



T.C.

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

**ATROFİK MANDİBULA KIRIKLARINDA TİTANYUM PLAKLAR VE
KARBONFİBER DESTEKLİ POLİMER PLAKLARIN STRES
DAĞILIMLARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Dt. Nurettin DİKER

Ankara, 2017



T.C.

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ

DİŞ HEKİMLİĞİ FAKÜLTESİ

Ağız, Diş ve Çene Cerrahisi Anabilim Dalı

**ATROFİK MANDİBULA KIRIKLARINDA TİTANYUM PLAKLAR VE
KARBONFİBER DESTEKLİ POLİMER PLAKLARIN STRES
DAĞILIMLARININ SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE
DEĞERLENDİRİLMESİ**

UZMANLIK TEZİ

Dt. Nurettin DİKER

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Burak BAYRAM

Ankara, 2017

Bu uzmanlık tezi Başkent Üniversitesi Araştırma Fonu tarafından desteklenmiştir

(Proje No: D-DA15/08)

ÖZET

Atrofik Mandibula Kırıklarında Titanyum Plaklar ve Karbon Fiber Destekli Polimer Plakların Stres Dağılımlarının Sonlu Eleman Analizi ile Değerlendirilmesi

Bu çalışmanın amacı; sınıf III atrofik mandibula kırıklarında, farklı kalınlıklardaki titanyum ve karbon fiber destekli polietetereterketon(CFR-PEEK) plak uygulamalarının biyomekanik stabilitelerinin sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesidir.

Sınıf III atrofik mandibula modelleri oluşturularak sonlu elemanlar analizine aktarıldı. Sol mandibula ramusunda 1,0 mm kalınlığında kallus dokusu oluşturularak kırık simüle edildi. Farklı kalınlıklardaki (1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm, ve 2,5 mm) plaklar modellere uyumlandıktan sonra kırık hattının her iki tarafında üçer vida olacak şekilde fiksasyon simüle edildi. Keser ve molar bölgeden ısırma durumlarının simüle edilebilmesi için keser ve molar bölgelerde vertikal hareketlilik engellendi. Hareket kısıtlamalarını takiben modellere her kas için ayrı vektörel kuvvetler uygulanarak yükleme koşulları oluşturuldu. Titanyum ve CFR-PEEK materyal değerleri plak modellerine uygulanarak analizler yapıldı.

En yüksek Von Mises stres değerleri 1,0 mm kalınlığındaki plaklarda görülürken plak kalınlığının 2,5 mm ye artışıyla stres değerlerinin düştüğü gözlenmiştir. Plak ve vidalarda oluşan Von Mises stresleri CFR-PEEK materyalden simüle edilen plakların kullanıldığı modellerde daha düşük bulunmuştur. Kortikal kemikteki en yüksek sıkışma gerilimleri kırığın proksimalindeki vida etrafında gözlenmiş ve bu gerilimler bazı bölgelerde fizyolojik limitlerin üzerine çıkmıştır. Vidalar etrafındaki sıkışma gerilimleri CFR-PEEK plakların kullanıldığı modellerde daha düşük bulunmuştur. Diğer taraftan hem molar hem keser bölgeden ısırma koşullarında kemik segmentlerindeki yer değiştirme CFR-PEEK plakların kullanıldığı modellerde titanyum plakların kullanıldığı modellere göre daha fazla olmuştur.

Kortikal kemiğe benzer Young Modülleriyle CFR-PEEK materyaller, sonlu elemanlar analizinin sınırları dahilinde, atrofik mandibula kırıklarının fiksasyonunda kullanılabilir gözükmemektedir. CFR-PEEK materyallerin ortopedik cerrahide güncel olarak kullanılsa da bu materyallerin çene-yüz bölgesindeki kullanımı için konuyla ilgili daha kapsamlı çalışmaların yapılması gerekmektedir.

Anahtar Kelimeler: Titanyum, Karbon fiber, Kırık fiksasyonu, Sonlu elemanlar analizi, Mandibula rekonstrüksiyonu

ABSTRACT

Evaluation of Titanium Plates and Carbon Fibre Reinforced Polymer Plates in Atrophic Mandibular Fracture: A Finite Element Analysis

The objective of the present study was to conduct a computational assessment of the biomechanical stability of fixation plates with different thickness, made of titanium alloy and carbon-fiber reinforced polyetheretherketone (CFR-PEEK) in Class III atrophic mandibular fractures.

Class III atrophic mandibular models were constructed with three dimensional finite element models. After simulation of fracture on the left ramus of mandible, plates with different thickness (1.0, 1.5, 2.0 and 2.5 mm) were adapted to models and three locking screw on each side of fracture were used for fixation. For simulation of incisal and molar clenching tasks, vertical displacement of models were restricted in incisal and molar regions. Load was applied to all models via simulation of force vectors for each muscle. Titanium and CFR-PEEK material properties were applied to all plate models respectively.

Highest Von Mises stress values were observed for the 1.0 mm plate and values decrease gradually with plate thickness to the 2.5 mm plate. Von Mises stress values of screws and plates were lower in models of CFR-PEEK plates. In buccal cortical bone around the screw that proximal to fracture, physiological limit of compressive stress exceeded in some areas. Compressive stresses around screws were lower in models of CFR-PEEK plates. On the other hand, during both incisal and molar clenching tasks CFR-PEEK plates allow more displacement between bone segments compared with titanium plates.

With their young modulus similarity with cortical bone, CFR-PEEK materials seems to be suitable for atrophic mandibular fixation with in the limits of finite element analysis. In spite of current usage of CFR-PEEK materials in the field of orthopaedic surgery, usage of CFR-PEEK materials in the maxillofacial region need further investigation.

Key Words: Titanium, Carbon fiber, Fracture fixation, Finite element analysis, Mandibular Reconstruction

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	iii
ABSTRACT	iv
İÇİNDEKİLER.....	v
KISALTMALAR VE SİMGELER.....	vii
ŞEKİLLER	viii
TABLolar	xii
1 GİRİŞ.....	1
2 GENEL BİLGİLER	3
2.1 Mandibula Kırıkları	3
2.1.1 Mandibula Kırıklarının Etiyolojisi	3
2.1.2 Mandibula Kırıklarının Sınıflandırılması.....	3
2.1.3 Mandibula Kırıklarında Tanı.....	5
2.1.4 Mandibula Kırıklarının Tedavisi	7
2.2 Atrofik Mandibula Kırıkları	14
2.2.1 Yaşlılık ve Yaşlanan Popülasyonun Etkileri	14
2.2.2 Yaşlanmayla Birlikte İskelet Sisteminde ve Mandibulada Görülen Değişiklikler	15
2.2.3 Atrofik Mandibula Kırıklarında Tedavi Yaklaşımları	17
2.3 Fiksasyon Aygıtlarında Kullanılan Materyaller	21
2.3.1 Kobalt Bazlı Alaşımlar	21
2.3.2 Paslanmaz Çelik Alaşımlar	21
2.3.3 Titanyum Alaşımları	22
2.3.4 Polimerler ve Kompozit Materyaller.....	23
2.4 PEEK Materyaller.....	26
2.4.1 Karışım ve Kompozit PEEK Materyaller.....	26
2.4.2 PEEK Kompozitlerin Materyal Özellikleri	30
2.4.3 PEEK Materyallerin Klinik Uygulamaları	32
2.5 Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)	34
2.5.1 Sonlu Elemanlar Analizinde Temel Mekanik Kavramlar	36
2.5.2 Sonlu Elemanlar Analizinde Stres Analiz Yöntemi	38
2.5.3 Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Aşamaları	40

3	GEREÇ VE YÖNTEM	42
4	BULGULAR	55
4.1	Plaklar Üzerinde Oluşan Von Misses Stres Değerleri	55
4.1.1	Molar Bölgeden Yüklenen Modellerdeki Plakların Von Misses Stress Değerleri	55
4.1.2	Keser Bölgeden Yüklenen Modellerdeki Plakların Von Misses Stress Değerleri	57
4.2	Vidalar Üzerinde Oluşan Von Misses Stres Değerleri	59
4.2.1	Molar Bölgeden Yüklenen Modellerdeki Vidaların Von Misses Stress Değerleri	60
4.2.2	Keser Bölgeden Yüklenen Modellerdeki Vidaların Von Misses Stress Değerleri	62
4.3	Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilim Değerleri	64
4.3.1	Molar Bölgeden Yüklenen Modellerdeki Maksimum ve Minimum Asal Gerilimi Değerleri	64
4.3.2	Keser Bölgeden Yüklenen Modellerdeki Maksimum ve Minimum Asal Gerilimi Değerleri	67
4.4	Kırık Segmentler Arasındaki Yer Değiştirme Miktarları	70
4.4.1	Molar Bölgeden Yüklenen Modellerdeki Yer Değiştirme Miktarları	71
4.4.2	Keser Bölgeden Yüklenen Modellerdeki Yer Değiştirme Miktarları	73
5	TARTIŞMA	75
6	SONUÇLAR	87
7	KAYNAKLAR.....	88

KISALTMALAR VE SİMGELER

AO/ASIF	: Association for Osteosynthesis/Association for the Study of Internal Fixation
Ark.	: Arkadaşları
BT	: Bilgisayarlı tomografi
CFR-PEEK	: Carbon fiber reinforced-Polyetheretherketone
CoCrMo	: Kobalt-Kromium-Molibden
GPa	: Gigapaskal
ISO	: International Organization for Standardization
İMF	: İntermaksiller Fiksasyon
MPa	: Megapascal
MRG	: Manyetik rezonans görüntüleme
SEA	: Sonlu elemanlar analizi
UHMWPE	: Ultra high molecular weight polyethylene

ŞEKİLLER

Şekil 2.1: Uygun olan ve uygun olmayan mandibula kırıkları	5
Şekil 2.2: Kondil boynu kırığının panoramik ve bilgisayarlı tomografi görünümü.....	7
Şekil 2.3: Telle stabilizasyon yöntemi	8
Şekil 2.4: Ivy loop tekniği	8
Şekil 2.5: Arch bar ile İMF	9
Şekil 2.6: Risdon wire tekniği	9
Şekil 2.7: IMF vida uygulaması	10
Şekil 2.8: İdeal osseosentez çizgileri.....	13
Şekil 2.9: Luhr'un atrofik mandibula sınıflaması	18
Şekil 2.10: Gunning splint uygulaması	19
Şekil 2.11: Bilateral atrofik mandibula kırığına submandibular yaklaşım ve rekonstrüksiyon plağıyla fiksasyonu.....	20
Şekil 2.12: Metal implant materyalleri ve karbon fiber içerikli kompozit implant materyallerinin elastik modülüs değerleri	29
Şekil 2.13: Fiksasyon sistemlerinde kullanılan metalik materyaller, karbon fiberlerle kombine edilen kompozit materyaller ve kortikal kemiğin gerilme dayanımları.	30
Şekil 2.14: Omurgaya yerleştirilmiş CFR-PEEK, titanyum ve paslanmaz çelik vidaların MR görüntüleri ve metal vidalar etrafındaki radyolüsent gölgelenmeler.	31
Şekil 2.15: Devam karbon fiberlerle desteklenmiş PEEK materyalden elde edilen kalça protezi ve farklı fiksasyon plakları.....	34
Şekil 2.16: Analiz sırasında kullanılan nokta sayısının arttırılmasıyla daha hassas sonuçların elde edilmesi(82)	39
Şekil 3.1: Üç boyutlu Sınıf I atrofik mandibula modeli	44
Şekil 3.2: Kortikal kemik kalınlığının tomografi yardımıyla tespiti,	44
Şekil 3.3: Offset yöntemiyle elde edilen süngerimsi kemik dokusu	44
Şekil 3.4: Üç boyutlu plak modellemeleri sırasında kullanılan broşür bilgileri.....	45
Şekil 3.5: 1,0 milimetre kalınlığındaki mini plak ve vidaların üç boyutlu modeli	46
Şekil 3.6: 1,5 milimetre kalınlığındaki mini plak ve vidaların üç boyutlu modeli	46
Şekil 3.7: 2,0 milimetre kalınlığındaki mini plak ve vidaların üç boyutlu modeli	46
Şekil 3.8: 2,5 milimetre kalınlığındaki rekonstrüksiyon plağı ve vidaların üç boyutlu modeli	47

Şekil 3.9: 1,0 milimetre kalınlığındaki mini plağın mandibula modeline uyumlanması	47
Şekil 3.10: 1,5 milimetre kalınlığındaki mini plağın mandibula modeline uyumlanması ..	48
Şekil 3.11: 2,0 milimetre kalınlığındaki mini plağın mandibula modeline uyumlanması ..	48
Şekil 3.12: 2,5 milimetre kalınlığındaki mini plağın mandibula modeline uyumlanması ..	48
Şekil 3.13: Farklı kaslarının oluşturduğu kuvvet vektörleri ve hareket kısıtlamaları	54
Şekil 3.14: Farklı kaslarının oluşturduğu kuvvet vektörleri ve hareket kısıtlamaları	54
Şekil 4.1: Molar bölgeden yükleme koşulunda plakların ortasında oluşan Von Misses stres değerleri.....	56
Şekil 4.2: 1,0 mm kalınlığındaki titanyum mini plakta oluşan Von Misses stres dağılımı.....	56
Şekil 4.3: 1,0 mm kalınlığındaki CFR-PEEK mini plakta oluşan Von Misses stres dağılımı	56
Şekil 4.4: 2,5 mm kalınlığındaki titanyum rekonstrüksiyon plağında oluşan Von Misses stres dağılımı.....	57
Şekil 4.5: 2,5 mm kalınlığındaki CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağında oluşan Von Misses stres dağılımı	57
Şekil 4.6: Keser bölgeden yükleme koşulunda plakların ortasında oluşan Von Misses stres değerleri.....	58
Şekil 4.7: 1,5 mm kalınlığındaki titanyum mini plakta oluşan Von Misses stres dağılımı.....	58
Şekil 4.8: 1,5 mm kalınlığındaki CFR-PEEK mini plakta oluşan Von Misses stres dağılımı	59
Şekil 4.9: 2,5 mm kalınlığındaki titanyum rekonstrüksiyon plağında oluşan Von Misses stres dağılımı.....	59
Şekil 4.10: 2,5 mm kalınlığındaki CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağında oluşan Von Misses stres dağılımı	59
Şekil 4.11: Molar bölgeden yükleme koşulunda 1,0 mm kalınlığındaki titanyum mini plak modelindeki vidalarda oluşan Von Misses stres değerleri	61
Şekil 4.12: Molar bölgeden yükleme koşulunda 1,0 mm kalınlığındaki CFR-PEEK mini plak modelindeki vidalarda oluşan Von Misses stres değerleri	61
Şekil 4.13: Molar bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki titanyum rekonstrüksiyon plağı modelindeki vidalarda oluşan Von Misses stres değerleri	61
Şekil 4.14: Molar bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağı modelindeki vidalarda oluşan Von Misses stres değerleri	62

Şekil 4.15: Keser bölgeden yükleme koşulunda 1,0 mm kalınlığındaki titanyum mini plak modelindeki vidalarda oluşan Von Misses stres değerleri	63
Şekil 4.16: Keser bölgeden yükleme koşulunda 1,0 mm kalınlığındaki CFR-PEEK mini plak modelindeki vidalarda oluşan Von Misses stres değerleri	63
Şekil 4.17: Keser bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki titanyum rekonstrüksiyon plağı modelindeki vidalarda oluşan Von Misses stres değerleri	63
Şekil 4.18: Keser bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağı modelindeki vidalarda oluşan Von Misses stres değerleri	64
Şekil 4.19: Molar bölgeden yükleme koşulunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilimler	65
Şekil 4.20: Molar bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki titanyum rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan maksimum asal gerilimler	65
Şekil 4.21: Molar bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan maksimum asal gerilimler	65
Şekil 4.22: Molar bölgeden yükleme koşulunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilimler	66
Şekil 4.23: Molar bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki titanyum rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan minimum asal gerilimler	66
Şekil 4.24: Molar bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan minimum asal gerilimler	67
Şekil 4.25: Keser bölgeden yükleme koşulunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilimler	68
Şekil 4.26: Keser bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki titanyum rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan maksimum asal gerilimler	68
Şekil 4.27: Keser bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan maksimum asal gerilimler	68
Şekil 4.28: Keser bölgeden yükleme koşulunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilimler	69
Şekil 4.29: Keser bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki titanyum rekonstrüksiyon dplağı kullanılan modelde oluşan minimum asal gerilimler	70
Şekil 4.30: Keser bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan minimum asal gerilimler	70
Şekil 4.31: Molar bölgeden yükleme koşulunda 1,0 mm kalınlığında titanyum mini plak kullanılan modelde oluşan kırık segmentler arasındaki yer değiştirme miktarı.....	71

Şekil 4.32: Molar bölgeden yükleme koşulunda 1,0 mm kalınlığında CFR-PEEK mini plak kullanılan modelde oluşan kırık segmentler arasındaki yer değiştirme miktarı.....	72
Şekil 4.33: Molar bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığında titanyum rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan kırık segmentler arasındaki yer değiştirme miktarı.....	72
Şekil 4.34: Molar bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığında CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan kırık segmentler arasındaki yer değiştirme miktarı	72
Şekil 4.35: Keser bölgeden yükleme koşulunda 1,0 mm kalınlığında titanyum mini plak kullanılan modelde oluşan kırık segmentler arasındaki yer değiştirme miktarı.....	73
Şekil 4.36: Keser bölgeden yükleme koşulunda 1,0 mm kalınlığında CFR-PEEK mini plak kullanılan modelde oluşan kırık segmentler arasındaki yer değiştirme miktarı.....	74
Şekil 4.37: Keser bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığında titanyum rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan kırık segmentler arasındaki yer değiştirme miktarı.....	74
Şekil 4.38: Keser bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığında CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan kırık segmentler arasındaki yer değiştirme miktarı	74

TABLÖLAR

Tablo 1: Modellerde simüle edilen ortotropik ve izotropik materyallerin mekanik özellikleri	51
Tablo 2: Farklı bölgelerden ısıırma koşullarında çalışan ve dengeleyen taraftaki kas kuvvetleri ve vektörleri.....	53
Tablo 3: Molar bölgeden yükleme koşulunda plaklarda oluşan Von Misses stres değerleri ..	55
Tablo 4: Keser bölgeden yükleme koşulunda plakların ortasında oluşan Von Misses stres değerleri.....	58
Tablo 5: Molar bölgeden yükleme koşulunda farklı plak modellerinin analizleri sonucunda vidalarda oluşan ortalama Von Misses stresleri ve vidalar arası stres dağılım skorları.....	60
Tablo 6: Keser bölgeden yükleme koşulunda farklı plak modellerinin analizleri sonucunda vidalarda oluşan ortalama Von Misses stresleri ve vidalar arası stres dağılım skorları.....	62
Tablo 7: Molar bölgeden yükleme koşulunda kırık segmentler arasında oluşan yer değıştirme miktarı	71
Tablo 8: Keser bölgeden yükleme koşulunda kırık segmentler arasında oluşan yer değıştirme miktarı	73

1 GİRİŞ

Atrofik mandibula kırıkları; yaşlı hasta popülasyonunun kırığa eşlik eden sistemik hastalıkları, atrofi süreciyle beraber azalan kemik hacmindeki fiksasyon zorlukları ve mandibulanın yapısal değişiklikleri sonucu oluşan beslenme kapasitesindeki değişimler nedeniyle tedavi sürecinde sıkıntılar yaşanabilen ve komplikasyonların sık görüldüğü klinik bir durumdur.

Tarihten günümüze atrofik mandibula kırıkları için birçok tedavi şekli önerilmiştir. Daha önceleri kapalı redüksiyon tekniklerinin uygulanması tercih edilmiş ve atrofik mandibulalarda intermaksiller fiksasyon (İMF) sağlanması amacıyla gunning splintlerin kullanılması önerilmiştir. Uzun yıllar kullanılmış olmasına rağmen gunning splintler ile yapılan tedavilerin yaşlı hastalar tarafından tolere edilmesinin zor olması, güncel medikal gelişmeler sayesinde çoğu sistemik hastalıkta genel anestezi uygulamalarının yapılabilmesi ve başarılı internal fiksasyon aygıtlarının kullanımının yaygınlaşmasıyla beraber atrofik mandibula kırıklarının tedavisinde açık redüksiyon ile internal fiksasyon uygulamaları popüler hale gelmiştir.

Association for Osteosynthesis/Association for the Study of Internal Fixation (AO/ASIF) tarafından önerilen internal rijit fiksasyon prensibiyle, çiğneme kuvvetleri plak sistemleri tarafından karşılanmakta ve kemik segmentlerdeki hareketlilik tamamen engellenmeye çalışılmaktadır. Rijit fiksasyonla beraber kemiğe gelen fizyolojik kuvvetlerin ortadan kalkması sonucunda kemik iyileşmesinin azaldığı ve iyileşme sonrasında porozitesi yüksek, dayanıklılığı düşük bir kemik yapı olduğu yapılan çalışmalarla gösterilmiştir. Kırık iyileşmesi süreciyle alakalı bu yeni bilgiler, iyileşme sırasında ve sonrasında fizyolojik kuvvetlerin kemiğe aktarılmasına müsaade eden, iyileşmeyi olumsuz etkilemeyecek şekilde segmentler arası hareketliliği sınırlandırabilen ve yeterli dayanıklılığa sahip fiksasyon sistemlerinin gerekliliğini ortaya koymuştur.

Titanyumdan elde edilen plak sistemleri, çene ve yüzü ilgilendiren birçok cerrahi işlemde yaygın olarak kullanılmaktadır. Yerini aldıkları alaşımlardan elde edilen plak sistemlerinin birçok dezavantajı, titanyum plakların kullanımıyla ortadan kalkmış olsa da esnekliklerinin kemikten çok daha az olması iyileşme dokusunda fizyolojik kuvvetlerin oluşmasını engellemektedir. Dokuya gelen fizyolojik kuvvetlerin azalmasıyla iyileşme süreci sonunda daha poröz ve kırılğan bir kemik meydana gelmektedir. Kemik ve plak

materyali arasındaki mekanik farklılıklar sonucunda oluşabilecek diğer komplikasyonlar ise vidalar etrafında oluşan streslerden kaynaklı vida kayıpları ve plaklarda oluşan yüksek stresler sonucu yorgunluğa bağlı plak kırıklarıdır. Vidalar etrafında oluşan streslerin neden olabileceği vida kayıpları ve plaklarda oluşan yüksek streslerin yorgunluğa bağlı plak kırıklarına neden olabilmesi kemik ve plak materyali arasındaki mekanik farklılıklar sonucunda oluşabilecek diğer komplikasyonlardır.

Son yirmi yılda biyomedikal materyaller üzerine yapılan araştırma geliştirme çalışmaları sonucunda karbon fiberler polimer yapıdaki kompozit materyallerle kombine edilerek kullanılmaya başlanmıştır. Bu teknolojinin yardımıyla, istenilen mekanik özelliklerde materyaller elde edilebilmektedir. Fiksasyon materyalleri ile kemik arasındaki mekanik farklılıklar sonucu oluşan komplikasyonları aşmak amacıyla kortikal kemik elastisitesine yakın özelliklerde kısa karbon fiber parçalarla desteklenmiş polimerler geliştirilmiştir. Bu polimerlerin ortopedik implant materyallerinde yaygın kullanımı olsa da çene-yüz bölgesindeki uygulamalar için üretimi henüz yapılmamakta ve literatürde konuyla ilgili sınırlı bilgi bulunmaktadır.

Bu çalışmanın amacı; atrofik mandibula kırıklarında, farklı kalınlıklardaki karbon fiberlerle desteklenmiş polimer plaklar ile titanyum plakların biyomekanik performanslarının sonlu elemanlar analizi yardımıyla, karşılaştırmalı olarak değerlendirilmesidir.

2 GENEL BİLGİLER

2.1 Mandibula Kırıkları

2.1.1 Mandibula Kırıklarının Etiyolojisi

Mandibula kırıklarının ana nedenleri; motorlu taşıt kazaları, kişiler arası şiddet olayları, düşmeler ve spor kaynaklı yaralanmalar şeklinde sıralanabilir. Makinelerin kullanımının yaygın olduğu endüstriyellemiş ve gelişmiş ülkelere elde edilen veriler, kapsamlı tedaviler gerektiren çoklu mandibula kırıklarına eşlik eden ciddi fasiyal kırıklar ve ilişkili diğer organ yaralanmalarının yaygınlığını göstermektedir(1). İş kazaları, silahlı yaralanmalar ve patolojik durumlar da mandibuler kırıklara neden olan faktörler olarak sıralanabilir. Literatürde mandibuler kırıkların yaklaşık olarak %75'inden fazlasının motorlu taşıt kazaları ve kişiler arası şiddet olaylarından kaynaklandığını, %7'sinin iş kazaları, %7'sinin düşme, %4'ünün ise spor kaynaklı yaralanmalar sonucu oluştuğunu göstermektedir(2).

Türkiye'de meydana gelen mandibula kırıklarının etiyolojileri konusunda en kapsamlı çalışmada 753 hasta retrospektif olarak değerlendirilmiştir(3). Hastaların %81,7'sini erkekler, %18,3'ünü kadınların oluşturduğu, yaş ortalamalarının 36,2 olduğu ve mandibular kırıkların en çok 17-30 yaş aralığında olduğu rapor edilmiştir. %54,3 ile motorlu taşıt kazaları birincil etiyojik faktör olarak belirtilmiştir. Kırıklardan en çok etkilenen bölge bütün yaş grupları ve cinsiyetlerde parasimfizken, 50 yaş altında bunu sırasıyla kondil ve gövde kırıkları, 50 yaş üstünde ise gövde ve kondil kırıkları takip etmektedir. Türkiye'de ve Amerika'da rapor edilen mandibula kırıklarının karşılaştırıldığı bir çalışmada; Amerika'da en sık angulus kırıklarına (%27,6), Türkiye'de ise gövde kırıklarına (%28,1) rastlanmıştır(4). Etiyojik olarak incelendiğinde Amerika'da fiili saldırılar birincil etiyojik faktörken (%53,7) Türkiye'de motorlu taşıt kazaları birincil faktördür (%36,2). Bu sonuçlar ülkelerdeki yasal düzenlemelerin farklılıklarına, sosyoekonomik ve kültürel farklılıklara bağlanabilir.

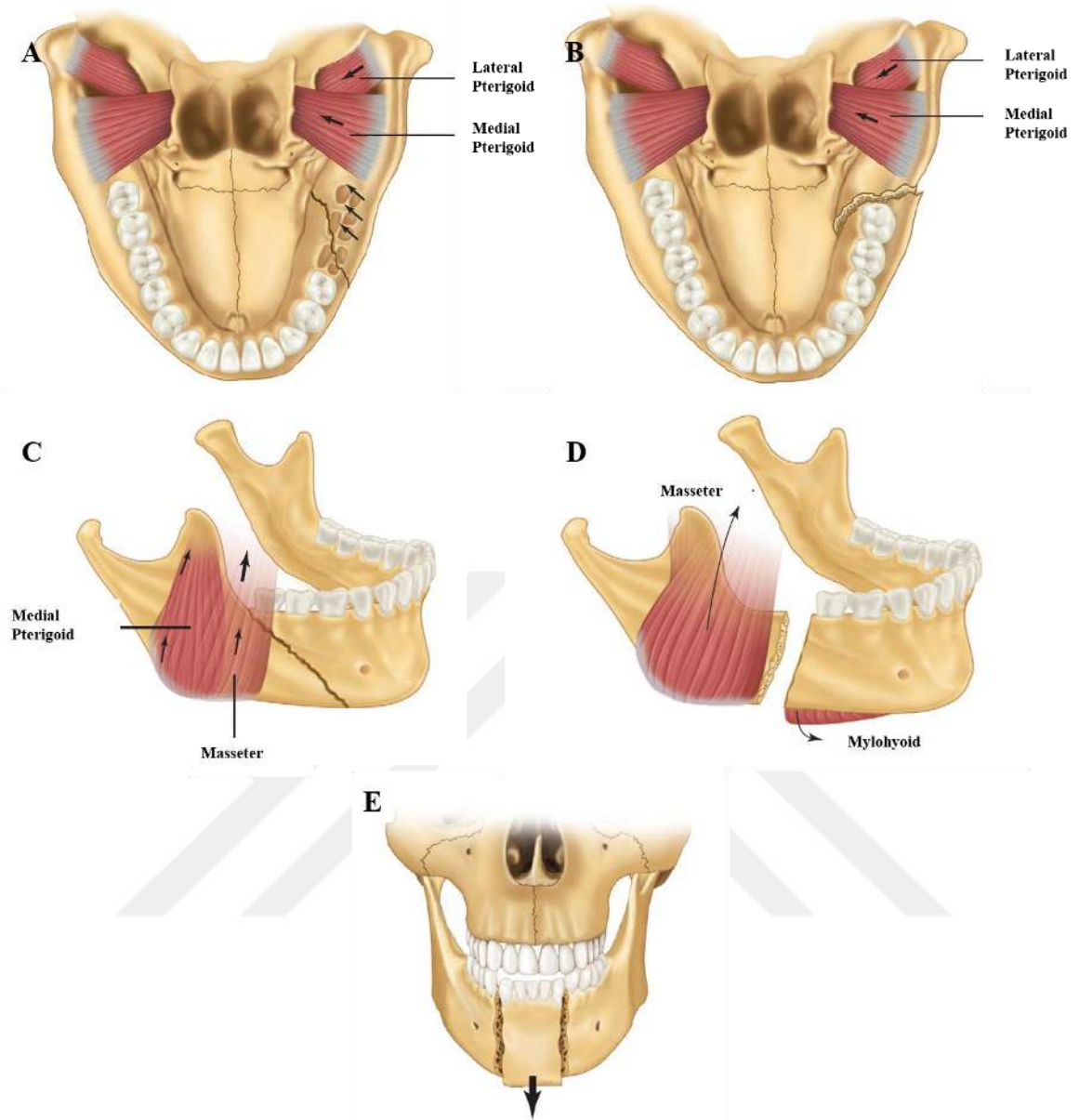
2.1.2 Mandibula Kırıklarının Sınıflandırılması

Kruger ve Schilli daha önce Kruger'in basit, kompozit ve çok parçalı olarak sınıflandırdığı kırık tiplerini göz önünde bulundurarak mandibular kırıkları dört kategori altında toplamışlardır(5).

1- Dış ortama açıklığına göre

- a. Basit veya kapalı
 - b. Kompond veya açık
- 2- Kırık tipine göre
- a. Tamamlanmamış
 - b. Yeşil ağaç
 - c. Tamamlanmış
 - d. Parçalı
- 3- Splint kullanımı için yeterli dentisyon varlığı
- a. Yeterli dentisyona sahip çene
 - b. Dişsiz veya yetersiz dentisyonlu çene
 - c. Süt dişlenme dönemi veya karışık dişlenme dönemi
- 4- Lokalizasyonuna göre
- a. Kaninler arasındaki simfiz bölgesi
 - b. Kanin bölgesindeki kırık
 - c. Mandibular gövdeyi içeren kırıklar
 - d. Angulus bölgesi kırıkları
 - e. Ramus bölgesi kırıkları
 - f. Koronoid çıkıntı kırıkları
 - g. Kondiler çıkıntı kırıkları

Angulus ve gövde kırıklarına kırık hattının doğrultusu ve kas kuvvetlerinin kırık segmentlere etkisi baz alınarak farklı bir sınıflandırma yapılmaktadır. Angulus kırıkları; vertikal olarak uygun olan veya uygun olmayan, horizontal olarak uygun olan veya uygun olmayan olarak sınıflandırılabilir. Vertikal ve horizontal uygun olmayan angulus kırıklarında ramusa yapışan kaslar, proksimal segmenti yukarı ve mediale deplase ederler (Şekil 2.1.B, 2.1.D). Bunun tersine aynı kaslar uygun olan kırık durumunda segmentleri birbirine yaklaştırarak horizontal ve vertikal hareketi önlerler (Şekil 2.1.A, 2.1.C). Mandibula gövdesinde oluşan kırıklarda mylohyoid kasın aşağı çekişi, diğer kasların yukarı çekiş kuvvetlerinin etkisini ortadan kaldırıcı etki gösterir. Kanin dişleri bölgesindeki bilateral kırıklarda ise digastrik, geniohyoid ve genioglossus kaslarının etkisiyle mandibula simfizi posterior ve inferiora deplase olur (Şekil 2.1.E).



Şekil 2.1: Uygun olan ve uygun olmayan mandibula kırıkları(2)

2.1.3 Mandibula Kırıklarında Tanı

Eksiksiz bir hasta öyküsü doğru tanı için elzemdir. Hastanın genel sağlık bilgileri; mevcut sistemik kemik hastalığı, metastaz oluşturabilecek neoplazi, artrit ve bağlantılı kollajen doku hastalıkları, beslenme ve metabolik hastalıklar ve endokrin hastalıklar gibi kırığa neden olabilecek veya kırıkla direkt ilişkili durumları ortaya çıkarabilir. Bunlara ek olarak hasta öyküsü, tedavinin tipini belirlemede etkili olabilecek ciddi psikiyatrik veya medikal sorunları da öğrenmemizi sağlar.

Travma sırasında çeneye etkiyen kuvvetin tipi ve doğrultusu tanı için oldukça önemlidir. Motorlu taşıt kazaları sonucu oluşan kırıklar fiili saldırılar sonucu oluşan kırıklardan farklıdır. Çeneye gelen kuvvetin büyüklüğünden ötürü otomobil veya

motosiklet kazası geçiren hastalarda daha sıklıkla parçalı ve açık kırıklar gözlenirken, bir cisim veya yumruk darbesiyle oluşan kırıklar genellikle kapalıdır ve tek kırık hattı gözlenir. Kırığa neden olan cisim de kırığın tipi ve sayısını etkiler. Geniş ve künt bir cismin darbesi sonucu oluşan kuvvetin etkisi çenede yayılım göstererek birçok kırığa neden olurken; küçük, sınırları belirgin bir cisim kuvvetin küçük bir bölgede birikmesine neden olarak parçalı, tek bir kırığın oluşmasına neden olabilir(2).

Kuvvetin doğrultusu hakkında bilgi sahibi olmak eşlik eden indirekt kırıkların tanısında cerraha yardımcı olur. Çene ucuna önden gelen bir darbe bilateral kondil kırığına neden olabilirken, parasimfize açılı gelen bir darbe kontralateral tarafta angulus veya kondil kırığına neden olabilir. Dişlerini kapalı pozisyonda tutarken darbe alan hastada bazal kemik kırıklarından çok dişsel hasarlar veya alveolar kret kırıklarının gözlenmesi beklenebilir.

Tanıda hasta öyküsünden sonraki aşama klinik ve radyolojik muayenedir ve klinik muayene sırasında aşağıdaki maddeler değerlendirilir:

- Oklüzyon değişiklikleri
- Alt dudakta anestezi, parestezi veya dizestezi
- Anormal mandibula hareketleri
- Yüz şeklindeki ve mandibular ark formundaki değişiklikler
- Laserasyon, hematoma ve ekimozlar
- Eksik dişler ve palpasyonda krepitasyon

Radyografik muayenede ise, hastanın öyküsü ve klinik muayenesi sonrasında ileri diagnostik değerlendirme amacıyla radyografiler kullanılır. Hastaların öyküsü, klinik muayene bulguları ve farklı radyografik tekniklerin özellikleri gibi bilgiler yorumlanarak hastaya uygun radyografik tekniğe karar verilmesi gerekmektedir(6). İlk radyografi olarak panoramik radyografinin tercih edilmesi, sonrasında ise postero-anterior grafi veya reverse Towne grafileriyle mandibular kondillerin de değerlendirilmesi en mantıklı seçenek gibi gözükmektedir. Buna ek olarak, bilgisayarlı tomografiler (BT) özellikle yüksek enerjili, parçalı kırıkların üç boyutlu olarak değerlendirilebilmesini sağlarlar. Günümüz çene ve yüz cerrahisi pratiğinde mandibular kırıkların değerlendirilmesinde her hastadan panoramik radyografi alınması ve bunların BT görüntüleriyle desteklenmesi(Şekil 2.2), BT kullanımının mümkün olmadığı durumlarda reverse Towne grafisinin alınması en çok

tercih edilen yoldur. Genel olarak BT görüntüleri bütün fasiyal travma vakalarında rutin olarak alınarak baş-boyun hasarının büyüklüğü kapsamlı olarak değerlendirilmektedir(7).



Şekil 2.2: Kondil boynu kırığının panoramik ve bilgisayarlı tomografi görünümü

2.1.4 Mandibula Kırıklarının Tedavisi

2.1.4.1 Kapalı Redüksiyon

Kapalı Redüksiyon Endikasyonları

- Deplasman göstermeyen, uygun kırıklar
- Çok parçalı kırıklar
- Ciddi yumuşak doku kaybı nedeniyle açıkta kalan kırıklar
- Dişlenme dönemindeki çocukların mandibula kırıkları
- Koronoid çıkıntı kırıkları
- Kondil kırıkları

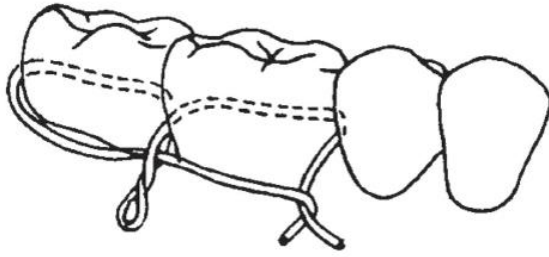
Kapalı Redüksiyon Yöntemleri

Bridle Wire: Mandibular kırıkların redüksiyonunda tellerin kullanımını ilk kez Hipokrat savunmuştur. Hipokrat'ın tanımladığı teknik kırığa komşu dişlerin etrafından bir telin geçirilmesini kapsar ve bu teknik halen cerrahideki yerini korumaktadır. Mandibular kırığa komşu dişlerin etrafına yerleştirilen bir tel, hareketli mandibular segmentleri stabilize eder (Şekil 2.3). Bu sayede daha fazla yumuşak doku hasarı oluşmasını engeller, havayolu açıklığının korunmasını sağlar, kırık segmentlerin birbirine teması sonucu oluşacak ağrıyı engeller ve segmentlerin hareketi nedeniyle oluşacak kas kramplarını önler.



Şekil 2.3: Telle stabilizasyon yöntemi(8)

Ivy Loop: Ivy loop tekniği ile kolay ve çabuk İMF elde edilir. Tekniğin temeli, 24 gauge tel kullanılarak dişler sabitlendikten sonra telin uçlarının, telin ortasında oluşturulmuş bir ilmiğin içerisinden geçirilerek segmentlerin sabitlenmesi üzerine kuruludur (Şekil 2.4). Maksillomandibular fiksasyon ise farklı metotlarla elde edilebilir. Daha küçük ölçekli bir tel, ilmiğin içinden geçirilerek sıkılabilir. Bu teknikle yeterli fiksasyon elde edebilmek için ilmiğin birbiri üzerine gelmeyecek kadar kısa olması gerekir.



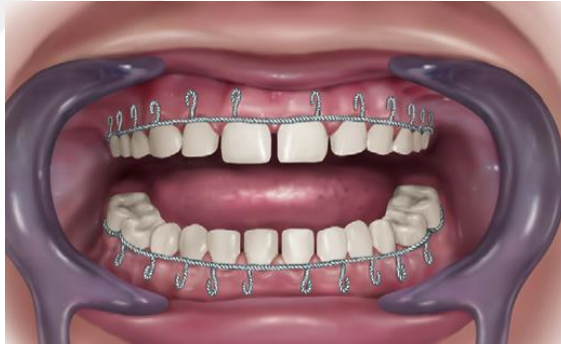
Şekil 2.4: Ivy loop tekniği(7)

Arch Bar: İMF elde etmek amacıyla kullanılabilecek birçok arch bar çeşidi vardır. Hastanın mevcut dişlenmesi ve dişlerin çenedeki stabiliteleri nedeniyle arch bar yerleştirmesi zor bir işleme dönüşebilir. Sirkumdental bağlamalar için 24 gauge tel, maksillomandibular fiksasyon sağlayacak dikdörtgen bağlamalar içinse 26 gauge tel kullanılması tavsiye edilir. Sirkumdental bağlamaların önden arkaya doğru, önce gevşek şekilde yerleştirilip daha sonra sıkılması tavsiye edilir. Arch barların diş arası boşluklara adaptasyonu diş-bar kontağını arttırarak, barın gevşemesini engeller. Dikdörtgen tellerin yerleştirilmesiyle İMF elde edilir. İnterdental tellerin tamamen sıkılmasından önce hedeflenen, uygun oklüzyonun elde edilmesidir (Şekil 2.5).



Şekil 2.5:Arch bar ile İMF (8)

Risdon Wire: Süt dişlenme veya karışık dişlenme dönemindeki hastaların tedavisinde risdon wire tekniği daha avantajlıdır. Dişlerin anatomisi nedeniyle arch barlar güvenli bir İMF sağlamazlar. Tek bir telin kullanıldığı veya iki telin orta hatta birleştirildiği iki risdon wire metodu vardır. Temelde dişin distal ve mezialinden bukkal tarafa çıkan tel uçlarının bükülerek tel haline getirilmesi ve birbirine bağlanarak ark boyunca ilerlemesi sağlanır. Sirkumdental bağlamaların uçları kıvrılarak elde edilen uçlar, İMF lastikleri için kullanılırlar (Şekil 2.6).

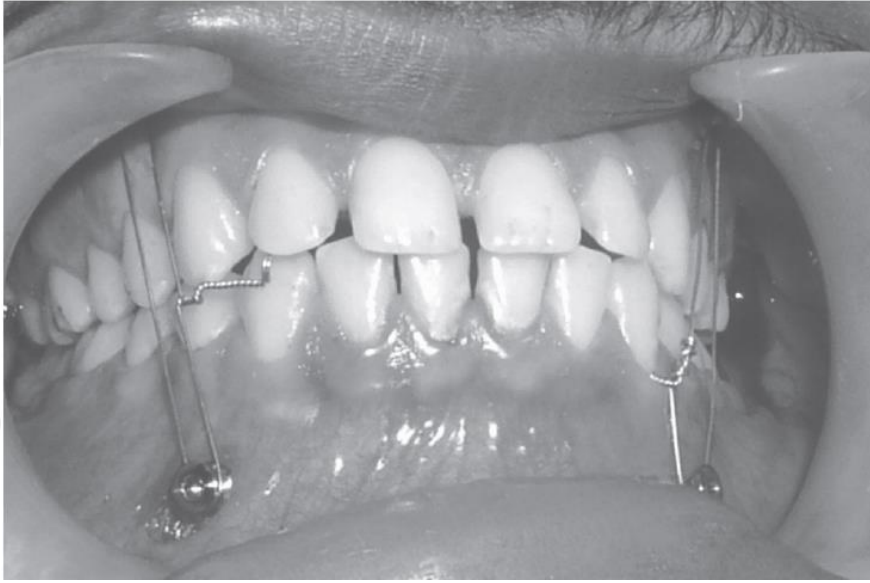


Şekil 2.6:Risdon wire tekniği(2)

İMF vidaları: Arch bar uygulamaları, bunların sabitlenmesi amacıyla dişler arası bölgeye tellerin uygulanması sırasında yanlışlıkla uygulayıcının cildi delinebilmekte ve viral hepatit ve insan bağışıklık yetmezlik virüsü (HIV) bulaşı ihtimali artmaktadır(9). İlk kez Karlis ve Glickman(10) tarafından tanımlanan mandibula kırıkları için kortikal vida kullanımının; uygulama kolaylığı, operasyon süresinin azaltılması, hastalık geçiş riskinin azaltılması ve servikal dişetin hasar görmesine neden olmaması gibi avantajları vardır. İMF vidalarının ve arch barın karşılaştırıldığı randomize klinik çalışma sonucunda İMF vidalarıyla kapalı redüksiyon uygulanan hastalarda oral hijyenin daha kolay sağlandığı, operasyon süresinin kısaldığı ve daha az komplikasyon gözlemlendiği ifade edilmiştir(11).

Ancak İMF vidalarında tedavinin beşinci altıncı haftalarında vidalarda gevşemeler olabileceğinden uzun dönem İMF yapılması planlanan hastalarda arch bar tercih edilebilir(12).

Hasta kooperasyonunun olduğu vakalarda işlem lokal anestezi altında yapılabilir. Kanin dişlerinin mezialindeki mukozaya 8-12 mm uzunluğunda, self taping vidalar transmukozal olarak uygulanır. İatrojenik hasarların önlenmesi için mental sinirin ve kök uçlarının lokalizasyonuna dikkat edilmelidir. 24 gauge teller kullanılarak İMF elde edilir. İMF vidalarının dezavantajı, gerilim bandı etkisi oluşturmaması ve internal fiksasyon plaklarının uygulanmasını engelleyebilmesidir.



Şekil 2.7: IMF vida uygulaması

2.1.4.2 Açık Redüksiyon

Açık Redüksiyon Endikasyonları(2)

Deplase, Uygun Olmayan, Angulus Kırıkları: Proksimal segmentin superiora veya mediale deplasman yaptığı, intraosseöz teller, vidalar ve plaklar olmadan redükte edilemeyecek kırıklarda açık redüksiyon endikedir.

Deplase, Uygun Olmayan, Gövde ve Parasimfiz Bölgesi Kırıkları: Kapalı redüksiyonla tedavi edilen parasimfiz kırıkları alt sınırından açılma eğilimindeyken segmentin üst kısmı mediale rotasyon yapar. Mandibula gövde kırıklarında proksimal segmentin mediale rotasyonu durumunda açık redüksiyon endikedir. Eğer bu kısıtlılık

düzeltilmezse çiğneme yetersizlikleri ve periodontal dokularda patolojik değişiklikler gözlenir.

Yüz Kemiklerinin Çoklu Kırıkları: Yüz kemiklerinde çoklu kırıklarla beraber gözlenen mandibula kırıklarında, mandibular segmentlerin açık redüksiyonu ile yüz kemiklerinin rekonstrüksiyonu için stabil bir rehber elde edilmelidir.

Orta Yüz Kırıkları ve Deplase Bilateral Kondil Kırıkları: Orta yüz kırıkları ve deplase bilateral kondil kırıklarında, bir kondil açık redüksiyonla tedavi edilerek yüzün vertikal boyutu korunmalıdır.

Kırık Segmentlerinde Ciddi Deplasman Gösteren Dişsiz Mandibula Kırıkları: Özellikle oklüzyonu tekrar sağlamanın temel amaç olmadığı, atrofik olmayan dişsiz mandibulalar için açık redüksiyon uygundur.

Gecikmiş Tedavi veya Deplase Kırık Fragmanları Arasında Bağ Doku Oluşumu: Mandibula kırıkları olan hastalarda kafa travması veya diğer medikal sorunlar nedeniyle kırık tedavisi gecikebilir ve zamanla kırık parçalar arasına bağ doku ilerleyebilir. Bu durumdaki kırıkların tedavisinde skar dokusu uzaklaştırılmalı ve tedavi olarak açık redüksiyon teknikleri uygulanmalıdır.

Malünyon: Tedavi sonuçlarının yetersiz olduğu durumlarda farklı osteotomilerin yapılabilmesi için açık redüksiyon yöntemlerinin uygulanması gereklidir.

İMF Uygulamasının Kontrendike Olduğu Sistemik Durumların Varlığı: Kontrol edilemeyen psikiyatrik ve nörolojik problemi olan, solunum fonksiyonları yetersiz, yeme ve sindirim bozukluğu olan hastalarda mandibulanın fonksiyonel hareketleri hasta için hayati öneme sahip olabilir. Bu hastaların açık redüksiyon ile tedavi edilmesi önem kazanmaktadır.

Açık Redüksiyon Yöntemleri

Bugün mandibula kırıklarının birçoğu açık redüksiyon ve internal fiksasyon ile tedavi edilmektedir. Cerrahi tedavi sürecinde redüksiyon, stabilizasyon ve fiksasyon prensipleri sırasıyla uygulanmalıdır. Mandibula kırıklarının çoğunda intraoral insizyonlardan faydalanılır. Bununla birlikte mandibula ramusunun parçalı kırıklarının, silahlı yaralanma sonucu oluşan kırıkların ve atrofik mandibula kırıklarının tedavisi ise genellikle transservikal ve transfasiyal insizyonların kullanımını gerektirir.

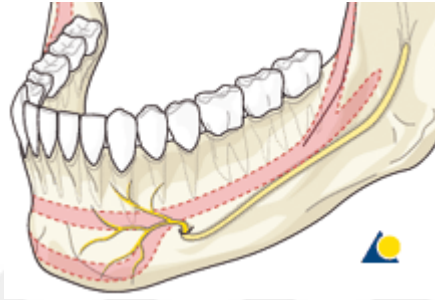
Rijit İnternal Fiksasyon Materyalleri(2)

Bir fiksasyon sistemi, rijit stabilite veya fonksiyonel stabiliteden birini sağlamaktadır. Rijit stabilite sağlayan sistemler kırık hattında hareketliliği neredeyse tamamen engellemektedir. Fonksiyonel stabilite ise kırık hattında hareketliliğe belirli ölçülerde müsaade eden fakat hareket sınırlarının iyileşmeyi etkilemeyecek düzeyde tutulduğu fiksasyon sistemleri ile sağlanır.

Modern internal fiksasyon aygıtları kuvvet dağıtma (load-sharing) veya kuvvet taşıma (load bearing) prensiplerinden biriyle çalışmaktadır. Kuvvet taşıyan fiksasyon sistemleri iyileşme sırasında fonksiyonel çiğneyici kuvvetlere yeterli direnç sağlar. Bu sayede kemik segmentlere ya hiç kuvvet aktarılmaz ya da sınırlı kuvvetlere maruz kalırlar. Tersine; kuvvet dağıtan fiksasyon sistemlerinde fonksiyonel kuvvetler, fiksasyon materyali ve kırığa komşu segmentler tarafından paylaşılır. Kuvvet taşıyan fiksasyon materyallerinin kullanılması; avülse veya bir kısmı yok olmuş segmentleri içeren kırıklarda, parçalı kırıklarda ve atrofik mandibula kırıklarında endikedir. Piyasada bulunan ve kuvvet taşıma özelliğine sahip plaklar genellikle 2.3-2.4 mm kilitli rekonstrüksiyon plaklarıdır. Kuvvet dağıtan fiksasyon sistemleri ise parçalı kırıkların veya kemik defektlerinin olmadığı ve kırık redüksiyonu sonrasında sağlam kortekslerinin karşılıklı getirilebildiği durumlarda endikedir ve 2.0 mm plak sistemleriyle sağlanır.

Mandibula kırıklarında kilitli plak sistemlerinin kullanılmasıyla daha rijit bir fiksasyonun elde edilebileceği, böylece İMF süresinin ve gerekliliğinin azalacağı ifade edilmiştir(13). Kilitli plak sistemleriyle tedavi edilen hastalarda çiğneme kuvvetlerinin normal değerlere dönüşü de, konvansiyonel plak sistemlerinin uygulandığı hastalardan daha hızlıdır(14).

AO/ASIF sayesinde popülerlik kazanan rijit fiksasyon fikrinin tersine Michelet ve Champy ideal osteosentez çizgilerini temel alan semi-rijit fiksasyonu desteklemişlerdir(15). Bu çizgiler sadece gerilim tipi kuvvetlerin kırık iyileşmesinde sorunlara neden olacağı temel alınarak belirlenmiştir (Şekil 2.8). Bu nedenle birinci küçük azının proksimalinde kalan kırıklar, gövdenin orta kısmına yerleştirilecek bir miniplakla (2.0 mm) stabilize edilebilirken, birinci küçük azının önündeki kırıklar birbirinden 4-5 mm uzaklıkta olan ve genellikle mental sinirin alt ve üstüne yerleştirilen iki adet plak yardımıyla stabilize edilmektedir.



Şekil 2.8: İdeal osseosentez çizgileri

Fonksiyonel stabil (semi-rijit) bir fiksasyonun, birçok kırıktaki başarılı iyileşme için gerekli olduğu anlaşılmıştır. Bu durumda oluşan mikron düzeyindeki hareketlilik kallus oluşumunu takiben sekonder kemik iyileşmesini sağlayarak, İMF ihtiyacını ortadan kaldırmıştır. Champy tarafından tanımlanan angulus kırıklarına tek miniplak uygulaması, semi-rijit fiksasyona örnek olarak verilebilir(16). Böylelikle fonksiyonel stabil fiksasyon da kemik iyileşmesini sağlayarak günümüz kırık tedavisi için gerekli olan öngörülebilir sonuçları sağlamaktadır.

Rekonstrüksiyon plakları gibi lag vidalar da rijit stabilizasyon sağlayan fiksasyon materyalleri olarak kabul edilir. Lag vidaların en sık kullanım yeri oblik kırıklardır. Lag vidaların alt yarısında yivler bulunurken, üst yarısı düzdür ve kemiğe vidalanamazlar. Bu özellikleri, iç kırık segmentin dış kırık segmente doğru basınçla yaklaştırılmasını sağlar. Bu fiksasyon yöntemi İMF gereksinimini ortadan kaldıracak kadar stabildir ve 2 ya da 3 adet vida yerleştirilmesi sayesinde rotasyonel hareketler de engellenir.

2.2 Atrofik Mandibula Kırıkları

2.2.1 Yaşlılık ve Yaşlanan Popülasyonun Etkileri

Yaşlanma; zamanla beraber yapı ve fonksiyonun giderek bozulduğu, geri döndürülemeyen veya durdurulamayan biyolojik bir süreçtir. Yaşlanmanın genetikle programlanan fakat çevresel etkenler tarafından modifiye edilebilen bir süreç olduğu kabul edilir. Kohn ise yaşlıyı, fizyolojik yapısını etkileyerek strese karşı cevap verme yeteneğini azaltacak hastalıkları olan kişi olarak tanımlar(17). Yaşlının bu durumu yaralanma ve travma sonucu artmış mortaliteyle sonuçlanır. İnsanın yaşlanması homeostatik dengesinin bozulmasına neden olan moleküler, hücresel ve fizyolojik değişikliklerle ilişkilidir. Bu dengenin bozulması hastalıkların ve neoplazilerin oluşması için zemin oluşturur. Bütün bu değişiklikler hücrelerin enerji üretme ve hayati biyokimyasal fonksiyonlarını sürdürme yeteneklerini etkiler.

Günümüz tıbbında, artan yaşlı nüfus nedeniyle, yaşlılara özel tedavi planlamaları büyük yer tutmaya başlamıştır. Bu durumu, gelişen sağlık teknolojileri ve tedavi yöntemleriyle beraber yaşamı tehdit eden hastalıkların erken tanısı ve engellenmesinin mümkün olması, egzersiz ve fitness alışkanlıklarının yaşlılar tarafından daha çok benimsenmeye başlaması ve bu nedenlerle ortalama yaşam süresinin uzamasına bağlayabiliriz. Ortalama yaşam süresi beklentisindeki artış tarihin hiçbir döneminde, 1960'dan günümüze kadarki artış kadar hızlı olmamıştır. 1980 yılında Amerika Birleşik Devletleri'ndeki insanların %30'u 45 yaşından, %21'i 50 yaşından ve %11'i 65 yaşından daha yaşlıydı. 2000 yılında 65 yaş üzeri grup; toplam nüfusun %12 si iken, 25 yıl içerisinde %20 oranlarına kadar çıkmıştır(18). Yapılan istatistikler sonucunda yaşam süresi beklentisinin de yıllar içerisinde arttığı görülmektedir. 1965'te 65 olan ortalama yaşam süresi, 1990'da 78 idi. 2001'de normal ağırlıkta ve sigara kullanmayan bir birey ise 85 yıl yaşama beklentisindeydi. Bu durumda günümüzde 65 yaşında bir birey 20 yıldan daha uzun, 80 yaşında bir birey ise 9,5 yıl daha yaşama beklentisinde olabilir(19).

Yaşla birlikte hastaların sistemik fonksiyonlarında da ciddi değişiklikler ortaya çıkar ve bu durum hastaların tedavilerinin planlamasında ve sürecinde önemli değişikliklere neden olur. Yaşlı hastaların akciğer fonksiyonları genç bir bireyinkinin yaklaşık yarısı kadardır. Kan akımı miktarı da %30 oranlarına azalmıştır. Bunların yanında kalp debisi %60, renal plazma akımı %50, glomerüler filtrasyon ise %60 kadardır. Damar elastikiyetindeki azalma sistolik kan basıncının artmasına neden olur. Yaşlı bir bireyin vital

kapasitesi genç bir hastaya göre %70 azalır ve parsiyel oksijen basıncı bunla ilintili olarak azalır. Dişlerdeki kayba bağlı olarak ortaya çıkan çiğneme yetersizlikleri hastanın vücut ağırlığı azalırken yağ oranının artmasına neden olur(20).

Yaşlılığın en tipik özelliklerinden biri kronik hastalıklar ve çoklu hastalık durumlarıdır. Yapın bir anket çalışmasının sonuçlarına göre yaşlı bireylerin %80'inin en az bir kronik hastalığı vardır. 65 yaş üstü bireylerin %50'si artrit, %42'si yüksek tansiyon hastasıdır ve %34'ünde farklı kalp hastalıkları, %40'ından fazlasında duyma problemleri bulunmaktadır. Bunlara ek olarak; diyabet sıklığında artış, otoimmün rahatsızlıklar, ortopedik rahatsızlıklar, duyuşal problemler ve dejeneratif hastalıklar yaşlılıkla beraber sık görülen durumlardır(21).

Travma, yaşlı nüfusun ölüm nedenleri arasında yedinci sıradadır ve travmayla hastaneye başvuruların %25'i yaşlı hastalardır. Yaşlılarda en sık karşılaşılan travma etkenleri düşme ve motorlu taşıt kazalarıdır. Ölümlerin çoğu ilk 24 saatte ve kafa travması nedeniyle gerçekleşir. Geç ölümler ise organ yetmezliğinin ciddiyeti ve daha önceden mevcut olan bir hastalık nedeniyle gerçekleşir. Ölümle sonuçlanmayan travmalar sonrasında yaşlı hastaların üçte biri, yaşamlarını bakıma muhtaç devam ettirirler. Artan yaş, hastaları yüksek risk kategorisine dahil eder ve büyük travmalara maruz kalan yaşlı hastalarda genç hastalara göre daha yüksek komplikasyon ve mortalite oranları gözlenir(22).

2.2.2 Yaşlanmayla Birlikte İskelet Sisteminde ve Mandibulada Görülen

Değişiklikler

İlerleyen yaş, kemik kütlesi ve dayanıklılığındaki azalmanın en büyük etkenidir. Bu nedenden ötürü kırıkların oranı yaşla artar, hatta 2025 yılında sadece Amerika Birleşik Devletleri'nde osteoporotik değişikliklere bağlı kırıkların yılda 3 milyona ulaşacağı tahmin edilmektedir(23). Yetişkin iskeleti yaşam boyunca, osteoklast ve osteoblast hücrelerinin koordineli aktivitesiyle yeniden şekillenir. Yaşlanmayla beraber osteoklastlar tarafından rezorbe edilen kemik osteoblastlar tarafından oluşturulan yeni kemikle restore edilemez ve bu dengesizlik kemik miktarında ve dayanıklılığında azalmaya neden olur. Kemik dayanıklılığının azalması; süngerimsi ve kortikal kemik yoğunluğundaki azalma, azalan kortikal kemik kalınlığı ve kortikal kemiğin porozitesindeki artış sonucu ortaya çıkar(24). Bu faktörler arasından öne çıkan, kortikal kemik dayanıklılığındaki azalmanın %76'sından sorumlu olan kortikal kemik porozitesindeki artıştır(25).

Yaşlı insan kemiğinde en sık karşılaşılan histolojik bulgu, kemik yenilenmesi sırasında osteoblast kümelerinin daha az çalışmaları nedeniyle oluşan kemik duvar kalınlığındaki azalmadır. Kemik yapımındaki bu eksikliğin öncelikli nedeni osteoblast sayısının yetersizliğidir(26). Yaşlanan iskeletteki yetersiz osteoblast sayısı azalan mezenkimal kök hücre sayısına, bu hücrelerin çoğalma ve farklılaşmalarındaki sorunlara veya bu hücre gruplarının yağ hücrelerine farklılaşmasına bağlanabilir.

Hayvanlar üzerinde yapılan farmakolojik ve genetik çalışmaların sonuçları, oksidatif stresin kemik üzerindeki zararlı etkilerinin varlığını kanıtlar niteliktedir. Bu sonuçlar yaşla beraber artan reaktif oksijen türlerinin osteoporozun patofizyolojik mekanizmasındaki yerini açıklamaktadır. Bunların yanında, otofajideki kısıtlayıcı etkilerin ortadan kalkması, telemorlerde kısalma, anormal protein katlanmaları yaşlanmanın ilave etkenleri olarak sıralanabilir. Ayrıca cinsiyet hormonlarındaki azalma, endojen glukokortikoidlerdeki artış, yüksek lipid oksidasyonu gibi ekstresek mekanizmalar da yaşlılarda görülen azalan kemik yapımıyla ilişkilidir(27). Aynı zamanda beslenme ve egzersiz gibi yaşam tarzı tercihlerinin önemi; beslenme eksikliği olan ve hareketsiz yaşam tarzı süren yaşlılardaki azalan kemik yoğunluğu ve artan kırık riskini birbiriyle ilişkilendiren yeni çalışmalarla anlaşılmıştır(28).

Dişler, üzerine gelen kuvvetleri sıkışma ve çekme kuvvetleri olarak etrafındaki kemiğe iletirler. Bu kuvvetler kemiğin içerisindeki düzensiz durapatit kristalleri üzerinde piezoelektrik etkiler oluşturur. Roberts ve ark. rezorpsiyon ve formasyon süreçlerinin dengeli bir şekilde devam etmesi için kemiğin %4'lük gerinime maruz kalması gerektiğini göstermişlerdir(29). Dişlerin kaybedilmesiyle ilgili bölgede oluşan uyarın yokluğu, trabeküllerde ve kemik yoğunluğunda azalmaya daha sonra da kemiğin önce genişliği sonra da yüksekliğinde hacimsel azalmaya neden olur(30). Diş kaybının birinci yılında kemik genişliği %25 azalır. Mandibulada kemik kaybı alveolar kemikle sınırlı değildir; %80'den fazla kemik kaybına neden olabilen ciddi rezorpsiyon, bazal kemiğin bazı kısımlarını da etkileyebilir. Tam dişsiz hastaların lateral sefalometrik filmlerinin incelendiği bir çalışmada kemik kaybının sürekli devam ettiği ve bu kaybın mandibulada dört kat daha fazla olduğu tespit edilmiştir(31).

Yaşlanmayla beraber mandibulanın damarlanmasında da değişiklikler gözlenir. Genç bireylerde mandibulanın dolaşımı merkezi kaynaklıdır, fakat yaşlanmayla beraber bu durum tersine dönebilir. Yaşlanmayla beraber gözlenen aterosklerotik değişikliklerden ve damar daralmalarından inferior alveolar arter de etkilenmektedir. Her yaştan bireyin dahil

edildiği anjiyografik çalışmada deneklerin %79'unda inferior alveolar arterde tıkanıklık olduğu, %33'ünde de kan akımının olmadığı gösterilmiştir. Yaşla beraber kan akımının azalması diş çekimleriyle ilişkili olabilir. Tam dişsiz bireylerde inferior alveolar arterin dejenerasyonu ile mandibulaya kan desteğinin azaldığı gösterilmiştir. Bu vakalarda kan desteği daha çok periosttan ve mandibula ile ilişkili yumuşak dokularda bulunan damarlardan sağlanmaktadır. Inferior alveolar arterdeki kan akımının azalması veya ortadan kalkması sonrasında mandibulanın dolaşımı; mental arter, sublingual arterin mandibular dalı, fasial arter ve maksiller arterin kaslara dağılan dalları tarafından sağlanır. Mukoperiosteal flepler nedeniyle bu arterlerin mandibular kemikle yaptığı anastomozların ortadan kaldırılması, mandibulanın kan akımını daha da azaltabilir(20).

2.2.3 Atrofik Mandibula Kırıklarında Tedavi Yaklaşımları

Geriatrik hastalarda tedavi planlaması; uzun ve invaziv cerrahi girişimler, İMF'nin oluşturacağı fonksiyonel kısıtlılıklar veya açık redüksiyon sonrası hastanın toparlanma süreci ve tedavinin psikolojik sonuçları gibi risk faktörlerinden etkilenmektedir. Cerrah tedavi sırasında azalmış yara iyileşmesi, dolaşım ve solunum fonksiyonlarındaki azalma gibi hastanın mevcut medikal sorunlarını değerlendirmelidir. İMF ile kapalı redüksiyon yaşlı hastaların solunum fonksiyonlarını zora sokabilir veya yeterli besin alımını kısıtlayabilir. Yaşlı hastalarda uygun şekilde redükte edilmeyen kırıklar sonucunda fibröz iyileşme, nanünyon ve uzun iyileşme süreleri gibi komplikasyonların görülme riski çok daha fazladır.

Çalışmaların yapıldığı ülkelere göre oranları değişmekle beraber atrofik mandibula kırıkları en sık düşme sonucunda oluşmaktadır(32–34). Düşmeden sonra en sık karşılaşılan etiyolojik faktörler sırasıyla fiili saldırılar ve motorlu taşıt kazalarıdır. Hastaların büyük kısmını erkekler oluşturur ve en sık kırık gözlenen bölge mandibula gövdesidir. Atrofik mandibulalarda bilateral kırık sıklığı, atrofik olmayan dişli mandibulalara oranla daha fazladır. Bilateral kırık vakalarında da en sık iki taraflı gövde kırığına rastlanır.

Luhr ve ark., 87 vakada uyguladıkları tedaviler ve sonuçlarını tartıştıkları çalışmalarında mandibulanın atrofi miktarını kalan kemik yüksekliğini baz alarak sınıflamışlardır(35). Bu sınıflama sayesinde atrofi miktarına göre farklı tedavi protokolleri düzenlenmesi ve çalışmalarda değerlendirilen farklı tedavi protokollerinin sağlıklı bir şekilde karşılaştırılabilmesi hedeflenmiştir. Bu sınıflamaya göre 16-20 mm arasında kemik yüksekliğine sahip mandibulalar Sınıf I, 15-11 mm arasında kemik yüksekliğine sahip

mandibulalar Sınıf II, 10 mm ve daha az kemik yüksekliği bulunan mandibulalar ise çok atrofik veya Sınıf III atrofik mandibulalar olarak sınıflandırılmıştır (Şekil 2.9).

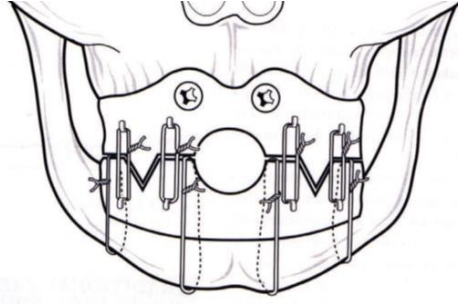


Şekil 2.9: Luhr'un atrofik mandibula sınıflaması(36)

Geriatrik hastalarda tedavi süreci için belirleyici olabilen bir etken de parsiyel veya total dişsizlik durumudur. Hastanın total ya da parsiyel protez kullanıyor olması ve bu protezlerin ağız içerisindeki uyumu tedavi seçimini etkiler. Kullanılacak redüksiyon tekniğinin başarılı olabilmesi için protezlerin uyumlu olması, astarlanması, protezin olmaması durumunda ölçü alınarak kaideler oluşturulması ve vertikal yüksekliğinin düzenlenmesi gerekmektedir.

Atrofik, dişsiz mandibula kırıkları geçmişten beri cerrahların çeşitli sorunlar yaşadığı bir tedavi protokolü olmuştur. Kas yapışıklıkları ciddi deplasmanlara neden olur, hastalar protezlerini kullanamazlar ve kırık sonucu oluşan ağrı ve çiğneme zorluğu hastaların hayat kalitesini önemli ölçüde etkiler. Bunun yanında sınırlı endosteal ve periosteal kan desteği nedeniyle iyileşme potansiyeli de azalır ve atrofik mandibulalardaki azalan yüzey alanı nedeniyle kuvvet dağıtan fiksasyon prensibini sağlamak mümkün olmaz.

Atrofik, dişsiz mandibula kırıklarının tedavisinde bugüne kadar birçok tedavi protokolü uygulanmıştır. İlk İMF fikri milattan önce 460'lı yıllarda Hipokrat tarafından ortaya atılmış fakat 1894'de gunning splint uygulaması öne sürülene kadar karşılık bulamamıştır. Uzun yıllar gunning splintlerin sirkummandibular tellerle bağlandığı tedavi protokolü standart tedavi olarak uygulanmıştır ve halen uygulanabilmektedir (Şekil 2.10). Maalesef bu tedavi öngörülebilir sonuçlar sağlamamış ve malünyon, nanünyon gibi komplikasyonlar yüksek oranda görülmüştür(36).



Şekil 2.10: Gunning splint uygulaması

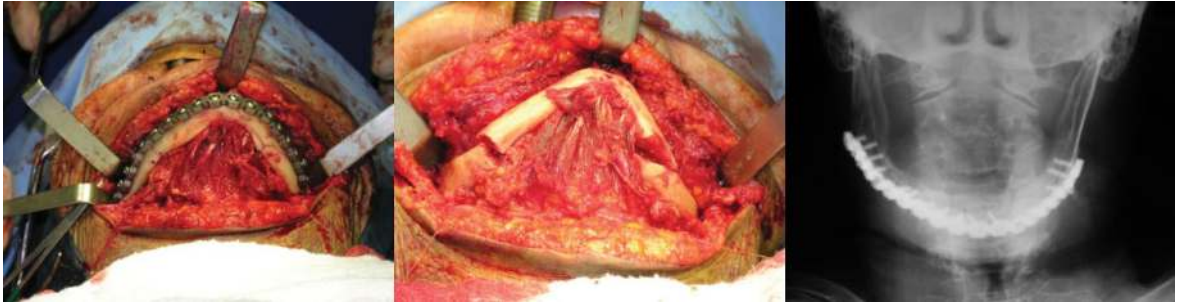
Atrofik mandibula kırıklarının bir tedavi şekli de iskeletsel pin fiksasyonu kullanılarak kapalı redüksiyonla tedavi edilmesidir(37). Joe Hall Morris bifazik redüksiyon aygıtında özel vidalar kullanmış, bu vidaları ufak insizyonlar içinden geçirerek kırığın her tarafında iki tane olacak şekilde mandibulaya sabitlemiştir. Eksternal pinler uygun pozisyona getirildikten sonra mandibula segmentleri redükte edilir ve pinlerin cilt dışında kalan kısımlarına akrilik uygulanarak sabitlenir. Mandibula redükte halde sabit tutulurken akrilik karşımın polimerizasyonu için beklenir. Bifazik kit, akrilik uygulamasından önce segmentlerin üç boyutlu düzenlenmesine olanak sağlayan bir fiksasyon aracıdır. Bu teknik internal fiksasyon esnasında uygulanarak, açık redüksiyonla kombine olarak kullanılabilir. Bu sayede kırık segmentler daha iyi hizalanabilir(38). Obwegeser ve Sailer 1970'lerde kırık stabilizasyonu için kosta greftlerini ikiye ayırarak sirkummandibular tellerle bağlamıştır(39). Marciani ve Hill periost elevasyonunu en aza indirmek için iskeletsel pin fiksasyonu metodunu savunmuşlardır(40). Fakat bu yöntemlerin hiçbiri tatmin edici sonuçlar sağlamamıştır.

Atrofik mandibula kırıklarında tedavi protokolü, atrofi derecesine göre belirlenmelidir. Yeterli kemik yüksekliğine sahip bir mandibulanın tedavisi için gunning splintler ile kapalı redüksiyon makul bir tedaviyken 15 mm'nin altındaki yüksekliklerde daha rijit bir fiksasyon gerekliliği ortaya çıkmaktadır(41).

Luhr ve ark., atrofik mandibula kırıklarında fiksasyon amacıyla kompresyon plağı kullandıkları geniş hasta serilerinde başarılı sonuçlar elde etmişlerdir. Bu gelişmeler sonrasında atrofik mandibula kırıkları için uygun fiksasyon aygıtları üzerine çalışmalar hızlanmıştır. Çok iyi bir redüksiyon ve uzun dönem kırık stabiltesi elde etmek amacıyla daha rijit internal fiksasyon aygıtlarının kullanılması, daha çok periost elevasyonu gerektirmesine rağmen, popüleritesini arttırmış ve geniş uygulama alanı bulmuştur. Bu amaçla geliştirilen kilitli rekonstrüksiyon plakları atrofik mandibulalara kuvvet taşıyan

fiksasyon sağlamıştır. 2.4 mm rekonstrüksiyon plağı sistemlerinin bikortikal vidalarla beraber uygulanmasının nanünyon ve fibröz iyileşme gibi komplikasyonları önlediği gösterilmiştir(42). Ellis ve Price(34), Tiwana ve ark.(43), Van Sickels ve Cunningham(44) atrofik mandibulaların farklı bölgelerindeki kırıklara uyguladıkları rekonstrüksiyon plaklarıyla başarılı sonuçlar elde etmiş ve rasyonel bir tedavi protokolü ortaya koymuşlardır.

1970'lerin başında Bradley atrofik mandibulaların gövde kısmında damarlanmanın primer olarak periost kaynaklı olduğunu göstermiştir(45). Bu bilgi cerrahların kırık tedavisi sırasında periost elevasyonuna daha temkinli yaklaşımlarına neden olmuştur. Bunun sonucu olarak atrofik mandibula kırıklarının tedavisi submental insizyon ile tüm mandibulanın alt ve ön yüzeyi açığa çıkarmayı gerektirse de mandibulanın lingual yüzeyinde diseksiyon yapmamaya dikkat edilir. Kırık segmentleri redükte edildikten sonra miniplaklarla sağlanan geçici stabilizasyondan faydalanılabilir. Anatomik redüksiyon ve geçici stabilizasyonu takiben kuvvet taşıyan internal rijit fiksasyon, kilitli rekonstrüksiyon plağı uygulanarak elde edilmiş olur. Kırık hattının iki tarafına en az üç veya dört vida uygulanmalıdır. Bilateral kırık durumunda iki plak uygulaması veya bir angulustan diğerine uzanan tek plak uygulaması tercih edilir (Şekil 2.11).



Şekil 2.11: Bilateral atrofik mandibula kırığına submandibular yaklaşım ve rekonstrüksiyon plağıyla fiksasyonu(46)

Kırık tedavisi sırasında eş zamanlı greftleme yapılmasının etkinliği ve gerekliliği halen devam eden bir tartışma konusudur(43). Teorik olarak primer kemik greftlemenin avantajı, kortikokansellöz greft materyalinin atrofik kemiğin osteojenik potansiyelini arttıracak ve iyileşmeyi hızlandıracak olmasıdır. Kemik greftleri daha sonra yapılması planlanan dental implant uygulamaları için de ek kemik stoku oluşturacaktır.

2.3 Fiksasyon Aygıtlarında Kullanılan Materyaller

2.3.1 Kobalt Bazlı Alaşımlar

1907 yılında kobalt-kromium-tungsten ve kobalt-kromium-molibden (CoCrMo) alaşımların üretilmesinden bu yana kimyasal yapılarıyla ilgili fazla değişiklik olmamıştır. En önemli değişim, daha kontrollü karbon içeriği ve daha homojen sert karpit içeriğiyle abrazyon dayanımının artırılmasıdır(47). Bugün CoCrMo'un döküm ve dövme tipleri en sık kullanılan alaşım formudur. Bu iki alaşımın da içerikleri neredeyse aynıdır ve takriben %58-69 kobalt ve %26-30 kromium içerirler(48). Bu iki tip arasındaki temel fark üretim aşamasında ortaya çıkar ve bu farklılık alaşımın mikro yapısını ve mekanik özelliklerini etkiler. Genel olarak dövme alaşımlar döküm alaşımlara göre daha yüksek mekanik özelliklere sahiptir. Bu özellikleri nedeniyle eklem protezi gibi yüksek dayanıklılık gerektiren implant materyallerinde sıklıkla dövme alaşımlar tercih edilir. Medikal kullanımı olan kobalt bazlı diğer alaşımlar daha az kobalt ve kromium içerirler fakat daha çok nikel veya tungsten eklenerek mekanik özellikleri artırılmıştır.

Paslanmaz çeliklerle temasta olan kobalt bazlı alaşımlar galvanik akım oluşturarak çelik üzerinde koroziv etkiler oluştururlar. Fakat titanyum ile temasları sonucu galvanik akım gözlenmez. Kobalt bazlı alaşımlar üstün aşınma özellikleri gösterirler ve bu özellikleri, yüksek dayanıklılık gösteren matriks içerisine gömülü yüksek sertlikteki karpitlerden oluşan iki fazlı yapısına bağlanır.

Üstün koroziv özelliklerinin yanında iyi mekanik özellikleriyle bu alaşımlar esasen eklem protezlerinde kullanılırlar ve materyal kalitesi üretim ve işleme süreçlerinden etkilenir. Kobalt bazlı alaşımların kendine özgü bu avantajları, kırık fiksasyonu için uygulandığı durumlarda paslanmaz çelikler ve titanyumlar kadar etkili olamamaktadır(48).

2.3.2 Paslanmaz Çelik Alaşımlar

Paslanmaz çelik 1904 yılında Leon Guillet tarafından bulunmuştur. Paslanmaz çeliklerin cerrahi amaçlı kullanılması ise 1926'da Strauss'un yeterli korozyon direnci olan %2-4 molibden ve düşük karbon oranı içeren, 18Cr-8Ni paslanmaz çeliğin patentini almasıyla başlar(20). Paslanmaz çeliklerin ortopedik cerrahilerde kullanılmaya başlamasıyla kırıkların tedavisinde birçok yeni tedavi olanağı ortaya çıkmıştır. Paslanmaz çelikler uzun yıllar geniş kullanım alanı bulmuş ve başarıyla uygulanmıştır. Paslanmaz

elik materyaller uygun mekanik özellikler, esneklik, uygun maliyet ve üretim kolaylığı gibi özellikler barındırır.

International Organization for Standardization (ISO) 5832-1 standartlarına göre paslanmaz elik implant materyalleri tek fazlı östenitik mikroyapıya sahip olmalıdır ve 316L paslanmaz çelikler östenitik formda üretilmektedir(49). Mikroyapısı ve içeriği paslanmaz çeliklerin manyetik geçirgenliğini de etkiler. ISO 5832-1 standartlarına göre paslanmaz elik materyaller hiçbir manyetik özellik göstermezler. Bu implantlarda manyetik rezonans görüntüleme (MRG) sırasında hareketlilik veya doku etrafında ısı artışı oluşmaz. Bundan dolayı MRG, implantlar etrafındaki yumuşak ve sert dokuların görüntülenmesinde rutin olarak kullanılabilir. Fakat paslanmaz elik implantlar artefaktlar oluşturarak MRG ile net görüntüler elde etmeyi engelleyebilir(50).

Paslanmaz eliğin yoğunluğu 7.9g/cm^3 dr. Bu yaklaşık olarak titanyumun yoğunluğunun iki katıdır fakat kırık fiksasyon aygıtları gibi ufak hacimli kullanımlarda bu durum kritik bir önem arz etmez. Paslanmaz eliklerin esneklik katsayısı yaklaşık 186 gigapascaldır (GPa) ve bu değer saf titanyumunkinden %80 daha fazladır(49). Bu durum aynı boyutlardaki paslanmaz elik implantları titanyum implantlara göre daha eğilmez kılar. Bunun yanında implantın dizaynı da implantın eğilme özellikleri üzerine etkilidir. Paslanmaz eliklerin tavlanmış tipi düşük dayanıklılığa sahip formudur. Bu hali genellikle serklaj teli, rekonstrüksiyon plakları gibi düşük dayanıklılığın yeterli olduğu fakat şekil uyumu için maksimum bükülebilirlik istenen materyallerin üretiminde kullanılır. Orta derecede dayanıklılık sağlayan soğuk işlenmiş tipi vidaların, plakların, intramedullar çivilerin üretiminde kullanılır. Soğuk çekilmiş paslanmaz çelikler ise en yüksek dayanıklılığa sahiptir. Bu tip paslanmaz çelikler, kişner teli ve Schanz vidaları gibi kalıcı bükülmeye yüksek direncin önemli olduğu küçük çaplı ürünlerde kullanılır(49).

2.3.3 Titanyum Alaşımları

Titanyum ilk olarak 1930'lu yıllarda implant rimi için kullanılmıştır. Yapılan çalışmalarla titanyumun, canlı dokular tarafından paslanmaz elik ve kobalt alaşımları gibi tolere edilebildiği gösterilmiştir. İmplant uygulamaları açısından değerlendirildiğinde hafifliği ve iyi mekanik-kimyasal özellikleri titanyumun ne çıkan özellikleri olmuştur(51).

Saf titanyumun ticari formu (Ti CP) ve Ti-6Al-4V formu en sık kullanılan titanyum bazlı implant biyomateryalleridir. Bu alaşımlar biyolojik inert materyaller olarak

nitelendirilebilir. Vücut dokuları tarafından iyi tolere edilirler. Bu alaşımlar bazı paslanmaz çelik alaşımlarda gözlendiği gibi implant etrafı dokuda nikel hipersensitivitesine neden olmazlar. Titanyum 4.5g/cm^3 öz kütlesiyle hafif bir materyaldir. Saf titanyumun ticari formu içeriğinde % 98.9-99.6 titanyum bulundurur. İçeriğindeki oksijen bükülme, gerinim ve yorgunluk dayanımını etkileyen temel unsurdur. Yüzeyinde oluşturduğu oksit tabakası nedeniyle iyi bir biyouyumluluğa sahiptir. Bu güçlü ve sabit oksit tabaka, havayla temas sonrasında kendiliğinden oluşur ve ortamdan oksijen difüzyonunu engelleyerek korozyona dirençli bir yapı sağlar(20).

Ti-6Al-4V alaşımlar implantların üretiminde yaygın olarak kullanılır. İçeriğindeki ek alaşım elementleri, materyalin çeşitli özellikler kazanmasını sağlar. Bu alaşımın elastisite modülü yaklaşık 110 GPa'dır. Bu değer paslanmaz çelik (210GPa) ve kobalt alaşımlarından (240GPa) çok daha düşüktür. Farklı dayanım özellikleri açısından karşılaştırıldığında titanyum alaşımların özellikleri diğer implant alaşım materyallerinden daha üstündür. Fakat titanyum ve titanyum alaşımlar zayıf kesme direncine sahiptirler ve bu durum vidalar, plaklar ve benzer uygulamalar için istenen bir durum değildir.

Titanyum alaşımlar paslanmaz çelik alaşımlarla karşılaştırıldığında radyografik görüntüleme esnasında daha az görüntü artefaktına neden olurlar. Titanyum implantlar ferromanyetik değildir ve titanyum implant bulunduran hastalarda güvenle manyetik rezonans görüntülemeleri yapılabilir(52).

2.3.4 Polimerler ve Kompozit Materyaller

Metal materyallerin yüksek dayanıklılığı, bükülebilirliği ve aşınma dayanımları bilinen özellikleridir. Düşük biyouyumlulukları, korozyona uğramaları, dokularla karşılaştırıldığında esnekliklerinin az olması, yoğunluklarının yüksek olması ve alerjik reaksiyonlara neden olabilecek metal iyonlarının açığa çıkması gibi dezavantajlar birçok metal alaşım için ortaktır. Seramik materyaller ise biyouyumlulukları, korozyona dirençleri ve iyi baskı dayanımlarıyla bilinirler. Seramik materyallerin eksiklikleri; kırılganlık, düşük kırılma dayanımı, üretimlerinin zor olması, yüksek yoğunluk ve esneme özelliklerinin düşük olması olarak sıralanabilir(20). Polimer kompozit materyaller, bu materyallerin eksikliklerini gidermek için bir alternatif oluştururlar.

Ortopedik cerrahideki önemli problemlerden biri kemik ve implant materyali arasındaki esneme özelliklerinin uyumsuzluğudur. Paslanmaz çeliğin modülüsü (210-230

GPa) kemiğin 10-18 GPa olan modülüsünden çok daha yüksektir. Kemik ve implant arasındaki kuvvet paylaşımı, her birinin taşıdığı stres, tamamen kuvvetler karşısındaki esneme özelliklerine bağlıdır. Bu koşulda implanta göre kemiğe gelen kuvvetler daha azdır ve bu durum kuvvet taşıyan fiksasyon olarak isimlendirilir. Kuvvet taşıma prensibi kemiğe gelen fizyolojik kuvvetlerin azalmasıyla kemik iyileşmesini ve remodelasyonunu etkileyerek kemik porozitesinin artmasına yol açar. İmplant ile doku esnekliklerinin eşitlenmesiyle kuvvet taşıyıcı etkileri kısıtlanır ve fizyolojik kuvvetler altında uygun doku remodelasyonu oluşur. Bu açıdan, polimerler gibi düşük modülüslü materyallerin kullanılması ilgi çekicidir, fakat düşük modülüsle beraber ortaya çıkan düşük dayanım güçleri kullanım potansiyellerini azaltmaktadır. Düşük elastik modülüs ve yüksek dayanıklılığı olan, fiberlerle güçlendirilen polimerlerin üretilmesinden sonra birçok ortopedik uygulama alanında kullanımları artmıştır(53). Kompozit materyallerin diğer bir özelliği de güçlendirmede kullanılan kısmın hacimsel oranındaki, lokal ve genel dağılımındaki değişikliklerle implantın özellikleri ve dizaynı modifiye edilerek dokunun fizyolojik ve mekanik şartlarına uygun hale getirilebilmesidir. Materyallerin esneme özelliklerinin dokuya göre adapte edilmesiyle kırığın iyileşme mekanizması da değişir. Kırıkta oluşacak yüksek gerinim kuvvetleri nedeniyle primer kemik iyileşmesi mümkün olmaz ve kırığı birleştiren eksternal kallus oluşumuyla daha fizyolojik bir kemik iyileşmesi meydana gelir. Böylelikle kallus dokusu oluşan kemik alanını arttırarak yeni kırıkların oluşmasını engeller(54).

Tekrarlayan, yüksek kuvvetlere maruz kalan ortopedik implant materyallerinin yeterli yorgunluk dayanımlarının olması gerekir. Polimer implantlar kemik benzeri esneme özelliklerine sahiptir ve yorgunluk dayanımları yüksektir(55).

Polimer kompozit biyomateriyallerin geliştirilmesindeki diğer nedenler; korozyona uğramaları, metal alaşımlarda yorgunluğa bağlı kırılmaların olması ve nikel veya krom gibi metal iyonlarının açığa çıkması nedeniyle implantta gevşemelerin ve alerjik reaksiyonların olması, seramik materyallerin kırılma dayanımlarının düşük olması nedeniyle kuvvet taşıyan özellikte kullanılamaması şeklinde listelenebilir.

Metal alaşımları ve seramikler radyografik görüntülemelerde radyopak görüntü verirler ve bazı durumlarda artefaktlara neden olabilirler. Doğal şartlarda radyolüsent görüntü veren polimer kompozit materyallerin radyopakitesi polimerin içerisine eklenecek kontrast maddeler sayesinde ayarlanabilir. Buna ek olarak polimer kompozit materyaller

manyetik özellik göstermezler ve bilgisayarlı tomografi ve MRG gibi modern tanı yöntemleriyle tamamen uyumludur.

Plakların üretiminde kullanılan polimer kompozit materyaller rezorbe olan, kısmen rezorbe olan ve tamamen rezorbe olan plaklar şeklinde sınıflandırılabilir(56). Rezorbe olmayan kompozit plaklar, termoset polimerlerden veya termoplastik kompozit materyallerden yapılır. Yüksek kalitede termoplastik kompozitlerin üretimini mümkün kılan teknolojiyle karbon fiber-polymetilmetakrilat, karbon fiber-polipropilen, karbonfiber-polistren, karbon fiber-polietilen, karbon fiber-naylon, karbon fiber- polibutilen tereftalat ve karbon fiber-polietereeterketon (CF/PEEK) rezorbe olmayan termoplastik kompozit plaklar üretilmiştir. Termoset kompozitlerin tersine termoplastik kompozitlerin kullanılmamış monomerlere bağlı komplikasyon oluşturmayacağı düşünülmektedir. Kullanılmamış monomerlerin toksik etki potansiyeli nedeniyle termoset kompozitler internal fiksasyon aygıtı olarak kullanılmazlar(57). Bununla beraber termoplastik kompozitler metal alaşım plaklar gibi cerrahi sırasında bükülüp şekillendirilebilirler(54).

Kemik iyileşmesi devam ettikçe kemiğin giderek artan streslere maruz kalması, bu durumun gerçekleşmesi içinse plakların kuvvet taşıyıcı özelliğinin azalması arzu edilir. Başka bir ifadeyle, plaktaki stres zamanla azalırken kemikteki stres artmalıdır. Bu durum plağın vücut ortamında sertliğini kaybetmesiyle mümkündür. Rezorbe olmayan polimerler bu özelliği sağlayamayacaklarından rezorbe olabilen plaklar tasarlanmıştır. Polilaktik asit (PLA), poli-L-laktik asit ve polilaktikkoglikolik asit gibi polimerler vücuda implantasyonları sonrasında zaman içerisinde çözünürler(58). Bu polimerler kuvvet taşıyan uygulamalar için dayanıksız ve esnektirler. Çoğu rezorbe olan polimer materyaller mekanik özelliklerinin büyük bir kısmını birkaç hafta içinde kaybeder. Rezorbe olan kompozit protezler için ifade edilen bir diğer avantaj da metal veya rezorbe olmayan kompozitlerde önerilen, ikinci bir cerrahiyle plakların çıkarılması gerekliliğinin ortadan kalkmasıdır. Rezorbe olan materyallerin en üst mekanik özellikleri hala sınırlı düzeydedir ve bu nedenle sadece orta dereceli kuvvetlere maruz kalacakları durumlarda uygulanırlar.

Çalışmalarda kemik iyileşmesini takiben rezorbe olan plakların enflamasyona yol açabildiği, cerrahiden 12 ay sonra dahi enfeksiyon oluşabildiği ve plakların mukozanın altında mobil hale gelebildiği rapor edilmiştir. Mukozanın hemen altına yerleştirilmesi plağa komşu dokuların plağı rezorbe etmede yetersiz kalmasına neden olmakta ve geç

enfeksiyon, fistül oluşumu gibi komplikasyonlar gözlenebilmektedir. Bu nedenle rezorpsiyonun tamamlanması için geçecek 2 ila 3 yıl sürecinde dikkatli olunmalıdır(59).

Rezorbe olabilen plaklar sıklıkla internal fiksasyon gerektiren pediatrik mandibula kırıklarında kullanılmaktadır. Titanyum plakların tersine zamanla rezorbe olarak iskeletsel gelişimi etkilemeyecekleri düşünülür ve böylece ikinci cerrahi girişime de gerek kalmaz(60). PLA miniplakların kullanıldığı 50 deplase kırığın değerlendirildiği bir klinik çalışma sonucunda bir adet 2.0 sistem rezorbe olan plağın pediatrik mandibula kırıkları için yeterli olduğu, diyet kısıtlamalarını dikkatle takip edecek yetişkin hastalarda da mandibula alt sınırına bikortikal olacak şekilde uygulanan iki adet rezorbe olabilen plağın güvenle kullanılabileceği belirtilmiştir(61).

Rezorbe olan plakların ekonomik boyutu kullanımlarını kısıtlamaktadır. Rezorbe olan plakların maliyeti titanyum plakların yaklaşık 10 katıdır(61). Fakat maliyet analizine titanyum plakların çıkarılması için gerekecek muhtemel ikinci cerrahinin maliyeti eklendiğinde rezorbe olan plaklar daha ekonomik olabilmektedir(60).

2.4 PEEK Materyaller

2.4.1 Karışım ve Kompozit PEEK Materyaller

Polimerler, fiberler ve toz formundaki maddelerin birkaçı mikroskobik düzeyde kombine edildiğinde, ortaya çıkan materyal makroskobik fiziksel özellikleri açısından materyalin her bir parçasından daha üstün bir özellik gösterebilir. Materyaller için kompozit terimi genellikle güçlendirici kısmın uzun veya devamlı fiberlerden oluştuğu durumda, karışım terimi ise ek materyal kısmını toz, pul ve kısa fiberler gibi ayrı materyallerin oluşturduğu durumda kullanılmaktadır. Doğada bulunan klasik fibröz kompozitlere kemik dokusu örnek verilebilir. Kemik inorganik hidroksiapatit ve organik tip I kollajenin birleşiminden oluşmaktadır. Fakat buradaki önemli nokta, istenen fiziksel ve mekanik özelliklerin ortaya çıkmasında bu bileşime özel kombinasyonların ve etkileşimin rol oynamasıdır. Kemikler güçlendirici kollajen fiberler içermemesi durumunda iskelet yapıyı korumakta, desteklemekte yetersiz kalacak ve harekete adapte olamayacaklardır. Aynı şekilde fiberler de onları bir arada ve yerinde tutan, dış çevreden fiberlere yük transferini sağlayan matriks olmadan, tek başlarına fayda sağlayamazlar.

Fiberle güçlendirilmiş materyallerin fiziksel özellikleri; fiberlerin fiziksel özellikleri, fiber miktarı, fiberlerin uzunluk ve doğrultusu, polimer matriks materyali ve matriksle

fiberler arasındaki bağlantıyla direk ilişkidir. Mühendislik bağlamında doğru fiber ve matriks kombinasyonu, uygulanan kuvvetle fiber doğrultularının ilişkisi değiştirilerek implant materyalinin mekanik özellikleri ciddi anlamda artırılabilir ve hedeflenen dizaynın gerekliliklerine uygun hale getirilebilir(62).

Benzer ilkeler karışım materyallere de uygulanabilir, fakat burada ek madde dağınık partiküller veya kısa fiberler şeklindedir. Kısa fiberlerin gelişi güzel dağılımı ve fiberlerin çaplarıyla orantılı olarak kısa oluşu dikkate alındığında materyalin özelliklerindeki artış devamlı karbon fiber içeren tipleri ile karşılaştırıldığında daha sınırlıdır. Kısa fiberlerle güçlendirilmiş polimerin mekanik özelliklerindeki kısıtlılıklara rağmen, üretimlerinin kolay olması ve güçlendirilmemiş polimer materyallerle karşılaştırıldığında artmış mekanik veya fiziksel özelliklere sahip olması nedeniyle önemli bir polimer sınıfını oluştururlar.

2.4.1.1 Güçlendirici Tiplerine Göre PEEK Kompozitler

Eklenen maddenin güçlendirici etkisi, materyalin tamamına etki eden kuvvetin polimer matriks ve katı ek madde arasında nasıl yeniden dağıldığıyla yakından ilişkilidir. Fiberler yükleri karşılamada küresel parçalardan daha etkilidir ve daha uzun fiberler uygulanan yükü daha fazla karşılayabilirler. Bu nedenle güçlendirme yetenekleri açısından devamlı fiberler kısa fiberlerden (uzunluk <1 mm), katı fiberler de yumuşak fiberlerden daha üstündür(63).

Güçlendirici maddenin hacimsel oranı da önemli bir belirleyicidir. Daha yüksek konsantrasyonlardaki doldurucular daha yüksek güçlendirici etki oluştururlar. Materyali geliştiren kişinin amacı, etkili desteklemeyi sağlayacak uygun eklenti konsantrasyonunu elde ederken konvansiyonel üretim yoluyla kullanılabilir aygıtların üretimini mümkün kılmalıdır.

İmplant edilebilir fiberle güçlendirilmiş materyaller için aşağıdaki seçenekler bulunmaktadır(62):

Fiber tipi: Karbon, PAN veya pitch

Fiber uzunluğu: kısa (<1 mm), uzun(>1 mm, <6 mm), devamlı (>6 mm)

Fiber Hacimsel Yoğunluğu: Düşük ($<\%30$), Yüksek ($>\%55$)

Üretim: enjeksiyonlu döküm, sıcak presleme vb.

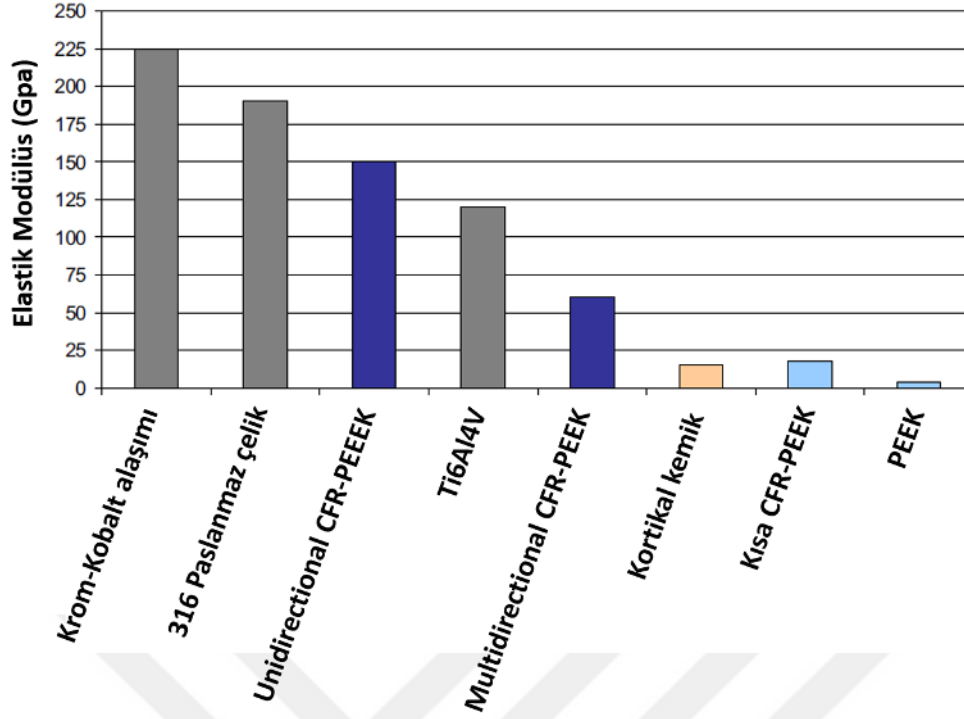
Metalik materyallerin yerine geçebilecek karbon fiber içerikli kompozit materyallerin maksimum mekanik performans gösterebilmesi için uzun/devamlı fiberlerin, göreceli yüksek konsantrasyonlarda (%60-65) kullanılması istenir. Daha düşük mekanik özellikleri olan materyaller daha kısa fiberler ve daha düşük fiber konsantrasyonlarıyla (%20-30) üretilir. Bu materyallerin konvansiyonel polimerizasyon ekipmanları kullanılarak karışım veya enjeksiyonlu kalıplama gibi daha kolay yöntemlerle üretilmesi ürünün kullanımını yaygınlaştırmıştır.

Kısa Karbon Fiberlerle Güçlendirilmiş PEEK Kompozitler

Polimerin kalıplama ve dökümle üretilirliğini koruduğu maksimum kısa karbon fiber miktarı yaklaşık olarak ağırlığının %30'u kadardır(62). Daha yüksek miktarlarda fiber bulunduran polimerlerin mekanik özelliklerindeki verimlilik azalır, hatta bu materyalleri işlemek ve kalıbı doldurmak için daha yüksek sıcaklık ve basınçlar gerektirdiğinden ötürü üretimleri de daha zordur.

%30 oranında kısa karbon fiberler bulunduran CFR-PEEK OPTIMA karışımı, standart PEEK-OPTIMA ve yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE) den daha dayanıklıdır ve gerilme kuvvetlerine karşı dayanımı kortikal kemikten yaklaşık üç kat daha fazladır. Bu önemli bilgi bize, kemiğe göre yüksek dayanıklılık gösteren bir materyalin enjeksiyonlu döküm ve torna gibi kolay işleme şekilleriyle üretilbileceğini göstermektedir.

Bütün metalik implantlar ve alümina seramikler kemikle karşılaştırıldıklarında daha katı özellik göstermektedirler (10-20 kat) ve kısa CFR- PEEK OPTIMA® kemik elastik modülüne en yakın elastik modüle sahiptir (Şekil 2.12). Bu etkileri sayesinde kuvvet dağıtan özellik gösterirler ve bu prensibin daha önceden bahsedilen faydalarını sağlamış olurlar.



Şekil 2.12: Metal implant materyalleri ve karbon fiber içerikli kompozit implant materyallerinin elastik modülüs değerleri(62)

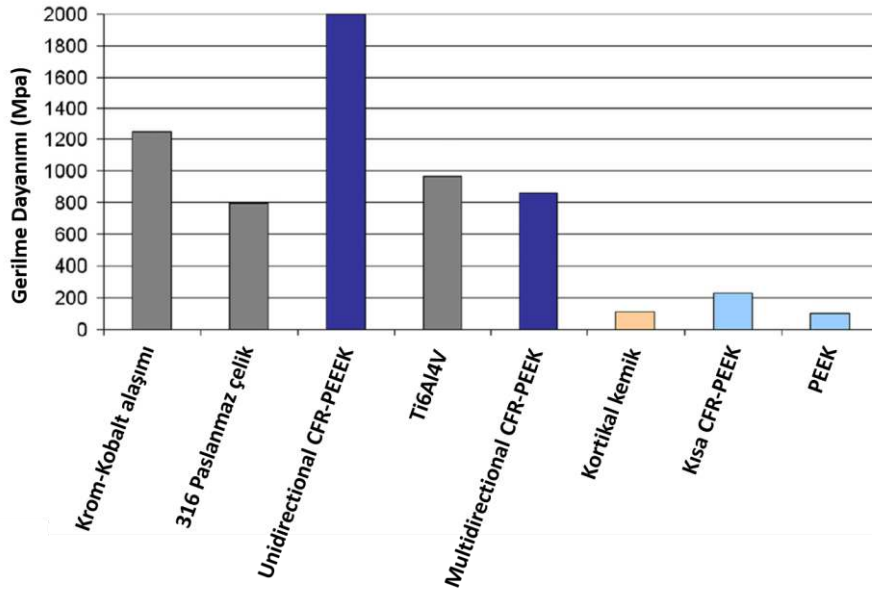
Bazı implantlar için kısa CFR-PEEK materyaller, üzerlerine uygulanan biyomekanik kuvvetleri karşılayacak yeterli katılık ve dayanıklılıkta olmayabilir ve implantı geliştirenler MRG ve BT görüntülemelerindeki uyumluluğu korumak ve metal kullanımından kaçınmak isteyebilir. Bu durumda fiberlerin yapısını daha uzun ve daha yoğun kullanmak gerekebilir. Bu durum birleştirme ve üretimleri için farklı yaklaşımları gerektirir.

Devamlı Karbon Fiberle Güçlendirilmiş PEEK Kompozitler

Güçlendirici fiberin uzunluğundaki artış mekanik özelliklerini etkilemeyecek noktaya geldiğinde ‘‘devamlı karbon fiberler’’ olarak ifade edilebilir. Bu uzunluğu belirleyen faktörler, fiber ve polimer matriksin dayanıklılık veya bükülme davranışları ve bunlar arasındaki bağlantının niteliği olarak sıralanabilir. Kompozit materyallerin içerisindeki 6 mm den uzun karbon fiberler devamlı karbon fiber olarak kabul edilse de genel olarak karbon fiberler üretilen materyalin uzunluk veya genişliği boyunca devam ederler(62).

Devamlı fiberlerle güçlendirilmiş PEEK materyallerin mekanik özellikleri fiberlerin yönüne bağlıdır(64) ve maksimum gerinim özellikleri fiberlerin doğrultusuna paralel ölçümlerde elde edilir. Dokuma ve önceden polimer emdirilmiş tek yönlü fiberler PEEK ile beraber kullanılabilir ve önceden polimer emdirilen fiberler referans eksenlere göre

belirli doğrultularda yığılarak, üretilen materyalin mekanik dayanıklılığı ve katılığı en ideal hale getirilebilir. Aşırı güçlendirilmiş CFR-PEEK; bant formundaki PAN karbon fiberlerin önceden polimer emdirilerek yüksek konsantrasyonlarda kullanıldığı, devamlı karbon fiberler içeren ve geleneksel metalik ve seramik materyallerle karşılaştırıldığında önemli dayanım ve katılığı olan bir Invibio® ürünüdür (Şekil.8). Bütün karbon fiberlerin gerinim eksenine paralel uzandığı (unidirectional), tek yönlü fiberler içeren ve orta hatta simetrik sıralı katmanlar şeklinde, gerinim eksenine $0^{\circ}/90^{\circ}/\pm 45^{\circ}$ açılı fiberler içeren (multidirectional) çok eksenli ürünün gerilme dayanımları Şekil 2.13’de gösterilmiştir. Bu değerler, tek yönlü fiberler içeren aşırı güçlendirilmiş CFR-PEEK kompozitlerin metal materyallerden çok daha güçlü olduğunu ve çok eksenli fiberler içeren aşırı güçlendirilmiş CFR-PEEK materyallerin bu materyallere aşağı yukarı benzer özellikleri olduğunu göstermektedir.



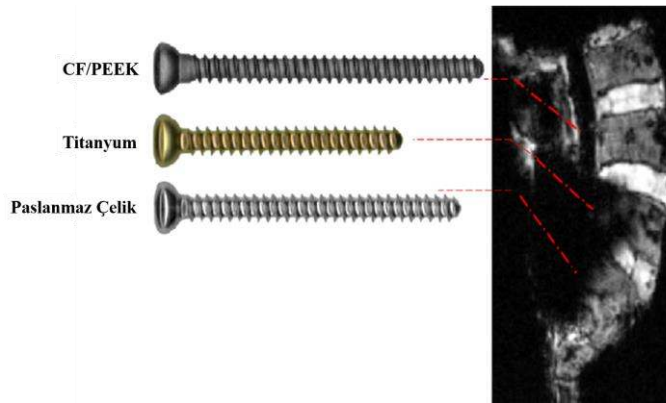
Şekil 2.13: Fiksasyon sistemlerinde kullanılan metalik materyaller, karbon fiberlerle kombine edilen kompozit materyaller ve kortikal kemiğin gerilme dayanımları.

2.4.2 PEEK Kompozitlerin Materyal Özellikleri

Geriye dönüşle incelendiğinde kullanımı geniş kabul görmüş bir materyal biyoyoumlu olduğunu kendiliğinden kanıtlsa da bu konu 1980’lerin sonundan başlayarak yoğun bir şekilde incelenmiştir(65). PEEK ve PEEK kompozit ailesinin biyoyoumluluğunu destekleyen bir çok bilimsel kanıt bulunmaktadır(66). PEEK OPTIMA® ve CFR-PEEK OPTIMA® bileşimleri ve kompozitleri FDA kriterlerini karşılamak amacıyla kapsamlı biyoyoumluluk testlerine tabi tutulmuştur. Bu testler; sistemik ve intrakütanöz toksisite ve

intramusküler implantasyon üzerine yapılan birçok çalışmayı içermektedir ve hiçbirinde yan etki gözlenmemiştir(67).

Radyografik incelemelerde CFR-PEEK ve PEEK polimerler tam radyolusent özellik gösterir ve bu durum implant bölgesinin detaylı incelebilmesi açısından fayda sağlar. Radyolusent materyallerden üretilen tıbbi cihazların bir diğer faydası da net ve doğru radyografik görüntülerin şiddeti daha düşük ışınlamalar yardımıyla elde edilebilmesidir. Böylece hastanın maruziyet dozu da azaltılmış olacaktır. BT ve MRG gibi diğer medikal görüntüleme metotları metallerin görüntülenmesine uygun değildir ve değerlendirilen bölgede metalik implantların bulunması görüntülerin kalitesini olumsuz yönde etkiler. CFR-PEEK, titanyum ve paslanmaz çelikten üretilmiş vidaların implante edildiği bir omurganın MRG kesitlerinde metalik implantlar etrafındaki siyah gölgelenme nedeniyle görüntü kalitesi düşmüş fakat CFR-PEEK vida etrafında oldukça net görüntü elde edilebilmiştir (Şekil 2.14). BT görüntülemesinde metalik materyaller görüntü rekonstrüksiyonu için gerekli olan X-ray ışınlarının doğrultusunda artefaktlara neden olurlar ve ışınlar radyopak metalleri geçemez. Metalik implantlarla elde edilen görüntülerde implant etrafında ışınsal çizgilenmeler gösteren belirgin artefaktlar ortaya çıkar. İmplantların radyografik olarak görüntülenmesinin istendiği durumlarda baryum sülfat tozları kompozite eklenerek radyoopasite elde edilebilir. Çalışmalarda %4, %6 ve %20 oranında baryum sülfat içeren kompozit materyallerle farklı radyoopasiteler elde edilmiştir. Fakat çalışmalar matriks içerisine eklenen baryum sülfat oranının artmasıyla gerilme dayanımının azaldığını göstermektedir(62).



Şekil 2.14: Omurgaya yerleştirilmiş CFR-PEEK, titanyum ve paslanmaz çelik vidaların MR görüntüleri ve metal vidalar etrafındaki radyolusent gölgelenmeler(62).

Cerrahi amaçlı kullanılacak kompozit ve polimer biyomateryallerde bulunması gereken bir diğer özellik ise sterilizasyon süreçlerinde yapılarını ve fiziksel özelliklerini

korumalarıdır. Bu amaçla cerrahi aletlerin sterilizasyonunda sıklıkla kullanılan otoklav yöntemi PEEK ve CFR-PEEK kompozitler üzerinde incelenmiş ve sterilizasyon sonunda yapılarını korudukları rapor edilmiştir(68). Radyasyon stabilitesi ise UHMWPE gibi alifatik polimerler için kaygı oluşturabilen bir diğer konudur. Bu materyallerin radyasyon maruziyeti kimyasal bağlarında kopmalara neden olarak serbest radikallerin açığa çıkmasına neden olur(69). Bunun tersine, farklı aromatik kimyasal yapısıyla PEEK materyaller gama ve elektron demeti radyasyonuna önemli ölçüde direnç gösterirler(70). Ayrıca materyal içerisinde oluşan serbest radikallerin ömrü oldukça kısadır. Sonuç olarak son yirmi yıldaki çalışmalar PEEK ve kompozitlerinin vücut sıcaklığındaki sıvı ortamda uzun süre stabilitelerini koruduğunu ve farklı sterilizasyon sistemlerine dirençli olduğunu göstermiştir.

2.4.3 PEEK Materyallerin Klinik Uygulamaları

1990'lı yılların ortopedi ve biyomateryal literatürü yüksek performanslı termoplastikler konusundaki akademik ilgiyi ortaya koymaktadır. Poliarileterketon (PAEK) biyomateryallerin insan vücudunda uygulanmasının ticari olarak yaygınlaşması, omurga implantlarıyla başlamıştır. Spinal kafesler lumbar ve servikal bölgedeki omurgaların stabilizasyonu ve omurga dengesizlikleri veya dejeneratif disk hastalıklarından kaynaklanan sırt ağrılarının tedavisi amacıyla geliştirilmiştir. Metal aygıtlarla önerilen ilk tasarımda iki eksiklik fark edilmiştir; ilki titanyum aygıtların katılığı nedeniyle kuvvet taşıyan etki göstermeleri ile kemik iyileşmesini engelleyebilmesi, ikincisi ise aygıtın radyoopakitesi ve bu nedenle kemik büyümesinin radyografik olarak değerlendirilememesidir. Yüksek performanslı termoplastiklerle ilgilenen Carl McMillin, her iki kısıtlılığın da üstesinden gelinebilmesi için PAEK materyallerin spinal kafes amacıyla kullanımını önermiştir(71). Omurga cerrahisindeki füzyon uygulamaları yapışıklıklara neden olarak komşuluğundaki omurga seviyelerinde hareketliliği engeller. Araştırmacılar omurganın normal hareketini sağlayarak, bitişindeki dokuların dejenerasyonunu azaltmayı hatta durdurmaya hedeflemişlerdir. Bu amaçla daha önceki statik veya rijit materyaller yerine daha esnek aygıtların kullanımını önermektedirler. PEEK materyallerden üretilen yapay diskler ve interspinöz implantlar tedavi edilen omurganın post-operatif hareketliliğini sağlarlar(72).

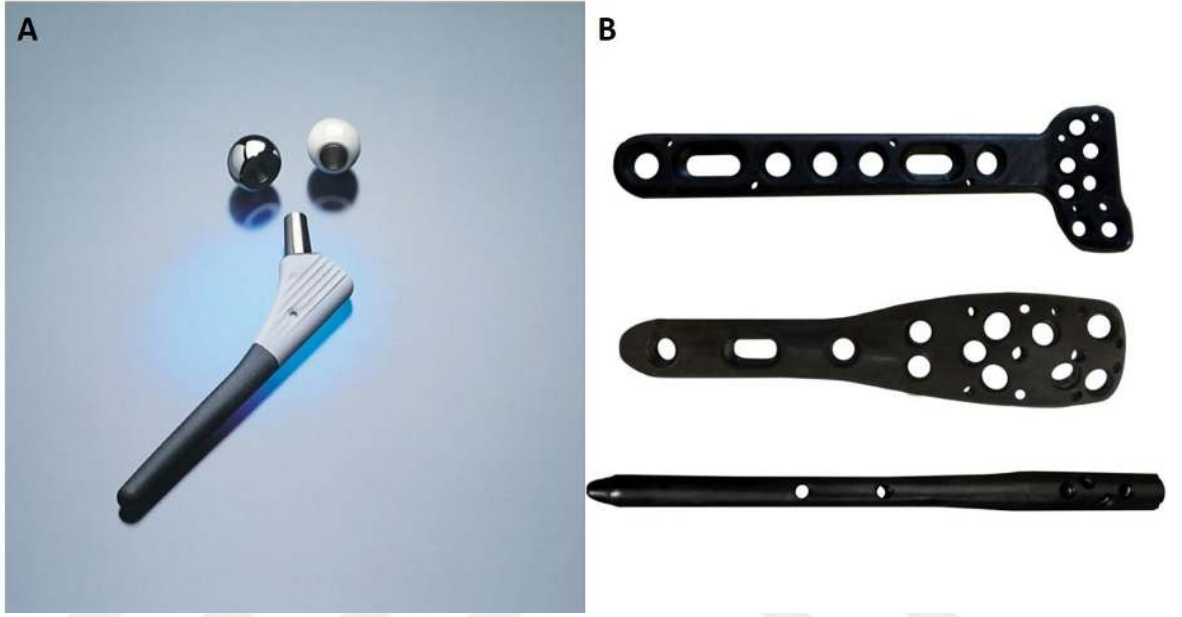
Geleneksel metal, seramik ve polimer implantlar total kalça ve diz protezlerinde güncel olarak uygulanmaktadır ve 10 yıllık takipte %90'ı geçen sağ kalım oranıyla birçok

hasta ve cerrah tarafından başarılı bulunmaktadır. Bu konuya yönelmiş çalışmalarla yaşlı hastalara uygulanan implantların kullanım süresini uzatmanın yanında total eklem cerrahilerindeki başarının genç ve fiziksel aktif hastalara da genişletilmesi hedeflenmektedir. Sonuç olarak ortopedideki yeni implant teknolojilerinin daha önceleri kullanılan alternatiflerine göre uzun dönem performanslarının artırılması beklenir(73). Metalik protez aygıtlarının “kuvvet taşıma” prensibiyle çalışması sonucunda protez etrafındaki kemik yavaş yavaş rezorbe olarak yeniden şekillenir. Bu süreçten sonra gerçekleştirilecek revizyon cerrahileri implantın kaybıyla sonuçlanabilir. Protezin proksimal kısmı boyunca komşu kemikte kayıpla karakterize uzun dönem adaptasyon süreci devam eder. Eğer kemik esnekliğine benzer (izoelastik) esneklikte bir implant üretilabilirse kemikte daha yüksek stresler oluşmasına neden olarak kemikteki olumsuz etkilerin önüne geçilebileceği düşünülmektedir. Özellikle genç hastalarda önemli olan bu kazanım sayesinde hastalar hayatlarının geri kalan kısmında daha az revizyon cerrahisine ihtiyaç duyacak veya cerrahinin gerektiği durumlarda daha sağlıklı ve yeterli bir kemik dokusuyla cerrahi başarı şansı arttırılacaktır. Kalça protezlerinde kompozitlerin PEEK biyomateryaller ile birlikte kullanımının (Şekil 2.15.A) monolitik metallere alternatif olarak kullanılabilirliğini gösteren klinik ve hayvan çalışmaları son yıllarda giderek çoğalmaktadır(74).

Üstün termomekanik özelliklerinden ötürü PEEK ve kompozitlerin yük karşılayan yüzeylerde kullanılması 1980’lerden bu yana endüstriyel uygulamalar ve uçak sanayi uygulamaları için derinlemesine incelenmiştir. PEEK materyallerin tribolojik özellikleri genel olarak, kuru koşullarda, tek yönlü kayma durumlarında, disk üzerinde pin veya yüzey üzerindeki tekerlek kurulumlarıyla incelenmiştir. Bu temel çalışmalar sonucunda PEEK materyallerin sürtünme ve aşınma davranışlarının sadece içerdiği güçlendirici tipi ve miktarına değil, aynı zamanda sıcaklık, kayma hızı, temas basıncı gibi durumların yanında PEEK yüzeyinin ve karşıt yüzeyin pürüzlülüğüne de bağlı olduğu gösterilmiştir. PEEK materyaller bu özellikleriyle total diz ve kalça protezlerinde, dejeneratif artrit gibi rahatsızlıklar nedeniyle kalçada kullanılan yüzey yenileme protezlerinde, farklı eklemlerin protetik tedavisinde, yapay intervertebral diskler gibi yüksek kuvvetler karşılayan yüzeylerin tedavisinde kullanılmaktadır.

Kırık tedavisinde internal fiksasyon amacıyla metal plakların kullanılması bundan yüz yıl önceye dayanmaktadır. İlk plaklardaki sorunlar korozyona bağlı oluşmuştur ancak paslanmaz çeliğin kullanılmaya başlanmasıyla bu sorunun üstesinden gelinmiştir. Metal

fiksasyon aygıtlarıyla ilgili güncel kaygılardan biri stres taşıma prensibi nedeniyle oluşan plağa komşu kemik kalitesindeki azalmadır(75). Göreceli daha rijit paslanmaz çeliklere alternatif olarak, semi rijit CFR polimer fiksasyon plakları 1980’lerde geliştirilmeye başlanmıştır (Şekil 2.15.B). CFR-epoxy plakların kırık iyileşmesi sonrasında çıkarıldığı sırada alınan biyopsilerle biyouyumluluğu değerlendirilmiş ve paslanmaz çeliklerle benzer sonuçlar elde edilmiştir(76).



Şekil 2.15: Devam karbon fiberlerle desteklenmiş PEEK materyalden elde edilen kalça protezi ve farklı fiksasyon plakları

2.5 Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)

SEA farklı mühendislik dallarıyla ilgili yapısal analiz problemlerinin çözümü için geliştirilmiştir. Bu metodun kökeni Turner’ın 1956’da yayımladığı çalışmasına dayandırılır(77). 1967 yılında Zienkiewicz “Yapısal ve Süreçsel Mekaniklerde Sonlu Elemanlar Analizi” adlı kitabında metodun matematiksel temellerini ortaya koymuştur(78).

Sonlu Elemanlar Simülasyonu özellikle işlevsel birimlerin, karmaşık yapıda olsalar dahi, incelenebilmeleri için uygun olduğunu kanıtlamıştır. Günümüzde medikal amaçlarla özellikle de ortopedik cerrahi ve travmatolojide kullanılan birçok aygıt ve materyalin değerlendirilebildiği etkili bir araç haline gelmiş ve cerrahların hem sağlıklı hem de patolojik koşullardaki biyomekanikleri daha iyi anlamasına yardımcı olmuştur. SEA protez veya osseosentez plaklarının uygulanmalarından sonra gerçekleşen biyomekanik

değişiklikleri değerlendirebilmemizi sağlar. Aynı zamanda implant bölgesi etrafındaki stres değişikliklerini öngörmemizi ve protezin uygun olmayan pozisyon veya fiksasyonundan kaynaklanacak komplikasyonların da engellenmesini sağlar.

Biyomekanik problemlerin ortaya konmasında ve çözümünde SEA kullanılmasının fayda sağlayacağı birçok durum vardır(79):

1. Klinik olarak incelenmesi mümkün olmayan problemler:

- İmplantın geliştirilmesi sırasındaki prelinik aşama
- Piyasadaki implantlarda bulunmayan bir parametredeki değişikliğin değerlendirilmesi
- Klinik çalışmanın, araştırmanın konusu olan soruya yeterli cevap sağlayamayacak olması
- Etik nedenlerden ötürü (değerlendirilen klinik durumun insana deneysel amaçlı uygulanamayacak olması)

2. Deneysel olarak değerlendirilemeyecek problemler:

- Birçok parametrenin değerlendirilmesi için birçok prototipin üretilmesi gereken, maliyetin yüksek olacağı çalışmalar
- Kas kuvvetleri gibi sınır koşulların gerçekleştirilemeyeceği deneysel düzenler
- İnsanlar üzerinde yapılacak deneyde deneklerin biyolojik özelliklerindeki farklılıklardan ötürü deneyin tekrarlanabilir olmaması

3. Klinik veya deneysel çalışmalar sonucunda elde edilecek sonuçların yorumlanamaması:

- Numerik bir model klinik ve deneysel sonuçların yorumlanmasına yardımcı olabilir.

Sonlu Elemanlar Analizinin Avantajları(80,81);

- 1- SEA kullanılarak oldukça karmaşık geometriye sahip cisimlerin analizleri, rahatlıkla ve güvenle gerçekleştirilebilir.
- 2- Bağlantı noktalarının fazla olması analizi etkilemez.
- 3- Yapısında farklı materyaller barındıran, geometrik özellikleri değişik cisimlerin (anizotropik) analizi mümkündür.
- 4- Sınır şartlarını belirlemek ve değiştirmek oldukça kolaydır.

- 5- Modelin malzeme özellikleri kolaylıkla değiştirilerek istenen sayıda değerlendirme yapılabilir.
- 6- Girişimsel bir teknik değildir.
- 7- Değerlendirme kısmı defalarca tekrarlanabilir.
- 8- Neden-sonuç ilişkisinin, yapının basit parçalara indirgenerek, küçük bir yapıda çözümlenmesi ve bunun bütün yapıya ait kuvvetler ve yer değiştirmeler cinsinden formüle edilebilmesine olanak sağlar.

Sonlu Elemanlar Analizinin Dezavantajları(80,82):

- 1- Diş ve destekleyen yapıların biyolojik dinamikleri tam olarak simüle edilemeyebilir. Diş aşınması sonucu oluşan tersiyer dentinin modele edilememesi bu duruma örnek verilebilir.
- 2- Elde edilen sonuçların doğruluğu malzemenin özelliklerinin gerçeği yansıtacak şekilde sisteme aktarılmasına bağlıdır.
- 3- Analizlerin yapılabilmesi için gereken yazılımların düzenli olarak güncellenmesi bir maliyet ortaya çıkarmaktır.

2.5.1 Sonlu Elemanlar Analizinde Temel Mekanik Kavramlar

Gerilim (Stres)

Katı mekaniğindeki karşılığıyla gerilim, birim alana etki eden kuvvet miktarını tanımlar(83). Formülü aşağıdaki şekilde ifade edilir. Uluslar arası birim sistemine göre birimi N/m^2 (Paskal) dır. Psi (Pound per square inch) de kullanılmaktadır. Çalışmamızın analiz sonuçları megapaskal (MPa) birimi üzerinden değerlendirilecektir.

$$\text{Gerilim} = \text{Kuvvet}/\text{Alan} (\sigma = F/A)$$

Bir cisim üzerine etki eden kuvvetler, üç farklı türde gerilim ortaya çıkarabilir:

- 1- Çekme Gerilimi (Tensile Stress): Malzemenin yüzey alanına dik ve malzemeyi kuvvet yönünde uzatacak kuvvetlerin oluşturduğu bozulmaya karşı ortaya çıkar. Etkilendiği tek değişken kuvvet değildir, malzemenin kesit alanındaki değişikliklerde çekme gerilimi üzerine etkilidir.
- 2- Sıkışma Gerilimi (Compressive Stress): Malzemeye dik yönde fakat çekme gerilimindeki kuvvetlerin tersine malzemeyi sıkıştıracak şekilde uygulanan kuvvetler sonucunda ortaya çıkar. Yüzeye dik etkiyen bu iki gerilim türü “normal gerilimler” olarak adlandırılır.

- 3- Makaslama Gerilimi (Shear Stress): Malzemenin iki zıt yüzeyinin birbirine paralel ve ters yönde kaymalarını sağlayacak şekilde uygulanan kuvvetler sonucunda ortaya çıkar.

Bileşik Gerilme Durumu

Doğada ve günlük hayatta maruz kalınan kuvvetlerin tek tipte gerilmeler oluşturmaları pek de mümkün değildir. Materyallere uygulanan kuvvetler sonucunda genellikle üç tip gerilmenin bir arada olduğu bileşik gerilme durumu gözlenir.

Asal Gerilim Değerleri

Makaslama gerilimlerinin sıfır olduğu durumda üç boyutlu elemanların asal gerilim (principle stress) değerleri elde edilir. Bu koşullar altında oluşan çekme gerilimleri maksimum asal gerilim olarak, sıkışma gerilimleri ise minimum asal gerilimler olarak isimlendirilir.

Gerinim (Strain)

Gerinim, kuvvet uygulanan bir malzemenin, kuvvet uygulanmadan önceki durumuna kıyasla şeklinin ne oranda değiştiğini ifade eder(83). Böylece malzemedeki şekil değişikliği matematiksel olarak ifade edilebilir. Kuvvetler karşısında ortaya çıkan bu deformasyon kuvvetler kaldırıldıktan sonra eski durumuna dönebiliyorsa “elastik deformasyon” olarak adlandırılır. “Plastik deformasyon” ise uygulanan gerilmenin malzemenin elastik sınırını aşması sonucunda kalıcı şekilde değişikliğe uğramasıdır. Yüzdelik bir değer veya kesirle ifade edileceği için gerinimin birimi yoktur. Genelde % ile ifade edilen gerinimin 1 birimi %100 uzamayı ifade ederken 1000 mikrostrain %0,1 uzamayı ifade eder(81). Formülü aşağıdaki şekildedir:

$$\epsilon = \text{uzunluktaki değişim} / \text{başlangıç uzunluğu}$$

Esneklik Katsayısı (Young Modülü)

Elastik şekil değişikliğinin matematiksel temelleri bundan 300 yıl kadar önce Robert Hooke’un yaylar üzerinde yaptığı gözlemlere dayanır. Gözlemleri sonucunda materyallerin farklı kuvvetler karşısında benzer deformasyon oranları gösterdiğini tespit etmiştir. Elastik malzemelerde, gerilim ve gerinim arasındaki ilişkinin doğrusallığını gösteren bu eşitliğe Hooke kanunu adı verilir ($F=kx$).

Esneklik katsayısı, malzemede oluşan gerilim ile gerinim arasındaki oranı veren değerdir. Konu üzerine yaptığı çalışmalardan ötürü Thomas Young'a ithafen Young modülü adıyla da anılır. Formülü aşağıdaki şekildedir:

$$E = \sigma / \varepsilon$$

Esneklik kat sayısı= gerilim / gerinim

Formülden yola çıkarak young modülü bir miktar gerinim yaratabilmek için malzemeye uygulanması gereken gerilim miktarı olarak tanımlanabilir. Dolayısıyla malzemenin yüksek bir young modülüne sahip olması esnemesinin zor olduğunu, düşük bir değere sahip olması da nispeten kolayca esneyebileceğini gösterir. Kortikal kemiğin esneklik katsayısının yumuşak dokunun 6700 katı olması buna bir örnektir(81).

Poisson Oranı

Elastik sınırlar içerisinde kuvvete dik yöndeki gerinimin, yükleme yönündeki gerinime oranıdır(83). Daha anlaşılır haliyle bir cisim üzerinde enine daralmanın boyuna uzamaya oranı olarak tanımlanabilir. Gerilen bir lastik şeridin boyuna uzamasına karşılık, eninin daralması buna örnek gösterilebilir. Poisson oranı bütün maddeler için 0 ile 0.5 arasındadır. Süngerin poisson oranı çok küçükken metal yapıların poisson oranı daha yüksektir. Düşük poisson oranı aynı zamanda malzemenin yüksek oranda potansiyel enerji depolayabildiğinin göstergesidir.

Von Mises Gerilimi

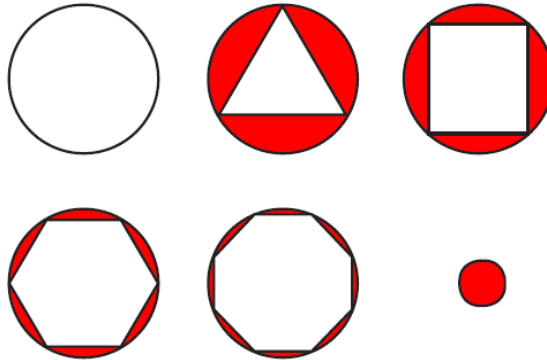
Von Mises gerilimi, şekillendirilebilir materyaller için şekil değiştirmenin başlangıcı olarak tanımlanır. Von Mises gerilimi materyal üzerinde oluşan stres dağılımları ve yoğunlaşmaları hakkında bilgi verir(84). Von Mises gerilimi, kırılma dayanıklılığının ölçüldüğü analizlerde de kullanılır. Von Mises gerilmesinin hesaplanmasında farklı gerilmelerin ortalamaları değerlendirmeye alınır bu nedenle sıkışma ve çekme gerilimleri değerlendirilemez.

2.5.2 Sonlu Elemanlar Analizinde Stres Analiz Yöntemi

SEA bir materyal veya tasarımın bilgisayar modeli oluşturup, sanal gerilimler uygulanarak belirli sonuçlar doğrultusunda analiz edilmesinde kullanılan nümerik bir yöntemdir. SEA nokta ve elemanlardan oluşan karmaşık bir sistemle ağ adı verilen örgü

yapıyı kullanır. Bu ağ yapı belirli bir materyalin geometrisini ve yükleme koşullarına nasıl reaksiyon göstereceğini belirleyen yapısal özelliklerini (elastik modülüs, poisson oranı ve yield dayanımı) içerecek şekilde programlanır. Ağ yapı örümcek ağına benzer ve her nokta ağ elemanlarını bitişikteki noktaya genişletir. Temel konu, hesaplamaların sınırlı sayıdaki nokta üzerinde yapılar ortalama değerler üzerinden tüm alanın sonuçlarının elde edilmesidir. Bir cismin sonsuz serbestlik derecesi vardır, yani sınırsız sayıdaki tanecikten oluşur ve bu şartlar altında problemlerin çözümü mümkün değildir. SEA sonsuz sayıdaki tanecik veya noktayı ağ yapısı oluşturarak sınırlı sayıya indirgeyip hesaplamaları bu sınırlı sayıdaki nokta üzerinden yapar(85). Bu fonksiyonu ve elemanların geometrisini kullanarak elemanlara etkiyen dış kuvvetler ve noktalardaki yer değiştirme arasındaki eşitlik denklemleri hesaplanabilir.

Teorik olarak elemanların şekli ve büyüklüğü sonuçları belirler. Nokta ve elemanların arttırılmasıyla hesaplama sayısının artması sonuçların doğruluğunu arttırır(82). Bir daire alanının hesaplanmasında kullanılan çizgi sayısını arttırmanın hata payını düşürmesi örnek olarak verilebilir (Şekil 2.16).



Şekil 2.16: Analiz sırasında kullanılan nokta sayısının arttırılmasıyla daha hassas sonuçların elde edilmesi(82)

SEA, izotropik veya anizotropik materyal özellikleri kullanılarak gerçekleştirilebilir(86). Gerçek hayattaki bütün materyaller az çok anizotropiktir fakat değerlendirme sırasında izotropik veya ortotropik değerler kullanılarak basitleştirilir. Analiz lineer statik veya non-lineer analizler olarak gerçekleştirilir. Lineer sistemler daha basittir ve elastik deformasyonun belirlenmesinde etkili bir yöntemdir. Birçok non-lineer sistem, materyalleri kırık oluşumuna kadar değerlendirir ve plastik deformasyonun incelenebilmesini sağlar. SEA'nın nihai sonucu, yükleme sonucunda yapının normal ve makaslama stres değerleridir. Başarısızlık kriteri ise Von-Mises stresi ile ölçülür(87).

2.5.3 Sonlu Elemanlar Analiz Yönteminin Aşamaları

1- Üç Boyutlu Modellerin Elde Edilmesi (Preprocessing)

Modelin oluşturulması için rutin olarak MRG ve BT görüntüleri üzerinden veya üç boyutlu tarayıcıdan elde edilen veriler üzerinden modelleme yapılır. Bu modellemeler üzerindeki ayrıntılı düzenlemeler sonrasında üç boyutlu model elde edilmiş olur. Analizi yapılacak modelin ‘‘matematiksel model’’ olarak da adlandırılan, bir önceki başlıkta bahsedilen ağ yapısı oluşturulur. Özellikle ölçümlerin yapılacağı bölgelerde ağ yapısının sıklaştırılması gerçeğe daha yakın sonuçların elde edilmesini sağlar.

2- Verilerin Programa Aktarılması (Analiz)

Analizin en önemli aşaması sınır koşullarının doğru uygulanmasıdır. Sınır koşullarında yapılacak hata, sonuçların güvenilirliğini ve geçerliliğini etkilemektedir. İlk belirlenen sınır koşulu, cismin hangi noktalardan sabitleneceği ve kuvvetlerin hangi noktalardan uygulanacağıdır. Uygulanacak kuvvetin cisim üzerinde bir stres oluşturabilmesi için cismin uzayda birkaç noktadan sabitlenmesi gerekmektedir. Uygulanacak kuvvetle ilgili bir diğer nokta ise belirlenen noktalara hangi açı, yön ve şiddette kuvvetlerin uygulanacağıdır. Modelleri oluşturulan kemik, implant, diş dokuları gibi farklı yapı veya materyallerin mekanik özellikleri (Young modülü, poisson oranı) de sisteme yüklenmesi gereken diğer verilerdir. Bu veriler ve değerlerle ilgili birçok çalışma yapılmış ve elde edilen sonuçlar literatürde paylaşılmıştır. Bu değişkenlerin doğruluğu ve klinik koşullara uygunluğu çalışmanın geçerli olması için önemli bir koşuldur.

3- Analizin Çözümlemesi (Postprocessing)

Farklı yükleme koşulları, farklı tasarımlar ve farklı materyaller kullanılarak farklı değişkenlere ilişkin veriler elde edilebilir. Bu veriler genellikle asal gerilimler, eksensel gerilimler, yer değiştirme değerleri, deformasyon değerleri veya eşdeğer gerilimlerdir(80).

Analizi yapılacak verinin seçiminde materyalin mekanik özellikleri göz önünde bulundurulmalıdır. Kırılgan materyallerin (kemik, porselen, diş sert dokuları vb.) değerlendirilmesinde asal gerilim değerleri (maksimum asal gerilim, minimum asal gerilim) kullanılır. Von Misses stres değerleri ise metaller gibi esneyebilen materyallerin plastik deformasyonunun analizinde kullanılır. Asal gerilim değerlerinden maksimum asal gerilim modeldeki çekme tipi gerilimi, minimum asal gerilim ise modeldeki sıkışma tipi

gerilimi ifade eder. Von Misses stres değerleri ile de tüm yapıda veya belirli bir yüzeyin tamamında oluşan stres hakkında bilgi elde edilebilir, hatta simüle edilen kuvvetler karşısında materyalin kalıcı deformasyon gösterip göstermeyeceğini belirleyen yield noktasının aşılıp aşılmadığı da bu değerlerle kontrol edilebilir(88).



3 GEREÇ VE YÖNTEM

Çalışmamızda kırık hattında 10 mm den az yüksekliği olan, Sınıf I (Luhr sınıflaması) atrofik mandibula ile 1,0 mm, 1,5 mm, 2.0 mm ve 2.5 mm kalınlıktaki plaklar internal fiksasyon prensipleri doğrultusunda üç boyutlu olarak modellenmiştir. Farklı kalınlıklardaki bu plaklara titanyum ve CFR-PEEK materyal değerleri uygulanarak keser ve molar bölgeden ısırma koşulları modeller üzerinde SEA yardımıyla simüle edilmiştir. Bu sayede aynı geometriye sahip plakların titanyum ve CFR-PEEK materyalden üretildiği koşullardaki karşılaştırması yapılabilmektedir. Analiz sonucunda elde edilen veriler; plaklarda oluşan Von Misses stres değerleri, vidalarda oluşan Von Misses stres değerleri, vidalar etrafındaki kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilim değerleri ve kırık segmentler arasındaki yer değiştirme miktarı açısından değerlendirilmiştir. Analizlerden elde edilen sonuçlar sayesinde Sınıf I atrofik mandibula kırıklarında uygulanan farklı kalınlıktaki titanyum ve CFR-PEEK plakların performansları iki farklı ısırma koşulunda ayrı ayrı değerlendirilebilmiş ve karşılaştırmaları yapılmıştır.

Üç boyutlu SEA'nin gerçekleştirilmesi için aşağıdaki aşamalar sırasıyla takip edilmelidir:

- 1- Üç boyutlu modellerin elde edilmesi
- 2- Ağ yapısının oluşturulması
- 3- Eleman ve düğüm noktalarının belirlenmesi
- 4- Sınır koşullarının tayini
- 5- Analizin yapılması
- 6- Analizlerin çözümlenmesi

Üç Boyutlu Modellerin Elde Edilmesi

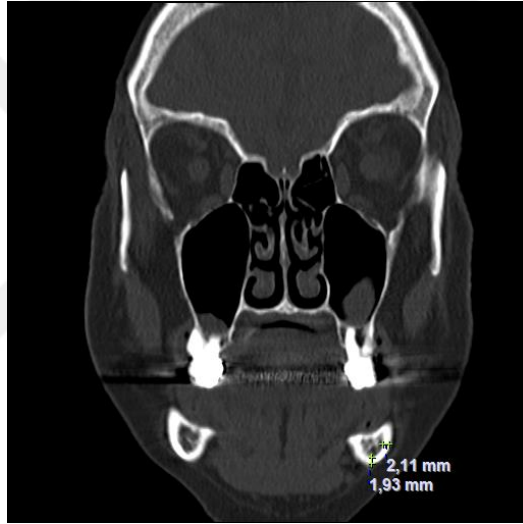
3 boyutlu ağ yapısının düzenlenmesi ve daha homojen hale getirilmesi, 3 boyutlu modellerin elde edilmesi ve sonlu elemanlar stres analizinin yapılması için Intel Xeon ® R CPU 3,30 GHz işlemci, 500 GB dahili bellek, 14 GB RAM donanımı ve Windows 7 Ultimate Version Service Pack 1 işletim sistemi olan bilgisayardan, Rhinoceros 4.0 (3670 Woodland Park Ave N, WA 98103 USA) 3 boyutlu modelleme yazılımından ve Algor Fempro (ALGOR, Inc. 150 Beta Drive Pittsburgh, PA 15238-2932 USA) analiz programından yararlanılmıştır.

Mandibula modellemesi amacıyla, daha önce hastanemizde çekilmiş maksillofasiyal BT'ler incelenmiş ve rezidüel yüksekliği 10 mm den az olan, Sınıf I atrofik mandibula kriterlerine uyduğu tespit edilen tomografiler belirlenmiştir. İncelemeler sonucunda acil polikliniğine düşme şikayetiyle başvuran, 90 yaşındaki bayan hastanın tomografisi kriterlere uygun bulunmuş ve muayenesi sırasında alınmış maksillofasiyal tomografisi hastanemiz görüntüleme sisteminden DICOM formatında kaydedilmiştir. Tomografi çekiminde Siemens marka Sensation 16 (Siemens Healthcare, Erlangen, Germany) model BT cihazı kullanılmıştır. Çekim sırasında doz ayarları 120KvP, 240 mA değerinde kullanılmış ve 500 saniyelik çekimle 1 milimetrelilik kesitler elde edilmiştir.

Tomografi kesitleri 3D-Doctor yazılımına aktarılmış ve "3D Complex Render" yöntemi ile üç boyutlu model elde edilmiştir. 3ds Max ® programına aktarılan modelden diğer anatomik yapılar silinerek kondil ve koronoidleri de içerecek şekilde mandibula modeli elde edilmiştir (Şekil 3.1). Hastanın tomografisi üzerinden yapılan ölçümle kortikal kemik kalınlığı yaklaşık olarak 2 milimetre olarak tespit edilmiş (Şekil 3.2) ve modelin dış kısmında 2 milimetrelilik bir kortikal kemik üç boyutlu olarak modellenmiştir. Daha sonra kortikal kemik offset yöntemi ile uzaklaştırılarak spongios kemik elde edilmiştir (Şekil 3.3). Mandibulanın kortikal kemiği, simfiz, gövde, angulus, ramus, koronoid ve kondil şeklinde 11 kısma bölünmüş, süngerimsi kemik ise 1 kısım olarak modellenmiştir (Şekil 3.1). Kırığın oluşturulması amacıyla, mandibulada rezidüel yüksekliğinin 10 milimetreden daha az olduğu, sınıf I atrofi koşullarına uyan kesitinde ön arka yönde 1 milimetrelilik kısım kallus dokusu olarak simüle edilmiştir.



Şekil 3.1: Üç boyutlu Sınıf I atrofik mandibula modeli



Şekil 3.2: Kortikal kemik kalınlığının tomografi yardımıyla tespiti,

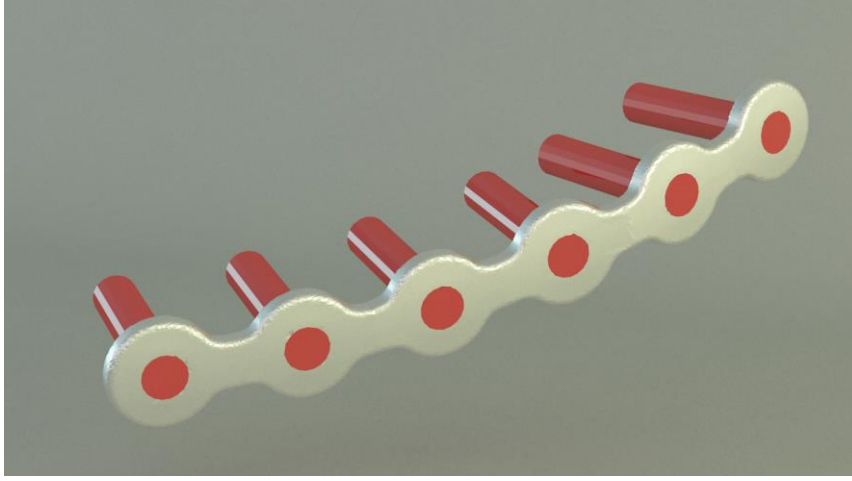


Şekil 3.3: Offset yöntemiyle elde edilen süngerimsi kemik dokusu

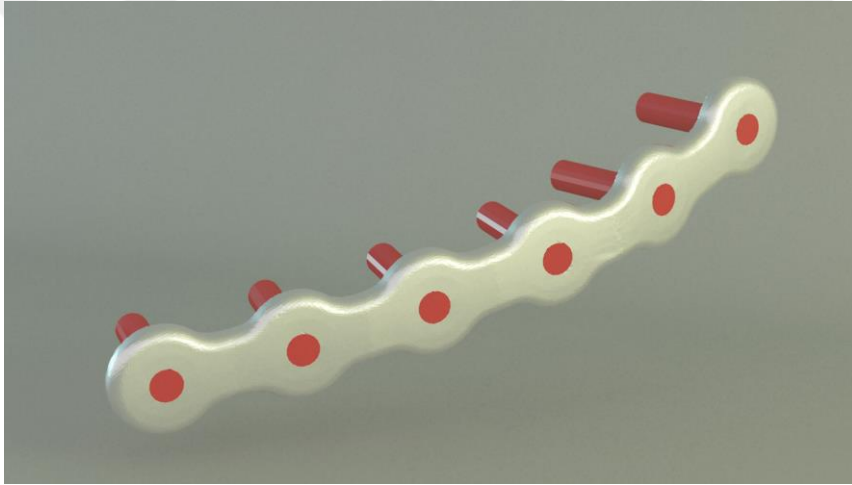
Fiksasyon sistemlerinin üç boyutlu modellenmesi SolidWork yazılımıyla gerçekleştirilmiştir. Mandibula kırıklarının tedavisi için kullanılan, Synthes firmasının Compact seti içerisindeki 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm, ve 2,5 mm kalınlıklarındaki kilitli plaklar firmanın broşürü(89,90) baz alınarak aynı boyutlarda modellenmiştir (Şekil 3.4). Bu sayede 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm kalınlıklardaki 2.0 mini plak sistemleri ve 2,5 mm kalınlığındaki 2.4 rekonstrüksiyon plağının modeli elde edilmiştir. Plakların hepsi 6 delikli olarak modellenmiş ve her segmentte 3 vida bulunacak şekilde simüle edilmiştir. İlgili plaklardan 1,0 mm kalınlığında olanların yüksekliği 4,8 mm, 1,5 ve 2,0 mm kalınlığında olanların yüksekliği 6,5 mm, 2,5 mm kalınlığında olan rekonstrüksiyon plaklarının ise yüksekliği 8mm olarak modellenmiştir. Vidalar beraber kullanıldıkları plak sisteminin boyutuna uygun olarak 1,0 mm, 1,5 mm ve 2,0 mm kalınlıklardaki plaklar için 2 mm kalınlığında, 2,5 mm kalınlığındaki plaklar için 2,4 mm kalınlığında düz silindirler olarak modellenmiştir (Şekil 3.5-3.8). Bütün vidalar kemik segmentlere bikortikal olarak yerleştirilmiş ve kortikal kemik içindeki sonlanmaları her vida yerleştirildikten sonra ayrı ayrı kontrol edilmiştir.



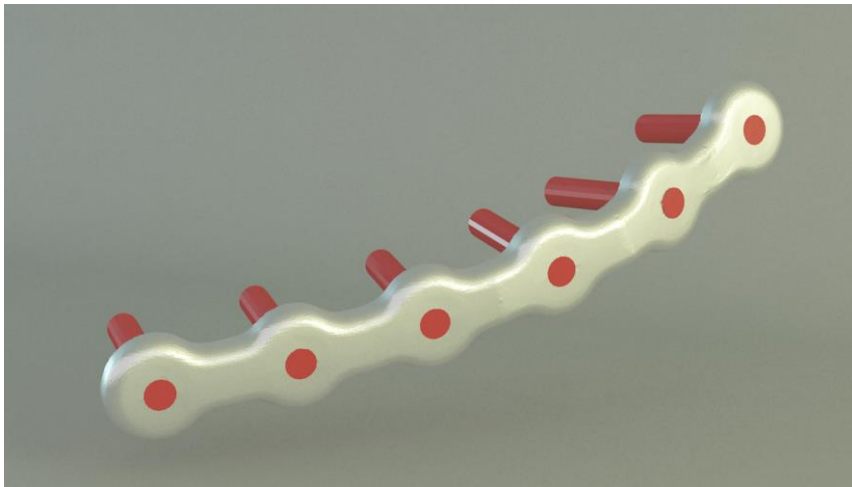
Şekil 3.4: Üç boyutlu plak modellemeleri sırasında kullanılan broşür bilgileri(89,90)



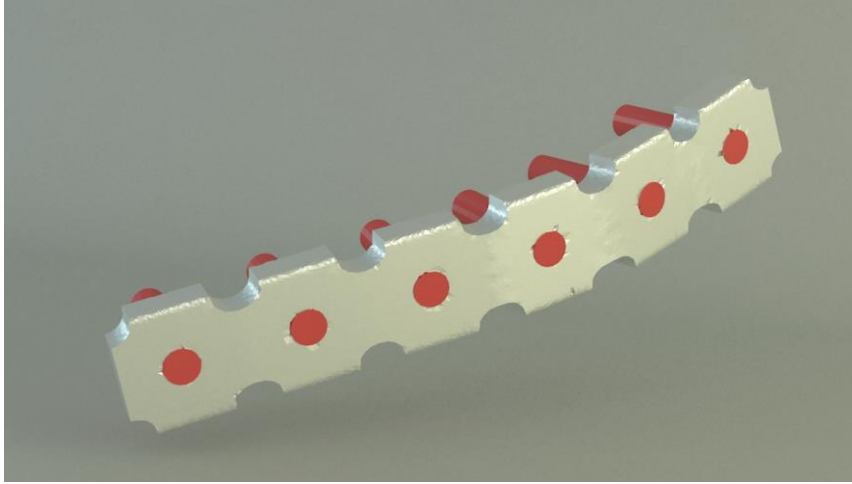
Şekil 3.5: 1,0 milimetre kalınlığındaki mini plak ve vidaların üç boyutlu modeli



Şekil 3.6: 1,5 milimetre kalınlığındaki mini plak ve vidaların üç boyutlu modeli



Şekil 3.7: 2,0 milimetre kalınlığındaki mini plak ve vidaların üç boyutlu modeli



Şekil 3.8: 2,5 milimetre kalınlığındaki rekonstrüksiyon plağı ve vidaların üç boyutlu modeli

Plak sistemleri üç boyutlu olarak mandibula modeline uyumlandırıldıktan sonra kilitli vidayı simüle etmek amacıyla vida ve plak modelleri birleştirilmiştir. Vidaların mandibulaya denk gelen kısımları için gerekli ebatlarda kemik kesileri yapılmış ve vidalar bu boşluklara denk gelecek şekilde plak sistemleri mandibula modeline yerleştirilerek sabitlenmiştir (Şekil 3.9 -3.12).



Şekil 3.9: 1,0 milimetre kalınlığındaki mini plağın mandibula modeline uyumlanması



Şekil 3.10: 1,5 milimetre kalınlığındaki mini plağın mandibula modeline uyumlanması



Şekil 3.11: 2,0 milimetre kalınlığındaki mini plağın mandibula modeline uyumlanması



Şekil 3.12: 2,5 milimetre kalınlığındaki mini plağın mandibula modeline uyumlanması

Ağ Yapısının Oluşturulması

Çalışmamızdaki modellerin ağ yapısı serbest yöntem ile oluşturulmuştur. Serbest yöntem ile otomatik olarak oluşturulan ağ yapısının analizin değerlendirileceği, yani kendi içerisinde büyük değişmelerin gözlenebileceği bölgede yoğunlaştırılmasıyla daha doğru sonuçların elde edilmesi mümkün olmaktadır. Çalışmamızda kırık bölgesi ve vidaların yakınında konumlanacak bütün kortikal kemik kısmında ayrıca vidalar ve plaklar üzerindeki ağ miktarı yoğunlaştırılmıştır.

Eleman ve Düğüm Noktalarının Belirlenmesi

Modeller için kullanılan düğüm ve eleman sayıları:

	Düğüm	Eleman
1,0 mm kalınlığında mini plak uygulanan mandibula modeli	195494	937208
1,5 mm kalınlığında mini plak uygulanan mandibula modeli	197623	948978
2,0 mm kalınlığında mini plak uygulanan mandibula modeli	197255	946161
2,5 mm kalınlığında rekonstrüksiyon plağı uygulanan mandibula modeli	194539	935675

Materyal Özellikleri

Bu çalışmada kısa karbon fiber parçalarıyla güçlendirilmiş PEEK kompozit materyal, titanyum, süngerimsi kemik ve kırık boşluğunu dolduran kallus izotropik kabul edilmiş ve her doğrultu için tek bir materyal değeri kullanılmıştır. Çalışmamızda mandibular kortikal kemik ortotropik olarak değerlendirilmiş ve her doğrultu için belirlenmiş değerler modele aktarılmıştır.

SEA ile kuvvetler karşısındaki davranışların değerlendirilebilmesi için materyallerin mekanik özellikleri tanımlanmıştır. İzotropik ve ortotropik özellikler gösteren materyaller için ilgili değerler literatürden alınmıştır. Kullanılan malzemelerin değerleri tabloyla gösterilmiştir(62,91) (Tablo 1). Mandibula kortikal kemiği modelleme sırasında farklı mekanik özellikleri nedeniyle 11 bölgeye ayrılmıştır. Kallus, süngerimsi kemik, titanyum vida ve plaklar, CFR-PEEK plaklar ise izotropik materyaller olarak simüle edilmiş ve tabloda belirtilen değerler üzerinden analizleri gerçekleştirilmiştir.

Kemik yapıların mekanik özellikleri analiz sistemine girildikten sonra modelleme sırasında elde edilen 4 farklı boyuttaki plak önce titanyum materyal özellikleri üzerinden analize sokulmuş daha sonra CFR-PEEK materyal özellikleri modellere atanarak tekrar analizleri yapılmıştır. Analizler sırasında plaklarla beraber kullanılan vidalar her iki farklı plak grubunda da, klinik kullanımına uygun olacak şekilde, titanyum materyal özellikleri kullanılarak simüle edilmiştir. Plak boyutlarındaki ve materyallerdeki farklılıklar sayesinde 4 farklı plak, 2 farklı materyal ile simüle edilerek 8 farklı fiksasyon koşulu elde edilmiştir;

- Titanyum plaklar; 1,0 mm kalınlığında mini plak
 1,5 mm kalınlığında mini plak
 2,0 mm kalınlığında mini plak
 2,5 mm kalınlığında rekonstrüksiyon plağı
- CFR-PEEK plaklar; 1,0 mm kalınlığında mini plak
 1,5 mm kalınlığında mini plak
 2,0 mm kalınlığında mini plak
 2,5 mm kalınlığında rekonstrüksiyon plağı

Sınır Koşulların Tayini

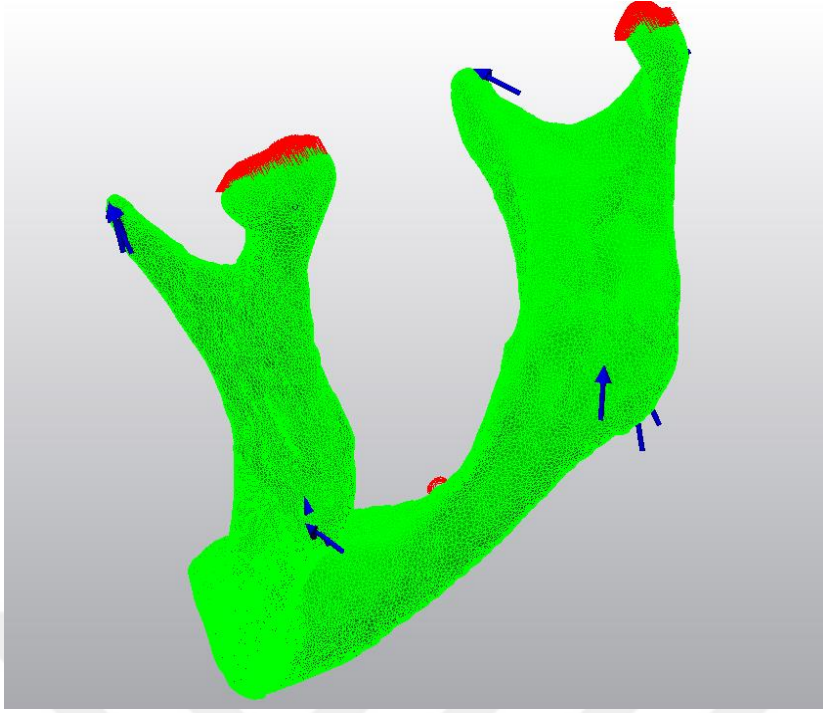
Mandibula hareketi her iki kondil için bütün doğrultu ve eksenlerde kısıtlanmıştır. Isırma fonksiyonlarının simüle edilmesi için büyük azı ve keser bölgelerinde oklüzal düzleme dik olacak şekilde vertikal hareketlilik engellenmiş ve horizontal düzlemdeki hareket serbestisine izin verilmiştir.

Yükleme Koşulları

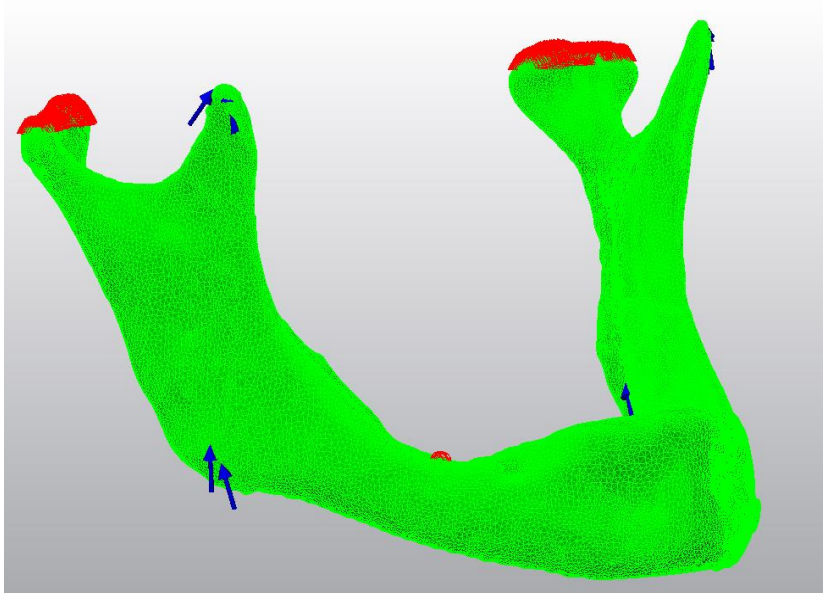
Çiğneme esnasında kullanılan ve mandibula ile bağlantılı kasların kuvvet bileşenleri Tablo 2’de gösterilmiştir. İki farklı yüklem koşulu için farklı kas kuvveleri tablolarda ayrı ayrı belirtilen oranlarla çarpılarak uygulanmıştır. Büyük azı bölgesinde yapılan ısırma koşulunda çalışan ve çalışmayan kasların oluşturacağı kuvvet miktarı tablo da belirtilen şekilde simüle edilmiştir. Kasların mandibulaya yapışma yerleri dikkate alınarak, hesaplanan kuvvetler Şekil 3.13 ve Şekil 3.14’de gösterildiği şekilde model üzerinde simüle edilmiştir.

Kaslar	Kas Grubu Kuvveti	Büyük azı bölgesi ısırma fonksiyon oranları		Keser bölgesi ısırma fonksiyon oranları		Vektör Koordinatları		
		Çalışan Taraf (Sağ)	Dengeleyen Taraf (Sol)	Sağ Taraf	Sol Taraf	X	Y	Z
Yüzeysel Maseter	190,4	0,72	0,60	0,40	0,40	- 0,207	+ 0,884	+ 0,419
Derin Maseter	81,6	0,72	0,60	0,26	0,26	- 0,546	+ 0,758	- 0,358
Medial Pterigoid	174,8	0,84	0,60	0,78	0,78	+ 0,486	+ 0,791	+ 0,373
Anterior Temporalis	158,0	0,73	0,58	0,08	0,08	- 0,149	+ 0,988	+ 0,044
Orta Temporalis	95,6	0,66	0,67	0,06	0,06	- 0,222	+ 0,837	- 0,500
Posterior Temporalis	75,6	0,59	0,39	0,04	0,04	- 0,208	+ 0,474	- 0,855
inferior lateral Pterigoid	66,9	0,30	0,65	0,71	0,71	+ 0,630	- 0,174	+ 0,757
Superior lateral Pterigoid	28,7	-	-	0,50	0,50	+ 0,761	- 0,074	+ 0,645
Anterior Digastrik	40,0	-	-	0,50	0,50	- 0,244	- 0,237	- 0,940

Tablo 2: Farklı bölgelerden ısırma koşullarında çalışan ve dengeleyen taraftaki kas kuvvetleri ve vektörleri



Şekil 3.13: Farklı kaslarının oluşturduğu kuvvet vektörleri ve hareket kısıtlamaları



Şekil 3.14: Farklı kaslarının oluşturduğu kuvvet vektörleri ve hareket kısıtlamaları

Sonuç olarak 4 plak ve bir atrofik mandibulanın kullanıldığı 4 farklı model elde edilmiştir. Plak materyaline iki farklı materyalin özelliği atanıp, modeller keser ve büyük azı bölgelerinden olacak şekilde iki farklı ısırma fonksiyonunda simüle edilerek toplamda 16 adet SEA yapılmıştır.

4 BULGULAR

4.1 Plaklar Üzerinde Oluşan Von Misses Stres Değerleri

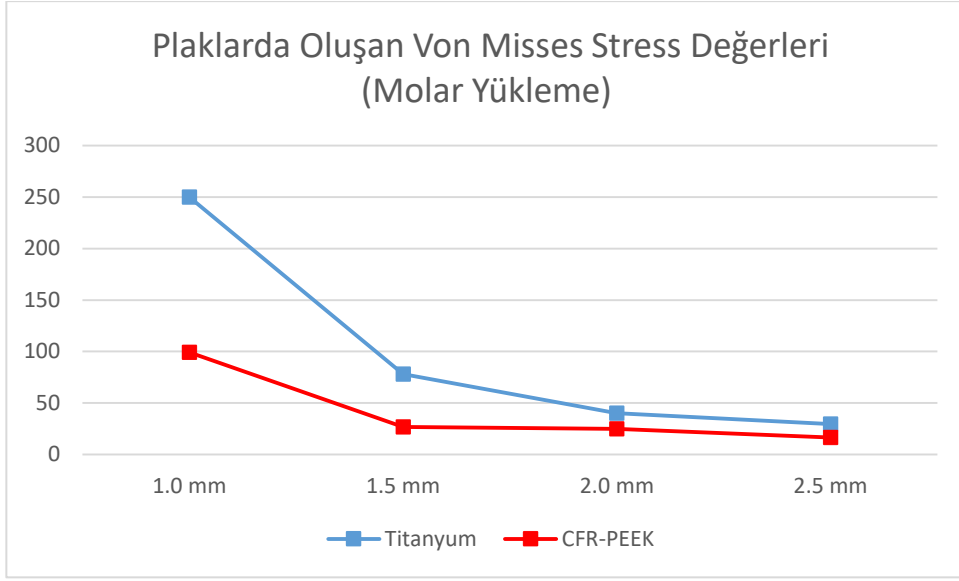
Plaklarda oluşan streslerin değerlendirilmesi için vida deliklerinin ortasına denk gelen 5 noktanın (Şekil 4.2) Von Misses stres değerleri tespit edilmiştir. Farklı kalınlıklardaki plaklar ve materyaller arasında karşılaştırma yapılabilmesi amacıyla, stres birikiminin en yoğun olduğu, kırık bölgesinin üzerine gelen plak bölümlerindeki (3 nolu ölçümler) stresler grafikler yardımıyla gösterilmiştir.

4.1.1 Molar Bölgeden Yüklenen Modellerdeki Plakların Von Misses Stress Değerleri

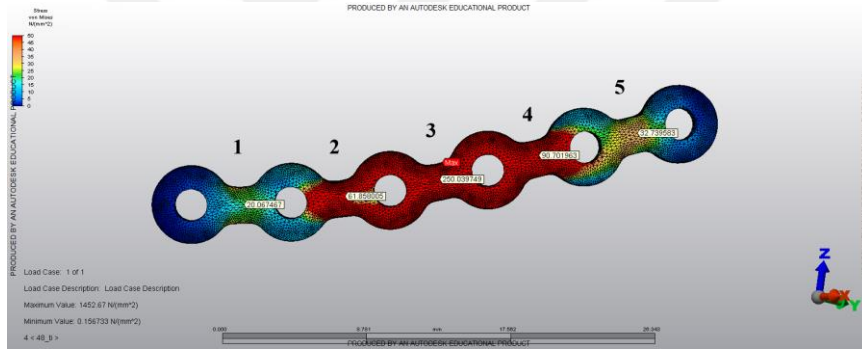
Molar bölgeden ısırma koşulunun simüle edildiği analizlerde plaklar arasında en yüksek stres miktarı 1,0 mm kalınlığındaki titanyum plağın kırık bölgesinin üzerine denk gelen noktasında oluşmuştur (250,04 MPa). En az stres miktarına ise 2,5 mm kalınlığındaki CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağında rastlanmıştır (16,55 MPa). Plakların neredeyse hemen hepsinde stresler plağın orta noktasında yoğunlaşmıştır (Tablo 3). Plak kalınlığının artmasıyla stres miktarının azaldığı ve her kalınlık için ayrı ayrı CFR-PEEK plaklarda oluşan stres miktarının titanyum plaklara göre daha az olduğu tespit edilmiştir. Plak kalınlığının artmasıyla, 1,5 mm ve daha kalın plaklarda tespit edilen stres değerlerinde ufak değişiklikler tespit edilmiştir. Plak kalınlığıyla stres arasındaki ilişki en çok 1,0 mm kalınlığındaki plaktan 1,5 mm kalınlığındaki plağa geçişte gözlenmiştir (Şekil 4.1).

		1	2	3	4	5
1,0 mm kalınlığında mini plak	Titanyum	20,07	61,86	250,04	90,70	32,74
	CFR-PEEK	2,44	5,84	99,07	19,43	3,09
1,5 mm kalınlığında mini plak	Titanyum	32,36	49,66	78,10	40,31	48,50
	CFR-PEEK	2,13	13,54	26,61	26,51	4,01
2,0 mm kalınlığında mini plak	Titanyum	31,13	51,5	40,17	46,93	40,15
	CFR-PEEK	2,88	15,14	24,93	14,18	5,71
2,5 mm kalınlığında rekonstrüksiyon plağı	Titanyum	20,51	16,00	29,39	21,74	12,54
	CFR-PEEK	5,89	11,61	16,55	19,50	8,10

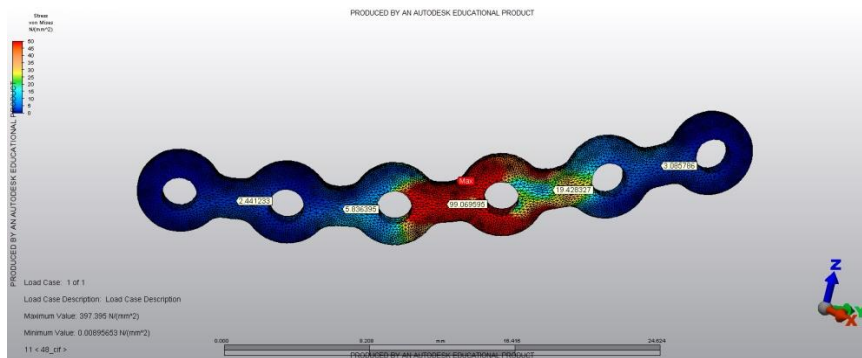
Tablo 3 :Molar bölgeden yükleme koşulunda plaklarda oluşan Von Misses stres değerleri



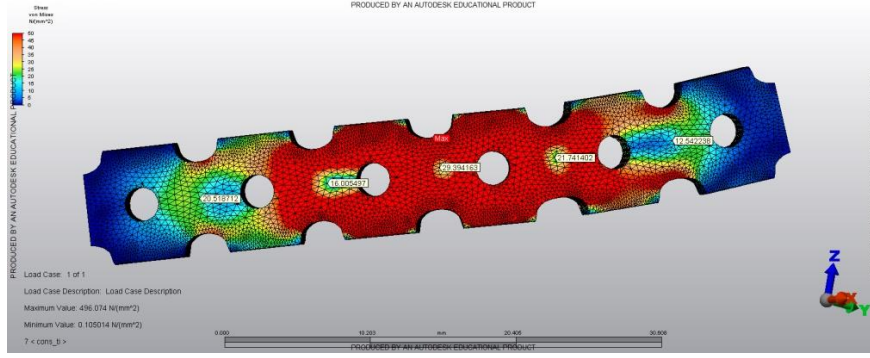
Şekil 4.1: Molar bölgeden yükleme koşulunda plakların ortasında oluşan Von Misses stres değerleri



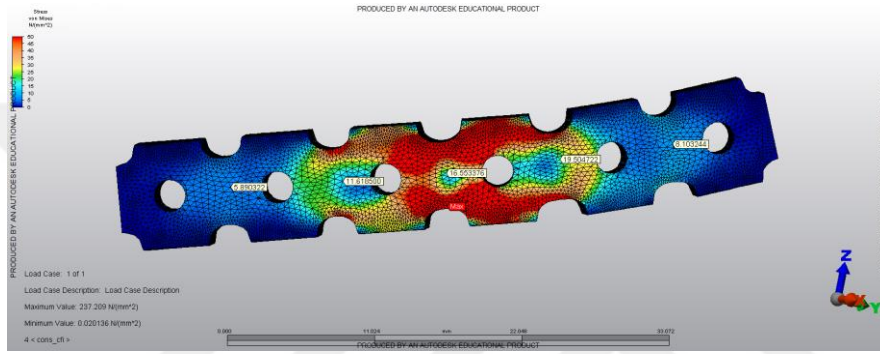
Şekil 4.2: 1,0 mm kalınlığındaki titanyum mini plakta oluşan Von Misses stres dağılımı



Şekil 4.3: 1,0 mm kalınlığındaki CFR-PEEK mini plakta oluşan Von Misses stres dağılımı



Şekil 4.4: 2,5 mm kalınlığındaki titanyum rekonstrüksiyon plağında oluşan Von Misses stres dağılımı



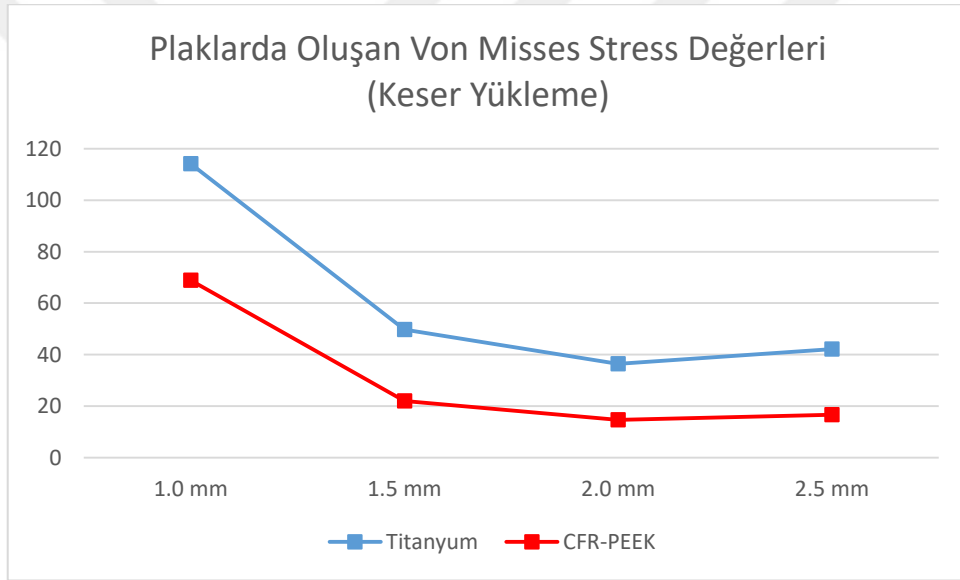
Şekil 4.5: 2,5 mm kalınlığındaki CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağında oluşan Von Misses stres dağılımı

4.1.2 Keser Bölgeden Yüklenen Modellerdeki Plakların Von Misses Stress Değerleri

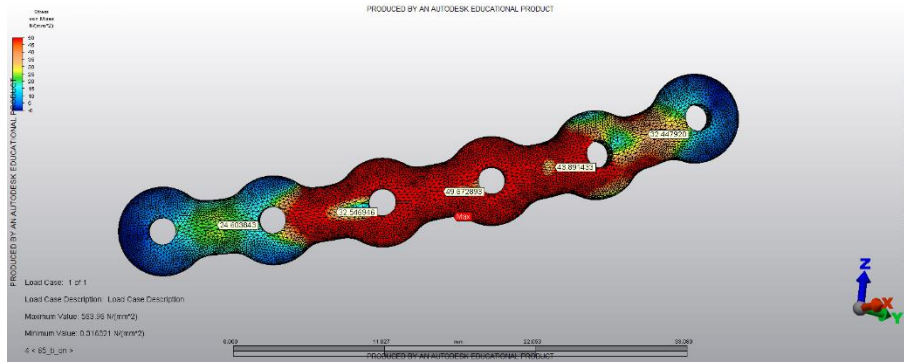
Kırık bölgesinin üzerine denk gelen plak kısımlarında en yüksek stres molar bölge yüklemelerinde olduğu gibi keser bölge yüklemelerinde de 1,0 mm titanyum plaklarda gözlenmiştir (114,17 MPa). En düşük strese ise 2,5 mm kalınlığında CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağında rastlanmıştır (16,66 MPa) (Tablo 4). Plakların kalınlığındaki artışla beraber Von Misses streslerinde azalma gözlenirse de titanyum ve CFR-PEEK materyallerin ikisi için de, 2,5 mm plaklarda 2,0 mm plaklara göre stres birikimi bir miktar daha fazla olmuştur. Molar yüklemedekine benzer şekilde her kalınlıktaki plak için ayrı ayrı CFR-PEEK plaklardaki stres birikimi titanyum plaklardan daha az oluşmuştur (Şekil 4.6).

		1	2	3	4	5
1,0 mm kalınlığında mini plak	Titanyum	6,84	31,99	114,17	28,74	13,98
	CFR-PEEK	1,20	3,21	68,90	13,24	2,18
1,5 mm kalınlığında mini plak	Titanyum	24,60	32,55	49,67	43,89	32,45
	CFR-PEEK	1,04	8,48	21,99	14,66	3,65
2,0 mm kalınlığında mini plak	Titanyum	14,59	23,68	36,47	15,46	13,72
	CFR-PEEK	1,05	5,31	14,61	4,23	2,85
2,5 mm kalınlığında rekonstrüksiyon plağı	Titanyum	16,83	27,73	42,16	19,75	13,82
	CFR-PEEK	4,53	11,01	16,66	10,36	6,12

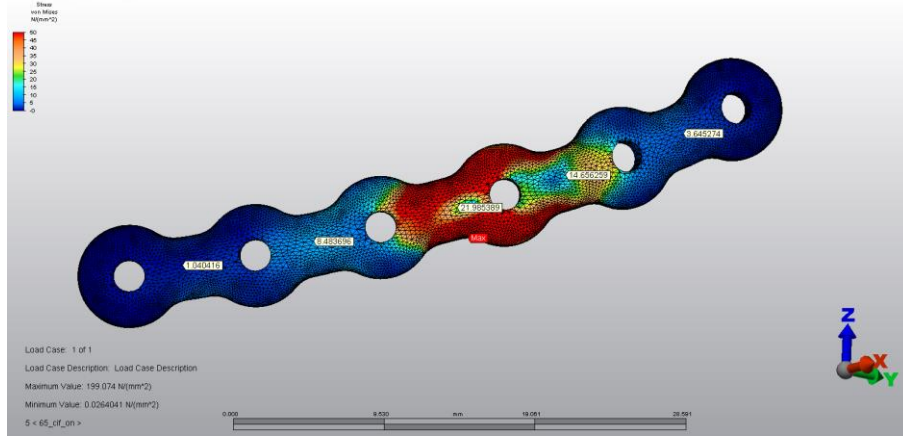
Tablo 4: Keser bölgeden yükleme koşulunda plakların ortasında oluşan Von Misses stres değerleri



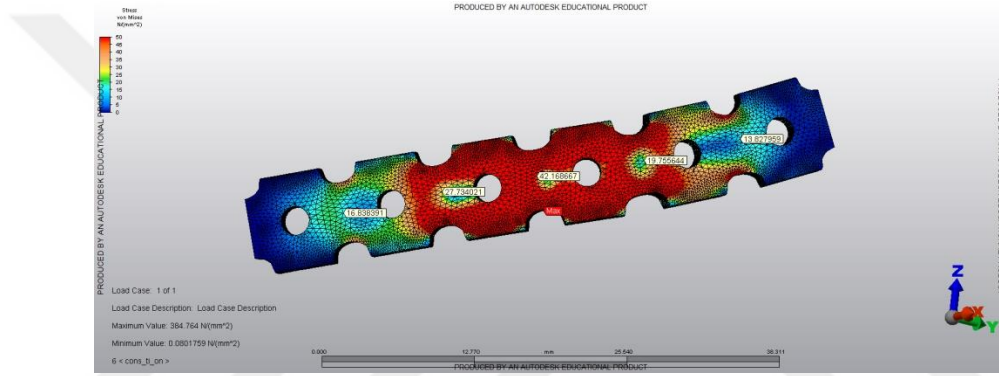
Şekil 4.6: Keser bölgeden yükleme koşulunda plakların ortasında oluşan Von Misses stres değerleri



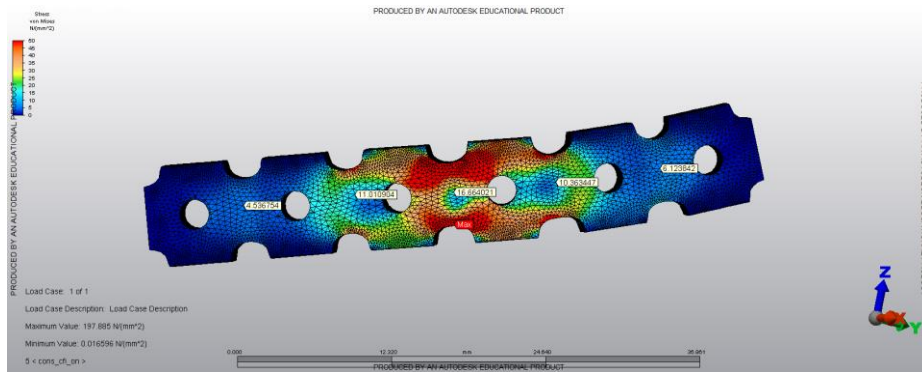
Şekil 4.7: 1,5 mm kalınlığındaki titanyum mini plakta oluşan Von Misses stres dağılımı



Şekil 4.8: 1,5 mm kalınlığındaki CFR-PEEK mini plakta oluşan Von Misses stres dağılımı



Şekil 4.9: 2,5 mm kalınlığındaki titanyum rekonstrüksiyon plağında oluşan Von Misses stres dağılımı



Şekil 4.10: 2,5 mm kalınlığındaki CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağında oluşan Von Misses stres dağılımı

4.2 Vidalar Üzerinde Oluşan Von Misses Stres Değerleri

Vidalara gelen streslerin değerlendirilmesi için vidalarda oluşan en yüksek Von Misses streslerinin ortalaması alınarak modellere ait vida ortalama stres değerleri tespit edilmiştir.

Farklı fiksasyon sistemlerinin karşılaştırıldığı çalışmamızın kuvvet dağıtma prensibi, vidalarda oluşan streslerin birbirine göre oranları üzerinden değerlendirilmiştir. Vidalar arasında en yüksek stres değeri gösteren vidanın stres değeri, diğer vidaların stres değerlerine bölünerek değerler toplanmış ve vidalar arası stres dağılım skoru elde edilmiştir. Bu skorun büyük olması vida stres miktarları arasında büyük farklılıkların olduğunu, yani kuvvetin vidalara simetrik dağıtılamadığını; skorun küçük olması ise streslerin vidalar üzerinde nispeten daha homojen dağıldığını ortaya koymaktadır.

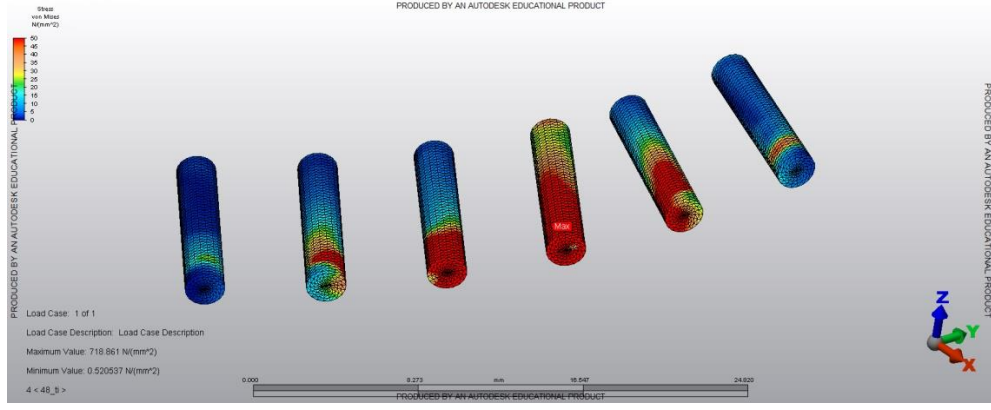
4.2.1 Molar Bölgeden Yüklenen Modellerdeki Vidaların Von Misses Stress

Değerleri

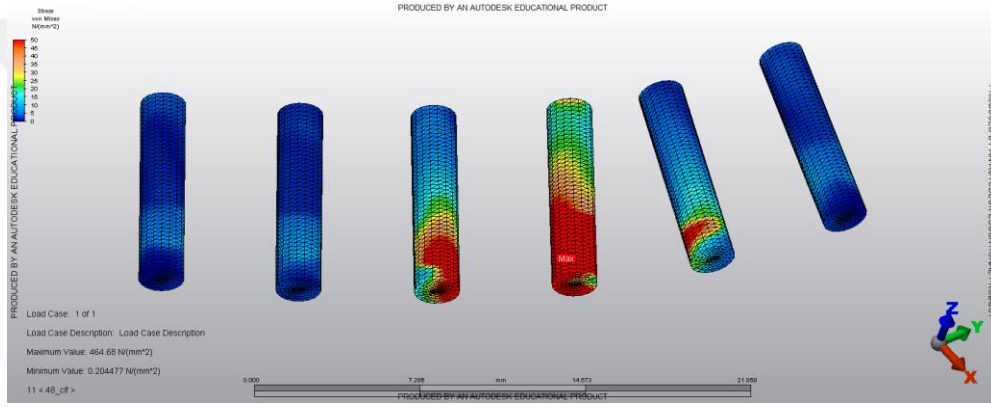
Molar bölgeden yüklenen modellerdeki ortalama vida stres değerleri bütün plak boyutlarında CFR-PEEK plak uygulanan modellerde daha az bulunmuştur. Ortalama vida stresleri ile plak kalınlıkları arasında tutarlı bir ilişki gözlenmezken, artan plak boyutuyla vidalara etkiyen kuvvetin daha homojen dağıldığı vidalar arası stres dağılım skorundan anlaşılmaktadır (Tablo 5). CFR-PEEK plaklar titanyum plaklarla karşılaştırıldığında kuvveti vidalar arasında dağıtımda daha başarısız olmuşlardır. En yüksek vida stresleri daha çok, kırığın proksimalindeki vidada gözlenmiştir. Vidalar kırık hattından uzaklaştıkça oluşan stres miktarı da azalmaktadır (Şekil 4.11-4.14).

	Titanyum				CFR-PEEK			
	1,0 mm	1,5 mm	2,0 mm	2,5 mm	1,0 mm	1,5 mm	2,0 mm	2,5 mm
Ortalama Stres	228,663	250,155	233,015	181,783	125,611	151,255	154,135	156,981
Vidalar arası stres dağılım skoru	52	22	16	13	109	83	65	30

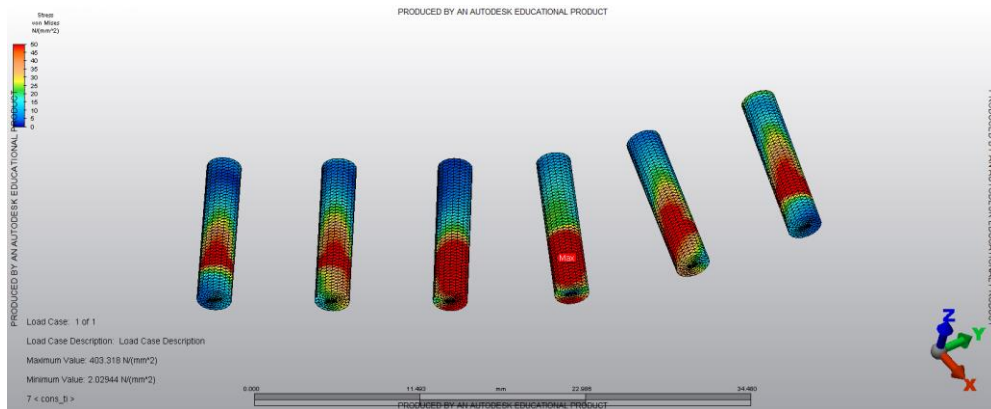
Tablo 5: Molar bölgeden yükleme koşulunda farklı plak modellerinin analizleri sonucunda vidalarda oluşan ortalama Von Misses stresleri ve vidalar arası stres dağılım skorları



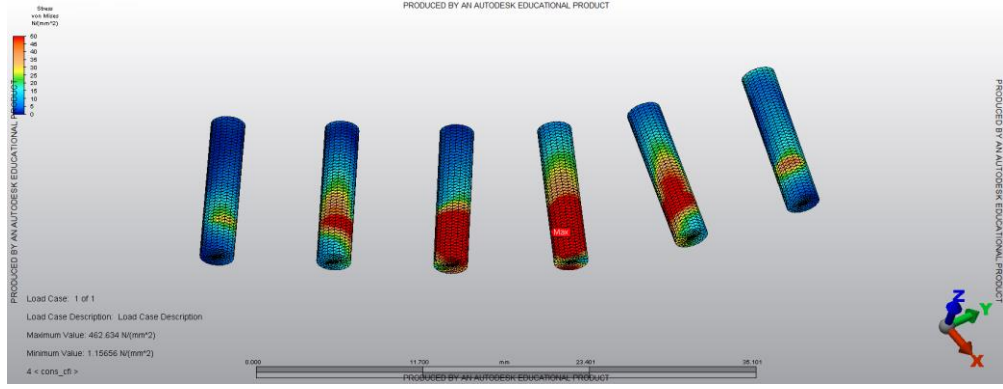
Şekil 4.11: Molar bölgeden yükleme koşulunda 1,0 mm kalınlığındaki titanyum mini plak modelindeki vidalarda oluşan Von Mises stres değerleri



Şekil 4.12: Molar bölgeden yükleme koşulunda 1,0 mm kalınlığındaki CFR-PEEK mini plak modelindeki vidalarda oluşan Von Mises stres değerleri



Şekil 4.13: Molar bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki titanyum rekonstrüksiyon plağı modelindeki vidalarda oluşan Von Mises stres değerleri



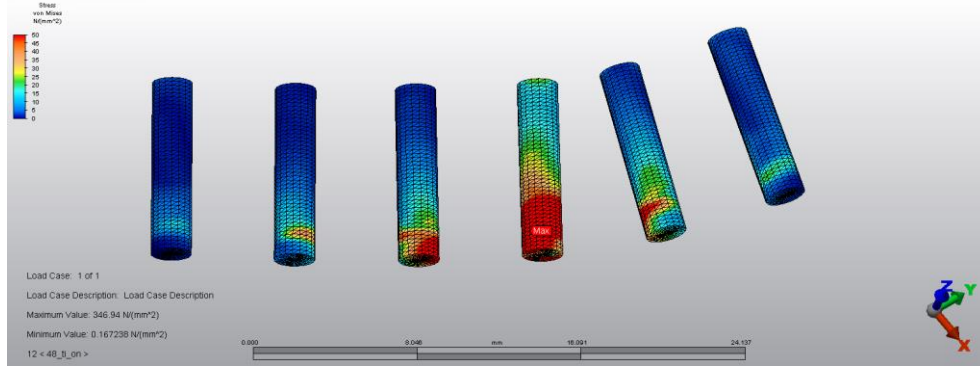
Şekil 4.14: Molar bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağı modelindeki vidalarda oluşan Von Misses stres değerleri

4.2.2 Keser Bölgeden Yüklenen Modellerdeki Vidaların Von Misses Stress Değerleri

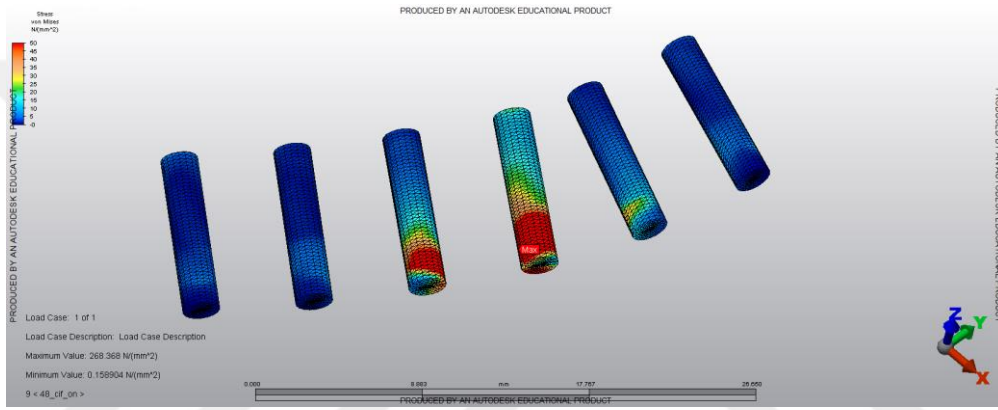
Keser bölgeden yüklenen modellerdeki ortalama vida stres değerleri bütün plak boyutlarında CFR-PEEK plak uygulanan modellerde daha az bulunmuştur. CFR-PEEK ve titanyum malzemeden oluşan plakların boyutunun artmasıyla vidalarda stresler daha homojen dağılmıştır. Molar yükleme koşulundakine benzer şekilde CFR-PEEK materyalden oluşan plakların kullanıldığı modellerde vidalar arası stres dağılım skoru daha fazla bulunmuş (Tablo 6) ve stresler daha çok kırığa komşu vidalarda birikmiştir. Maksimum stresler molar yüklemedekine benzer şekilde proksimal segmentin kırığa komşu vidasında gözlenmiştir (Şekil 4.15-4.18).

	Titanyum				CFR-PEEK			
	1,0 mm	1,5 mm	2,0 mm	2,5 mm	1,0 mm	1,5 mm	2,0 mm	2,5 mm
Ortalama Stres	96,133	180,343	96,490	141,875	82,175	127,92	80,528	123,155
Vidalar arası stres dağılım skoru	55	24	19	12	95	90	71	29

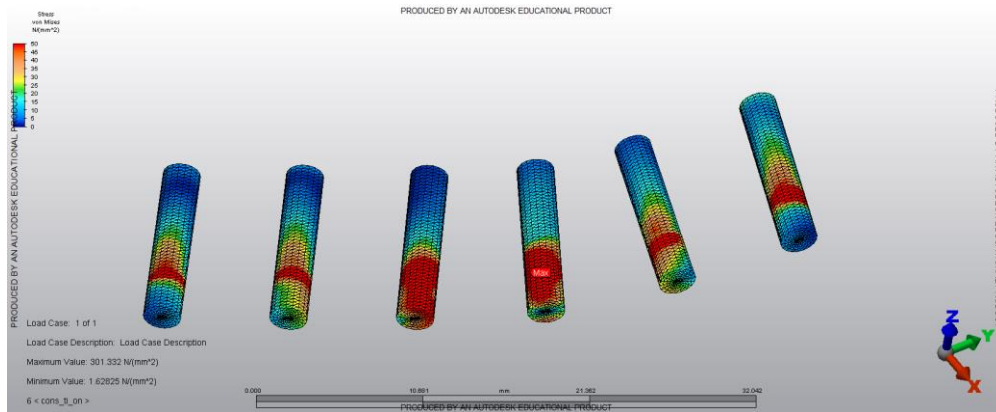
Tablo 6: Keser bölgeden yükleme koşulunda farklı plak modellerinin analizleri sonucunda vidalarda oluşan ortalama Von Misses stresleri ve vidalar arası stres dağılım skorları



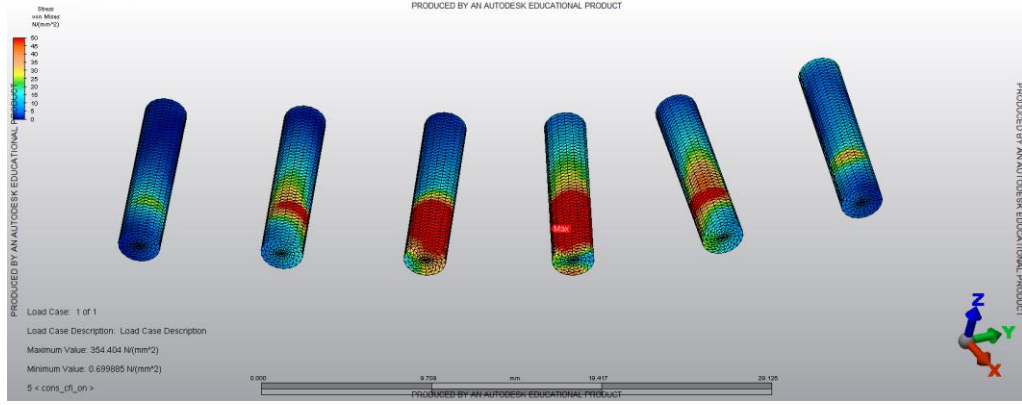
Şekil 4.15: Keser bölgeden yükleme koşulunda 1,0 mm kalınlığındaki titanyum mini plak modelindeki vidalarda oluşan Von Misses stres değerleri



Şekil 4.16: Keser bölgeden yükleme koşulunda 1,0 mm kalınlığındaki CFR-PEEK mini plak modelindeki vidalarda oluşan Von Misses stres değerleri



Şekil 4.17: Keser bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki titanyum rekonstrüksiyon plağı modelindeki vidalarda oluşan Von Misses stres değerleri



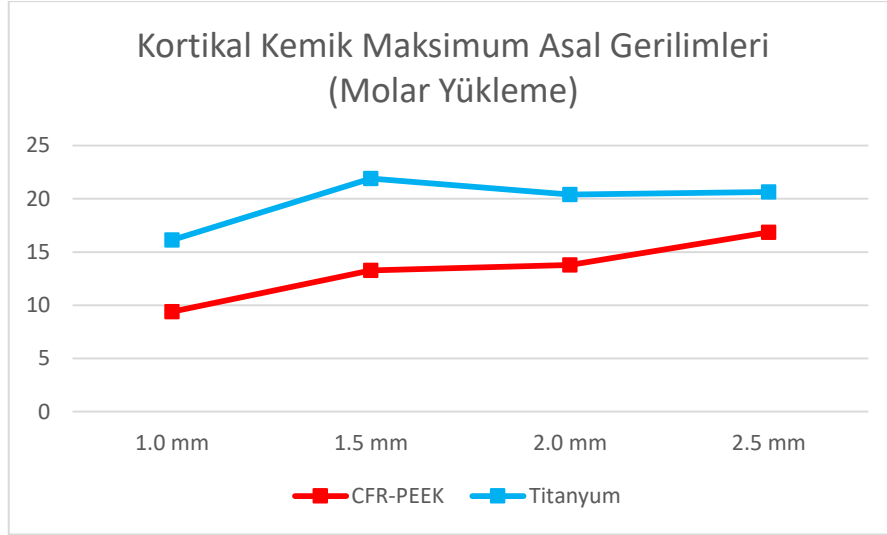
Şekil 4.18: Keser bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağı modelindeki vidalarda oluşan Von Misses stres değerleri

4.3 Kortikal Kemikte Oluşan Maksimum ve Minimum Asal Gerilim Değerleri

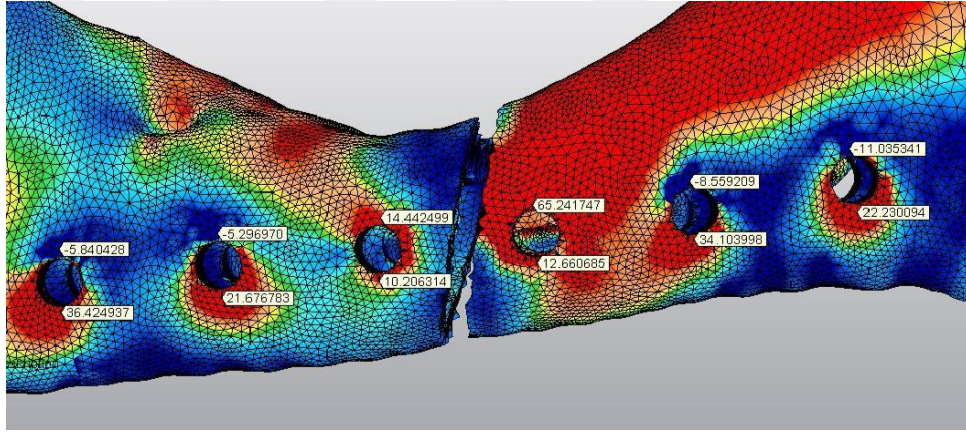
Kortikal kemikte oluşan maksimum ve minimum asal gerilimlerinin değerlendirilmesinde vida deliklerinin alt ve üstündeki kortikal kemikte bulunan belirli noktalardan ölçümler yapılmıştır. Farklı modellerden elde edilecek maksimum ve minimum asal gerilimleri bu değerlerin ortalaması üzerinden değerlendirilecektir.

4.3.1 Molar Bölgeden Yüklenen Modellerdeki Maksimum ve Minimum Asal Gerilimi Değerleri

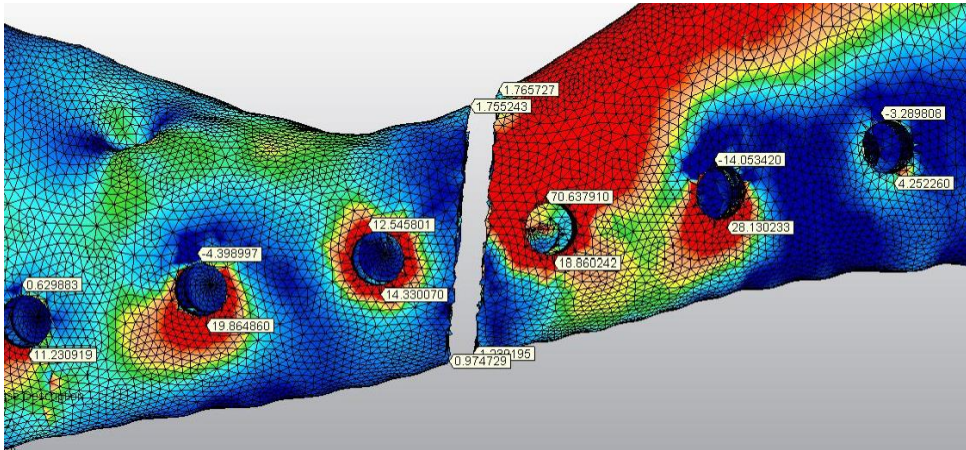
Kortikal kemik yüzeyinde en düşük maksimum asal gerilim 1,0 mm kalınlığındaki CFR-PEEK plak uygulanan modelde tespit edilmiştir (9,38 Mpa). En yüksek maksimum asal gerilimi ise 1,5 mm kalınlığında titanyum plak uygulanan modelde tespit edilmiştir (21,91 Mpa). Plak kalınlığının artmasıyla maksimum asal gerilimlerindeki artış CFR-PEEK plakların kullanıldığı modellerde belirginken, 1,5 mm, 2,0 mm ve 2,5 mm kalınlıktaki titanyum plakların kullanıldığı modellerde yaklaşık olarak benzer değerler tespit edilmiştir. CFR-PEEK plakların kullanıldığı modellerde aynı kalınlıktaki titanyum plakların kullanıldığı modellere göre daha az maksimum asal gerilimi olduğu gözlenmiştir (Şekil 4.19). Bütün modellerde en yüksek maksimum asal gerilimi değerlerine kırığın proksimalinde kalan ilk vida etrafında, özellikle vidanın üst kısmında rastlanmıştır (Şekil 4.20, 4.21).



Şekil 4.19: Molar bölgeden yükleme koşulunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilimler

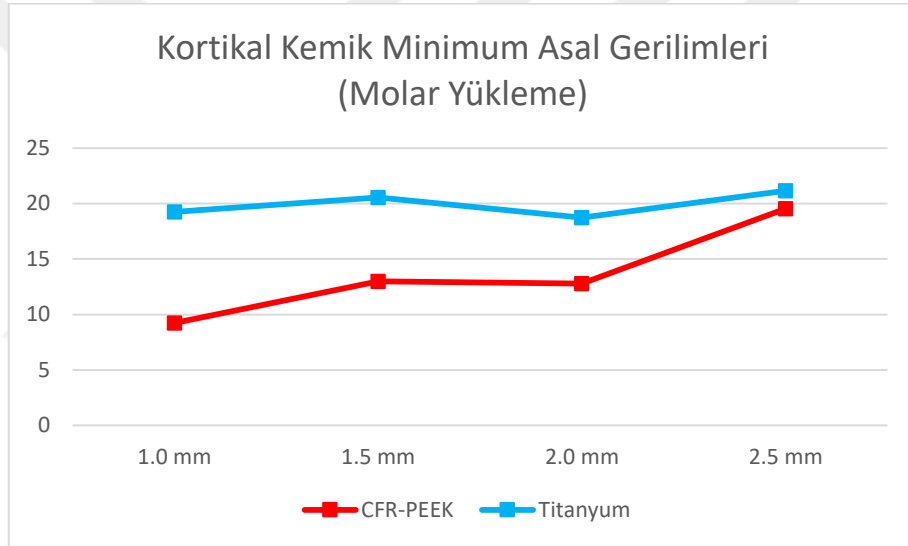


Şekil 4.20: Molar bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki titanyum rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan maksimum asal gerilimler

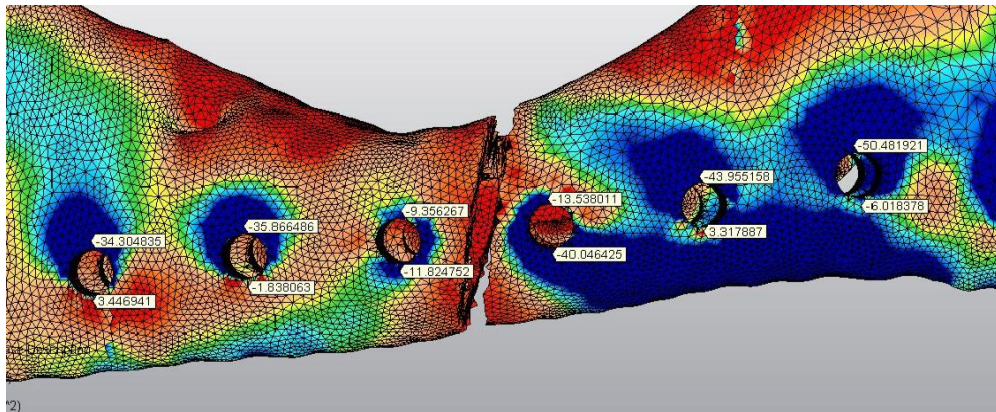


Şekil 4.21: Molar bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan maksimum asal gerilimler

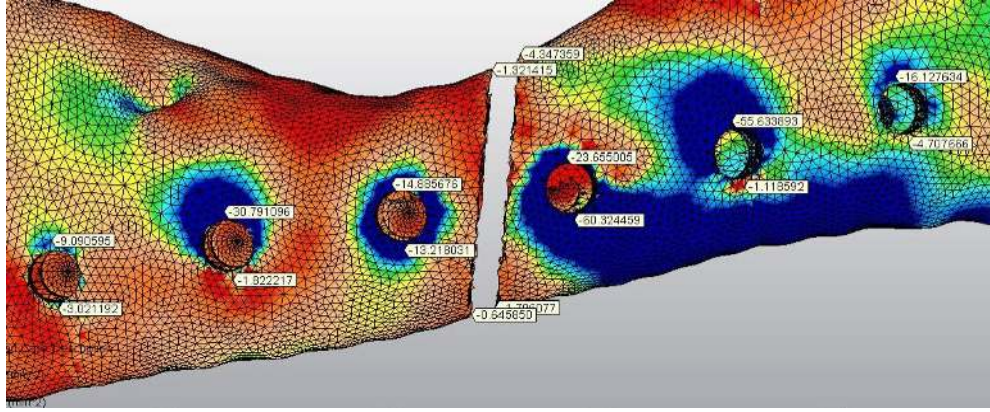
Kortikal kemik yüzeyinde en düşük minimum asal gerilimi 1,0 mm kalınlığındaki CFR-PEEK plak uygulanan modelde tespit edilmiştir (9,23 Mpa). En yüksek minimum asal gerilimi ise 1,5 mm titanyum plak uygulanan modelde tespit edilmiştir (20,54 Mpa). Plak büyüklüğünün artmasıyla minimum asal gerilimlerdeki artış CFR-PEEK plakların kullanıldığı modellerde belirginken, farklı kalınlıktaki titanyum plakların kullanıldığı modellerde yaklaşık olarak benzer değerler tespit edilmiştir. CFR-PEEK plakların kullanıldığı modellerde aynı kalınlıktaki titanyum plakların kullanıldığı modellere göre daha az minimum asal gerilim olduğu gözlenmiştir (Şekil 4.22). Bütün modellerde en yüksek minimum asal gerilim değerlerine kırığın proksimalinde kalan ilk vida etrafında, özellikle vidanın alt kısmında rastlanmıştır (Şekil 4.23,4.24).



Şekil 4.22: Molar bölgeden yükleme koşulunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilimler



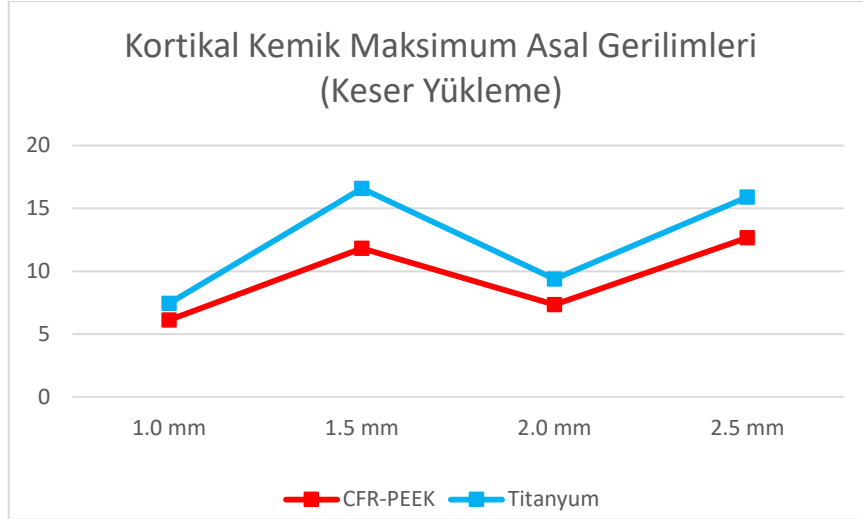
Şekil 4.23: Molar bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki titanyum rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan minimum asal gerilimler



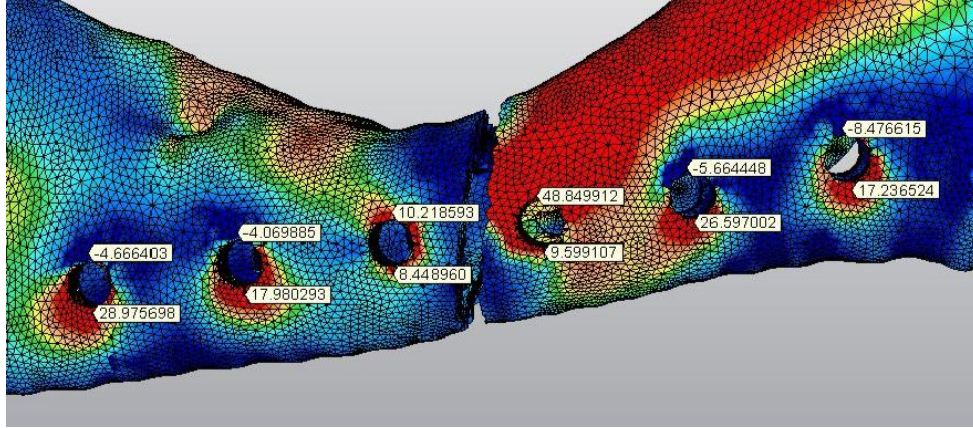
Şekil 4.24: Molar bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan minimum asal gerilimler

4.3.2 Keser Bölgeden Yüklenen Modellerdeki Maksimum ve Minimum Asal Gerilimi Değerleri

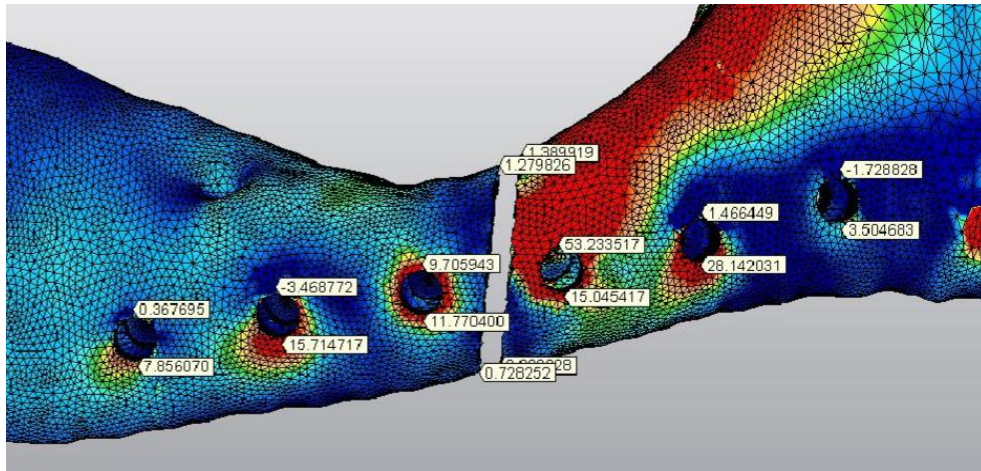
Kortikal kemik yüzeyinde en düşük maksimum asal gerilim 1,0 mm kalınlığındaki CFR-PEEK plak uygulanan modelde tespit edilmiştir (6,12 Mpa). En yüksek maksimum asal gerilim ise 1,5 mm titanyum plak uygulanan modelde tespit edilmiştir (16,60 Mpa). Hem CFR-PEEK hem de titanyum plaklarda 1,5 mm ve 2,5 mm kalınlıktaki plakların kullanıldığı modellerde daha yüksek ortalama maksimum asal gerilimleri gözlenirken 1,0 mm ve 2,0 mm kalınlıktaki plakların kullanıldığı modellerde ortalama maksimum asal gerilimleri daha düşük bulunmuştur. CFR-PEEK plakların kullanıldığı modellerde aynı kalınlıktaki titanyum plakların kullanıldığı modellere göre daha az maksimum asal gerilimi olduğu gözlenmiştir (Şekil 4.25). Bütün modellerde en yüksek maksimum asal gerilimi değerlerine kırığın proksimalinde kalan ilk vida etrafında, özellikle vidanın üst kısmında rastlanmıştır (Şekil 4.26,4.27).



Şekil 4.25: Keser bölgeden yükleme koşulunda kortikal kemikte oluşan maksimum asal gerilimler

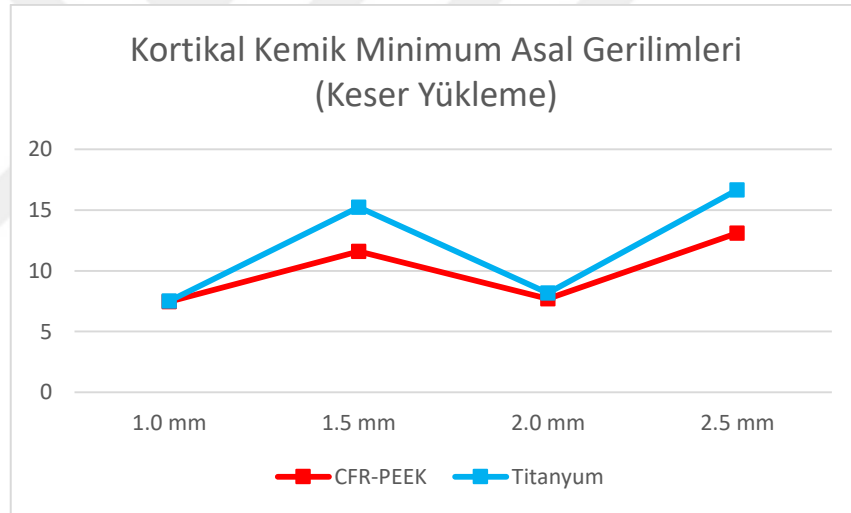


Şekil 4.26: Keser bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki titanyum rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan maksimum asal gerilimler

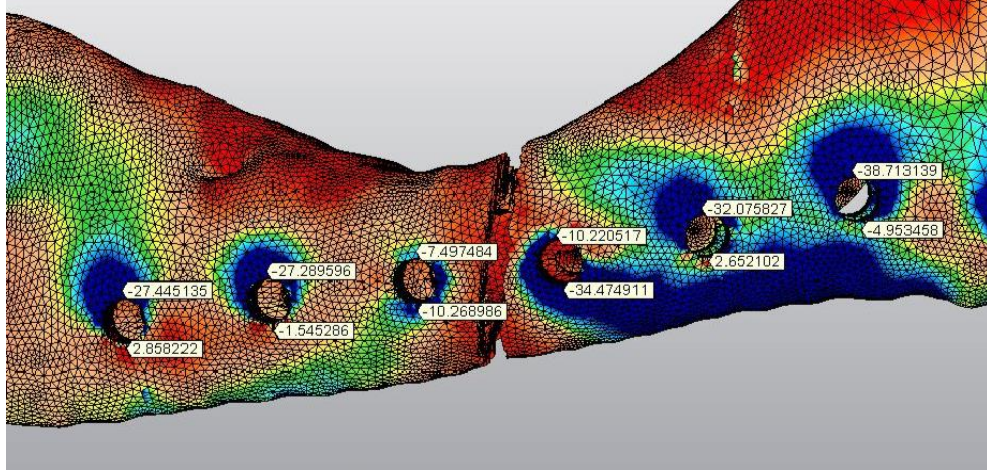


Şekil 4.27: Keser bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan maksimum asal gerilimler

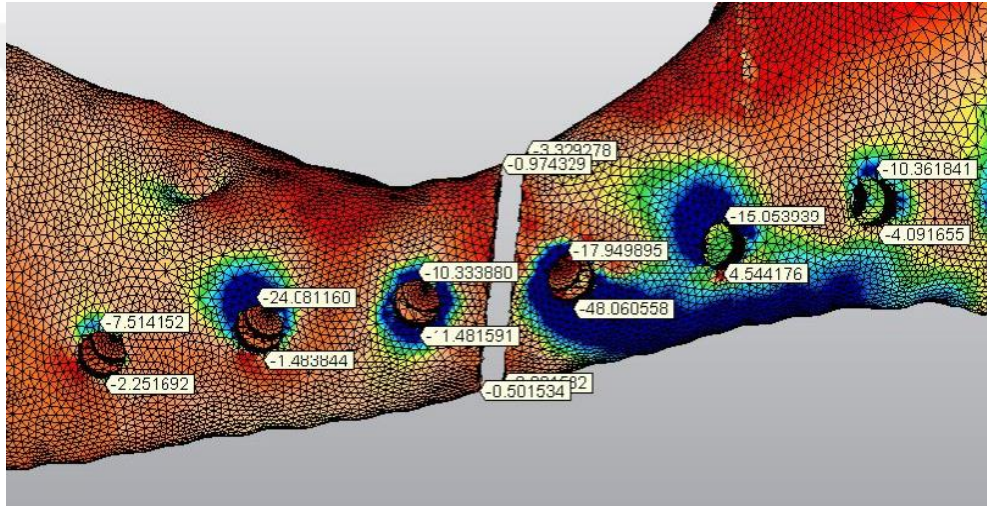
Kortikal kemik yüzeyinde en düşük minimum asal gerilimi 1,0 mm kalınlığındaki CFR-PEEK plak uygulanan modelde tespit edilmiştir (7,46 Mpa). En yüksek minimum asal gerilimi ise 2,5 mm titanyum plak uygulanan modelde tespit edilmiştir (16,66 Mpa). Hem CFR-PEEK hem de titanyum plaklarda 1,5 mm ve 2,5 mm kalınlıktaki plakların kullanıldığı modellerde daha yüksek ortalama minimum asal gerilimler gözlenirken 1,0 mm ve 2,0 mm kalınlıktaki plakların kullanıldığı modellerde ortalama minimum asal gerilim değerleri daha düşük bulunmuştur. CFR-PEEK plakların kullanıldığı modellerde aynı kalınlıktaki titanyum plakların kullanıldığı modellere göre daha az minimum asal gerilimi oluştuğu gözlenmiştir ve bu farklılığın özellikle 1,5 mm ve 2,5 mm kalınlıktaki plakların kullanıldığı modellerde daha belirgin olduğu tespit edilmiştir (Şekil 4.28). Bütün modellerde en yüksek minimum asal gerilimi değerlerine kırığın proksimalinde kalan ilk vida etrafında, özellikle vidanın alt kısmında rastlanmıştır (Şekil 4.29,4.30).



Şekil 4.28: Keser bölgeden yükleme koşulunda kortikal kemikte oluşan minimum asal gerilimler



Şekil 4.29: Keser bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki titanyum rekonstrüksiyon dplağı kullanılan modelde oluşan minimum asal gerilimler



Şekil 4.30: Keser bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığındaki CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan minimum asal gerilimler

4.4 Kırık Segmentler Arasındaki Yer Değiştirme Miktarları

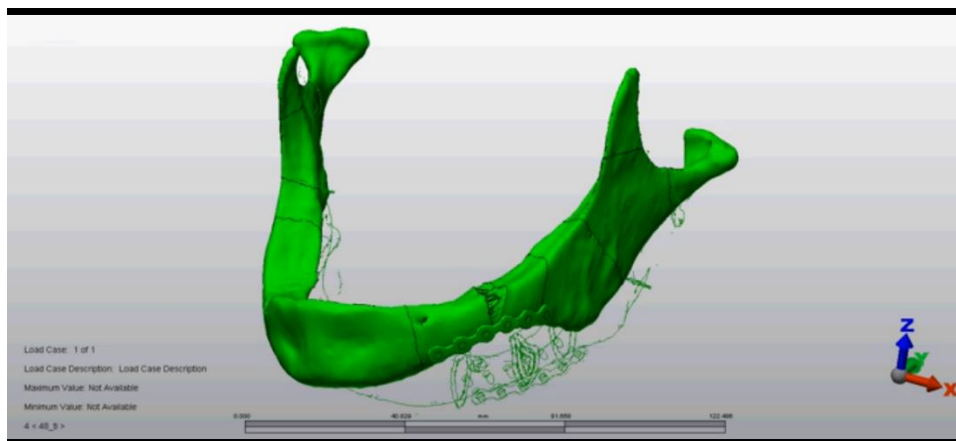
Segmentlerin üç boyuttaki yer değiştirmeleri her eksen için ayrı ayrı belirlenmiştir. Proksimal ve distal segmentlerde belirlenen noktaların yükleme öncesi ve sonrası yer değiştirme miktarları arasındaki fark her ekseninde ayrı ayrı hesaplanmış böylece yer değiştirme yönünün tespit edilmesi sağlanmıştır (Z eksenini superio-inferior yönü, X eksenini medio-lateral yönü, Y eksenini ise antero-posterior yönü ifade etmektedir). Bu farkların vektörel toplamaları ile segmentler arasındaki toplam yer değiştirme hesaplanmıştır.

4.4.1 Molar Bölgeden Yüklenen Modellerdeki Yer Değiştirme Miktarları

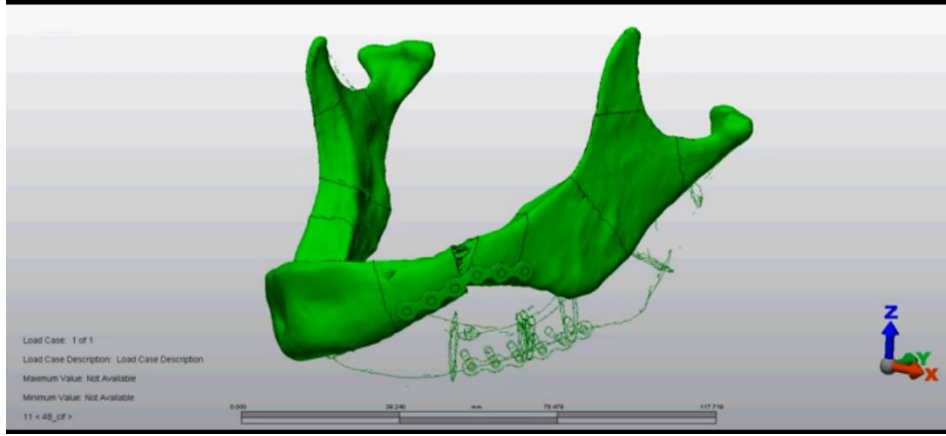
Molar bölgeden yüklemenin yapıldığı koşulda, plak boyutlarının artmasıyla beraber segmentler arasında oluşan hareket miktarı azalmaktadır. Bütün kalınlıklarda titanyum plakların uygulandığı modellerde CFR-PEEK plakların uygulandığı modellere göre daha az segmentler arası hareketlilik tespit edilmiştir. Molar bölgeden yüklenen modellerde oluşan segmentler arası hareketlilik her eksen için Tablo 7’de milimetre cinsinden gösterilmiştir.

		X	Y	Z	Toplam
1,0 mm kalınlığında mini plak	Titanyum	0,1536	0,2998	0,0365	0,3128
	CFR-PEEK	0,1506	0,3437	0,0954	0,3553
1,5 mm kalınlığında mini plak	Titanyum	0,0892	0,1923	0,0308	0,1987
	CFR-PEEK	0,1303	0,2835	0,0721	0,2938
2,0 mm kalınlığında mini plak	Titanyum	0,0849	0,1856	0,0123	0,1913
	CFR-PEEK	0,1250	0,2672	0,0710	0,2775
2,5 mm kalınlığında rekonstrüksiyon plağı	Titanyum	0,0394	0,0821	0,0121	0,0851
	CFR-PEEK	0,0880	0,1765	0,0248	0,1836

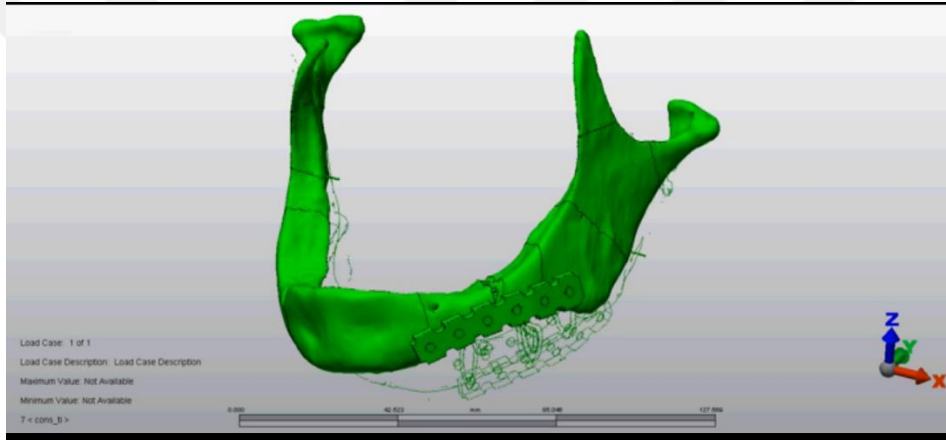
Tablo 7: Molar bölgeden yükleme koşulunda kırık segmentler arasında oluşan yer değiştirme miktarı



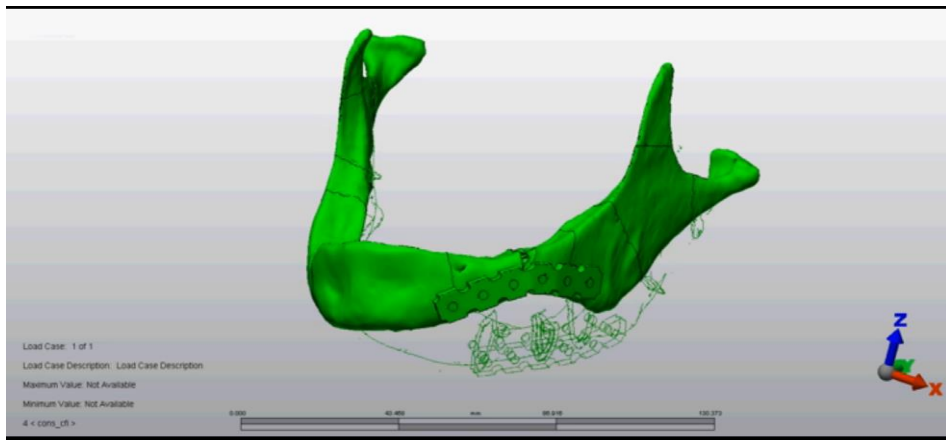
Şekil 4.31: Molar bölgeden yükleme koşulunda 1,0 mm kalınlığında titanyum mini plak kullanılan modelde oluşan kırık segmentler arasındaki yer değiştirme miktarı



Şekil 4.32: Molar bölgeden yükleme koşulunda 1,0 mm kalınlığında CFR-PEEK mini plak kullanılan modelde oluşan kırık segmentler arasındaki yer değiştirme miktarı



Şekil 4.33: Molar bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığında titanyum rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan kırık segmentler arasındaki yer değiştirme miktarı



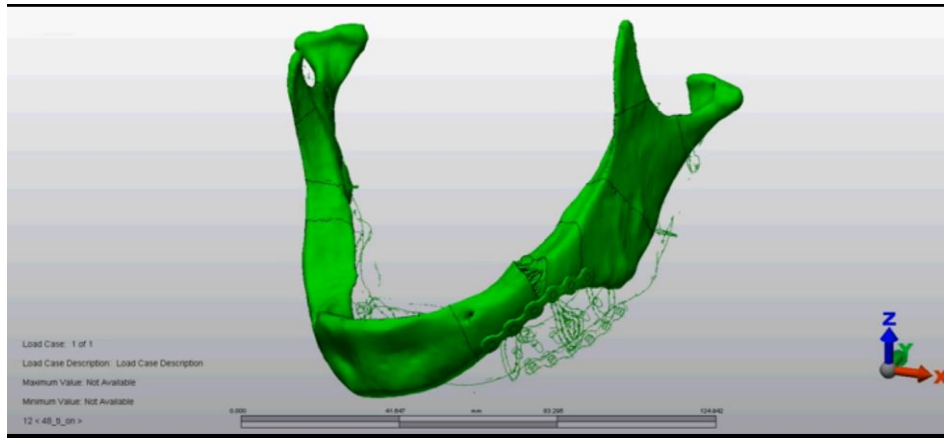
Şekil 4.34: Molar bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığında CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan kırık segmentler arasındaki yer değiştirme miktarı

4.4.2 Keser Bölgeden Yüklenen Modellerdeki Yer Değiştirme Miktarları

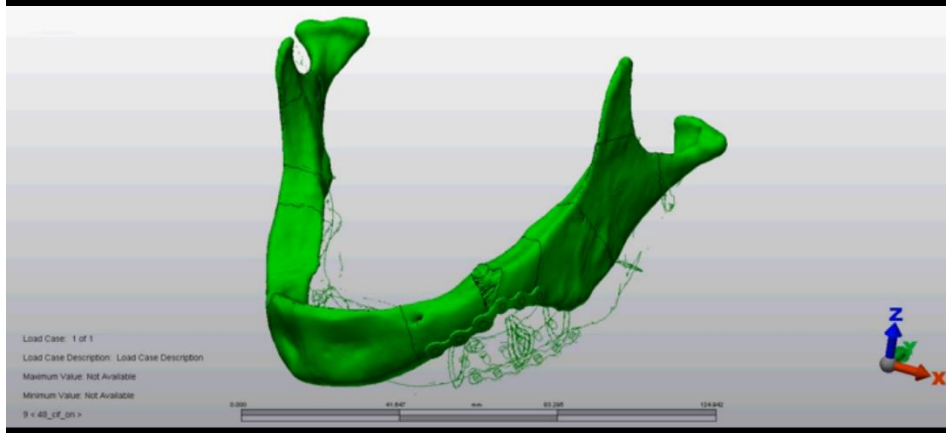
Keser bölgeden yüklemenin yapıldığı koşulda, plak boyutlarının büyümesiyle beraber segmentler arasında oluşan hareket miktarı genel olarak azalmaktadır. 1,5 mm kalınlıktaki titanyum ve CFR-PEEK plak modelleri bu genellemeye uymayan tek model grubu olmuştur. 2,5 mm kalınlığındaki CFR-PEEK plaklarda da 2,0 mm kalınlığındaki plaklara göre daha fazla segmentler arası hareketlilik gözlenmiştir. Bütün kalınlıklarda titanyum plakların uygulandığı modellerde, CFR-PEEK plakların uygulandığı modellere göre daha az segmentler arası hareketlilik tespit edilmiştir. Keser bölgeden yüklenen modellerde oluşan segmentler arası hareketlilik her eksen için Tablo 8’de milimetre cinsinden gösterilmiştir.

		X	Y	Z	Toplam
1,0 mm kalınlığında mini plak	Titanyum	0,0385	0,1161	0,0232	0,1177
	CFR-PEEK	0,0421	0,1365	0,0597	0,1413
1,5 mm kalınlığında mini plak	Titanyum	0,0359	0,1432	0,0247	0,1441
	CFR-PEEK	0,0682	0,2011	0,0747	0,2069
2,0 mm kalınlığında mini plak	Titanyum	0,0184	0,0724	0,0142	0,0729
	CFR-PEEK	0,0336	0,1025	0,0456	0,1065
2,5 mm kalınlığında rekonstrüksiyon plağı	Titanyum	0,0228	0,0635	0,0002	0,0644
	CFR-PEEK	0,0569	0,1333	0,0139	0,1367

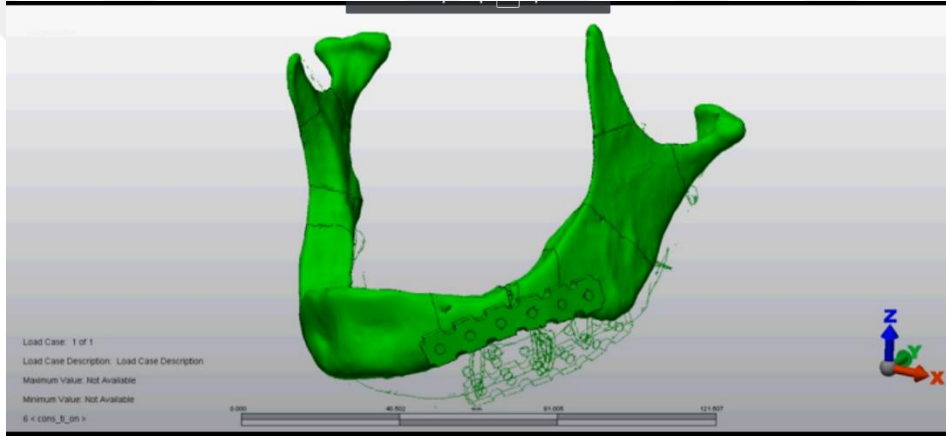
Tablo 8: Keser bölgeden yükleme koşulunda kırık segmentler arasında oluşan yer değiştirme miktarı



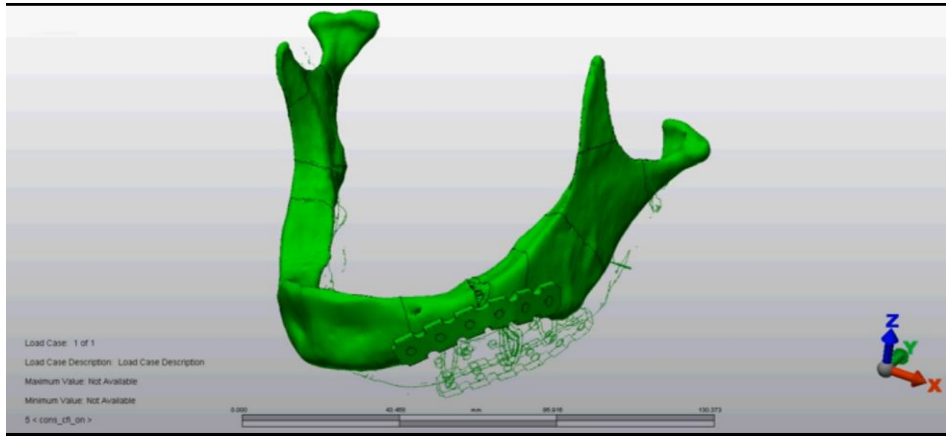
Şekil 4.35: Keser bölgeden yükleme koşulunda 1,0 mm kalınlığında titanyum mini plak kullanılan modelde oluşan kırık segmentler arasındaki yer değiştirme miktarı



Şekil 4.36: Keser bölgeden yükleme koşulunda 1,0 mm kalınlığında CFR-PEEK mini plak kullanılan modelde oluşan kırık segmentler arasındaki yer değiştirme miktarı



Şekil 4.37: Keser bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığında titanyum rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan kırık segmentler arasındaki yer değiştirme miktarı



Şekil 4.38: Keser bölgeden yükleme koşulunda 2,5 mm kalınlığında CFR-PEEK rekonstrüksiyon plağı kullanılan modelde oluşan kırık segmentler arasındaki yer değiştirme miktarı

5 TARTIŞMA

CFR-PEEK materyaller tekrarlayan kuvvetler karşısında yüksek dayanıklılık göstermeleri ve uygulanan klinik duruma uygun fiziksel özelliklerde üretilebilmeleri ile diğer fiksasyon materyallerinin yerini almaya başlamıştır. Ortopedik cerrahi işlemlerde kullanımı yaygınlaşan bu materyallerin vaka serilerindeki başarısı(92) ve uzun dönem takip sonuçları(93) literatürdeki yerini almıştır. Fiksasyon materyali olarak steril edilebilirliği, radyografik özellikleri ve biyouyumluluklarıyla öne çıkan bu materyallerin(62) gelecekte çene-yüz bölgesinin fiksasyonu amacıyla kullanılması muhtemeldir.

İki nokta biyomekanik test modelleri ve SEA yöntemi, fiksasyon sistemleri ve biyomekanik özelliklerin değerlendirilmesinde kullanılan başlıca değerlendirme yöntemleridir. İki nokta biyomekanik testlerinde insan mandibulasını simüle etmek amacıyla hayvan veya kadavra çeneleri ya da plastik replikalar kullanılmaktadır. Bu yöntemin kullanılmasıyla iki noktadan sabitlenen farklı fiksasyon sistemleri uygulanmış modellere çiğneme kuvvetlerinin geldiği noktalardan basma ya da çekme kuvvetleri uygulanarak modellerdeki yer değiştirmeler, kopma kuvvetleri ve plak materyalinin esneklik ölçümleri yapılabilir(94,95). Bu teknikle elde edilemeyen, model ve plak-vida sistemlerindeki stres ve gerilim değerleri ise SEA ile ayrıntılı olarak incelenebilmektedir.

SEA'nin iskeletsel mekaniklerdeki kullanımı ortaya çıktığı günden bugüne kadar gelişmeler göstermiştir. Çiğneme ve ısırma fonksiyonları sırasında mandibula, çiğneme kaslarının oluşturduğu kuvvetler ve bu kuvvetler sonucunda temporomandibular eklem ve dişler üzerinde oluşan tepki kuvvetlerine maruz kalır. Mandibulanın biyomekaniklerinin anlaşılması birçok açıdan faydalar sağlar ve lokal anizotropik davranışları, kemik yapıdaki bölgesel değişiklikleri anlamamızı kolaylaştırır. Bu yapısal ayrıntıların kemik adaptasyonu ve büyümesi üzerine etkileri olan stres ve gerilim paternini etkilemektedir(96). Fakat organların içerisinde oluşan stres ve gerilim değerlerinin deneysel olarak gözlemlenmesi mümkün olmamaktadır. Kompleks biyolojik sistemlerin yapısal analizlerinin SEA ile değerlendirilebilmesi nedeniyle geçtiğimiz on yılda dental biyomekanikler üzerine yapılan çalışmalarda kullanımı hızla artmıştır. SEA yönteminin çalışmamızda kullanılmasıyla elde ettiğimiz en önemli katkı, ortopedi pratiğinde kullanılmasına rağmen çene-yüz cerrahisinde kullanımı amacıyla üretimi olmayan bir plak sisteminin simüle edilerek

değerlendirilebilmesine olanak sağlamasıdır. Bu sayede biyomekanik özellikleriyle öne çıkan CFR-PEEK materyalden üretilmiş farklı boyutlardaki plakların atrofik mandibula kırıklarının stabilizasyonu için uygunluğu, titanyum plakların sonuçlarıyla karşılaştırılarak değerlendirilebilmiştir.

Geometrik modelleme süreci biyolojik yapıya yüksek yapısal benzerlik gerektiren durumlarda önem kazanmaktadır. Son zamanlarda yapılan çalışmaların birçoğunda üç boyutlu mandibula modelleri bilgisayarlı tomografi görüntüleri kullanılarak oluşturulmaktadır. Bu yöntem karmaşık insan anatomisinin in vivo olarak kaydedilmesindeki en etkili yöntem gibi gözükmektedir. Çalışmamızda da hastanemizin acil servisine düşme nedeniyle başvurmuş, gövde kısmında sınıf III atrofik mandibula koşullarını sağlayan bir hastamızın üç boyutlu görüntüleri üzerinden modellemeler gerçekleştirilmiştir.

Modelleme sürecinde önem kazanan faktörler içinde en kolay modifiye edilebileni sınır koşullarıdır. Sınır koşullarındaki değişiklikler sonrası analizin tekrar yapılmasıyla yeni bir sonuç listesi elde edilecektir. Buna ek olarak çiğneme sırasındaki kas fonksiyonlarının titizlikle modellenmesi stres ve gerilim dağılımındaki hataları engelleyecektir(97). Çalışmamızın sınır koşulları mandibula modelleri için literatürde kabul görmüş kas kuvvetleri ve vektörleri kullanılarak, ön ve arka yüklemeler için farklı çalışma oranları da göz önünde bulundurularak oluşturulmuştur(91,98).

Atrofik mandibula kırıklarına tedavi yaklaşımı literatürde devam eden güncel tartışma konularından biridir. Tedavi süreci içerisinde özellikle açık veya kapalı tedavi, intraoral veya ekstraoral cerrahi yaklaşım, kullanılan fiksasyon materyali ve kırık hattının greftleme ihtiyacı üzerinde tartışmalar yapılmıştır. Atrofik mandibula kırıklarının tedavisiyle ilgili belirsizlikler bu konu üzerinde yapılmış randomize klinik çalışmaların veya kohort derlemelerinin bulunmamasına bağlanabilir. Atrofik mandibula kırıklarının az rastlanan bir klinik durum olması cerrahların bu konudaki deneyimlerini kısıtlayan unsurların başında gelmektedir. Tedavi metotlarının değerlendirildiği bir çalışma için gerekli vaka sayısına bir cerrah tarafından ulaşılması genellikle mümkün olmamaktadır. Mandibula kırıkları üzerine yapılmış en kapsamlı vaka serilerinden birinde 24 yıl süresinde 335 mandibula kırığı tedavi edilmiş, bu hastaların 11 tanesinin (%3) mandibulası dişsiz iken, sadece 8 tanesi (%2,3) atrofik mandibula kriterlerine uygun bulunmuştur(99). Ellis ve ark. larının yayınladığı vaka serisinde 17 yıl süresince iki cerrahın toplamda 32 vaka tedavi ettiği, bu rakamın ortalama

olarak yılda bir vakaya denk geldiği belirtilmiştir(34). Literatürdeki bu kısıtlılıklar nedeniyle cerrahlar atrofik mandibula kırıklarının tedavisini klinik deneyimleri ve temel travma bilgilerini göz önünde bulundurarak devam ettirmektedir.

Atrofik mandibula kırıklarına az rastlanmasına rağmen tedavi süreci ve sonrasında gözlenen komplikasyon oranları yüksektir. Ciddi komplikasyonlar olarak sınıflandırılabilir nonünyon ve fiksasyon aygıtı kırıkları gibi komplikasyonlar %4-20 oranında rapor edilmiş ve mevcut mandibula yüksekliği ile komplikasyon olasılığı arasındaki direk ilişki gösterilmiştir. Fibröz iyileşme ve nonünyon olasılığı özellikle rezidüel mandibulanın 10 mm den kısa olduğu durumlarda artmaktadır(42,100). Açık veya kapalı tedavi şekillerinden bağımsız olarak kırık tedavisinin amacı; form ve fonksiyonun sağlanması için kırıkların redüksiyonu ve immobilizasyonudur.

Kırık tedavisinin temel amaçları göz önünde bulundurulduğunda, mandibulanın serbest hareketinin ve konuşma fonksiyonunun sağlanması, yumuşak diyetle geçişin hızlanması gibi avantajları nedeniyle açık redüksiyon yöntemleri öncelikli tercih edilen tedavi protokolü olmuştur(100). Eksternal pin fiksasyonu, tel osseosentezi ve sirkummandibular bağlama ile sağlanan kapalı redüksiyon yöntemlerinin enfeksiyon, kırık segmentlerin iyileşmesindeki sorunlar ve tedavi sürecinin konforsuz geçmesi gibi sorunlara neden olduğu rapor edilmiştir(101). Kapalı redüksiyon yönteminin savunucuları atrofik mandibulaya sahip yaşlı hastaların eşlik eden sistemik hastalıkları nedeniyle cerrahi işlem ve anestezi uygulamalarının bu hastalar için risk oluşturabileceğini ifade etmişlerdir. Fakat anestezi ve post-operatif hasta bakımındaki gelişmeler sayesinde günümüzde yaşlı hastaların cerrahi işlemlerini engelleyecek sistemik hastalık durumlarına neredeyse rastlanmamaktadır. Ellis ve ark. larının(34) açık redüksiyon uyguladıkları 32 hastalık vaka serilerinde, yine açık redüksiyonun uygulandığı Hidalgo ve ark. larının(102) ve Feudis ve ark. larının(36) yayınladıkları vaka serilerinde hiçbir hastanın sistemik durumu cerrahi protokolü ve anestezi uygulamasını etkilememiş, birkaç hastanın post-operatif olarak yoğun bakım ünitesinde takip edilmesi gerektiği fakat bu hastaların taburculuklarıyla ilgili sorun yaşanmadığı rapor edilmiştir.

Cerrahların açık redüksiyon yöntemine şüpheyle yaklaşmalarının bir nedeni de damarsal beslenmesinde hali hazırda yetersizlik olan atrofik mandibulanın cerrahi işlem nedeniyle etraf yumuşak dokulardan diseke edilmesinin beslenme üzerine olumsuz etkileri olabileceğidir. Bununla beraber ortopedi literatüründeki çalışmalar vaskülarizasyonu düşük

kemiklerde dahi stabilite ve iyileşme arasındaki başarıyı açıkça ortaya koymaktadır. Bir kemik parçasının kesilerek damarsal desteğinden ayrılması durumunda dahi stabil internal fiksasyonla sabitlenmesiyle hızlı bir kemikleşmenin beklenebileceği ifade edilmiştir(103). Ekstremiteler kemikleri için ifade edilen fiksasyon prensiplerinin atrofik mandibula kırıkları için uygulandığı vaka serilerinde kemik damarlanması ve beslenmesiyle ilgili komplikasyonların gözlenmediği rapor edilmiştir (34).

Kırık segmentlerin kanlanması iyileşme süreci için ne kadar önemli olduğu herkes tarafından kabul edilmektedir, fakat AO/ASIF ve birçok yazar stabil bir internal fiksasyon sağlamak için kemik segmentlerin damarlanmasındaki bir miktar kaybın kabul edilebilir olduğunu ifade etmektedirler(104).

Açık redüksiyon yönteminin savunucuları tekniğin avantajlarını, ideal redüksiyonun ve segment stabilizasyonunun sağlanması, kemik segmentlerinin direk olarak görülebilmesi ve normal fonksiyona hızlı dönüşün sağlanması olarak sıralamaktadırlar. Atrofik mandibulalarda mevcut kemik yüksekliğinin az olması nedeniyle kapalı redüksiyonun doğru bir redüksiyon sağlayamayarak nonünyon riskini arttırdığı düşünülmektedir(100). Kapalı redüksiyon sırasında İMF kullanımına bağlı olarak solunum problemleri ve temporomandibular disfonksiyon gibi komplikasyonlar gözlenebilmektedir(105). Güncel tedavi yöntemi olarak kabul edilen açık redüksiyon ve internal tespit yöntemlerinin avantajları göz önüne alınarak çalışmamızın sonlu elemanlar analizinde açık redüksiyon protokolü simüle edilmiştir.

Güncel literatürde kapalı ve açık redüksiyon endikasyonları üzerinde genel bir fikir birliğine varılmış olsa da internal tespit için kullanılacak plak sayısı ve boyutu üzerinde farklı uygulamaların varlığı göze çarpmaktadır. Son 30 yıldaki literatür gelişimi takip edildiğinde dişli mandibula kırıklarının tedavisinde genel eğilim plak boyutlarının azaltılması yönünde olmuştur. Günümüzde birçok mandibula kırığı miniplakların monokortikal vidalarla fiksasyonu yöntemiyle tedavi edilse de parçalı kırıklar, defektli kırıklar ve atrofik mandibula kırıkları bu durumun istisnalarını oluşturmaktadır.

Bazı araştırmacılar düşük profilli, küçük miniplaklarla atrofik mandibulalarda en iyi sonucun sağlanabileceğini düşünmektedirler(99,106,107). Iatrou ve ark.(106), Mugino ve ark.(99) uzun veya fazla sayıdaki plaklarla dişsiz mandibula kırıklarındaki stabilizasyonun arttırılabileceğini ifade etmişlerdir. Iatrou ve ark. çalışmaları sonucunda Champy prensipleri dahilinde tek bir plak uygulamasının dişsiz mandibula kırıkları için uygun bir

tedavi seçeneği olabileceğini, bu protokol ile tedavi edilmiş 51 vakanın sadece 2 sinde (%3.9) yeni bir operasyon gerekliliğinin ortaya çıktığını rapor etmişlerdir. Fakat bu çalışmalar vakalardaki atrofi düzeyi hakkında bilgi vermemektedir ve bu koşullar altında atrofik mandibula kırıkları için genelleme yapmak doğru olmayacaktır(106).

Dişsiz hastalar dişli hastalarla karşılaştırıldığında daha az çiğneme kuvvetleri oluşturabilmektedirler. Buna ek olarak uzamış rijit fiksasyon sürelerinde, protezin kullanılamamasına bağlı olarak çiğneme kuvvetleri daha da azalmaktadır(108). Bu bilgidan yola çıkarak, çiğneme kuvvetleri azalmış dişsiz mandibulaların fiksasyonu için miniplak uygulamalarının uygun olabileceği düşünülebilir. Buna karşın dişsiz mandibulalarda azalan çiğneme kuvvetlerine rağmen atrofik mandibulaların tedavisinde kullanılan miniplak kırıklarını rapor eden birçok vaka raporu bulunmaktadır(101,109). Atrofik mandibulalar üzerinde yapılan biyomekanik çalışmalar mandibula gövdesinin birçok kuvvete farklı doğrultularda maruz kaldığını göstermektedir(110). Plak kırıkları daha çok oral fonksiyonlar sonucu oluşan, tekrarlayan kuvvetlerin plağı güçsüzleştirmesine bağlı oluşmaktadır. Çeneyi kapatan kasların ramusu yukarı çeken etkisi ve suprahoid kasların mandibula anteriorunu aşağıya çeken etkisi plaklar üzerinde tekrarlayan kuvvetler oluşturur. Atrofik mandibulanın azalan kemik miktarı nedeniyle kemiğin kuvvet taşıyan etkisinin ortadan kalkması bu kuvvetlere bağlı deformasyonların ortaya çıkmasına neden olur. Titanyum plaklardaki bu kırılma eğilimi, titanyum materyalin esnekliğinin az olmasına bağlanmaktadır. Bu plaklar sadece tekrarlayan kuvvetlere değil bu kuvvetlerle beraber tekrarlayan deformasyona maruz kalarak genellikle cerrahi takip eden ilk 10 gün içerisinde kırılmaktadır(34).

İkinci bir miniplak uygulamasıyla mandibulanın konstrüksiyonu güçlendirilebilir, fakat bu uygulama için yeterli kemik yüksekliğinin bulunması gerekmektedir. 2.0 miniplakların yüksekliği 5mm kadar olduğundan iki plak yerleştirilebilmesi için 10 mm kemik yüksekliği bulunmalıdır. Bunun yanında iki plakla sağlanacak stabilizasyon, plaklar arası mesafeyle orantılıdır ve atrofik mandibulalarda bu mesafeyi arttırmak mümkün olmamaktadır(111). İki adet miniplağın yerleştirilmesinin mümkün olmadığı durumlarda daha kalın bir plak alt sınıra yakın, bikortikal vidalarla uygulanarak mandibulanın fiksasyonu sağlanabilir.

AO/ASIF atrofik mandibula gövde kırıklarında kırık segmentlerdeki sağlam kemiğe kadar uzanan, kuvvet taşıyan özellik gösteren plakların kullanımını önermektedir.

Biyomekanik analizlerin sonuçlarına göre mandibuladaki atrofinin ilerlemesiyle kırık segmentlerin kuvvet taşıyıcı etkisi giderek azalmaktadır ve bu durum AO/ASIF in önerdiği kuvvet taşıyan plaklarla tedavi mantığını desteklemektedir. Bu prensibi kemik küçüldükçe plağın büyümesi olarak tanımlayabiliriz. Kuvvet taşıyan plakların kullanıldığı birçok vaka serisi başarılı sonuçlar göstermiştir. Franciosi ve ark. 35 atrofik mandibula kırığını tedavi ettikleri vaka serilerinde kırık redüksiyonu başarısını %96,5 olarak ifade etmişlerdir(33). Müller ve ark. açık redüksiyon ve makroplaklar ile tedavi ettikleri 21 atrofik mandibula kırığının bir tanesinde yeniden operasyon gerekliliği olduğunu, nedeninin ise inatçı enfeksiyon varlığı olduğunu rapor etmişlerdir(112).

Son yirmi yılda plak sistemlerine eklenen bir yenilik de kilitli plak vida sistemleridir. Bu plak sistemlerinin en temel avantajı plakların kemiğe tam olarak adapte edilmek zorunda olmamasıdır. Plak ve kemik arasındaki bu boşluk kortikal kemik vaskülarizasyonuna daha çok müsaade etmektedir(113). Kilitli plak sistemlerinin bir diğer avantajı ise konvansiyonel plak sistemlerine göre kırık veya osteotomi hattında daha iyi stabilizasyon sağlamasıdır. Gutwald ve ark. yaptıkları in vitro çalışmada kilitli plak sistemlerini, vidalarla plak arasında kilit sisteminin olmadığı plaklara göre daha stabil olduğunu göstermiştir(114). Kilitli ve kilitsiz plak sistemlerinin kısa mandibular defektlere uygulamalarının sonlu elemanlar analizi ile değerlendirildiği, bölümümüzde yapılan bir doktora tezi sonucunda kilitli plakların kullanılmasıyla yer değiştirme miktarının ve plaklarda biriken streslerin azaldığı tespit edilmiştir(81). AO/ASIF atrofik mandibula kırıkları için 2,5 mm kalınlığındaki kilitli rekonstrüksiyon plaklarının en ideal plak vida sistemi olduğunu ifade etmektedir(113). Özellikleri değerlendirildiğinde atrofik mandibula kırıklarında kilitli plak sistemlerinin kullanılması daha avantajlı gözükmemektedir. Klinik avantajları ve atrofik mandibula kırıklarında tercih edilmesi nedeniyle çalışmamızda da kilitli vida sistemleri simüle edilmiştir.

AO/ASIF ve birçok yazar tarafından kullanımı önerilen 2.4 mm rekonstrüksiyon plaklarının önemli bir avantajı da mandibulanın laterali yerine alt sınırına uygulandığı durumlarda da stabil bir fiksasyon sağlayabilmesidir. Atrofik mandibula kırıklarında özellikle plak üzerinde lokalize olan yumuşak doku açıklıklarında plakların mandibula alt sınırında kullanımı avantaj sağlamaktadır. Bu durum özellikle hareketli protez kullanan hastalarda protez bukkal kanatlarının plak üst sınırında yumuşak doku travması oluşturması nedeniyle problemlere yol açabilmektedir. Madsen ve ark.(115) yaptığı çalışmayla mandibula alt sınırına yerleştirilen plakların stabilizasyon üzerine negatif

etkilerinin olmadığını göstermiştir. 23 atrofik mandibula kırığının mandibula alt sınırına yerleştirilen plaklarla tedavi edildiği bir vaka serisinde sadece 1 vakada malünyon olduğu ve bütün hastaların kırık öncesinde kullandıkları protezlerini kullanmaya devam ettikleri rapor edilmiştir(116). Plaklar mandibula alt sınırına yerleştirilerek plakların çıkarılması gerekliliği azaltılabilir ve hastaların cerrahi sonrası ödemlerinin geçmesini takiben eski protezleri gerekli uyumlama işlemleri sonrası kullanılabilir. Müller ve ark.(112) nın tedavi ettiği on sekiz atrofik mandibula kırığı olan hastanın sekizinin Sınıf III atrofik mandibulası olduğunu, bu hastaların yalnızca ikisinin preoperatif olarak protez kullandığını, bu hastaların da plaklar ile internal fiksasyon uygulamaları sonrasında protezlerini kullanmaya devam ettiğini rapor etmişlerdir. Uygulanan plakların protez kullanımını engelleyecek pozisyonda olduğu vakaların travma öncesinde protez kullanmadıkları, hastaların cerrahi sonrası protez kullanabilmesinde sadece plakların boyutu ve lokalizasyonunun değil mandibulanın travma öncesi atrofi miktarının da etkili olduğunu ifade etmişlerdir.

Yaklaşık 10 yıl kadar önce kilitli 2.0 plak sistemlerinin piyasaya çıkmasıyla rekonstrüksiyon plaklarının endikasyonlarında değişiklikler önerilmeye başlanmıştır. 2.0 sistem kilitli plak sistemlerinin 3 farklı kalınlık seçeneği bulunmaktadır. 2,0 mm kalınlığındaki plakların 2.4 sistem rekonstrüksiyon plakları kadar uzun olanları üretilmektedir. Ellis ve ark. bu plak sistemlerinin piyasaya çıkmasından kısa süre sonra kullanmaya başladıklarını ve bugün için rutin protokollerinin bu plak sistemlerinin bukkal kemik duvarının alt sınırına, kırık hattının iki tarafına üçer adet bikortikal vida yerleştirilerek uygulanması olduğunu belirtmişlerdir(34). Takip edebildikleri hastaların hiçbirinde bugüne kadar plak kırığıyla karşılaşmadıklarını ve vakalarda yeterli stabilite elde ettiklerini belirtmişlerdir. Militsakh ve ark. vaskülarize free fleplerle gerçekleştirdikleri mandibula rekonstrüksiyonlarında geleneksel 2,5 mm kalınlığındaki rekonstrüksiyon plakları yerine 2,0 mm kalınlığında plaklar kullanarak başarılı sonuçlar elde ettiklerini ifade etmişlerdir(117). Atrofik mandibula kırıklarında 2,0 mm kalınlığında, 2.0 plak sistemlerinin kullanımının avantajları; ince olmasıyla hastalar tarafından daha rahat tolere edilmesi ve yumuşak dokulardan ekspoz olmaları, daha kolay bükülebilmesiyle zaman kazandırması ve yüksekliğinin daha az olmasıyla protez kullanımını engellememesi olarak sıralanabilir.

Luhr sınıflamasına göre sınıf III atrofik mandibuların gövdesinde oluşturulan kırığın 2,5 mm kalınlığındaki titanyum rekonstrüksiyon plağı sisteminin ve 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm kalınlığındaki 2.0 titanyum plak sistemlerinin sonlu elemanlar analiziyle

değerlendirildiği bir çalışma sonucunda; bütün plak boyutlarında kortikal kemikte oluşan streslerin fizyolojik limitlerde olduğu, plaklarda oluşan Von Misses streslerinin kalıcı deformasyon oluşturacak değerlere ulaşmadığı, fakat artan plak kalınlığıyla beraber plaklar üzerinde oluşan maksimum stres değerlerinin de azaldığı rapor edilmiştir(91). Stres değerleri ve segmentler arasındaki yer değiştirme miktarlarının 2,0 mm ve 2,5 mm kalınlığındaki plaklarda benzer sonuçlar ortaya koyması ve yukarıda belirtilen avantajları nedeniyle 2,0 mm kalınlığındaki 2.0 plak sistemlerinin atrofik mandibula kırıkları için alternatif olabileceği vurgulanmıştır.

Çalışmamızda sınıf III atrofik mandibula kırığı modellenerek ve Ellis ve ark. tarafından belirtilen güncel tedavi protokolü takip edilerek, kırık hattının her iki tarafında üçer adet bikortikal vida kullanılacak şekilde 1,0 mm, 1,5 mm, 2,0 mm kalınlıklarında 2.0 plak sistemleri ve 2,5 mm kalınlığında 2.4 plak sistemleri simüle edilerek kortikal kemikteki çekme ve sıkışma kuvvetleri, plaklarda ve vidalarda oluşan Von Misses stresleri ve segmentler arasındaki yer değiştirmeler SEA ile değerlendirilmiştir. Plak materyali olarak esnekliğinin kortikal kemiğe yakınlığıyla güncel araştırmalara konu olan CFR-PEEK ve titanyum materyaller için analizler yapılmıştır. Her iki materyal için de artan plak kalınlıklarıyla plaklarda oluşan Von Misses streslerinin azaldığı ve vidalarda oluşan stres değerlerinin daha homojen bir dağılım gösterdiği tespit edilmiştir. Plak boyutlarının büyümesiyle segmentler arasındaki yer değiştirme miktarları da azalmıştır fakat sonlu elemanlar analizinden elde edilen değerlerden klinik kemik iyileşmesiyle ilgili geçerli sonuçlar çıkartmak mümkün olmadığından bu plak boyutları ve izin verdikleri hareket miktarının kemik iyileşmesi üzerine etkilerinin in vivo çalışmalarla değerlendirilmesi daha doğru yorumların elde edilmesini sağlayacaktır. Kortikal kemikte oluşan çekme ve sıkışma gerilimi değerleri modellerdeki birkaç nokta dışında fizyolojik limitler içerisinde kalmışlardır. Kortikal kemikteki en yüksek sıkışma ve çekme değerleri modellerin çoğunda kırığın proksimalinde kalan kemik segmentindeki ilk vida etrafındaki kortikal kemikte oluşmuştur.

Titanyum ve CFR-PEEK ile simüle edilen plaklar için 2,0 mm kalınlığındaki 2.0 plak sistemiyle 2,5 mm kalınlığındaki 2.4 plak sistemleri arasında Von Misses stres değerleri açısından ufak farklılıklar bulunmaktadır. En düşük stres değerlerinin 2,5 mm kalınlığındaki 2.4 plak sistemlerinde tespit edilmesi bu plak sistemlerinin kırık tedavisi için en stabil fiksasyonu sağlayacak sistem olduğunu düşündürmektedir. Ancak bu plakların şekillendirilmesindeki zorluklar, mukozayı perfore ederek üzerlerinin açılma riski, hastanın

bu büyüklükteki plakları hissetmesiyle duyacağı rahatsızlık ve protez kullanımındaki zorluklar nedeniyle bu plakların kullanımı klinik problemlere neden olabilmektedir. Bunlara ek olarak 2.4 plak sistemi vidalarının atrofik mandibulaya yerleştirilmesi sırasında kırık oluşturma riski 2.0 plak sistemi vidalarına göre daha yüksektir(91). Bu nedenlerden ötürü yeterli biyomekanik özellikleri nedeniyle 2,0 mm kalınlığındaki 2.0 plak sistemlerinin kullanımı daha akılcı gözükmemektedir.

Son yirmi yılda rijit fiksasyon prensipleri üzerine yapılan çalışmalar aşırı rijit fiksasyon uygulanan bazı durumlarda iyileşmenin gecikebildiğini ve kırık bölgesinin fizyolojik olarak uygun kemik yoğunluğuna ulaşmasını engelleyebildiğini göstererek rijit fiksasyon prensibinin eksiklerini ortaya koymuştur(66). Carter ve ark. kırık iyileşmesinde görev alan mezenşimal dokuların stresler karşısındaki reaksiyonlarını değerlendirdikleri çalışmalarında erken iyileşme döneminde aralıklı, orta şiddetteki çekme gerilimlerinin hücre proliferasyonu ve kallus oluşumunu arttırdığı sonucuna varmışlardır. Yine aynı çalışmada distorsiyonel stresler veya gerilim streslerinin çok yüksek olduğu durumlarda fibroblastların gerilim doğrultusunda kollajen üretimini arttırarak fibrokartilaj veya fibröz dokuların oluşumuna neden olduğu rapor edilmiştir(118). Perren ve ark. ise fiksasyon sonrası kemik segmentleri arasındaki gerilim miktarını baz alarak iyileşme sürecinin öngörülebileceği bir teori oluşturmuşlardır. Bu teoriye göre % 2-10 arası gerinimler kallus oluşumunu uyararak sekonder tipte kemik iyileşmesi sağlarken, %2'den az gerinimler kallus oluşumunun gözlenmediği primer kemik iyileşmesine yol açmaktadır. %10-100 arasındaki gerinimler ise uzun süreli bağ doku oluşuma neden olurken, %100 üzerindeki gerinimler nanünyona sebebiyet vermektedir(119). Bu ve benzer çalışmalar ışığında internal fiksasyonda mutlak rijit bir fiksasyon fikrinin yerini semi-rijit fiksasyon fikri almıştır. Sonuç olarak uygun kırık iyileşmesi için bir miktar mekanik stabilitenin zorunlu olduğu, fakat kırık hattındaki mikro hareketin iyileşme için faydalı olacağı düşünülmektedir.

İnternal fiksasyonda stabilite konusundaki güncel yaklaşımlar daha esnek ve dinamik fiksasyon sistemleri üzerine yapılan çalışmaları arttırarak; kemik iyileşmesine müsaade edecek stabiliteyle, aşırı rijit fiksasyonun negatif etkileri arasında dengeyi sağlayacak daha komplike fikasyon sistemlerinin geliştirilmesini mümkün kılmıştır. Bu yaklaşımın ilk sonucu olarak fiksasyon sistemlerindeki paslanmaz çeliğin yerini titanyum almıştır. Bunun yanında fiksasyon sistemlerinin boyutlarının ve bükülme dayanımlarının azaltılması da diğer bir seçenek olarak kullanılmıştır(52).

Kemik ve fiksasyon aygıtının bükülme davranışlarındaki farklılık, internal rijit fiksasyon ile başarılı bir kemik iyileşmesinden sonra bile oluşan streslerin çoğunu plağın taşımasına neden olur. Wolf kanununun öngördüğü gibi kemik yoğunluğu kemiğe gelen streslere bağlıdır ve rijit plaklar altında kalan kemik bu yeni koşullara uyum sağlayarak normal kemiğe göre daha poröz bir yapı kazanacaktır(120). Gerek iyileşme esnasındaki mutlak rijit fiksasyon fikrinden uzaklaşılması gerekse iyileşme sonrası kemiğin fizyolojik kuvvetlere maruz kalması gerekliliğinin anlaşılmasıyla kırıkların sağlıklı kemiğin mekanik özelliklerine yakın fiksasyon aygıtlarıyla fikse edilmesi fikrinde yoğunlaşmıştır. Bu fikirden yola çıkılarak üretilen PEEK polimerlerin karbon fiberlerle kombinasyonu olan CFR-PEEK materyaller; kortikal kemiğe yakın young modülüsleri, sterilizasyon koşullarına dayanıklılığı, biyouyumluluğu, radyografilere artefaktlara neden olmaması gibi avantajlarıyla öne çıkan materyal grubu olmuştur. Bizim çalışmamızda da standart titanyum ve CFR-PEEK materyal ile simüle edilen farklı boyutlardaki plakların atrofik mandibula kırıklarındaki uygulamaları SEA yöntemi ile değerlendirilmiştir.

Çalışmamızın analiz bölümünde keser ve molar bölgelerden ısırma koşulları ayrı ayrı simüle edilmiştir. CFR-PEEK ve titanyum plakların Von Misses değerleri karşılaştırıldığında her iki yükleme koşulunda da titanyum plaklarda oluşan maksimum stres değerleri aynı boyuttaki CFR-PEEK plaklara göre daha yüksek bulunmuştur ve her iki materyalde de artan plak boyutuyla beraber maksimum stres değerleri azalmıştır. Vidalarda oluşan Von Misses değerleri karşılaştırıldığında ise her plak boyutu için maksimum stres değerleri, CFR-PEEK materyalle simüle edilen plak sistemlerinde daha az bulunmuştur. Fakat maksimum stres değerleri plak sistemlerinin mevcut stresleri plak içerisinde ne oranda dağıtabildiğiyle alakalı sonuçları içermemektedir. Bu amaçla streslerin vidalara dağılım homojenliğini analiz ettiğimiz vidalar arası stres dağılım skorları kullanılmıştır ve bu değerler CFR-PEEK plak grubunda daha yüksek bulunmuştur. Sonuç olarak, titanyum plak sistemlerinin kullanıldığı durumda maksimum vida stresleri artmış fakat titanyum plaklar, üzerlerine gelen streslerin vidalar arasında homojen bir şekilde dağıtılmasında, CFR-PEEK plaklara göre daha başarılı olmuştur. Sonuç olarak kemik ile izoelastik değerlere sahip olan CFR-PEEK plaklar sayesinde plaklarda biriken stres değerleri azaltılabilir ve artan plak boyutlarıyla stres değerleri azalır. Fakat daha önce belirtilen nedenlerden ötürü 2,5 mm kalınlığındaki plaklar yerine 2,0 mm kalınlığındaki plakların kullanımı her iki materyal için de daha uygun gözükmektedir.

Plak sistemlerinin klinik başarısızlık nedenlerinden biri de vida kaybı veya vida etrafındaki kortikal kemiğin rezorpsiyonudur. Kemik rezorpsiyonu ihtimalinin SEA ile değerlendirilmesinde kortikal kemikteki sıkışma gerilimleri kullanılmaktadır ve kemiğin rezorbe olmadan devamlılığını sürdürebilmesi için kabul edilen sınır değer 56 MPa'dır(91). Çalışmamızda, molar bölgeden ısırma koşulunda, kortikal kemik sıkışma gerilimleri CFR-PEEK plak sistemleri için titanyum plak sistemlerine nazaran bütün boyutlarda daha az tespit edilmiştir. Plak boyutunun artmasıyla CFR-PEEK plak sistemlerinde oluşan kortikal kemik sıkışma gerilimlerinde artış gözlenirken titanyum plaklarda boyut değişimiyle stres değerleri arasında bir korelasyon tespit edilmemiştir. Keser bölgeden ısırma koşulunda da 1,5 mm, 2,0 mm ve 2,5 mm kalınlığındaki plaklarda CFR-PEEK materyalden simüle edilen plaklar titanyumla simüle edilen plaklara göre daha düşük sıkışma gerilimleri oluşturmuştur. 1 mm kalınlığındaki plaklarda ise benzer sıkışma gerilimleri oluşmuştur. Genel olarak CFR-PEEK plakların kullanımıyla farklı ısırma koşullarında ve farklı plak boyutlarında daha az kortikal kemik sıkışma gerilimleri oluşmuştur. SEA sonuçlarının öngörebildiği ölçüde, atrofik mandibula kırıklarının CFR-PEEK plaklar ile fiksasyonu daha az vida etrafı kemik rezorpsiyonuna veya vida kaybına neden olacağı düşünülebilir. Kortikal kemikte oluşan bu sıkışma gerilimlerinin az olması plak materyalinin kemiğe yakın mekanik özellikleri olması sonucunda benzer kuvvetlere benzer tepkiler vermesine bağlanabilir. Keser bölgeden ısırma koşulunda plak kalınlığının 1,0 mm'den 1,5 mm'e artışında ve 2,0 mm'den 2,5 mm'e artışında beklenenin tersine oluşan sıkışma gerilimi değerleri artmıştır. Modelleme sırasında kullanılan plak sistemi boyutlarına göre plağın kalınlığıyla beraber plak uzunluğu da artmaktadır. Plak kalınlığının artışıyla plak uzunluğundaki artış ve mandibula simfizine en yakın konumdaki vidanın daha önde konumlanmasıyla değişen kuvvet kolu uzunlukları, keser bölgeden yükleme koşulundaki sıkışma gerilimi sonuçlarında oluşan bu değişikliği açıklamaktadır.

Kırık segmentler arasındaki yer değiştirme sonuçları artan plak boyutunun sağladığı rijidite ile segmentler arası yer değiştirme miktarının azaldığını göstermektedir. Molar bölgeden ısırma koşulunda 1,0 mm kalınlıklı plakta 2,5 mm kalınlıklı plağa göre 4 kat daha fazla hareketlilik gözlenmiş olması segmentler arası yer değiştirme açısından plak boyutunun önemini göstermektedir. CFR-PEEK plakların semi-rijit fiksasyon konsepti titanyum plaklarla karşılaştırıldığında daha fazla harekete müsaade etmektedir. Keser bölgeden ısırma koşulunda genel olarak daha az segmentler arası yer değiştirme tespit edilmiştir fakat artan plak boyutuyla hareketliliğin azalması ve CFR-PEEK plakların daha

fazla hareketliliğe müsaade etmesi keser bölgeden ısırma koşulu için de geçerliliğini korumuştur. SEA gibi matematiksel temellere dayalı bir analiz üzerinden direk klinik sonuçlar çıkarmak yerine materyaller arası karşılaştırmalar yaparak yorumlamak daha doğru olacaktır. Daha önce bahsedildiği gibi hareketlilik miktarının fazlalığı veya azlığı üzerinden direkt olarak olumlu veya olumsuz sonuçlar çıkartmak mümkün değildir, daha çok optimum bir hareket aralığının olduğunu bilerek değerlendirilmesi ve bu hareketliliğin kemik iyileşmesi üzerine etkilerinin *in vivo* çalışmalarla desteklenmesi daha sağlıklı sonuçlar ortaya koyacaktır.



6 SONUÇLAR

- Her iki materyalde de artan plak kalınlığı ve boyutlarıyla beraber plak üzerinde biriken streslerin azaldığı tespit edilmiştir. Bunun yanında hem keser bölgeden hem de molar bölgeden yükleme koşullarında 2,0 mm kalınlıktaki plaklar ile 2,5 mm kalınlıktaki rekonstrüksiyon plakları arasında ufak farklılıklar olduğu tespit edilmiştir.
- Vidalar arası stres dağılım skoruyla yaptığımız değerlendirmeye artan plak boyutunun daha homojen bir stres dağılımı sağladığı, CFR-PEEK plakların kullanımıyla maksimum Von Misses stresleri azalsa da stres dağılımının titanyum plaklarda daha homojen olduğu tespit edilmiştir.
- CFR-PEEK materyalden simüle edilen plaklarda tespit edilen stresler titanyum plaklarda oluşan streslerden çok daha azdır. Bu sonuçlar doğrultusunda yorgunluk dayanımı yüksek CFR-PEEK materyallerin tekrarlayan kuvvetler karşısındaki dayanıklılığının titanyum plaklardan fazla olması beklenmektedir.
- Yine CFR-PEEK plakların kullanılmasıyla iki yükleme koşulunda da vidalar etrafındaki kortikal kemikte oluşan sıkışma gerilimleri titanyum plaklarla karşılaştırıldığında çok daha düşüktür. Azalan kortikal kemik stresleriyle vida etrafında oluşacak kemik rezorpsiyonları ve buna bağlı vida kayıplarının azalması beklenebilir. Yükleme koşulu ve plak sisteminden bağımsız olarak en yüksek stresler kırık hattının proksimalindeki ilk vida etrafındaki kortikal kemikte oluşmaktadır.
- Rijit fiksasyon prensibinin bir sonucu olarak artan plak boyutlarıyla beraber kırık segmentler arasında hareketliliğin azaldığı tespit edilmiştir. CFR-PEEK plak sistemleri, titanyum plak sistemleriyle karşılaştırıldığında kemik segmentler arasında daha fazla harekete müsaade etmektedir.

Bu sonuçlar göz önüne alındığında, materyal özellikleri sayesinde stres değerlerindeki azalmaya bağlı klinik faydalar sağlaması beklenen CFR-PEEK plakların müsaade ettiği hareketlilik miktarının oluşturacağı klinik sonuçlarının değerlendirilmesi amacıyla ileri deneysel çalışmaların yapılması gerekmektedir.

7 KAYNAKLAR

1. Al-Dajani M, Quiñonez C, Macpherson AK, Clokie C, Azarpazhooh A: Epidemiology of maxillofacial injuries in Ontario, Canada. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 73: 693.e1-9, 2015.
2. Fonseca RJ, Barber HD, Powers MP, Frost DE: *Oral and Maxillofacial Trauma*. Elsevier Health Sciences, 2013.
3. Eskitascioglu T, Ozyazgan I, Coruh A, Gunay GK, Yontar Y, Altiparmak M: Fractures of the mandible: A 20-year retrospective analysis of 753 patients. *Ulusal Travma ve Acil Cerrahi Dergisi* 19: 348–356, 2013.
4. Simsek S, Simsek B, Abubaker AO, Laskin DM: A comparative study of mandibular fractures in the United States and Turkey. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 36: 395–397, 2007.
5. Kruger E, Schilli W: *Oral and Maxillofacial Traumatology*., 1981.
6. Johnson DH: CT of maxillofacial trauma. *Radiologic clinics of North America* 22: 131–44, 1984.
7. Miloro M, Ghali G, Larsen PE, Waite PD: *Principles of Oral and Maxillofacial Surgery*., 2011.
8. Perry M, Holmes S: *Manual of Operative Maxillofacial Trauma Surgery*., 2014.
9. Avery CM, Johnson PA: Surgical glove perforation and maxillofacial trauma: to plate or wire? *The British journal of oral & maxillofacial surgery* 30: 31–5, 1992.
10. Karlis V, Glickman R: An alternative to arch-bar maxillomandibular fixation. *Plastic and reconstructive surgery* 99: 1758–9, 1997.
11. Pigadas N, Whitley S, Avery CME: Temporary intermaxillary fixation and cross infection control. *The British journal of oral & maxillofacial surgery* 41: 363, 2003.
12. Rai A, Datarkar A, Borle RM: Are maxillomandibular fixation screws a better option than erich arch bars in achieving maxillomandibular fixation? A randomized clinical study. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 69: 3015–3018, 2011.
13. Shaik M, Subba Raju T, Rao NK, Reddy CK: Effectiveness of 2.0 mm Standard and 2.0 mm Locking Miniplates in Management of Mandibular Fractures: A Clinical Comparative Study. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery* 13: 47–52, 2012.
14. Yada K, Puneet G, Sanjay S, Ramakant R: Bite Force Evaluation of Conventional Plating System Versus Locking Plating System for Mandibular Fracture. *Journal of Maxillofacial and Oral Surgery* 14: 972–978, 2015.
15. Champy M, Loddé JP, Schmitt R, Jaeger JH, Muster D: Mandibular osteosynthesis by miniature screwed plates via a buccal approach. *Journal of maxillofacial surgery* 6: 14–21, 1978.

16. Champy M: Biomechanische Grundlagen Der Strassburger Miniplattenosteosynthese. Dtsch Zahnarztl Z 38: 358–360, 1983.
17. Kohn R: Principles of mammalian aging. Upper Saddle River, NJ: Prentice-Hall, 1971.
18. Murdock SH, Hoque MN: Current patterns and future trends in the population of the United States: implications for dentistry and the dental profession in the twenty-first century. The Journal of the American College of Dentists 65: 29–35, 1998.
19. Health, United States, 2004, Life expectancy at 65 and 75 years. . Available at: <http://www.cdc.gov/nchs/data/hus/hus04trend.pdf>. Accessed February 27, 2016.
20. Misch C: Contemporary Implant Dentistry. 3rd ed., 2007.
21. A Profile of Older Americans. AARP Magazine, 2005.
22. Victorino GP, Chong TJ, Pal JD: Trauma in the elderly patient. Archives of surgery (Chicago, Ill : 1960) 138: 1093–8, 2003.
23. Burge R, Dawson-Hughes B, Solomon DH, Wong JB, King A, Tosteson A: Incidence and economic burden of osteoporosis-related fractures in the United States, 2005-2025. Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research 22: 465–75, 2007.
24. Burghardt AJ, Kazakia GJ, Ramachandran S, Link TM, Majumdar S: Age- and gender-related differences in the geometric properties and biomechanical significance of intracortical porosity in the distal radius and tibia. Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research 25: 983–93, 2010.
25. McCalden RW, McGeough JA, Barker MB, Court-Brown CM: Age-related changes in the tensile properties of cortical bone. The relative importance of changes in porosity, mineralization, and microstructure. The Journal of bone and joint surgery American volume 75: 1193–205, 1993.
26. Manolagas SC: Birth and death of bone cells: basic regulatory mechanisms and implications for the pathogenesis and treatment of osteoporosis. Endocrine reviews 21: 115–37, 2000.
27. Almeida M, O'Brien CA: Basic Biology of Skeletal Aging: Role of Stress Response Pathways. The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences 68: 1197–1208, 2013.
28. Syed FA, Ng AC: The pathophysiology of the aging skeleton. Current Osteoporosis Reports 8: 235–240, 2010.
29. Roberts WE, Turley PK, Breznjak N, Fielder PJ: Implants: Bone physiology and metabolism. CDA journal California Dental Association 15: 54–61, 1987.
30. Pietrokovski J: The bony residual ridge in man. The Journal of prosthetic dentistry 34: 456–62, 1975.
31. Tallgren A: The reduction in face height of edentulous and partially edentulous

- subjects during long-term denture wear. A longitudinal roentgenographic cephalometric study. *Acta odontologica Scandinavica* 24: 195–239, 1966.
32. Melo AR, Aguiar Soares Carneiro SC De, Leal JLF, Vasconcelos BCDE: Fracture of the atrophic mandible: Case series and critical review. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 69: 1430–1435, 2011.
 33. Franciosi E, Mazzaro E, Larranaga J, Rios A, Picco P, Figari M: Treatment of edentulous mandibular fractures with rigid internal fixation: case series and literature review. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr* 7: 35–42, 2014.
 34. Ellis E, Price C: Treatment Protocol for Fractures of the Atrophic Mandible. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 66: 421–435, 2008.
 35. Luhr HG, Reidick T, Merten HA: [Fractures of the atrophic mandible--a challenge for therapy]. *Fortschritte der Kiefer- und Gesichts-Chirurgie* 41: 151–4, 1996.
 36. Feudis F De, Benedittis M De, Antonicelli V, Pittore P, Cortelazzi R: Decision-making algorithm in treatment of the atrophic mandible fractures. *G Chir* 35: 94–100, 2014.
 37. Morris JH: Biphase connector, external skeletal splint for reduction and fixation of mandibular fractures. *Oral surgery, oral medicine, and oral pathology* 2: 1382–98, illust, 1949.
 38. Bigelow MH: Vitallium bone screws and appliances for treatment of fracture of mandible. *J Oral Surg*: 131, 1943.
 39. Obwegeser HL, Sailer HF: Another way of treating fractures of the atrophic edentulous mandible. *Journal of maxillofacial surgery* 1: 213–21, 1973.
 40. Marciani RD, Hill O: Treatment of the fractured edentulous mandible. *Journal of oral surgery (American Dental Association : 1965)* 37: 569–77, 1979.
 41. Wittwer G, Adeyemo WL, Turhani D, Ploder O: Treatment of atrophic mandibular fractures based on the degree of atrophy--experience with different plating systems: a retrospective study. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 64: 230–4, 2006.
 42. Bruce RA, Ellis E: The second Chalmers J. Lyons Academy study of fractures of the edentulous mandible. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 51: 904–11, 1993.
 43. Tiwana PS, Abraham MS, Kushner GM, Alpert B: Management of Atrophic Edentulous Mandibular Fractures: The Case for Primary Reconstruction With Immediate Bone Grafting. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 67: 882–887, 2009.
 44. Sickels JE Van, Cunningham LL: Management of Atrophic Mandible Fractures: Are Bone Grafts Necessary? *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 68: 1392–1395, 2010.
 45. Bradley JC: Age changes in the vascular supply of the mandible. *British dental journal* 132: 142–4, 1972.

46. Pereira FL, Gealh WC, Barbosa CEB, Filho LI: Different surgical approaches for multiple fractured atrophic mandibles. *Craniomaxillofacial trauma & reconstruction* 4: 19–24, 2011.
47. Davids JR: Metal Handbooks, ASM International., 1998. Available at: https://www.google.com.tr/search?q=ASM+International+1988&oq=ASM+International+1988&aqs=chrome..69i57.4180j0j7&sourceid=chrome&es_sm=93&ie=UTF-8. Accessed March 2, 2016.
48. Marti a.: Cobalt-base alloys used in bone surgery. *Injury* 31: D18–D21, 2000.
49. Disegi JA, Eschbach L: Stainless steel in bone surgery. *Injury* 31, 2000.
50. Disegi JA: Magnetic resonance imaging of AO/ASIF stainless steel and titanium implants. *Injury* 23 Suppl 2: S1-4, 1992.
51. Noort R Van: Titanium: The implant material of today. *Journal of Materials Science* 22: 3801–3811, 1987.
52. Metsemakers W-J, Moriarty TF, Nijs S, Pape HC, Richards RG: Influence of implant properties and local delivery systems on the outcome in operative fracture care. *Injury*, 2016.
53. Hak DJ, Mauffrey C, Seligson D, Lindeque B: Use of carbon-fiber-reinforced composite implants in orthopedic surgery. *Orthopedics* 37: 825–830, 2014.
54. Ramakrishna S, Mayer J, Wintermantel E, Leong KW: Biomedical applications of polymer-composite materials: A review. *Composites Science and Technology* 61: 1189–1224, 2001.
55. Bradley JS: Cautionary note on the strength of materials for internal fixation devices. *Biomaterials* 2: 124, 1981.
56. Claes LE: Mechanical characterization of biodegradable implants. *Clinical materials* 10: 41–6, 1992.
57. Morrison C, Macnair R, MacDonald C, Wykman A, Goldie I, Grant MH: In vitro biocompatibility testing of polymers for orthopaedic implants using cultured fibroblasts and osteoblasts. *Biomaterials* 16: 987–992, 1995.
58. Majola A, Vainionpää S, Vihtonen K, Mero M, Vasenius J, Törmälä P, Rokkanen P: Absorption, biocompatibility, and fixation properties of polylactic acid in bone tissue: an experimental study in rats. *Clinical orthopaedics and related research*: 260–9, 1991.
59. Jeong JC, Choi SH, Song MS, Jun CH, Kim HM: Clinical study of resorbable plate and screw for treatment of maxillofacial fractures. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 29: 438–443, 2003.
60. Agarwal S, Gupta A, Grevious M, Reid RR: Use of resorbable implants for mandibular fixation: a systematic review. *The Journal of craniofacial surgery* 20: 331–9, 2009.
61. Landes C a, Ballon A: 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: 577-87-9, 2006.
62. Green S: Chapter 3 - Compounds and Composite Materials. Elsevier Inc., 2012.
 63. Hyer MW: Stress Analysis of Fiber Reinforced Composite Materials. Mc Grow Hill, 2009.
 64. Hull D, Clyne TW: An Introduction to Composite Materials. Cambridge: Cambridge University Press, 1996.
 65. Williams DF, McNamara A, Turner RM: Potential of polyetheretherketone (PEEK) and carbon-fibre-reinforced PEEK in medical applications. *Journal of Materials Science Letters* 6: 188-190, 1987.
 66. Kurtz SM, Devine JN: PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials* 28: 4845-4869, 2007.
 67. Toth JM: Biocompatibility of Polyaryletheretherketone Polymers. Elsevier Inc., 2012.
 68. Godara A, Raabe D, Green S: The influence of sterilization processes on the micromechanical properties of carbon fiber-reinforced PEEK composites for bone implant applications. *Acta biomaterialia* 3: 209-20, 2007.
 69. Jahan MS, Wang C, Schwartz G, Davidson JA: Combined chemical and mechanical effects on free radicals in UHMWPE joints during implantation. *Journal of biomedical materials research* 25: 1005-17, 1991.
 70. Sasuga T, Hagiwara M: Radiation deterioration of several aromatic polymers under oxidative conditions. *Polymer* 28: 1915-1921, 1987.
 71. McMillan C: Evaluation of PEKEKK composites for spine implants. In: 38th international SAMPE symposium., 1993:591-598.
 72. Kurtz SM: Total Disc Arthroplasty. In: Kurtz S, Edidin A, eds. *Spine Technology Handbook*. New York: Academic Press, 2006.
 73. NIH Consensus Statement: Total Knee Replacement. In: National Institutes of Health Technology Assessment Conference., 2003.
 74. Akhavan S, Matthiesen MM, Schulte L, Penoyar T, Kraay MJ, Rimnac CM, Goldberg VM: Clinical and histologic results related to a low-modulus composite total hip replacement stem. *The Journal of bone and joint surgery American volume* 88: 1308-14, 2006.
 75. Uhthoff HK, Poitras P, Backman DS: Internal plate fixation of fractures: short history and recent developments. *Journal of orthopaedic science : official journal of the Japanese Orthopaedic Association* 11: 118-26, 2006.
 76. Howard CB, Tayton KJ, Gibbs A: The response of human tissues to carbon reinforced epoxy resin. *The Journal of bone and joint surgery British volume* 67: 656-8, 1985.
 77. Turner MJ, Clough RW, Martin HC, Topp LJ: Stiffness and Deflection Analysis of

- Complex Structures. Journal of the Aeronautical Sciences (Institute of the Aeronautical Sciences) 23: 805–823, 1956.
78. Zienkiewicz OC, Taylor RL, Fox D: The Finite Element Method for Solid and Structural Mechanics. Elsevier, 2014.
 79. Kluess D, Wieding J, Souffrant R, Mittelmeier W, Bader R: Finite Element Analysis in Orthopaedic Biomechanics. Finite Element Analysis: 151–171, 2010.
 80. Ramoglu S, Ozan O: Diş Hekimliğinde Sonlu Elemanlar Stres Analiz Yöntemi. Atatürk Üniv Diş Hek Fak Derg Suppl. 9: 175–180, 2014.
 81. Müftüoğlu G: Mandibuler Lateral Defektlerde Klitli Ve Kilitsiz Plak Ve Vida Sistemlerinin Üç Boyutlu Modelleme Ve Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi., 2013.
 82. Srirekha A, Bashetty K: Infinite to finite: an overview of finite element analysis. Indian journal of dental research 21: 425–32, 2010.
 83. Sakaguchi RL, Powers JM: Craig's Restorative Dental Materials., 2012.
 84. Adıgüzel Ö: Sonlu Elemanlar Analizi: Derleme Bölüm I: Dişhekimliğinde Kullanım Alanları, Temel Kavramlar ve Eleman Tanımları. Dicle Dişhekimliği Dergisi 11: 18–23, 2010.
 85. Geramy A, Sharafoddin F: Abfraction: 3D analysis by means of the finite element method. Quintessence international (Berlin, Germany : 1985) 34: 526–33.
 86. Motta AB, Pereira LC, Cunha ARCC: Finite Element Analysis in 2D and 3D Models for Sound and Restored Teeth. Abaqus: 329–343, 2006.
 87. Kishen A, Ramamurty U, Asundi A: Experimental studies on the nature of property gradients in the human dentine. Journal of biomedical materials research 51: 650–9, 2000.
 88. Chen L, Guo X, Li Y, Li T: Finite element analysis for interfacial stress and fatigue behaviors of biomimetic titanium implant under static and dynamic loading conditions. Zhong nan da xue xue bao Yi xue ban = Journal of Central South University Medical sciences 35: 662–72, 2010.
 89. Synthes 2.0 mm Mandible Locking Plate System. Advanced plating system for trauma, microvascular reconstruction and orthognatic surgery. Available at: <http://synthes.vo.llnwd.net/o16/LLNWMB8/US Mobile/Synthes North America/Product Support Materials/Technique Guides/MXTG20ManLckPltJ3180E.pdf>. Accessed March 30, 2016.
 90. Synthes Compact 2.4 UniLOCK. Reconstruction system for the mandible. Available at: <http://sites.synthes.com/MediaBin/International DATA/036.000.051.pdf>. Accessed March 30, 2016.
 91. Vajgel A, Camargo IB, Willmersdorf RB, Melo TM de, Laureano F, Vasconcellos R: Comparative Finite Element Analysis of the Biomechanical Stability of 2 . 0 Fixation Plates in Atrophic Mandibular Fractures. Journal of Oral and Maxillofacial Surgery: 335–342, 2013.

92. Tarallo L, Mugnai R, Adani R, Zambianchi F, Catani F: A new volar plate made of carbon-fiber-reinforced polyetheretherketon for distal radius fracture: analysis of 40 cases. *Journal of Orthopaedics and Traumatology* 15: 277–283, 2014.
93. Schliemann B, Hartensuer R, Koch T, Theisen C, Raschke MJ, Clemens K, Weimann A: 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.: 1–7, 2015.
94. Sickels JE Van, Peterson GP, Holms S, Haug RH: An in vitro comparison of an adjustable bone fixation system. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 63: 1620–5, 2005.
95. Schupp W, Arzdorf M, Linke B, Gutwald R: Biomechanical testing of different osteosynthesis systems for segmental resection of the mandible. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 65: 924–30, 2007.
96. Ding X, Liao S hui, Zhu X hao, Wang H ming, Zou B ji: Effect of orthotropic material on finite element modeling of completely dentate mandible. *Materials and Design* 84: 144–153, 2015.
97. Röhrle O, Pullan AJ: Three-dimensional finite element modelling of muscle forces during mastication. *Journal of Biomechanics* 40: 3363–3372, 2007.
98. Nelson GJ: Three Dimensional Computer Modeling Of Human Mandibular Biomechanics., 1983.
99. Mugino H, Takagi S, Oya R, Nakamura S, Ikemura K: Miniplate osteosynthesis of fractures of the edentulous mandible. *Clinical oral investigations* 9: 266–70, 2005.
100. Luhr HG, Reidick T, Merten HA: Results of treatment of fractures of the atrophic edentulous mandible by compression plating: a retrospective evaluation of 84 consecutive cases. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 54: 250-4-5, 1996.
101. Madsen MJ, Kushner GM, Alpert B: Failed Fixation in Atrophic Mandibular Fractures: The Case against Miniplates. *Cranio-maxillofacial trauma & reconstruction* 4: 145–50, 2011.
102. Flores-Hidalgo A, Altay MA, Atencio IC, Manlove AE, Schneider KM, Baur DA, Queresby FA: Management of fractures of the atrophic mandible: A case series. *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology and Oral Radiology* 119: 619–627, 2015.
103. FriedenberG ZB, French G: The effects of known compression forces on fracture healing. *Surgery, gynecology & obstetrics* 94: 743–8, 1952.
104. Kunz C, Hammer B, Prein J: [Fractures of the edentulous atrophic mandible. Fracture management and complications]. *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie : MKG* 5: 227–32, 2001.
105. Aziz SR, Najjar T: Management of the edentulous/atrophic mandibular fracture.

- Atlas of the oral and maxillofacial surgery clinics of North America 17: 75–9, 2009.
106. Iatrou I, Samaras C, Theologie-Lygidakis N: Miniplate osteosynthesis for fractures of the edentulous mandible: a clinical study 1989-96. *Journal of cranio-maxillo-facial surgery : official publication of the European Association for Cranio-Maxillo-Facial Surgery* 26: 400–4, 1998.
 107. Thaller SR: Fractures of the edentulous mandible: a retrospective review. *The Journal of craniofacial surgery* 4: 91–4, 1993.
 108. Tate GS, Ellis E, Throckmorton G: Bite forces in patients treated for mandibular angle fractures: implications for fixation recommendations. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 52: 734–6, 1994.
 109. Santos GS, Assis Costa MDM de, Oliveira Costa C de, Souza FA, Júnior IRG, Melo WM de: Failure of miniplate osteosynthesis for the management of atrophic mandibular fracture. *The Journal of craniofacial surgery* 24: e415-8, 2013.
 110. Sikes JW, Smith BR, Mukherjee DP: An in vitro study of the effect of bony buttressing on fixation strength of a fractured atrophic edentulous mandible model. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons* 58: 56–61; discussion 62, 2000.
 111. Choi B-H, Huh J-Y, Suh C-H, Kim K-N: An in vitro evaluation of miniplate fixation techniques for fractures of the atrophic edentulous mandible. *International journal of oral and maxillofacial surgery* 34: 174–7, 2005.
 112. Müller S, Bürgers R, Ehrenfeld M, Gosau M: Macroplate fixation of fractures of the edentulous atrophic mandible: Immediate function and masticatory rehabilitation. *Clinical Oral Investigations* 15: 151–156, 2011.
 113. Assael LA, Klotch DW, Manson PN, Schilli W, Joachim P, Rahn BA: *Manual of Internal Fixation in the Cranio-Facial Skeleton*. New York: Springer, 1998.
 114. Gutwald R, Büscher P, Schramm A: Biomechanical stability of an internal mini-fixation system in maxillofacial osteosynthesis. *Medical & Biological Engineering & Computing* 37: 280, 1999.
 115. Madsen MJ, Haug RH: A biomechanical comparison of 2 techniques for reconstructing atrophic edentulous mandible fractures. *Journal of oral and maxillofacial surgery* 64: 457–65, 2006.
 116. Clayman L, Rossi E: Fixation of atrophic edentulous mandible fractures by bone plating at the inferior border. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 70: 883–889, 2012.
 117. Militsakh ON, Wallace DI, Kriet JD, Girod DA, Olvera MS, Tsue TT: Use of the 2.0-mm locking reconstruction plate in primary oromandibular reconstruction after composite resection. *Otolaryngology--head and neck surgery : official journal of American Academy of Otolaryngology-Head and Neck Surgery* 131: 660–5, 2004.
 118. Carter DR, Blenman PR, Beaupré GS: Correlations between mechanical stress history and tissue differentiation in initial fracture healing. *Journal of orthopaedic*

- research : official publication of the Orthopaedic Research Society 6: 736–48, 1988.
119. Perren SM: Evolution of the internal fixation of long bone fractures. The scientific basis of biological internal fixation: choosing a new balance between stability and biology. The Journal of bone and joint surgery British volume 84: 1093–1110, 2002.
 120. Wolff J: The Law of Bone Remodelling. Springer, 1986.

