

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ



**MANDİBULA ANGULUS KIRIKLARININ
TEDAVİSİNDE KULLANILAN FARKLI
FİKSASYON SİSTEMLERİNİN BİYOMEKANİK
STABİLİTESİNİN SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

TOLUNAY AVCI

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. MEHMET MELİH ÖMEZLİ

Bu uzmanlık tezi Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından B-2019 proje numarası ile desteklenmiştir.

ORDU-2021

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ, DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ



**MANDİBULA ANGULUS KIRIKLARININ
TEDAVİSİNDE KULLANILAN FARKLI
FİKSASYON SİSTEMLERİNİN BİYOMEKANİK
STABİLİTESİNİN SONLU ELEMANLAR
ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

TOLUNAY AVCI

TEZ DANIŞMANI

Doç. Dr. MEHMET MELİH ÖMEZLİ

Bu uzmanlık tezi Ordu Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından B-2019 proje numarası ile desteklenmiştir.

ORDU-2021

T.C.
ORDU ÜNİVERSİTESİ
DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ
AĞIZ DİŞ VE ÇENE CERRAHİSİ ANABİLİM DALI
UZMANLIK TEZİ

**MANDİBULA ANGULUS KIRIKLARININ TEDAVİSİNDE KULLANILAN
FARKLI FİKSASYON SİSTEMLERİNİN BİYOMEKANİK
STABİLİTESİNİN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ**

Dt. TOLUNAY AVCI

Tezin Sözlü Savunma Tarihi: 02.11.2021

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Mehmet Melih ÖMEZLİ

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Ferhat Ayrancı

Jüri Üyesi : Doç. Dr. Murat Ulu

Dekan : Prof. Dr. Varol ÇANAKÇI

ORDU-2021

TEZ BİLDİRİMİ

Tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu tezin yazılmasında bilimsel ahlak kurallarına uyulduğunu, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezin herhangi bir kısmının bu üniversite veya başka bir üniversitedeki başka bir tez çalışması olarak sunulmadığını beyan ederim.

TOLUNAY AVCI

TEŞEKKÜR

Uzmanlık eğitimimde, çok büyük emekleri olan, sabır ve titizlikle, bilgi ve tecrübelerini hiçbir zaman esirgemeyen, daima desteğini hissettiğim ve asistanı olmaktan gurur duyduğum, çok değerli danışman hocam **Doç. Dr. Mehmet Melih Ömezli'** ye

Uzmanlık eğitimim boyunca bilgi ve tecrübelerini hiçbir zaman esirgemeyen, eğitimimde büyük katkısı olan, bana her koşulda yol gösteren, daima desteğini hissettiğim **Doç. Dr. Ferhat Ayrancı'**ya

Uzmanlığım boyunca bilgilerini çekinmeden benimle paylaşan, yenilikçi bakış açısıyla eğitimime katkıda bulunan değerli hocam **Dr. Öğr. Üyesi Burak Cezairli'**ye

Asistanlığım boyunca bilimsel ve mesleki tecrübeleri ile bana yol gösteren, maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen değerli hocam **Dr. Öğr. Üyesi Damla Torul'** a

Uzmanlık eğitimimin ilk gününden son anına kadar bana yol arkadaşı olan, desteğini her zaman hissettiğim değerli oda arkadaşlarım **Araş. Gör. Kadircan Kahveci, Araş. Gör. Mustafa Ay** ve **Araş Gör. Çağla Sunar'**a

Her zaman desteğini yanımda hissettiğim sevgili dostum **Mehmed Taha Alpaydın'**a

Çene cerrahisi kliniğinde çalışmaktan onur duyduğum tüm asistan arkadaşlarıma, hemşirelerimize ve yardımcı personellerimize

Hayatım boyunca hiçbir zaman maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen, bu günlere gelmeme vesile olan, her zaman yanımda olan annem **Seren Avcı** babam **Tahsin Avcı** ve ablam **Esra Avcı'**ya

Sonsuz sevgisini ve desteğini her zaman hissettiğim, hiçbir fedakârlıktan çekinmeyen ve her anımda yanımda olan çok sevgili eşim ve hayat arkadaşım **Hande Dik Avcı'** ya ve ayrıca **Dik** ailesine

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım...

ÖZET

Amaç: Bu çalışmanın amacı yüksek mekanik ve fiziksel özelliklere sahip Cfr-PEEK materyalinin angulusdaki kötü kırıkların fiksasyonundaki etkinliğinin mevcut biyomateryaller ile karşılaştırılarak değerlendirilmesidir.

Gereç ve Yöntem: Bu çalışmada 8 farklı fiksasyon modeli oluşturulmuştur. İlk 4 grupta tek mini plak kırık hattının üst kenarına champy yöntemi kullanılarak uygulanmıştır. Diğer 4 grupta ise bu tek mini plağa ek olarak kırık hattının alt kenarına bir adet plak daha yerleştirilerek çift mini plakla fiksasyon sağlanmıştır. Bu modellerde titanyum, rezorbe olabilen ve Cfr-PEEK plak ve vida sistemleri sonlu elemanlar analizi yöntemi ile incelenmiştir. Plak ve vida üzerinde oluşan gerilimler, kemik üzerinde oluşan gerilim ve sıkışma değerleri ve yer değiştirme miktarları değerlendirilmiştir.

Bulgular: Plaklar ve vidalar üzerinde oluşan en yüksek Von Mises değeri grup 5'te üst kenardaki plakta görülmüştür. En düşük değer ise grup 7'de alt tarafa yerleştirilen plakta görülmüştür. Vidalar üzerinde oluşan en yüksek Von Mises değerleri kırık hattına yakın olan vidalarda görülmüştür. Kemik üzerinde oluşan streslere bakıldığında en yüksek gerilim değeri grup 5'te üst plakta, en düşük gerilim değeri ise grup 7'de alt plakta görülmüştür. En yüksek sıkışma değeri grup 8'de üst plakta en düşük sıkışma değeri ise grup 7'de alt plakta görülmüştür. Kırık fragmanları arasında yer değiştirme miktarları açısından en fazla yer değiştirme grup 3'te en az yer değiştirme grup 5'te görülmüştür.

Sonuç: Çalışmadan elde edilen veriler avantajları da göz önünde bulundurularak değerlendirildiğinde, Cfr-PEEK'in angulus kırıklarının tedavisinde kullanılabilecek alternatif bir materyal olabileceği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Angulus kırığı, Cfr-PEEK, Stabilité

ABSTRACT

Aim: The aim of this study is to evaluate the effectiveness of Cfr-PEEK material, which has high mechanical and physical properties, in the fixation of unfavorable fractures of the angulus by comparing it with existing biomaterials.

Material and Method: In this study, 8 different fixation models were created. In the first 4 groups, a single mini plate was applied to the upper edge of the fracture line by Champy method. In the other 4 groups, in addition to this single mini plate, another plate was placed on the lower edge of the fracture line and fixation was achieved with double mini plates. In these models, titanium, resorbable and Cfr-PEEK plate and screw systems were investigated by finite element analysis method. The tensions on the plate and screw, the tension and compression values on the bone and the amount of displacement were evaluated.

Results: The highest Von Mises value which occurred on the plates and screws was seen in the plate at the upper edge in the group 5. The lowest value was seen in the plate which was placed on the lower edge in the group 7. The highest values on the screws were observed in the screws which are closer to the fracture line. Considering the stresses on the bone, the highest stress value was seen in the upper plate in group 5, and the lowest stress value was seen in the lower plate in the group 7. The highest compression value was seen in the upper plate in the group 8, and the lowest compression value was seen in the lower plate in the group 7. In terms of the amount of displacement between the bone fragments, the maximum displacement was observed in the group 3, and the minimum displacement was observed in the group 5.

Conclusion: When the data obtained from the study were evaluated by considering its advantages, it was concluded that Cfr-PEEK could be an alternative material that can be used in the treatment of angulus fractures.

Key words: Angle fracture, Cfr-PEEK, Stability

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

İÇ KAPAK SAYFASI.....	
ONAY	
TEZ BİLDİRİMİ.....	I
TEŞEKKÜR	II
ÖZET.....	III
ABSTRACT	IV
İÇİNDEKİLER	V
ŞEKİLLER DİZİNİ	VII
TABLolar DİZİNİ	IX
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	X
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER.....	3
2.1. Mandibula Anatomisi	3
2.2. Mandibula Kırıklarının Tarihçesi	5
2.3. Mandibula Kırıklarının Lokalizasyonu	6
2.4. Mandibula Angulus Kırıkları	8
2.4.1. Mandibula Angulus Kırıklarının Etiyolojisi	8
2.4.2. Mandibula Angulus Kırıklarının Tedavisi	9
2.5. Mandibula Kırıklarının Tedavisinde Kullanılan Plak ve Vida Materyalleri ...	15
2.5.1. Titanyum Plak ve Vida Sistemleri	15
2.5.2. Rezorbe Olabilen Plak ve Vida Sistemleri	16
2.5.3. Poli-Eter-Eter-Keton (PEEK)	18
2.6. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)	26
2.6.1. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları.....	27

2.6.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları	27
2.6.3. Sonlu Elemanlar Analizinin Aşamaları	28
2.6.4. Stres Analizlerinde Kullanılan Teknik Terimler	28
3. GEREÇ VE YÖNTEM	30
3.1. Modelleme ve Ağ Yapısının Oluşturulması	31
3.2. Kas kuvvetleri ve Sınırlandırma Koşulları	35
3.3. Çalışmada Kullanılan Modeller.....	37
3.4. Analiz	39
4. BULGULAR	40
4.1. Plaklar Üzerinde Oluşan Von Mises Kuvvetleri	40
4.2. Vidalar Üzerinde Oluşan Von Mises Kuvvetleri.....	44
4.3. Kemik Üzerinde Oluşan Pmax ve Pmin Değerleri.....	47
4.4. Kırık Fragmanlar Arası Yer Değiştirme Miktarları	52
5. TARTIŞMA	53
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	62
7. KAYNAKLAR	64
8. ÖZGEÇMİŞ	86

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa No
Şekil 2.1. Mandibulanın anatomik yapısı (Paulsen'den, 2013)	3
Şekil 2.2. Mandibula korpus ve ramus bölgesi (Paulsen'den, 2013).....	4
Şekil 2.3. Çiğneme kasları (Fonseca'dan, 2013)	4
Şekil 2.4. Mandibula kırığının temsili tedavisi (Koç'tan, 2004)	6
Şekil 2.5. Mandibula kırıklarının lokalizasyonu (Stacey'den, 2006)	6
Şekil 2.6. Mandibula angulus kırığında kas çekişleri	7
Şekil 2.7. Mandibulada kas kuvvetlerinin yönü ve kırık oluşan angulus bölgesine yerleştirilen mini plaklar	10
Şekil 2.8. İdeal osteosentez hatları (Singh'den, 2011).....	12
Şekil 2.9. PEEK materyalinin kimyasal yapısı (Kurtz ve Devine'den, 2007).....	19
Şekil 2.10. PEEK Biyoaktifleştirme Yöntemleri (Ma ve Tang'dan, 2014).....	20
Şekil 2. 11. Sonlu elemanlar analizinin aşamaları	28
Şekil 3.1. Optik taramada kullanılan üç boyutlu tarama cihazı.....	30
Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan plak ve vida modelleri.....	31
Şekil 3.3. 3D Complex Render yöntemi ile model elde edilmesi.....	32
Şekil 3. 4. Ofset yöntemi ile spongioz kemik elde edilmesi.....	32
Şekil 3.5. Nod (düğüm) sayılarına göre eleman tipleri.....	34
Şekil 3.6. Sınırlandırma koşulları ve kas kuvvetlerinin uygulanması	36
Şekil 3.7. Grup 1	37
Şekil 3.8. Grup 2	37
Şekil 3. 9. Grup 3	37
Şekil 3.10. Grup 4	38
Şekil 3.11. Grup 5	38
Şekil 3. 12. Grup 6	38
Şekil 3.13. Grup 7	39
Şekil 3.14. Grup 8	39
Şekil 4.1. İnsizal (A) ve molar (B) yüklemde tek mini plak grupları üzerindeki maksimum Von Mises değerleri.....	42
Şekil 4.2. İnsizal (A) ve molar (B) yüklemde çift mini plak grupları üzerindeki maksimum Von Mises değerleri	43

Şekil 4.3. İnsizal (A) ve molar (B) yüklemde tek mini plak grupları üzerindeki vidalarda oluşan maksimum Von Mises değerleri	45
Şekil 4.4. İnsizal (A) ve molar (B) yüklemde çift mini plak grupları üzerindeki vidalarda oluşan maksimum Von Mises değerleri	46
Şekil 4.5. İnsizal (A) ve molar (B) yüklemde kortikal kemik üzerindeki tek mini plak gruplarında görülen Pmax değerleri	48
Şekil 4.6. İnsizal (A) ve molar (B) yüklemde kortikal kemik üzerindeki tek mini plak gruplarında görülen Pmin değerleri	49
Şekil 4.7. İnsizal (A) ve molar (B) yüklemde kortikal kemik üzerindeki çift mini plak gruplarında görülen Pmax değerleri	50
Şekil 4.8. İnsizal (A) ve molar (B) yüklemde kortikal kemik üzerindeki çift mini plak gruplarında görülen Pmin değerleri	51

TABLULAR DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 3.1. Materyallerin elastik modülü ve poisson oranı.....	33
Tablo 3.2. Kullanılan modellerin eleman ve düğüm sayıları	35
Tablo 3.3. Kas kuvvetleri	36
Tablo 3.4. Kasların etki skalası	36
Tablo 4.1. İnsizal ve molar yüklemde plaklar üzerinde oluşan Von Mises kuvvetleri.....	41
Tablo 4.2. İnsizal ve molar yüklemde vidalar üzerinde oluşan Von Mises kuvvetleri	44
Tablo 4.3. İnsizal ve molar yüklemde kemik üzerindeki Pmax ve Pmin değerleri .	47
Tablo 4.4. Kırık fragmanlar arası yer değiştirme miktarı.....	52

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

%	: Yüzde
°C	: Santigrat derece
AD	: Aeresol biriktirme
AIP	: Ark iyon tabakalama
ANAB	: İvmelendirilmiş nötral atom demeti
AO	: Osteosenez çalışma grubu
ASIF	: Uluslararası fiksasyon araştırmaları derneği
Ar	: Argon
BT	: Bilgisayarlı tomografi
CAD/CAM	: Computer aided desing/computer aided manufacturing (Bilgisayar destekli tasarım/ bilgisayar destekli üretim)
Cfr-PEEK	: Karbon fiberle güçlendirilmiş PEEK
CH ₄	: Metan
cm ³	: Santimetreküp
DOF	: Degree of freedom (serbestlik derecesi)
Gfr-PEEK	: Cam fiberle güçlendirilmiş PEEK
GPa	: Gigapascal
g	: Gram
HA	: Hidroksiapatit
H ₂	: Hidrojen
IMF	: İntermaksillar fiksasyon
IPD	: İyonik plazma biriktirme

Kvp	: Kilovolt
MRI	: Manyetik rezonans görüntüleme
MPa	: Megapaskal
M.Ö.	: Milattan önce
M.S.	: Milattan sonra
mA	: Miliamper
mm	: Milimetre
n-FA	: Nanofluorinapatit
n-HA	: Nanohidroksiapatit
N	: Newton
N ₂	: Azot
NH ₄	: Amonyum
NH ₂	: Amin
-NCO	: Karboksilat
O ₂	: Oksijen
-OH	: Hidroksil
PDS	: Polidioksan
PGA	: Poliglolik asit
PLA	: Polilaktik asit
PAEK	: Poliarileterketon
PEEK	: Polietereterketon
PEK	: Polieterketon
PEKEKK	: Polieterketoneterketonketon

PEKK	: Polieterketonketon
Pmax	: Gerilme
Pmin	: Sıkışma
PVD	: Fiziksel buhar biriktirme
PIII&D	: Plazma daldırma iyon implantasyon ve biriktirme
RF	: Radyofrekans
SPEEK	: Sülfonasyonla işlenmiş polietereketon
SPEEK-W	: Sülfonasyondan sonra suya daldırma ve durulama
SPEEK-WA	: Aseton ile durulama
Sr-HA	: Stronsiyum içeren hidroksiapatit
TiO ₂	: Titanyum dioksit
UV	: Ultraviyole
VPS	: Vakum plazma püskürtme

1. GİRİŞ

Mandibula kırıkları fasiyal bölgede görülen tüm kırıkların % 19-40'ını oluşturmaktadır. Mandibula angulus bölgesi ise mandibulada kırığın en fazla görüldüğü bölgelerden biridir. Angulus kırıkları mandibula kırıkları içerisinde en yüksek komplikasyon oranına sahiptir (Wittenberg ve ark., 1997; Chrcanovic ve ark., 2013). Bunun nedeni olarak bu bölgede çekme kuvveti yüksek olan çiğneme kaslarının bulunması ve bölgeye cerrahi ulaşımın zor olması gösterilmektedir (Saito ve Murr, 2008).

Mandibula kırıklarının tedavisi, biyomekanik prensiplerin daha iyi anlaşılması, biyomalzeme ve enstrümantasyondaki ilerlemeler ve tedavi sonuçlarının bilimsel olarak araştırılmasıyla birlikte yıllar içerisinde önemli ilerlemeler kaydetmiştir. Bu kırıkların tedavisinde asıl hedef, kırık parçaların anatomik olarak pozisyonunu ve stabilizasyonunu sağlamak, en az morbidite ile kaybedilmiş fonksiyonu yerine getirmektir (Buchbinder, 1993; Sugiura ve ark., 2009).

Literatürde mandibula angulus kırıklarının tedavisinde birçok farklı tedavi seçeneği sunulmakla birlikte ideal bir tedavi yöntemi için fikir birliğine varılamamıştır. Kırık fiksasyonunda bandaj ve ekstraoral aygıt uygulamaları, splintler, telle dişleri bağlama, braketler, sirkumferansiyel telleme, transosseöz bağlama, intermaksiller fiksasyon (İMF), plak ve vida uygulamaları gibi birçok farklı yöntem kullanılmıştır. Günümüzde mandibula kırıklarının tedavisinde plak ve vidaların kullanımı standart bir yaklaşım haline gelmiştir (Allan ve Daly, 1990; Brown ve ark., 1991; Fernandez ve ark., 2003; Erkmen ve ark., 2005; Danda, 2010).

Titanyum plak ve vida sistemleri kırık fiksasyonunda en çok tercih edilen materyallerdir. Kraniomaksillofasiyal cerrahide travma vakalarının hemen hepsi titanyum plak ve vida sistemleri ile tedavi edilmektedir. Yüksek doku uyumu, kolay şekillendirilebilmesi, yeterli sertlik ve kuvveti, titanyum plak ve vida sistemlerinin tercih edilmesindeki en önemli faktörlerdir. Titanyum plaklar uygulandıkları bölgeye gelen tüm stresleri absorbe ettiği için zaman içerisinde, o bölgede kemik rezorpsiyonu ve atrofi oluşumuna neden olur. Bunların yanında titanyum kullanımı sonrası en sık bildirilen problemler enfeksiyon, ısısız duyarlılık ve plak vida sisteminin gevşemesi ve

kayıdır. (Choi ve ark., 1999; Haug ve ark., 2002; Tominaga ve ark., 2006; Lauer ve ark., 2007).

Rezorbe olabilen materyaller titanyum sistemlerin dezavantajları ve ikinci cerrahi gerektirmeleri sebebiyle metal alaşım plaklara alternatif olarak üretilmiş materyallerdir (Landes ve Ballon, 2006). Kulkarni ve ark. (1971), ile Cutright ve ark. (1972), bu materyallerin güvenilirliğini ve etkinliğini inceleyen çalışmalarında başarılı sonuçlar rapor etmişlerdir. Rezorbe olabilen fiksasyon sistemlerinin çeşitli dezavantajları bulunduğu da bilinmektedir. En büyük dezavantajları vida için yuva açıldıktan sonra yiv açıcı (tapper) kullanımı gerektirmesidir. Bu nedenle, diğer yöntemlere oranla operasyon zamanı uzamaktadır. Ayrıca, ekonomik olmamaları, uyumlama ya da yerleştirme sırasında kırılabilmesi ve yabancı cisim reaksiyonuna neden olabilmeleri bu materyalin diğer dezavantajlarıdır (Pensler, 1997).

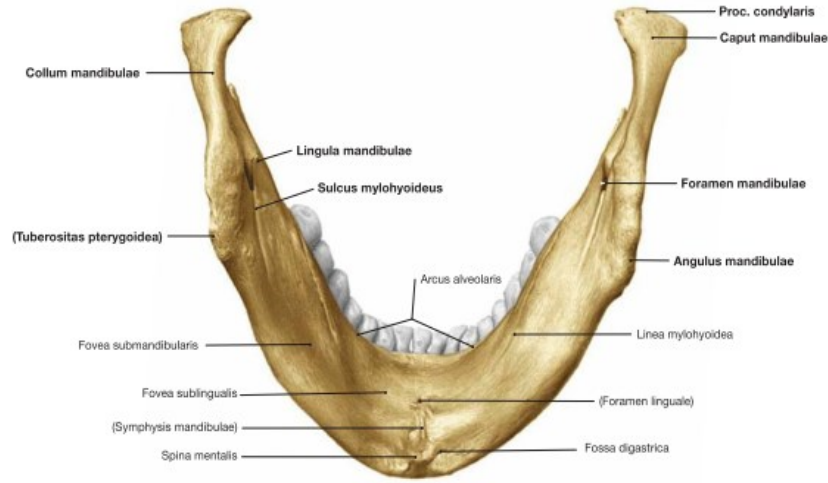
Polietereterketon (PEEK), tıp alanında sıklıkla kullanılmakta olan (özellikle eklem implantları ya da omurga füzyonunda) bir polimerdir (Kurtz ve Devine, 2007). Biyouyumluluğunun yüksek olması, toksik özellik göstermemesi, elastik modülünün metalik implantlara oranla kortikal kemiğe daha yakın olması, sterilizasyonunun tekrarlanabilmesi, ışık geçirgenliğinin (radyolüsent) olması ve gibi özellikleri sayesinde PEEK, maksillofasiyal cerrahi alanında kullanım alanına sahip olmuştur (Kurtz, 2019).

Bu çalışmanın amacı, Cfr-PEEK materyalinin mandibula angulus bölgesinde oluşan kötü kırıkların fiksasyonundaki başarısının titanyum ile rezorbe olabilen mini plak/vida sistemleri ile karşılaştırılarak, sonlu elemanlar analizi ile araştırılması sonucu en uygun tedavi seçeneğinin ortaya çıkarılmasına katkı sağlamaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Mandibula Anatomisi

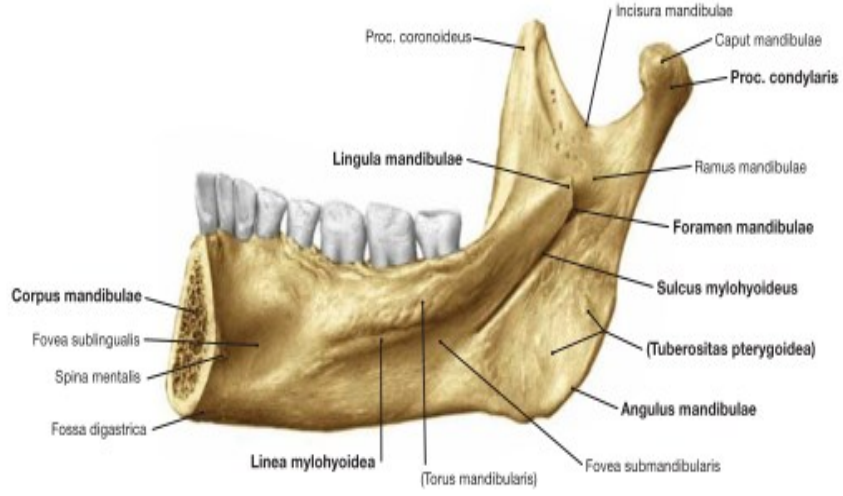
Mandibula yüz iskeletinde bulunan en sağlam ve en büyük kemik olmakla beraber bu sahanın hareketli tek kemiğidir (Kumar, 2012; Norton, 2012). Mandibula, anatomik olarak korpus ve ramus olarak iki kısımdan oluşur. Korpus mandibula basis ve alveolar çıkıntıdan oluşur. Basis, mandibulanın tabanını alveolar çıkıntı ise dişlerin olduğu kısmı ifade eder. Basis mandibula, alveolar çıkıntıyla karşılaştırıldığında daha sağlam bir yapıya ve daha geniş bir kavise sahiptir. Korpus mandibulanın iç yüzünün orta hattında spina mentalis bulunur. Digastrik fossa bu yapının altında yer alır ve buraya digastrik kasın ön karnı yerleşir. Mandibula gövdesinin iç yüzündeki mylohyoid kasın tutunduğu yer olan mylohyoid çizgi, sublingual bezin yerleştiği sublingual fossa ile submandibular fossayı birbirinden ayırır. Trigeminal sinirin mandibular dalı inferior alveolar sinir olarak devam eder ve korpus mandibulanın her iki tarafında bulunan mental foramenlerden bu sinirin mental dalı geçer (Norton, 2012; Kumar, 2012) (Şekil 2.1).



Şekil 2.1. Mandibulanın anatomik yapısı (Paulsen'den, 2013)

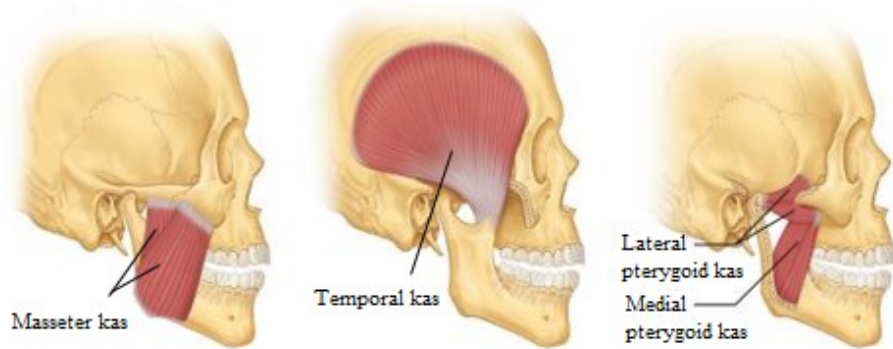
Ramus ise her iki tarafta korpusun posterior kısmından vertikal olarak arkaya ve kafa tabanına doğru uzanır (Liebgott, 2009). Ramus mandibulanın en üst bölgesinde yer alan incisura mandibularis bu bölgede ramusu kondiler ve koronoid çıkıntı olarak 2'ye ayırır. Ramusun medial yüzeyinde inferior alveolar damar ve sinir paketinin geçtiği

mandibular foramen bulunur. Lingula, foramene komşu olan üçgen şekilli çıkıntıdır. Sfenomandibular ligament bu bölgeye yapışır (Norton, 2012; Kumar, 2012) (Şekil 2.2).



Şekil 2.2. Mandibula korpüs ve ramus bölgesi (Paulsen'den, 2013)

Mandibulanın morfolojisi bu kemiğe yapışan kaslar ve ligamentler tarafından şekillendirilir (Lipski ve ark., 2013). Ramus boynunda bulunan pterygoid boşluğa lateral pterigoid kas tutunurken, ramusun ön kenarında bulunan ve yukarı doğru uzanan koronoid proçesin iç kısmına temporal kas tutunur. Posterosuperior kısım hariç ramusun tüm lateral yüzeyine masseter kası tutunur. Angulus mandibula hizasında mylohyoid oluğun altına, arkasına ve ramusun iç yüzüne medial pterigoid kas tutunur (Kumar, 2012; Fonseca ve ark., 2013) (Şekil 2.3).



Şekil 2.3. Çiğneme kasları (Fonseca'dan, 2013)

2.2. Mandibula Kırıklarının Tarihçesi

Mandibula kırıklarının teşhis ve tedavisi ile ilgili elde edilen ilk raporlar Mısır'daki papirüslerde bulunmuştur ve M.Ö. 17. yüzyıla kadar uzanmaktadır (Breasted, 1930; Lipton, 1982; Siegert ve Weerda, 1990). Roma İmparatorluğu döneminde (M.Ö. 23- M.S. 410) çene yaralanmalarının tedavisinde ilerleme daha az kaydedilmiş ve geleneksel Hipokrat yöntemlerine güvenilmiştir. Romalılar, Yunan tıp düşüncesini benimsemiştir. Romalı ansiklopedist Aulus Cornelius Celsus, Artes adlı eserde Yunan ve Roma tıbbi düşüncelerini toplamıştır. Celsus, sekizinci ciltte çene kırıklarının tedavisine değinmiştir. M.S. 500'de, Hintli cerrah Sushruta operasyonlar üzerine bir inceleme yazmıştır. Kırıkları hareketsiz hale getirmek için çene altına uygulanan bir un ve tutkal karışımı ile kaplı karmaşık bandaj ve bambu atel kullanarak kırık çenelerin tedavi edilmesini önermiştir (Aziz, 1993; Mukerji ve ark., 2006). Hipokrat kırık fragmanları birbirine yaklaştırmak için komşu dişlerin çevresinden tel geçirmiştir. Ayrıca eksternal bandaj kullanarak immobilizasyonu önermiştir (Gahhos ve Ariyan, 1984). 1492 yılında Fransa'nın Lyon kentinde basılan *Cyurgia* kitabında, ilk olarak mandibula kırıklarının tedavisinde maksillomandibular fiksasyonun kullanımından bahsedilmiştir (Fonseca ve ark., 2013). 1795 yılında depresör ve elevatör kasların, mandibula kırıklarındaki etkileri tanımlanmıştır. Ayrıca ilk defa dental protetik aygıtların, kırık segmentlerinin immobilizasyonunda etkilerinden bahsedilmiştir (Chopart, 1795). İlk kez 1810 yılında İtalya'da yayınlanan bir yazıda oklüzyonun sağlanmasının öneminden bahsedilmiştir (Fonseca ve ark., 2013).

1855'te Hamilton, kırığın redüksiyonundan sonra hastanın ağzında hazırlanan güta-perka ateli tanıtmıştır. Bu atel, özellikle Amerikan İç Savaşı sırasında geniş bir uygulama alanına sahip olmuştur (Rowe, 1971). Daha sonra Kingsley, atelin ve çenenin altından bir çubuktan diğerine geçen bir dış bandajla sıkıca birbirine bağlanabildiği bir atel tasarlamıştır (Mukerji ve ark., 2006).

Anadolu'da ise, 1465 yılında Şerafettin Sabuncuoğlu tarafından yayınlanan *Cerrahiyyetü'l Haniyye* ilk Türkçe tıp kitabıdır. Şerafettin Sabuncuoğlu kitabında birçok alanda tedavi yaklaşımından bahsetmiştir. Mandibula kırıkları için cerrahi prosedürler ve immobilizasyondan bahsetmiş ve bu alanda kitap yazar ilk Türk olmuştur (Dogan ve ark., 1997; Koç ve ark., 2004) (Şekil 2.4).

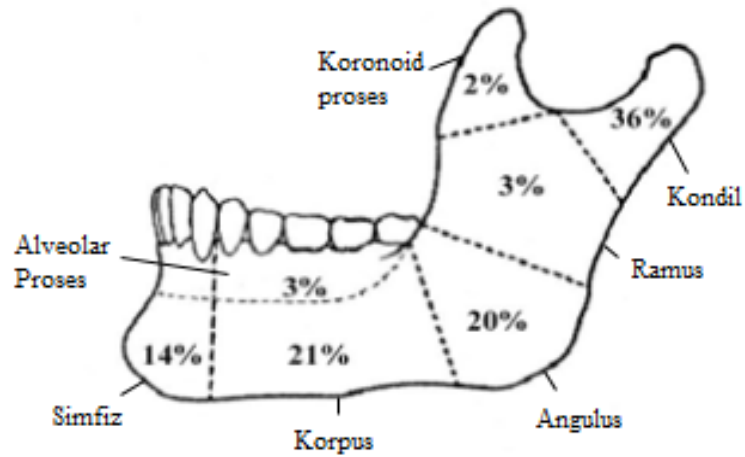


Şekil 2.4. Mandibula kırığının temsili tedavisi (Koç'tan, 2004)

2.3. Mandibula Kırıklarının Lokalizasyonu

Mandibula kırıkları, fasiyal kemikler içinde en sık görülen kırıklardan biridir. Orta yüz kırıklarına göre iki kat daha fazla görülmektedir. Mandibula kırıklarının dağılımı anatomik olarak oldukça değişiklik göstermektedir (Sakr ve ark., 2006; Stacey ve ark., 2006; de Matos ve ark., 2010).

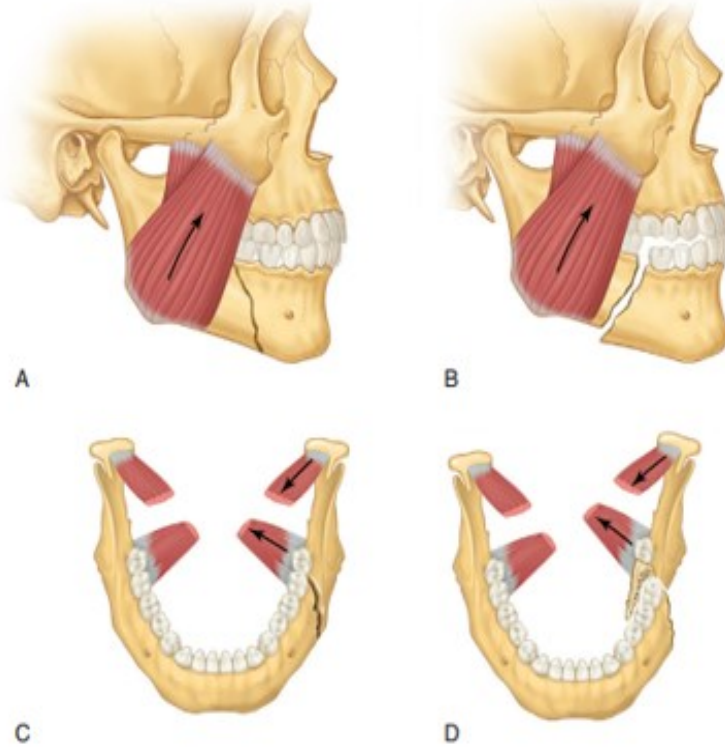
Mandibulanın kırık bölgelerini; mandibular kondil, mandibula angulus (özellikle gömülü veya yarı gömülü bir üçüncü molar varlığında), mental foramenler, korpus, mandibular parasimfiz bölgeleri ve diş alveolünün herhangi bir bileşeni oluşturabilmektedir (Fonseca ve ark., 2013) (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. Mandibula kırıklarının lokalizasyonu (Stacey'den, 2006)

Mandibula kırıklarını; kırığın tipine, kırık bölgesindeki yaranın dış ortama ilişkisine, dentisyonun durumuna, kırığın bulunduğu anatomik bölgeye göre değişik şekillerde kategorilerde değerlendiren sınıflandırmalar mevcuttur (Miloró ve ark., 2004; Türker, 2004; Fonseca ve ark., 2013).

Mandibula angulus kırıkları, çekme kuvvetlerine göre iyi (favorable) ve kötü (unfavorable) kırık olarak tanımlanabilen kırıklardır (Braasch ve Abubaker, 2013) (Şekil 2.6). Kasların çekiş kuvvetleri sonucu kırık fragmanları ayrılmaya meyilli değilse iyi kırık olarak ifade edilir ve fiksasyon ihtiyacı bu kırıklarda daha azdır ancak kırık fragmanlarının ayrılmaya meyilli olduğu kötü kırıklarda iyileşmenin bozulmasını engellemek amacıyla daha fazla fiksasyona ihtiyaç duyulduğu savunulmaktadır (Holt ve Joseph, 2012).



Şekil 2.6. Mandibula angulus kırığında kas çekişleri

- A) Horizontal iyi kırık,
- B) Horizontal kötü kırık,
- C) Vertikal iyi kırık
- D) Vertikal kötü kırık (Miloró'dan, 2004)

2.4. Mandibula Angulus Kırıkları

2.4.1. Mandibula Angulus Kırıklarının Etiyolojisi

Sosyal, kültürel ve çevresel faktörler nedeniyle maksillofasiyal kırıkların hem insidansı hem de etiyojisi ülkeden ülkeye farklılık gösterir (Ozkaya ve ark., 2009). Dolayısıyla mandibula kırıkları da etiyojisi ve meydana geliş açısından toplumdan topluma değişiklik göstermektedir. Çoğunlukla motorlu taşıt kazası, düşme, kavga, ateşli silahla yaralanma ve patolojik durumlar nedeniyle gerçekleşir (Simsek ve ark., 2007; de Matos ve ark., 2010).

Erol ve ark. (2004), yaptıkları çalışmada mandibula kırıkları en sık görülen maksillofasiyal kırıklar (2111 olgu % 72,8) iken, maksilla-mandibula kırıkları en sık görülen kombine yaralanma türü olarak belirlenmiştir (112 olgu % 3,9). Araştırmada % 38 oranıyla trafik kazaları en sık görülen etiyojistik faktör olmuştur. Bunu % 36,7 oranıyla düşme izlemiştir. En az da % 1,1 oranla spor kazaları görülmüştür.

Mandibula angulus bölgesi, mandibula kırıklarının en sık görüldüğü bölgelerden biridir (Safdar ve Meechan, 1995; Schierle ve ark., 1997). Rashid ve ark. (2013), yapmış oldukları klinik çalışmada mandibula kırıklarını incelemişlerdir. Angulus kırıklarının % 30 oranla en fazla görülen kırık tipi olduğunu bildirmişlerdir.

Mandibulanın angulus bölgesinde kırıkların daha sık görülmesinin birçok nedeni belirtilmiştir. Bunlar mandibulanın anatomik olarak dişli bölgelerine göre angulus bölgesinin daha ince bir kesite sahip olması, bu bölgenin biyomekanik olarak kaldıraç görevi görmesi ve üçüncü molar dişlerin bu bölgede yer alması olarak düşünülmektedir (Ellis, 1999). Yapılan bir araştırma gömülü üçüncü molar diş varlığında, mandibular angulusu içeren kırık insidansının önemli ölçüde arttığını göstermiştir (Fuselier ve ark., 2002). Ayrıca, angulus bölgesinin, önünde bulunan korpus ve arkasında bulunan ramusun kemik yapısına göre daha ince yapıda olması sebebiyle bu bölge lateral kuvvetler karşısında daha kolay kırılabilir (Schubert ve ark., 1997; Ellis, 1999).

Bununla birlikte Tevepaugh ve Dodson (1995), angulus bölgesinde mandibular üçüncü molar dişlerin mandibulanın kesitsel alanını azalttığını ve bu sebeple bölgeye gelen kuvvetlere karşı daha az dirençli olmasına bağlı olarak angulus kırığı riski oluşturabileceği yönünde Wolujewicz (1980), tarafından kurulan hipoteze karşın

yaptıkları çalışmalarında dişlerin gömülü veya sürmüş olmasının ya da pozisyonlarının kırık riskine etki etmediğini belirtmişlerdir.

2.4.2. Mandibula Angulus Kırıklarının Tedavisi

Mandibula kırık tedavilerinde asıl amaç; dişler ve çeneler arasındaki ilişkinin minimum komplikasyon ile düzeltilmesi, fasiyal simetrinin sağlanması, kırık fragmanların bir araya getirilmesi ve bölgenin enfeksiyondan korunmasıdır (de Melo ve ark., 2012). Mandibula kırıklarında, stabil bir oklüzyon sağlanması, dinlenme ve fonksiyon sırasında semptomsuz eklem hareketinin sağlanması, büyüme gelişim döneminde asimetri oluşturacak komplikasyonların engellenmesi ve kırığın prognozu açısından büyük önem taşımaktadır (Milorio ve ark., 2004). Mandibula kırıklarında en iyi yöntem, en kısa sürede ihtiyaçları, en basit ve kalıcı şekilde sağlayan yöntemdir. Fiksasyon yönteminin seçilmesinde birçok faktör rol oynamaktadır. Bunlar sosyolojik durum, psikolojik durum, kırığın yapısı, hastanın yaşı, cerrahın tecrübesi gibi faktörlerdir. Kırık fiksasyonu sağlanmadığı zaman nonunion, malunion gibi komplikasyonlar gözlenebilmektedir (Çizmeci ve Karabulut, 1999).

Mandibula kırıklarının tedavisinde açık redüksiyon ve rijit fiksasyon ya da kapalı redüksiyon teknikleri kullanılmaktadır (Amaratunga, 1987; Andreasen ve ark., 2006). Kapalı yaklaşım kırık hattının cerrahi olarak açığa çıkarılmadığı, ağız içi veya ağız dışı apareyler kullanılarak yapılan tedavi şeklidir. Kırık hattının cerrahi olarak açığa çıkarılarak doğrudan görüş sağlandığı açık yaklaşımda ise plak, tel ve vidalar gibi kırık hattını birleştirici malzemeler kullanılır (Türker, 2004).

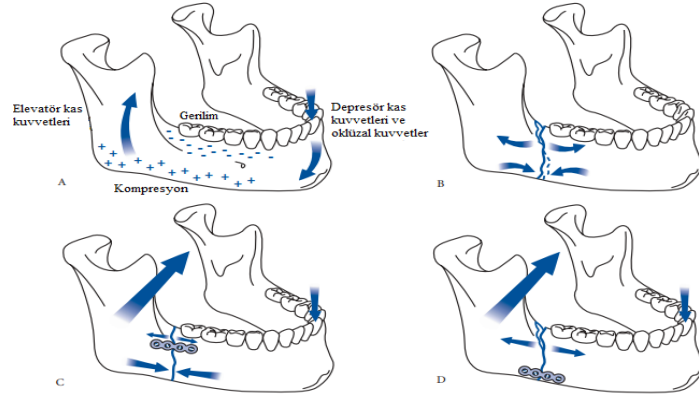
Açık yaklaşımın, kemik parçalarının daha uygun pozisyonlandırılması ve hasta tarafından daha erken fonksiyona dönme gibi avantajları olsa da önemli dezavantajları da mevcuttur. Bu yaklaşım hastayı uzun süreli anesteziye maruz bırakma, artmış enfeksiyon riski, komşu dişlere ve sinirlere zarar verme, skar oluşumu, hastanede kalış süresi ve maliyetin artması gibi dezavantajlar oluşturabilir (Fonseca ve ark., 2013).

Mandibula kırıklarının tedavisinde immobilizasyonu sağlamak amacıyla çeşitli yöntem ve malzemeler kullanılmıştır (Türker, 2004).

İMF olmadan osteosentez: Bu amaçla hazırlanmış olan kompresyonlu Osteosentez Çalışma Grubu (AO) sistemi ve Uluslararası Fiksasyon Araştırmaları Derneği (ASIF) tekniği ile aynı boyutlarda hazırlanmış olan plaklar vardır. Bu sistem

tamamen katı ve fragmanlar arası hareketsizliği hedefleyen rijid internal fiksasyon sağlar. Bu amaçla kullanılan materyaller;

- **Kompresyonsuz plaklar:** Daha önceleri ortopedide kullanılan plaklar mandibula kırıklarında da kullanılmıştır ancak günümüzde kullanılan mini plaklara göre boyutlarının büyük olması gibi dezavantajları vardır.
- **Kompresyon plakları:** Kompresyon kırık parçaların bir araya gelmesini sağlamak amacıyla uygulanan fizyolojik sıkıştırma kuvvetidir. Anatomik özellikler nedeniyle plakları mandibula alt kenarına, konveks kısma yerleştirmek gerekir. Bu plakların dezavantajı kırığın alt kenarına plak yerleştirildikten sonra üst kenarında açılma olabilmesidir. Bu durumu engellemek için üst kenara kompresyonsuz bir plak uygulanabilir. Kırık hattının üst kenarında kas kuvvetleri ve oklüzal kuvvetlerin etkisi ile boşluk oluşmaya eğilim vardır. Üst kısım gerilim alt kısım ise kompresyon bölgesi olarak adlandırılmaktadır (Miloró ve ark., 2004) (Şekil 2.7).



Şekil 2.7. Mandibulada kas kuvvetlerinin yönü ve kırık oluşan angulus bölgesine yerleştirilen mini plaklar

A) Sağlıklı bir mandibulada fonksiyonel kas kuvvetleri

B) Kırık oluşan mandibula

C) Üst kısma bir adet plak yerleşimi kas kuvvetlerine karşı etkili, kuvvetleri nötralize edici ve kırık hattını yaklaşıtııcı özellik gösterir

D) Alt kenara bir adet plak yerleşimi kas kuvvetlerine karşı yeterince etkili olmamakta ve üst kenarda (gerilim bölgesinde) kolaylıkla fragmanlar birbirinden ayrılabilir (Miloró'dan, 2004).

- **Mini plaklar:** Champy ve arkadaşları tarafından kompresyon plaklarına göre daha üstün özellikleri olduğu bildirilmiştir. Mandibula alt kenarında zaten doğal bir sıkıştırma hattı bulunduğunu bu nedenle de kompresyona gerek olmadığını, kompresyon plaklarının oluşturduğu kuvvetin mandibulanın kalan direncine zarar verebileceği bildirilmiştir (Champy ve ark., 1978). Mini plaklar ile elde edilen osteosentez kompresyon değil adaptasyon osteosentezidir (Türker, 2004).
- **Lag vida:** Özellikle mandibulanın oblik kırıklarında başarılı olarak kullanılan materyallerdir. Vida sıkıştığında baş tarafı dış korteksi yaklaştırır ve kırık hattı sıkıştırılmış olur.
- **İMF:** Bazı olgularda sadece intermaksillar fiksasyon ile yeterli immobilizasyon sağlanabilmektedir. Bu amaçla braketler, telle dişleri bağlama, direkt bağlama (Gilmer bağlama tekniği), halkalı bağlama (ıvy loop tekniği), ark barlar, kron splintler, transosseöz bağlama, sirkumferansiyal bağlama, ekstraoral pim fiksasyonu, kemik kısaçları ve Kirschner telleri kullanılır (Türker, 2004).

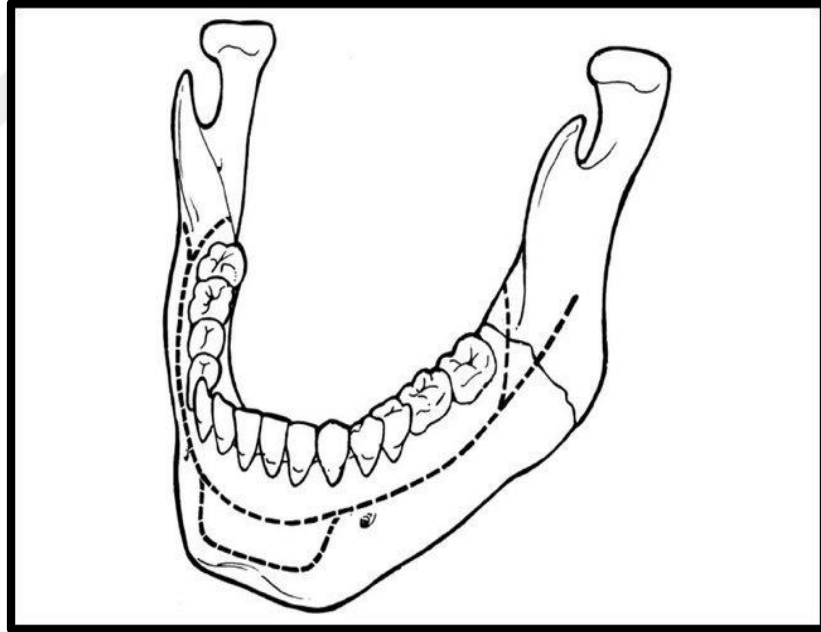
Maksillofasial tedavi ve fiksasyon yöntemlerinde gelişmeler olmasına rağmen mandibula angulus kırıklarının ideal tedavisi ile ilgili bir görüş birliğine varılamamıştır (Gear ve ark., 2005; de Melo ve ark., 2012). Mandibula angulus kırıklarının tedavisi, ince bir kesit alanı içermesi, çiğneme kaslarının etkisi ve üçüncü molarların varlığı gibi mandibula angulus bölgesinin anatomik ilişkileri ve karmaşık biyomekanik yönleri nedeniyle tartışmalıdır (Al-Moraissi ve Ellis, 2014). Çiğneme kaslarının çekme kuvvetinin yüksek olması ve bölgeye ulaşımın zor olması nedeniyle mandibula angulus kırıklarında komplikasyon daha çok görülmektedir (Saito ve ark., 2008; de Melo ve ark., 2012).

Tarihsel olarak, mandibula angulus kırıklarının internal fiksasyonu için çeşitli teknikler kullanılmıştır. Bu teknikler arasında tel ile osteosentez, üst ya da alt kenara tek plak, biri üst diğeri alt kenarda olmak üzere 2 plak veya bir lag vida yerleştirme bulunmaktadır. Michelet ve ark. (1973), angulus kırıklarının tedavisi için küçük, bükülebilir kemik plaklarının kullanımını tanımladıklarından bu yana, en uygun yöntem konusunda büyük tartışmalar olmuştur.

Mandibula angulus kırıklarının vida ve plak ile fiksasyonunun sağlanması için iki temel görüş bulunmaktadır. AO/ASIF ilkeleri ve bu ilkeleri benimseyen Luhr (1982),

mandibulanın fonksiyonu sırasında kemik fragmanları arasında oluşabilecek mobilitenin engellenmesi amacıyla plak ve vidaların rijit bir fiksasyon sağlaması gerektiğini öne sürmüştür. Michelet ise kompresyonsuz küçük, kolayca bükülebilen plakların transoral olarak monokortikal vidalar aracılığı ile yerleştirmesini savunmuştur (Michelet ve ark., 1973; Spiessl, 1976; Spiessl, 1989).

Champy ve ark. (1978), çeşitli klinik araştırmalar yaparak ideal osteosentez hatlarına göre kemik plaklarının yerleştirilmesi gereken en stabil konumu belirlemişlerdir (Şekil 2.8). Champy tekniği, üst sınır boyunca küçük bir kemik plağı yerleştirmek ve bitişik dişlere veya alt alveolar nörovasküler demete zarar vermektan kaçınmak için monokortikal vidalar kullanmayı içermektedir. Bu tedavi şekli ile mutlak hareketsizleştirme sağlanmamaktadır (Yarı rijit fiksasyon). Bu yöntemle kırıkların fiksasyonunda yeterli stabilite sağlanabileceği ve bu sayede maksillomandibular fiksasyon ihtiyacının ortadan kaldırılabilceği bildirilmiştir (Ellis, 1999).



Şekil 2.8. İdeal osteosentez hatları (Singh'den, 2011)

Ellis (1999), yaptığı bir çalışmada angulus mandibula kırıklarında tedavi yöntemlerini şu şekilde sıralamıştır;

- **Kapalı redüksiyon ya da intraoral açık redüksiyon ve rijit olmayan fiksasyon:** Kapalı redüksiyon uzun yıllar boyunca mandibula kırıklarının tedavisi için rutin olarak kullanılmıştır. İnternal fiksasyon sistemlerinin geliştirilmesi ile İMF kullanımı daha fazla sınırlanmıştır (Ellis, 1999). İMF'nin uygulanması hem hasta hem cerrah için birçok önemli problem yaratır. Hastanın ağzını açamaması beslenme eksikliklerine, yetersiz yara iyileşmesine ve kilo kaybına neden olur. Genellikle ağız mukozasında abrazyon ve ülserasyon oluşturur. Ayrıca temporomandibular eklem uzun süreli hareketsizliği ankiloza ve kemik rezorpsiyonuna yol açabilir (Saito ve ark., 2008).
- **Ekstraoral açık redüksiyon ve rekonstrüksiyon plakları ile internal fiksasyon:** AO/ASIF rekonstrüksiyon plakları standart AO/ASIF kompresyon plaklarından daha kalın ve güçlü plaklardır. Rekonstrüksiyon plakları çeşitli uzunluklarda bulunabilmektedir. Bükülebilen ve mandibula yüzeyine göre şekillendirilebilen plaklardır. Kompresyon eksikliğinde kırık hattının her iki tarafında üç adet vida kullanımı fonksiyonel kuvvetlerin yeteri kadar nötralizasyonunu sağlayabilmek amacıyla tavsiye edilmektedir (Ellis, 1999).
- **Lag vida ile fiksasyon:** Niederdellmann ve ark. (1981), aksiyel kompresyon uygulayarak, plak kullanmaksızın kırık stabilitesini sağlamayı amaçlayan lag vida uygulamasını rapor etmişlerdir. Ellis ve Ghali (1991), lag vida ile fiksasyon yaptıkları çalışmalarında bu yöntemin güvenli ve etkili olduğunu belirtmişlerdir. Lag vidaların operasyon süresinin azalmasını sağladığını bildirmişlerdir. Lag vidalarının postoperatif kırık oluşumunu azalttığını belirtmişlerdir. Ayrıca plaklara kıyasla maliyet olarak daha uygun olan vidaların çok rijit bir fiksasyon sağladıklarını ve bunu da kırık parçalar arasında oluşturulan sıkıştırma kuvveti ile sağlandığını bildirmişlerdir.
- **Mini Plakla Fiksasyon:**
 - **Kompresyonlu Mini Plak Sistemleri**
 - **İki adet 2.0 mm mini-dinamik kompresyon plağı kullanılarak internal fiksasyon:** Bu sistemlerde önerilen yöntem bukkal kemiğin üst ve alt kısmına birer adet plak yerleştirilmesi ile iki adet 2.0 mm'lik

kemik plağının uygulanmasıdır. Üst sınırdaki monokortikal vidalarla sabitlenmiş küçük bir sıkıştırma plağı, alt tarafta ise bikortikal vidalarla sabitlenmiş büyük bir sıkıştırma plağı yer almaktadır. Bu plakların ekstraoral olarak uygulanması daha kolay iken intraoral olarak uygulanması görüş açısındaki yetersizlik nedeniyle daha zordur (Ellis, 1999).

- **İki Adet 2.4 mm dinamik kompresyon plağı kullanılarak internal fiksasyon:** İki adet 2.0 mm'lik mini-dinamik kompresyon plağı ile tedavi edilen hastalarda görülen cerrahi sonrası yüksek komplikasyon nedeniyle mandibula için özel tasarlanmış plaklar uygulanarak mandibular angulus kırıklarının tedavisi için AO/ASIF tekniği kullanılmıştır. Bu yöntemde de 2.4 mm'lik plaklar normal anatomik yapılara zarar verilebilecek yerlerde monokortikal vidalarla kullanılmıştır (Ellis, 1999).
- **Kompresyonsuz Mini Plak Sistemleri**
 - **İki adet kompresyonsuz mini plak kullanılarak yapılan internal fiksasyon:** Bu teknikte kırık bölgesinde mandibulanın üst kenarına veya bu bölgenin bukkaline bir adet kompresyonsuz mini plak, inferior kenarına ise ikinci bir kompresyonsuz mini plak uygulanmaktadır. İki mini plakla fiksasyon tekniğinin bazı dezavantajları da bulunmaktadır. Ekstraoral teknik tercih edildiğinde ise, uzamış operasyon süresi, skar oluşumu, marjinal mandibular sinir hasarı gibi komplikasyonlarda artış gözlenmektedir (Ellis ve Walker, 1994).
 - **Bir adet kompresyonsuz plak kullanılarak yapılan internal fiksasyon:** Bu teknikte iki adet plak kullanılarak yapılan fiksasyonda ortaya çıkan komplikasyon oranları nedeniyle Champy (1978), prensiplerine uygun 2.0 mm'lik tek bir kompresyonsuz plak kullanılması önerilmiştir (Ellis, 1999).

Angulus Kırıklarında Champy Yöntemi: Champy ve ark. (1978), mandibula angulus kırıklarının üst sınırına uyumlanmış tek bir mini plak kullanımının mükemmel sonuçlar gösterdiğini bildirmiştir. Bu teknik iyileşme döneminde mandibulanın aktivasyonuna izin verdiği için fonksiyonel olarak stabil bir teknik olarak

görülmektedir. Yöntem, kontralateral kondilin, temporomandibular ilişkiyi bozmadan glenoid fossaya doğru şekilde oturmasına dayanmaktadır. Kontralateral kırık mevcutsa ve rijit olarak tedavi edilmezse, angulus boyunca ısırma kuvvetleri distal segmente iletilerek karşı kırık hattı etrafında rotasyona neden olabileceği bunun da mandibulanın genişlemesine ve ardından maloklüzyona ve yüz genişliğinin değişmesine neden olabileceği belirtilmiştir. Diğer kırık bölgeleri rijit tedavi edilerek, angulus bölgesinin izole bir şekilde tedavi edilebileceği bildirilmiştir (Fonseca ve ark., 2013).

Champy yöntemi angulus kırıklarında intraoral olarak yaklaşım nedeniyle avantajlı bir tekniktir. Küçük bir insizyonla daha az skar oluşumu görülmektedir. Inferior alveolar sinir ve marjinal mandibular sinir hasarı daha azdır. Mini plakların kemiğe adaptasyonu daha kolaydır. İşlem sırasında dişlerin oklüzal ilişkisi ve kırık hattı aynı anda izlenebilmektedir (Levy ve ark., 1991; Edwards ve David, 1996; Fox ve Kellman, 2003). Bu yöntem nonkommünite angulus kırıklarında ve aşırı deplase olmamış kırıklarda başarılı bir şekilde uygulanmaktadır (Murr, 2005).

2.5. Mandibula Kırıklarının Tedavisinde Kullanılan Plak ve Vida Materyalleri

2.5.1. Titanyum Plak ve Vida Sistemleri

Maksillofasiyal cerrahide ilk olarak paslanmaz çelik ya da vityumdan elde edilen plak sistemleri kullanılmıştır (Harle ve ark., 1999). Sonrasında titanyumun medikal alanda kullanımı gündeme gelmiş ve yapılan deneysel çalışmada mükemmel kemik uyumluluğu gözlemlendiği bildirilmiştir (Bothe, 1940). Tavşanlarda kemik ve yumuşak doku ile uyumlu olduğu biyolojik ortamda korozyona bağlı sitotoksikite oluşturmadığı ve köpeklerde yapılan bir çalışmada da mükemmel bir biyoyumluluğu olduğu bildirilmiştir (Leventhal, 1951; Beder ve ark., 1957; Hanawa, 2020).

Titanyum korozyona karşı dirençli ve biyoyumluluğu yüksek metallerden biridir (Rae, 1986; Alpert ve Seligson, 1996). Dental implantolojide önemli bir yeri vardır (Branemark, 1983). Uzun zamandır insan kullanımı için inert ve güvenli olarak kabul edilmiştir. İnsan vücudunda minimum yan etki oluşturmaktadır. Ancak hiçbir metal in vivo olarak tamamen inert değildir, zamanla bir miktar korozyona uğrar. Yıllar geçtikçe titanyum partiküllerinin zararlı olabileceğine dair raporlar bildirilmiştir (Friskin ve ark., 2002; Sicilia ve ark., 2008; Kaur ve Singh, 2019).

Titanyum plaklar stabilitesi, korozyona direnci ve rezorbe olabilen sistemlere oranla daha uygun maliyeti ile mandibula kırıklarında standart olarak kullanılmaya devam etmektedir (Carlsson ve ark., 1986; Tams ve ark., 2001; Bayram ve ark., 2009). Ancak titanyum plakların manyetik rezonans görüntüleme (MRI) ve bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleme sistemlerinde bozulmalara sebep olması, uygulandıkları konumdan uzaklaşabilmeleri, enfeksiyon oluşturmaları ve buna bağlı olarak yerleştirildikleri konumda açığa çıkabilmeleri ve palpe edilebilmeleri gibi dezavantajları bulunmaktadır (Peltoniemi ve ark., 1997). Titanyumun alerjik reaksiyonlara neden olabileceği de bildirilmiştir (Sicilia ve ark., 2008; Schwitalla ve Muleer, 2013; Kaur ve Singh, 2019).

2.5.2. Rezorbe Olabilen Plak ve Vida Sistemleri

Fiksasyon amacıyla sıklıkla kullanılan sentetik biyoçözünür materyaller poliglikolik asit (PGA), polidioksan (PDS) ve polilaktik asit (PLA) yüksek moleküler ağırlıklı alfa hidroksi asit polimerleridir. Bunlardan PGA ve PLA, güçlendirilerek daha güçlü materyal özellikleri kazandıkları için en sık kullanılan materyaller olmuştur (Gilding ve Reed, 1979; Vert ve ark., 1984).

PGA kahverengi, sert kristalin polimerdir. Birçok çözücü içinde çözünmez. 224-226 °C'de erir. Çözünmesi hidroliz yolu ile olur spesifik olmayan esterazlar ve korboksiptidazlarca yıkılır. Glikolik asitin monomerik birimleri idrar ile atılır ya da enzimatik olarak su ve karbondioksit son ürünlerine dönüştürülür. Molekül saflığına, ağırlığına, kristalizasyonuna, şekline ve büyüklüğüne göre değişkenlik gösterse de 6 haftada mekanik direncini yitirir ve birkaç ayda tamamen çözünür. Mekanik direncini erken dönemde kaybettiği için çok fazla yük almayan bölgelerde kemik fiksasyonunda kullanılmaktadır (Kademani ve ark., 2005).

PLA soluk renkli, yarı kristalin yapıda bir polimerdir. Erime derecesi 174 °C'dir. L ve D konfigürasyonuna göre dört biçimde bulunabilir. Hidroliz ile yıkılarak su ve karbondioksit son ürünlerine dönüştürülür. PGA ve PDS'den daha dirençlidir ve daha uzun sürede çözünür. Tamamen çözünme süresi birkaç yıldır. PLA'nın kopolimeri olan D-laktit, L-laktit, poli-D-L-laktit hücrel enzimatik tepkimeler sonucu daha hızlı çözünmektedir. PLA etilen dioksit ile steril edilebilir, ayrıca yüksek dirençli güçlendirilmiş formları gama ışınması ile de steril edilebilir. Gama ışınması PLA'nın

moleküler ağırlığını belirgin şekilde düşürdüğü için çözünme süresi kısalmıştır. PGA ve PLA bir araya getirilerek kopolimerler oluşturulabilir. İçerik oranlarına göre maddenin de özellikleri değişebilmektedir. PGA içeriği arttırılırsa kopolimer daha hızlı çözünecektir ya da azaltılırsa tam tersi olacaktır (Kademani ve ark., 2005).

Rezorbe olabilen sistemler ilk olarak 1971 yılında Kulkarni ve ark. (1971), tarafından rapor edilmiştir. Cutright ve ark. (1972), bu sistemler üzerine deneysel çalışma yapmışlardır. Roed-Petersen (1974), ilk olarak mandibulada rezorbe olabilen sistemlerle internal fiksasyonu tarif etmiştir. Rezorbe olabilen plaklar ile ilgili çok sayıda çalışma yapılmıştır (Bos ve ark., 1989; Rozema ve ark., 1990; Suzuki ve ark., 2004; Rasse ve ark., 2007). Bos ve ark. (1989) ile Rozema ve ark. (1990), kırık tedavisinde bu materyallerinin kullanılmasına büyük ölçüde katkıda bulunmuştur. 1991'de Wittenberg ve arkadaşları, poli-L-laktit plakların düşük stresli ve sıkıştırma olmayan alanlarda başarılı olduğunu bildirmiştir (Wittenberg ve ark., 1991).

Rezorbe olabilen materyaller sadece komplikasyon riskini azaltmakla ya da plakların çıkarılması ihtiyacını azaltmakla kalmamaktadır. Biyolojik bozunma sürecinde fiksasyonun da devam etmesini sağlamaktadır (Fonseca ve ark., 2013). Mandibula kırıklarında rezorbe olabilen plakların kullanımına ilişkin raporlar sınırlı olmasına rağmen, prospektif bir çalışmada, 2,5 mm'lik rezorbe olabilen plaklar ve vidalarla fiksasyon sağlanmasında başarılı olduğu bildirilmiştir (Laughlin ve ark., 2007).

Rezorbe olabilen plakların boyutlarının titanyum plakalara kıyasla genellikle büyük olmasının yanı sıra bu materyallerin dayanıklılığının az olmasından dolayı mandibula gibi üzerinde kuvvetlerin etkili olduğu işlevsel bir kemikte kullanımları sınırlı olmaktadır (Wittenberg ve ark., 1991; Gosain ve ark., 1998). Araujo ve ark. (2001), rezorbe olabilen plakların elastik sertliğinin ve cerrahi stabilitesinin ameliyattan sonra değişebileceğini ve azalmış sertliğin ameliyattan sonra nükse neden olabileceğini bildirmişlerdir.

Rezorbe olabilen plakların avantajları şu şekilde belirtilmiştir (Milorio ve ark., 2004);

- Plaklar sitrik asit döngüsü ile karbondioksit ve suya indirgenebilirler.

- Görüntüleme sistemlerinde bozulmaya neden olmazlar (BT, MRI, Standart Radyografiler).
- Postoperatif radyasyon tedavisine herhangi bir etkisi yoktur.
- Fiksasyon materyali içerisinde antibiyotik gibi maddeler entegre edilebilmektedir.

Rezorbe olabilen plakların olası dezavantajları şunlardır (Milorio ve ark., 2004);

- Benzer boyutlardaki titanyum alaşımları ile kıyaslandığında daha az mekanik dayanımı vardır.
- Malzeme hafızası kırık redüksiyonunu azaltabilmektedir.
- Yabancı cisim reaksiyonu gösterebilmektedir.
- Operatif çalışma süresinin artmasına neden olabilmektedir.

2.5.3. Poli-Eter-Eter-Keton (PEEK)

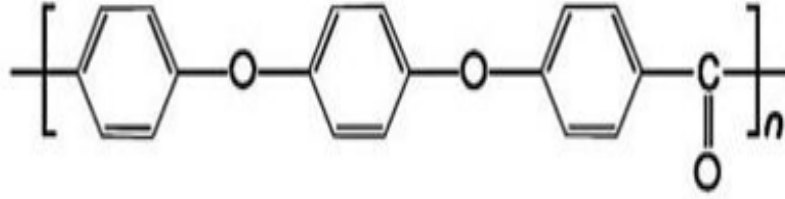
Poliarileterketon (PAEK) polimerleri; PEEK, PEK (polieterketon), PEKK (polieterketonketon), PEKEKK (polieterketoneterketonketon) olmak üzere çeşitli şekilde sınıflandırılabilir. Bu polimerler genel olarak 1.4- fenilen birimleri olan ve farklı miktarlarda fonksiyonel grup içeren yarı kristalin bir polimerlerdir. Bu polimerler arasında farklılığı oluşturan keton oranlarıdır (Stawarczyk ve ark., 2017). Yüksek çekme, yorulma, eğilme dayanımına ve yüksek aşınma direncine sahip polimerlerdir (Roy ve Sailaja, 2015). Bu üstün özellikleri PAEK polimerlerin endüstriyel kullanım için oldukça uygun olduğunu göstermiştir. Gıda sektöründen havacılık sektörüne, otomobil endüstrisinden tıbbi ürünlere kadar çok geniş bir uygulama alanına sahiptir (Fuhrmann ve ark., 2014; Klur ve ark., 2019).

Keton ve eter fonksiyonel gruplarıyla bağlanan ve aromatik bir moleküler zincirden oluşan PEEK, yüksek mekanik ve kimyasal dirençle birlikte yüksek sıcaklık stabilitesine (300 °C'yi aşan) sahiptir. Kimyasal hasara ve radyasyon hasarına karşı dirençli olan PEEK cam ve karbon fiber gibi birçok madde ile uyumluluk göstermektedir. Düşük yoğunluk (1.32 g/cm³) ve düşük elastik modülüne sahip olan PEEK, PAEK polimer ailesinin baskın bir parçasıdır (Kurtz ve Devine, 2007).

PEEK polimerleri 3-4 GPa elastik modülüne sahiptir. Ancak farklı materyaller eklenerek bu değer artırılabilir. Fiber ilave edilerek 18 GPa elastik modülü

seviyesi ile kortikal kemik seviyesine ulaşılabilir (Najeeb ve ark., 2015; Schwitalla ve ark., 2015).

Bir keton ve iki eter grubundan oluşan kimyasal olarak tekrar eden PEEK polimeri içerisinde yalnızca karbon, hidrojen ve oksijen bulunduran yapısıyla lineer, yüksek kararlılıkta ve tam aromatik bir yapıya sahiptir (Kurtz ve Devine, 2007) (Şekil 2.9).

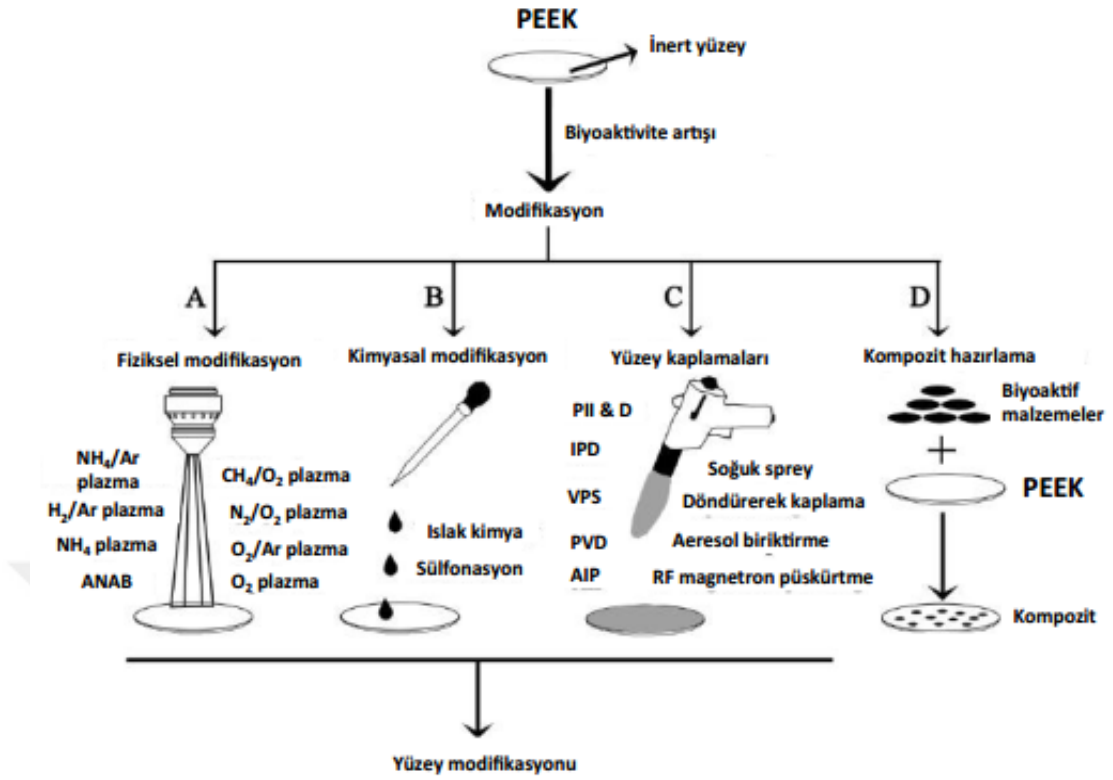


Şekil 2.9. PEEK materyalinin kimyasal yapısı (Kurtz ve Devine'den, 2007)

PEEK, titanyum ile karşılaştırıldığında dental implant materyali olarak bazı klinik avantajlara sahiptir. Birincisi, daha az aşırı duyarlılık ve alerjik reaksiyona neden olur. Bazı çalışmalar titanyumun bir alerjen olduğunu göstermiştir (Sicilia ve ark., 2008; Goutam ve ark., 2014). İkincisi, radyolüsenttir ve MRI'da daha az artefakta neden olur (Wang ve ark., 2010; Lee ve ark., 2012). Üçüncüsü, metalik bir renge sahip değildir; griye çalan bej renktedir ve titanyumdan daha estetik bir görünüme sahiptir. Dördüncüsü, PEEK hacim veya yüzey özelliklerini değiştirerek belirli bir amaca uygun hale getirilebilen çok yönlü temel bir malzemedir (Rahmitasari ve ark., 2017).

PEEK'in Biyoaktifleştirilmesi

PEEK iki yöntemle biyoaktif hale getirilmektedir. Bu tekniklerin ilki, PEEK'in yüzeyinin modifiye edilerek biyoaktif hale getirilmesidir. Diğer teknik ise PEEK malzemesi üretilirken çeşitli biyoaktif maddeler yapısına eklenerek aktif bir PEEK kompoziti elde etmektir (Ma ve Tang, 2014) (Şekil 2.10).



Şekil 2.10. PEEK Biyoaktifleştirme Yöntemleri (Ma ve Tang'dan, 2014)

PEEK Yüzey Modifikasyonları

PEEK fiziksel ve kimyasal olarak kararlı bir polimerdir ancak çeşitli şekillerde modifiye edilebilir. Bunlar fiziksel modifikasyon, kimyasal modifikasyon ve yüzey kaplamaları olarak gerçekleştirilebilir.

Fiziksel Modifikasyonlar

Fiziksel olarak sıklıkla uygulanan işlemler; amonyum (NH_4) plazma, oksijen (O_2) plazma, metan/oksijen (CH_4/O_2) plazma, azot/oksijen (N_2/O_2) plazma, oksijen/argon (O_2/Ar) plazma, amonyum/argon (NH_4/Ar) plazma ve hidrojen/argon (H_2/Ar) plazma gibi modifikasyonlar dışında ivmelendirilmiş nötral atom demeti (ANAB), eksimer lazer ışınım ve UV (Ultraviyole) ışınım gibi ışınım uygulamalarıdır (Ma ve Tang, 2014).

Khoury ve ark. (2013), tarafından PEEK yüzeyinde argon gazıyla denenmiş olan, ANAB tekniği sonucu elde edilmiş olan materyaller ve çalışmanın in-vivo sonuçları, herhangi bir biyoaktif malzeme eklemeyen veya yüzey kimyasında değişiklik yapmadan da osteointegrasyonun sağlanabildiğini göstermiştir. Brydone ve ark. (2012), ürettikleri

nano desenli PEEK çubuklarına O₂ plazma uygulamışlar ve bu sayede çubukların biyoaktivitelerini arttırmışlardır. Waser-Althaus ve ark. (2014), O₂/Ar ve NH₄ plazma ile PEEK malzemesinin yüzeyinde modifikasyon oluşturarak bu yüzeyde yağ dokusu türevli olan mezenkimal kök hücrelerinin yayılmasında, tutunmasında ve osteojenik farklılaşmasında artış elde etmişlerdir.

Kimyasal Modifikasyonlar

Zhao ve ark. (2013), yaptıkları bir çalışmada sülfonasyon ve ardından suya daldırma yoluyla, iki tür sülfonasyonla işlenmiş PEEK (SPEEK) numunesi elde etmişlerdir. SPEEK-W (sülfonasyondan sonra suya daldırma ve durulama) ve SPEEK-WA (aseton ile durulama) olarak adlandırılmıştır. PEEK üzerinde biyo-fonksiyonel gruplara sahip 3 boyutlu gözenekli ve nano yapıları bir ağ üretilmiş ve sülfonasyonla muamele edilmiş PEEK'in in vitro hücresel yanıtı, in vivo osseointegrasyon ve apatit oluşturma yeteneği sistematik olarak araştırılmıştır. Yüzey özellikleri SPEEK-W ile SPEEK-WA için benzer olmasına rağmen, SPEEK-W örnekler içeriklerinde bulunan sülfirik asit kalıntıları sebebiyle hücre uyumu evresinde başarısız olmuştur.

Islak kimya bir dizi yüzey işlevselliği artmış PEEK elde edebilmek için PEEK'in kimyasal olarak modifiye edilmesi işlemidir. Bunlar indirgeme ile elde edilen hidrosillenmiş polimer (PEEK-OH), karboksilatlı polimer (PEEK-NCO), PEEK-NCO'nun hidrolizi ile elde edilen aminli polimer (PEEK-NH₂) ve aminokarboksilatlı polimerlerdir. PEEK-GABA ve PEEK-Lizin aminoasitlerin PEEK-NCO'ya bağlanmasından elde edilir (Noiset ve ark., 1999; Noiset ve ark., 2000).

Yüzey Kaplamaları

PEEK malzeme yüzeyinde soğuk püskürtme, aerosol biriktirme (AD), döndürerek kaplama, iyonik plazma biriktirme (IPD), radyofrekans (RF) magnetron püskürtme, plazma daldırma iyon implantasyon ve biriktirme (PIII&D), vakum plazma püskürtme (VPS), fiziksel buhar biriktirme (PVD), elektron demeti biriktirme ve ark iyon tabakalama (AIP) gibi kaplama yöntemleri kullanılmaktadır. Bu işlemin amacı da biyoaktif bir malzeme elde etmektir. PEEK biyoaktivitesini arttırmak için kimyasal ve fiziksel modifikasyonlara ek olarak yüzey kaplamaları da uygulandığında önemli sonuçlar alındığı bildirilmiştir (Du ve ark., 2014; Ma ve Tang, 2014).

PEEK Kompozitleri

PEEK kompozitleri iki grupta incelenebilir; geleneksel PEEK kompozitleri karbon fiberle güçlendirilmiş PEEK (Cfr-PEEK), cam fiberle güçlendirilmiş PEEK (Gfr-PEEK), hidroksiapatit/PEEK (HA/PEEK), stronsiyum içeren hidroksiapatit/PEEK (Sr-HA/PEEK) gibi kompozitlerdir. Nano boyutlu PEEK kompozitleri ise nanotitanyumdioksit/PEEK (n-TiO₂/PEEK), nanofluorineapatit (n-FA/PEEK) ve nanohidroksiapatit/PEEK (n-HA/PEEK) kompozitlerdir.

Gfr-PEEK

Gfr-PEEK, elastik modülü ve dayanıklılığı yüksek, sabit genleşme katsayısına ve iyi bir termal stabilite özelliklerine sahip kompozittir. Çapları birkaç mikrondan onlarca mikrona kadar değişen %10 cam fiber ve PEEK'ten oluşur. Kemiğe benzer bir elastik modüle sahiptir. Her şeyden önce, Gfr-PEEK uygulaması ile osteokalsin üretimi için uygun ortam oluşturulabilir. Bu, kemik oluşum sürecini uyarabilir, böylece Gfr-PEEK, çevreleyen kemikle iyi bir bağlantı kurabilir ve bu da oral implantların başarı oranını artırabilir (Lin ve ark., 1997).

HA/PEEK

HA, kemik dokusundaki inorganik maddenin ana bileşeni olan bir inorganik maddedir. HA partikülünün boyutu 3~100 mikrondur. HA içeriğinin artmasıyla osteoblastların farklılaşma ve proliferasyon hızının buna bağlı olarak artacağı tespit edilmiştir. HA'nın hacim kısmı % 20-30 olduğunda, PEEK'in elastik modülünün, insan kortikal kemiğine benzer olan 5-7 GPa olduğunu gösterilmiştir. Ek olarak, % 20 HA/PEEK kompoziti PEEK'in iyi biyoaktiviteye ve biyouyumluluğa sahip olduğu bir hacimsel orandır (Abu Bakar ve ark., 2003).

Sr-HA/PEEK

Stronsiyum, osteoblastların yapışmasını ve mineralleşmesini destekleyebilen, kemik onarımını uyarabilen ve kemik kırılma riskini azaltabilen biyoaktif bir elementtir. Sr-HA/PEEK kompozit yüzeyinde HA/PEEK kompozitinden daha fazla apatit üretildiği için Sr-HA/PEEK'in, HA/PEEK kompozitinden daha iyi kemik bağlama kabiliyetine sahip olduğu bildirilmiştir (Wong ve ark., 2009).

N-TiO₂/PEEK

TiO₂ iyi biyoaktivite, biyoyumluluk ve hidrofilik yapıya sahiptir. N-TiO₂/PEEK kompozitinin hazırlanmasının PEEK'in biyolojik aktivitesini ciddi şekilde iyileştirebileceği bildirilmiştir (Wu ve ark., 2012).

N-FA/PEEK

N-FA'dan gelen florür iyonları, bakterilerin enzim aktivitesi ve metabolizmasını inhibe edebilir, bu sayede N-FA/PEEK kompozitleri antibakteriyel etki göstermektedir (Arita ve ark., 2006).

N-HA/PEEK

N-HA/PEEK kompozitini oluşturmak için N-HA PEEK'e dahil edildiğinde, kompozitin yüksek mekanik özellikleri ve mükemmel biyoaktiviteye sahip olabileceği belirtilmiştir (Ma ve Tang, 2014).

Cfr-PEEK

Cfr-PEEK farklı yönlerde yönlendirilmiş fiberlere sahip, PEEK'in bir polimer matrisine gömülü karbon fiber levha katmanlarından oluşan kompozit bir malzemedir. PEEK polimeri, enjeksiyonla kalıplama, ekstrüzyon veya basınçla kalıplama olmak üzere çeşitli tekniklerle işlenebilir. PEEK polimer malzemesinin mükemmel biyoyumluluğa sahip olduğu gösterilmiştir. PEEK implantların, in vitro ve in vivo çalışıldığında minimal bir hücrel yanıt ortaya çıkardığı görülmüştür (Hak ve ark., 2014).

Cfr-PEEK kemiğe çok benzer bir elastisite modülüne ve uzun süreli yorgunluk gerilimine dayanma kabiliyetine sahiptir. Aynı zamanda hem kortikal hem de süngerimsi kemik yoğunluklarının elastisite modüllerine uyacak şekilde üretilebilir (Li ve ark., 2015). Elastik modülü, Cfr-PEEK için 18 GPa kadar olabilir. Bu malzeme çeşitli fiziksel, mekanik ve yüzey özellikleri gösterecek şekillerde üretilebilmektedir (Rahmitasari ve ark., 2017).

Karbon bileşikleri yardımıyla elastik modülü kemiğin elastik modülüne benzer olmasının yanı sıra, sürekli lifli Cfr-PEEK mükemmel güç, yorulma direnci ve dayanıklılığa sahiptir. Malzeme buhar, gama ışıması ve kaynayan salin solüsyonun

etkilerine karşı dirençlidir. PEEK polimer karbon kompozitleri, fizyolojik tuzlu su içinde soğutulmalarından sonra mükemmel sıkıştırma mukavemetine sahiptir. Cfr-PEEK polimerinin insan vücudunun son derece agresif ortamında güçlü ve dayanıklı bir kompozit malzeme olduğu görülmüştür (Green, 2019).

PEEK Kullanım Alanları

PEEK, termal stabilite, çözünme direnci, iyi aşınma direnci, yüksek yorulma direnci ve uygun elektrik yalıtımı gibi mükemmel mekanik özelliklerinden dolayı havacılık, elektronik, otomobil endüstrisi dahil olmak üzere birçok alanda kullanılabilir. Bu nedenle uygulama alanları tıbbi cihazlara kadar uzanmaktadır (Kurtz ve Devine, 2007). PEEK 1990'lı yıllarda spinal implant olarak tanıtılmıştır. Daha sonraları spinal füzyon cerrahisinde rutin olarak kullanılan önemli bir materyal olmuştur (Chen ve ark., 2013). 1998 yılında PEEK-OPTIMA adında implante edilebilir uygulamalar için bir materyal üretilmiştir. PEEK polimerinin yüksek mekanik özellikleri ve kemiğe benzer elastik modülü sayesinde ortopedi ve travmatolojide sıklıkla kullanılan metal implantların yerine kullanılacak yüksek performanslı bir ürün olduğu bildirilmiştir (Kurtz ve Devine, 2007).

PEEK Medikal Kullanım Alanları

Maksillo-fasiyal ve kraniyal implantlar: Son yıllarda PEEK, kraniyal ve maksillofasiyal rekonstrüksiyon alanlarında kullanılan bir biyomateryal olmuştur. Bunun karmaşık morfolojiye sahip doğru bir implantın yapımına izin veren bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD/CAM) teknolojileri ile mümkün olduğu belirtilmiştir (Kelly ve ark., 2005; Hanasono ve ark., 2009).

Ortopedik cerrahi: Yapısal özellikleri nedeniyle hem Cfr-PEEK hem de saf PEEK, total kalça replasmanı, femoral birleşimin tedavisi ve kalça yapımını içeren birçok ortopedik işlemlerde kullanılmaktadır (Sobieraj ve ark., 2009). PEEK malzemelerinden yapılan kemik pimleri ve vidaları, titanyum alaşımlarıyla karşılaştırılabilir mekanik nitelikler sergiler (Kurtz ve Devine, 2007).

Omurga cerrahisi: İnterspinöz sistem olarak sunulan PEEK materyalleri, spinal instabilite ve/veya dejeneratif disk hastalığına bağlı bel ağrısı tedavisi olarak servikal

omurganın veya lomberin ön kolonunu stabilize etmek ve rijit olmayan füzyonu sağlamak için uygulanmıştır (Rivard ve ark., 2002; Kurtz ve Devine, 2007).

PEEK Dental Kullanım Alanları

PEEK, diş hekimliğinde implant materyali, implant iyileşme başlığı, geçici üst yapı, implant destekli bar, hareketli ve sabit bölümlü protezlerde altyapı, hareketli protezlerde ataçman (matriks klips) ve kroşe, çene yüz protezi ve ortodontik tel materyali olarak kullanılmaktadır (Tannous ve ark., 2012; Schwitalla ve Muller, 2013; Fuhrmann ve ark., 2014).

Dental implant materyali olarak kullanımı: Bazı PEEK polimerleri, insan kortikal kemiğine yakın biyomekanik özelliklere sahip oldukları için kemik rezorpsiyonunun azalmasını sağlarlar ve osseointegrasyona yardımcı olabilirler. (Schwitalla ve Muller, 2013).

İmplant dayanağı (abutment) olarak kullanımı: Biyouyumluluğu sayesinde PEEK, implant geçici dayanaklarının imalatında yaygın olarak kullanılmaktadır. Schwitalla ve Muller (2013), metal ve PEEK dayanak çevresinde yumuşak doku iltihabı ve kemik rezorpsiyonunda kayda değer bir fark olmadığını öne sürmüşlerdir. PEEK, implant dayanaklarının hazırlanmasında titanyuma pratik bir alternatif olabilir (Tetelman ve Babush, 2008).

Protezlerde kullanımı: Hareketli protezler için PEEK malzemesinin avantajları, yüksek dayanıklılık, renk uyumu ve biyouyumluluktur. Bu nedenle, estetik olarak daha kabul edilebilir metal içermeyen bileşenler oluşturmak için kullanılabilir (Zoidis ve ark., 2016). PEEK'in mekanik özellikleri diş dokusunun (mine ve dentin) özelliklerine yakın olduğundan, PEEK'in seramik ve alaşımlı restorasyonlara kıyasla bir avantajı olabilmektedir (Stawarczyk ve ark., 2013). Ancak PEEK'in grimsi rengi ve opaklığı, tam kapsamlı restorasyonda kullanımlarını kısıtlar. Sonuç olarak, iyi bir görünüm için PEEK restorasyonlarının yüzeyi, rezin kompozitler veya lityum disilikat gibi başka malzemelerle kaplanmalıdır (Stawarczyk ve ark., 2012).

Geleneksel yöntemler ve malzemelerle karşılaştırıldığında, PEEK polimerinin kullanımı palatal apareyin antral kısmının yapısını büyük ölçüde basitleştirir ve daha hafif bir damak obturatörü elde edilir. PEEK, komşu dokular ile biyouyumlu, tutucu,

hastanın estetik sonuçtan memnun olduğu ve önceki protezlere göre daha rahat hissedebileceği bir obturatör elde edilmesini sağlamaktadır (Costa-Palau ve ark., 2014).

Endokuron restorasyonlarında kullanımı: PEEK ve kompozit reçine malzemeleri, düşük elastisite modülleri nedeniyle stres kırıcılar olarak hareket ederek oklüzal stresi azaltan malzemelerdir. PEEK' in tek dezavantajı, radyolüsent bir malzeme olmasından kaynaklı, röntgende sekonder çürüklerin saptanmasını engelleyebilmesidir (Zoidis ve ark., 2016).

2.6. Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)

Bu tekniği geliştiren ilk araştırmacı, 1940'ların başlarında biyomekanik sisteme mutlak çözüm elde etmede hesaplama prosedürlerini en aza indirmeyi amaçlayan bir matematikçi olan Richard Courant'dır (Bandela ve Kanaparthi, 2020). Turner ve arkadaşları, 1956'da havacılık mühendisliğinde bu sayısal analizlerin daha geniş tanımını geliştirerek bu yöntemi açıklamaya çalışmışlardır (Bandela ve Kanaparthi, 2020). Argyris ve Clough, 1960 yılında "Sonlu Eleman" terimini ortaya atmıştır. 1976 yılında ise Weinstein ve ark. (1976), implant ve komşu kemik üzerindeki çeşitli oklüzyon yüklerini değerlendirmek için diş hekimliğinde bu tekniği kullanmıştır (Bandela ve Kanaparthi, 2020). O zamandan beri, bu teknolojinin evrimi, büyük ölçekli yapısal sistemin analizinde çok hızlı ve sofistike bir ölçekte gözlemlenmiştir (Geng ve ark., 2001; Mohammed ve Desai, 2014; Bandela ve Kanaparthi, 2020). Daha önce, SEA diş hekimliğinde kullanıldığında, modelleme geometrisi, yük, sınırlar ve malzeme özellikleri ile ilgili çeşitli basitleştirilmiş varsayımlar yapılmaktaydı (Geng ve ark., 2001). Bu tür varsayımlar kaçınılmaz olarak analitik sonuçları etkilemiştir. Son zamanlarda dijital görüntüleme sistemlerinin (BT ve MRI) ilerlemesiyle, kemik geometrisi ve özelliklerinin kişiye özgü verilerini bir SEA modeline dönüştürmek mümkün hale gelmiştir (Triverdi, 2014).

SEA karmaşık yapıları modellemek ve mekanik özelliklerini analiz etmek için nihai bir yöntemdir. SEA artık biyomekanik ve mekanik kuvvetlerin biyolojik sistemler üzerindeki etkisini incelemek için invaziv olmayan ve mükemmel bir araç olarak geniş çapta kabul görmüştür. Üst üste binen yapıların görselleştirilmesini ve anatomik kraniyofasiyal yapıların belirlenmesini sağlamıştır (Sun ve ark., 2008). Ayrıca teorik olarak ölçülebilen gerilme noktaları atayabildiğinden, uygulanan kuvvetin konumunu,

büyükliğini ve yönünü belirlemeye de olanak sağlar. Analiz edilen malzemelerin fiziksel özelliklerini etkilemediği için kolayca tekrarlanabilir (Gao ve ark., 2006).

Bu yöntem bir yapıyı düğüm adı verilen köşe noktalarında birbirine bağlanan sınırlı sayıda küçük elemana bölme ilkesine dayalı olarak ve yapıyı analiz etmek için kullanılan bilgisayar tabanlı sayısal bir yöntemdir. Her bir eleman için, mekanik davranışı, düğümlerin yer değiştirmesinin fonksiyonu olarak yazılabilmektedir. Bu düğümler, belirli yüklenme koşullarına tabi tutulduğunda, modelin temsil ettiği yapıya benzer davranışıyla sonuçlanmaktadır. Bunun üzerine bir bilgisayar analizi yapıldığında, düğümlerin tüm kuvvetlerini ve yer değiştirmesini ilişkilendirmek için eşzamanlı bir denklem sistemi çözülebilmektedir. Her elemanda gerilme ve gerinim tespit edilebilmekte ve tüm yapı değerlendirilebilmektedir (Geng ve ark., 2001).

2.6.1. Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları

- Karmaşık geometriye sahip olan cisimler güvenli bir şekilde modellenebilir.
- Yapısında farklı bir malzeme veya farklı bir geometriye sahip özellik içermeyen nesnelere kolaylıkla analiz edilebilirler.
- Sınır şartlarının uygulanması kolaydır.
- Sorunların basite indirgenmesi ve böylelikle anlaşılması ve çözümlenmesi sağlanır.
- Fazla bağlantı noktasına sahip cisimler kolaylıkla analiz edilebilir.
- Analitik ve deneysel metotlara kıyasla daha hassas sonuçlar elde edilmektedir. (Chun ve ark., 2002; Menicucci ve ark., 2002; Ebrahimi, 2012; Logan, 2016; Moratal, 2010).

2.6.2. Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları

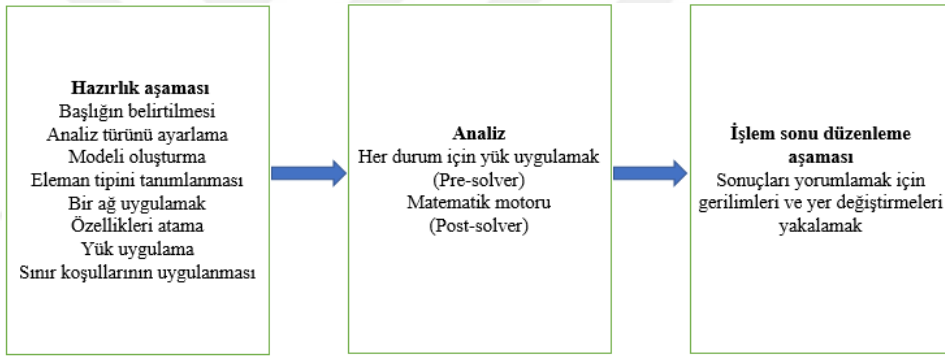
- SEA'da verilerin aktarımı, analiz programının teknik kısmı bütünüyle araştırmacıya bağlı olmaktadır. Analizler hatalı sonuçlara açıktır.
- Mevcut olan analiz programlarının düzenli olarak güncellenmesi gerekmektedir.
- Gerekli donanıma sahip bilgisayar ve yazılım programlarının maliyetleri fazla olmaktadır.
- Sonuçları yorumlamak zordur ve çaba gerektirir (Holmgren ve ark., 1998; Moratal, 2010; Logan, 2016).

2.6.3. Sonlu Elemanlar Analizinin Aşamaları

Hazırlık aşaması (Pre-processing): Bu aşamada malzeme özellikleri atanır.

Analiz: Bu bölüm tamamen otomatiktir ve mantıksal olarak üç ana bölüme ayrılabilir: pre-solver, matematik motoru ve post-solver. Pre-solver, ön işlemci tarafından oluşturulan modeli okur ve modelin matematiksel temsilini formüle eder. Sonuçlar çözücüye döndürülür ve post-solver, bileşen veya süreklilik içindeki her düğüm için gerinimleri, gerilimleri vb. hesaplamak için kullanılır.

İşlem sonu düzenleme aşaması (Post procesing): Burada analiz sonuçları okunur ve yorumlanır. Bir kontur grafiği, bir tablo, bileşenin deforme olmuş şekli veya frekans analizi söz konusuysa mod şekilleri ve doğal frekanslar şeklinde sunulabilirler. Tüm son işlemciler x, y veya z yönlerinden herhangi birinde stres ve gerinimlerin hesaplanmasını içerir (Bandela ve Kanaparthi, 2020) (Şekil 2.11).



Şekil 2.11. Sonlu elemanlar analizinin aşamaları

2.6.4. Stres Analizlerinde Kullanılan Teknik Terimler

Kuvvet (Force): Bir cismin üzerinde uygulandığında şeklinde veya hareket yönünde değişikliğe yol açan etkiye kuvvet denir. Herhangi bir materyalde kalıcı ya da geçici olarak şekil ya da konum değişikliği oluşturabilir. Birimi Newton (N)'dur (Güngör ve ark., 2005).

Gerilim (Stress): Bir cisme uygulanan kuvvet sonucu cisimde oluşan direnç ve buna bağlı olarak cisimde oluşan deformasyona denir. Birim alana düşen kuvvet miktarı olarak da tanımlanabilir. Stresin büyüklüğü kuvvete ve kuvvetin etkilediği alana göre değişmektedir. Birimi Megapaskal (MPa)'dır. (Maurer ve ark., 2002; Güngör ve ark., 2005).

Gerinim (Strain): Strain, madde herhangi bir strese maruz kaldığında deformasyon sonucu yapının birim uzunluğunda meydana gelen boyut değişimidir. Yani strain deformasyonun orijinal boyutu olarak tanımlanabilir. Oransal olduğu için birimi yoktur (Caputo ve Standlee, 1987; Craig, 1993).

Elastik Modülü (Young Modül): Bir cisme uygulanan kuvvet sonrası şekil değiştirmeye karşı oluşan direncin ölçüsüdür. Gerilmenin gerinime oranıdır. Ne kadar yüksekse cismin deformasyona karşı oluşan direnci o kadar fazladır. Birimi Gigapaskal (GPa)'dır (Adıgüzel, 2010).

Poisson Oranı (Poisson's Ratio): Maddenin strese maruz kalması ile maddede değişim 3 boyutlu olarak meydana gelir. Poisson oranı maddenin boyca gösterdiği deformasyon oranı / maddenin ence gösterdiği deformasyon oranı olarak açıklanabilir. Tüm maddeler için 0 ile 0,5 arasında bir değerdir ve cisme ait ayırıcı bir özelliştir (Philips, 1991; Chandrupatla ve ark., 1993; Craig, 1993).

İzotropik: Materyalin mekanik özelliklerinin her noktasında aynı olduğu durumdur (Caputo ve Standlee, 1987).

Lineer Elastik: Stres altında maddede oluşan birim zamandaki uzamanın veya strainin uygulanan kuvvetler ile doğru orantılı olarak değişkenlik göstermesidir (Caputo ve Standlee, 1987).

Von Mises Gerilimi ve Von Mises Yükleri: Bir materyalin iç enerjisinin belirli bir değeri geçmesi sonucu meydana gelen şekil değişikliğinin başlangıç noktası Von Mises gerilimi olarak adlandırılır. Tek bir noktada gerilim ve kompresyon esnasında materyalin deformasyonu için gerekli kuvvet ise Von Mises yükleri olarak adlandırılmaktadır (Van Zyl ve ark., 1995).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu araştırma, Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalında yürütülmüştür. Araştırmamızda mandibula sağ angulus bölgesinde oluşan kötü kırık (unfavorable) modellenmiştir. Bu modele farklı materyallerden oluşan 8 farklı fiksasyon yöntemi uygulanmıştır. Titanyum vida ve plak sistemleri, rezorbe olabilen plak ve vida sistemleri ve Cfr-PEEK plak ve vida sistemleri ilk 4 grupta tek plak (Champy yöntemi) şeklinde uygulanmıştır. Diğer 4 grupta ise bu tek plaklara ek olarak aynı materyaller aynı grupta olacak şekilde kırık hattının alt kenarına bir adet mini plak daha eklenerek çift plak uygulanmıştır. Daha sonra model üzerine insizal ve molar çiğneme kuvvetleri uygulanarak kemik ve fiksasyon materyalleri üzerinde oluşan stres değerleri, dağılımları ve yoğunlaşma alanları ile kırık fragmanlarının yer değiştirme (deplasman) değerleri üç boyutlu (3D) SEA yöntemi ile incelenmiştir.

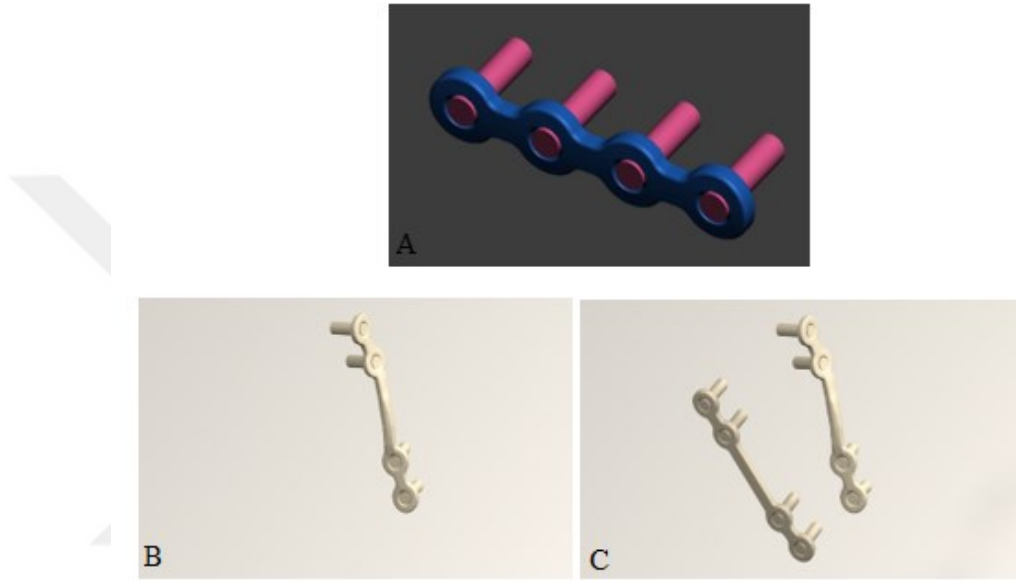
3 boyutlu ağ yapısının daha homojen şekle getirilmesi, düzenlenmesi, katı modelin oluşturulması ve SEA işlemi için Intel Xeon® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500gb Hard disk, 14 Gb RAM donanımlı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Activity 880 (smart optics Sensortechnik GmbH, Sinterstrasse 8, D-44795 Bochum, Almanya) optik tarayıcı cihazdan (Şekil 3.1), 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 faydalanılmıştır.



Şekil 3.1. Optik taramada kullanılan üç boyutlu tarama cihazı

3.1. Modelleme ve Ağ Yapısının Oluşturulması

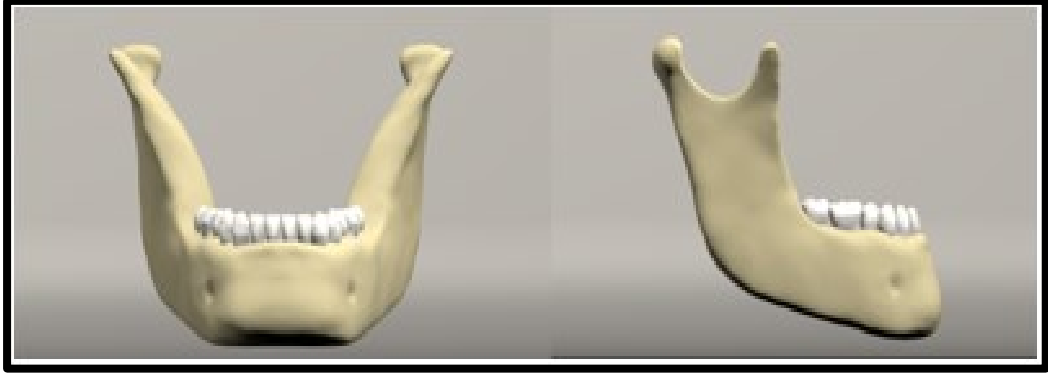
Çalışmamızda kullanacağımız plak ve vidaların demo modelleri SmartOptics 3 boyutlu tarayıcı yardımıyla 3 boyutlu olarak taranmıştır. “Stl” formatında elde edilen modeller, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, Seattle, WA 98103 USA) yazılımına aktarılmıştır. Rhino yazılımı üzerinde Boolean yöntemi kullanılarak plak, vida ve kemik dokuları birbiri içerisinde uyumlandırılmış ve kuvvet aktarımı bu şekilde sağlanmıştır (Şekil 3.2).



Şekil 3.2. Çalışmada kullanılan plak ve vida modelleri

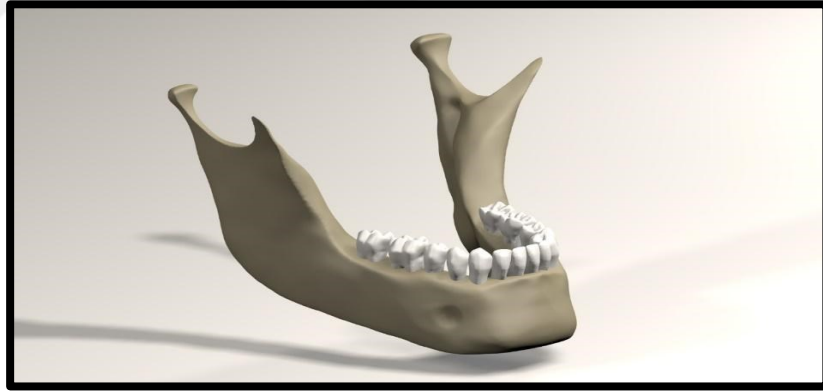
- A) Monokortikal vida ve mini plak
- B) Mandibula üst kenarına Champy yöntemine göre uyumlandırılmış mini plak
- C) Mandibula üst kenarına Champy yöntemine göre uyumlandırılmış mini plak ve mandibula alt kenarına yerleştirilecek düz mini plak

Kemik dokularının modellenmesi için daha önceden var olan bilgisayarlı tomografi görüntüsü kullanılmıştır. Tomografi görüntüsü Kavo OP 3D Vision (Imaging Sciences International LLC, PA, USA) cihazında 120 Kvp 5 mA değerleri kullanılarak elde edilmiştir. Elde edilen görüntü, 3D-doctor yazılımına atıldıktan sonra “Interactive Segmentation” yöntemi yardımıyla Hounsfield değerlerine bakılarak kemik ayrıştırılmıştır. Bu işleminden sonra “3D Complex Render” yöntemi yardımıyla 3 boyutlu kemik dokusu modellenmiştir (Şekil 3.3).



Şekil 3.3. 3D Complex Render yöntemi ile model elde edilmesi

Kemik dokusundan spongioz kemik, ofset yöntemi kullanılarak elde edilmiştir. Daha sonra kuvvet aktarımı, uyumlamaların yapılmasıyla sağlanmıştır (Şekil 3.4). Bu şekilde mandibulada kortikal/spongioz kemik, diş, plak ve vida gerçek morfolojisini yansıtacak biçimde model üzerinde elde edilmiştir. Yapılan modellemeler Rhinoceros yazılımında 3 boyutlu şekilde doğru koordinatlara yerleştirilmiş ve modelleme işlemi tamamlanmıştır. Rhino'da elde edilen modellemeler, 3D koordinatlar korunarak Fempro yazılımına gönderilmiştir.



Şekil 3.4. Ofset yöntemi ile spongioz kemik elde edilmesi

Modeller, VR Mesh yazılımı yardımıyla geometrik olarak oluşturulduktan sonra analizlerine hazırlanması ve de analizlerinin yapılması amacıyla, stl formatında Algor Fempro yazılımına gönderilmiştir. Stl formatı 3 boyutlu modelleme programları açısından evrensel bir değer göstermektedir. Stl formatı sayesinde düğümlerin koordinatları saklanabilmekte ve programlar arası aktarım sırasında herhangi bir bilgi kaybı yaşanmamaktadır. Algor yazılımına, bu yazılıma uygun olarak oluşturulan modelin mandibulaya ait olduğunun ve diş yapılarının yapıldığı materyallerin

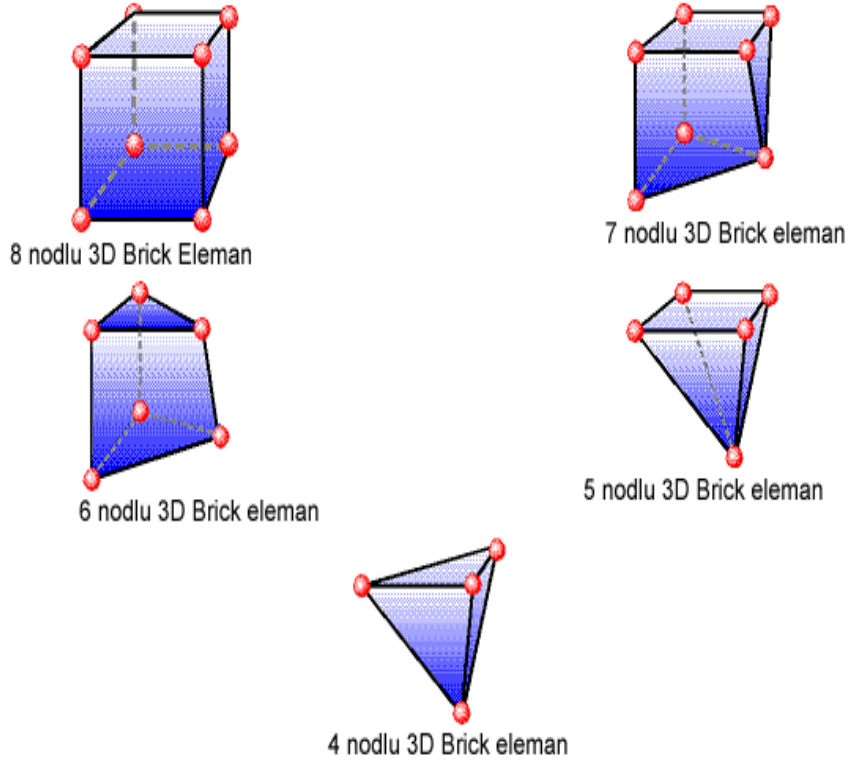
tanıtılması gerekmektedir. Modelleri oluşturan yapıların kortikal kemik, spongioz kemik (de Jesus ve ark., 2014), dentin (Su ve ark., 2013), titanyum plak ve vida (Lovald ve ark., 2009), Cfr-PEEK plak ve vida (Diker ve Bayram, 2018), PGA/PLLA plak ve vida (Park ve ark., 2020) elastiklik modülü ve Poisson oranı değerleri verilmiştir (Tablo 3.1).

Tablo 3.1. Materyallerin elastik modülü ve poisson oranı

	Elastik Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Kortikal kemik	13700	0,30
Spongioz kemik	1500	0,30
Dentin (diş)	18600	0,31
Titanyum (plak ve vida)	110 000	0,34
Cfr-PEEK (plak ve vida)	15 000	0,356
PGA/PLLA (plak ve vida)	3150	0,46

Algor yazılımı içerisinde analizlerin yapılması amacıyla içi dolu bir şekilde meshlenme ihtiyacı vardır. Meshleme yönteminde, mümkün olduğunca 8 düğüm noktalı (brick tipi) eleman içeren modeller oluşturulmuştur. Modellerdeki yapıların tamamlanması amacıyla gerektiğinde bu yapıların merkezine yakın olan bölgelerde daha az sayıda düğüm noktalı elemanlar kullanılmıştır.

Bu model elde etme yöntemi yardımıyla daha kolay hesaplama yapabilmek için en yüksek kalitede ağ yapısı ve en yüksek düğüm noktalı elemanlar oluşturulmaya çalışılmıştır. Analiz işlemi daha zor hale getiren ve çene modellerinde bulunan dar ve dik bölgeler çizgisel elemanlardan arındırılarak düzenli hale getirilmiştir. Modeller Tetrahedra ve Bricks elemanlar biçiminde katı bir modele dönüştürülmüştür. Bu katı modelleme sisteminde, Fempro modelde oluşturabildiği kadar 8 nodlu elemanlar kullanılmıştır. Bu elemanların yeterli ayrıntıya ulaşamadığı zamanlarda 7 nodlu, 6 nodlu, 5 nodlu ve 4 nodlu elemanlar kullanılmıştır (Şekil 3.5).



Şekil 3.5. Nod (düğüm) sayılarına göre eleman tipleri

Modellerin tümü izotropik, homojen ve lineer materyaller olarak kabul edilmiştir. Bir materyal eğer homojen olarak ifade ediliyorsa yapısal her elemanında mekanik özellikleri benzerdir. İzotropik olma durumu ise yapısal elemanların materyal özelliklerinin her yönde aynı olduğu durumu ifade etmektedir. Bir yapının gerinim ya da deformasyonunun uygulanan kuvvetler karşısında orantısal şekilde değişkenlik göstermesine ise lineer elastisite denir.

Çalışmada seçilen çene kemiği modelinin boyutları göz önünde bulundurularak olabildiğince fazla sayıda eleman seçilmiştir. Bu şekilde çalışmada gerçeğe yakın sonuçlar elde edilmesi amaçlanmıştır. Senaryoları içeren matematiksel modellerde kullanılan eleman ve düğüm sayıları aşağıda verilmiştir (Tablo 3.2).

Tablo 3.2. Kullanılan modellerin eleman ve düğüm sayıları

Gruplar	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
Grup 1 1 mm kalınlığında 4 delikli 1 plak Titanyum plak + titanyum vida	754273	3583676
Grup 2 1 mm kalınlığında 4 delikli 1 plak Cfr-PEEK plak + Cfr-PEEK vida	754273	3583676
Grup 3 2 mm kalınlığında 4 delikli 1 plak PGA/PLLA plak + PGA/PLLA vida	765051	3619917
Grup 4 2 mm kalınlığında 4 delikli 1 plak Cfr-PEEK plak + Cfr-PEEK vida	765051	3619917
Grup 5 1 mm kalınlığında 4 delikli 2 plak Titanyum plak + titanyum vida	784292	3709770
Grup 6 1 mm kalınlığında 4 delikli 2 plak Cfr-PEEK plak + Cfr-PEEK vida	784292	3709770
Grup 7 2 mm kalınlığında 4 delikli 2 plak PGA/PLLA plak + PGA/PLLA vida	800853	3767177
Grup 8 2 mm kalınlığında 4 delikli 2 plak Cfr-PEEK plak + Cfr-PEEK vida	800853	3767177

3.2. Kas kuvvetleri ve Sınırlandırma Koşulları

Mandibula, kondil bölgesinden 3 ekseninde DOF (Degree of freedom)'de 0 harekete sahip olacak şekilde sabitlenmiştir. Oklüzal düzlemde uygun alanlarda insizal sınırlama için; 31, 32, 41 ve 42 nolu dişlerin insizalleri, molar çiğneme için; 36 nolu diş üzerinden vertikal ekseninde hareket sınırlandırılmıştır. Kas kuvvetleri literatür bilgileri referans alınarak uygulanmıştır (Diker ve Bayram, 2018) (Tablo 3.3) (Şekil 3.6). Mandibulanın her iki tarafında kas çekiş bölgeleri simetrik olarak uygulanmıştır. Kırığın olduğu taraf denge (balancing side) karşı taraf ise çalışan taraf (working side) olarak kabul edilmiştir. Kasların etki skalası Tablo 3.4.' de gösterilmiştir.

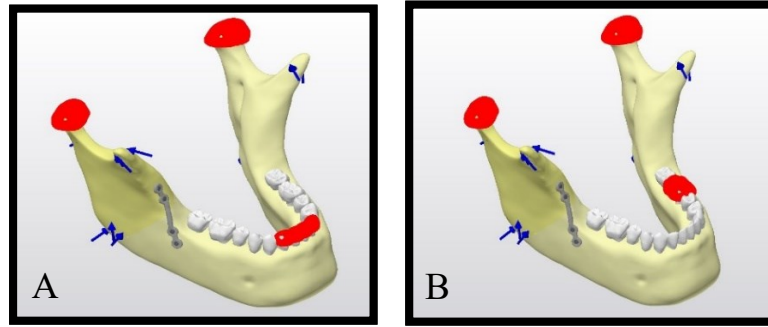
Tablo 3.3. Kas kuvvetleri

Kaslar	Kuvvet (N)
Yüzeysel masseter	190,4
Derin masseter	81,6
Medial pterygoid	174,8
Anterior temporalis	158
Middle temporalis	95,6
Posterior temporalis	75,6
İnferior lateral pterygoid	66,9

Tablo 3.4. Kasların etki skalası

Kaslar	İnsizal ısırma etki skalası		Molar çiğneme etki skalası	
	Çalışan taraf (sol)	Denge tarafı (sağ)	Çalışan taraf (sol)	Denge tarafı (sağ)
Yüzeysel masseter	0,40	0,40	0,72	0,60
Derin masseter	0,26	0,26	0,72	0,60
Medial pterygoid	0,78	0,78	0,84	0,60
Anterior temporalis	0,08	0,08	0,73	0,58
Middle temporalis	0,06	0,06	0,66	0,67
Posterior temporalis	0,04	0,04	0,59	0,39
İnferior lateral pterygoid	0,71	0,71	0,30	0,65

Kuvvet iletimi kemikten vidalara, vidalardan plaklara ve vidalar aracılığıyla tekrar kemiğe dönecek şekilde simüle edilmiştir.



Şekil 3.6. Sınırlandırma koşulları ve kas kuvvetlerinin uygulanması

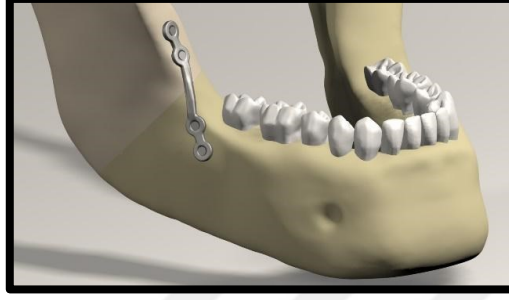
A) Kondil ve insizal bölgeden sınırlandırılmış ve kas kuvvetleri uygulanmış model

B) Kondil ve molar (kırık olmayan, sağlıklı taraf) bölgeden sınırlandırılmış ve kas kuvvetleri uygulanmış model

3.3. Çalışmada Kullanılan Modeller

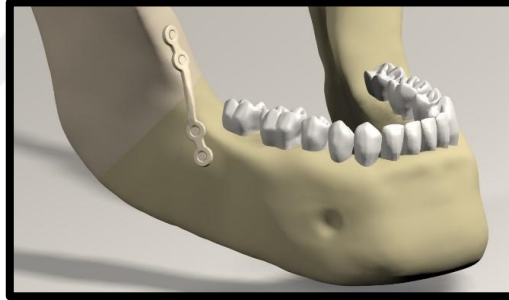
Mandibula angulus bölgesinde oluşan kötü kırık (unfavorable) modellendikten sonra 8 farklı şekilde bu kırığın fiksasyonu sağlanmıştır.

Grup 1: 1 mm kalınlığında 4 delikli 1 adet (Champy) titanyum mini plak ve titanyum monokortikal vida (Şekil 3.7).



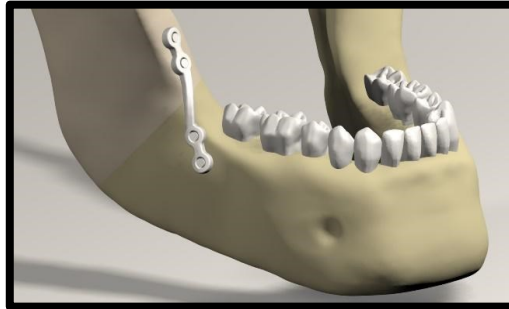
Şekil 3.7. Grup 1

Grup 2: 1 mm kalınlığında 4 delikli 1 adet (Champy) Cfr-PEEK mini plak ve Cfr-PEEK monokortikal vida (Şekil 3.8).



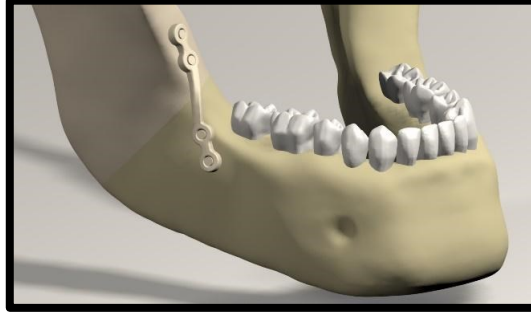
Şekil 3.8. Grup 2

Grup 3: 2 mm kalınlığında 4 delikli 1 adet (Champy) PGA/PLLA mini plak ve PGA/PLLA monokortikal vida (Şekil 3.9).



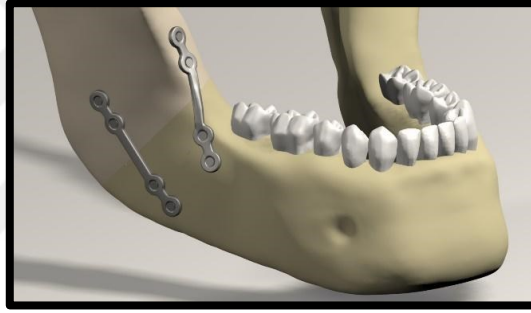
Şekil 3.9. Grup 3

Grup 4: 2 mm kalınlığında 4 delikli 1 adet (Champy) Cfr-PEEK mini plak ve Cfr-PEEK monokortikal vida (Şekil 3.10).



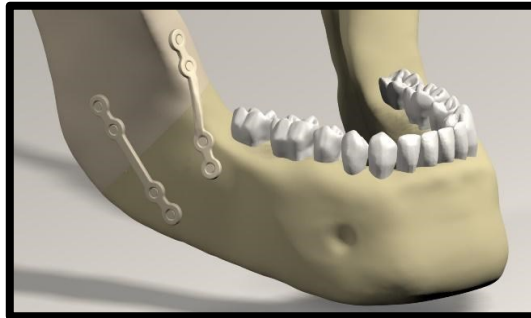
Şekil 3.10. Grup 4

Grup 5: 1 mm kalınlığında 4 delikli 2 adet plak (Champy + düz) titanyum mini plak ve titanyum monokortikal vida (Şekil 3.11).



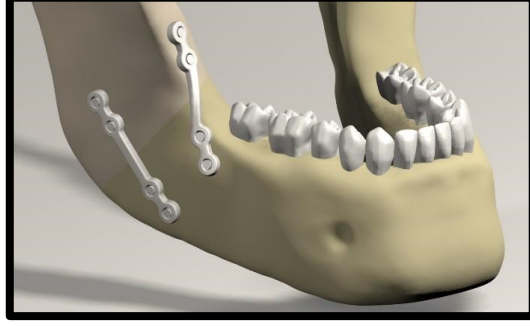
Şekil 3.11. Grup 5

Grup 6: 1 mm kalınlığında 4 delikli 2 adet plak (Champy + düz) Cfr-PEEK mini plak ve Cfr-PEEK monokortikal vida (Şekil 3.12).



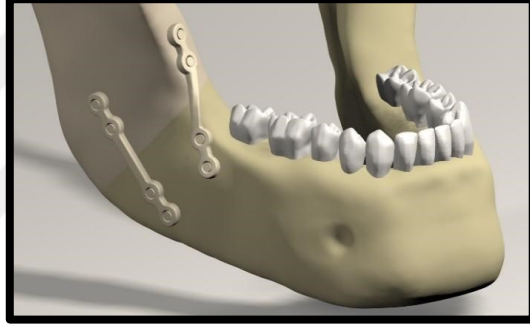
Şekil 3.12. Grup 6

Grup 7: 2 mm kalınlığında 4 delikli 2 adet plak (Champy + düz) PGA/PLLA mini plak ve PGA/PLLA monokortikal vida (Şekil 3.13).



Şekil 3.13. Grup 7

Grup 8: 2 mm kalınlığında 4 delikli 2 adet plak (Champy + düz) Cfr-PEEK mini plak ve Cfr-PEEK monokortikal vida (Şekil 3.14).



Şekil 3.14. Grup 8

3.4. Analiz

Kırık hattını stabilize etmek için kullanılan fiksasyon sistemleri üzerinde oluşan Von Mises stresi ile kemikte meydana gelen Pmax (gerilme) ve Pmin (sıkışma) stresleri 3D SEA ile değerlendirilmiştir. Bütün stres değerleri MPa (N/mm^2) türünden renkli skala ile gösterilmiştir. Fragmanlar arası hareketlilik mm cinsinden ölçülerek gösterilmiştir. Elde edilen verilerin analizinden sonra test edilen modeller karşılaştırılmıştır.

4. BULGULAR

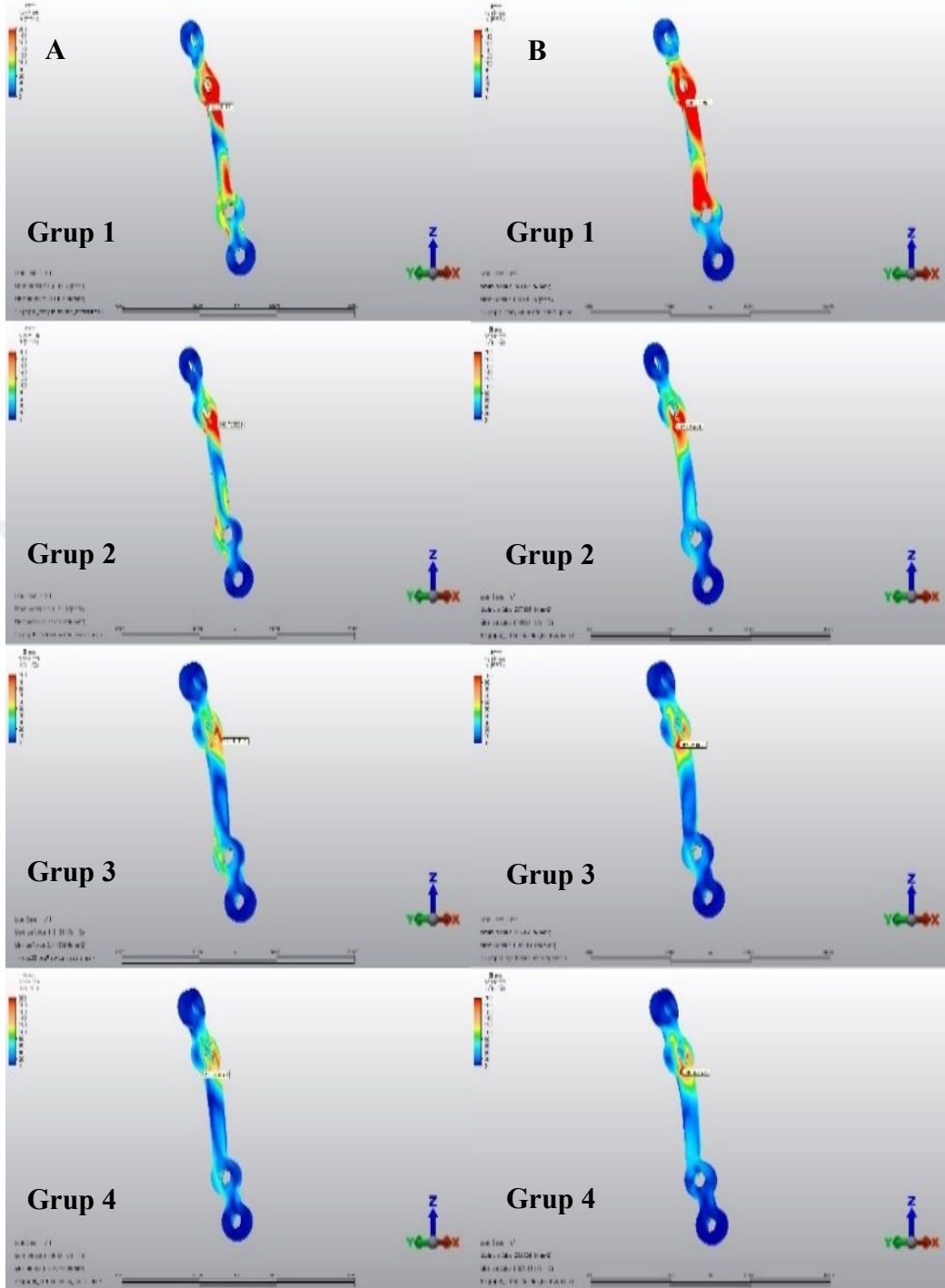
Mandibula angulus bölgesinde oluşturulan kötü kırık tedavisinde kullanılabilecek 8 farklı fiksasyon yöntemi modellenerek SEA yöntemi ile test edilmiştir. Plak ve vida üzerindeki gerilimler, kemik üzerinde oluşan stresler ve yer değiştirme miktarları ölçülmüştür.

4.1. Plaklar Üzerinde Oluşan Von Mises Kuvvetleri

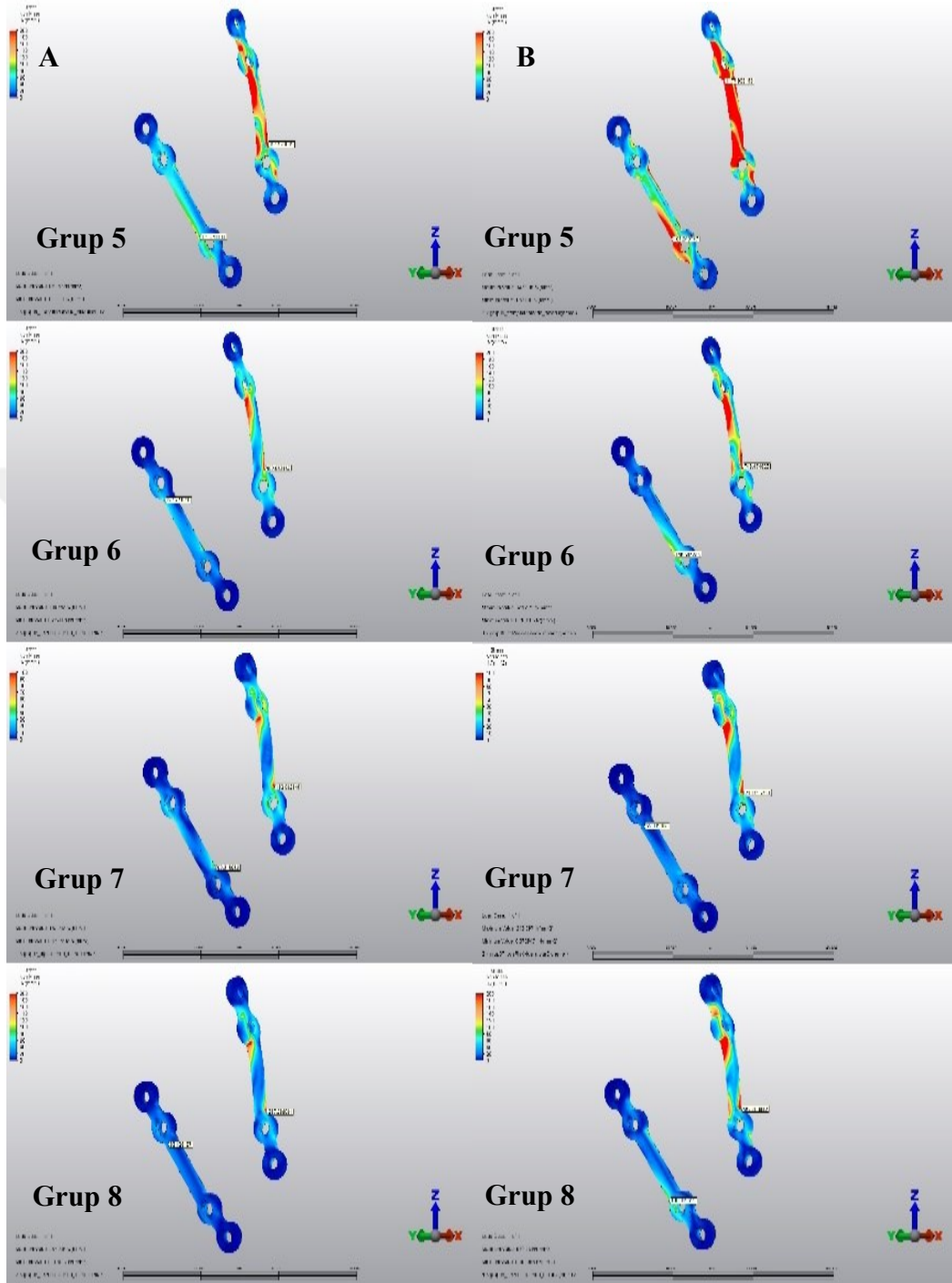
Tüm gruplar içerisinde insizal ve molar yüklemde en yüksek Von Mises değeri 5. grupta üst plakta görülmüştür. En düşük Von Mises değeri ise 7. grupta alt tarafa yerleştirilen rezorbe olabilen düz plakta görülmüştür. 2 adet plak yerleştirilen 5. 6. 7. ve 8. gruplara baktığımızda her iki yükleme koşulunda üstteki plaklar alttaki plaklara göre daha yüksek Von Mises değerleri göstermiştir. İnsizal ve molar yüklemde 1. grup titanyum plak 2. Grup Cfr-PEEK plağa göre daha yüksek Von Mises değerleri göstermiştir. 4. Grup Cfr-PEEK plak 3. grup rezorbe olabilen plağa göre daha yüksek Von Mises değerleri göstermiştir. 2 adet titanyum plak içeren 5. grup 2 adet Cfr-PEEK plak içeren 6. gruba göre daha yüksek Von Mises değeri göstermiştir. 2 adet Cfr-PEEK içeren 8. grup ise 2 adet rezorbe olabilen içeren 7. gruba göre daha yüksek Von Mises değeri göstermiştir (Tablo 4.1). Her bir grup için insizal ve molar yüklemde plak üzerindeki gerilimler Şekil 4.1 ve Şekil 4.2' de gösterilmiştir.

Tablo 4.1. İnsizal ve molar yüklemelerde plaklar üzerinde oluşan Von Mises kuvvetleri

Gruplar	İnsizal Yükleme	Molar Yükleme
	Plak üzerine gelen en yüksek gerilim (MPa)	Plak üzerine gelen en yüksek gerilim (MPa)
Grup 1	663	748
Grup 2	346	297
Grup 3	113	155
Grup 4	229	286
Grup 5	Üst plak	951
	Alt plak	191
Grup 6	Üst plak	409
	Alt plak	127
Grup 7	Üst plak	132
	Alt plak	59
Grup 8	Üst plak	287
	Alt plak	63



Şekil 4.1. İnsizal (A) ve molar (B) yüklemde tek mini plak grupları üzerindeki maksimum Von Mises değerleri



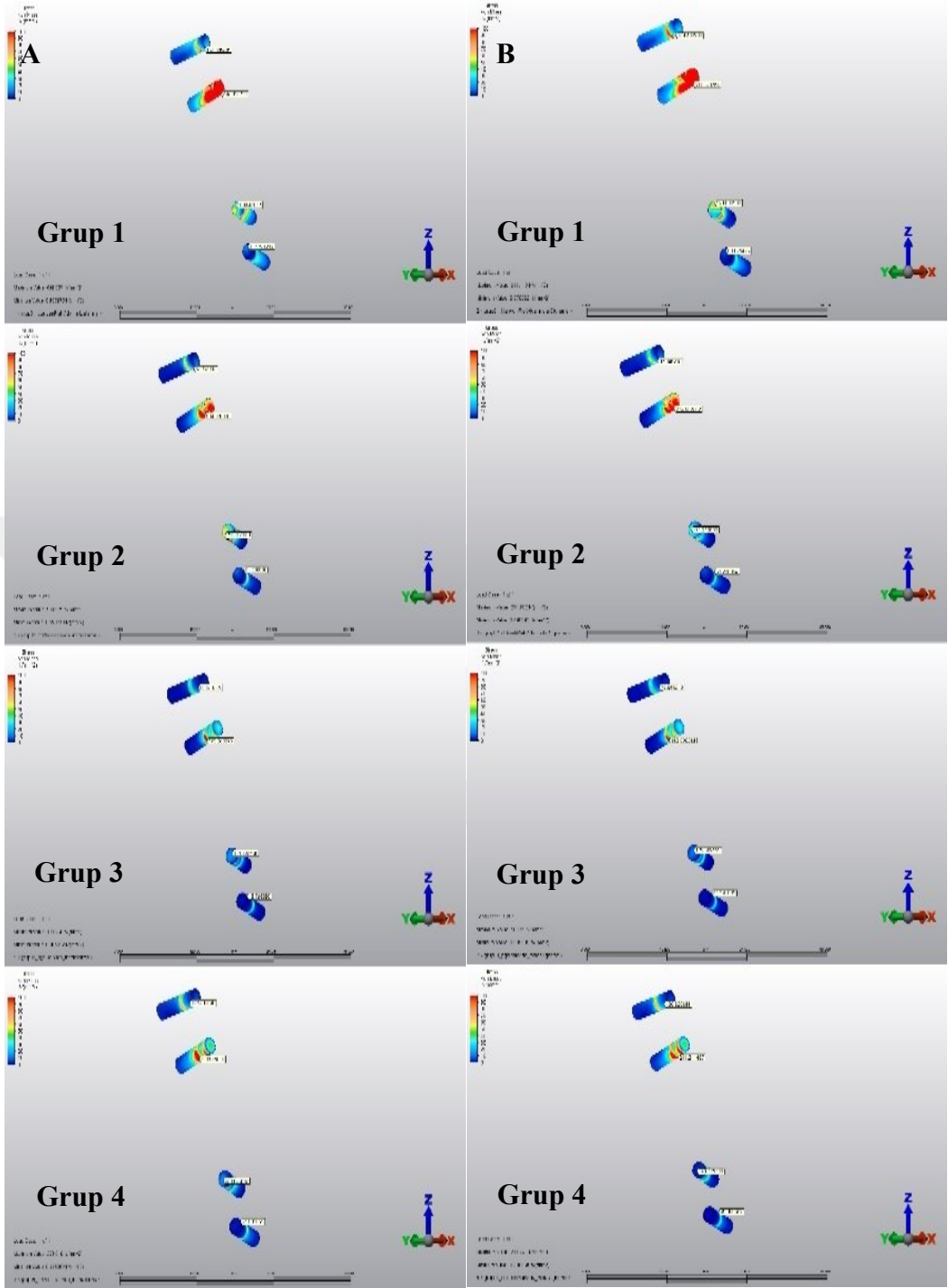
Şekil 4.2. İnsizal (A) ve molar (B) yüklemde çift mini plak grupları üzerindeki maksimum Von Mises değerleri

4.2. Vidalar Üzerinde Oluşan Von Mises Kuvvetleri

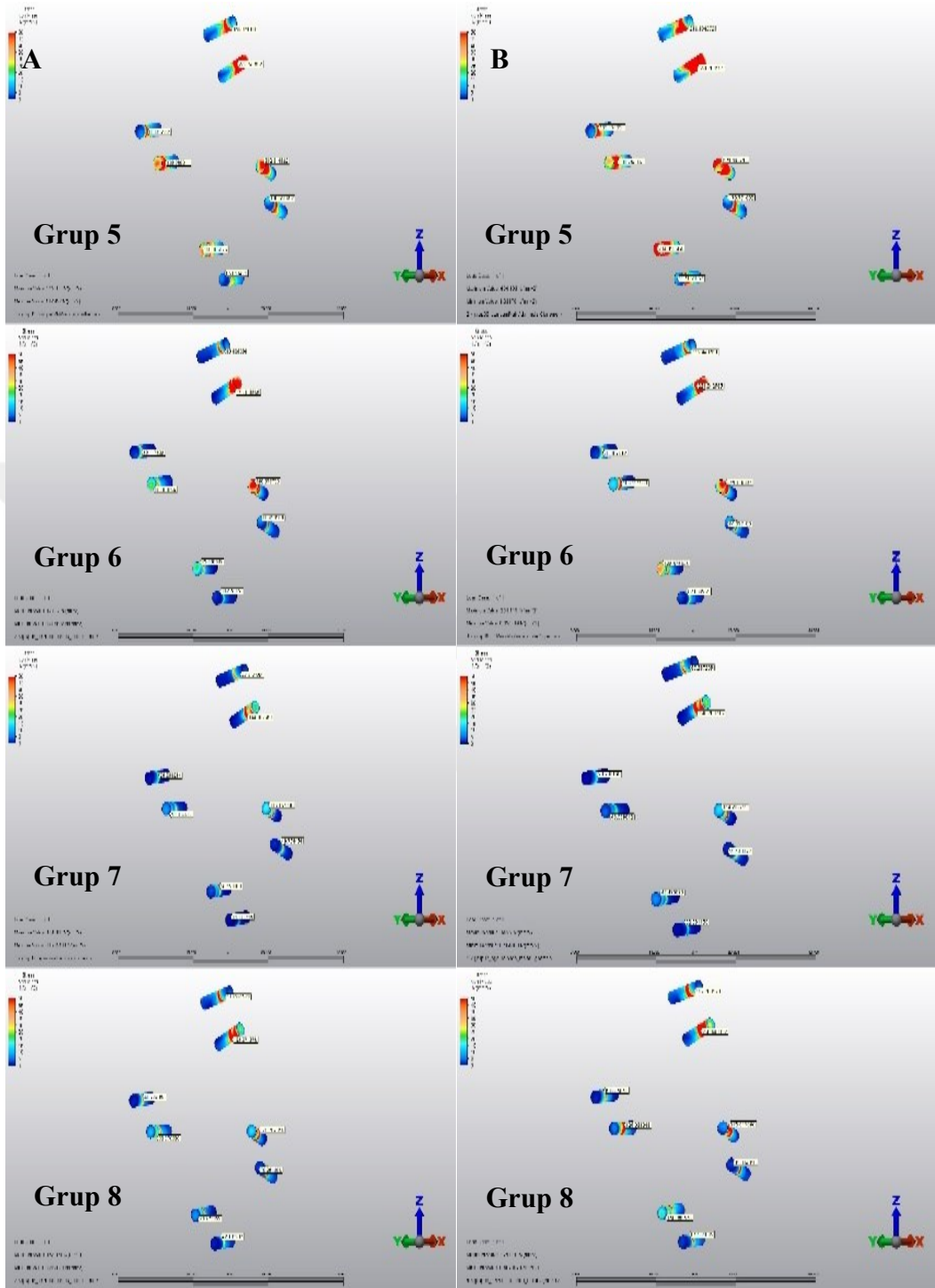
İnsizal ve molar yüklemde vidalar üzerine gelen gerilimlere baktığımızda en yüksek Von Mises değeri 5. grupta molar yüklemde görülmüştür. Kırık hattına yakın olan vidalar her durumda daha çok gerilime maruz kalan vidalar olmuşlardır. En düşük Von Mises değeri ise molar yüklemde 7. grupta görülmüştür. Tek plak yerleştirilen ilk 4 grupta vidalar üzerindeki en yüksek Von Mises değeri 1. grupta en düşük Von Mises değeri ise 3. grupta gözlenmiştir. Çift plak yerleştirilen diğer 4 grupta ise insizal ve molar yüklemde üst plaklardaki vidalar üzerinde oluşan en yüksek Von Mises değerleri alt plaklardaki vidalar üzerinde oluşan en yüksek Von Mises değerlerine göre daha fazla olmuştur (Tablo 4.2). Her bir grup için insizal ve molar yüklemde vidalar üzerindeki gerilimler Şekil 4.3 ve Şekil 4.4' de gösterilmiştir.

Tablo 4.2. İnsizal ve molar yüklemde vidalar üzerinde oluşan Von Mises kuvvetleri

Gruplar	İnsizal Yükleme		Molar Yükleme	
	Vida üzerine gelen en yüksek gerilim (MPa)		Vida üzerine gelen en yüksek gerilim (MPa)	
Grup 1		496		611
Grup 2		304		274
Grup 3		193		160
Grup 4		279		211
Grup 5	Üst plak	312		694
	Alt plak	160		294
Grup 6	Üst plak	171		254
	Alt plak	83		128
Grup 7	Üst plak	144		146
	Alt plak	56		43
Grup 8	Üst plak	153		275
	Alt plak	73		156



Şekil 4.3. İnsizal (A) ve molar (B) yüklemde tek mini plak grupları üzerindeki vidalarda oluşan maksimum Von Mises değerleri



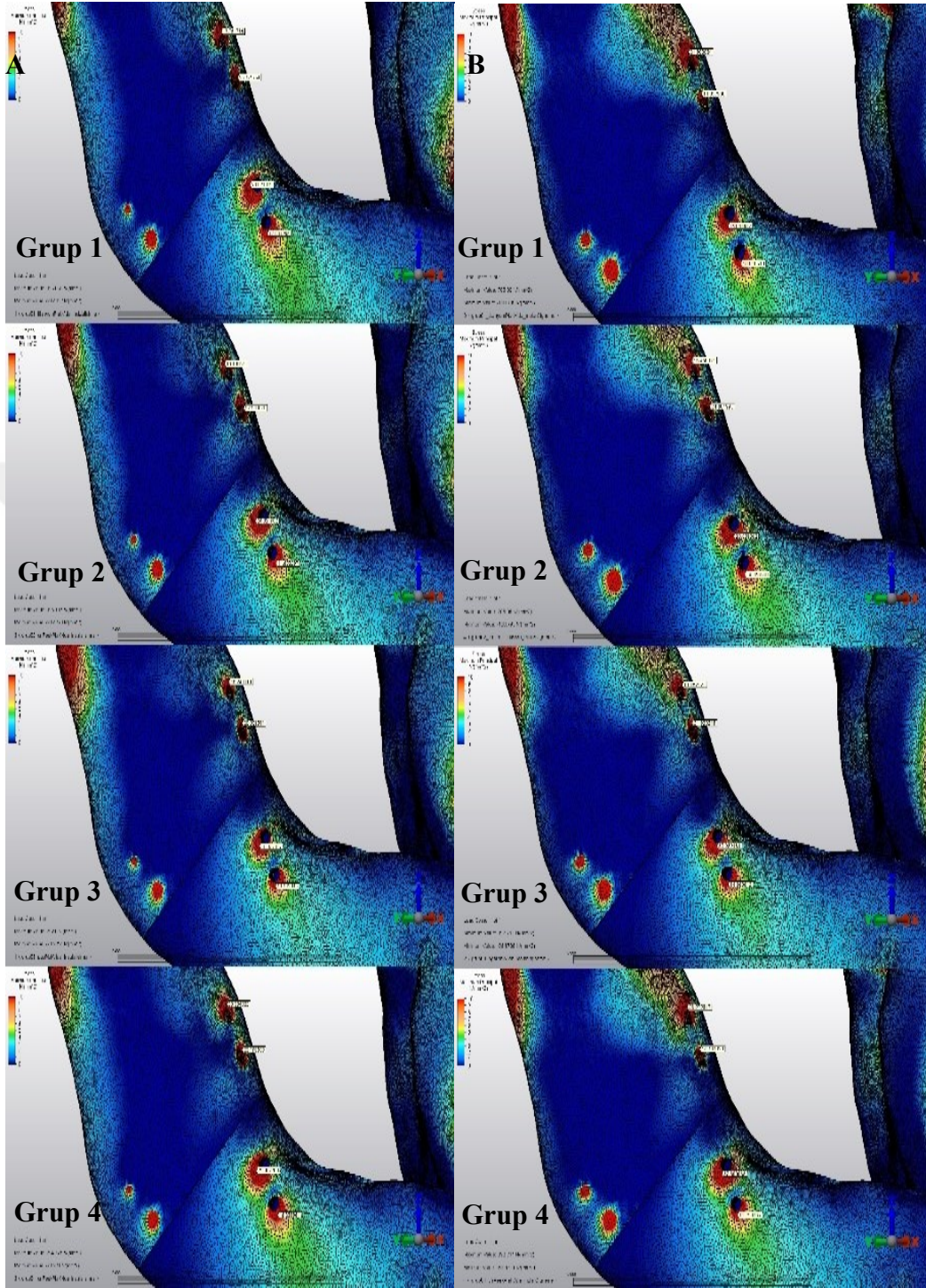
Şekil 4.4. İnsizal (A) ve molar (B) yüklemde çift mini plak grupları üzerindeki vidalarda oluşan maksimum Von Mises değerleri

4.3. Kemik Üzerinde Oluşan Pmax ve Pmin Değerleri

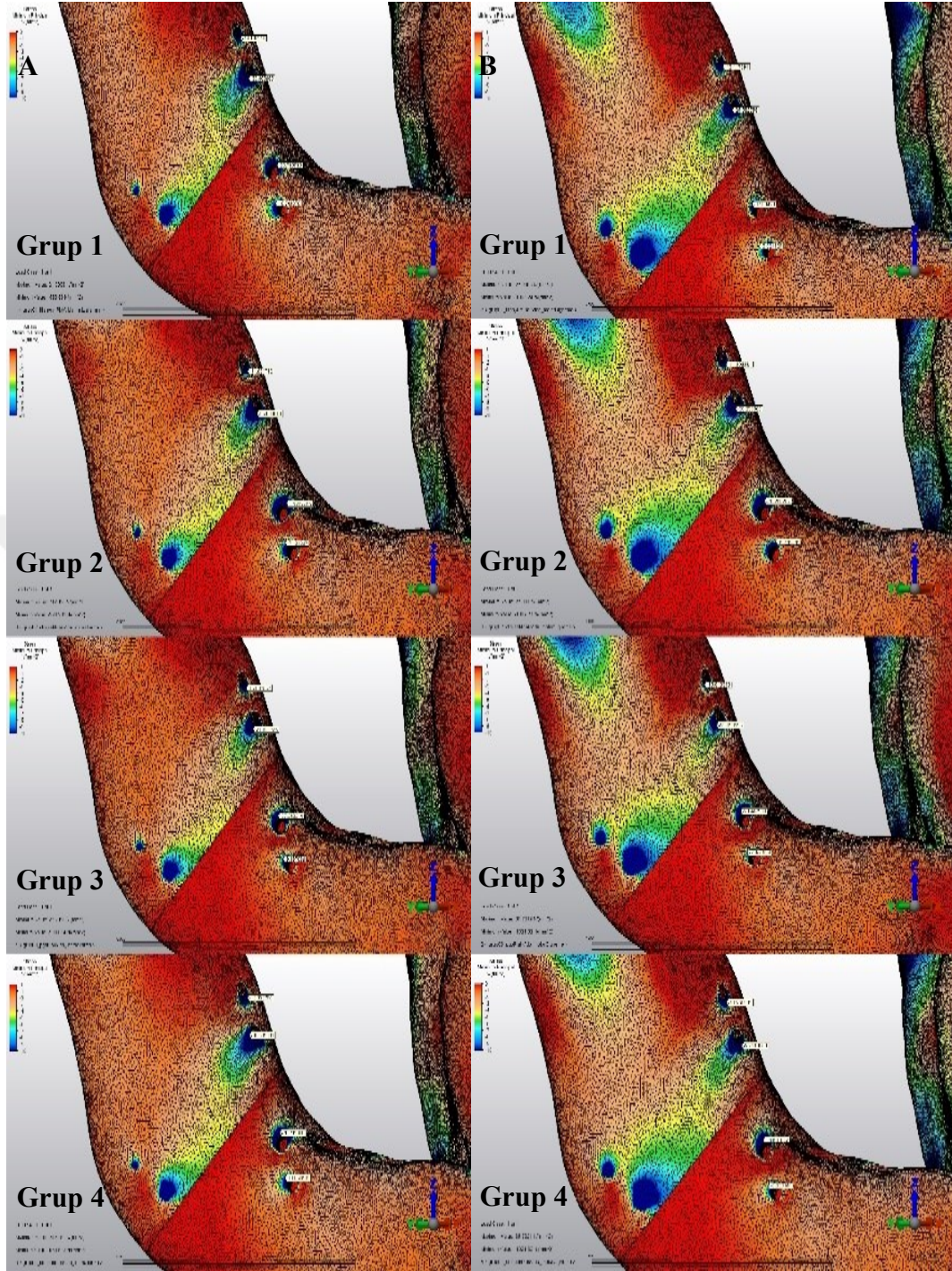
Kortikal kemikte insizal ve molar yüklemde en yüksek Pmax (gerilme) değeri 5. grupta champy plağın olduğu bölgede görülmüştür. En düşük Pmax değeri ise 7. grupta alttaki plağın olduğu bölgede görülmüştür. En yüksek Pmin (sıkışma) değeri 8. grupta champy plak bölgesinde görülürken en düşük Pmin değeri 7. grupta alttaki plak bölgesinde görülmüştür (Tablo 4.3). Pmax ve Pmin değerleri tek plak ve çift plak uygulanan gruplar için ayrı ayrı şekil 4.5, 4.6, 4.7 ve 4.8 de gösterilmiştir.

Tablo 4.3. İnsizal ve molar yüklemde kemik üzerindeki Pmax ve Pmin değerleri

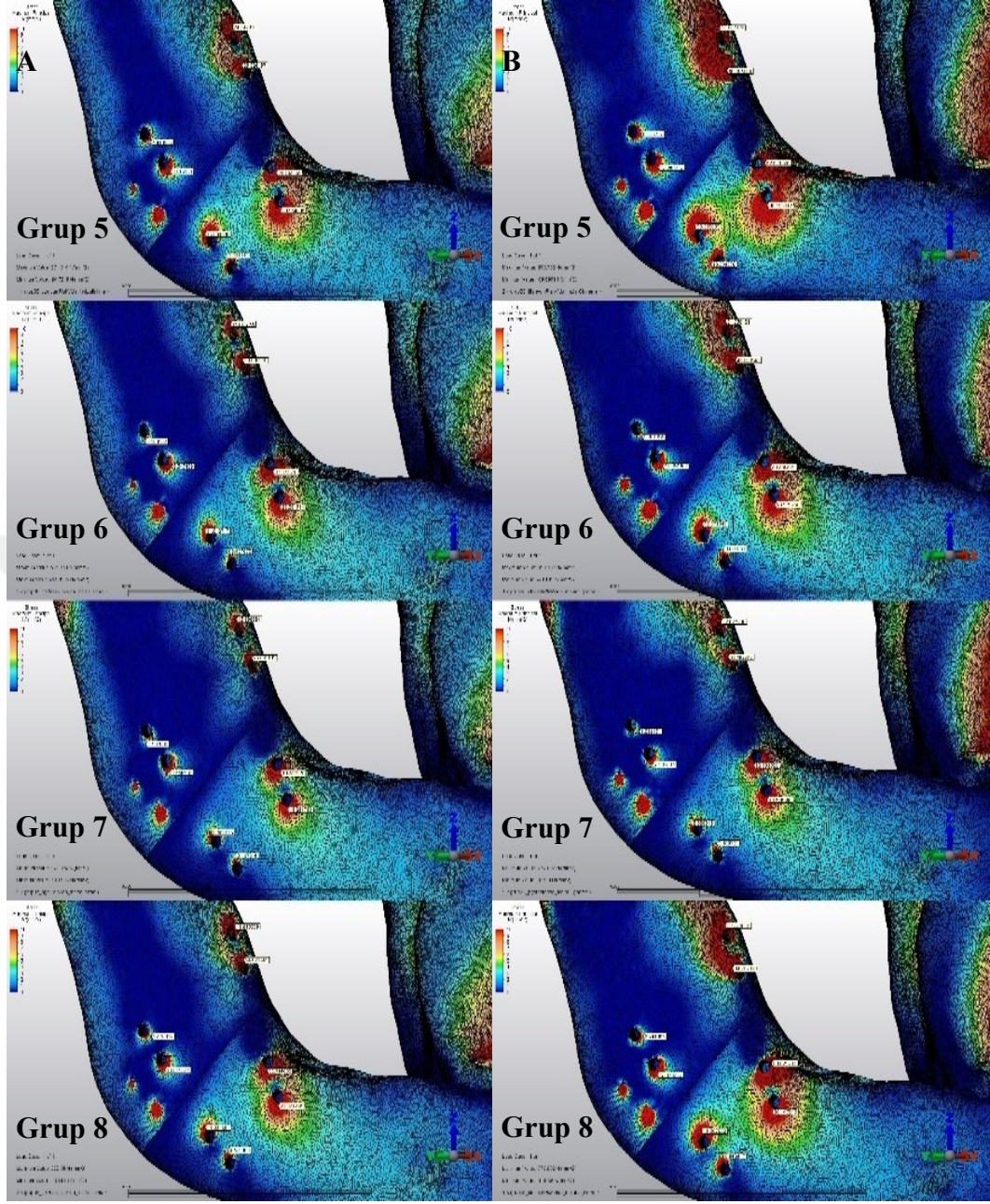
Gruplar	İnsizal Yükleme		Molar Yükleme		
	Pmax (MPa)	Pmin (MPa)	Pmax (MPa)	Pmin (MPa)	
Grup 1	28	-35	21	-29	
Grup 2	32	-36	24	-30	
Grup 3	20	-31	30	-29	
Grup 4	25	-36	32	-25	
Grup 5	Üst plak	29	-29	52	-46
	Alt plak	16	-16	38	-28
Grup 6	Üst plak	32	-40	45	-44
	Alt plak	14	-14	18	-19
Grup 7	Üst plak	25	-40	34	-41
	Alt plak	9	-9	8	-8
Grup 8	Üst plak	32	-39	38	-47
	Alt plak	14	-12	18	-20



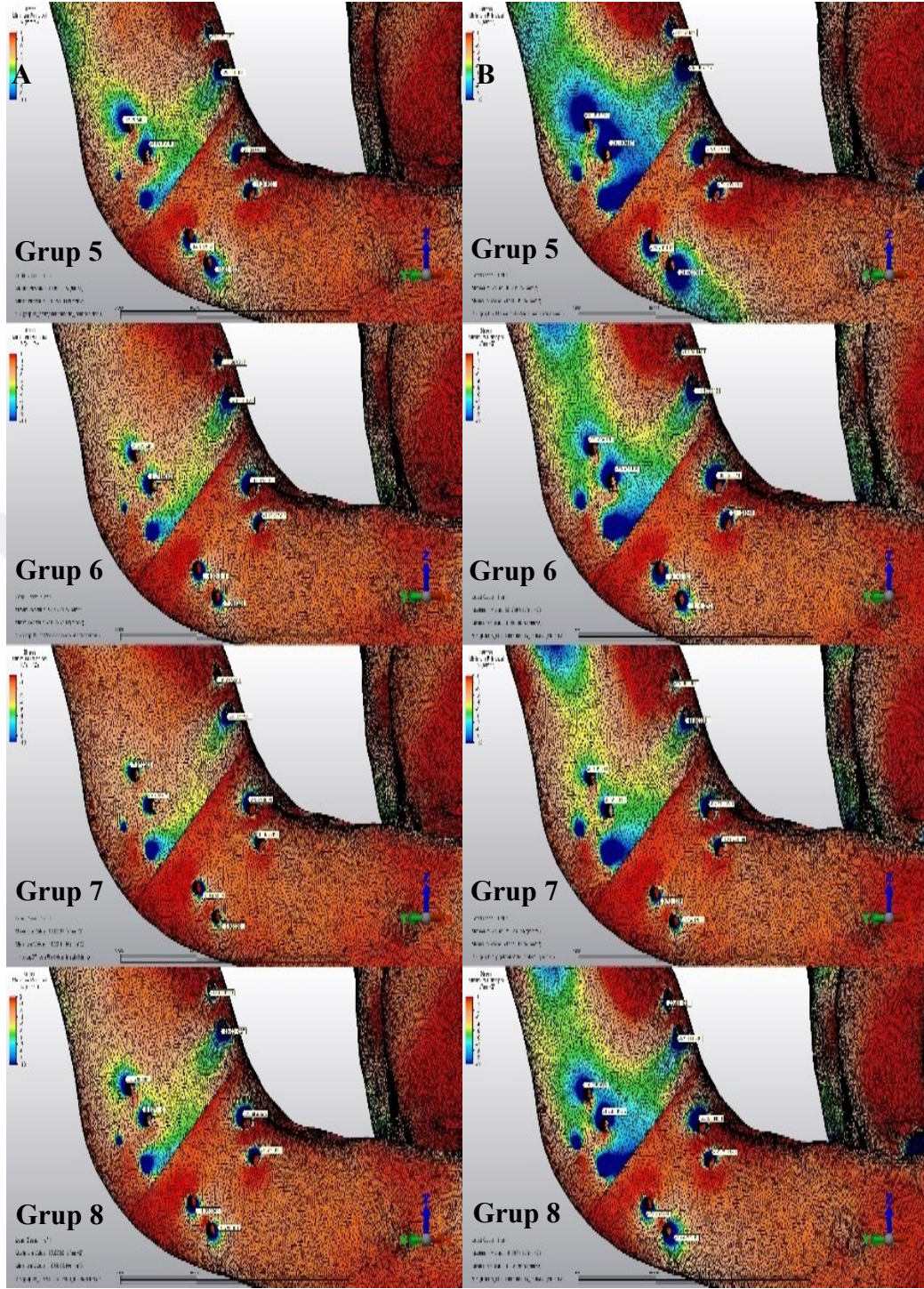
Şekil 4.5. İnsisal (A) ve molar (B) yüklemde kortikal kemik üzerindeki tek mini plak gruplarında görülen Pmax değerleri



Şekil 4.6. İnsisal (A) ve molar (B) yüklemde kortikal kemik üzerindeki tek mini plak gruplarında görülen Pmin değerleri



Şekil 4.7. İnsizal (A) ve molar (B) yüklemde kortikal kemik üzerindeki çift mini plak gruplarında görülen Pmax değerleri



Şekil 4.8. İnsizal (A) ve molar (B) yüklemde kortikal kemik üzerindeki çift mini plak gruplarında görülen Pmin değerleri

4.4. Kırık Fragmanlar Arası Yer Değiştirme Miktarları

İnsizal ve molar yüklemde en fazla yer değiştirme miktarı 3. grupta olurken, en az yer değiştirme miktarı ise 5. grupta görölmüştür. Tek plak içeren ilk 4 grupta çift plak içeren diğer 4 grup karşılaştırıldığında tek plak içeren ilk 4 grupta yer değiştirme değerleri daha fazla ölçölmüştür (Tablo 4.4).

Tablo 4.4. Kırık fragmanlar arası yer değiştirme miktarı

Gruplar	İnsizal yükleme (mm)	Molar yükleme (mm)
Grup 1	0,73	1,45
Grup 2	1,05	1,64
Grup 3	1,29	1,76
Grup 4	0,87	1,52
Grup 5	0,30	0,58
Grup 6	0,56	1,07
Grup 7	0,89	1,38
Grup 8	0,48	0,92

5. TARTIŞMA

Angulus kırıkları mandibula kırıkları içerisinde en sık görülen kırık tipleri arasında yer almaktadır (Gabielli ve ark., 2003; Lamphier ve ark., 2003; Mathog ve ark., 2008; Paza ve ark., 2008). Üçüncü molarların varlığı ve kesitsel olarak angulus bölgesinin diğer bölgelere kıyasla daha ince olması sıklıkla angulus bölgesinde kırık oluşmasına neden olabilmektedir (Ellis, 1999). Bu bölge mandibulanın diğer bölgelerindeki kırıklar ile kıyaslandığında tedavi sonrası daha yüksek komplikasyon oranına sahiptir (Wagner ve ark., 1979; James ve ark., 1981; Chuong ve ark., 1983). Mandibula istirahat halinde dahi çiğneme kaslarının oluşturduğu güçlü kuvvetlere maruz kalmaktadır. Bu kaslar mandibulanın kapalı konumda kalmasını sağlarken, angulus bölgesinde oluşan kırıklarda kaslar fonksiyonunu tam olarak gerçekleştirememektedir. Kasların etkisiyle proksimal segment öne, içeri ve yukarı doğru hareket ederken distal segment sabit kalmaktadır (Kavanagh ve ark., 2008). Bu nedenle iyi bir sonuca ulaşabilmek için uygun bir tedavi yöntemi seçilmelidir.

Literatürde mandibula angulus kırıklarının tedavisinde birçok farklı tedavi seçeneği sunulmakla birlikte ideal bir tedavi yöntemi için fikir birliğine varılamamıştır (Fedok ve ark., 1998; Ellis, 1999; Haug ve ark., 2001; Gear ve ark., 2005). Kırık fiksasyonu için teller, rekonstrüksiyon plakları, kompresyon plakları, mini plaklar, lag vidaları gibi çeşitli materyallerin kapalı redüksiyon veya açık redüksiyon ile kullanımı rapor edilmiştir (Fernandez ve ark., 2003; Erkmén ve ark., 2005; Danda, 2010). Mandibula angulus kırıklarının tedavisinde eksternal oblik kenara bir adet mini plak uygulanan birçok klinik çalışmada bu yöntemle başarılı sonuçlar alındığı bildirilmiştir. (Michelet ve ark., 1973; Champy ve ark., 1978; Cawood, 1985; Ellis ve Walker, 1996; Schierle ve ark., 1997). Ellis (1999), champy yönteminin daha kısa zamanda ve kolay bir şekilde uygulanabilmesine, tedavi sonrası lokal anestezi ile basit bir şekilde plağın çıkarılabileceğine değinmiştir. Kompresyon plaklarının ya da çift mini plak kombinasyonlarının uygulanmasının komplikasyon riskini arttıracaklarını bundan dolayı da bir adet mini plak ile osteosentez yönteminin daha doğru bir tercih olacağını belirtmiştir. Ayrıca champy tekniği kırık redüksiyonu sırasında oklüzyon kontrolüne izin vermesi, ekstraoral skar oluşumunu engellemesi, plağın ağız içerisinden rahatlıkla yerleştirilebilmesi ve marjinal mandibular sinirde hasar oluşumunu engellemesi gibi

birçok avantaja sahiptir (Vineeth ve ark., 2013). Çalışmamızda kullandığımız tek plaklar champy yönteminin bu avantajları göz önünde bulundurularak uygulanmıştır.

Yapılan bazı biyomekanik çalışmalarda ise tek mini plak ile osteosentez yönteminin bazı kuvvetlere karşı yetersiz olduğu bu kuvvetlere karşı uygulanan fiksasyonun daha dirençli olabilmesi için mandibulanın alt kenarına ikinci bir plak yerleştirilmesi gerektiği önerilmiştir (Kroon ve ark., 1991; Dichard ve Klotch, 1994; Schierle ve ark., 1997). Bu çalışmalara ek olarak çift mini plak ile daha iyi bir fiksasyon sağlandığı ve daha başarılı klinik sonuçlar alındığını bildiren çalışmalar da bulunmaktadır (Levy ve ark., 1991; Choi ve ark., 1995; Schierle ve ark., 1997). Choi ve ark. (1995), yaptıkları çalışmada tek mini plak uygulandığında iyi bir fiksasyon sağlandığı ancak mandibula alt kenarında bir boşluk oluştuğu, 60 N' luk bir kuvvete kadar yük uygulandığında ise lateral deplasman meydana geldiğini bildirmişlerdir. Fedok ve ark. (1998), poliüretantan elde edilmiş mandibula modelleri üzerinde angulus kırıkları oluşturularak tek ve çift mini plakların fiksasyona etkilerini incelemişlerdir. Çalışmaları sonucunda çift mini plak yerleştirdikleri modelin daha stabil bir fiksasyon sağladığını bildirmişlerdir. Wang ve ark. (2006), tek ya da çift mini plak fiksasyonunu, çiğneme kuvvetlerini mekanik olarak taklit eden bir biyomekanik modelde incelemiş ve tek bir plağın yeterli stabilite sağlayamadığını ancak alt kenara bir adet plak yerleştirildiğinde oluşan streslerin daha iyi karşılandığı ve daha iyi bir stabilite sağlandığını bildirmişlerdir. Alkan ve ark. (2007), yaptıkları bir biyomekanik çalışmada koyun mandibulasında angulus kırığı oluşturmuşlardır. İki adet mini plak ve tek mini plak içeren gruplar karşılaştırıldığında, iki adet mini plak kullanılan grubun tek mini plak kullanılan gruba göre istatistiksel olarak daha stabil olduğunu bildirmişlerdir. Bir diğer çalışmada Tams ve ark. (2001), angulus kırıklarında iki adet rezorbe olabilen plak kullandıklarında daha iyi bir stabilizasyon elde ettiklerini bildirmişlerdir. Yazarlar çalışmanın sonucunda plaklardan birini bukkal ya da eksternal oblik sirta diğerini de mandibulanın alt kenarına yakın olmamakla birlikte daha ortada yerleştirilmesi gerektiğini önermişlerdir. Kimsal ve ark. (2011), angulus kırığında 3 farklı fiksasyon grubu olacak şekilde SEA yöntemi kullanarak yaptıkları çalışmalarında bir grupta alt sınıra bir plak, bir grupta üst sınıra bir plak ve bir grupta da alt ve üst sınıra birer plak yerleştirmişlerdir. Çift plak yerleşiminin daha stabil olduğunu ancak daha girişimsel bir işlem olması sebebiyle komplikasyon oranının artacağını bildirmişlerdir. Alt sınır ve üst

sınıra yerleştirilen plakları kıyasladığında ise üst sınıra yerleştirilen tek plağın alt sınıra yerleştirilen tek plağa göre daha stabil bir fiksasyon sağladığı sonucuna varmışlardır. Tüm bunlara dayanarak 2 adet mini plak uygulanan fiksasyon yöntemi de çalışmamıza dahil edilmiştir ve tek mini plak ile çift mini plak olan gruplar kıyaslandığında çift mini plaklarda daha az yer değiştirme oranları elde edilmiştir. Dolayısıyla literatürle uyumlu olarak çalışmamızda da çift mini plakla fiksasyonun daha stabil olduğu görülmüştür.

İyi bir tedavi planlaması yapılarak başarılı sonuçlar elde edilebilmesi, mandibula kırıklarının biyomekaniğinin daha iyi anlaşılması ile mümkün olabilmektedir (Kimura ve ark., 2006; Joshi ve Kurakar, 2014). Mandibula çiğneme kasları ve dişlerle birlikte maruz kaldığı yükler karşısında deformasyona uğramaktadır. Bu yüklerle birlikte mandibula şekli değişmekte ve kullanılan materyallerin özelliklerine göre gerilim ve gerinim meydana gelmektedir. Deformasyona bağlı olarak gerinimin büyüklüğü değişirken deformasyon sonucu da kemik üzerinde sıkışma ve gerilme yükleri meydana gelmektedir (Wong ve ark. 2010). Yüklerin aşırı olması operasyon sonrası fiksasyon sistemlerinde başarısızlığa neden olabileceği için kullanılan materyallerin kemik ile ilişkili olduğu yerde stres değerlerinin belirlenmesi büyük bir önem arz etmektedir (Sugiura ve ark., 2000).

Mandibulada kullanılacak olan yeni fiksasyon materyallerinin analizini canlı dokularda gerçekleştirmek zor olabilmektedir. Bu nedenle bu çalışmaların başka modeller üzerinde yapılması daha kolay ve ekonomik bir yöntem olacaktır. Analizlerin tekrarlanabildiği, girişimsel olmayan, deneysel koşulların rahatlıkla aktarılabilirdiği, model şekli ve sayısının istenilen şekilde ayarlanabildiği ve hassas değerlerin elde edilebildiği SEA biyomekanik deneyler ile olan korelasyonu da göz önünde bulundurularak mandibula kırıklarının değerlendirilmesinde sıklıkla kullanılmıştır. (Korkmaz, 2007; Sugiura ve ark., 2009; Vajgel ve ark., 2013; Diker ve Bayram, 2018). (Maurer ve ark., 1999; Nagasao ve ark., 2002; Wagner ve ark., 2002; Cox ve ark., 2003; Kimura ve ark., 2006). Bu analizler yeni biyomateryal üretimi ve cerrahi tekniklerin geliştirilmesi için yararlı olabilmektedir (de Jesus ve ark., 2014). Bu yöntem hassas bir matematik model oluşturularak üzerinde çalışılmasına olanak sağlar. Aynı zamanda birbirine düğümlerle bağlanan çok sayıda sonlu eleman bu modelin oluşturulmasını sağlar. Yükleme gerilimleri ve sınır koşulları gibi değerler bilindiği zaman bu düğümler üzerindeki deformasyon ve gerilim hesaplanabilmektedir. Bu düğümlerin birbirlerine

bağlanmasıyla, oluşturulan bütün yapıdaki yer değiştirme ve deformasyon değerleri elde edilebilmektedir. Bu sayede kırık hattında ve materyallerde oluşan gerilim hesaplanabilmektedir (de Jesus ve ark., 2014; Joshi ve Kurakar, 2014). Çalışmamızda tüm bu avantajlar göz önünde bulundurularak SEA yöntemi tercih edilmiştir.

SEA kullanılan bilgisayarların yüksek donanımlı olması, analiz programlarının maliyetli olması, bu programları kullanacak tecrübeli personel gereksinimi gibi dezavantajlar bulunmaktadır. Bilgisayar kodlarının kullanımı, verilerin aktarılması ve eleman seçimindeki hatalar sonuçların yanlış olmasına neden olabilmektedir. Düğüm sayıları ve eleman sayılarının fazla olması nedeniyle kullanılacak bağlantıların ve koordinatların çok hassas bir şekilde belirlenmesi önem arz etmektedir (Assunção ve ark., 2009). SEA yönteminin bir başka önemli dezavantajı da canlı dokuların taklit edilebilmesi için farklı değişkenler gösterebilen faktörlerin sabit olarak kabul edilmesi gerekliliğidir (Şimşek ve ark., 2006; Erkmén ve ark., 2009; Meriç ve ark., 2012). Hiçbir malzeme % 100 izotrop ve homojen değildir. Aynı cinste iki organizmaya ait olan her bir dokunun iç yapısı ve izotropi özelliği, belli sınırlar içerisinde sayılamayacak birçok etkene bağımlı ve sürekli olarak değişebilmektedir. Bu durumda malzemelerin değerlerini ortalama olarak homojen ve izotrop kabul etmek geniş bir popülasyon için varılan deney sonuçlarının yaklaşımını etkilemeyecektir (İlgün ve ark., 2004). Bu nedenle mandibulada transvers yönde kortikal kemik non-homojen ve izotropik olmasına rağmen (Murakami ve ark., 2011) modellerimizde tüm dokular ve materyaller homojen, izotropik ve lineer elastik olarak tanımlanmıştır. Bazı değişkenler sabit tutularak daha tutarlı sonuçlar elde edilmek istenmiştir.

Gerilim analizlerinde sonuçlar değerlendirilirken P_{max} , P_{min} ve Von Mises gerilim değerleri sıklıkla kullanılan değerlerdir. P_{max} ve P_{min} (gerilme ve sıkışma), kemik gibi kırılabilir materyaller değerlendirilirken kullanılmaktadır. Von Mises değerleri ise vida ve plak gibi ezilebilir materyaller içinde oluşan gerilimlerin gösterilmesinde ideal olarak kullanılmaktadır (Wolf ve ark., 2003).

Kırık fragmanların stabilitesi ve bu fragmanlar arasında temasın olabildiğince fazla olacak şekilde elde edilmesi, kırık bölgesindeki yumuşak ve sert dokuların iyileşmesi için önemlidir. Eğer bu fragmanlar arasındaki boşluk artarsa fragmanlarda görülen hareketler enfeksiyon oluşturabilir. Ayrıca bu durum iyileşme bozukluklarına

da sebep olabilir (Arbag ve ark., 2008). Fiksasyonda kullanılan plaklar üzerinde oluşan gerilimler dikkate alınmadan uygulanan plaklar, cerrahi sonrasında iyileme problemlerine neden olabilmektedir (Mathog ve ark., 2000). Tedavi planlamasında plak tipi, plak pozisyonu ve materyalin özellikleri büyük önem taşımaktadır (Arbag ve ark., 2008). Fiksasyon sisteminin etkili olması kırığı stabilize etmesi ve mandibulada en az mekanik gerilim oluşturması ile mümkün olmaktadır (Kimura ve ark., 2006). Çalışmamızda kullanılan fiksasyon materyallerinin ve kırık fragmanlarının biyomekanik olarak davranışlarını en sınır şartlarda değerlendirebilmek amacıyla modeller angulus bölgesinde kötü kırık hattı oluşturularak tasarlanmıştır. Bu şekilde yüksek gerilimde fiksasyon malzemelerinin davranışları incelenmiştir.

Mini plak/vida sistemlerinde sıklıkla kullanılan titanyum korozyona karşı dirençli ve aynı zamanda biyouyumlu bir metaldir (Rae, 1986; Alpert ve Seligson, 1996). Ayrıca daha stabil olması, rezorbe olabilen sistemlere göre daha uygun maliyete sahip olması titanyumu mandibula kırıklarında standart olarak kullanılan bir materyal yapmıştır (Carlsson ve ark., 1986; Tams ve ark., 2001; Bayram ve ark., 2009). Bununla birlikte titanyum mini plak/vida sistemleri ile stabilizasyon iyi bir iyileşme sağlasa da plakların stres taşıma kapasiteleri kemikte fonksiyonel bir uyarıyı engellemektedir. Bunun sonucunda da rezorbsiyon ve ikincil enfeksiyonlar gibi çeşitli problemler oluşabilmektedir. Böyle durumlarda bu fiksasyon sistemlerinin ikinci bir operasyonla uzaklaştırılmaları gerekmektedir (Bostman, 1991; Suuronen, 1991; Bergsma ve ark., 1993; Habal, 1996; Bessho ve ark., 1997; Matthew ve Frame, 1998).

Titanyum alaşımların monokortikal vida ve mini plaklarda kullanılan eğilme dayanımları yaklaşık olarak 880Mpa'dır. Eğer Von Mises gerilimi fiksasyon materyallerinde bu değeri geçerse kalıcı bir bükülme beklenmektedir (Albougha ve ark., 2015). Çalışmamızda titanyum gruplarına baktığımızda vidalar üzerindeki gerilimler bu değerlerin altında yer alırken, plaklarda ise sadece 5. grupta üst tarafta yer alan plak bu değerlerin üzerinde ölçülmüştür. Kırık hattının fiksasyonunda kullanılan plakların sayısı ve bu plaklara verilen şekil plak üzerinde oluşan gerilimleri etkilemektedir. Martola ve ark. (2007), plakların kırılmasının nedenini operasyon sırasında plağın bükülmesine bağlı olarak oluşan gerilimin, ortalama gerilime etki ederek kırılmaya sebep olması şeklinde açıklamışlardır. Bir başka çalışmada ise rekonstrüksiyon plaklarının

operasyonu takiben 1-2 yıl içerisinde kırıldığı ve bu kırıkların en çok angulus bölgesinde olduğu bildirilmiştir (Yi ve ark., 1999).

Metal mini plak/vida sistemlerine alternatif olarak üretilen rezorbe olabilen sistemler uzun yıllardır maksillofasiyal cerrahide kullanılmış ve etkinliği ile güvenilirliğini gösteren birçok çalışma yapılmıştır (Kulkarni ve ark., 1971; Cutright ve Hunsuck, 1972). Bu sistemler vücutta yavaş bir şekilde çözünmekte ve kemiğe dereceli olarak stres geçişine izin vermektedir (Suuronen, 1991; Bergsma ve ark., 1993). Yapılan klinik ve deneysel çalışmalarda rezorbe olabilen mini plak/ vida sistemlerinin, titanyum mini plak/ vida sistemlerine göre bazı avantajlara sahip olduğu bildirilmiştir (Claes, 1992; Suzuki ve ark., 2004; Laughlin ve ark., 2007). Angulus kırıklarının incelendiği ve Champy yöntemi kullanılarak yapılan bir çalışmada, titanyum plak ve vida sistemi ile rezorbe olabilen plak ve vida sistemlerinin stabilitesi biyomekanik açıdan karşılaştırılmış ve klinik olarak rezorbe olabilen mini plak/ vida sistemlerinin titanyumların yerini alamayacağı bildirilmiştir (Chacon ve ark., 2005). Yapmış olduğumuz çalışmada yer değiştirme miktarı titanyum mini plak/vida sisteminde rezorbe olabilen mini plak/vida sistemine göre daha az olduğu için titanyum gruplarının daha stabil olduğu görülmüştür.

Günümüzde titanyum ve rezorbe olabilen plaklara alternatif olarak üretilen çeşitli malzeme ve teknikler yardımıyla özellikleri değiştirilebilen PEEK' in kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır (Al-Rabab'ah ve ark., 2019). Steril edilebilmesi ve radyasyon ışını karşısında saçılma oluşturmaması sebebiyle implantolojide metal implantlara alternatif bir malzeme olarak sunulmuştur (Eschbach, 2000). Peek materyali karbon fiberle güçlendirilerek daha yüksek mukavemet, sertlik ve aşınma direncine sahip olabilmektedir (Lee ve ark., 2012; Devine ve ark., 2013; Grupp ve ark., 2013). Daha düşük elastik modülüne sahip olması ve sert olmasına nazaran aşınma direncinin metalik alaşımlarla benzerlik gösterdiği bildirilmiştir (Zok ve Miserez, 2007). Sampaio ve ark. (2016), PEEK ve titanyumu kıyaslamış ve PEEK'in daha az aşınma direncine sahip olduğunu bildirmişlerdir. Sarot ve ark. (2010), SEA yöntemi kullanarak yaptıkları çalışmada PEEK ve titanyum implantlarının arasında stres dağılımı açısından anlamlı bir fark olmadığını belirtmişlerdir.

Guzzini ve ark. (2017), ayak bileği kırıklarının tedavisinde paslanmaz çelik plaklar ile PEEK plakların kullanımını karşılaştırdıkları çalışmalarında, Caforio ve ark.'nın (2014) daha önce yaptıkları çalışma ile uyumlu şekilde klinik olarak 6, 12 ve 24 aylık takipte iki fiksasyon materyalinde de benzerlik bildirmişlerdir. Öte yandan Schliemann ve ark. (2015), 3 veya 4 parçalı proksimal humerus kırığının tedavisi için PEEK ve konvansiyonel plakların bir kıyaslamasını yapmış ve PEEK plağın geleneksel titanyum kilitli plak ile karşılaştırıldığında eşit oranda fiksasyon sağlamadığını göstermiştir. Bizim çalışmamızda titanyum olan gruplar Cfr-PEEK olan gruplara göre daha stabil bir fiksasyon göstermiştir.

İnsan kemik dokusunun elastik modülüne yakın değere sahip olan PEEK materyalinin titanyumlar ile karşılaştırılmış olduğu çalışmada, PEEK'in daha yüksek esnekliği sonucu kemik ve vida birleşiminde oluşan stresin azaldığı sonucuna varılmıştır. Bununla beraber PEEK fiksasyonunun daha az rijitliği neticesinde vidanın gevşeme riskinin azalacağı hipotezi kurulmuştur (Schliemann ve ark., 2017; Dessoky ve ark, 2020). Dayanımının ve elastik modül değerinin insan kemik dokusunun elastik modülünden yüksek olması, metalik implantların biyolojik çevreyi iyi bir biçimde taklit etmesi ilkesine uymamaktadır. Bu durumun implant etrafında gerilim perdeleme etkisi (stress shielding effect) oluşturarak implant çevresindeki kemik dokunun kaybedilmesi ve buna bağlı olarak implant kaybı ile sonuçlanacağı bildirilmiştir (Ramakrishna ve ark., 2001; Stadelmann ve ark., 2008). Schwitalla ve Muller (2013), yayınladıkları bir derlemede PEEK implantların çevre kemik dokulara stres dağılımı ile ilgili yeterli sayıda araştırma olmadığını ve PEEK implantların in vitro ve in vivo olarak daha fazla araştırılması gerektiğini bildirmişlerdir.

PEEK polimerlerine fiber ilavesi ile 3-4 GPa olan elastik modülleri 18 GPa elastik modülü seviyesine ulaşabilmektedir. Bu da kortikal kemik elastik modülü seviyesine eşit olmaktadır (Najeeb ve ark., 2015; Schwitalla ve ark., 2015). Yapılan birçok çalışmada kemik remodelasyonu sırasında kemik rezorpsiyonu ve stres arasında doğrudan bir ilişki olduğu gösterilmiş ve stres arttıkça kemikte rezorpsiyon olma ihtimalinin artacağı belirtilmiştir (Frost, 1990; Stanford ve Brand, 1999; Sugiura ve ark., 2000). Rijit ve yarı rijit fiksasyonların yorulma ömrünün araştırıldığı ve yarı rijit fiksasyon tekniği kullanılarak uygulanan plakların daha düşük stres seviyeleri ile daha uzun yorulma ömrüne sahip olduğu sonucuna varılmıştır (Chen ve ark., 2010). Bu

anlamda Cfr-PEEK sistemlerin titanyumlara göre daha uzun ömürlü olduğu değerlendirilmiştir. Çalışmamızda titanyum plak ve vida sistemleri en fazla stres değerleri görülen grup olmuştur. Cfr-PEEK plak ve vida sistemlerinin yer aldığı gruplar titanyum içeren gruplara kıyasla daha az stres değerleri göstermiştir. Bu sonuçlar Diker ve Bayram'ın (2018), Cfr-PEEK ve titanyumu karşılaştırdıkları çalışmalarında titanyum sistem üzerindeki stresin Cfr-PEEK sistemlere göre daha fazla olduğunu bildirdikleri çalışmayla paralellik göstermiştir.

Biyouyumlu ve zamanla bozulmayan bir materyal olması (Li ve ark., 2015), ameliyat sonrası dönemde kırık hattının görüntülenmesine engel olmaması, BT ve MRI teknolojileri ile uyumlu olması gibi avantajları (Kurtz, 2019), göz önünde bulundurularak karbon fiber ilave edilen PEEK çalışmamıza dahil edilmiştir. Çalışmamızda titanyum ve Cfr-PEEK grupları kendi içinde kıyaslandığında (grup 1 ile grup 3, grup 5 ile grup 6) plak ve vida üzerinde oluşan stres Cfr-PEEK ile fiksasyonu sağlanan gruplarda daha az bulunmuştur. Kemik üzerinde oluşan Pmax ve Pmin değerleri açısından ise belirgin bir fark görülmemiştir.

Çalışmamızda incelediğimiz parametrelerden bir diğeri vidalar üzerinde oluşan gerilimlerdir. Vidalar üzerinde oluşan gerilimler eğer sınır koşullarını aşarsa vida kırığı gibi geri dönüşü olmayan sonuçlarla karşılaşılabilir. Bu gerilimler vidada gevşeme gibi problemler oluşturabilir (Kuiper ve ark., 1986; Kroon ve ark., 1988). Kroon ve ark. (1991) ve Sugiura ve ark. (2009), yaptıkları çalışmalarında plak kırıklarından daha fazla oranda vida gevşemesi olduğunu bildirmişlerdir. Bunun nedeninin de vidaların çevresindeki kemikte aşırı stres oluşumu olarak bildirilmiştir. Sonuçlarımızda genellikle kırık hattının ortasına yakın olan vidalarda en yüksek gerilimler oluştuğu gözlenmiştir. Çift plakların olduğu gruplarda üstteki plaklarda yer alan vidalarda daha yüksek gerilimler oluşmuştur. Tek plak ve çift plaklı gruplar kendi içinde kıyaslandığında ise titanyum olan gruplarda vida çevresinde görülen gerilimler en yüksek; rezorbe olabilen plakların olduğu gruplarda ise en düşük gerilimler elde edilmiştir.

Yer değiştirme miktarı kırık iyileşmesi için önemli bir faktördür (Cox ve ark., 2003; Kimura ve ark., 2006). Direkt kemik iyileşmesi için kırık fragmanları arasında yer değiştirme miktarının 0,15 mm altında, direk boşluk kemik iyileşmesi için ise kırık fragmanları arasındaki yer değiştirme miktarının 1 mm altında olması gerektiği

bildirilmiştir (Perren, 1979; Cox ve ark., 2003; Joshi ve ark., 2014). Çalışmamızda insizal yüklemde grup 2 ve grup 3' de bu değer 1 mm üzerinde diğer gruplarda ise altında ölçülmüştür. Molar yüklemde ise grup 5 ve grup 8'de yer değiştirme miktarı 1 mm altında ölçülürken diğer gruplarda 1 mm üzerinde ölçülmüştür. En az yer değiştirme miktarı her iki yüklemde de titanyum plak ve vidanın kullanıldığı grup 5'te ölçülmüştür. En fazla yer değiştirme miktarı ise her iki yüklemde de rezorbe olabilen plak ve vidanın kullanıldığı grup 3'te ölçülmüştür. Cfr-PEEK plak ve vida gruplarının yer değiştirme miktarı titanyum plak ve vidanın kullanıldığı gruplara göre daha fazla, rezorbe olabilen plak ve vidanın kullanıldığı gruplara göre ise daha az ölçülmüştür. Plak sayısı ve vida kalınlığının artmasının yer değiştirme miktarını azaltarak stabiliteyi arttırdığı görülmüştür. Gruplar kendi içerisinde kıyaslandığında titanyum, rezorbe olabilen ve Cfr-PEEK plak ve vidalar daha kalın ve çift plaklı yerleştirildiklerinde yer değiştirme miktarları daha az ölçülmüştür. Literatürdeki çalışmalarla da bu sonuçların desteklendiği görülmüştür (Mugino ve ark., 2005; Kimura ve ark., 2006; Arbag ve ark., 2008; Vajgel ve ark., 2013).

SEA'da kullanılan model gerçek bir kemik ile kıyaslandığında daha basit bir modeldir. Çünkü kemik gerçekte daha karmaşık ve kompleks özelliklere sahiptir. Klinik olarak iyileşme daha karmaşık bir şekilde gerçekleşmektedir. Kırıklarda ilk iki haftada kas kuvvetleri sağlıklı bir çığneme kuvvetine göre ciddi anlamda azalmaktadır. Bu kuvvetlerin maksimuma ulaşması 8 haftayı bulabilmekte bunun gibi farklılıklar biyomekanik ve klinik anlamda sonuçlarda farklılıklar oluşturabilmektedir (Joshi ve ark., 2014; Kshirsagar ve ark., 2011).

Çalışmamızda ayrıca kallus oluşumu, yumuşak doku hazırlanması gibi iyileşmeyi etkileyen faktörler de göz ardı edilmiştir. Analizde olası karışıklığı engellemek ve karmaşık sistemi daha basite indirgemek amacıyla vidalar ve kemik arasındaki birleşme mükemmel varsayılmıştır (Cox ve ark., 2003; Fernández ve ark., 2003; Arbag ve ark., 2008; Goulart ve ark., 2015). Bu durum da plak ve vida sistemlerinde kuvvet aktarımı sonrası oluşacak gerilmelerde farklılık oluşturmaktadır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Çalışmamızda mandibular angulus kırıklarının fiksasyonunda farklı kalınlık ve sayıdaki titanyum, rezorbe olabilen ve Cfr-PEEK plak/vida sistemlerinin etkinliği araştırılmıştır. Literatürde Cfr-PEEK plak/vida sistemlerinin angulus kırıklarında kullanımının etkinliğinin araştırıldığı ve güncel kullanımda olan materyaller ile karşılaştırıldığı bir çalışma bulunmadığından çalışmamızın verileri bu anlamda literatüre katkı sağlamaktadır.

Çalışmamız sonucunda kemik ve plak/vida sistemlerinde görülen stres değerleri ve aynı zamanda fragmanlar arası yer değiştirme değerleri incelendiğinde Cfr-PEEK plak/vida sistemlerinde görülen değerlerin çoğunlukla titanyum ile rezorbe olabilen plak/vida sistemlerinde görülen değerler arasında olduğu gözlenmiştir.

Elde ettiğimiz bu sonuçlardan yola çıkarak Cfr-PEEK plak/vida sistemlerinin kullanımının bu materyallerin elastik modülünün titanyuma göre kemiğin elastik modülüne yakın olması nedeniyle literatürde titanyum plakların dezavantajlarından biri olarak gösterilen gerilim perdeleme etkisi (stress shielding effect) ve Cfr-PEEK plak/vida sistemlerinin kullanıldığı gruplarda daha stabil sonuçlar gözleendiği için rezorbe olabilen sistemlerin dezavantajlarından biri olarak gösterilen stabilite yetersizliği açılarından avantaj sağlayabileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızda literatürle de uyumlu olarak plak sayısı ya da kalınlığı arttıkça stabilitenin de arttığı görülmüştür. Bununla birlikte plak sayısının artırılmasının daha geniş bir cerrahi gerektirmesi, maliyeti artırması ve hasta konforu açısından bazı dezavantajları da beraberinde getirmektedir.

Elde ettiğimiz sonuçlara göre, Cfr-PEEK materyalinin sağladığı avantajlar ile elde edilen stress ve yer değiştirme değerleri göz önünde bulundurulduğunda Cfr-PEEK plak kullanımının stress dağılımı, stabilite ve hasta konforu açısından günümüzde tercih edilen titanyum ve rezorbe olabilen plaklara potansiyel bir alternatif olabileceğini düşünmekteyiz.

Bu tez çalışmasında elde edilen bulgular SEA ile elde edildiği ve modellerin tümünde bileşenler izotropik, homojen ve lineer olarak kabul edildiği için gerçek klinik koşulları temsil etmemektedir. Ancak Cfr-PEEK materyalinin bilgisayar ortamında klinik koşullara benzer şekilde simüle edilmiş bir modelde stres karşısındaki

davranışının incelenmesi ve güncel olarak kullanımda olan diğer materyallerle karşılaştırılabilmesi materyalin potansiyel klinik kullanımı ile ilgili yol gösterici veriler sağlamaktadır.

Cfr-PEEK materyali daha çok uzun kemikler ve kafa kemikleri üzerine yapılan çalışmalarla incelenmiştir. Çene kemiklerinde kullanımı ile ilgili yeterli sayıda çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle çene kemiklerinin fiksasyonu amacıyla klinik olarak kullanım potansiyelinin belirlenebilmesi için daha fazla sayıda in vitro ve klinik araştırmaya ihtiyaç olduğunu ve bu sistemlerin çeşitli modifikasyonlarla standart olarak kullanılabilen bir materyal haline gelebileceğini düşünmekteyiz.



7. KAYNAKLAR

- Adıgüzel Ö. (2010). Sonlu elemanlar analizi: Derleme bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. *Dicle Dişhekimliği Dergisi*, 11, 18-23.
- Abu Bakar MS, Cheng MHW, Tang SM, Yu SC, Liao K, Tan CT, ve ark. (2003). Tensile properties, tension–tension fatigue and biological response of polyetheretherketone–hydroxyapatite composites for load-bearing orthopedic implants. *Biomaterials*, 24(13), 2245-2250.
- Al-Rabab'ah M, Hamadneh W, Alsalem I, Khraisat A, Abu Karaky A. (2019). Use of high performance polymers as dental implant abutments and frameworks: a case series report. *Journal of Prosthodontics*, 28(4), 365-372.
- Albougha S, Darwich K, Darwich MA, Albogha MH. (2015). Assessment of sagittal split ramus osteotomy rigid internal fixation techniques using a finite element method. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 44(7), 823-829.
- Alkan A, Celebi N, Ozden B, Bas B, Inal S. (2007). Biomechanical comparison of different plating techniques in repair of mandibular angle fractures. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 104(6), 752-756.
- Allan BP, Daly CG. (1990). Fractures of the mandible. A 35-year retrospective study. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 19(5), 268-71.
- Alpert B, Seligson D. (1996). Removal of asymptomatic bone plates used for orthognathic surgery and facial fractures. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 54(5), 618-621.
- Al-Morraissi EA, Ellis III E. (2014). What method for management of unilateral mandibular angle fractures has the lowest rate of postoperative complications? A systematic review and meta-analysis. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 72(11), 2197-2211.
- Amaratunga NDS. (1987). The relation of age to the immobilization period required for healing of mandibular fractures. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 45(2), 111-113.

- Andreasen JO, Jensen SS, Schwartz O, Hillerup Y. (2006). A systematic review of prophylactic antibiotics in the surgical treatment of maxillofacial fractures. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 64(11), 1664-1668.
- Araujo MM, Waite PD, Lemons JE. (2001). Strength analysis of Le Fort I osteotomy fixation: titanium versus resorbable plates. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 59(9), 1034-1039.
- Arbag H, Korkmaz HH, Ozturk K, Uyar Y. (2008). Comparative evaluation of different miniplates for internal fixation of mandible fractures using finite element analysis. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 66(6), 1225-1232.
- Arita KN, Shinonaga Y, Nishino M. (2006). Plasma-based fluorine ion implantation into dental materials for inhibition of bacterial adhesion. *Dental materials journal*, 25(4), 684-692.
- Assunção WG, Barao VAR, Tabata LF, Gomes EA, Delben JA, dos Santos PH. (2009). Biomechanics studies in dentistry: bioengineering applied in oral implantology. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20(4), 1173-1177.
- Aziz SR. (1993). A history of the treatment of jaw fractures. *Journal of the Massachusetts Dental Society*, 42(4), 200-203.
- Bandela V, Kanaparthi S. (2020). Finite Element Analysis and Its Applications in Dentistry. In *Finite Element Methods and Their Applications*: IntechOpen.
- Bayram B, Araz K, Uckan S, Balcik C. (2009). Comparison of fixation stability of resorbable versus titanium plate and screws in mandibular angle fractures. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 67(8), 1644-1648.
- Beder OE, Stevenson JK, Jones TW. (1957). A further investigation of the surgical application of titanium metal in dogs. *Surgery*, 41(6), 1012-1015.
- Bergsma EJ, Rozema FR, Bos RRM, de Bruijn WC. (1993). Foreign body reactions to resorbable poly(L-lactide) bone plates and screws used for the fixation of unstable zygomatic fractures. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 51(6), 666-670.
- Bessho K, Lizuka T, Murakami KI. (1997). A bioabsorbable poly-L-lactide miniplate and screw system for osteosynthesis in oral and maxillofacial surgery. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 55(9), 941-945.

- Bos RRM, Rozema FR, Boering G, Nijenhuis AJ, Pennings AJ, Verwey AB. (1989). Bio-absorbable plates and screws for internal fixation of mandibular fractures. A study in six dogs. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 18(6), 365-369.
- Bostman OM. (1991). Absorbable implants for the fixation of fractures. *The Journal of Bone & Joint Surgery*, 73(1), 148-153.
- Bothe RT. (1940). Reaction of bone to multiple metallic implants. *Surg Gynecol Obstet*, 71, 598-602.
- Braasch DC, Abubaker AO. (2013). Management of mandibular angle fracture. *Oral and Maxillofacial Surgery Clinics*, 25(4), 591-600.
- Branemark PI. (1983). Osseointegration and its experimental background. *J prosthet Dent*, 50, 399-410.
- Breasted JH. (1930). The Edwin Smith Surgical Papyrus: published in facsimile and hieroglyphic transliteration with translation and commentary in two volumes. Chicago, The University of Chicago Press.
- Brown JS, Grew N, Taylor C, Millar BG. (1991). Intermaxillary fixation compared to miniplate osteosynthesis in the management of the fractured mandible: an audit. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 29(5), 308-11.
- Brydone AS, Morrison DSS, Stormonth-Darling J, Meek RDM, Tanner KE, Gadegaard N. (2012). Design and fabrication of a 3D nanopatterned PEEK implant for cortical bone regeneration in a rabbit model. *Eur. Cells Mater*, 24(39), 2019.
- Buchbinder D. (1993). Treatment of fractures of the edentulous mandible, 1943 to 1993: a review of the literature. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 51(11), 1174-80.
- Caforio M, Perugia D, Colombo M, Calori GM, Maniscalco P. (2014). Preliminary experience with Piccolo Composite™, a radiolucent distal fibula plate, in ankle fractures. *Injury*, 45, S36-S38.
- Caputo AA, Standlee JP. (1987). Biomechanics in clinical dentistry. Quintessence Publishing (IL).
- Carlsson L, Röstlund T, Albrektsson B, Albrektsson T, Brånemark P-I. (1986). Osseointegration of titanium implants. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 57(4), 285-289.

- Cawood JI. (1985). Small plate osteosynthesis of mandibular fractures. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 23(2), 77-91.
- Chacon GE, Dillard FM, Clelland N, Rashid R. (2005). Comparison of strains produced by titanium and poly D, L-lactide acid plating systems to in vitro forces. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 63(7), 968-972.
- Chandrupatla TR, Belegundu AD. (2002). Introduction to Finite Element Method. In: Prentice hall.
- Champy M, Lodde JP, Schmitt R, Jaeger JH, Muster D. (1978). Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *Journal of maxillofacial surgery*, 6(1), 14-21.
- Chen G, Schmutz B, Wullschleger M, Percy MJ, Schuetz MA. (2010) Computational investigations of mechanical failures of internal plate fixation. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 224(1), 119-126.
- Chen Y, Wang X, Lu X, Yang L, Yang H, Yuan W, et al. (2013). Comparison of titanium and polyetheretherketone (PEEK) cages in the surgical treatment of multilevel cervical spondylotic myelopathy: a prospective, randomized, control study with over 7-year follow-up. *European Spine Journal*, 22(7), 1539-1546.
- Choi BH, Yoo JH, Kim KN, Kang HS. (1995). Stability testing of a two miniplate fixation technique for mandibular angle fractures. An in vitro study. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 23(2), 122-125.
- Choi BH, Kim KN, Kim HJ, Kim MK. (1999). Evaluation of condylar neck fracture plating techniques. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 27(2), 109-112.
- Chopart F. (1795). *Traité des maladies chirurgicales et des opérations qui leur conviennent*. Villier.
- Chrcanovic BR. (2013). Fixation of mandibular angle fractures: in vitro biomechanical assessments and computer-based studies. *Oral and maxillofacial surgery*, 17(4), 251-268.
- Chun HJ, Cheong SY, Han JH, Heo SJ, Chung JP, Rhyu IC, et al. (2002). Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of oral rehabilitation*, 29(6), 565-574.

- Chuong R, Donoff RB, Guralnick WC. (1983). A retrospective analysis of 327 mandibular fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 41(5), 305-309.
- Claes LE. (1992). Mechanical characterization of biodegradable implant. *Clinical materials*, 10(1-2), 41-46.
- Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-de Barberà M, Cabratosa-Termes J. (2014). Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: a clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*, 112(3), 680-682.
- Cox T, Kohn MW, Impelluso T. (2003). Computerized analysis of resorbable polymer plates and screws for the rigid fixation of mandibular angle fractures. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 61(4), 481-487.
- Craig RG. (1993). Restorative dental materials 9 Ed.
- Cutright DE, Hunsuck EE. (1972). The repair of fractures of the orbital floor using biodegradable polylactic acid. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology*, 33(1), 28-34.
- Çizmeçi MO, Karabulut A. (1999). Mandibula Kırıkları ve Tedavi Prensipleri. *Ulusal Travma Dergisi*, 5(3), 139-146.
- Danda AK. (2010). Comparison of a single noncompression miniplate versus 2 noncompression miniplates in the treatment of mandibular angle fractures: a prospective, randomized clinical trial. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 68(7), 1565-1567.
- De Jesus GP, Vaz LG, Gabrielli MFR, Passeri LA, Oliveira TV, Noritomi PY ve ark. (2014). Finite element evaluation of three methods of stable fixation of condyle base fractures. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 43(10), 1251-1256.
- De Matos FP, Arnez MFM, Sverzut CE, Trivellato AE. (2010). A retrospective study of mandibular fracture in a 40-month period. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 39(1), 10-15.
- De Melo WM, Antunes AA, Sonoda CK, Hochuli-Vieira E, Gabrielli MAC, Gabrielli MFR. (2012). Mandibular angle fracture treated with new three-dimensional grid miniplate. *Journal of Craniofacial Surgery*, 23(5), e416-e417.

- Dessoky NY, El-Mahallawy AS, Fahmy MH, Khalil MM. (2020). USE OF CUSTOM MADE PEEK PLATES FOR TREATMENT OF MANDIBULAR FRACTURE. *Alexandria Dental Journal*, 45(2), 125-128.
- Devine DM, Hahn J, Richards RG, Gruner H, Wieling R, Pearce SG. (2013). Coating of carbon fiber-reinforced polyetheretherketone implants with titanium to improve bone apposition. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 101(4), 591-598.
- Dichard A, Klotch DW. (1994). Testing biomechanical strength of repairs for the mandibular angle fracture. *The Laryngoscope*, 104(2), 201-208.
- Diker N, Bayram B. (2018). Feasibility of carbon-fiber-reinforced polymer fixation plates for treatment of atrophic mandibular fracture: A finite element method. *J Craniomaxillofac Surg*, 46(12), 2182-2189.
- Dogan T, Bayramicli M, Numanoglu A. (1997). Plastic surgical techniques in the fifteenth century by Şerafeddin Sabuncuoğlu. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 99(6), 1775-1779.
- Du YW, Zhang LN, Hou ZT, Ye X, Gu HS, Yan GP, et al. (2014). Physical modification of polyetheretherketone for orthopedic implants. *Frontiers of Materials Science*, 8(4), 313-324.
- Ebrahimi F. (2012). Finite Element Analysis: New Trends and Developments. BoD—Books on Demand.
- Edwards TJ, David DJ. (1996). A comparative study of miniplates used in the treatment of mandibular fractures. *Plastic and reconstructive surgery*, 97(6), 1150-1157.
- Ellis III E, Ghali GE. (1991). Lag screw fixation of anterior mandibular fractures. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 49(1), 13-21.
- Ellis III E, Walker L. (1994). Treatment of mandibular angle fractures using two noncompression miniplates. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 52(10), 1032-1036.
- Ellis III E, Walker LR. (1996). Treatment of mandibular angle fractures using one noncompression miniplate. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 54(7), 864-871.
- Ellis III E. (1999). Treatment methods for fractures of the mandibular angle. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 28(4), 243-252.

- Erkmen E, Şimşek B, Yücel E, Kurt A. (2005). Three-dimensional finite element analysis used to compare methods of fixation after sagittal split ramus osteotomy: setback surgery-posterior loading. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 43(2), 97-104.
- Erkmen E, Atac MS, Yucel E, Kurt A. (2009). Comparison of biomechanical behaviour of maxilla following Le Fort I osteotomy with 2- versus 4-plate fixation using 3D-FEA: part 3: inferior and anterior repositioning surgery. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 38(2), 173-179.
- Erol B, Tanrikulu R, Görgün B. (2004). Maxillofacial fractures. Analysis of demographic distribution and treatment in 2901 patients (25-year experience). *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 32(5), 308-313.
- Eschbach L. (2000). Nonresorbable polymers in bone surgery. *Injury*, 31(4), 22-27.
- Fedok FG, Van Kooten DW, DeJoseph LM, McGinn JD, Sobota B, Levin RJ ve ark. (1998). Plating techniques and plate orientation in repair of mandibular angle fractures: an in vitro study. *The Laryngoscope*, 108(8), 1218-1224.
- Fernández JR, Gallas M, Burguera M, Viano JM. (2003). A three-dimensional numerical simulation of mandible fracture reduction with screwed miniplates. *Journal of Biomechanics*, 36(3), 329-337.
- Fonseca RJ, Barber HD, Powers MP, Frost DE. (2013). Oral and maxillofacial trauma [E-book]. Philadelphia, Elsevier Saunders.
- Fox AJ, Kellman RM. (2003). Mandibular angle fractures: two-miniplate fixation and complications. *Archives of facial plastic surgery*, 5(6), 464-469.
- Friskken KW, Dandie GW, Lugowski S, Jordan G. (2002). A study of titanium release into body organs following the insertion of single threaded screw implants into the mandibles of sheep. *Australian dental journal*, 47(3), 214-217.
- Frost HM. (1990). Skeletal structural adaptations to mechanical usage (SATMU): 2. Redefining Wolff's law: the remodeling problem. *The Anatomical Record*, 226(4), 414-422.
- Fuhrmann G, Steiner M, Freitag-Wolf S, Kern M. (2014). Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)—durability and influence of surface conditioning. *Dental Materials*, 30(3), 357-363.

- Fuselier JC, Ellis III EE, Dodson TB. (2002). Do mandibular third molars alter the risk of angle fracture?. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 60(5), 514-518.
- Gabrielli MAC, Gabrielli MFR, Marcantonio E, Hochuli-Vieira E. (2003). Fixation of mandibular fractures with 2.0-mm miniplates: review of 191 cases. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 61(4), 430-436.
- Gahhos F, Ariyan S. (1984). Facial fractures: Hippocratic management. *Head & neck surgery*, 6(6), 1007-1013.
- Gao J, Xu W, Ding Z. (2006). 3D finite element mesh generation of complicated tooth model based on CT slices. *Computer methods and programs in biomedicine*, 82(2), 97-105.
- Gear AJ, Apasova E, Schmitz JP, Schubert W. (2005). Treatment modalities for mandibular angle fractures. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 63(5), 655-663.
- Geng JP, Tan KB, Liu GR. (2001). Application of finite element analysis in implant dentistry: a review of the literature. *The Journal of prosthetic dentistry*, 85(6), 585-598.
- Gilding DK, Reed AM. (1979). Biodegradable polymers for use in surgery—polyglycolic/poly (actic acid) homo-and copolymers: 1. *Polymer*, 20(12), 1459-1464.
- Gosain AK, Song L, Corrao MA, Pintar FA. (1998). Biomechanical evaluation of titanium, biodegradable plate and screw, and cyanoacrylate glue fixation systems in craniofacial surgery. *Plastic and reconstructive surgery*, 101(3), 582-591.
- Goulart DR, Kemmoku DT, Noritomi PY, de Moraes M. (2015). Development of a Titanium Plate for Mandibular Angle Fractures with a Bone Defect in the Lower Border: Finite Element Analysis and Mechanical Test. *Journal of oral & maxillofacial research*, 6(3), e5.
- Goutam M, Giryapura C, Mishra SK, Gupta S. (2014). Titanium allergy: a literature review. *Indian journal of dermatology*, 59(6), 630.
- Green S. (2019). Compounds and composite materials. In *PEEK biomaterials handbook*. William Andrew Publishing. S:27-51.

- Grupp TM, Giurea A, Miehle RK, Hintner M, Gaisser M, Schilling C, ve ark. (2013). Biotribology of a new bearing material combination in a rotating hinge knee articulation. *Acta Biomaterialia*, 9(6), 7054-7063.
- Guzzini M, Lanzetti RM, Lupariello D, Morelli F, Princi G, Perugia D, ve ark. (2017). Comparison between carbon-peek plate and conventional stainless steel plate in ankle fractures. A prospective study of two years follow up. *Injury*, 48(6), 1249-1252.
- Güngör MA, Dündar M, Artunç C. (2005). Diş hekimliğinde gerilme analiz yöntemleri. *EÜ Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 26, 107-116.
- Habal MB. (1996). Triad of system applications for absorbable rigid fixation of the craniofacial skeleton. *The Journal of craniofacial surgery*, 7(5), 394-398.
- Hak DJ, Mauffrey C, Seligson D, Lindeque B. (2014). Use of carbon-fiber-reinforced composite implants in orthopedic surgery. *Orthopedics*, 37(12), 825-830.
- Hanasono MM, Goel N, DeMonte F. (2009). Calvarial reconstruction with polyetheretherketone implants. *Annals of plastic surgery*, 62(6), 653-655.
- Hanawa T. (2020). Zirconia versus titanium in dentistry: A review. *Dental materials journal*, 39(1), 24-36.
- Härle F, Champy M, Terry BC. (1999). Atlas of craniomaxillofacial osteosynthesis: Microplates, miniplates and screws. Thieme.
- Haug RH, Fattahi TT, Goltz M. (2001). A biomechanical evaluation of mandibular angle fracture plating techniques. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 59(10), 1199-210.
- Haug RH, Peterson GP, Goltz M. (2002). A biomechanical evaluation of mandibular condyle fracture plating techniques *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 60(1), 73-80.
- Holmgren EP, Seckinger RJ, Kilgren LM, Mante F. (1998). Evaluating Parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis a two-dimensional comparative study examining the effects of implant diameter, implant shape, and load direction. *Journal of Oral Implantology*, 24(2), 80-88.
- Holt R, Joseph B. (2012). Resident manual of trauma to the face, head, and neck. *American Academy of Otolaryngology–Head and Neck Surgery Foundation ISBN*, 978-0.

- İlgün A, Korkmaz HH, Malkoç S, Başçiftçi FA. (2004). İnsan Mandibulasında Sonlu Elemanlar Metodu Kullanılarak Gerilme Analizi Yapılması. *Selçuk Üniversitesi Mühendislik, Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 19(1), 29-38.
- James RB, Fredrickson C, Kent JN. (1981). Prospective study of mandibular fractures. *Journal of Oral Surgery (American Dental Association: 1965)*, 39(4), 275-281.
- Joshi U, Kurakar M. (2014). Comparison of Stability of Fracture Segments in Mandible Fracture Treated with Different Designs of Mini-Plates Using FEM Analysis. *Journal of maxillofacial and oral surgery*, 13(3), 310-319.
- Kademani D. (2005). Trauma to the temporomandibular joint region. Oral and maxillofacial trauma. Elsevier Saunders.
- Kaur M, Singh K. (2019). "Review on titanium and titanium based alloys as biomaterials for orthopaedic applications." *Materials Science and Engineering: C* 102, 844-862.
- Kavanagh EP, Frawley C, Kearns G, Wallis F, McGloughlin T, Jarvis J. (2008). Use of finite element analysis in presurgical planning: treatment of mandibular fractures. *Irish journal of medical science*, 177(4), 325-331.
- Kelly CP, Cohen AJ, Yavuzer R, Jackson IT. (2005). Cranial bone grafting for orbital reconstruction: is it still the best?. *Journal of Craniofacial Surgery*, 16(1), 181-185.
- Khoury J, Kirkpatrick SR, Maxwell M, Cherian RE, Kirkpatrick A, Svrluga RC. (2013). Neutral atom beam technique enhances bioactivity of PEEK. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms*, 307, 630-634.
- Kimsal J, Baack B, Candelaria L, Khraishi T, Lovald S. (2011). Biomechanical analysis of mandibular angle fractures. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 69(12), 3010-3014.
- Kimura A, Nagasao T, Kaneko T, Miyamoto J, Nakajima T. (2006). A comparative study of most suitable miniplate fixation for mandibular symphysis fracture using a finite element model. *The Keio journal of medicine*, 55(1), 1-8.
- Klur T, Hasan I, Ottersbach K, Stark H, Fichte M, Dirk, ve ark. (2019). PEKK-made indirect temporary crowns and bridges: a clinical pilot study. *Clinical oral investigations*, 23(2), 771-777.

- Korkmaz HH. (2007). Evaluation of different miniplates in fixation of fractured human mandible with the finite element method. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 103(6), e1-13.
- Koç A, Erginoğlu U, Karaaslan O. (2004). Otorhinolaryngological procedures in the fifteenth century in Anatolia. *Annals of Otolaryngology, Rhinology & Laryngology*, 113(5), 414-417.
- Kroon FHM, van den Akker HP, Kuiper L, Rahn BA. A clinical evaluation and in vitro study of the stability of miniplate osteosynthesis in mandibular fractures. 9th Congr. E.A.C.M.F.S., Athens, 1988; 6.
- Kroon FHM, Mathisson M, Cordey JR, Rahn, BA. (1991). The use of miniplates in mandibular fractures: An in vitro study. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 19(5), 199-204.
- Kshirsagar R, Jaggi N, Halli R. (2011). Bite force measurement in mandibular parasymphyseal fractures: a preliminary clinical study. *Cranio-maxillofacial trauma & reconstruction*, 4(4), 241-244.
- Kuiper L, Kroon, FHM, van den Akker HP. The use of miniplates for treatment of mandibular fractures. Proc. 9th Int. Conf. on Oral and Maxillofacial Surg. Vancouver, 1986, 18.
- Kulkarni RK, Moore EG, Hegyeli AF, Leonard F. (1971). Biodegradable poly(lactic acid) polymers. *Journal of biomedical materials research*, 5(3), 169-181.
- Kumar AM. (2012). Anand's Human Anatomy for Dental Students. Jaypee Brothers Medical Publishers.
- Kurtz SM, Devine JN. (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*, 28(32), 4845-69.
- Kurtz SM. (2019). *PEEK biomaterials handbook*. William Andrew Publishing.
- Lamphier J, Ziccardi V, Ruvo A, Janel M. (2003). Complications of mandibular fractures in an urban teaching center. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 61(7), 745-749.
- Landes CA, Ballon A. (2006). Indications and limitations in resorbable P(L70/30DL)LA osteosyntheses of displaced mandibular fractures in 4.5-year follow-up. *Plastic and reconstructive surgery*, 117(2), 577-87.

- Laughlin RM, Block MS, Wilk R, Malloy RB, Kent JN. (2007). *Resorbable plates for the fixation of mandibular fractures: a prospective study, Journal of oral and maxillofacial surgery*, 65(1), 89-96.
- Lauer G, Haim D, Proff P, Richter G, Pradel W, Fanghanel J, et al. (2007). Plate osteosynthesis of the mandibular condyle. *Annals of Anatomy-Anatomischer Anzeiger*, 189(4), 412-7.
- Lee WT, Koak JY, Lim YJ, Kim SK, Kwon HB, Kim MJ. (2012). Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 100(4), 1044-1052.
- Leventhal GS. (1951). Titanium, a metal for surgery. *JBJS*, 33(2), 473-474.
- Levy FE, Smith RW, Odland RM, Marentette LJ. (1991). Monocortical miniplate fixation of mandibular angle fractures. *Archives of Otolaryngology-Head & Neck Surgery*, 117(2), 149-154.
- Li CS, Vannabouathong C, Sprague S, Bhandari M. (2015). The use of carbon-fiber-reinforced (CFR) PEEK material in orthopedic implants: a systematic review. *Arthritis and Musculoskeletal Disorders*, 8, 33-45.
- Liebrott B. (2009). *The anatomical basis of dentistry*. Elsevier Health Sciences.
- Lin TW, Corvelli AA, Frondoza CG, Roberts JC, Hungerford DS. (1997). PEEK composite promotes proliferation and osteocalcin production of human Glass osteoblastic cells. *Journal of biomedical materials research*, 36(2), 137-144.
- Lipski M, Tomaszewska IM, Lipska W, Lis GJ, Tomaszewski KA. (2013). The mandible and its foramen: anatomy, anthropology, embryology and resulting clinical implications. *Folia Morphologica*, 72(4), 285-292.
- Lipton JS. (1982). Oral Surgery in Ancient Egypt as Reflected in the Edwins Smith Papyrus. *Bulletin of the History of Dentistry Batavia, NY*, 30(2), 108-114.
- Logan DL. (2016). *A first course in the finite element method*. Cengage Learning.
- Lovald ST, Khraishi T, Wagner J, Baack B. (2009). Mechanical design optimization of bioabsorbable fixation devices for bone fractures. *Journal of Craniofacial Surgery*, 20(2), 389-398.
- Luhr HG. (1982). Compression plate osteosynthesis through the Luhr system. *Oral and maxillofacial traumatology*, 1.

- Ma R, Tang T. (2014). Current strategies to improve the bioactivity of PEEK. *International journal of molecular sciences*, 15(4), 5426-5445.
- Martola M, Lindqvist C, Hänninen H, Al-Sukhun J. (2007). Fracture of titanium plates used for mandibular reconstruction following ablative tumor surgery. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 80(2), 345-352.
- Mathog RH, Toma V, Clayman L, Wolf S. (2000). Nonunion of the mandible: an analysis of contributing factors. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 58(7), 746-752.
- Matthew I, Frame JW. (1998). Allergic responses to titanium. *Journal of oral and maxillofacial surgery: official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*, 56(12), 1466-1467.
- Maurer P, Holweg S, Schubert J. (1999). Finite-element-analysis of different screw-diameters in the sagittal split osteotomy of the mandible. *Journal of cranio-maxillofacial surgery*, 27(6), 365-372.
- Maurer P, Holweg S, Knoll WD, Schubert J. (2002). Study by finite element method of the mechanical stress of selected biodegradable osteosynthesis screws in sagittal ramus osteotomy. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 40(1), 76-83.
- Menicucci G, Mossolov A, Mozzati M, Lorenzetti M, Preti G. (2002). Tooth–implant connection: some biomechanical aspects based on finite element analyses. *Clinical oral implants research*, 13(3), 334-341.
- Meriç G, Erkmen E, Kurt A, Eser A, Ozden A. (2012). Biomechanical comparison of two different collar structured implants supporting 3-unit fixed partial denture: a 3-D FEM study. *Acta Odontologica Scandinavica*, 70(1), 61-71.
- Michelet FX, Deymes J, Dessus B. (1973). Osteosynthesis with miniaturized screwed plates in maxillo-facial surgery. *Journal of maxillofacial surgery*, 1, 79-84.
- Miloro M, Ghali G, Larsen P, Waite P. (2004). *Peterson's Principles of Oral And Maxillofacial Surgery*. Canada: BC Decker Ins.

- Mohammed SD, Desai H. (2014). Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: An overview. *Oral Hyg Health*, 2(156), 2332-0702.
- Moratal D. (2010). Finite element analysis. [E-Book]. BoD–Books on Demand.
- Mugino H, Takagi S, Oya R, Nakamura S, Ikemura K. (2005). Miniplate osteosynthesis of fractures of the edentulous mandible. *Clinical oral investigations*, 9(4), 266-270.
- Mukerji R, Mukerji G, McGurk M. (2006). Mandibular fractures: Historical perspective. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 44(3), 222-228.
- Murakami K, Sugiura T, Yamamoto K, Kawakami M, Kang YB, Tsutsumi S, ve ark. (2011). Biomechanical analysis of the strength of the mandible after marginal resection. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 69(6), 1798-1806.
- Murr AH. (2005). Mandibular angle fractures and noncompression plating techniques. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*, 131(2), 166-168.
- Nagasao T, Kobayashi M, Tsuchiya Y, Kaneko T, Nakajima T. (2002). Finite element analysis of the stresses around endosseous implants in various reconstructed mandibular models. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 30(3), 170-177.
- Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. (2016). Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *Journal of prosthodontic research*, 60(1), 12-19.
- Niederdelmann H, Akuamo-Boateng E, Uhlig G. (1981). Lag-screw osteosynthesis: a new procedure for treating fractures of the mandibular angle. *J. Oral Surg*, 39(12), 938-940.
- Noiset O, Schneider Y-J, Marchand-Brynaert J. (1999). Fibronectin adsorption or/and covalent grafting on chemically modified PEEK film surfaces. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, 10(6), 657-677.
- Noiset O, Schneider Y-J, Marchand-Brynaert J. (2000). Adhesion and growth of CaCo2 cells on surface-modified PEEK substrata. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, 11(7), 767-786.
- Norton NS. (2012). Netter's Head and Neck Anatomy for Dentistry [E-Book]. Philadelphia, PA: Elsevier/Saunders.

- Ozkaya O, Turgut G, Kayali MU, Ugurlu K, Kuran I, Bas L. (2009). A retrospective study on the epidemiology and treatment of maxillofacial fractures. *Ulus Travma Acil Cerrahi Derg*, 15(3), 262-266.
- Park B, Jung BT, Kim WH, Lee JH, Kim B, Lee JH. (2020). The Stability of Hydroxyapatite/Poly-L-Lactide Fixation for Unilateral Angle Fracture of the Mandible Assessed Using a Finite Element Analysis Model. *Materials*, 13(1), 228.
- Paulsen F, Waschke J. (2013). Atlas of human anatomy. Elsevier, Urban & Fischer
- Paza AO, Abuabara A, Passeri LA. (2008). Analysis of 115 mandibular angle fractures. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 66(1), 73-76.
- Peltoniemi HH, Ahovuo J, Tulamo RM (1997). Biodegradable and titanium plating in experimental craniotomies: A radiographic follow-up study. *The Journal of craniofacial surgery*, 8(6), 446-51.
- Pensler JM. (1997). Role of resorbable plates and screws in craniofacial surgery. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 8(2), 129-34.
- Perren SM. (1979). Physical and biological aspects of fracture healing with special reference to internal fixation. *Clinical orthopaedics and related research*, 138, 175-196.
- Philips RW. (1991). Skinner's science of dental materials. Philadelphia: Saunders.
- Quereshy FA, Goldstein JA, Goldberg JS, Beg Z. (2000). The efficacy of bioresorbable fixation in the repair of mandibular fractures: an animal study. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 58(11), 1263-1269.
- Rae T. (1986). The biological response to titanium and titanium-aluminium-vanadium alloy particles. I. Tissue culture studies. *Biomaterials*, 7(1), 30-36.
- Rahmitasari F, Ishida Y, Kurahashi K, Matsuda T, Watanabe M, Ichikawa T. (2017). PEEK with reinforced materials and modifications for dental implant applications. *Dentistry journal*, 5(4), 35.
- Ramakrishna S, Mayer J, Wintermantel E, Leong KW. (2001). Biomedical applications of polymer-composite materials: a review. *Composites science and technology*, 61(9), 1189-1224.

- Rashid A, Eyeson J, Haider D, van Gijn D, Fan K. (2013). Incidence and patterns of mandibular fractures during a 5-year period in a London teaching hospital. *British journal of oral and maxillofacial surgery*, 51(8), 794-798.
- Rasse M, Moser D, Zahl C, Gerlach KL, Eckelt U, Loukota R. (2007). Resorbable poly (D, L) lactide plates and screws for osteosynthesis of condylar neck fractures in sheep. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 45(1), 35-40.
- Rivard CH, Rhalmi S, Coillard C. (2002). In vivo biocompatibility testing of peek polymer for a spinal implant system: a study in rabbits. *Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 62(4), 488-498.
- Roed-Petersen B. (1974). Absorbable synthetic suture material for internal fixation of fractures of the mandible. *International journal of oral surgery*, 3(3), 133-136.
- Rowe NL. (1971). The history of the treatment of maxillo-facial trauma. *Annals of the Royal College of Surgeons of England*, 49(5), 329.
- Roy P, Sailaja RRN. (2015). Mechanical, thermal and bio-compatibility studies of PAEK-hydroxyapatite nanocomposites. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 49, 1-11.
- Rozema FR, Levendag PC, Bos RRM, Boering G, Pennings AJ. (1990). Influence of resorbable poly (L-lactide) bone plates and screws on the dose distributions of radiotherapy beams. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 19(6), 374-376.
- Safdar N, Meechan JG. (1995). Relationship between fractures of the mandibular angle and the presence and state of eruption of the lower third molar. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 79(6), 680-684.
- Saito DM, Murr AH. (2008). Internal fixation of mandibular angle fractures with the Champy technique. *Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 19(2), 123-7.
- Sakr K, Farag IA, Zeitoun IM. (2006). Review of 509 mandibular fractures treated at the University Hospital, Alexandria, Egypt. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, 44(2), 107-111.

- Sampaio M, Buciumeanu M, Henriques B, Silva FS, Souza JCM, Gomes JR. (2016). Comparison between PEEK and Ti6Al4V concerning micro-scale abrasion wear on dental applications. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 60, 212-219.
- Sarot JR, Contar CMM, Da Cruz ACC, de Souza Magini R. (2010). Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 21(7), 2079-2085.
- Schierle HP, Schmelzeisen R., Rahn B, Pytlik C. (1997). One-or two-plate fixation of mandibular angle fractures? *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 25(3), 162-168.
- Schliemann B, Hartensuer R, Koch T, Theisen C, Raschke MJ, Kösters C, ve ark. (2015). 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. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 24(8), 1282-1288.
- Schliemann B, Seifert R, Theisen C, Gehweiler D, Wähnert D, Schulze M, ve ark. (2017). PEEK versus titanium locking plates for proximal humerus fracture fixation: a comparative biomechanical study in two-and three-part fractures. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 137(1), 63-71.
- Schubert W, Kobienia BJ, Pollock RA. (1997). Cross-sectional area of the mandible. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 55(7), 689-692.
- Schwitalla A, Muller WD. (2013). PEEK dental implants: a review of the literature. *Journal of Oral Implantology*, 39(6), 743-749.
- Schwitalla AD, Spintig T, Kallage I, Müller WD. (2015). Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dental Materials*, 31(11), 1377-1384.
- Sicilia A, Cuesta S, Coma G, Arregui I, Guisasola C, Ruiz E, ve ark. (2008). Titanium allergy in dental implant patients: a clinical study on 1500 consecutive patients. *Clinical oral implants research*, 19(8), 823-835.
- Siegert R, Weerda H. (1990). Immobilization of fractures of the facial skeleton: past and present. *Facial plastic surgery*, 7(3), 137-51.

- Simsek B, Erkmen E, Yilmaz D, Eser A. (2006). Effects of different inter-implant distances on the stress distribution around endosseous implants in posterior mandible: a 3D finite element analysis. *Medical engineering & physics*, 28(3), 199-213.
- Simsek S, Simsek B, Abubaker AO, Laskin DM. (2007). A comparative study of mandibular fractures in the United States and Turkey. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 36(5), 395-397.
- Singh RK, Pal US, Agrawal A, Singh G. (2011). Single miniplate osteosynthesis in angle fracture. *National journal of maxillofacial surgery*, 2(1), 47.
- Sobieraj MC, Kurtz SM, Rimnac CM. (2009). Notch sensitivity of PEEK in monotonic tension. *Biomaterials*, 30(33), 6485-6494.
- Spiessl B. (1976). Dynamic compression implant--principles, technic and results. *Schweizerische Monatsschrift für Zahnheilkunde= Revue mensuelle suisse d'odonto-stomatologie*, 86(9), 964-974.
- Spiessl B. (1989). Perspectives of maxillary surgery in Switzerland. *Helvetica chirurgica acta*, 55(6), 953-958.
- Stacey DH, Doyle JF, Mount DL, Snyder MC, Gutowski KA. (2006). Management of mandible fractures. *Plastic and reconstructive surgery*, 117(3), 48e-60e.
- Stadelmann VA, Terrier A, Pioletti DP. (2008). Microstimulation at the bone– implant interface upregulates osteoclast activation pathways. *Bone*, 42(2), 358-364.
- Stanford CM, Brand RA. (1999). Toward an understanding of implant occlusion and strain adaptive bone modeling and remodeling. *The Journal of prosthetic dentistry*, 81(5), 553-561.
- Stawarczyk B, Ender A, Trottmann A, Özcan M, Fischer J, Hämmerle CH. (2012). Load-bearing capacity of CAD/CAM milled polymeric three-unit fixed dental prostheses: effect of aging regimens. *Clinical oral investigations*, 16(6), 1669-1677.
- Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, ve ark. (2013). Polyetheretherketone—a suitable material for fixed dental prostheses?. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 101(7), 1209-1216.

- Stawarczyk B, Silla M, Roos M, Eichberger M, Lümke mann N. (2017). Bonding behaviour of polyetherketoneketone to methylmethacrylate-and dimethacrylate-based polymers. *J Adhes Dent*, 19(4), 331-338.
- Su MZ, Chang HH, Chiang YC, Cheng JH, Fuh LJ, Wang CY, ve ark. (2013). Modeling viscoelastic behavior of periodontal ligament with nonlinear finite element analysis. *Journal of Dental Sciences*, 8(2), 121-128.
- Sun J, Jiao T, Tie Y, Wang D. (2008). Three-dimensional finite element analysis of the application of attachment for obturator framework in unilateral maxillary defect. *Journal of oral rehabilitation*, 35(9), 695-699.
- Sugiura T, Horiuchi K, Sugimura M, Tsutsumi S. (2000). Evaluation of threshold stress for bone resorption around screws based on in vivo strain measurement of miniplate. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 1(2), 165-170.
- Sugiura T, Yamamoto K, Murakami K, Kawakami M, Kang YB, Tsutsumi S, ve ark. (2009). Biomechanical analysis of miniplate osteosynthesis for fractures of the atrophic mandible. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 67(11), 2397-2403.
- Suuronen, R. (1991). Comparison of absorbable self-reinforced poly-L-lactide screws and metallic screws in the fixation of mandibular condyle osteotomies: an experimental study in sheep. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 49(9), 989-995.
- Suzuki T, Kawamura H, Kasahara T, Nagasaka H. (2004). Resorbable poly-L-lactide plates and screws for the treatment of mandibular condylar process fractures: a clinical and radiologic follow-up study. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 62(8), 919-924.
- Tams J, Van Loon JP, Otten B, Bos RRM. (2001). A computer study of biodegradable plates for internal fixation of mandibular angle fractures. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 59(4), 404-407.
- Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. (2012). Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dental materials*, 28(3), 273-278.
- Tetelman ED, Babbush CA. (2008). A new transitional abutment for immediate aesthetics and function. *Implant dentistry*, 17(1), 51-58.

- Tevepaugh DB, Dodson TB. (1995). Are mandibular third molars a risk factor for angle fractures?: A retrospective cohort study. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 53(6), 646-649.
- Tominaga K, Habu M, Khanal A, Mimori Y, Yoshioka I, Fukuda J. (2006). Biomechanical evaluation of different types of rigid internal fixation techniques for subcondylar fractures. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 64(10),1510-6.
- Trivedi S. (2014). Finite element analysis: A boon to dentistry. *Journal of oral biology and craniofacial research*, 4(3), 200-203.
- Türker M, Yücetaş Ş. (2004). Ağız, Diş, Çene Hastalıkları ve Cerrahisi. Ankara: Özyurt Matbaacılık.
- Vajgel A, Camargo IB, Willmersdorf RB, de Melo TM, Laureano Filho JR, de Holanda Vasconcellos RJ. (2013). Comparative finite element analysis of the biomechanical stability of 2.0 fixation plates in atrophic mandibular fractures. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 71(2), 335-342.
- Van Zyl PP, Grundling NL, Jooste CH, Terblanche E. (1995). Three-dimensional finite element model of a human mandible incorporating six osseointegrated implants for stress analysis of mandibular cantilever prostheses. *The International journal of oral & maxillofacial implants*, 10(1), 51-57.
- Vert M, Christel P, Chabot F, Leray J. (1984). Bioresorbable plastic materials for bone surgery. *Macromolecular materials*. CRC Press Boca Raton, FL. 119-142.
- Vineeth K, Lalitha RM, Prasad K, Ranganath K, Shwetha V, Singh J. (2013). “A comparative evaluation between single noncompression titanium miniplate and three dimensional titanium miniplate in treatment of mandibular angle fracture”—a randomized prospective study. *Journal of Cranio-MaxilloFacial Surgery*, 41(2), 103-109.
- Wang H, Chen MS, Tang W, Tian WD. (2006). [Biomechanical study of rigid internal fixation for mandibular angle fracture]. *Hua xi kou qiang yi xue za zhi= Huaxi kouqiang yixue zazhi= West China journal of stomatology*, 24(5), 393-396.

- Wang H, Xu M, Zhang W, Kwok DT, Jiang J, Wu Z, ve ark. (2010). Mechanical and biological characteristics of diamond-like carbon coated poly aryl-ether-etherketone. *Biomaterials*, 31(32), 8181-8187.
- Wagner WF, Neal DC, Alpert B. (1979). Morbidity associated with extraoral open reduction of mandibular fractures. *Journal of Oral Surgery (American Dental Association: 1965)*, 37(2), 97-100.
- Wagner A, Krach W, Schicho K, Undt G, Ploder O, Ewers R. (2002). 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 Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology*, 94(6), 678-686.
- Waser-Althaus J, Salamon A, Waser M, Padeste C, Kreutzer M, Pieleš U, ve ark. (2014). Differentiation of human mesenchymal stem cells on plasma-treated polyetheretherketone. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 25(2), 515-525.
- Weinstein AM, Klawitter JJ, Anand SC, Schuessler R. (1976). Stress analysis of porous rooted dental implants. *Journal of dental research*, 55(5), 772-777.
- Wittenberg JM, Wittenberg RH, Hipp JA. (1991). Biomechanical properties of resorbable poly-L-lactide plates and screws: a comparison with traditional systems. *Journal of oral and maxillofacial surgery*, 49(5), 512-516.
- Wittenberg JM, Mukherjee DP, Smith BR, Kruse RN. (1997) Biomechanical evaluation of new fixation devices for mandibular angle fractures. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 26(1), 68-73.
- Wolf L, Kazimi MS, Todreas NE. (2003). Introduction to Structural Mechanics. *Massachusetts Institute of Technology*, 23, 2003.
- Wolujewicz MA. (1980). Fractures of the mandible involving the impacted third molar tooth: an analysis of 47 cases. *British Journal of Oral Surgery*, 18(2), 125-131.
- Wong KL, Wong CT, Liu WC, Pan HB, Fong MK, Lam WM, ve ark. (2009). Mechanical properties and in vitro response of strontium-containing hydroxyapatite/polyetheretherketone composites. *Biomaterials*, 30(23-24), 3810-3817.

- Wong R, Tideman H, Kin L, Merckx M. (2010). Biomechanics of mandibular reconstruction: a review. *International journal of oral and maxillofacial surgery*, 39(4), 313-319.
- Wu X, Liu X, Wei J, Ma J, Deng F, Wei S. (2012). Nano-TiO₂/PEEK bioactive composite as a bone substitute material: in vitro and in vivo studies. *International journal of nanomedicine*, 7, 1215.
- Yi Z, Jian-Guo Z, Guang-Yan Y, Ling L, Fu-Yun Z, Guo-Cheng Z. (1999). Reconstruction plates to bridge mandibular defects: a clinical and experimental investigation in biomechanical aspects. *International Journal of Oral & Maxillofacial Surgery*, 28(6), 445-450.
- Zhao Y, Wong HM, Wang W, Li P, Xu Z, Chong EY, et al. (2013). Cytocompatibility, osseointegration, and bioactivity of three-dimensional porous and nanostructured network on polyetheretherketone. *Biomaterials*, 34(37), 9264-9277.
- Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. (2016). The use of a modified poly-ether-etherketone (PEEK) as an alternative framework material for removable dental prostheses. A clinical report. *Journal of Prosthodontics*, 25(7), 580-584.
- Zok FW, Miserez A. (2007). Property maps for abrasion resistance of materials. *Acta materialia*, 55(18), 6365-6371.

8. ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Tolunay Avcı

Yabancı Dili : İngilizce

Öğrenim Durumu : Yüksek Lisans

Derece	Bölüm/ Program	Üniversite	Yıl
Y. Lisans	Diş Hekimliği	Ankara Üniversitesi	2010-2015

İş Deneyimi:

Görev	Görev Yeri	Yıl
Araştırma Görevlisi	Ordu Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı	2017-