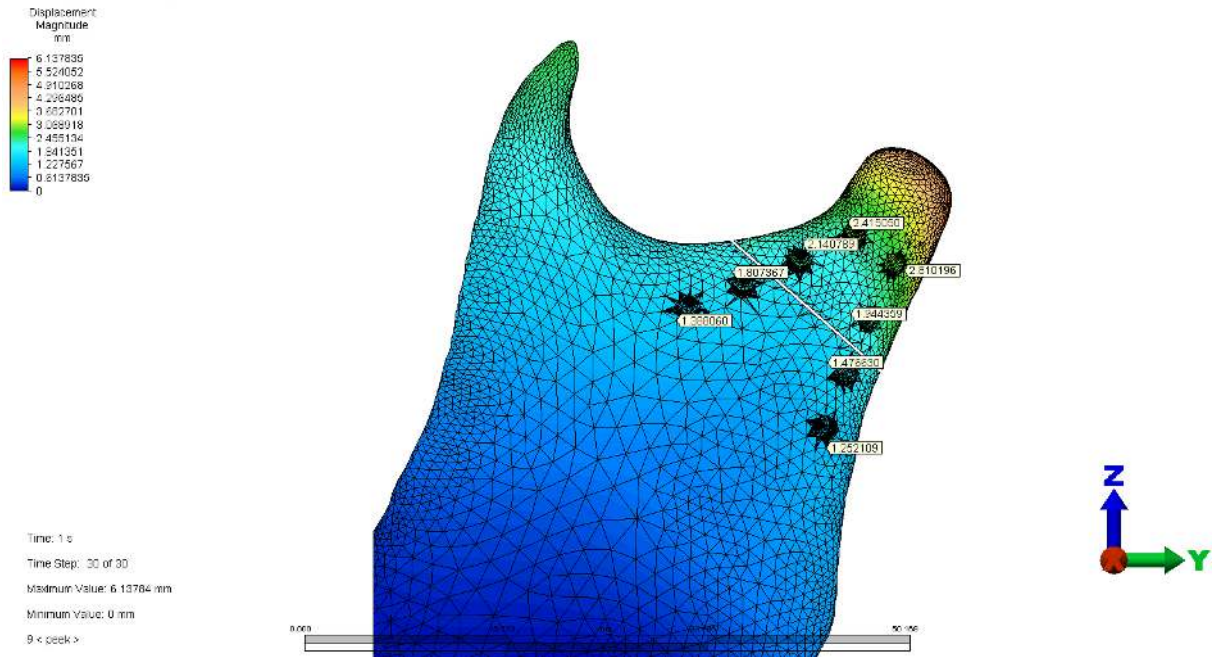
Şekil 4.34. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta, kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ve dağılımı

4.3.2. Yer değiştirme

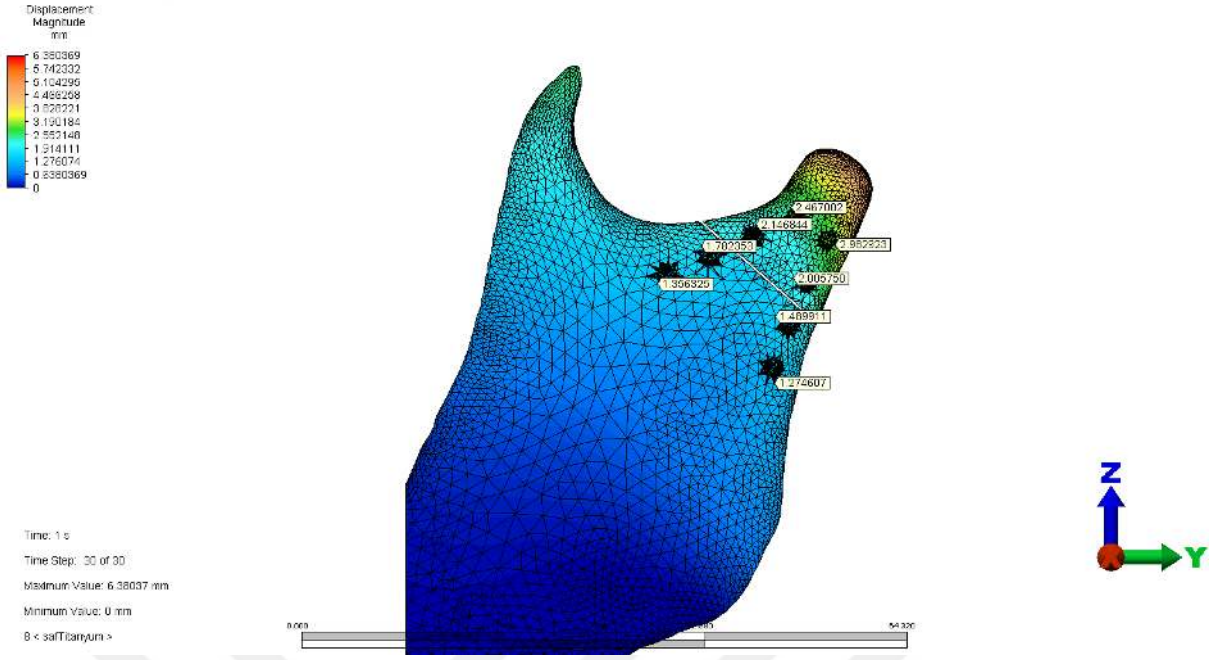
Yer değiştirme miktarları analiz edildiğinde en fazla yer değiştirme 2.982923 mm değeri ile titanyum plaklarda 5. vidada meydana gelmiştir. PEEK plaklarda 5. vidadaki yer değiştirme miktarının değeri 2.810196 mm'dir. 5. Vidayı 1. vida takip etmiştir. Titanyumda 2.467002 mm; PEEK plakta ise 2.2415050 mm değerleri analiz edilmiştir. 1. ve 5. Vidalar, iki plakta da kondil başına yakın olan vidalardır. Kondil başından uzaklaştıkça vidalardaki yer değiştirme miktarı azalmış, en düşük yer değiştirme 8. vidalarda; PEEK plaklarda 1.252109 mm, titanyum plaklarda 1.274607 mm değerleri analiz edilmiştir. Sigmoid çentiğe yakın konumlandırılan üstteki plakta 8. vidaya karşılık gelen 4. vidadaki yer değiştirme miktarı, 8. vidadan sonra en az yer değiştirme meydana gelen vidalardır. Bu değerler; PEEK plaklarda 1.388060 mm, titanyum plaklarda 1.356325 mm'dir (Tablo 4.17, Şekil 4.35, Şekil 4.36).

(mm)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	2.415050	2.467002
2.VİDA	2.140789	2.146844
3.VİDA	1.807367	1.782353
4.VİDA	1.388060	1.356325
5.VİDA	2.810196	2.982923
6.VİDA	1.944359	2.005750
7.VİDA	1.476630	1.489911
8.VİDA	1.252109	1.274607

Tablo 4.17. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plakta, vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri



Şekil 4.35. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri



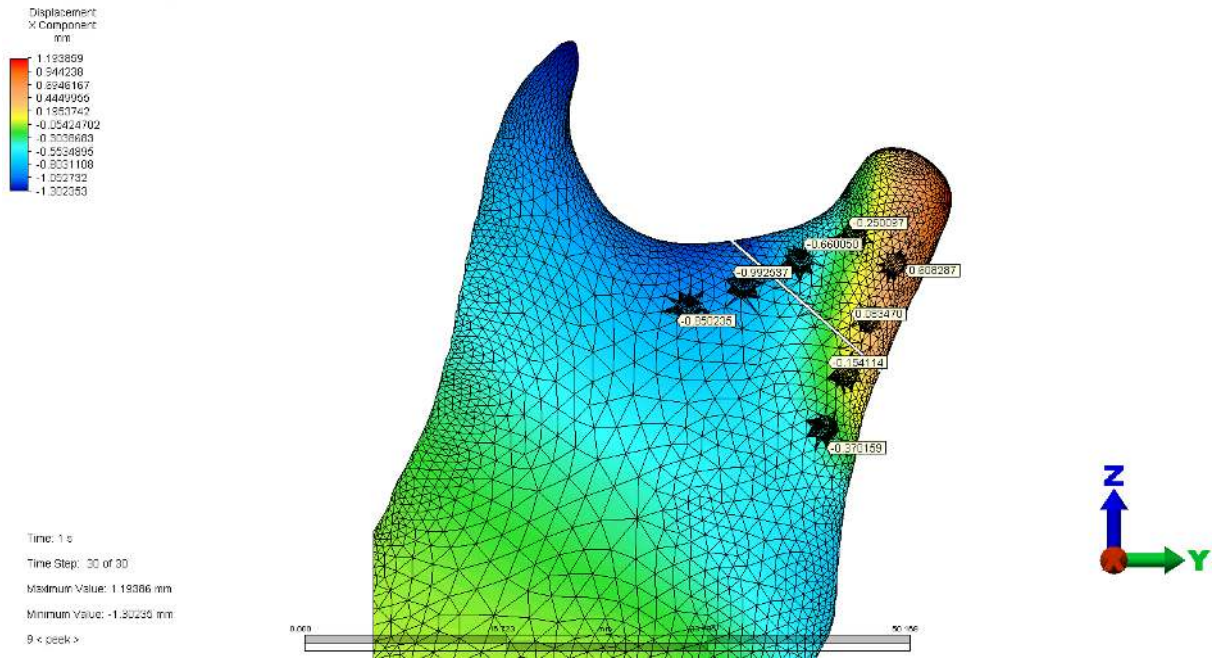
Şekil 4.36. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta, vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri

4.3.2.1. Sagittal düzlemde yer değiştirme

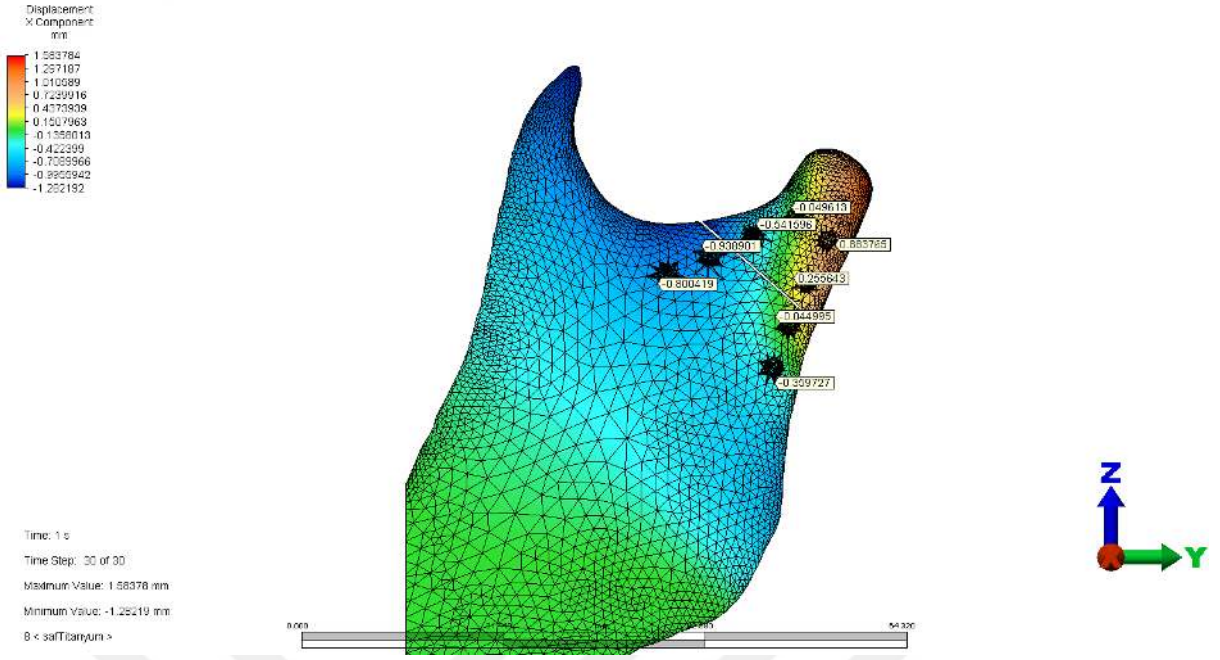
Sagittal düzlemde en fazla yer değiştirme miktarı PEEK plaklarda 3. vidada gerçekleşmiştir. Bu değer -0.992537 mm ölçülmüştür. Titanyum plaklarda 3. vidadaki yer değiştirme -0.938901 mm analiz edilmiştir. 3. vida hem sigmoid çentiğe hem de kırık hattına yakındır. Ramusun arka kenarına yakın olan alt konumdaki plakta, yer değiştirme miktarları daha düşük çıkmıştır. En düşük değer 7. vidada saf titanyum plaklarda -0.044995 mm ölçülmüştür. PEEK plaklarda bu değer -0.154114 mm'dir (Tablo 4.18, Şekil 4.37, Şekil 4.38).

(mm)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	-0.250097	-0.049613
2.VİDA	-0.660050	-0.541596
3.VİDA	-0.992537	-0.938901
4.VİDA	-0.850235	-0.800419
5.VİDA	0.608287	0.883765
6.VİDA	0.083470	0.255643
7.VİDA	-0.154114	-0.044995
8.VİDA	-0.370159	-0.359727

Tablo 4.18. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plakta, sagittal düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri



Şekil 4.37. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta, sagittal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri



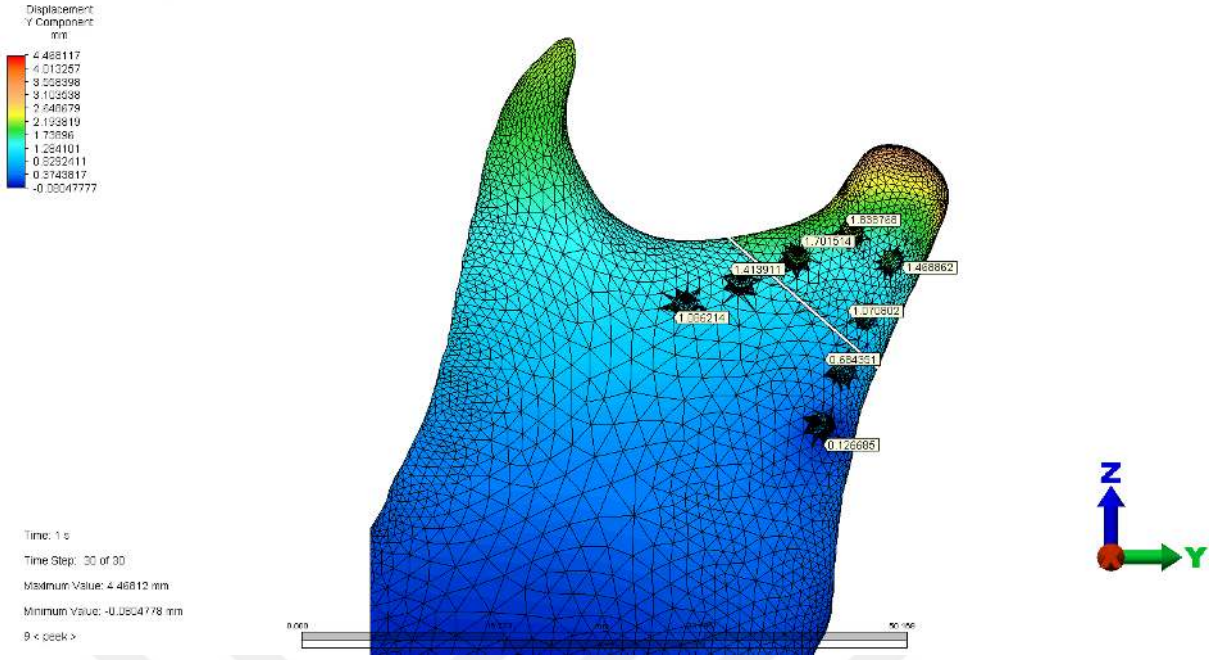
Şekil 4.38. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta, sagittal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri

4.3.2.2. Yatay düzlemde yer değiştirme

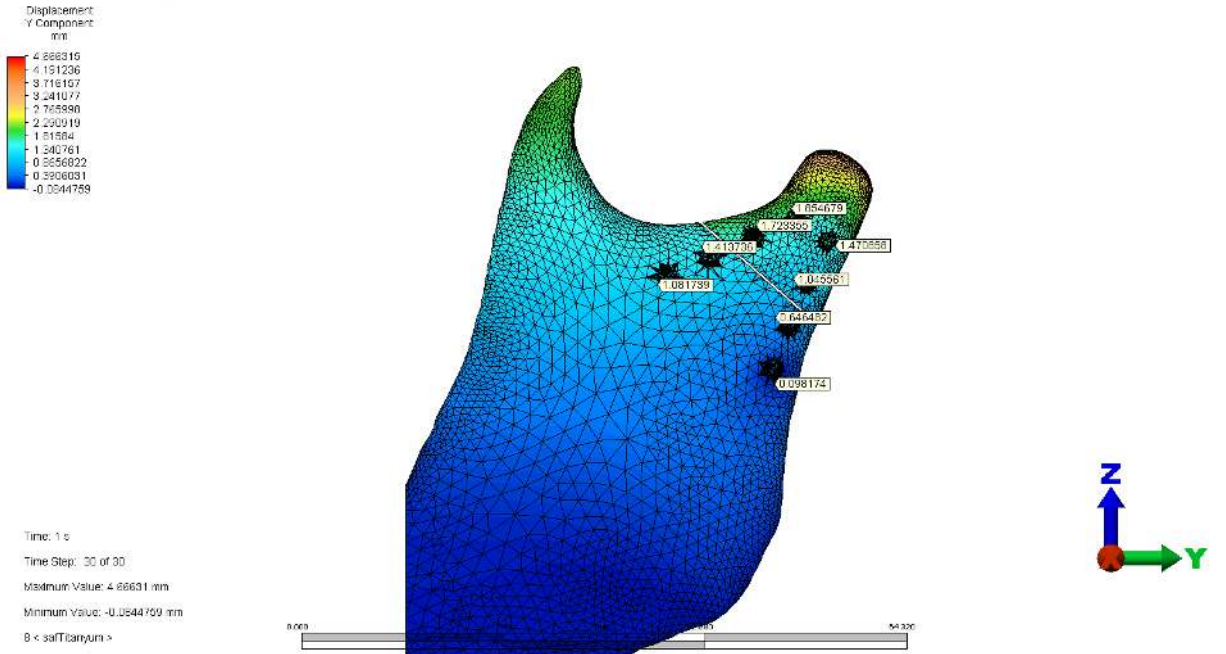
Yatay düzlemde yer değiştirme miktarları analizinde en yüksek yer değiştirme: 1. vidada titanyum plaklarda 1.854679 mm, PEEK plaklarda 1.838768 mm'dir. Her iki materyalde, ikinci en yüksek yatay yer değiştirme miktarına sahip vidalar; 2. vidalardır. 1. ve 2. Vida; sigmoid çentiğe, kondil başına ve kırık hattına yakın vidalardır. En düşük yer değiştirme miktarı 8. vidalarda titanyumda 0.098174 mm'dir. PEEK plaklarda 8. vidadaki değer 0.126685 mm olarak ölçülmüştür (Tablo 4.19, Şekil 4.39, Şekil 4.40).

(mm)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	1.838768	1.854679
2.VİDA	1.701514	1.723355
3.VİDA	1.413911	1.413736
4.VİDA	1.086214	1.081739
5.VİDA	1.468862	1.470858
6.VİDA	1.070802	1.045561
7.VİDA	0.684351	0.646482
8.VİDA	0.126685	0.098174

Tablo 4.19. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plakta yatay düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri



Şekil 4.39. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta, yatay düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri



Şekil 4.40. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta, yatay düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri

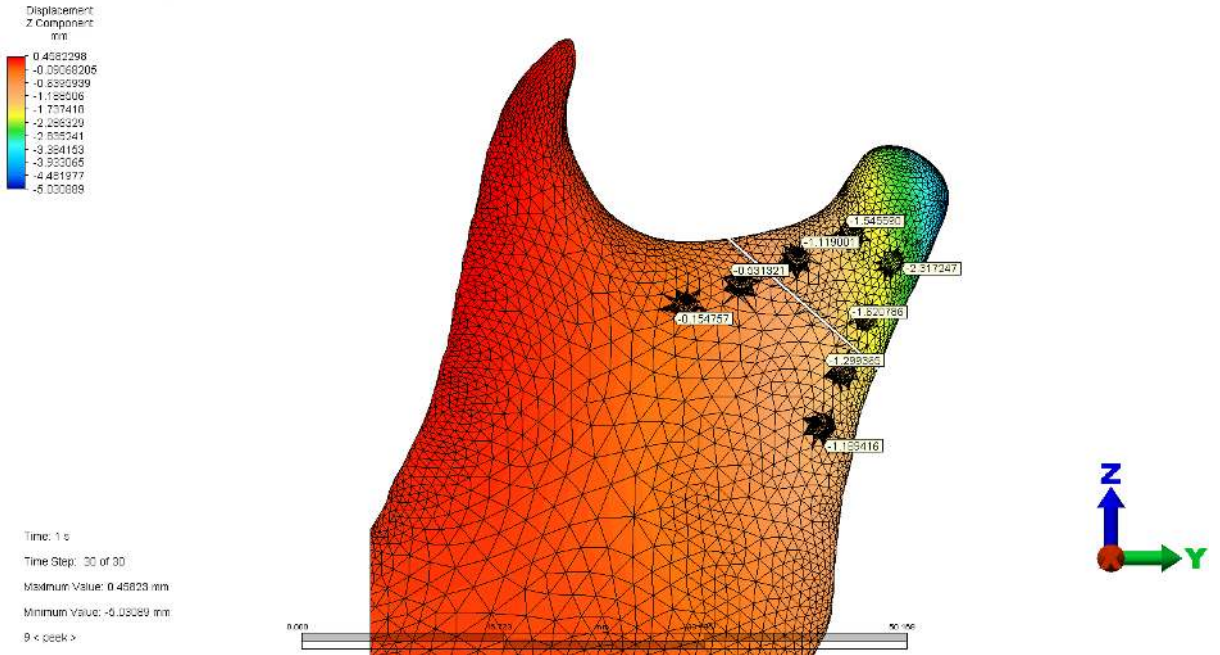
4.3.2.3. Vertikal düzlemde yer değiştirme

Vertikal düzlemde en fazla yer değiştirme analizleri her iki materyal için de 5. vidada ölçülmüştür. Titanyum plaklardaki değer -2.439953 mm, PEEK plaklardaki değer -

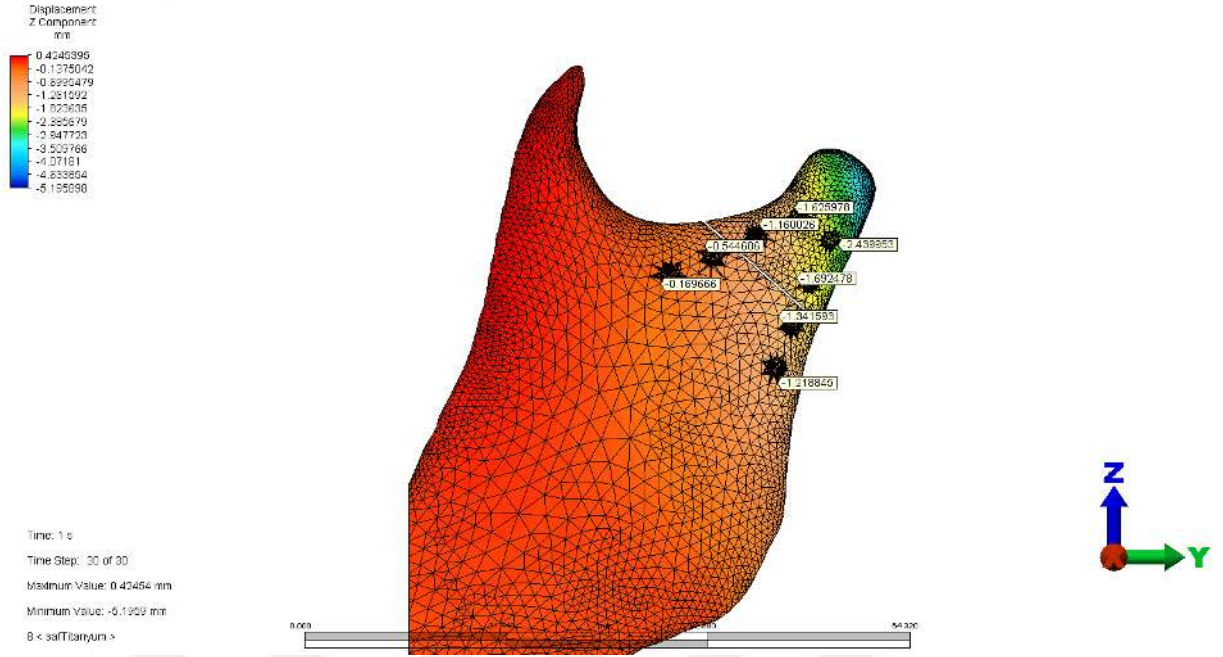
2.317247 mm analiz edilmiştir. 5. Vida; ramus arka kenarına yakın olan ve altta konumlanan plakta bulunur. 5. vidanın üstte konumlanmış vidaya göre simetriği 1. vidadır. 1. vidalardaki değerler, bulunduğu plaktaki en yüksek vertikal yer değiştirme değerleridir. PEEK plakta -1.545590 mm, titanyum plakta -1.625978 mm 'dir. En düşük yer değiştirme miktarı ise PEEK plaklarda 4. vidadadır, bu değer -0.154757 mm'dir. Titanyumda aynı vidadada ise bu değer -0.169666 mm olarak analiz edilmiştir (Tablo 4.20, Şekil 4.41, Şekil 4.42).

(mm)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	-1.545590	-1.625978
2.VİDA	-1.119001	-1.160026
3.VİDA	-0.531321	-0.544606
4.VİDA	-0.154757	-0.169666
5.VİDA	-2.317247	-2.439953
6.VİDA	-1.620786	-1.692478
7.VİDA	-1.299365	-1.341593
8.VİDA	-1.189416	-1.218845

Tablo 4.20. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plakta, vertikal düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri



Şekil 4.41. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta, vertikal düzlemde vidalara analiz edilen yer değiştirme değerleri



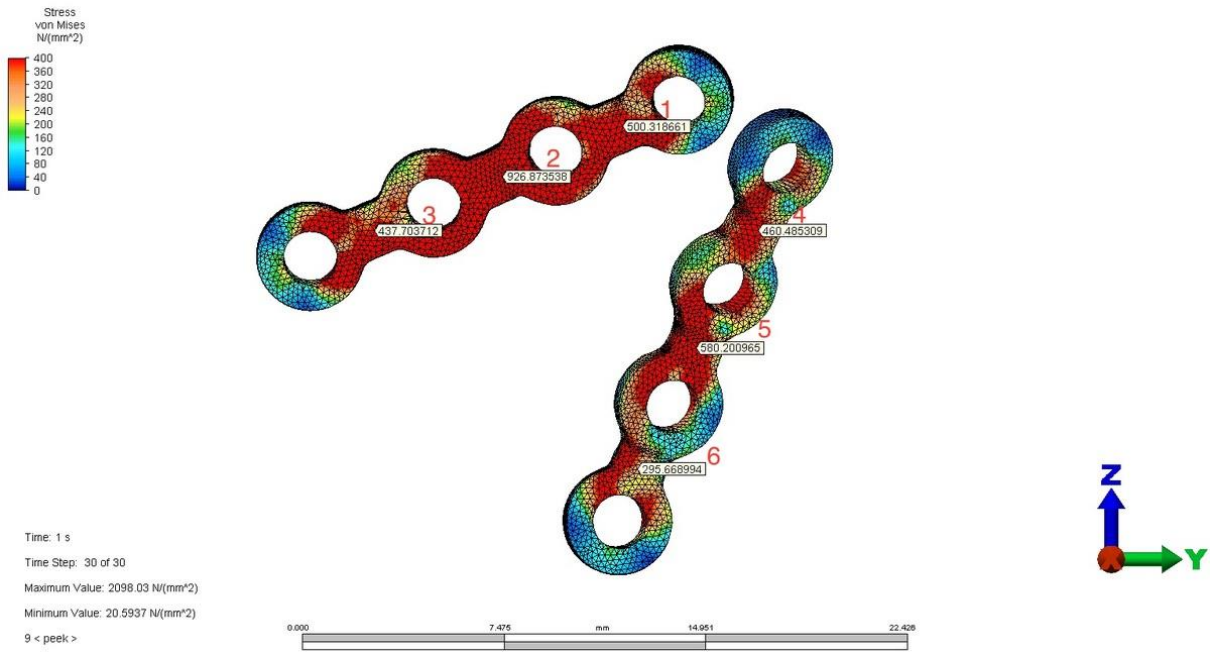
Şekil 4.42. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta, vertikal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri

4.3.3. Von mises stres

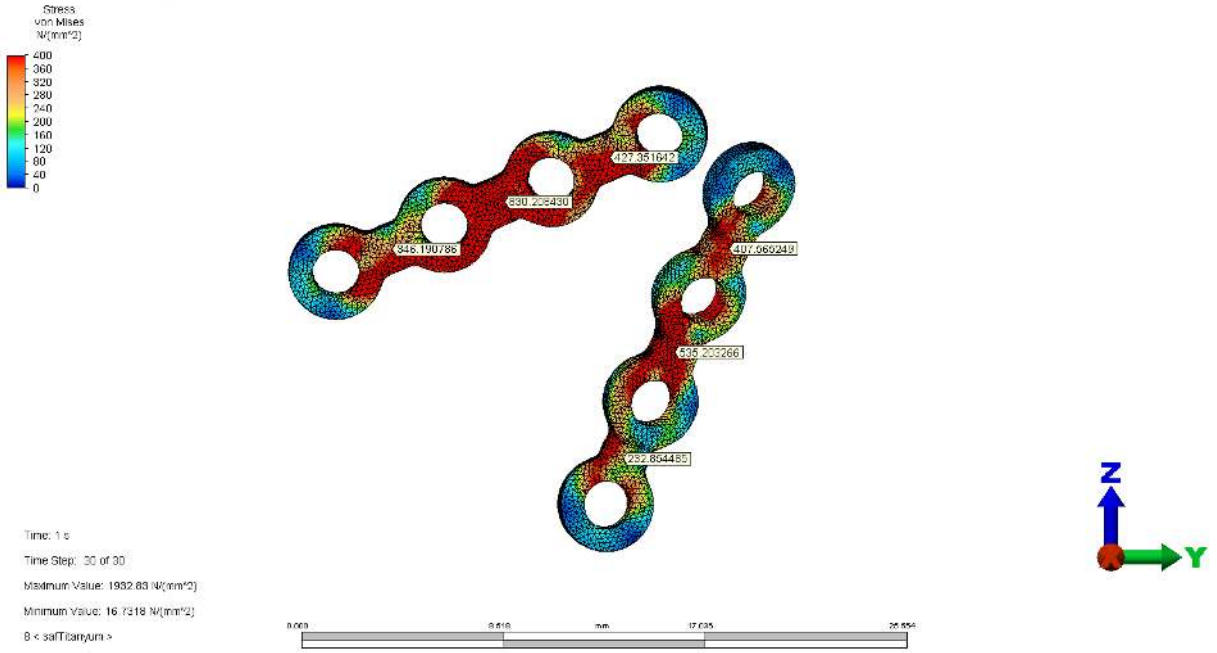
Yüksek seviyeli kondil boynu kırıklarında 2 mini plak kullanımı ile plak üzerinde meydana gelen von mises stres analizinde en yüksek değerler görselde 2 ile gösterilen bölgedir. Bu alan plakta 2 ve 3 nolu vidaların arasındaki alanı temsil etmektedir. 2 nolu bölge; kırık hattının üstünde ve sigmoid çentiğe yakın konumdadır. Bu bölgedeki stres değerleri; PEEK plaklarda $926.873538 \text{ N/mm}^2$, titanyumda $830.208430 \text{ N/mm}^2$ olarak analiz edilmiştir. 2. en yüksek stres değeri, 5 nolu bölgede oluşmuştur. 5 nolu bölge: 5. ve 6. vidaların arasındaki alanı temsil eder. 2 nolu bölge gibi kırık hattı üstündedir. En düşük stres değerleri, 6 nolu bölgede ölçülmüştür. Ölçülen değerler; PEEK plaklarda $295.668994 \text{ N/mm}^2$, titanyumda $232.854485 \text{ N/mm}^2$ 'dir. 6 nolu bölge, 7 ve 8. vidaların arasındaki alandır. Bu alan; kırık hattına, kondil başına ve sigmoid çentiğe en uzak alandır (Tablo 4.21, Şekil 4.43, Şekil 4.44).

(N/mm ²)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.NOLU BÖLGE	500.318661	427.351642
2.NOLU BÖLGE	926.873538	830.208430
3.NOLU BÖLGE	437.703712	346.190786
4.NOLU BÖLGE	460.485309	407.565249
5.NOLU BÖLGE	580.200965	535.203266
6.NOLU BÖLGE	295.668994	232.854485

Tablo 4.21. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plak üzerinde meydana gelen von mises stres değerleri

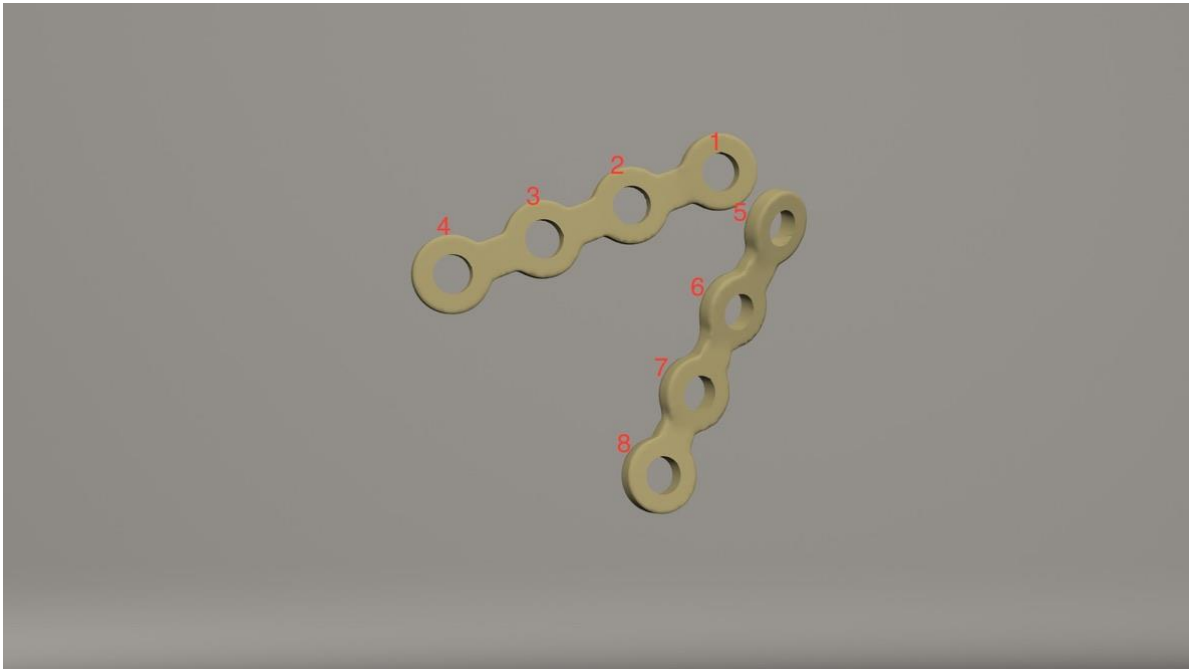


Şekil 4.43. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta meydana gelen von mises stres değerleri, dağılımları ve bölgelerin sayılar ile işaretlenmesi



Şekil 4.44. Yüksek seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta meydana gelen von mises stres değerleri ve dağılımı

4.4. Düşük Seviyeli Kondil Boynu Kırıklarında 2 Mini-Plak Kullanımı (4. Senaryo)



Şekil 4.30. 2 mini plakta vidalara verilen numaralar

4. senaryoda; düşük seviyeli kondil boynu kırıklarında, fiksasyon için 2 mini plak kullanılmaktadır. Plak ve vidaların üzerindeki maksimum ve minimum asal stres değerleri, 3 boyutlu yer değiştirme miktarları ve von mises stres değerleri ölçülmüştür. Vidalara verilen numaralar görselde belirtilmiştir (Şekil 4.30).

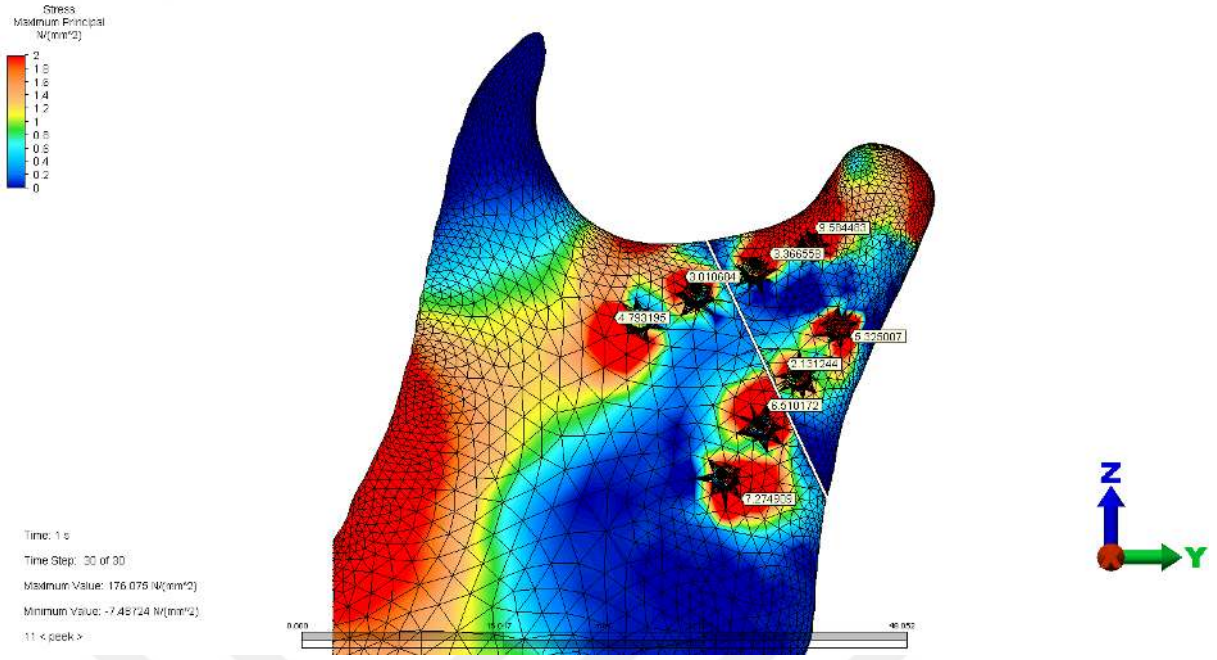
4.4.1. Maksimum ve minimum asal stres

4.4.1.1. Maksimum asal stres

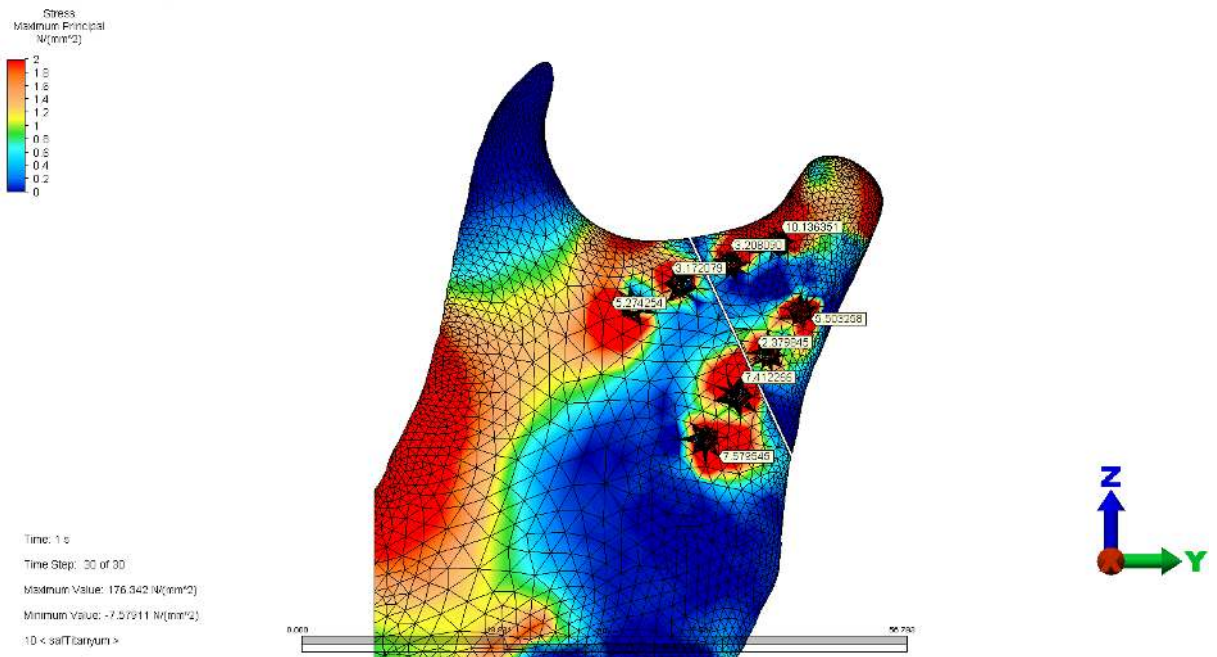
Kortikal kemikteki maksimum stres analizleri en yüksek değerleri hem PEEK plaklarda hem de titanyum plaklarda 1. vidalarda ölçülmüştür. Titanyum plaklarda 10.136351 N/mm², PEEK plaklarda 9.584483 N/mm² değerleri ortaya çıkmıştır. 1. vidalardaki değerleri 8. vidalarda oluşan maksimum stres değerleri takip eder. Bu vidalardaki ölçümler; PEEK plaklarda 7.274909 N/mm², titanyum plaklarda 7.579545 N/mm²'dir (Tablo 4.22, Şekil 4.45, Şekil 4.46).

(N/mm ²)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	9.584483	10.136351
2.VİDA	3.366558	3.208090
3.VİDA	3.010684	3.172079
4.VİDA	4.793195	5.274254
5.VİDA	5.325007	5.503258
6.VİDA	2.131244	2.379845
7.VİDA	6.510172	7.412266
8.VİDA	7.274909	7.579545

Tablo 4.22. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plak kullanımında kortikal kemikte meydana gelen maksimum asal stres değerleri



Şekil 4.45. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta, kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri ve dağılımı



Şekil 4.46. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta, kortikal kemikte oluşan maksimum asal stres değerleri ve dağılımı

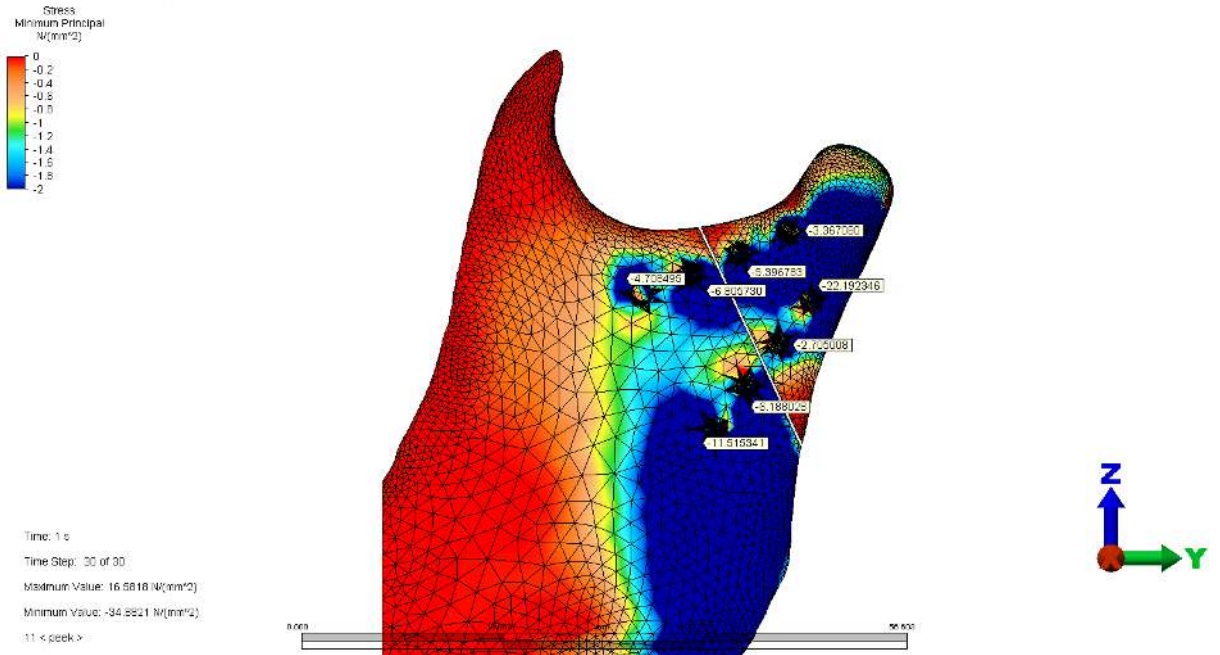
4.4.1.2. Minimum asal stres

Minimum asal stres analiz sonuçlarına bakıldığı zaman en yüksek değerler, her iki materyal için de 5. vidada ölçülmüştür. En yüksek değer; titanyum plaklarda -23.061634

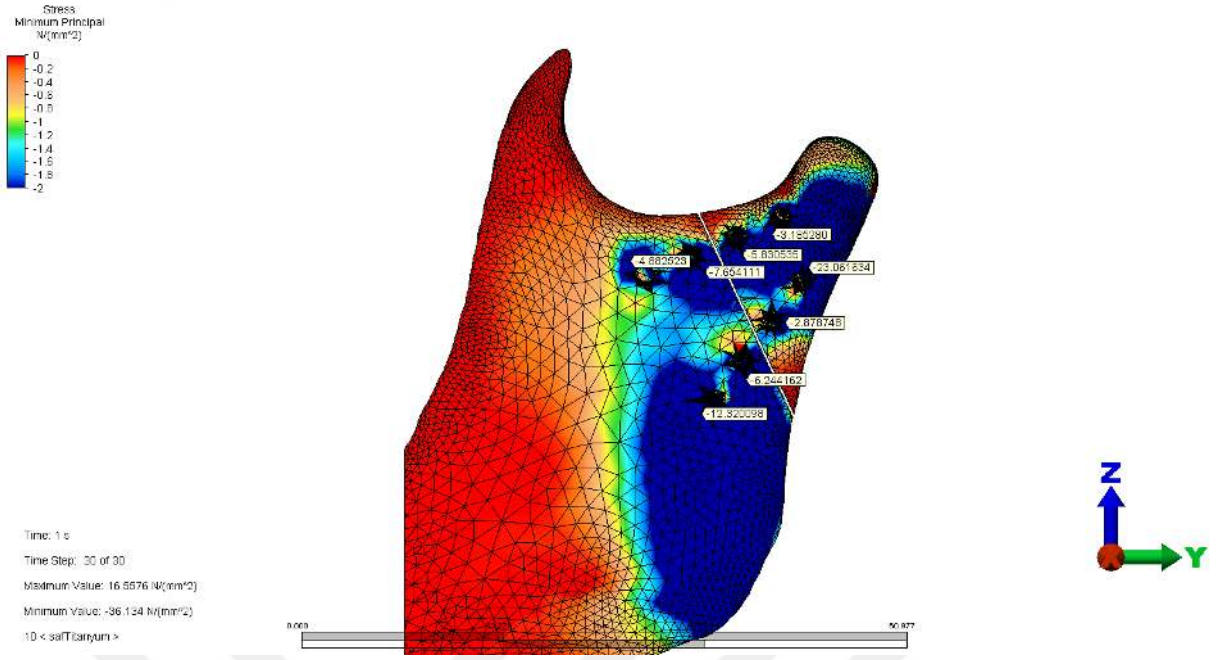
N/mm², PEEK plaklarda -22.192346 N/mm²'dir. En yüksek değerde ikinci sırada 8. Vidadaki minimum asal stres değerleri vardır. Titanyum plaklarda-12.320098 N/mm²; PEEK plaklarda -11.515341 N /mm² ölçülmüştür. En düşük minimum asal stres, PEEK plaklarda 6. vidadaki ölçülmüştür. Bu değer -2.705008 N/mm²'dir (Tablo 4.23, Şekil 4.47, Şekil 4.48).

(N/mm ²)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	-3.367080	-3.185280
2.VİDA	-5.396783	-5.830535
3.VİDA	-6.805730	-7.654111
4.VİDA	-4.708495	-4.882523
5.VİDA	-22.192346	-23.061634
6.VİDA	-2.705008	-2.878748
7.VİDA	-6.188028	-6.244162
8.VİDA	-11.515341	-12.320098

Tablo 4.23. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plak kullanımında, kortikal kemikte meydana gelen minimum asal stres değerleri



Şekil 4.47. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta, kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ve dağılımı



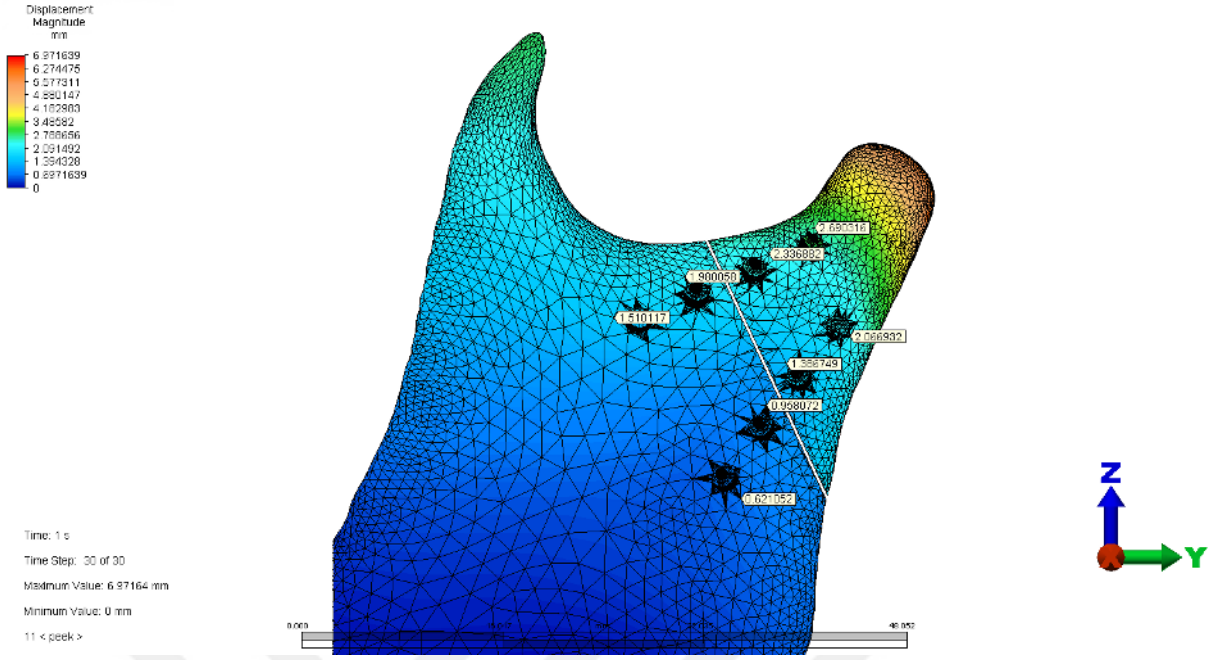
Şekil 4.48. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta, kortikal kemikte oluşan minimum asal stres değerleri ve dağılımı

4.4.2. Yer değiştirme

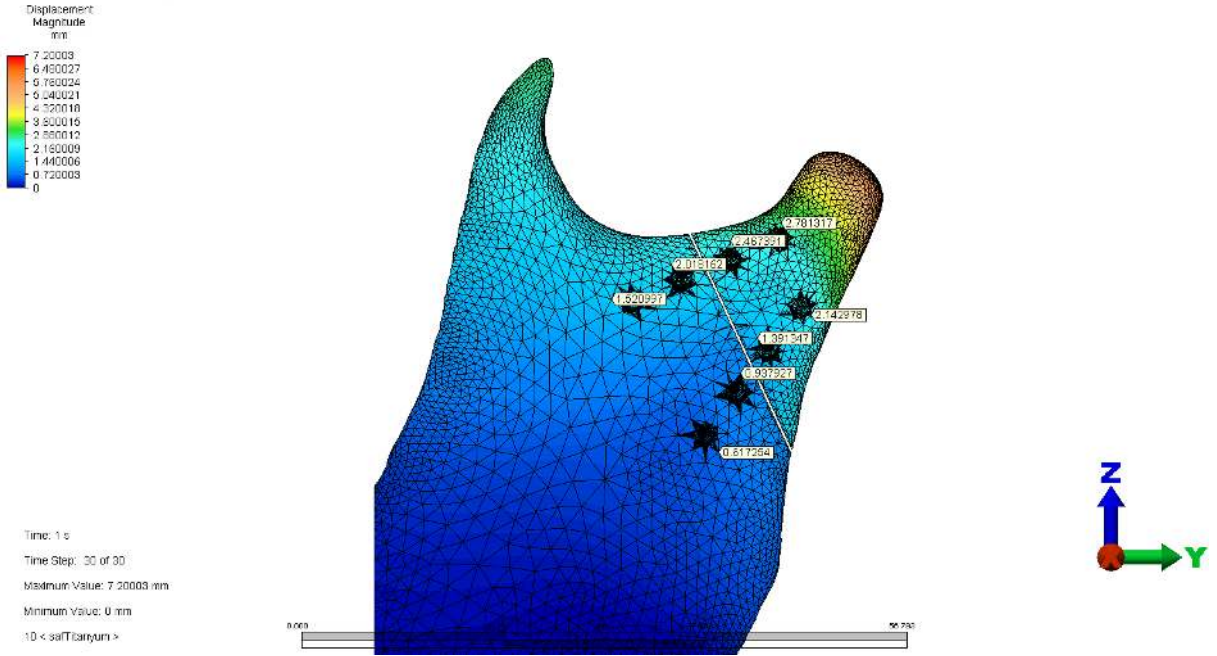
Yer değiştirme miktarları analizinde en yüksek yer değiştirme miktarı titanyum plaklardadır; bu değer 2.781317 mm, PEEK plaklarda ise 2.690316 mm ölçülmüştür. Bu değerleri yine her iki materyalde 2. Vidalar, ardından da 4. vidalar takip etmiştir. En küçük yer değiştirme değeri titanyum plaklarda 8. vidada ölçülmüştür; bu değer 0.617254 mm olarak analiz edilmiştir. PEEK plaklarda 8. vidadaki yer değiştirme miktarı 0.621052 mm'dir (Tablo 4.24, Şekil 4.49, Şekil 4.50).

(mm)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	2.690316	2.781317
2.VİDA	2.336882	2.467391
3.VİDA	1.980058	2.018162
4.VİDA	1.510117	1.520997
5.VİDA	2.066932	2.142978
6.VİDA	1.386749	1.391347
7.VİDA	0.958072	0.937927
8.VİDA	0.621052	0.617254

Tablo 4.24. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plakta vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri



Şekil 4.49. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri



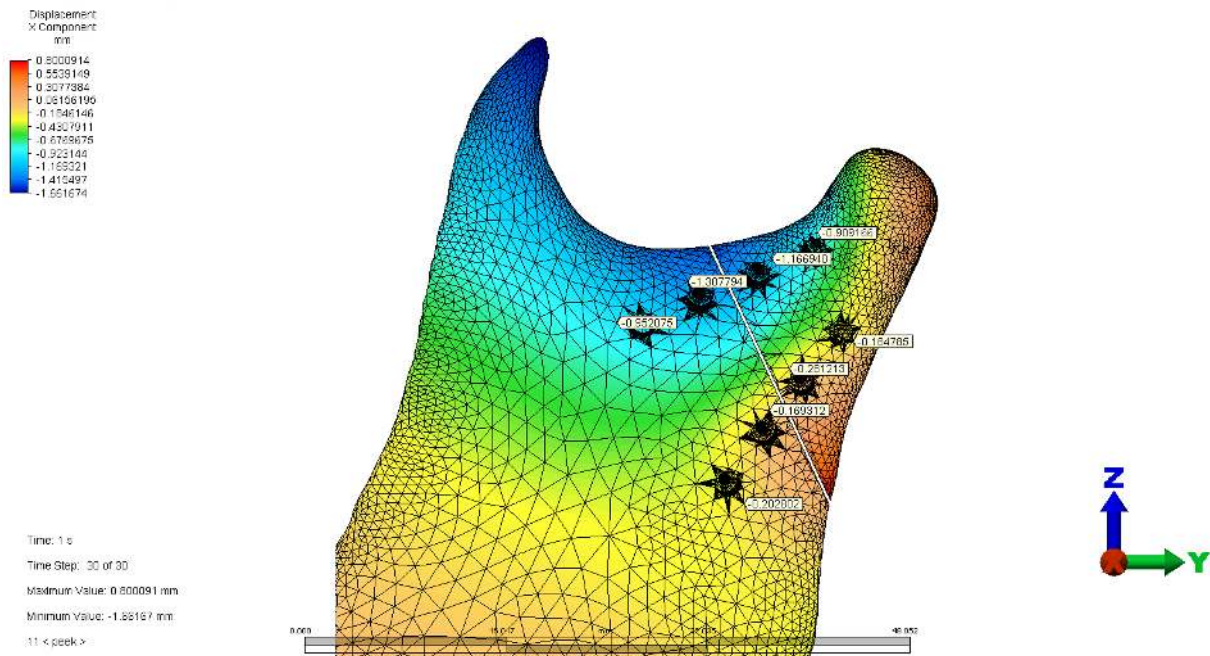
Şekil 4.50. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri

4.4.2.1. Sagittal düzlemde yer değiştirme

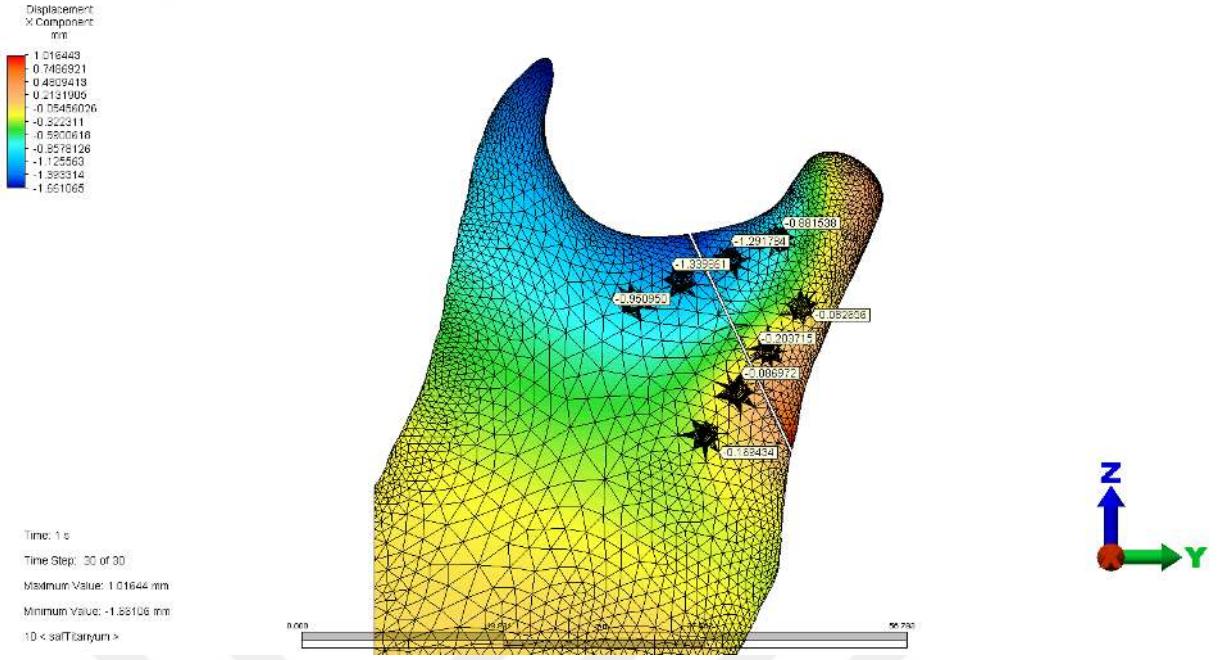
Sagittal düzlemde yer değiştirme miktarları mm cinsinden analiz edildiğinde en yüksek değer, titanyum plaklarda 3. vidada ölçülmüştür. Bu değer; -1.339861 mm'dir. Bu değeri takip eden PEEK plaklarda 3. vidada -1.307794 mm değeridir ve ikinci en yüksek değerdir. En düşük analiz sonuçları ise titanyum plaklarda -0.086972 mm olarak 7. vidada ölçülmüştür (Tablo 4.25, Şekil 4.51, Şekil 4.52).

(mm)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	-0.909166	-0.881538
2.VİDA	-1.166940	-1.291784
3.VİDA	-1.307794	-1.339861
4.VİDA	-0.952075	-0.950950
5.VİDA	-0.184785	-0.082656
6.VİDA	-0.281213	-0.203715
7.VİDA	-0.169312	-0.086972
8.VİDA	-0.202802	-0.169434

Tablo 4.25. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plakta, sagittal düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri



Şekil 4.51. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta, sagittal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri



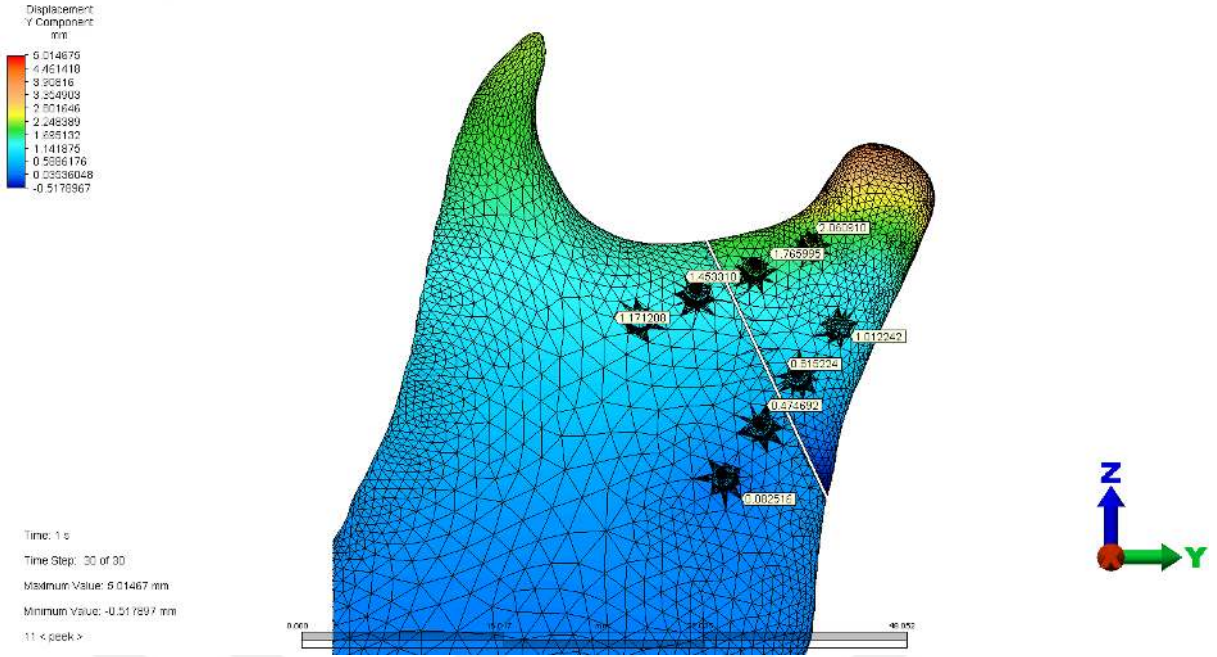
Şekil 4.52. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta, sagittal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri

4.4.2.2. Yatay düzlemde yer değiştirme

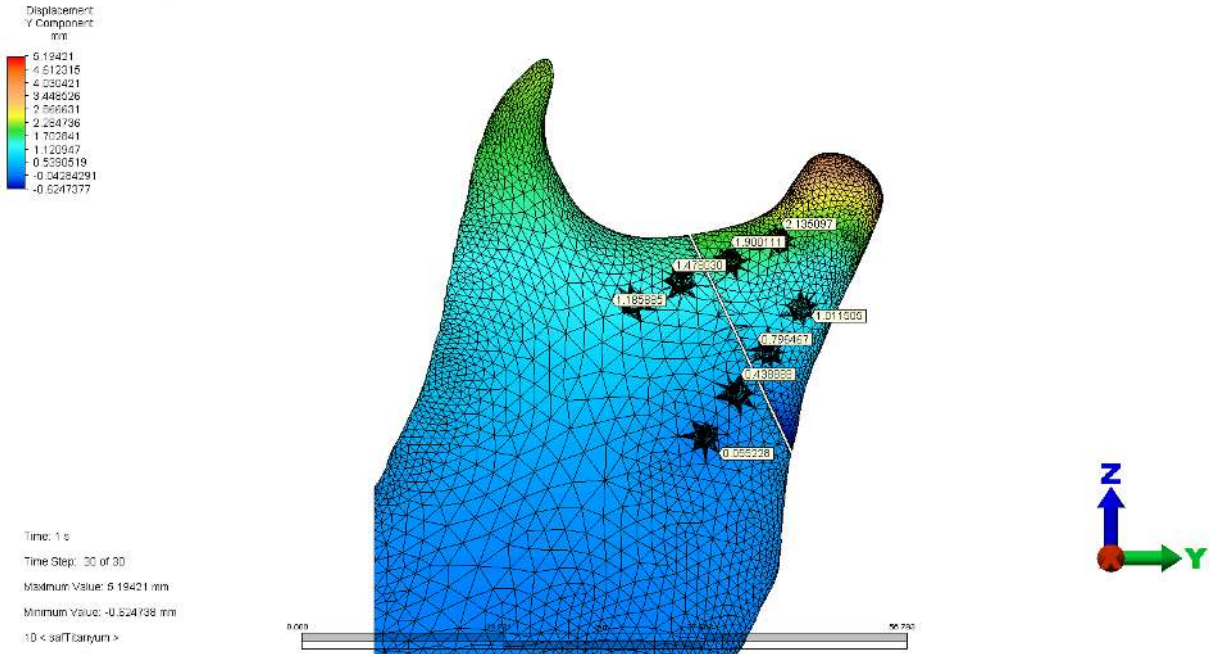
Yatay düzlemde yer değiştirme miktarları analizinin en yüksek sonuçları 1. vidalarda ölçülmüştür. PEEK plaklarda 2.060910 mm; saf titanyum plaklarda 2.135097 mm'dir. 2. vidalardaki yatay yer değiştirme 1. vidanın değerlerini takip eder. En düşük değerler titanyum plaklarda 0.055228 mm ölçülmüştür (Tablo 4.26, Şekil 4.53, Şekil 4.54).

(mm)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	2.060910	2.135097
2.VİDA	1.765995	1.900111
3.VİDA	1.453310	1.478030
4.VİDA	1.171208	1.185885
5.VİDA	1.012242	1.011505
6.VİDA	0.815224	0.794467
7.VİDA	0.474692	0.438888
8.VİDA	0.082516	0.055228

Tablo 4.26. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plakta, vertikal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri



Şekil 4.53. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta, yatay düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri



Şekil 4.54. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta, yatay düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri

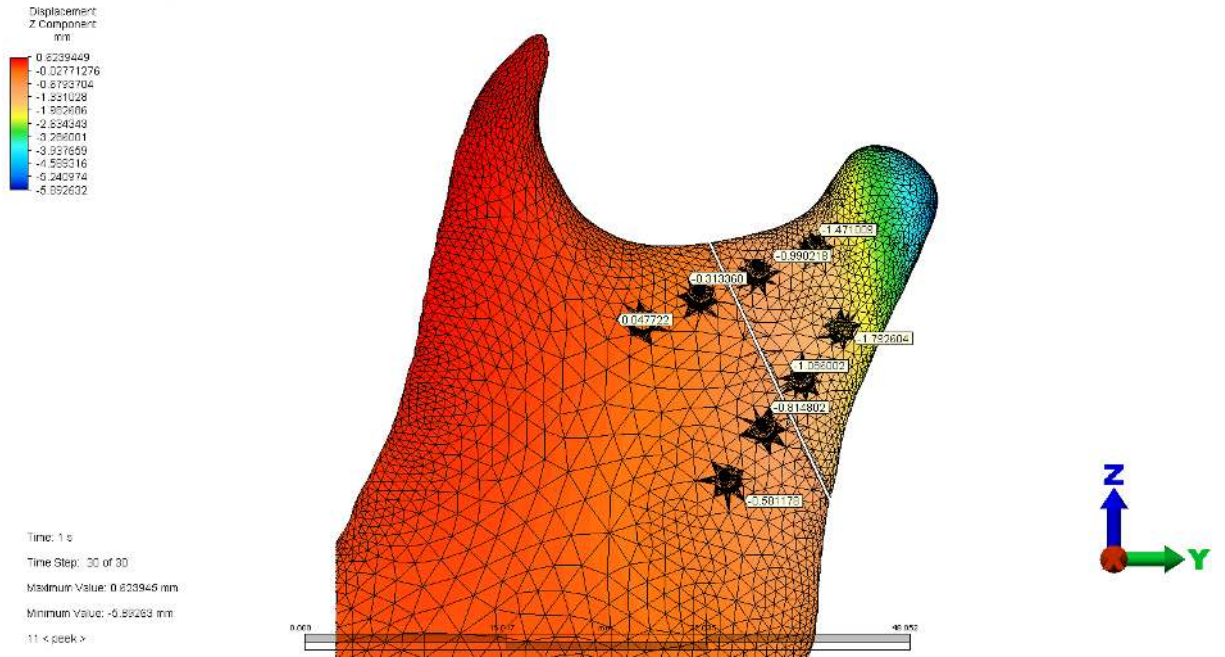
4.4.2.3. Vertikal düzlemde yer değiştirme

Titanyum plaklarda 5. vidada -1.887427 mm değeri, vertikal düzlemde en büyük yer değiştirme miktarıdır. Bu değeri PEEK plaklardaki -1.792604 mm takip etmektedir. En

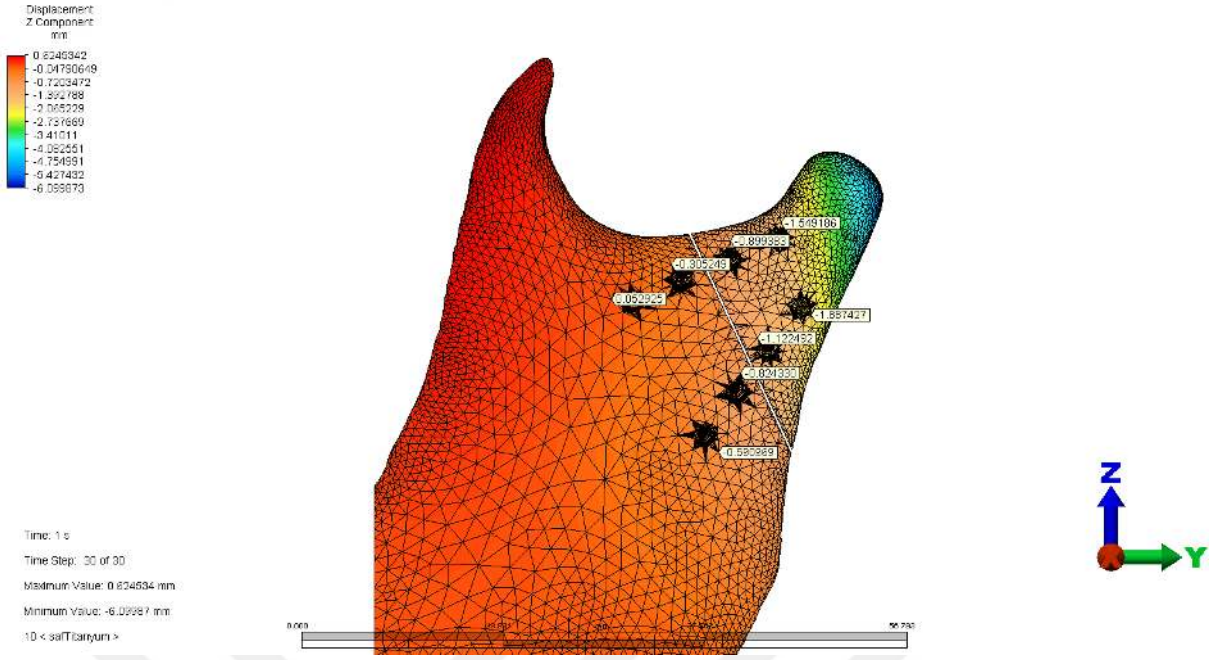
düşük analizler; 4. vidada ve simetriği olan 8. vidadaki değerler takip etmektedir. PEEK plaklarda 4. vidada 0.047722 mm iken titanyum plaklarda 0.052925 mm'dir (Tablo 4.27, Şekil 4.55, Şekil 4.56).

(mm)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.VİDA	-1.471009	-1.549186
2.VİDA	-0.990218	-0.899383
3.VİDA	-0.313360	-0.305249
4.VİDA	0.047722	0.052925
5.VİDA	-1.792604	-1.887427
6.VİDA	-1.086002	-1.122492
7.VİDA	-0.814802	-0.824330
8.VİDA	-0.581178	-0.590969

Tablo 4.27. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plakta, vertikal düzlemde vidalarda meydana gelen yer değiştirme değerleri

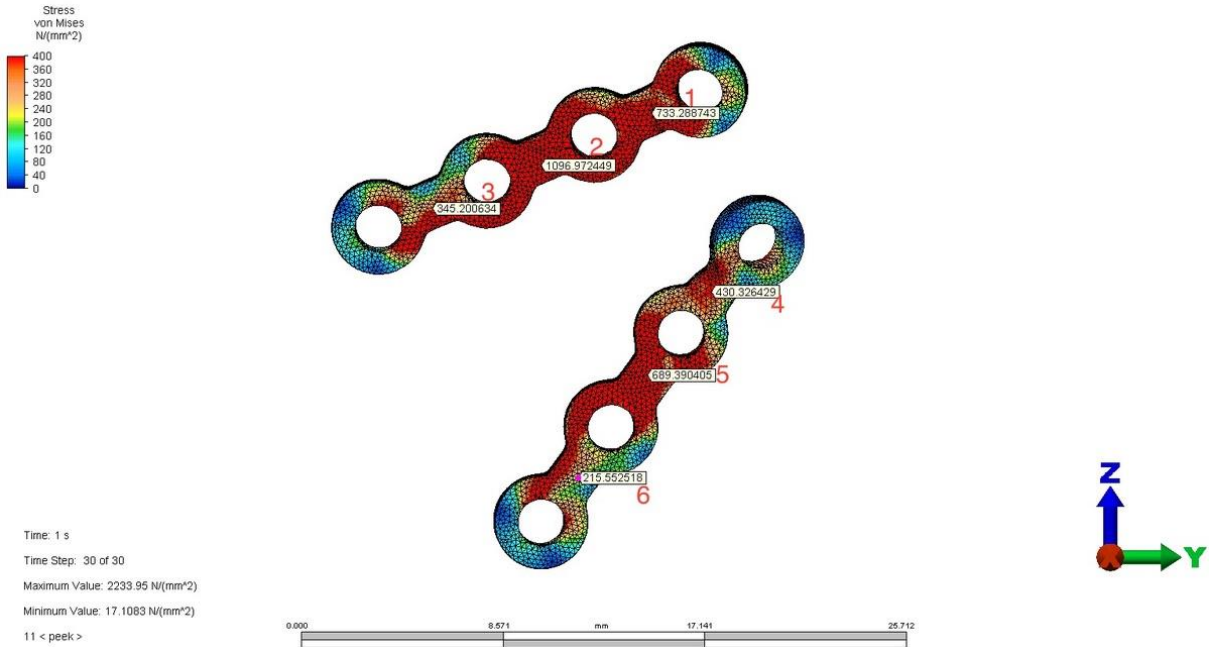


Şekil 4.55. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta, vertikal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri



Şekil 4.56. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta, vertikal düzlemde vidalarda analiz edilen yer değiştirme değerleri

4.4.3. Von mises stres bulguları

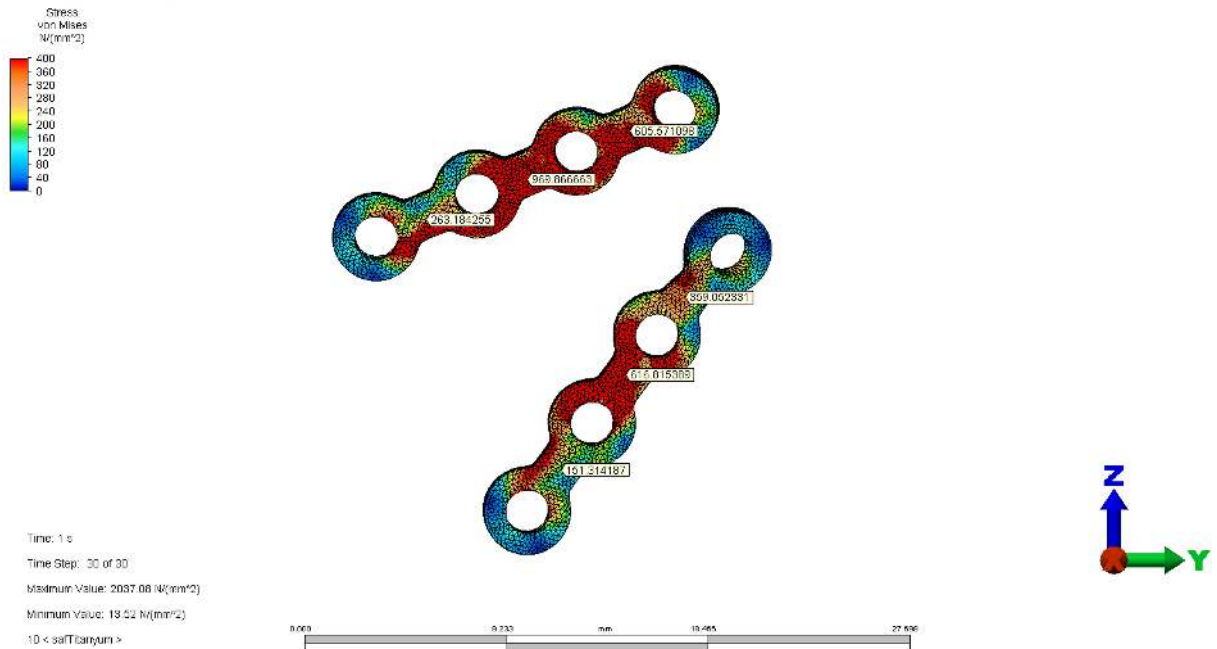


Şekil 4.57. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında PEEK 2 mini-plakta meydana gelen von mises stres değerleri, dağılımları ve stres bölgelerinin sayılar ile işaretlenmesi

Plaklar üzerinde analiz edilen von mises stres ölçümlerinde en yüksek değerler 2 ile numaralandırılmış bölgelerde kaydedilmiştir. 2 nolu bölge 2. vidanın etrafındaki alandır(Şekil 4.57, Şekil 4.58). Kırık hattına ve sigmoid çentiğe yakın bir konumdadır. Ölçülen değerler; PEEK plaklarda $1096.972449 \text{ N/mm}^2$, titanyum plaklarda $969.866663 \text{ N/mm}^2$ 'dir (Şekil 4.57, Şekil 4.58). En yüksek von mises stres değerleri, 2 nolu bölgeden sonra PEEK plaklarda 1 nolu bölgede ölçülmüştür. 1 nolu bölge; 1. ve 2. vidaların arasındaki alanları temsil eder. Kondil başına ve sigmoid çentiğe yakın konumda bulunmaktadır (Şekil 4.57, Şekil 4.58). PEEK plaklarda bu değer $733.288743 \text{ N/mm}^2$ olarak ölçülmüştür. En düşük von mises stres değeri, titanyum plaklarda 6 nolu bölgede ölçülmüştür. Bu bölge; 7. ve 8. vidaların arasındaki alandır. Kırık hattına, sigmoid çentiğe ve kondil başına en uzak alandır. Ölçülen değer; 151.31487 N/mm^2 'dir (Tablo 4.28).

(N/mm^2)	PEEK	SAF TİTANYUM
1.NOLU BÖLGE	733.288743	605.571098
2.NOLU BÖLGE	1096.972449	969.866663
3.NOLU BÖLGE	345.200634	263.184255
4.NOLU BÖLGE	430.326429	359.052331
5.NOLU BÖLGE	689.390405	616.815389
6.NOLU BÖLGE	215.552518	151.314187

Tablo 4.28. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında 2 mini-plak üzerinde meydana gelen von mises stres değerleri



Şekil 4.58. Düşük seviyeli kondil boynu kırığında saf titanyum 2 mini-plakta meydana gelen von mises stres değerleri ve dağılımı

5. TARTIŞMA

Kondil kırıkları, (ortalama %26 ila %57 arasında değişen oranlarda) mandibulada en sık meydana gelen kırıklardır (2, 83–88). En yaygın sebebi; bireyin hareket halinde veya durma anında meydana gelmiş travmalardır. Bunun içeriğinde de bisiklet, motosiklet, trafik kazaları veya saldırılar mevcuttur (77). Erkeklerde daha sık meydana geldiği gibi ortalama 21-30 yaş aralığında da insidansı oldukça yüksektir (9,90–92). Kondil kırıkları; tanı, sınıflandırma ve tedavi seçenekleri açısından tarih boyunca en çok fikir ayrılığına neden olmuş maksillofasiyal travmalardır. Kondil başı ve kondil boynu kırıkları olarak 1927’ de ayırım yapılmış, ardından MacLenan tarafından kondil başının eklem fossası içindeki pozisyonundan, boyutlarına göre ve kırık fragmanlar arasındaki ilişkiye göre sınıflandırılmıştır. Bunların dışında TME kapsülünün anatomik boyutları ve TME’yi çevreyelen yapılara göre ,lateral pterygoid kasın kondil boynuna yerleşmesine göre de çeşitli sınıflandırmalar ortaya atılmıştır (100–103). Günümüzde ise Loukota’nın çalışmasındaki gibi “yüksek” ve “alçak” kondil boynu kırığı ifadesi tanımlanmış ve ayrıntılı şekilde açıklanmıştır (3,195). Bu çalışmada, kondil boynu kırıklarının fiksasyon materyallerinin karşılaştırmasını yaparken kırık seviyesini, tanımlarına uygun olacak biçimde ‘yüksek’ ve ‘düşük’ seviyeli şeklinde ayırarak sonuçlar değerlendirilmiştir.

Optimal tedavi, cerrahların kendileri tedavi ettiği kadar cerrahi alt uzmanlığına göre de değişiyor gibi görünmektedir. Bu değişkenliğin bir kısmı, cerrahın farklı cerrahi teknikler ve yaklaşımlar ile konforundan ve ayrıca kırık bölgesini çevreleyen hayati yapılarla ilgili endişeden kaynaklanmaktadır (7). Bu tür kırıkların tedavisine ilişkin daha önceki yayınlar, açık veya kapalı tedavinin optimal seçim olup olmadığını belirlemeye çalışmıştır (5). Son tartışmalar da, her iki tedavinin de endikasyonları olduğu anlayışıyla değişmiştir. Tartışmaya açık olan, hangi seçeneğin ne zaman kullanılması gerektiğidir (196). Geleneksel olarak, kapalı tedavi en çok savunulan tedavi olmuştur. Yeni teknikler geliştirildikçe ve ilişkili kapalı redüksiyon sekellerinin daha iyi anlaşılması sağlandıkça, kırığın daha fazla cerrahi redüksiyonuna yönelik bir eğilim başlamıştır (6). Kondil kırığının açık tedavisi için birkaç mutlak endikasyon vardır. Kapalı redüksiyon ile yeterli oklüzyon elde edilemiyorsa açık redüksiyon gereklidir. Birçok çalışma, önemli parçalı orta

yüz kırıkları ile kondil kırıklarının kondil redüksiyonunu garanti ettiği konusunda hemfikirdir (197).

Ellis, yaptığı kohort çalışmasında hastaların %10'unun kapalı tedaviye iyi yanıt vermediğini bulmuştur. Ne yazık ki, hangi hastaların kapalı tedaviye yanıt vermeme eğilimi olduğu belirsizdir. Bazı araştırmacılar, kırık kondilin belirgin derecede şiddetli dislokasyonunun açık redüksiyon ve internal fiksasyon için bir gösterge olduğunu öne sürmüşlerdir (198). Tedavinin hedefleri, form ve fonksiyonun restorasyonu olmasına rağmen kapalı tedavi (proksimal segmentin anatomik olarak yeniden konumlandırılması sağlanamadığından), hastanın değiştirilmiş bir anatomiye adaptasyonuna dayanır. Bununla birlikte insan vücudunun kayda değer bir uyum yeteneği vardır; intrakapsüler kırıklar, minimal yer değiştirmeli veya hiç yer değiştirmeyen kırıklar, neredeyse tüm pediatrik kondil kırıkları ve kondil kırıkları dahil olmak üzere çok sayıda kondil kırığının uygun tedavisi olmaya devam etmektedir (81). Günümüzde fiksasyon için yeni teknikler ve materyallerin geliştirilmesi, endoskopik yaklaşımlar gibi anatomik açıdan riskli durumların minimuma indirilmesi ile açık redüksiyon ve internal fiksasyon en çok tercih edilen yönetime dönüşmüştür (199). 137 hastanın üzerinde yapılan bir çalışmada, açık ve kapalı yöntem ile tedavi edildiklerinde; açık tedavi tercih edilen hastalarda daha iyi bir okluzal stabilite elde edildiği rapor edilmiştir (200).

Zide ve Kent, ilk olarak 1983'teki klasik makalelerinde; mandibular kondil kırıklarının açık redüksiyonu endikasyonlarını ana hatlarıyla belirtmişlerdir. Kondil bölgesine erişmek için anatomik redüksiyona ve kondilin daha erken fonksiyonuna doğru eğilimlere izin vererek, riskleri azaltan çeşitli cerrahi yaklaşımlar tanımlanmıştır (131).

ORIF için kullanılan rijit sabitleme sistemlerinin başarısı; esas olarak plak, vida ve kemik arasındaki etkileşime ve bu bileşenler üzerindeki stres dağılımına bağlıdır. Gerilme, birim alana düşen kuvvet olarak tanımlanır (188). Kemik, yüklendiğinde deformasyona uğrar. Daha kesin olmak gerekirse basma gerilmesi, kemiğin kısalmasına; çekme gerilmesi, kemiğin daha uzun olmasına neden olacaktır (201). Kondiler bölgedeki fonksiyonel yükler, ramusun arka sınırı boyunca basma gerilmesi ve bu gerilme, sigmoid çentiğin altındaki ön bölgenin gerilmesi ile sonuçlanır (202). Fonksiyonel olarak stabil fiksasyon ilkesi; plakların, fonksiyon sırasında ortaya çıkan fizyolojik gerilim hatları boyunca yerleştirilmesi gerektiğini gösterir.(203) Açık redüksiyonun tercih edilme oranı

arttıkça lag screw, kirschner telleri ve mini plaklar gibi birçok fiksasyon yöntemi ortaya atılmıştır (199,204). Rekonstrüktif veya ortogantik cerrahide ve maksillofasial travmada metal plakların kullanımının klinik etkileri açıkça belirtilmiş ve kabul edilmiştir (179,205).

Günümüzde 3 boyutlu stabilizasyon sağlayan miniplak/vida sistemleri ile rijit fiksasyon oldukça yaygın kullanılmaktadır (108,139). Ellis ve Dean, 1993' te kondil kırıklarında uyguladıkları 53 adaptasyon plağında; hiç kırılma yaşanmadığını, iki plakta bükülme görüldüğünü ve üçüncüsünde vida kaybı olduğunu rapor etmişlerdir. Ancak kullandıkları tek mini adaptasyon plağının yeterli gelmediğini ve kırılmalara neden olabileceğini; bu yüzden de bu bölgede daha kalın profilli ve güçlü bir adaptasyon plağına ihtiyaç olduğunu bildirmişlerdir (142). Başka bir çalışmada tek titanyum mini plak, dinamik kompresyon plağı ve çift mini plak fiksasyonları karşılaştırılmıştır. Kullanılan 17 tek mini plaktan 2'sinde kırılma, 1 tanesinde vida kaybı; 13 dinamik kompresyon plağının 1'inde bükülme, 2'sinde vida kaybı rapor edilmiştir. 2 mini plakta ise bu komplikasyonların hiçbirine rastlanmamıştır. Dolayısıyla stres dağılımı düşünüldüğü zaman kondilin anterior ve posterior yüzeylerine çift mini plak uygulamanın; sıkıştırma ve çekme kuvvetlerine karşı daha toleranslı olduğunu rapor etmişlerdir (12).

Biyomekanik çalışmalar, paralel olmayan konfigürasyona sahip 2 mini plak sisteminin 1 mini plaktan daha iyi performans gösterdiğini söylese de sınırlı cerrahi erişim ve kemik fragmanlarının küçük boyutları nedeniyle minimum donanım kullanımı gereklidir. Bu sınırlamalar, bazılarının 2 miniplakla benzer veya daha iyi performans gösterdiği bildirilen 3 boyutlu tasarımlara sahip tek mini plakların geliştirilmesine yol açmıştır (15,206,207). 2020 yılında yapılan bir çalışmada, düşük seviyeli subkondiler kırıklarda 2 mini plakla fiksasyonun en iyi seçenek olduğunu tespit etmişlerdir (188). Biyomekanik açıdan, romboid miniplakların 2 miniplak fiksasyonuna benzer sonuçlar vereceği rapor edilmiştir. Ayrıca romboid plağın, küçük boyutu ve fiksasyon için daha az vidaya ihtiyaç duyulması gibi bazı avantajları vardır. Diğer yandan cerrah, kondil kırığının fiksasyonundan önce plağı anatomik olarak daha iyi oturacak duruma getirmek için şekillendirebilir (208). Bu tez çalışmasında 2 mini plak ve romboid plaklar; yüksek ve düşük seviyeli kondil boynu kırıklarında kullanılmış ve sonuçlar analiz edilmiştir.

Canlı olan dokularda; belirlenmiş bir kuvvet altında oluşan stres ve sonuçların analizini klinik şartlar altında ölçümlemeye çalışmak hem maddi açıdan dezavantajlı hem de komplikasyon riskini oldukça arttıran neredeyse imkansız bir yöntemdir. Dolayısıyla arzu edilen dokuya ve yapıya en benzer halinin simüle edebileceği modeller yardımıyla analizler yapmak bir ihtiyaç halini bulmuştur (33,34). Sonlu elemanlar analizinin, ortaya çıktığı günden şimdiki zamana kadar iskeletsel mekaniklerde kullanım alanını oldukça geliştirmiştir (209).

Sonlu elemanlar analizi; çiğneme ve diğer fonksiyonların mandibulada meydana getirdiği biyomekanik davranışların, kemik yapılarındaki bölgesel değişimleri çeşitli açılardan stres ve gerilim analizlerinin yapılmasına fayda sağlar (209). Ayrıca bu yöntem ile ortopedi ve travmatoloji içerisinde tedavi amaçlı kullanılan, kullanılması planlanan materyal ve aygıtların değişen şartlar altındaki mekanik davranışlarını analiz etme ve değerlendirme imkanı elde edilmiştir (31,186).

Sonlu elemanların analizinde yöntemin olarak; 2 veya 3 boyutlu modellemeler yapılarak analizler oluşturulur. Gereken yapı ve materyal için orjinaline en yakın halini 3 boyutlu modelleme sağlamaktadır (187). Çalışma yapılması planlanan dokuların modellenmesinde, orjinaline en yakın sonuçları elde edebilmek için bilgisayarlı tomografi gibi görüntüleme yöntemlerinden yardım almak gerekmektedir (210). Sevimay ve ark., kemik dokusunun gerçeğine en yakın görüntü ve boyutların oluşturulabilmesi için bilgisayarlı tomografinin kullanılmasının gerekli olduğunu rapor etmişlerdir (191). Bu çalışmada da alt çeneye ait modeller için tam dişsiz hastaların tomografisi radyoloji arşivinden seçilmiş ve “3D Complex Render” yöntemi ile 3 boyutlu modelleri oluşturulmuştur.

Modelleme aşamasında önemli olan bir diğer etken de en az zorluk ile modifiye edilebilecek sınır koşullarını oluşturmaktır. Sınır koşullarında yapılan değişimler ardından analizin tekrarlanması ve yeni sonuçlar elde edilmesi gerekmektedir. Ayrıca simüle edilecek fonksiyon sırasındaki kasların davranışlarının dikkatle modellenmesi stres ve gerilim dağılımındaki yanlışların önüne geçecektir (211). Çene hareketleri, çiğneme kaslarının kontrolü altındadır. Bunun yanında, ligament ve eklem yüzeyleri de bu

hareketlere pasif olarak katılmaktadır (212). Mandibulada; normal kabul edilen fonksiyonlarında, kas kuvvetlerinin ve okluzal diş temasları sırasında mandibular kemiğe ve her iki kondil başında yarattığı etkiye karşı bir tepki kuvveti oluşmaktadır. Yaklaşık olarak her bir kondilde oluşan tepki kuvvetleri, medial veya anteromedial ısırma anında 150 N' a kadar ulaşabilmektedir (194). Albogha ve ark., 2017'de yaptıkları çalışmada subkondiler kırıkların fiksasyonunda, kondil başına yatay düzlemde 60°'lik açı yapan 150'luk bir kuvvet vektörü uygulayarak mandibular fonksiyonları taklit etmişlerdir.(15) Bu tez çalışmasında kullanılan modeller için sınır koşulları ön sınırdan mandibula tabanında sınırlandırılmıştır. Her bir kondile, literatürde kabul görülen kas kuvvetleri ve vektörler kullanılarak; 150 N büyüklüğünde ve 60° yatay düzlemde açı yapan bir kuvvet vektörü simüle edilmiştir.

Biyomedikal uygulamalar için kullanılan malzemeler geniş bir yelpazeyi kapsar ve belirli özellikler sergilemelidir. Bu alanda kullanılacak materyalden beklenen en önemli özellik; biyouyumluluktur, bunu korozyon direnci takip eder. Ana metalik biyomalzemeler; paslanmaz çelikler, kobalt alaşımı, titanyum ve titanyum alaşımlarıdır. Paslanmaz çelik, başarıyla kullanılan ilk biyomateryal olmuştur. 1932'de ise tıbbi uygulamalar için Vitalium adlı kobalt bazlı bir alaşım geliştirilmiştir. Son 50 yılda dünya çapında üniversitelerde ve endüstrilerde çok sayıda in-vivo ve in-vitro titanyum deneyleri yapılmıştır. Bu deneylerde, titanyumun mükemmel biyouyumluluğunun oksitleriyle ilişkili olduğunu bulmuşlardır (18). Ticari olarak saf titanyum (Cp Ti), en iyi biyouyumlu metalik malzeme olarak kabul edilir; çünkü yüzey özellikleri kendiliğinden kararlı ve inert oksit tabakası oluşmasına neden olur (213). Ayrıca içeriğinde değişiklikler yapılarak çeşitli alaşımlar oluşturulup, farklı özelliklerde titanyum alaşımları elde edilmiştir. Titanyumun biyouyumluluğu ve oksit tabakasının yanı sıra paslanmaz çelik ve kobalt alaşımlarından daha düşük elastisite modülüne sahip olması da bir diğer avantajıdır (17).

Günümüzde, internal fiksasyonun yoğun bir şekilde kullanılması da bu konudaki yaklaşımların sürekli güncellenmesiyle doğru orantılı bir grafik çizmektedir. Fiksasyon sonrasında; kemiğin iyileşmesine izin verecek bir stabilite ve aşırı rijit fiksasyonun ortaya çıkardığı olumsuz sonuçlar arasında bir balans oluşturabilecek daha farklı sistemler geliştirilmesine ortam sağlamıştır. Bu düşüncenin ilk adımı, paslanmaz çelikten titanyuma

geçiş olmuştur. Ayrıca, kullanılan materyallerin boyut ve bükülme dayanıklılıklarının da azaltılmasına yönelik de bir tercih haline gelmiştir (17).

İnternal rijit fiksasyonla elde edilen başarılı bir kemik iyileşmesi sonrasında bile kemik doku ile fiksasyon sisteminin bükülme özellikleri arasındaki farklılık, oluşan stresin büyük bir kısmının fiksasyon aygıtı tarafından taşınmasına sebep olur. Wolf kanununun belirttiği gibi kemik dokunun maruz kaldığı stresler, kemiğin yoğunluğunu etkileyecektir. Dolayısıyla; rijit plaklar altında kalmış olan kemik doku, bu koşullarda meydana gelen değişikliğe uyumlanmak için normal kemik dokudan daha pöröz bir yapıda olacaktır (16).

Titanyumun makaslama kuvvetlerine ve aşınmaya karşı olan direnci gibi özelliklerinin yanı sıra elastisite modülü; kemik dokuya (paslanma çelik ve kobalt alaşımlarına kıyasla) daha yakın olsa da arada yine de uyumsuzluk yaratan bir fark mevcuttur. Bu uyumsuzluğu ortadan kaldırmak için geliştirilen titanyum alaşımlarında ise elastik modülün, kemiğin değerlerine yakınlştırıldığı zaman da dayanıklılığı azalmıştır (18).

Başka bir konu da, her ne kadar biyouyumlu kabul edilip; kalp pili, kalça protezi, osteosentez için ilk tercih edilen materyal olsa da granülomatoz reaksiyonlardan bahseden raporlar bildirilmiş ve bir tartışma konusu haline gelmiştir (19–24). Titanyum aygıtların yüzeyinde oluşan oksit tabakası hakkında, insan dokuları tarafından negatif yanıt verme ihtimalleri de ortaya atılmıştır (214).

Rijit fiksasyon uygulandığı bazı durumlarda, iyileşmede gecikmeler yaşanabildiği ve fizyolojik açıdan kırık bölgesinde yeterli kemik yoğunluğunun elde edilemediği gibi olumsuz sonuçların bildirilmesi; rijit fiksasyon prensiplerine şüpheyile yaklaşılmasına sebep olmuştur (164). 2002 yılında yapılan bir çalışmada, fiksasyonun ardından kemik fragmanları arasındaki gerinimin değerine bakılarak iyileşme sürecinin tahmin edilebileceğini belirten bir teori oluşturmuşlardır. %2-10 arası bir gerinim mevcutsa (kallus meydana gelecek) sekonder kemik iyileşmesi, %2'den az gerinim oranında ise (kallus oluşmaksızın) primer kemik iyileşmesi, %10-100 arasında oluşan gerinimler yoğun bağ doku oluşumuyla sonuçlanacaktır (215). Bu konu hakkında yapılan birçok çalışmada

da benzer sonuçlar rapor edilmiştir. Ve en sonunda oluşan bütün stres ve gerininin tamamının fiksasyon ünitesi tarafından taşınması zorunluluğu, yerini yeterli mekanik stabilite altında bir miktarının da kemik doku tarafından taşınmasının sağlıklı bir iyileşmeyi sağlayabileceği fikri oluşmuştur.

Bu veriler esas alınarak kemik ve fiksasyon materyalinin esnekliklerinin birbirine yakın değerlerde olması; ikisi arasındaki yük paylaşımını sağlayacağı kanısına varılmış ve elastisite modülü kemiğe titanyumdan daha yakın olan polietereketon (PEEK), fiksasyon için alternatif materyal olarak öne sürülmüştür.

PEEK, mükemmel mekanik özellikler de dahil olmak üzere biyomalzemeler için üstün derecede bir dizi özellik sunar (216). Plastik teknolojilerini kullanan çok yönlü seri üretimde işleme yeteneği, doğal radyolüsen (MR uyumluluğu), toksisite ihtimalinin düşük olması, iyi kimyasal ve sterilizasyon direnci, tekrarlanabilir, saf ve izlenebilir bir tedarik yoluna sahip olması bu özelliklere örnek gösterilebilir (165,217,218). Metallerin ve alaşımlarının aksine PEEK; titanyumdan daha çok insan kemiğine daha yakın olan ve nispeten düşük elastisite modülü ile yüksek dayanıklılığı birleştirir (219).

Saf PEEK, yaklaşık 3.7-4 GPa elastisite modülünü sahiptir. Bu değer, kemik dokuya oldukça yakın bir değer gibi görünse de yeterli dayanıklılık açısından sınıfta kalmaktadır (26). Sandler ve ark., yaptığı çalışmada; karbon fiber ile modifiye edilen saf PEEK'in hem elastisite modülünde hem de dayanıklılığında artış meydana geldiğini rapor etmiştir (220). PEEK'in diğer metal ve metal alaşımlarından hem biyomekanik hem de biyouyumluluk açısından üstün özellikleri sayesinde ortopedi ve maksillofasiyal cerrahide titanyum alaşımların yerine alternatif olarak kullanımı hakkında çeşitli çalışmalar yayınlanmış olmasına rağmen klinik kullanımına dair bir onayı yoktur. Bu tez çalışması da literatürdeki bu eksiklikten yola çıkarak PEEK'in, kondil kırıklarının internal fiksasyonunda titanyum alaşımları yerine sağlıklı bir seçenek olup olmayacağını değerlendirmek için planlanmıştır.

Biçimlendirilebilen ve kırılma özellikteki materyallerin esnekliği bir kırılma teorisiyle açıklanır. Titanyum plaklar gibi sünek malzemeler için von mises stres; kemik gibi kırılma malzemeler için plastik deformasyonun başlayacağı tahminini elde etmek amacıyla asal stres teorisi kullanılmaktadır. Maksimum asal stresler çekme kuvvetlerini, minimum asal stresler yükleme veya kompresyon kuvvetlerini tanımlar (221).

Kondil kırıkları, tedavisi boyunca birçok parametrenin değerlendirilmesi gereken spesifik bir kırık türüdür. Stabilizasyonun en uygun hale getirilmesi için bütün parametreler gözden geçirilip, aralarındaki ilişki iyi analiz edilmelidir. Daha önceki çalışmalar 2 mini plakla fiksasyonun ideal sonuçlar verdiğini bildirse de; plakların boyutu ve cerrahi alan sınırlılığı daha önce de belirtildiği gibi bir dezavatajdır (206,207). Bu yönergeler dahilinde bir kısmının 2 mini plakla yakın veya daha üstün özelliklere sahip olduğunu bildiren 3 boyutlu plak tasarımları geliştirilmiştir (15). Başka bir çalışmanın, sonlu elemanlar analizi ile ortaya koyduğu sonuçlar; kondil kırıklarında 2 mini plak veya 3 boyutlu plakların kullanımını önermiştir (222). Albogha ve ark., kondil kırıklarının tedavisinde romboid plak kullanımı hakkında klinik kanıtların yeterli olmadığını rapor etmiştir (15). Kozakiewicz ve Swiniarski, romboid plak kullanımını kondil kırıklarının osteosentezinde önermiştir (223). Bu çalışmaların sonucundan faydalanan bu tez çalışmasının hedefi, yüksek ve düşük seviyeli kondil boynu kırıklarında romboid plağın 2 mini plak sistemine alternatif olup olamayacağını sonlu elemanlar analizi ile değerlendirmektir.

Yüksek seviyeli kondil kırığında, kortikal kemikte oluşan çekme kuvvetlerindeki en yüksek değer; romboid plakta analiz edilmiştir. Basma kuvvetlerindeki en yüksek değerler ise 2 mini plakta görülmüştür. Matematiksel olarak incelediğimizde 2 mini plakta meydana gelen en yüksek basma kuvveti stresi, romboid plakta meydana gelen en yüksek çekme kuvveti stresinden daha büyüktür. Her iki plak tasarımında da en düşük stres değeri, 2 mini plakta ölçülmüştür. Romboid plakta; maksimum asal stres yüksek çıkmış olsa da elde edilen stres değerleri arasındaki fark, 2 mini plaktaki en düşük ve en yüksek stres değerleri arasındaki farktan daha azdır. Başka bir tanımla, romboid plakta; en yüksek ve en düşük stres değerleri birbirine daha yakındır. Bu durumda, romboid plağın stresi; kemik üzerinde daha homojen ve dengeli dağıtılmasına fayda sağladığı sonucuna varılabilir. Kemiğe gelen bu dengeli dağılmış stres ile iyileşme sırasından meydana gelebilecek komplikasyonların engelleneceği hem de plağın daha homojen bir şekilde kemiğe destek olacağı savunulabilir. Bu yorumlar ışığında romboid plak, 2 mini plağa göre daha sağlıklı bir fiksasyon ve iyileşme süreci sunabilir. Bu da romboid plağı daha uygun bir seçenek haline getirebilir.

Düşük seviyeli kondil kırığında ise çekme ve kompresyon kuvvetlerinin stres analizinde; romboid plak genel olarak daha yüksek stres değerleri vermiştir. Bu sonuç, 2

mini plak kullanımının; stres analizleri göz önüne alınarak düşük seviyeli kondil kırıklarında, rombooid plağa göre daha avantajlı olduğunu göstermiştir. Bir çalışmada, düşük seviyeli kondil boynu kırıklarında en yüksek çekme kuvvetinin rombooid plakta olduğunu; en düşük değerin ise 2 mini plakta gerçekleştiğini rapor etmişlerdir. Aynı çalışma; yüksek seviyeli kondil kırıklarında rombooid plak, düşük seviyeli kondil kırıklarında 2 mini plakla tedavi yapılması gerektiğini savunmuştur (188). Düşük seviyeli subkondiler kırıklarda, kırık hattı kemikte daha uzun süreksizlik meydana getirdiği için daha geniş bir düzlem oluşturmak ve stabil fiksasyon amacıyla 2 plak yerleştirilebilir sonucu literatürde mevcuttur (224,225). Analizlerden elde edilen sonuçlar da bu çalışmalarda önerileri desteklemektedir. Yüksek seviyeli kondil kırıklarında rombooid plak kullanılarak, düşük seviyeli kondil kırıklarında 2 mini plak kullanılarak fiksasyonun kemik dokuda oluşturacağı stres açısından en uygun seçim olduğu sonucuna varılmıştır.

Kırığın iyileşme sürecine başlamasına kadar en önemli faktör stabilizasyondur (203). Bir çalışma; stabilizasyonun bası kuvveti ile ilişkisinin oldukça önemli olduğunu vurgulamış ve kondil kırıklarında kemik üzerindeki bası kuvvetinin, ramus ve kondilin arka sınırında oldukça yoğun olduğunu belirtmiştir (226). Oluşturulan 3. ve 4. senaryolarda da 2 mini plakta ramusun arka kenarına yakın pozisyonlandırılmış plağın, kondil başına en yakın olan vidası (5. vida) etrafındaki kemikte ölçülen baskı kuvveti stresi değerleri hem bulunduğu plakta hem de aynı seviyedeki kırıkta rombooid plakta oluşan değerlerden yüksek çıkmıştır. Açıklamak gerekirse 2 mini plak, rombooid plağa göre daha stabil bir fiksasyon sunmuştur.

Yüksek seviyeli kondil kırıklarında; en yüksek yer değiştirme miktarı rombooid plakta, en düşük değer ise 2 mini plakta analiz edilmiştir. Düşük seviyeli kondil kırıklarında; en yüksek ve en düşük yer değiştirme 2 mini plakta ölçülmüştür. Her iki kırık seviyesinde de en düşük yer değiştirmenin 2 mini plakta meydana gelmesinin sebebi, Ergezen ve ark.'ın çalışmasındaki yorumlama ile benzer olarak; desteklenen yüzey alanının artmasıyla vidalar arasındaki mesafenin artmasına bağlanabilir (188). Rombooid plakta en yüksek yer değiştirme 1. vidada görülmüştür. Kondil başı ve kırık hattından uzaklaştıkça yer değiştirme değerleri azalmış en düşük değerleri 4. ve 5. vidalarda analiz edilmiştir. 2 mini plakta en yüksek yer değiştirme değerleri 5. vidalarda; yani ramus arka kenarına yakın yerleştirilmiş plakta, kondil başına en yakın vidada gerçekleşmiştir.

Romboid plaktakine benzer şekilde kondil başından uzaklaştıkça değerler azalmıştır. Yer değiştirme açısından, her iki plak tasarımı da benzer davranışları sergilemiştir.

Yüksek seviyeli kondil kırıklarında, en yüksek von mises stres değeri romboid plakta; düşük seviyeli kırıklarda ise en yüksek von mises stres değeri 2 mini plakta analiz edilmiştir. Bu yüksek stres barındıran alanlar, kırık hattı üzerinde yerleşim gösteren vidaların arasında ve etrafında görülmüştür. Kırık hattından ve kondil başından uzaklaştıkça stres azalmıştır. 2 mini plakta; ramusun arka kenarına yakın yerleştirilmiş olan plaktaki von mises stres değerleri, sigmoid çentiğe yakın yerleşimli plaktan daha düşük sonuçlar vermiştir. Romboid plakta da en yüksek stres birikimi kırık hattı üzerindeki alanlarda oluşmuştur. 2 mini plakta olduğu gibi kırık hattından uzaklaştıkça stres değerleri azalmıştır. Elde edilen özgün sonuçlar; yüksek seviyeli kondil kırıklarında romboid plağın kemiğe daha az stres ilettiğini, aynı biyomekanik davranışın düşük seviyeli kırıklarda 2 mini plakta meydana geldiğini göstermiştir. Bu bulgular ve yorumlamanın ışığında Ergezen ve ark.'ın çalışması ile uyumlu olarak; yüksek seviyeli kondil kırıklarında romboid plağı, düşük seviyeli kondil kırıklarında 2 mini plağın tercih edilmesi gerektiği bulunmuştur (188).

Fiksasyon aygıtlarında aşırı stresten kaçınılmazsa fiksasyon başarısız olur ve bu da iyileşmenin bozulmasına yol açar. Biyomekanik açıdan; romboid plakların, 2 mini plak fiksasyonuna benzer sonuçlar ortaya koyduğu rapor edilmiştir. Romboid plağın, 2 mini plağa göre boyut ve şekillendirilebilme açısından avantajları daha önceki bölümlerde açıklanmıştır. Bu çalışmanın analiz sonuçlarına göre de yüksek seviyeli kondil kırıklarında romboid plak 2 mini plağa alternatif olarak tercih edilebilir ancak; düşük seviyeli kondil kırıklarında beklenen stabilite ve dayanıklılığı sergileyemediği için 2 mini plak ile fiksasyon, daha uygun ve iyi bir iyileşme ile sonuçlanacaktır.

Steinberg ve ark., yaptıkları çalışmada; KF-PEEK tibial çivi, dinamik kompresyon plağı, proksimal humeral plak ve distal radius volar plağı biyomekanik olarak karşılaştırmış ve PEEK materyalinin bu testleri başarıyla geçtiğini, böylece kabul kriterlerini karşıladığını ve bu özelliklerde piyasada bulunan diğer çivi ve plaklara benzer şekilde davrandığını göstermiştir (227). Bu tez çalışmasında da, plak tasarımlarının kemik üzerinde ve plak üzerindeki stres, yer değiştirme analizlerinin yanı sıra son zamanlarda geleneksel titanyum alaşımlarına alternatif seçenek arayışı ile geliştirilmiş olan PEEK

materyalinin karbon fiber ile güçlendirilmiş halini içerik malzeme olarak kullanılmış ve titanyum ile karşılaştırılmıştır.

Kırık tedavisindeki en önemli amaç, iyileşmenin biyolojik açıdan en iyi şekilde sonuçlanması için uygun ortamı sağlamaktır. Ortamın mekanik koşullarına göre birincil veya ikincil kemik iyileşmesi gerçekleşebilmektedir. Birincil kemik iyileşmesinin elde edilmesi daha zordur; genelde daha yavaş ve seyrek gerçekleşir. Bu yüzden tedavide hedeflenen iyileşme, ikincil kemik iyileşmesidir ve bunu sorunsuz biçimde sonuçlandırmaktır (228). Sekonder kemik iyileşmesi sağlanarak vida gevşemesi veya fiksasyon aygıtının yorgunluğunun önüne geçilebilir. Perren, kallus oluşumu için % 2 ile %10 arasındaki gerilme aralığının uygun olduğunu bildirmiştir. Daha fazla gerilme fibröz iyileşmeye, daha az gerilme ise primer kemik iyileşmesine yol açacağını da rapor etmiştir (215). Oluşturulan 4 senaryoda da von mises stres değerleri, PEEK plaklar üzerinde; titanyumdan daha yüksek değerlerde çıkmıştır. Stresin en yoğunlaştığı bölge, plaklarda kırık hattı üzerinde gözlenmiştir. Bütün senaryolarda en yüksek von mises stres değeri; düşük seviyeli kondil kırıklarında PEEK 2 mini plakta meydana gelmiştir. Ponnapan ve ark., uyguladıkları mekanik testlerde PEEK'in sergilediği statik ve yorulma özellikleriyle birlikte yaptıkları kadavra çalışmasının sonucunda; PEEK'in, herhangi bir sorun olmadan kırık segmentlerinde daha esnek bir stabilizasyona izin verebileceğini düşünmüşlerdir. Bu düşüncelerin sonucu olarak da PEEK'in diğer metallere göre daha esnek özellikte olmasıyla yük paylaşımı açısından kemik dokudaki stresi azalttığını rapor etmişlerdir (229). Yüksek dayanıklılığa ve düşük rijiditeye sahip implantların, optimal kemik iyileşmesine izin vermesi mümkündür. Karbon fiberle güçlendirilmiş polietereeterketon malzemeler, insan kemiğine benzer bir modül sağlarken yüksek yük taşıma kapasitesi ve dayanıklılık ile karakterizedir (230). Yapılan analizlerin sonucunda; her iki plak tasarımında da kortikal kemikteki maksimum asal stres değerleri, titanyum plaklarda daha yüksek çıkmıştır. Kondil başına yakın konumlandırılmış vidaların etrafındaki kortikal kemik gerinim stresinin yoğunlaştığı bölgedir. Elde edilen stres analizleri ve literatür desteği, PEEK'in daha sağlıklı bir yük paylaşımı yapıp kemiğe gelen stresleri absorbe ettiğini ifade eder. Daha önce belirtilen sağlıklı yük paylaşımı ile PEEK, kemik iyileşmesinde kallus oluşumu daha çok destekleyerek hedeflenen sekonder kemik iyileşmesini indükleyecektir.

Kortikal kemik üzerindeki mekanik kompresif streslerin, osteoklastlar aracılığıyla kemik rezorpsiyonunu tetiklediği rapor edilmiştir (231). Vida deliği etrafındaki stresi azaltarak, kemik rezorpsiyonunu ve vida gevşeme ihtimalini en aza indirmek fiksasyon sistemlerinde önem arz eden bir faktördür. Vidalardan birinde sorun olduğu zaman, yük diğer vidalara dağılacaktır. Bu da ömürlerini büyük oranda kısaltacaktır. Vida gevşemesi ayrıca enfeksiyona yol açabilir ve revizyon cerrahisi ihtiyacı doğurabilir (232). Yapılan stres analizlerinde; sıkışma gerilim değerleri 2 mini plakta PEEK materyalinde, daha düşük sonuçlar vermiştir. Ancak rombooid plakta en yüksek değerler, PEEK plakta görülmüştür. Ortaya çıkan bulguların ışığında 2 mini plaklarda peek, bahsedilen komplikasyon ihtimallerini eleyecek potansiyele sahip gözükmemektedir. Ancak rombooid PEEK plaklarda edinilmiş sonuçlar, PEEK'in titanyum yerine alternatif olabileceğine dair destekleyecek sonuçları tam olarak verememiştir. Rombooid plaklarda PEEK hammaddesi kullanımı için daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır.

Feerick ve ark., femur kırıkları tedavisi için materyal olarak KF-PEEK'i araştırmış ve PEEK'in stres dağılımı açısından kemiği daha iyi taklit ettiğini; bu yönüyle kemik üzerindeki stresi önemli ölçüde azalttığını bildirmiştir. Bu özelliğinin yanında metalik eşdeğerlerine kıyasla kırık fragmanlarının stabilitesinden ödün vermediğini de eklemişlerdir (233). Kortikal kemik ve fiksasyon aygıtında oluşan stres seviyelerinin yanı sıra, kullanılan materyalin başarısını etkileyen bir diğer faktör de yer değiştirme miktarıdır. PEEK plak kullanımının kemikle yakın esneklikte olması, sağlıklı stres dağılımı ve yük paylaşımının yanında plak ve vidalardaki yer değiştirme miktarının da titanyuma göre alternatif bir avantaj yaratıp yaratmayacağı analiz edilmiştir.

Titanyumda, hem rombooid plakta hem de 2 mini plakta; PEEK'e göre daha yüksek yer değiştirme miktarları ölçülmüştür. En yüksek yer değiştirme miktarı; titanyum rombooid plakta, yüksek seviyeli kondil kırığında görülmüştür. Sayısal olarak titanyumda daha yüksek değerler analiz edilmiş olsa da PEEK'te oluşan değerler ile arasında çok büyük bir fark yoktur. En düşük yer değiştirme değeri ise PEEK 2 mini plakta ölçülmüştür ancak bu değer titanyumdaki en küçük değere oldukça yakındır. Özetle, deplasman miktarına göre her iki materyalde elde edilen değerler; PEEK'in titanyuma benzer davranışlar sergilediğini bundan yola çıkarak da titanyum yerine güvenle kullanılması düşüncesine bir katkı sağlamış bulunmaktadır. Sonlu elemanlar analizi, sayısal değerleri temel almış sonuçlara yönlendirmektedir. Bu sonuçlardan yararlanarak; PEEK materyalinin titanyuma

benzer değerler edindiğini ve ilerleyen zamanda daha sık tercih edilip, kendine geniş bir kullanım alanı bulacağını dūřündürmektedir. Ancak bu çalışmada; PEEK'in, kullanılan her iki plak tasarımı için de aynı sonuçları veremediği bazı analizler de bulunmaktadır. Bu nedenle daha çok çalışmaya ve daha farklı plak tasarımları ile çalışmaların yapılması ve değerlendirilmesi gerekmektedir.



6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında yüksek ve düşük seviyeli kondil boynu kırıklarında, PEEK ve titanyum materyalleri; stres ve yer değiştirme açısından, sonlu elemanlar analizi kullanarak değerlendirildi. Plak tasarımları olarak da romboid ve 2 mini plak kullanılmıştır. Elde edilen önemli sonuçlar şunlardır;

- Simüle edilen 150N'luk ve yatay düzlemde 60°'lik kuvvet vektörü altında plaklar üzerinde biriken von mises stres değerleri, PEEK materyalinde daha fazla çıkmıştır. Yüksek seviyeli kondil kırıklarında en yüksek von mises değeri; romboid plakta, düşük seviyeli kondil kırıklarında ise 2 mini plakta oluşmuştur.

- Kortikal kemikte meydana gelen çekme kuvveti streslerinde titanyum, daha yüksek değerler vermiştir. Romboid plakta, yüksek seviyeli kondil kırıklarında daha yüksek değerler elde edilmişse de en yüksek ve en düşük stres değerleri arasındaki fark 2 mini plaktan daha azdır. Bu da stresin daha dengeli dağıldığını gösterir. Düşük seviyeli kondil kırıklarında; kemikte oluşan çekme ve basma kuvvetlerinin stres değerleri ise romboid plakta daha yüksek çıkmıştır.

- Kortikal kemikte oluşan basma kuvveti streslerinde; romboid plakta, her iki kırık seviyesinde genel olarak titanyum daha yüksek değerler vermiştir. Ancak; kondil başına ve ramus arka kenarına yakın olan vidaların etrafındaki kemikte, PEEK'te daha yüksek sonuçlar elde edilmiştir. 2 mini plakta ise titanyum plaklar, kemikte daha yüksek basma kuvveti stresine neden olmuştur.

- Çalışmada; en yüksek yer değiştirme miktarı, yüksek seviyeli kondil kırıklarında titanyum romboid plakta gerçekleşmiştir. Diğer senaryolarda da en yüksek yer değiştirme miktarı, titanyum plaklarda analiz edilmiştir.

- Özetle; yüksek seviyeli kondil kırıklarında, romboid plağın kullanımı 2 mini plak yerine tercih edilebilir. Hem kemiğe daha az stres iletmesi hem de daha homojen dağıtması onu daha avantajlı hale getirmiştir. Ancak, bu çalışma bulgularında PEEK materyalinin romboid plakta kullanımı, titanyuma alternatif olarak kullanılabileceğine dair kesin, net sonuçları veremediği bazı analiz değerleri de mevcuttur. Bu yüzden de romboid plakta PEEK materyali kullanımı için daha çok çalışmaya ihtiyaç vardır. Düşük seviyeli kondil kırıklarında analizlerde elde edilen bulgular; 2 mini plağın romboid plaktan daha iyi biyomekanik davranışlar sergilediğini göstermiştir. Materyal açısından PEEK, titanyuma

benzer ve daha üstün özellikler sergileyebilmiştir. Bundan yola çıkarak 2 mini plak tasarımında PEEK, titanyuma alternatif olarak tercih edilebilir düşüncesine katkı sağlanmıştır.

Ortaya çıkan sayısal değerlere göre PEEK, biyomekanik açıdan titanyuma benzer bazı durumlarda daha iyi özellikler göstermiştir. 2 mini plakta titanyuma alternatif olabileceğine dair bir sonuca varılsa da, farklı plak tasarımlarında PEEK'in materyal olarak rutin tercih edilebilmesi için daha fazla deneysel ve uzun dönem çalışmalarına ihtiyaç vardır.



KAYNAKLAR

1. Engevall S, Fischer K. Dislocation of the mandibular condyle into the middle cranial fossa: review of the literature and report of a case. *J oral Maxillofac Surg.* 1992;50(5):524–7.
2. Ellis III E, Moos KF, El-Attar A. Ten years of mandibular fractures: an analysis of 2,137 cases. *Oral surgery, oral Med oral Pathol.* 1985;59(2):120–9.
3. Powers DB. Classification of mandibular condylar fractures. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am.* 2017;25(1):1–10.
4. Archer WH. Dr. Horace Wells, dentist, who first discovered, demonstrated and proclaimed the blessings of surgical anesthesia. *N Y J Dent.* 1969;39(10):458–60.
5. Malkin M, Kresberg H, Mandel L. Submandibular approach for open reduction of condylar fracture. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol.* 1964;17(2):152–7.
6. Sawhney R, Brown R, Ducic Y. Condylar fractures. *Otolaryngol Clin North Am.* 2013;46(5):779–90.
7. Ellis III E, Throckmorton GS. Treatment of mandibular condylar process fractures: biological considerations. *J oral Maxillofac Surg.* 2005;63(1):115–34.
8. Assael LA. Open versus closed reduction of adult mandibular condyle fractures: an alternative interpretation of the evidence. *J oral Maxillofac Surg.* 2003;61(11):1333–9.
9. Erol B, Tanrikulu R, Görgün B. Maxillofacial fractures. Analysis of demographic distribution and treatment in 2901 patients (25-year experience). *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2004;32(5):308–13.
10. Shakya S, Zhang X, Liu L. Key points in surgical management of mandibular condylar fractures. *Chinese J Traumatol - English Ed.* 2020;23(2):63–70.
11. Champy M, Lodde JP, Schmitt R, Jaeger JH, Muster D. Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *J Maxillofac Surg.* 1978;6:14–21.
12. Choi B-H, Kim K-N, Kim H-J, Kim M-K. Evaluation of condylar neck fracture plating techniques. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 1999;27(2):109–12.

13. Wagner A, Krach W, Schicho K, Undt G, Ploder O, Ewers R. A 3-dimensional finite-element analysis investigating the biomechanical behavior of the mandible and plate osteosynthesis in cases of fractures of the condylar process. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology*. 2002;94(6):678–86.
14. Tominaga K, Habu M, Khanal A, Mimori Y, Yoshioka I, Fukuda J. Biomechanical evaluation of different types of rigid internal fixation techniques for subcondylar fractures. *J oral Maxillofac Surg*. 2006;64(10):1510–6.
15. Albogha MH, Mori Y, Takahashi I. Three-dimensional titanium miniplates for fixation of subcondylar mandibular fractures: comparison of five designs using patient-specific finite element analysis. *J Cranio-Maxillofacial Surg*. 2018;46(3):391–7.
16. Wolff J. Concept of the law of bone remodelling. In: *The law of bone remodelling*. Springer; 1986. p. 1.
17. Metsemakers WJ, Moriarty TF, Nijs S, Pape HC, Richards RG. Influence of implant properties and local delivery systems on the outcome in operative fracture care. *Injury*. 2016;47(3):595–604.
18. Elias CN, Lima JHC, Valiev R, Meyers MA. Biomedical applications of titanium and its alloys. *Jom*. 2008;60(3):46–9.
19. Abdallah HI, Balsara RK, O’Riordan AC. Pacemaker contact sensitivity: clinical recognition and management. *Ann Thorac Surg*. 1994;57(4):1017–8.
20. Viraben R, Boulinguez S, Alba C. Granulomatous dermatitis after implantation of a titanium-containing pacemaker. *Contact Dermatitis*. 1995;33(6).
21. Yamauchi R, Morita A, Tsuji T. Pacemaker dermatitis from titanium. *Contact Dermatitis*. 2000;42(1):52–3.
22. Lalor PA, Gray AB, Wright S, Railton GT, Freeman MAR, Revell PA. Contact sensitivity to titanium in a hip prosthesis? *Contact Dermatitis*. 1990;23(3):193–4.
23. Lalor PA, Revell PA, Gray AB, Wright S, Railton GT, Freeman MA. Sensitivity to titanium. A cause of implant failure? *J Bone Joint Surg Br*. 1991;73(1):25–8.
24. Thomas P, Bandl W, Maier S, Summer B, Przybilla B. Hypersensitivity to titanium osteosynthesis with impaired fracture healing, eczema, and T- cell hyperresponsiveness in vitro: case report and review of the literature. *Contact Dermatitis*. 2006;55(4):199–202.

25. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. Vol. 60, Journal of Prosthodontic Research. 2016. p. 12–9.
26. Ching WY, Rulis P, Misra A. Ab initio elastic properties and tensile strength of crystalline hydroxyapatite. Acta Biomater. 2009;5(8):3067–75.
27. Martin RB, Ishida J. The relative effects of collagen fiber orientation, porosity, density, and mineralization on bone strength. J Biomech. 1989;22(5):419–26.
28. Turner MJ, Clough RW, Martin HC, Topp LJ. Stiffness and deflection analysis of complex structures. J Aeronaut Sci. 1956;23(9):805–23.
29. Kavanagh EP, Frawley C, Kearns G, Wallis F, McGloughlin T, Jarvis J. Use of finite element analysis in presurgical planning: treatment of mandibular fractures. Ir J Med Sci. 2008;177(4):325–31.
30. Narra N, Valášek J, Hannula M, Marcián P, Sándor GK, Hyttinen J, et al. Finite element analysis of customized reconstruction plates for mandibular continuity defect therapy. J Biomech. 2014;47(1):264–8.
31. Adıgüzel Ö. Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Diş hekimliğinde kullanım alanları, temel kavramlar ve eleman tanımları. Dicle Dişhekimliği Derg. 2010;11(1):18–23.
32. Ko C-C, Rocha EP, Larson M. Past, present and future of finite element analysis in dentistry. Finite Elem Anal Biomed Appl to Ind Dev. 2012;1–25.
33. Van Staden RC, Guan H, Loo Y-C. Application of the finite element method in dental implant research. Comput Methods Biomech Biomed Engin. 2006;9(4):257–70.
34. Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Kawakami M, Kang Y-B, Tsutsumi S, et al. Biomechanical analysis of miniplate osteosynthesis for fractures of the atrophic mandible. J oral Maxillofac Surg. 2009;67(11):2397–403.
35. JH B. Edwin Smith surgical papyrus. Facsim Hierogl Transliteration with Transl Comment Chicago Univ Chicago Orient Publ. 1930;
36. Siegert R, Weerda H. Immobilization of fractures of the facial skeleton: past and present. Facial Plast Surg. 1990;7(03):137–51.
37. Aziz SR. A history of the treatment of jaw fractures. J Mass Dent Soc. 1993;42(4):200–3.
38. STIMSON LA. A treatise on fractures and dislocations. Ann Surg. 1908;48(2):319.

39. Mukerji R, Mukerji G, McGurk M. Mandibular fractures: Historical perspective. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 2006;44(3):222–8.
40. Rowe NL. The history of the treatment of maxillo-facial trauma. *Ann R Coll Surg Engl*. 1971;49(5):329.
41. Devlin DH. A historical review of dental and facial skeletal trauma. *J Calif Dent Assoc*. 1996;24(2):29–34.
42. Hausamen J-E. The scientific development of maxillofacial surgery in the 20th century and an outlook into the future. *J cranio-maxillofacial Surg*. 2001;29(1):2–21.
43. Sauerbier S, Schön R, Otten J-E, Schmelzeisen R, Gutwald R. The development of plate osteosynthesis for the treatment of fractures of the mandibular body—A literature review. *J cranio-maxillofacial Surg*. 2008;36(5):251–9.
44. Lane WA. Some remarks on the treatment of fractures. *Br Med J*. 1895;1(1790):861.
45. Lane WA. X. The Operative Treatment of Fractures. *Ann Surg*. 1909;50(6):1106.
46. Luhr HG. On the stable osteosynthesis in mandibular fractures. *Dtsch Zahnarztl Z*. 1968;23(7):754.
47. Reuther J. Animal experimental studies on the healing of pressure-stabilized free bone grafts in the mandible. *Dtsch Zahnarztl Z*. 1980;35(1):45–8.
48. Gutwald R. Biomechanical stability of an internal minifixation system in maxillofacial osteosynthesis. *Med Biol Eng Comp*. 1999;37:280–1.
49. Ellis III E, Graham J. Use of a 2.0-mm locking plate/screw system for mandibular fracture surgery. *J oral Maxillofac Surg*. 2002;60(6):642–5.
50. Gutwald R, Alpert B, Schmelzeisen R. Principle and stability of locking plates. *Keio J Med*. 2003;52(1):21–4.
51. Michelet FX, Dessus B, Benoit JP, Moll A. Mandibular osteosynthesis without blocking by screwed miniature stellite plates. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*. 1973;74(3):239–45.
52. Champy M, JM S. Die Behandlung der Mandibularfrakturen mittels Osteosynthese ohne intermaxilläre Ruhigstellung nach der Technik von FX Michelet. 1975;
53. Champy M, JP L. OSTEOSYNTHESES MANDIBULAIRES ET COMPRESSION. 1977;
54. Champy M, Lodde JP. Mandibular synthesis. Placement of the synthesis as a function of mandibular stress. *Rev Stomatol Chir Maxillofac*. 1976;77(8):971–6.

55. Pape HD, Hauenstein H, Gerlach KL. Surgical care of condylar fractures using miniplates: indication, technic and 1st results and limits. *Fortschritte der Kiefer-und Gesichts-Chirurgie*. 1980;25:81–3.
56. Burm JS, Hansen JE. The use of microplates for internal fixation of mandibular fractures. *Plast Reconstr Surg*. 2010;125(5):1485–92.
57. Kim Y-K, Nam K-W. Treatment of mandible fractures using low-profile titanium miniplates: preliminary study. *Plast Reconstr Surg*. 2001;108(1):38–43.
58. Büyükakyüz N, Merve Ö, Uyumaz N, Öztürk M. ALT ÇENE KONDİL KIRIKLARI VE TEDAVİ YÖNTEMLERİ. *J Istanbul Univ Fac Dent*. 2010;44(1):55–61.
59. Ozgenel GY, Bayraktar A, Ozbek S, Akin S, Kahveci R, Ozcan M. A retrospective analysis of 204 mandibular fractures. *Ulus Travma ve Acil Cerrahi Dergisi= Turkish J Trauma Emerg Surg TJTES*. 2004;10(1):47–50.
60. Bormann K-H, Wild S, Gellrich N-C, Kokemüller H, Stühmer C, Schmelzeisen R, et al. Five-year retrospective study of mandibular fractures in Freiburg, Germany: incidence, etiology, treatment, and complications. *J oral Maxillofac Surg*. 2009;67(6):1251–5.
61. Eulert S, Proff P, Bokan I, Blens T, Gedrange T, Reuther J, et al. Study on treatment of condylar process fractures of the mandible. *Ann Anatomy-Anatomischer Anzeiger*. 2007;189(4):377–83.
62. Stacey DH, Doyle JF, Mount DL, Snyder MC, Gutowski KA. Management of mandible fractures. *Plast Reconstr Surg*. 2006;117(3):48e-60e.
63. Dorland WA. *Newman: Medical Dictionary*. Saunders Company Philadelphia and London. 1957;
64. Saoemes RW, Williams PL, Bannister LH, Berry MM, Collins P, Dyson M, et al. *Gray's Anatomy in: Skeletal system*. Churchill Livingstone, Edinburgh, London. 1999;555–60.
65. Alomar X, Medrano J, Cabratosa J, Clavero JA, Lorente M, Serra I, et al. Anatomy of the temporomandibular joint. In: *Seminars in Ultrasound, CT and MRI*. Elsevier; 2007. p. 170–83.
66. Yale SH. Radiographic evaluation of the temporomandibular joint. *J Am Dent Assoc*. 1969;79(1):102–7.
67. Patnaik V V, Bala S, Singla RK. Anatomy of temporomandibular joint? A review. *J Anat Soc India*. 2000;49(2):191–7.

68. Harms SE, Wilk RM. Magnetic resonance imaging of the temporomandibular joint. *Radiographics*. 1987;7(3):521–42.
69. McMinn RMH. *Last's anatomy-regional and applied*. London: Churchill Livingstone, 1994; 1994.
70. Toller PA. Temporomandibular capsular rearrangement. *Br J Oral Surg*. 1974;11(3):207–12.
71. Matsunaga K, Usui A, Yamaguchi K, Akita K. An anatomical study of the muscles that attach to the articular disc of the temporomandibular joint. *Clin Anat*. 2009;22(8):932–40.
72. Usui A, Akita K, Yamaguchi K. An anatomic study of the divisions of the lateral pterygoid muscle based on the findings of the origins and insertions. *Surg Radiol Anat*. 2008;30(4):327–33.
73. Van Eijden T, Koolstra JH, Brugman P. Architecture of the human pterygoid muscles. *J Dent Res*. 1995;74(8):1489–95.
74. TERADA S, SATO T. Nerve supply of the medial and lateral pterygoid muscles and its morphological significance. *Okajimas Folia Anat Jpn*. 1982;59(4):251–64.
75. Basit H, Tariq MA, Siccardi MA. Anatomy, head and neck, mastication muscles. In: *StatPearls [Internet]*. StatPearls Publishing; 2021.
76. Bourbon B. Craniomandibular Examination and Treatment. İçinde: Myers RS, editör *Saunders Manuel of Physical Therapy Practice*. Philadelphia: WB Saunders Co; 1995.
77. Lindahl L. Condylar fractures of the mandible: I. Classification and relation to age, occlusion, and concomitant injuries of teeth and teeth-supporting structures, and fractures of the mandibular body. *Int J Oral Surg*. 1977;6(1):12–21.
78. Palla S. Anatomy and pathophysiology of the temporomandibular joint. In: *Functional Occlusion in Restorative Dentistry and Prosthodontics*. Elsevier; 2016. p. 67–85.
79. Neff A, Cornelius C-P, Rasse M, Torre D, Audigé L. The comprehensive AOCMF classification system: condylar process fractures-level 3 tutorial. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr*. 2014;7(1_suppl):44–58.
80. Obrez A, Gallo LM. Anatomy and Function of the TMJ. TMDs an evidence-based approach to diagnosis Treat Hanover Park Quintessence Publ Co. 2006;39–41.
81. Walker CJ, MacLeod SPR. Anatomy and biomechanics of condylar fractures. *Atlas Oral Maxillofac Surg Clin North Am*. 2017;25(1):11–6.

82. Greene MW, Hackney FL, Van Sickels JE. Arthroscopy of the temporomandibular joint: an anatomic perspective. *J oral Maxillofac Surg.* 1989;47(4):386–9.
83. Larsen OD, Nielsen A. Mandibular fractures: I. An analysis of their etiology and location in 286 patients. *Scand J Plast Reconstr Surg.* 1976;10(3):213–8.
84. Hill CM, Crosher RF, Carroll MJ, Mason DA. Facial fractures—the results of a prospective four-year-study. *J Maxillofac Surg.* 1984;12:267–70.
85. Van Hoof RF al, Merckx CA, Stekelenburg EC. The different patterns of fractures of the facial skeleton in four European countries. *Int J Oral Surg.* 1977;6(1):3–11.
86. Bastian HL. Fractures of the mandible; a discussion of etiology and location. *Danish Dent J.* 1989;93:589–93.
87. Fridrich KL, Pena-Velasco G, Olson RAJ. Changing trends with mandibular fractures: a review of 1,067 cases. *J oral Maxillofac Surg.* 1992;50(6):586–9.
88. Silvennoinen U, Iizuka T, Lindqvist C, Oikarinen K. Different patterns of condylar fractures: an analysis of 382 patients in a 3-year period. *J oral Maxillofac Surg.* 1992;50(10):1032–7.
89. Marker P, Nielsen A, Bastian HL. Fractures of the mandibular condyle. Part 1: patterns of distribution of types and causes of fractures in 348 patients. *Br J oral Maxillofac Surg.* 2000;38(5):417–21.
90. Villarreal PM, Monje F, Junquera LM, Mateo J, Morillo AJ, González C. Mandibular condyle fractures: determinants of treatment and outcome. *J oral Maxillofac Surg.* 2004;62(2):155–63.
91. Undt G, Kermer C, Rasse M, Sinko K, Ewers R. Transoral miniplate osteosynthesis of condylar neck fractures. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 1999;88(5):534–43.
92. Zachariades N, Mezitis M, Mourouzis C, Papadakis D, Spanou A. Fractures of the mandibular condyle: a review of 466 cases. Literature review, reflections on treatment and proposals. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2006;34(7):421–32.
93. De Matos FP, Arnez MFM, Sverzut CE, Trivellato AE. A retrospective study of mandibular fracture in a 40-month period. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010;39(1):10–5.
94. Yaman F, Atilgan S, Yılmaz U, Gorgun B. Mandibular kondil frakturleri: Retrospektif analiz. *Turkiye Klin J Dent Sci.* 2007;13:48–54.
95. Breasted JH. The Edwin Smith Surgical Papyrus: published in facsimile and hieroglyphic transliteration with translation and commentary in two volumes. 1930;

96. Bichat X. Memoire sur la fracture des condyles de la machoire inferieure. Paris Euvres Chir. 1813;
97. Afrooz PN, Bykowski MR, James IB, Daniali LN, Clavijo-Alvarez JA. The epidemiology of mandibular fractures in the United States, part 1: a review of 13,142 cases from the US National Trauma Data Bank. *J oral Maxillofac Surg.* 2015;73(12):2361–6.
98. Manisali M, Amin M, Aghabeigi B, Newman L. Retromandibular approach to the mandibular condyle: a clinical and cadaveric study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2003;32(3):253–6.
99. De Riu G, Gamba U, Anghinoni M, Sesenna E. A comparison of open and closed treatment of condylar fractures: a change in philosophy. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2001;30(5):384–9.
100. Wassmund M. Frakturen und Luxationen des Gesichtsschädels: unter besonderer Berücksichtigung der Komplikationen des Hirnschädels; ihre Klinik und Therapie; praktisches Lehrbuch. Meusser; 1927.
101. MacLennan WD. Consideration of 180 cases of typical fractures of the mandibular condylar process. *Br J Plast Surg.* 1949;5(2):122–8.
102. Rowe NL, Killey HC. Fractures of the facial skeleton. Livingstone; 1955.
103. Dingman RO, Natvig P. Surgery of facial fractures; Dingman, Reed O [thelbert], Paul Natvig; Forew. by Charles G. Child. Illustr. Robert H. Albertin. Saunders; 1964.
104. Spiessl B, Schroll K. Spezielle Frakturen-und Luxationslehre. Ein kurzes Handbuch in fünf Bänden. Band I/1 Gesichtsschädel. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag; 1972.
105. Ellis III E, Palmieri C, Throckmorton G. Further displacement of condylar process fractures after closed treatment. *J oral Maxillofac Surg.* 1999;57(11):1307–16.
106. Choi K-Y, Yang J-D, Chung H-Y, Cho B-C. Current concepts in the mandibular condyle fracture management part I: overview of condylar fracture. *Arch Plast Surg.* 2012;39(4):291.
107. Fama F, Cicciu M, Sindoni A, Nastro-Siniscalchi E, Falzea R, Cervino G, et al. Maxillofacial and concomitant serious injuries: An eight-year single center experience. *Chinese J Traumatol.* 2017;20(01):4–8.
108. Kademani D. Trauma to the temporomandibular joint region. *Oral Maxillofac trauma.* 2005;

109. Chacon GE, Larsen PE. Principles of management of mandibular fractures. *Peterson's Princ oral Maxillofac Surg.* 2004;2:401–33.
110. Ohura N, Ichioka S, Sudo T, Nakagawa M, Kumaido K, Nakatsuka T. Dislocation of the bilateral mandibular condyle into the middle cranial fossa: review of the literature and clinical experience. *J oral Maxillofac Surg.* 2006;64(7):1165–72.
111. Defabianis P. TMJ fractures in children and adolescents: treatment guidelines. *J Clin Pediatr Dent.* 2003;27(3):191–9.
112. Menon S, Sinha R. Gap arthroplasty for mandibular condyle dislocation and impaction into the middle cranial fossa. *J oral Maxillofac Surg.* 2008;66(11):2390–3.
113. Vesnaver A. Open reduction and internal fixation of intra-articular fractures of the mandibular condyle: our first experiences. *J oral Maxillofac Surg.* 2008;66(10):2123–9.
114. Klatt J, Heiland M, Blessmann M, Blake F, Schmelzle R, Pohlenz P. Clinical indication for intraoperative 3D imaging during open reduction of fractures of the neck and head of the mandibular condyle. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2011;39(4):244–8.
115. Carneiro S-C-AS, Vasconcelos BC, Caldas-Júnior A-F, Leal J, Frazão M. Treatment of condylar fractures:: a retrospective cohort study. 2008;
116. Valiati R, Ibrahim D, Abreu MER, Heitz C, de OLIVEIRA RB, Pagnoncelli RM, et al. The treatment of condylar fractures: to open or not to open? A critical review of this controversy. *Int J Med Sci.* 2008;5(6):313.
117. Shiju M, Rastogi S, Gupta P, Kukreja S, Thomas R, Bhugra AK, et al. Fractures of the mandibular condyle—open versus closed—a treatment dilemma. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2015;43(4):448–51.
118. Singh V, Bhagol A, Goel M, Kumar I, Verma A. Outcomes of Open Versus Closed Treatment of Mandibular Subcondylar Fractures: A Prospective Randomized Study. *J Oral Maxillofac Surg* [Internet]. 2010;68(6):1304–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joms.2010.01.001>
119. Haug RH, Assael LA. Outcomes of open versus closed treatment of mandibular subcondylar fractures. *J oral Maxillofac Surg.* 2001;59(4):370–5.
120. Widmark G, Bågenholm T, Kahnberg K-E, Lindahl L. Open reduction of subcondylar fractures: A study of functional rehabilitation. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1996;25(2):107–11.

121. Luhr H-G. Fractures of the mandible in children. *Oper Tech Plast Reconstr Surg.* 1998;5(4):357–61.
122. Brandt MT, Haug RH. Open versus closed reduction of adult mandibular condyle fractures: a review of the literature regarding the evolution of current thoughts on management¹. *J oral Maxillofac Surg.* 2003;61(11):1324–32.
123. Ellis E, Throckmorton G. Facial symmetry after closed and open treatment of fractures of the mandibular condylar process. *J oral Maxillofac Surg.* 2000;58(7):719–28.
124. Thorén H, Hallikainen D, Iizuka T, Lindqvist C. Condylar process fractures in children: a follow-up study of fractures with total dislocation of the condyle from the glenoid fossa. *J oral Maxillofac Surg.* 2001;59(7):768–73.
125. Theologie-Lygidakis N, Chatzidimitriou K, Tzerbos F, Gouzioti A, Iatrou I. Nonsurgical management of condylar fractures in children: A 15-year clinical retrospective study. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2016;44(2):85–93.
126. Choi J, Oh N, Kim I-K. A follow-up study of condyle fracture in children. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2005;34(8):851–8.
127. Chrcanovic BR. Open versus closed reduction: mandibular condylar fractures in children. *Oral Maxillofac Surg.* 2012;16(3):245–55.
128. Kisnisci R. Management of fractures of the condyle, condylar neck, and coronoid process. *Oral Maxillofac Surg Clin.* 2013;25(4):573–90.
129. Devlin MF, Hislop WS, Carton ATM. Open reduction and internal fixation of fractured mandibular condyles by a retromandibular approach: surgical morbidity and informed consent. *Br J oral Maxillofac Surg.* 2002;40(1):23–5.
130. Al-Moraissi EA, Ellis III E. Surgical treatment of adult mandibular condylar fractures provides better outcomes than closed treatment: a systematic review and meta-analysis. *J Oral Maxillofac Surg.* 2015;73(3):482–93.
131. Zide MF, Kent JN. Indications for open reduction of mandibular condyle fractures. *J Oral Maxillofac Surg.* 1983;41(2):89–98.
132. Monnazzi MS, Gabrielli MAC, Gabrielli MFR, Trivellato AE. Treatment of mandibular condyle fractures. A 20- year review. *Dent Traumatol.* 2017;33(3):175–80.
133. Mueller R V, Czerwinski M, Lee C, Kellman RM. Condylar fracture repair: use of the endoscope to advance traditional treatment philosophy. *Facial Plast Surg Clin.* 2006;14(1):1–9.

134. Seemann R, Frerich B, KRENNMAIR G, EWERS R, KLUG C, MÜLLER S. Comparison of locking and nonlocking plates in the treatment of mandibular condyle fractures. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod.* 2009;108(3):328–34.
135. Kallela I, Söderholm A-L, Paukku P, Lindqvist C. Lag-screw osteosynthesis of mandibular condyle fractures: a clinical and radiological study. *J oral Maxillofac Surg.* 1995;53(12):1397–404.
136. Krenkel C. Axial ‘anchor’screw (lag screw with biconcave washer) or ‘slanted-screw’plate for osteosynthesis of fractures of the mandibular condylar process. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 1992;20(8):348–53.
137. Eckelt U. Tension bolt osteosynthesis for fractures of the mandibular condyle. *Dtsch Zeitschrift für Mund-, Kiefer-und Gesichtschirurgie.* 1991;15(1):51–7.
138. Eckelt U, Hlawitschka M. Clinical and radiological evaluation following surgical treatment of condylar neck fractures with lag screws. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 1999;27(4):235–42.
139. Van Sickles JE, Parks Jr WJ. Temporomandibular joint region injuries. *Oral Maxillofac Surg.* 2000;1:143–4.
140. Laughlin RM, Block MS, Wilk R, Malloy RB, Kent JN. Resorbable plates for the fixation of mandibular fractures: a prospective study. *J oral Maxillofac Surg.* 2007;65(1):89–96.
141. Singh V, Kumar I, Bhagol A. Comparative evaluation of 2.0-mm locking plate system vs 2.0-mm nonlocking plate system for mandibular fracture: a prospective randomized study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2011;40(4):372–7.
142. Ellis III E, Dean J. Rigid fixation of mandibular condyle fractures. *Oral surgery, oral Med oral Pathol.* 1993;76(1):6–15.
143. Meyer C, Martin E, Jean-Luc K, Simone Z. Development and biomechanical testing of a new osteosynthesis plate (TCP®) designed to stabilize mandibular condyle fractures. *J cranio-maxillofacial Surg.* 2007;35(2):84–90.
144. Meyer C, Kahn J-L, Boutemi P, Wilk A. Photoelastic analysis of bone deformation in the region of the mandibular condyle during mastication. *J cranio-maxillofacial Surg.* 2002;30(3):160–9.
145. Kellman RM. Compression plating (compression osteosynthesis) of mandible fractures. *Oper Tech Otolaryngol Neck Surg.* 1995;6(2):80–5.

146. Schortinghuis J, Bos RKM, Vissink A. Complications of internal fixation of maxillofacial fractures with microplates. *J oral Maxillofac Surg.* 1999;57(2):130–4.
147. Feller K-U, Richter G, Schneider M, Eckelt U. Combination of microplate and miniplate for osteosynthesis of mandibular fractures: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2002;31(1):78–83.
148. Ribeiro-Junior PD, Magro-Filho O, Shastri KA, Papageorge MB. In vitro evaluation of conventional and locking miniplate/screw systems for the treatment of mandibular angle fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2010;39(11):1109–14.
149. Bhatt V, Chhabra P, Dover MS. Removal of miniplates in maxillofacial surgery: a follow-up study. *J oral Maxillofac Surg.* 2005;63(6):756–60.
150. Katou F, Andoh N, Motegi K, Nagura H. Immuno-inflammatory responses in the tissue adjacent to titanium miniplates used in the treatment of mandibular fractures. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 1996;24(3):155–62.
151. Meningaud J-P, Poupon J, Bertrand J-C, Chenevier C, Galliot-Guilley M, Guilbert F. Dynamic study about metal release from titanium miniplates in maxillofacial surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2001;30(3):185–8.
152. Mazzonetto R, Paza AO, Spagnoli DB. A retrospective evaluation of rigid fixation in orthognathic surgery using a biodegradable self-reinforced (70L: 30DL) polyactide. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2004;33(7):664–9.
153. Kulkarni RK, Moore EG, Hegyeli AF, Leonard F. Biodegradable poly (lactic acid) polymers. *J Biomed Mater Res.* 1971;5(3):169–81.
154. Yerit KC, Enislidis G, Schopper C, Turhani D, Wanschitz F, Wagner A, et al. Fixation of mandibular fractures with biodegradable plates and screws. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2002;94(3):294–300.
155. Suzuki T, Kawamura H, Kasahara T, Nagasaka H. Resorbable poly-L-lactide plates and screws for the treatment of mandibular condylar process fractures: a clinical and radiologic follow-up study. *J oral Maxillofac Surg.* 2004;62(8):919–24.
156. Ferretti C. A prospective trial of poly-L-lactic/polyglycolic acid co-polymer plates and screws for internal fixation of mandibular fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 2008;37(3):242–8.
157. Yerit KC, Hainich S, Enislidis G, Turhani D, Klug C, Wittwer G, et al. Biodegradable fixation of mandibular fractures in children: stability and early results. *Oral Surgery, Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endodontology.* 2005;100(1):17–24.

158. Geetha M, Singh AK, Asokamani R, Gogia AK. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants—a review. *Prog Mater Sci.* 2009;54(3):397–425.
159. Van Noort R. Titanium: the implant material of today. *J Mater Sci.* 1987;22(11):3801–11.
160. Misch CE. *Contemporary implant dentistry-E-Book.* Elsevier Health Sciences; 2007.
161. Egusa H, Ko N, Shimazu T, Yatani H. Suspected association of an allergic reaction with titanium dental implants: a clinical report. *J Prosthet Dent.* 2008;100(5):344–7.
162. Eschbach LY. Nonresorbable polymers in bone surgery. *Injury.* 2000;31:D22–7.
163. Staniland PA, Wilde CJ, Bottino FA, Di Pasquale G, Pollicino A, Recca A. Synthesis, characterization and study of the thermal properties of new polyarylene ethers. *Polymer (Guildf).* 1992;33(9):1976–81.
164. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials.* 2007;28(32):4845–69.
165. Wenz LM, Merritt K, Brown SA, Moet A, Steffee AD. In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *J Biomed Mater Res.* 1990;24(2):207–15.
166. Balcı B. Farklı estetik abutmentların döngüsel yorulma yüklemesi sonrasında kırılma dayanımlarının değerlendirilmesi/The evaluation of the fracture strength of different esthetic abutment after cyclic fatigue loading. 2015;
167. Hak DJ, Mauffrey C, Seligson D, Lindeque B. Use of carbon-fiber-reinforced composite implants in orthopedic surgery. *Orthopedics.* 2014;37(12):825–30.
168. Sagomonyants KB, Jarman-Smith ML, Devine JN, Aronow MS, Gronowicz GA. The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. *Biomaterials.* 2008;29(11):1563–72.
169. Ellis III E. Complications of mandibular condyle fractures. *Int J Oral Maxillofac Surg.* 1998;27(4):255–7.
170. Worsaae N, Thorn JJ. Surgical versus nonsurgical treatment of unilateral dislocated low subcondylar fractures: a clinical study of 52 cases. *J oral Maxillofac Surg.* 1994;52(4):353–60.
171. Gerbino G, Boffano P, Tosco P, Berrone S. Long-term clinical and radiological outcomes for the surgical treatment of mandibular condylar fractures. *J oral Maxillofac Surg.* 2009;67(5):1009–14.

172. Ruslin M, Boffano P, Ten Brincke YJD, Forouzanfar T, Brand HS. Sport-related maxillo-facial fractures. *J Craniofac Surg*. 2016;27(1):e91–4.
173. Zix J, Schaller B, Lieger O, Saulacic N, Thoren HA, Iizuka T. Incidence, aetiology and pattern of mandibular fractures in central Switzerland. *Swiss Med Wkly*. 2011;141(w13207):w13207.
174. Posnick JC. Pediatric facial fractures: Evolving patterns of treatment. *J Oral Maxillofac Surg*. 1991;49(8):74–5.
175. Kaban LB, Perrott DH, Fisher K. A protocol for management of temporomandibular joint ankylosis. *J oral Maxillofac Surg*. 1990;48(11):1145–51.
176. Yilmaz A, Serinken M, Dal O, Yaylacı S, Karcioğlu O. Work-related injuries among emergency medical technicians in western Turkey. *Prehosp Disaster Med*. 2016;31(5):505–8.
177. O’Connell J, Murphy C, Ikeagwuani O, Adley C, Kearns G. The fate of titanium miniplates and screws used in maxillofacial surgery: a 10 year retrospective study. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2009;38(7):731–5.
178. Rallis G, Mourouzis C, Papakosta V, Papanastasiou G, Zachariades N. Reasons for miniplate removal following maxillofacial trauma: a 4-year study. *J Cranio-Maxillofacial Surg*. 2006;34(7):435–9.
179. Hammer B, Schier P, Prein J. Osteosynthesis of condylar neck fractures: a review of 30 patients. *Br J Oral Maxillofac Surg*. 1997;35(4):288–91.
180. Rodgers MM, Cavanagh PR. Glossary of biomechanical terms, concepts, and units. *Phys Ther*. 1984;64(12):1886–902.
181. Asar N V. İmplant Destekli İki Farklı Sabit Üst Yapı Tasarımının Kemikte Oluşturduğu Stres Dağılımının Farklı Kemik Tiplerine Göre Değerlendirilmesi. Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı. Doktora tezi, Ankara, Gazi Üniversitesi; 2006.
182. Misch CE. Dental implant prosthetics 2nd ed. St Louis Elsevier Mosby. 2015;18.
183. O’Brien WJ. Dental materials and their selection, 2002. Quintessence. 2002;
184. Sung SJ, Baik HS, Moon YS, Yu HS, Cho YS. A comparative evaluation of different compensating curves in the lingual and labial techniques using 3D FEM. *Am J Orthod Dentofac Orthop*. 2003;123(4):441–50.
185. Zaimoğlu A, Can G, Ersoy E, Aksu L. Diş hekimliğinde maddeler bilgisi. AÜ Basımevi, Ankara. 1993;515.

186. Choi AH, Ben- Nissan B, Conway RC. Three- dimensional modelling and finite element analysis of the human mandible during clenching. *Aust Dent J*. 2005;50(1):42–8.
187. Motta AB, Pereira LC, da Cunha AR. Finite element analysis in 2D and 3D models for sound and restored teeth. In: *ABAQUS Users' conference*. Citeseer; 2006. p. 329–43.
188. Ergezen E, Akdeniz SS. Evaluation of Stress Distribution of Four Different Fixation Systems at High-and Low-Level Subcondylar Fractures on a Nonhomogenous Finite Element Model. *J Oral Maxillofac Surg*. 2020;78(9):1596-e1.
189. Wen H, Guo W, Liang R, Xiang L, Long G, Wang T, et al. Finite element analysis of three zygomatic implant techniques for the severely atrophic edentulous maxilla. *J Prosthet Dent*. 2014;111(3):203–15.
190. Geng JP, Ma QS, Xu W, Tan KBC, Liu GR. Finite element analysis of four thread-form configurations in a stepped screw implant. *J Oral Rehabil*. 2004;31(3):233–9.
191. Sevimay M, Turhan F, Kiliçarslan MA, Eskitascioglu G. Three-dimensional finite element analysis of the effect of different bone quality on stress distribution in an implant-supported crown. *J Prosthet Dent*. 2005;
192. Koca OL, Eskitascioglu G, Usumez A. Three-dimensional finite-element analysis of functional stresses in different bone locations produced by implants placed in the maxillary posterior region of the sinus floor. *J Prosthet Dent*. 2005;
193. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller WD. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech*. 2015;48(1):1–7.
194. Schindler HJ, Rues S, Türp JC, Schweizerhof K, Lenz J. Jaw clenching: muscle and joint forces, optimization strategies. *J Dent Res*. 2007;86(9):843–7.
195. Loukota RA, Eckelt U, De Bont L, Rasse M. Subclassification of fractures of the condylar process of the mandible. *Br J oral Maxillofac Surg*. 2005;43(1):72–3.
196. Landes CA, Lipphardt R. Prospective evaluation of a pragmatic treatment rationale: open reduction and internal fixation of displaced and dislocated condyle and condylar head fractures and closed reduction of non-displaced, non-dislocated fractures: Part I: condyle and subcondyla. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2005;34(8):859–70.
197. Ellis E, Kellman RM, Vural E. Subcondylar fractures. *Facial Plast Surg Clin*. 2012;20(3):365–82.

198. Hentz VR, Mathes SJ. Plastic surgery. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2006.
199. Ziccardi VB, Schneider RE, Kummer FJ. Wurzburg lag screw plate versus four-hole miniplate for the treatment of condylar process fractures. *J oral Maxillofac Surg.* 1997;55(6):602–7.
200. Ellis III E, Throckmorton GS. Bite forces after open or closed treatment of mandibular condylar process fractures. *J oral Maxillofac Surg.* 2001;59(4):389–95.
201. van Eijden T. Biomechanics of the mandible. *Crit Rev oral Biol Med.* 2000;11(1):123–36.
202. Meyer C, Kahn J-L, Lambert A, Boutemy P, Wilk A. Development of a static simulator of the mandible. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2000;28(5):278–86.
203. Champy M, Lodde JP, Jaeger JH, Wilk A. Mandibular osteosynthesis according to the Michelet technic. I. Biomechanical bases. *Rev Stomatol Chir Maxillofac.* 1976;77(3):569–76.
204. Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Sugimura M. A comparative evaluation of osteosynthesis with lag screws, miniplates, or Kirschner wires for mandibular condylar process fractures. *J oral Maxillofac Surg.* 2001;59(10):1161–8.
205. Pereira MD, Marques A, Ishizuka M, Keira SM, Brenda E, Wolosker AB. Surgical treatment of the fractured and dislocated condylar process of the mandible. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 1995;23(6):369–76.
206. Aquilina P, Chamoli U, Parr WCH, Clausen PD, Wroe S. Finite element analysis of three patterns of internal fixation of fractures of the mandibular condyle. *Br J Oral Maxillofac Surg.* 2013;51(4):326–31.
207. Parascandolo S, Spinzia A, Parascandolo S, Piombino P, Califano L. Two load sharing plates fixation in mandibular condylar fractures: biomechanical basis. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2010;38(5):385–90.
208. Achour A Ben, Meißner H, Teicher U, Haim D, Range U, Brosius A, et al. Biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture osteosynthesis using the rhombic three-dimensional condylar fracture plate. *J Oral Maxillofac Surg.* 2019;77(9):1868-e1.
209. Ding X, Liao S, Zhu X, Wang H, Zou B. Effect of orthotropic material on finite element modeling of completely dentate mandible. *Mater Des.* 2015;84:144–53.
210. Geng J-P, Tan KBC, Liu G-R. Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):585–98.

211. Röhrle O, Pullan AJ. Three-dimensional finite element modelling of muscle forces during mastication. *J Biomech.* 2007;40(15):3363–72.
212. Koolstra JH, Van Eijden T. The jaw open-close movements predicted by biomechanical modelling. *J Biomech.* 1997;30(9):943–50.
213. Valiev RZ, Islamgaliev RK, Alexandrov I V. Bulk nanostructured materials from severe plastic deformation. *Prog Mater Sci.* 2000;45(2):103–89.
214. Moran CA, Mullick FG, Ishak KG, Johnson FB, Hummer WB. Identification of titanium in human tissues: probable role in pathologic processes. *Hum Pathol.* 1991;22(5):450–4.
215. Perren SM. Evolution of the internal fixation of long bone fractures: the scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. *J Bone Joint Surg Br.* 2002;84(8):1093–110.
216. Harsha AP, Tewari US. The effect of fibre reinforcement and solid lubricants on abrasive wear behavior of polyetheretherketone composites. *J Reinf Plast Compos.* 2003;22(8):751–67.
217. Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening J V, Von Foerster G. Polyetheretherketone—cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials.* 2002;23(8):1749–59.
218. Godara A, Raabe D, Green S. The influence of sterilization processes on the micromechanical properties of carbon fiber-reinforced PEEK composites for bone implant applications. *Acta Biomater.* 2007;3(2):209–20.
219. Hunter A, Archer CW, Walker PS, Blunn GW. Attachment and proliferation of osteoblasts and fibroblasts on biomaterials for orthopaedic use. *Biomaterials.* 1995;16(4):287–95.
220. Sandler J, Werner P, Shaffer MSP, Demchuk V, Altstädt V, Windle AH. Carbon-nanofibre-reinforced poly (ether ether ketone) composites. *Compos Part A Appl Sci Manuf.* 2002;33(8):1033–9.
221. Patra AK, DePaolo JM, D’Souza KS, DeTolla D, Meenaghan MA. Guidelines for analysis and redesign of dental implants. *Implant Dent.* 1998;7(4):355–68.
222. Murakami K, Yamamoto K, Sugiura T, Horita S, Matsusue Y, Kirita T. Computed Tomography–Based 3-Dimensional Finite Element Analyses of Various Types of Plates Placed for a Virtually Reduced Unilateral Condylar Fracture of the Mandible of a Patient. *J Oral Maxillofac Surg.* 2017;75(6):1239-e1.

223. Kozakiewicz M, Świniarski J. Finite element analysis of newly introduced plates for mandibular condyle neck fracture treatment by open reduction and rigid fixation. *Dent Med Probl.* 2017;54(4):319–26.
224. Shetty V, Freymiller E, McBrearty D, Caputo AA. Experimental analysis of functional stability of sagittal split ramus osteotomies secured by miniplates and position screws. *J oral Maxillofac Surg.* 1996;54(11):1317–24.
225. Shetty V, Freymiller E, McBrearty D, Caputo AA. Functional stability of sagittal split ramus osteotomies: Effects of positional screw size and placement configuration. *J oral Maxillofac Surg.* 1996;54(5):601–9.
226. Meyer C, Serhir L, Boutemi P. Experimental evaluation of three osteosynthesis devices used for stabilizing condylar fractures of the mandible. *J Cranio-Maxillofacial Surg.* 2006;34(3):173–81.
227. Steinberg EL, Rath E, Shlaifer A, Chechik O, Maman E, Salai M. Carbon fiber reinforced PEEK Optima—a composite material biomechanical properties and wear/debris characteristics of CF-PEEK composites for orthopedic trauma implants. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2013;17:221–8.
228. Lovald S, Kurtz SM. Applications of polyetheretherketone in trauma, arthroscopy, and cranial defect repair. In: *PEEK biomaterials handbook*. Elsevier; 2012. p. 243–60.
229. Ponnappan RK, Serhan H, Zarda B, Patel R, Albert T, Vaccaro AR. Biomechanical evaluation and comparison of polyetheretherketone rod system to traditional titanium rod fixation. *Spine J.* 2009;9(3):263–7.
230. Schliemann B, Hartensuer R, Koch T, Theisen C, Raschke MJ, Kösters C, et al. Treatment of proximal humerus fractures with a CFR-PEEK plate: 2-year results of a prospective study and comparison to fixation with a conventional locking plate. *J Shoulder Elb Surg.* 2015;24(8):1282–8.
231. Takano-Yamamoto T. Osteocyte function under compressive mechanical force. *Jpn Dent Sci Rev.* 2014;50(2):29–39.
232. Lutz JA, Otten P, Maestretti G. Late infections after dynamic stabilization of the lumbar spine with Dynesys. *Eur Spine J.* 2012;21(12):2573–9.
233. Feerick EM, Kennedy J, Mullett H, FitzPatrick D, McGarry P. Investigation of metallic and carbon fibre PEEK fracture fixation devices for three-part proximal humeral fractures. *Med Eng Phys.* 2013;35(6):712–22.