



**T.C.
AKSARAY ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**UZUN KEMİK KIRIKLARINDA KULLANILAN FARKLI
KOMPOZİT PLAKLARIN İYİLEŞME SÜRECİNDE GERİLME
ANALİZLERİNİN İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Veda KABA

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Semih BENLİ

AKSARAY, 2017



**T.C.
AKSARAY ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**UZUN KEMİK KIRIKLARINDA KULLANILAN FARKLI
KOMPOZİT PLAKLARIN İYİLEŞME SÜRECİNDE GERİLME
ANALİZLERİNİN İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Veda KABA

DANIŞMAN

Yrd. Doç. Dr. Semih BENLİ

AKSARAY, 2017

AKSARAY ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ONAY BELGESİ

Aksaray Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 142304403 numaralı Yüksek Lisans öğrencisi, "Veda KABA", ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "UZUN KEMİK KIRIKLARINDA KULLANILAN FARKLI KOMPOZİT PLAKLARIN İYİLEŞME SÜRECİNDE GERİLME ANALİZLERİNİN İNCELENMESİ " başlıklı tezini, aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Yrd.Doç.Dr. Semih BENLİ**
 Aksaray Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Doç.Dr. Necmi DÜŞÜNCELİ**
 Aksaray Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Yrd.Doç.Dr. Kemal NURVEREN**
 Ömer Halisdemir Üniversitesi

Teslim Tarihi: 15 Mayıs 2017

Savunma Tarihi: 05 Haziran 2017

DOĞRULUK BEYANI

Yüksek lisans tezi olarak sunduğum bu çalışmayı, bilimsel etik, ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yol ve yardıma başvurmaksızın yazdığımı, yararlandığım eserlerin kaynakçada gösterilenlerden oluştuğunu ve bu eserleri her kullanışında alıntı yaparak yararlandığımı belirtir; bunu şerefimle doğrularım.

Enstitü tarafından belli bir zamana bağlı olmaksızın, tezimle ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçlara katlanacağımı bildiririm.

Veda KABA

TEŞEKKÜR

Öncelikle, bu çalışmada bana destek olan ve yardımlarını hiçbir zaman esirgemeyen danışmanın Sayın Yrd.Doç.Dr. Semih BENLİ'ye, teşekkür ediyorum.

Son olarak, her zaman olduğu gibi, bu çalışmamda da bana destek olan sevgili aileme teşekkürü borç bilirim.

Veda KABA



İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
DOĞRULUK BEYANI	i
TEŞEKKÜR	ii
İÇİNDEKİLER	iii
ÖZET.....	vi
ABSTRACT.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	x
SİMGELER DİZİNİ	xi
KISALTMALAR DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. MALZEME	6
2.1 Kemik	6
2.1.1 Kemiğin yapısı	7
2.1.2 Uzun kemikler	7
2.2 Kemik Kırıkları	8
2.2.1 Parçalı kırıklar	8
2.2.2 Eğik kırılma	8
2.2.3 Enine kırılma	8
2.2.4 Ağaç kırığı	8
2.2.5 Spiral kırılma	8
2.3 Tedavi Çeşitleri	9
2.3.1 Kalıba dökme	9
2.3.2 Dıştan sabitleme	9
2.3.3 İç fiksator	10
2.4 Kemiğin İyileşme İlkeleri	10
2.5 Kemiğin İyileştirme İşleminde Bilgisayar Modelleri	11
3. MODERN KEMİK PLAKASI TARİHÇESİ	12
3.1 Modern Kemik Plaka Osteosentez Tarihçesi	12

3.2 Dinamik Sıkıştırma Plakası (DCP) 3.5 ve 4.5	15
3.3 Sınırlı Temaslı Dinamik Basınç Plakası (LC-DCP) 3.5 ve 4.5	16
3.4 Plakalarda Rijit İç Sabitlemelerin Klasik İlkeleri	17
3.5 Plakaların Farklı Fonksiyonları	18
3.5.1 Payanda plaka	18
3.5.2 Gergi bant plakası	18
3.5.3 Köprü plaka	19
3.6 Nokta Temas Fiksator (PC-Fix)	19
3.7 İç Fiksator Sistemleri	21
3.8 Kilitle – Sıkıştırma Plakaları	23
3.9 Kemik Plaka Tasarımı ve Üretimi için Kullanılan Malzemeler	25
3.9.1 Metaller	26
3.9.1.1 Ayırmayan metaller	26
3.9.1.2 Biyolojik olarak ayrışabilen (parçalanabilen) metaller	26
3.9.2 Biyoseramikler	27
3.9.3 Polimerler	27
3.9.4 Kompozit malzemeler	28
3.10 Kompozit protezler için malzeme ve tasarımlar	30
3.11 Biyomalzemelerin mekanik özellikleri	30
4. NÜMERİK ANALİZ	33
4.1 Sonlu Elemanlar Yöntemi nedir?	33
4.2 Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Yöntemi	33
4.3 Nümerik Analizde Sonlu Elemanlar Yönteminin Uygulanması	34
5. ANALİZ SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRMELER.....	44
5.1 Kemik Plakaları İçin Genel Gerilme Sonuçları	44
5.2 Modellerin Literatürdeki Çalışmalarla Karşılaştırılması	46
5.3 Seçilen Kemik Plağı Türleri Ve Kompozit Plaklardaki Oryantasyonlar	49
5.4 Kemik Plak Sistemlerinin Gerilme ve Deformasyon Analizleri	50
5.5 Gerilme ve Deformasyon Dağılımlarının Grafiksel Gösterimleri	54
5.6 Hibrit Kompozit Plakalar ve Kırık Bölgesi İçin Kritik Değerlerin Karşılaştırılması	70
6. SONUÇLAR	72
KAYNAKLAR.....	75
ÖZGEÇMİŞ.....	80

ÖZET

UZUN KEMİK KIRIKLARINDA KULLANILAN FARKLI KOMPOZİT PLAKLARIN İYİLEŞME SÜRECİNDE GERİLME ANALİZLERİNİN İNCELENMESİ

Uzun kemik kırıklarında ortopedik plakların kullanımı büyük önem taşımaktadır. Bu plakların uygun dizaynı için kemik-plak sistemlerinin sonlu elemanlar yöntemi ile gerilme analizleri yapılır. Bu nümerik çalışmada sonlu elemanlar metodu kullanılarak, ANSYS programında sayısal çözüm yapılarak, delikli kemik plak sistemi üç boyutlu olarak tasarlanmıştır. 18 tabakalı örgülü cam takviyeli, örgülü karbon takviyeli ve hibrit cam/karbon takviyeli kompozit plakalarının 0° , 15° , 30° , 45° oryantasyonları yapılarak; saf titanyum ve paslanmaz çelikten oluşturulan kemik plakaları, kırık bölgesindeki gerilme ve deformasyonlar açısından incelenerek karşılaştırılmıştır. Tek yönlü takviye edilmiş kompozitler fiber yönünde yüksek dayanımlı ve daha rijit fibere dik yönde ise mukavemeti oldukça düşük ve esnek olduklarından dolayı örgülü takviye edilmiş tabakalı kompozitler bu çalışmamızda seçilmiştir. Karbon takviyesi, cam takviyesine göre dayanımı oldukça yüksek ve aynı hacimde daha hafif bir malzeme olduğundan, hibrit kompozit plakalar üzerinde yoğunlaşarak başlangıcındaki ve 8 hafta sonundaki gerilme ve deformasyon değerleriyle karşılaştırma yapılarak, optimal iyileşmeye katkı sağlayacak kompozit plak malzemesi ve oryantasyonları bulunmaya çalışılmıştır. Ayrıca, yeni geliştirilen kemik plak sisteminde farklı mekanik özelliklere sahip hibrid kompozit materyallerin kırık ara yüzey gerilme dağılımına etkisi incelenerek; stabilite, hafiflik, dayanım, maliyet ve kırık bölgesinde en uygun gerilme ve deformasyon değerlerine sahip olan malzeme seçilmeye çalışılmıştır.

Anahtar Sözcükler: Kemik plak sistemi, gerilme analizi, sonlu elemanlar yöntemi, hibrid kompozit

ABSTRACT

INVESTIGATION OF STRESS ANALYSIS OF DIFFERENT COMPOSITE PLATES USED IN LONG BONE FRACTURES IN THE HEALING PROCESS

The use of orthopedic plates is of great importance in long bone fractures. For the proper design of these plates, stress analysis of bone-plate systems are carried out by using finite element method. In this numerical study, the numerical solution is made in ANSYS program by using the finite element method, and the perforated bone plate system is designed in three dimensions. 18 layers of braided glass reinforced, braided carbon reinforced and hybrid glass / carbon reinforced composite plates with 0°, 15°, 30°, 45° orientations; Bone plates made of pure titanium and stainless steel were examined and compared in terms of stress and deformation in the fracture zone. Stiffened laminated composites were selected in this study because the unidirectionally reinforced composites are highly resistant in the fiber direction and the rigid fiber is perpendicular to the fiber direction. They were designed to have composite materials and orientations that would contribute to optimal healing by comparing with the stress and deformation values at the beginning and at the end of 8 weeks by concentrating on hybrid composite plates. In addition, by examining the effect of hybrid composite materials with different mechanical properties on the fracture interface stress distribution in the bone plate system, It was tried to choose the material having the most suitable stress and deformation values in terms of stability, lightness, strength, cost and fracture region.

Keywords: Bone-plate system, stress analysis, finite element methods, hybrid composite

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1: Uzun kemiklerin yapısı.	6
Şekil 2.2: Kemik kırığı çeşitleri.	9
Şekil 2.3: Kemik iyileşme aşamaları.	10
Şekil 2.4: kemik iyileşmesinin mekanik davranışı.	11
Şekil 3.1: Kemik kırığı gösterimi.	12
Şekil 3.2: Sağlıklı kemik ve osteoporoz kemik.	14
Şekil 3.3: Dinamik sıkıştırma plakası (DCP).	15
Şekil 3.4: Vida yerleştirilip gerildiğinde plakanın kemik kırığına doğru hareketi sonucunda kırığın sıkıştırılması.	16
Şekil 3.5: LC-DCP; DCP'nin kompresyon ünitesini içeren ancak kemik temas yüzeyi azaltılmış plak.	17
Şekil 3.6: Germe cihazı ile sıkıştırma.	18
Şekil 3.7: PC-Fix'in kemiğe temas eden yüzeyinin gösterimi.	19
Şekil 3.8: DCP, LC-DCP ve PC-Fix'in kemiğe temas eden yüzeyleri yeşil renkte gösterimi.	19
Şekil 3.9: PC-Fix plaka için yerleştirilen plaka vidaları ve plaka altında kullanılan kemik sabitleyici cıvatalar	21
Şekil 3.10: Nokta temaslı fiksator.	21
Şekil 3.11: Standart plaka ve kemik sisteminde, kemik üzerinde plaka vidaların sıkıştırılması.	22
Şekil 3.12: Kilitli iç fiksatorler (USS gibi) plakadaki vidaların kilitlenmesi	23
Şekil 3.13: Kilitleme sıkıştırma plakası (LCP).	24
Şekil 3.14: LCP'nin vida deliğinin üstten ve yandan kesit görünümü.	24
Şekil 3.15: LCP'nin vidaları.	25
Şekil 3.16: 5,9 ve 13 delikli LISS seti ve enstrümanları.	26
Şekil 3.17: LISS ile enstrümanlarının birlikte kullanımı.	26
Şekil 3.18: Biyomalzemelerin elastik modülü (GPa) karşılaştırması.	30
Şekil 3.19: Biyomalzemelerin nihai gerilme mukavemetlerinin karşılaştırılması. ..	30
Şekil 3.20: Biyomalzemelerin uzama başarısızlıklarının karşılaştırılması.	31
Şekil 4.1: Üç boyutlu cisim.	34
Şekil 4.2: Kemik ve kırık bölgesi geometrik modeli.	35
Şekil 4.3: Ortopedik plağın geometrik modeli.	36
Şekil 4.4: Ortopedik plak-kemik sisteminin geometrik modeli.	36
Şekil 4.5: Solid 186 tabakalı element.	39
Şekil 4.6: Solid 186 element.	40
Şekil 4.7: Ortopedik kemik plak sisteminin sonlu eleman modeli.	41
Şekil 4.8: Ortopedik kemik plak sistemi modeli.	42
Şekil 4.9: Ortopedik plak kemik sisteminin yükleme ve sınır koşulu.	42
Şekil 4.10: Sınır şartları uygulanmış ve yükleme yapılmış ortopedik kemik plak sisteminin sonlu eleman modeli.	43
Şekil 5.1: İyileşmenin başlangıç safhasında çelik kemik plaktaki gerilmeler.	45
Şekil 5.2: Plakta meydana gelen normal gerilme dağılımı.	46
Şekil 5.3: C2 kompoziti için deformasyon dağılımı.	48

Şekil 5.4: Yol boyunca belirtilmiş düğümler.	55
Şekil 5.5 Titanyum ve paslanmaz çelik için gerilme grafiği.	55
Şekil 5.6 Titanyum ve paslanmaz çelik için deformasyon grafiği.	56
Şekil 5.7: Kompozit örgülü cam gerilme değerleri.	56
Şekil 5.8: Kompozit örgülü cam deformasyon değerleri.	57
Şekil 5.9: Kompozit örgülü karbon gerilme değerleri.	57
Şekil 5.10: Kompozit örgülü karbon deformasyon değerleri.	58
Şekil 5.11: 30 derece için gerilme değerleri.	58
Şekil 5.12: 30 derece için deformasyon değerleri.	59
Şekil 5.13: 15 derece için gerilme grafiği.	59
Şekil 5.14: 15 derece için deformasyon grafiği.	60
Şekil 5.15: Tabakalı gösterim.	60
Şekil 5.16: 0 derece 18 tabakalı karbon camdan oluşan hibridin gerilme grafiği.	61
Şekil 5.17: 0 derece 18 tabakalı karbon camdan oluşan hibridin deformasyon grafiği.	61
Şekil 5.18: 0 derece 18 tabakalı karbon camdan oluşan hibridin gerilme grafiği.	62
Şekil 5.19: 0 derece 18 tabakalı karbon camdan oluşan hibridin deformasyon grafiği.	62
Şekil 5.20: Dış karbon içi cam örgülü takviye edilmiş 45 derece oryantasyonlu kompozit plakanın gerilme grafiği.	63
Şekil 5.21: Dış karbon içi cam örgülü takviye edilmiş 45 derece oryantasyonlu kompozit plakanın deformasyon grafiği.	63
Şekil 5.22: Dış karbon içi cam örgülü takviye edilmiş 0 derece oryantasyonlu kompozit plakanın gerilme grafiği.	64
Şekil 5.23: Dış karbon içi cam örgülü takviye edilmiş 0 derece oryantasyonlu kompozit plakanın deformasyon grafiği.	64
Şekil 5.24: 45 derece için gerilme grafiği.....	65
Şekil 5.25: 45 derece için deformasyon grafiği.	65
Şekil 5.26: 0 derece için gerilme grafiği.....	66
Şekil 5.27: 0 derece için deformasyon grafiği.	66
Şekil 5.28: Hibrid kompozit plakalar için gerilme grafiği.....	67
Şekil 5.29: Hibrid kompozit plakalar için deformasyon grafiği.	68
Şekil 5.30: 8 hafta sonundaki hibrid kompozit plakalar için gerilme grafiği.	69
Şekil 5.31: 8 hafta sonundaki hibrid kompozit plakalar için deformasyon grafiği.	69

ÇİZELGELER DİZİNİ

Sayfa

Çizelge 4.1: Geometrik modellerin boyutları.	37
Çizelge 4.2: Modellemede kullanılan kemik plaklarının mekanik özellikleri.	38
Çizelge 4.3: Modellerde kullanılan kemik plaklarının dayanım değerleri.	38
Çizelge 5.1: Tek yönlü karbon takviyeli kompozit kemik plağı çeşitleri.	47
Çizelge 5.2: Tek yönlü kompozit kemik plaklarının deformasyon değerleri.	48
Çizelge 5.3: Kullanılan kompozit malzemelerin açılımı.	49
Çizelge 5.4: Plakadaki gerilme ve deformasyon değerleri.	52
Çizelge 5.5: Kemik kırığı parçasının gerilme ve deformasyon değerleri.	54
Çizelge 5.6: Hibrid kullanılan plakadaki gerilme ve deformasyon değerleri.	70
Çizelge 5.7: Hibrid kullanılan kemik kırığı parçasının gerilme ve deformasyon değerleri.	71

SİMGELER DİZİNİ

A	Kesit alanı (m^2)
E	Elastisite Modülü (GPa)
f	Birim hacme gelen yayılı yük
F	Kuvvet
G	Kayma Modülü (GPa)
I	Atalet momenti
M	Eğilme momenti
T	Birim alana etkiyen yayılı yük
V	Hacim (m^3)
Y	Tarafsız eksen den uzaklık
σ	Normal gerilme
σ_1	Eksenel çeki gerilmesi
σ_2	Eksenel bası gerilmesi
ϵ	Normal şekil değıştirme
ν	Poisson Oranı
γ	Kayma şekil değıştirmesi
τ	Kayma gerilmesi

KISALTMALAR DİZİNİ

DCP	Dinamik Sıkıştırma Plakası
LCP	Kilitleme Sıkıştırma Plakaları
Mg	Magnezyum
PC-FIX	Nokta Temas Fiksator
PLGA	Polialaktik Koglikolik Asit
PLLA	Polialaktik Asit
PDS	Polidioksonan
PLC	Poliaprolaktan
PLA	Poliglikolik Asit
PEEK	Polietereterketon
PGF	Fosfat Cam Elyafı
Ti	Titanyum
CG[±0]18	0 derece 18 tabakalı karbon cam sıralı takviye edilmiş hibrid kompozit plaka
CW[±45]18	Örgülü karbon takviyeli 18 tabakalı 45 derece oryantasyolu kompozit plaka
CW[±30]18	Örgülü karbon takviyeli 18 tabakalı 30 derece oryantasyonlu kompozit plaka
CW[±15]18	Örgülü karbon takviyeli 18 tabakalı 15 derece oryantasyonlu kompozit plaka
CW[±0]18	Örgülü karbon takviyeli 18 tabakalı 0 derece oryantasyonlu kompozit plaka
GC[±0]18	0 derece 18 tabakalı cam karbon sıralı takviye edilmiş hibrid kompozit plaka
GC[±45]18	45 derece açılı 18 tabakalı cam karbon sıralı takviye edilmiş hibrid kompozit plaka

GW[±45]18	Örgülü cam takviyeli 18 tabakalı 45 derece oryantasyonlu kompozit plaka
GW[±30]18	Örgülü cam takviyeli 18 tabakalı 30 derece oryantasyonlu kompozit plaka
GW[±15]18	Örgülü cam takviyeli 18 tabakalı 15 derece oryantasyonlu kompozit plaka
GW[±0]18	Örgülü cam takviyeli 18 tabakalı 0 derece oryantasyonlu kompozit plaka
[±0C₅G₄]_s	Dışi karbon (9 tabaka) içi cam (9 tabaka) örgülü takviye edilmiş 0 derece kompozit plaka
[±0G₅C₄]_s	Dışi cam (9 tabaka) içi karbon (9 tabaka) örgülü takviye edilmiş 0 derece kompozit plaka
[±45C₅G₄]_s	Dışi karbon (9 tabaka) içi cam (9 tabaka) örgülü takviye edilmiş 45 derece kompozit plaka
[±45G₅C₄]_s	Dışi cam (9 tabaka) içi karbon (9 tabaka) örgülü takviye edilmiş 45 derece kompozit plaka

1. GİRİŞ

Ortopedi, kemik sabitleme plakaları, metalik ve polimer kompozit plaklar, dahili, harici sabitleme yöntemleri gibi geniş bir tekniği kapsayan bir tıp bilimidir. Ortopedik kemik plakaları, kemik kırıklarının tedavisinde sıklıkla kullanılmaktadır. Bu tedavide kemik plakaları kemiğin kırık bölgesine vidalar ile sabitlenmektedir. Böylelikle kemiğin iyileşme süresince, ağırlıktan doğan kuvvetler, daha sonra çıkarılan bu plaklar aracılığı ile aktarılmaktadır. Kullanılan kemik plakaları biyolojik olarak uygun olmalı ve ayrıca uygun mekanik özelliklere sahip olmalıdır.

Uzun kemikler kazalarda ve düşmelerde kolay kırılır. Bu tür durumlarda kırık kemik, plaka ve sağlamlaştıracak taşıyıcı cıvatalar gibi protezlerin kullanıldığı cerrahi bir operasyon ile iyileştirilir.

Cerrahi alanda hastalarda uzun kemik kırığı tedavisinde paslanmaz çelik olan Cr-Co ve Ti alaşımlarından yapılmış olan sıkıştırılmış kemik plakası kullanılmaktadır. Gösterilen makul yorulma dayanımına rağmen bu metallerin elastisite modülleri (110-220Gpa) insanların kortikal kemiklerinden oldukça yüksektir (20Gpa). Sonuç olarak yükün çoğunluğu kemikten çok kemik plakaları tarafından taşınır. Baskı koruma etkisinin dezavantajlarından biri metal kullanılması ve kullanılan metal kemik plakalarına x ışınları altında radyografinin yapılmasının zor olmasıdır.

Söz konusu dezavantajlarla mücadele etmek için daha az sertliğe yüksek yoğunluklu mukavemete sahip bir polimer bazlı kompozit malzemeler kemik plakası uygulaması için önerilmiştir. Bugüne kadar geliştirilen çoğu kompozit plakalarda tek yönlü laminantlar ve takviye olarak süresiz kısa fiberler kullanılmıştır. Son zamanlarda tekstil formlarındaki örgülü yapılarda kemik plaka benimsenmiştir. Bildiğimiz üzere kompozitler doğal anizotropiklerdir. Bazı parametreler kompozit kemik plakasının mekanik performansını etkileyebilir; oluşturulan malzemeler, onun içerikleri takviye yapıları ve plaka kalınlığı gibi... Bunların hepsi veya bir kısmı değiştirilerek ideal bileşik kemik plakası bulunur. Fakat mevcut bileşenli kompozit kemik plakalar çoğunlukla deneme yanılma

yöntemine göre geliştirilmiş olup günümüzde bununla alakalı belli bir standart yoktur.

Biyomedikal faktörler, plaka ile kırık kemikte iyileşme verimliliğiyle tedavi etmek ve vidalar ile kırık ara yüzeyinde temas derecesini geliştirmektir. Kırılma ara yüzeyindeki indirgenmiş hareket kemik kırığındaki sabitliği sağlar.

Kemik plakaları uygun mekanik özelliklere sahip olmalıdır. Co-Cr ve paslanmaz çelikten yapılmış kemik plakalar ve titanyum alaşımları kemik kırıkları tedavisinde yaygın olarak kullanılır. Bununla birlikte, metal kemik plakalar (17-24GPa); insan kemiği ile karşılaştırıldığında çok yüksek elastikiyet modülüne (220GPa) sahiptir. Metal kemik plakalarındaki yüksek modül sonuçlarının hemen hemen hepsinde yük, kemik plakası tarafından ve çok az bir kısmı kemik tarafından atılır. Hastings (1994) tarafından yapılan klinik araştırmalar kemiğin zorlanma kabul etmediği ve bunun istenen bir durum olmadığını göstermiştir. Tonino vd., (1976) nasır oluşumu, kemikleşme ve kemikte birleşme, kemikte zorlanmanın olmamasıyla önlenir.

Kemik plaka, kırığın iyileşmesini sağlayacak kadar güçlü, kemik birleşimini engellemeyecek sertlikte olmalıdır. Bu nedenle yeni tip kemik plakaları biyoyumlu olacak şekilde ve kemiğe yakın bir sertlikte olması gerekmektedir. Son yıllarda, kemik iyileşmesini geliştirmek için daha az sertlikte plakalar kullanılması gerektiği yönünde araştırmalar yapılmaktadır.

Tonino vd., (1976) eşleştirilmiş yarıçapları kemik mineral kitlesi için köpeklerin uyluk kemiğini ve kırılma yükündeki nihai eğilme mukavemeti ve elastisite modülü gibi mekanik özellikleri test ederek, paslanmaz çelikten kemik ile yeni modeller araştırarak köpeklerin uyluk kemiğine plastik plakalar uygulamıştır. Çelik femur plaka da santimetre uzunluk başına kemik mineral kitlesinde önemli bir azalma göstermektedir. Cochran vd., (1994) tarafından iç sabitleme plakaları için aramid-epoksi kompozit laminantlar üzerinde uygun olanı tespit etmek için mekanik testler yapılmıştır. 4 delikli test tekniği kullanılarak kemiğe benzetilen plastik tüple sabitlenerek, aramid-kompozit, metal plakalar veya karbon fiber kompozitlerle karşılaştırıldığında, dört nokta bükülme testlerinde zorlanma koruyucunun önemli ölçüde azalmış olduğunu göstermiştir. Köpeklerin uyluk kemiği üzerinde yapılan testler, aramid kompozit plakaların iyi dayandığını kanıtlayarak, ağırlık taşıma sırasında gerilme korumanın azalmasına neden olmuştur; ancak aramid plakaya karşı gözenek altındaki çelikte belirgin

farklılıklar görülmemiştir. Plakalar nispeten esnek olmasına rağmen, onlar bir metal plaka gibi ameliyat sırasında yapılamamıştır.

Ali vd., (1990) karbon elyaf kompozit kemik plaka ile onların paslanmaz çelik ve titanyum olanların mekanik özelliklerini karşılaştırmıştır. Kompozit levhalar daha az sertlik ve iyi yorulma özelliklerine sahiptir. Doku kültürü ve küçük hayvan implantasyonunda malzemelerin biyouyumlu olduğu doğrulanmaktadır. Onlarda 40 ön kol kırıklarında karbon fiber kompozit plakalar kullanılarak ön bir rapor sunmuşlardır. Altı ay içinde tüm kırıklarda %67 oranında radyolojik biçimlenme göstererek birleşmişlerdir. Hiçbir kırık veya mekanik arıza oluşmamıştır.

Cordey vd., (2000) farklı yüklenme koşullarında (eksenel yük ve eğilme) kompozit ışın teorisini kullanarak teorik analiz gerçekleştirmiştir. Bu analiz, stres koruma; yani erken geçici osteoporozunda bir efsane olduğunu göstermektedir. Malzemelerin mekaniği aşırı büyük bir plakanın (küçük hayvan örneğin tavşan gibi) küçük kemiği sabitlediğini göstermektedir. Kemik gerilimindeki azalma aşırı olmaktadır. Aksine farklı esneklikteki plakalar (çelik, titanyum ve karbon fiber) kullanıldığında büyük kemik üzerinde şaşırtıcı derecede benzer gerilmeye yol açar.

Veerabagu vd., (2003), kemik plaka uygulaması için bir örgülü karbon-epoksi kompozit uygunluğu üzerinde çalışmışlardır. FE çalışmaları kemik ve çelik/kompozit kemik plakaları arasındaki etkileşimi yapmak için yapılmıştır. Onlar kemikte ve kemik plakasındaki uzunlamasına gerilme, belirli bir yükleme için kompozit plakada çelik plakaya göre daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Kemikte bu yüksek gerilme kallusun büyümesine yardımcı olur. Kompozit kemik plakasında zorlanma yaklaşık %1 dir. Moment kırık olmayan kemiğin nihai kapasitesine eşit olduğunda uygulanır. Gerilme – uzama eğrilerinden elde edilen sonuçlarda kompozitte %1 gerilme olduğu görülmüştür, lif ve matris ayrılma tehlikesi yoktur. Bu hazırlık soruşturması örgülü kompozit kemik plaka tasarımı ve üretimi için kullanılabilir olabileceğini ileri sürmüşlerdir. Sonuç olarak, kompozit kemik plakalarında, bükülme sertliğinde ve maksimum bükülme momentinde daha fazla saçılma olur. Daha önce geliştirilen örgülü kompozit kemik plakaları ile karşılaştırıldığında örme kompozit kemik plakalar % 55-59 bükülme sertliği, % 40-63 eğilme momenti verimi ve % 54-77 maksimum eğilmesi değeri; ancak örme kompozit kemik plakaları yüksek deformabilite göstermiştir. Örgülü kompozit kemik plakaların sonuçlarına dayanarak, 3,2 mm

kalınlığında örme kompozit plaka ön kol tedavisi için uygun olabileceği düşünülmektedir.

Ganesh vd., (2005) kırık sabitleme sonrası kırık ara yüzeyindeki basınç stres kalkanından kaynaklanan sorunları çözmek için sertlik kademeli plakaları kullanmayı önermişlerdir. Kırık kemiğin sertliği boyuna ve enine sınıflandırılan kompozit plakayla sabitlenmesindeki stres dağılımı sonlu elemanlar analizi ile hesaplanır. Kademeli sert plakalar daha esnektir ve hızlı iyileşmeyi sağlamak için kırık kemiğin daha fazla bükülmesini sağlar. Bu çalışmada yeni bir kemik yapısı geliştirilmiş ve ortopedik implant uygulamaları için uygunluğu araştırılmıştır.

Chang's'in grubu (Kim vd., 2011), 18 ile 70 Gpa arasında değişen bir eksenel Young modülüne sahip düz örgü karbon/epoksi kumaş kompozitinden yapılmış kemik plakaları önermiştir. Bir plakanın en uygun eksenel Young modülünü ve büküm sertliğini belirlemek için sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. Kortikal kemikler (18-20GPa) benzer modüllü kompozit bir kemik plakası, kırık bölgesinde en uygun gerinim dağılımlarını (%2-10) oluşturmuştur ve paslanmaz çelikli bir kemik plakasının aksine kontakt streslerini %64 oranında azaltmıştır.

Dae-Sung Son vd., (2013) tarafından yürütülmüş olan çalışma ise 18 tabakalı çeşitli kompozit plakalarda farklı (15°, 25°, 35°) açıların kemik iyileşmesini nasıl etkilediği hesaplamıştır.

Samiezadeh vd., (2014) tarafından yapılan çalışma ise tek yönlü takviye edilmiş 18 tabakalı karbon/epoksi kompozit plakalarının eğilme, burulma ve eksenel rijitlikleri farklı açılar için hesaplanmıştır. Bizim yaptığımız çalışma modelin doğruluğunu onaylayabilmek için literatürdeki bu çalışmada kullanılan 18 tabakalı karbon/epoksi plağı kullanılan kemik-plak sistemi modellenmiştir.

Bizim çalışmamızda, paslanmaz çelik, titanyum ve karbon/cam hibrit kompozit kemik plakaları ile farklı açı ve tabakalarına göre cam/karbon oranları değiştirilerek performansları açısından karşılaştırılmışlardır. Kullanılan bu malzemelerin mekanik özellikleri, kompozit yapının içindeki takviye miktarına bağlı olarak değişmektedir. Kemik iyileşmesinin farklı aşamalarında, plakaların gerilme dağılımları, sağlam kemik ve kırık yüzeyler kemiğin, hastanın (tibia) uzun kemiğe bütün yükü vermesi durumu için incelenmiştir. Karbon/cam hibrid kompozit kemik plakanın daha az baskı koruyucu olduğu iyileşme sırasında diğerlerine göre kırık ara yüzeyinden kaynaklı daha fazla sıkıştırma gerilimlerin

olmasından dolayı Karbon/cam hibrit kompozit kemik plakları uzun kemik kırıklarının iyileştirilmesi için uygun görülmüştür.

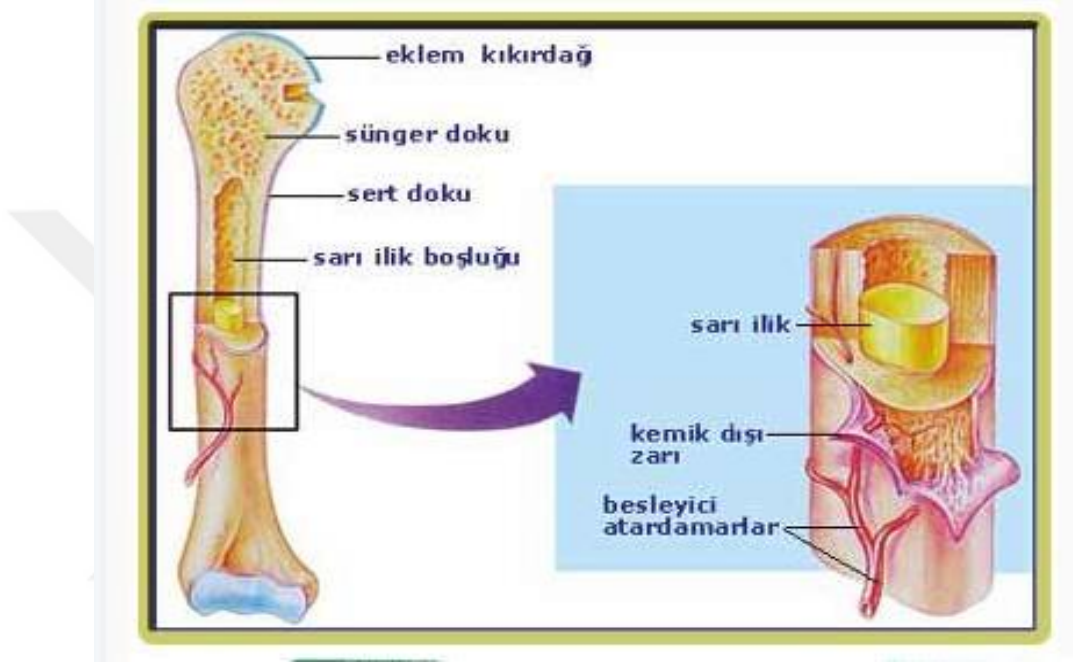
Modelimizin literatürdeki çalışmalarla uyumlu olduğu anlaşıldıktan sonra kendi belirlemiş olduğumuz oryantasyonlar seçilerek yapılmış modeller kemik kırığında oluşturdukları gerilmeler açısından karşılaştırılmışlardır. Bu çalışmamızda asıl amaç örgülü takviye edilmiş tabakalı kompozitleri incelemektir. Tek yönlü takviye edilmiş kompozitler fiber yönünde yüksek dayanımlı ve daha rijit fibere dik yönde ise mukavemeti oldukça düşük ve esnek olduklarından dolayı hibrit kompozit plakalar üzerinde yoğunlaşmıştır.



2. MALZEME

2.1 Kemik

Kemik, vücudumuzdaki dokuların arasında en sert yapıda olan kalsiyum yönünden doymuş olan ve vücudumuzda destekleyici görev üstlenen yapıdır.



Şekil 2.1: Uzun Kemiklerin Yapısı (URL-1).

2.1.1 Kemiğin yapısı

Kimyasal olarak kemik dokusu %45 oranında kalsiyum, fosfor, sodyum, magnezyum, flor gibi mineral tuzlardan, %30 oranında da organik maddelerden oluşmaktadır. Kemik, nispeten sert ve hafif bileşikli malzeme olan; kimyasal dizilişi kalsiyum hidroksiapatit olarak adlandırılan kalsiyum fosfattan oluşan bir yapıdır. Yüksek basınç dayanımı ve düşük çekme mukavemetine sahiptir. Kemik malzeme bakımından kırılgan olmasına rağmen, organik bileşenleri sayesinde önemli bir elastisite değerine sahiptir. Kemik iç ağ benzeri bir yapıya sahip olup, yoğunluğu değişik noktalarda farklı olabilir.

Kemik kompakt ya da süngerimsi olabilir. Kortikal (dış tabaka) kemik kompakt olup; iki terim genellikle birbirlerinin yerine kullanılır. Kortikal kemik iskelet kütlelerinin büyük bir bölümünü oluşturur, fakat yoğunluğu nedeniyle düşük bir

yüzey alanına sahiptir. Süngerimsi kemik, trabeküler (petekli yapı) olup yüksek bir yüzey alanına sahiptir; fakat iskeletin daha küçük bir bölümünü oluşturur.

Kemik ayrıca dokuma veya pullu olabilir. Dokuma kemik, büyümeyi veya onarımı azaltır. Lifleri rastgele hizalanmıştır; bunun bir sonucu olarak düşük gücü vardır. Buna karşılık pullu kemikte paralel lifler vardır ve çok güçlüdür. Büyüme devam ettikçe dokuma kemik, pullu kemik ile değiştirilebilir.

2.1.2 Uzun kemikler

Uzun kemikler yapısında tüp şeklindedir (kaval kemiği). Uzun bir kemiğin merkez kuyusu diyafiz olarak adlandırılır ve orta boşluk olan meduller oyuk kemik iliği ile doludur. Meduller boşluğu saran ince tabakalı süngerimsi kemikte o iliği içerir. Kemik uzantısı denilen epifiz ve çoğunlukla süngerimsi kemikler nispeten ince kortikal sıkı kemik ile kaplanmıştır. Çocuklarda, kemikler kırmızı kemik iliği ile doludur, çocuk yavaş yavaş büyüdükçe sarı kemik iliği ile değiştirilir.

Kaval kemiği; alt bacakta iç ve iki uzun kemiklerin kalınıdır. İncik kemiği olarak da adlandırılır. Kaval kemiği, alt bacak destekleyici kemik olup bağ dokuya bitişik olan diğer küçük kemikle paralel çalışır. Ön kaval kemiği derinin hemen altında yer alır ve kolayca hissedilir.

Uyluk kemiğinin üst ucu, diz eklemleriyle birleştirilir ve alt ucu ayak bileği ekleminin bir parçasını oluşturur. Ayak bileğinin iç tarafında kaval kemiği genişler ve orta malleol (ayak bileği yan kemiği) denilen büyük bir kemikli çıkıntı oluşur. Ayak bileğinin dışında oluşan çıkıntıya yan malleon (ayak bileği yan kemiği) denir. Bazen ayak bileği kemiği olarak da adlandırılır ve ayak bileği burkulmalarının en yaygın olduğu alandır.

2.2 Kemik kırıkları

Bir kemik kırığı kemikteki kopma ile oluşur. Kırık etrafındaki yumuşak doku yaralanmış olabilir. Çoğu kemik kırıkları düşme veya araç çarpması sonucu oluşan yaralardır fakat; kırıklar bazı hastalıklara neden olabilir. Kemik kırıkları aşağıdaki gibi sınıflandırılırlar;

2.2.1 Parçalı kırıklar

Kıymık ve küçük kemik parçaları içeren parçalı kırık iki veya daha fazla parçalara bölünürler. Bu kırıklar genellikle araba kazası gibi ağır çarpma sonucu oluşur.

2.2.2 Eğik kırılma

Eğik kırılma kemik üzerinden bir açıyla kırılır ve genellikle kemiğe keskin açılı darbe sonucu oluşur.

2.2.3 Enine kırılma

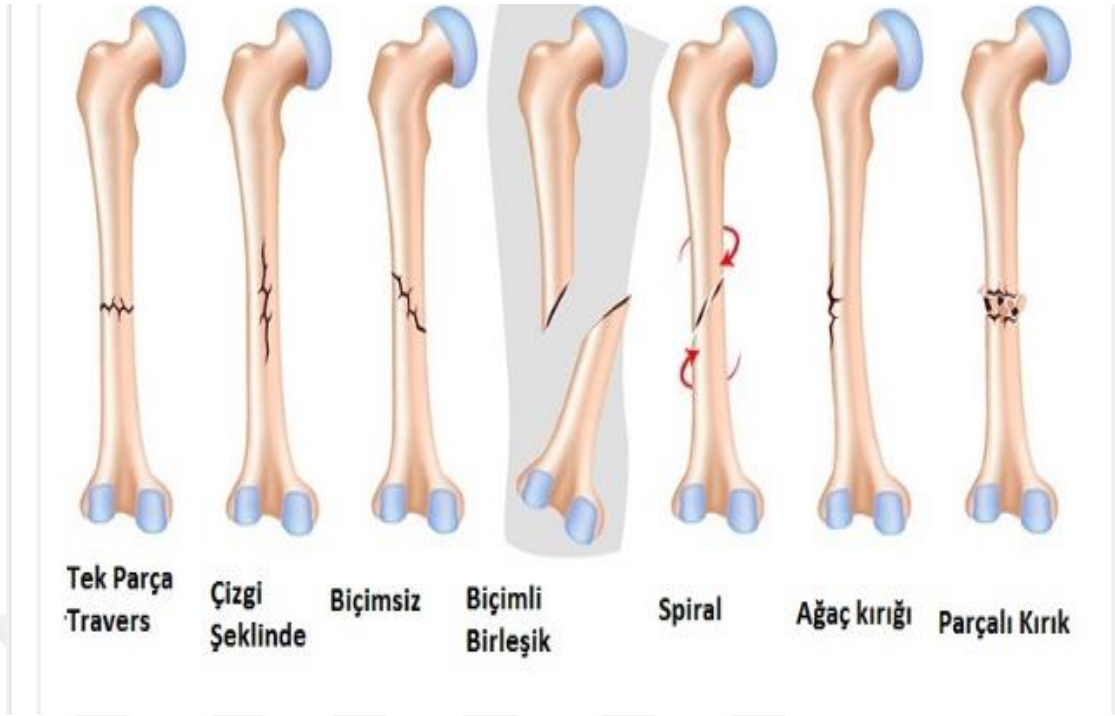
Kemik boyunca düz kırık olan enine kırılma, keskin direkt darbe sonucu ya da baskı kırığı neden olabilir. (örneğin uzun koşu yapan kişilerde)

2.2.4 Ağaç kırığı

Ağaç kırığı genellikle çocuklarda görülür, yumuşak kemikler ikiye kırılmadan parçalanır. Ani güç dış taraftan bükülmüş kemiğin kırılmasına sebep olur.

2.2.5 Spiral kırılma

Spiral kırık, bir döndürme kuvvetinin neden olduğu kırık anlamına gelir. Eğik kırık etrafında ve kemiğe doğru oluşur.



Şekil 2.2: Kemik Kırığı Çeşitleri (URL-2)

2.3 Tedavi Çeşitleri

2.3.1 Kalıba dökme

Kemik kırıklarından sonra onların uygun pozisyonlara geri manipüle edilmesidir. İyileşmesi sırasında kemiklerin hareketini korumak için alçı veya cam elyafı dökümün uygulanmasıdır.

2.3.2 Dıştan sabitleme

Pimler veya teller kırık üstünden veya altından deri yoluyla kemik içine ayarlanır. Bunlar deri dışından halka veya kalıp ile pim olan bölgeyi tutmak için bağlanırlar. Kemikler iyileştikten sonra pim kaldırılır.

2.3.3 İç fiksator

Bir cerrahi prosedür ile kemik içindeki kırıkları bir arada tutmak için metal çubuklar, teller ve vida yerleştirilir.

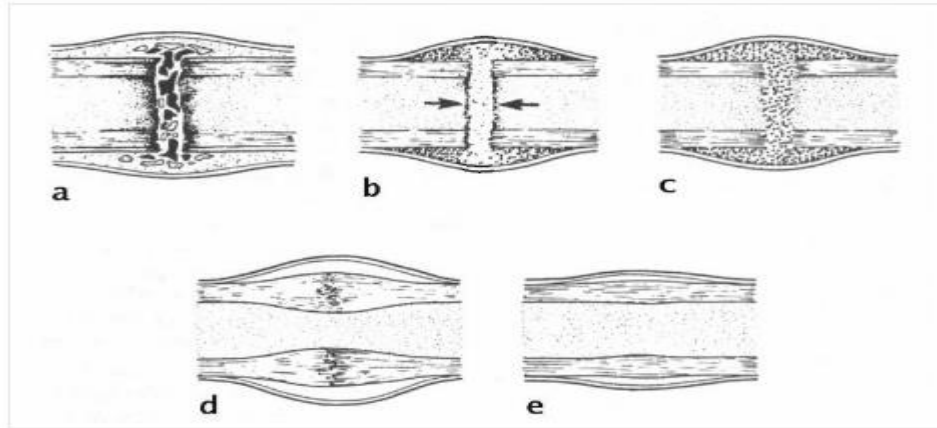
2.4 Kemiğin İyileşme İlkeleri

Kemik iyileşmesi için tamamen rijit fiksasyonun ideal olup olmadığı üzerinde çelişkiler vardır. İki veya daha fazla kemik kırıkları arasında toplam hareket genellikle kaynamama ve kırıkta doku oluşumuna yol açmasına rağmen, düşük seviyeli hareketler (mikro hareket) mekanik sinyal ile biyolojik onarım işlemini uyarak iyileşmeyi sağladığı görülmüştür (Lin, 1991). İdeal frekans, dalga ve toplam sinyal döngülerinin sayısı henüz belirlenmemiştir.

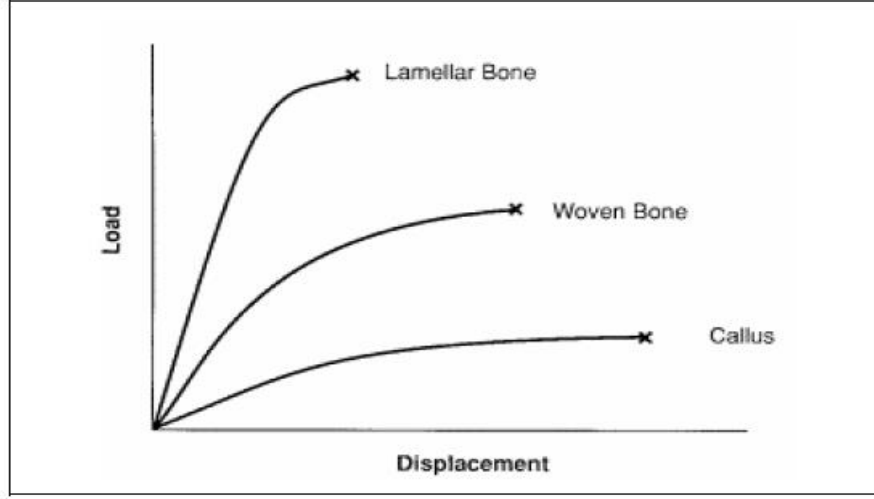
Kemik iyileşmesinde boşluğun varlığı mekanik gücün eş zamanlı artması ile minimal hareket iyileşmenin çeşitli aşamalarından geçer; hematoma ve iltihap, nasır oluşumu, dokuma kemik ile yer değiştirme ve son olarak pullu veya trabeküler kemik ile değiştirmek gibi (Şekil 2.3 ve 2.4).

Doğrudan kemik eklemede ve küçük boşluklar sıkıştırıldığında iyileşme daha hızlı olur, çünkü ilk onarım aşamaları minimize olur ya da ortadan kalkar (Perren vd., 1992).

Parçalar arası zorlanma kavramını bu olgu ile ilişkilendirir. İyileşme bölgesindeki lokal gerilme (boşluk boyutundaki değişimin orijinal boşluk boyutuna bölünmesiyle) oluşan dokuların yapısını etkiler.



Şekil 2.3: Kemik İyileşme Aşamaları (Benli, 2005).



Şekil 2.4: Kemik İyileşmesinin Mekanik Davranışı (Benli, 2005).

İyileşmede yeterli kan kaynağına ihtiyaç duyulur. Çok sayıda çalışma, iyileşme bölgesinde mikrovasküler yapıların nitelik, nicelikleri, oluşum hızı ve yeni kemiğin mekanik özellikleriyle doğrudan bir ilişki olduğunu göstermektedir (Philips, 1992).

2.5 Kemiğin İyileştirme İşleminde Bilgisayar Modelleri

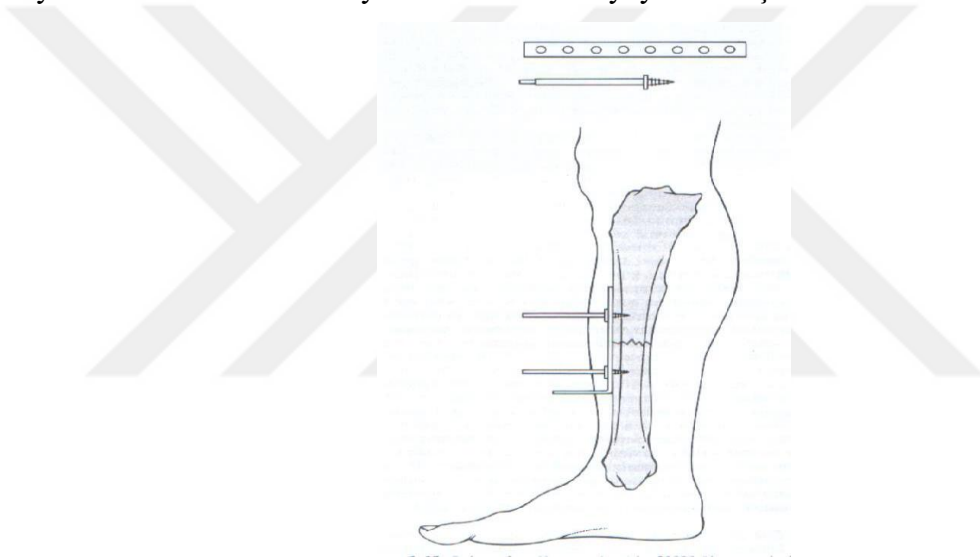
Kemiğin içten veya dıştan iyileştirme prosesine ilişkin deneysel çalışmalar, karmaşık pahalı etik konularla ilişkili, zaman alıcı ve insan vücudundaki heterojenlik nedeniyle doğru değildir. Bu nedenle kırık kemiklerin iyileşme sürecini araştırmak için bilgisayar simülasyonları yapılmıştır. Çeşitli biyomekanik parametrelerin kemik kırıklarının iyileşmesi üzerindeki etkisini araştırmak için sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. (Mehboob ve Chang, 2014) iyileşme sürecini doğru bir şekilde öngörmek için lokal mekanik çevrenin tam olarak anlaşılması gerekmektedir. Bununla birlikte, lokal mekanik ortamın bir hareket modu ile tanımlanması daha karmaşık ve zor olmaktadır.

Gerçek modellemedeki güçlükler göz önüne alındığında, simüle edilmiş kemik kırılma modelleri, çeşitli kontrol parametrelerinin varyasyonlarına göre doku farklılaştırma sürecini araştırmada kullanılmıştır. Buna ek olarak, bilgisayar modellerinin idealleştirilmesi ve biyofizik koşullarının basitleştirilmesi, gerçek yaşam koşullarını doğru olarak yansıtmayabilir.

3. MODERN KEMİK PLAKASI OSTEOSENTEZ TARİHÇESİ

3.1. Modern Kemik Plakası Osteosentez Tarihçesi

Robert Danis genelde modern osteosentez babası olarak kabul edilmesine rağmen Gurlt, Beranger Feraud, Lister, Hansmann, Lane, Kiinig, Lambotte önceki yayınları ve diğerlerinin her biri iç fiksator metotlarını tanımlamıştır. Gurlt tarafından 1862 yılı öncesi lambotte deyimi olarak bilinen osteosentez ifadesi yani stabil kemik sabitleyicisi konu olarak yayınlanmıştır.



Şekil 3.1: Kemik Kırığı Gösterimi (Hansmann, 1886).

Danis, sert kırık sabitleme kullanarak; aktif bacak, tam kemik restorasyonu ve primer kemik iyileşmeyi sağlamayı hedeflemiştir. O, implant ve kırık farkının (boşluğunun) sıkıştırılmasını sağlamak için plaka tasarlamıştır. Bu cihaz kullanarak kallus olmadan radyografik kırık iyileşmesi doğrudan kırık iyileşmesini olarak anılır (Browner vd., 1992).

1957’de Bagby ve Ames Collison modeli olarak bilinen öz sıkıştırma plakası koni başlıklı bir vida kullanılarak plaka dizayn etmiştir. Bu vida eksantrik yerleştirilir ve vida sıkıldığında uzun eksen boyunca plaka dik yerinden plaka boşluğuna geçirilir. Eski bir marangoz ilkesine göre plaka sadece sınırlı sıkıştırma yaratır (Perren vd., 1992).

Danis'in çalışmaları anatomik redüksiyon, stabil i fiksasyon, kan kaynağının korunması ve erken aktif ağrısız ilkeleri tanıtmaktır. İlk kendini sıkıştıran plakalı 1963 yılında rapor edilmiştir. Plaka, metal levha ve yarı boru şeklinde dizayn edilmiştir. Oval delikler ve eksantrik yerleştirilen vidalar kendini sıkıştırmayı sağlamıştır (Muller vd., 1963).

1963'de Muller tarafından yıllardır yaygın olarak kullanılan yuvarlak delikli levha için sıkıştırma harici kaynağı olan çıkarılabilir gerilim cihazı tasarlanmıştır. Fakat; uygulanan sıkıştırma güvenilir olmamaktadır.

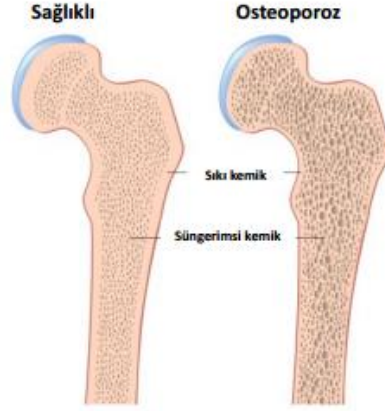
1969 yılında kırık tedavisi için dinamik sıkıştırma plakası veya DCP tasarlanmış ve tanıtılmıştır. Eksantrik vida ile kendinden sıkıştırma plakası olan DCP, küresel alttan başlıklı eğimli bir plaka yerleştirilerek eksenel sıkıştırma sağlanmıştır. Vida başı plaka delik duvarıyla etkileşerek yanal hareket ve implant stresini en aza indirir. Çünkü plaka deliğı ile vida başı uyumlu uyumlu olup, implant, gerilim bandı, nötralizasyon sıkıştırma ve plaka desteğı için başarıyla kullanılmaktadır. Eğilme ve gecikme vida fiksasyonu gibi diğerk teknikler kırık sıkıştırma ve yük paylaşımı temasını arttırmaktadır. Kırık stabilitesi gerilim altında korteks sıkıştırma plakaları yerleştirilerek geliştirilmiştir. Rijit fiksasyon için kullanılan bu tekniklerde iyileşme genellikle seyrek radyografik kallus oluşumu ile birlikte olmaktadır.

1974 yılında Mittelmeier ilk konik plaka deliğı kullanarak ve daha sonra bir koni biçiminde vida başı delikleri kullanarak, bir öz sıkıştırma plakası tanımlamıştır. DCP öncelikle anatomik redüksiyon mutlak istikrar ve kırığı azaltmak için kullanılmıştır. Bu tekniğın başarısı stabilizasyon seviyesine ve azaltılmasına bağlıdır. Cerrahi görüşlere göre kırık parçaları tarafından sıyrılmış yumuşak dokuda azalma elde edilir (Tepic ve Perren, 1995).

1980lerin başında Brunner ve Weber dalga plakasını tanımlayarak ve heitmeyer ve hierhazer köprü plakasını geliştirmiştir. Bu plakalar kemik boyunca proksimal ve distalde sabit bir plaka ile kırık bölgesini kapsayacak şekilde tasarlanmıştır. Özellikle dalga plaka, kemik tedavisinde teorik olarak 3 avantaj sağlamaktadır;

- 1) Kırık yerinde plaka temasından kaçırarak damar bozulmasını azaltmak
- 2) Kırık bölgesinde kemik nakli uygulamalarına izin vermek
- 3) Plakada saf germe kuvvetini sağlayarak plaka yükünü değiştirmek.

- 4) Dalga plakasının arkasındaki kavram küçük kemikler üzerinde kullanılan büyük plakalarda komplikasyonların artmasına neden olabileceği diğer yazarlar tarafından da desteklenmektedir (Chapman, vd., 1989).



Şekil 3.2: Sağlıklı kemik ve osteoporoz kemik (URL-3).

Yaygın gözlemler, osteosentez plaka sonrası radyografik kemik kaybı olduğunu göstermektedir. İmplant, stres korumasına bağlı olmasına rağmen Perren vd., (1988) erken kemik osteoporozunda implantlar, nekroz ve iç biçimlenmeyle sonuçlanacağını ileri sürmüşlerdir. Onların öne sürdükleri veriler şunlardır;

- 1) Kemik osteoporozunun şekli değiştirilebilir ve geçicidir.
- 2) Osteoporoz plaka altında kırık dolaşım alanı var olup bu alanlar mekanik olarak boşaltılamamıştır.
- 3) Plastik plakalar çelik plakalarından daha çok osteoporoz üretir.
- 4) Plakaların kullanımı dolaşımı geliştirerek osteoporozu azaltır.

Bu bulgular kısmen sınırlı teması – dinamik basınç plakasını veya LC-DCP'nin geliştirilmesini teşvik etmiştir. (Perren vd., 1990) , altı kesilmiş alt yüzeyi olan LC-DCP ile kortikal temas DCP'ye göre daha sınırlı olduğu kaydedilmiştir. Paslanmaz çelik DCP ile alerji komplikasyon tanısı düşük olmasına rağmen, LC-DCP'nin belirtilen amacı kemiğe kan akımını korumak, (olası enfeksiyonları ve yeni kırık oranlarını azaltmak) implantı koruyup üzerindeki gerilme yükselticileri önlemek ve saf titanyumdan plaka yapıp doku toleransını iyileştirmek. Benzer dolaşan kaygıları gidermek amacıyla Nokta Temas Fiksator veya PC-Fix son yıllarda önerilmiştir. İmplant kemik ile en az temasa sahiptir ve uncortikal

vidalarla sabitlenmiştir LC-DCP gibi, PC-Fix’de DCP’ye göre önemli ölçüde daha az temel kan akışında bozulma görülmektedir.

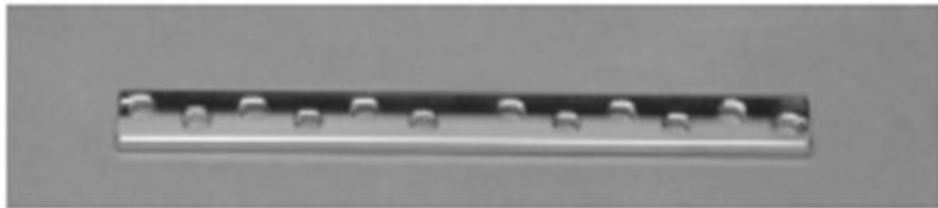
Unkortikal vidalar, konvensiyonel bikortikal vidalardan endosteal kan dolaşımında daha az zarar görür. PC-Fix üzerindeki klinik çalışmalar devam etmesine rağmen, koyundaki kaval kemiği kırıkları, bu implantta iyileşme DCP ile iyileşmeden daha hızlıdır (Remiger vd., 1997).

3.2. Dinamik Sıkıştırma Plakası (DCP) 3.5 ve 4.5

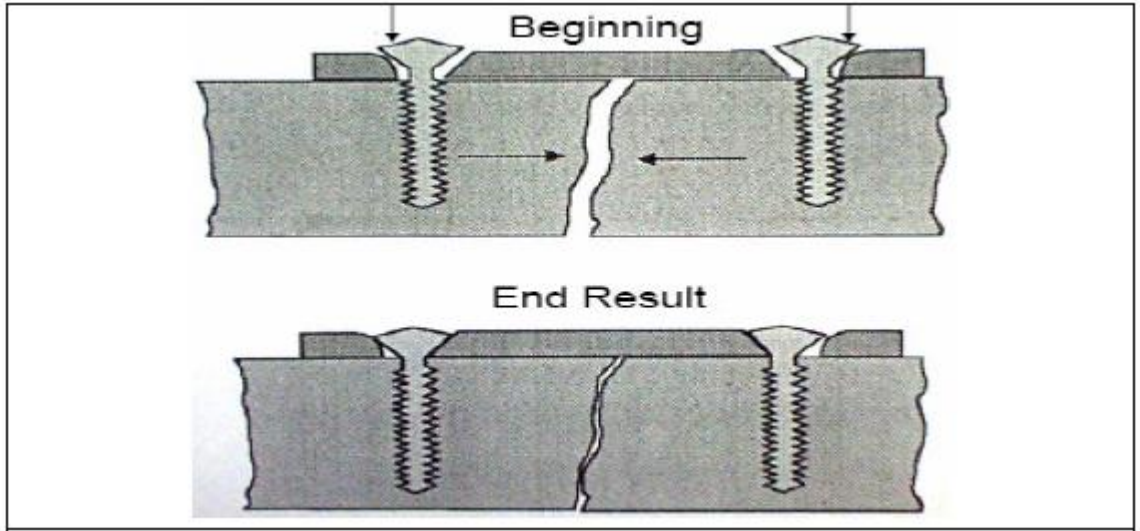
DCP, vida eklentisi ile aksel sıkıştırmayı sağlayan yeni bir delik tasarımı özelliğindedir. Farklı biçimlerdeki plaka fonksiyonları; sıkıştırma, nötralizasyon, gerilme bandı gibi DCP tasarımı, büyük ve küçük kemikler için üç kısımda mevcuttur.

- 1) Uyluk kemiği ve istisnai olarak kol kemiği için geniş DCP 4.5
- 2) Kaval kemiği ve kol kemiği kırıklarında dar DCP 4.5
- 3) Ön kol, alt karın ve köprücük kemiği kırıkları için DCP 3.5

DCP’deki vida delikleri, eğimli ve açılı bir silindir olarak tanımlanmaktadır. Bir top gibi, vida başı silindirde eğimli omuz aşağıya doğru kayar. Pratikte, vida yerleştirilir ve sıkıştırılır, sonuç olarak plakaya doğru hareket eden kemik parçası; kemik parçasından plakaya doğru hareketiyle kırık sıkıştırılır. Tasarımda vida deliklerinin yukarı 1,0mm’lik bir yer değiştirmesi için izin verir (Şekil 3.3). Bir sıkıştırma vidası ilave edildikten sonra, bir daha eksantrik vida kullanılarak ek sıkıştırma ile ilk vidanın kilitlenmesi mümkündür. 2,0 mm den daha büyük olan bir mesafe boyunca aksel sıkıştırma için boğumlu germe cihazının kullanılması tavsiye edilir. Oval şekilli delikler uzunlamasına düzlemde bir vida 25 derece eğim ve enine düzlemde 7 dereceye kadar eğim sağlar.



Şekil 3.3: Dinamik Sıkıştırma Plakası (DCP) (Balcı, 2005).



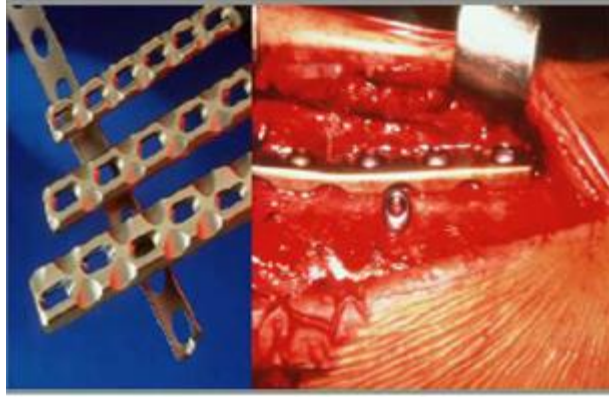
Şekil 3.4: Vida yerleştirilip gerildiğinde plakanın kemik kırığına doğru hareketi sonucunda kırığın sıkıştırılması (Benli, 2005).

Uygulama kuvveti maruziyetine bağlı olan DCP plaka toplam alt yüzeyinin 11 ile %22 oranında arayüz temas alanı üretildiği raporlanmaktadır. Plaka ve kemik arasındaki arayüzdeki temasta; kortikal damar yetmezliği ve daha sonrasında kemikte osteoporoz gelişmesini sağlamaktadır (John vd., 1998).

3.3 Sınırlı Temaslı Dinamik Basıncı Plakası (LC-DCP) 3.5 ve 4.5

Dinamik kompresyon plakası (DCP) , kırık boşluğu boyunca aksel sıkıştırma ile birlikte sert iç sabitleme sağlayan bir araç olarak tanımlanmaktadır. Kemik ile DCP'nin arayüz temas miktarı ile ilgili endişeler, titanyum veya paslanmaz çelikten yapılmış sınırlı temas dinamik kompresyon plağının (LC-DCP) gelişmesini teşvik etmiştir (John vd., 1998).

DCP'ye göre tasarım değişiklikleri karşılaştırıldığında, LC-DCP plaka kemik temas alanı (plaka ayak izi) önemli ölçüde azalır. Plaka geometrisi, sertliğin eşit dağılmasını, daha kolay şekillenmesini sağlamaktadır. Köprü modunda, sertlik dağılımı sonucunda tüm plakanın yumuşak elastik deformasyonu stres konsantrasyonu olmadan DCP'de oluşturulur.



Şekil 3.5: LC-DCP; DCP'nin kompresyon ünitesini içeren ancak kemik temas yüzeyi azaltılmış plak (Balcı, 2005).

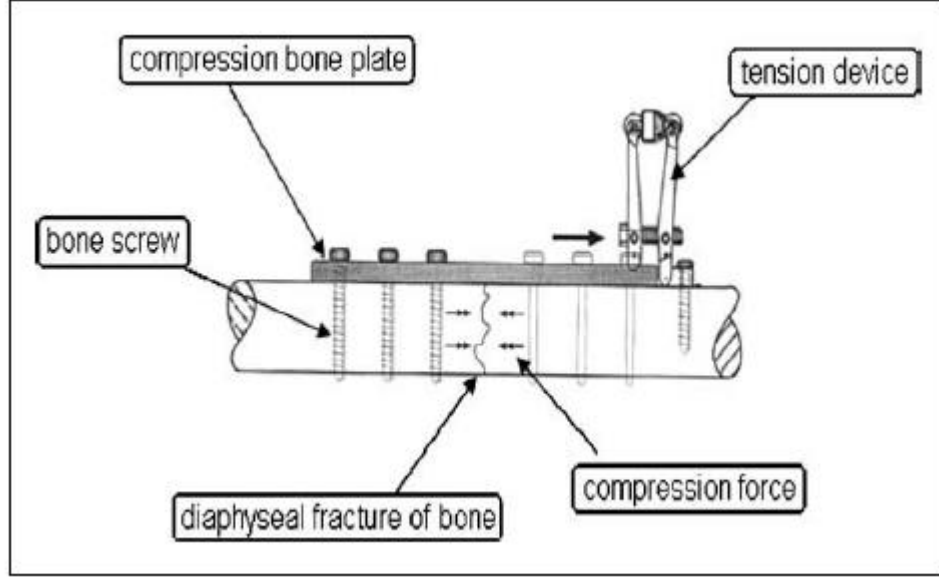
3.4 Plakalarda Rijit İç Sabitlemelerin Klasik İlkeleri

Lag vidalarıyla sabitlenebilecek eksenel sıkıştırmalı veya her ikisi gibi plaka kırıklarının mutlak kararlılığı interfragmetal sıkıştırmaya bağlıdır. İki parça arasındaki statik sıkışmayla birkaç hafta boyunca korunur ve kemik erimesi ve kangren gelişmez. İnterfragmetal sıkıştırma sürtünme yoluyla dengeli artmakta olup, fakat kemik biyolojisi veya kırık iyileşmesi üzerinde herhangi bir etkisi bulunmamaktadır.

Kırıkların bütün kesitleri üzerindeki sıkıştırmada mutlak stabilite elde etmek için tüm kuvvetlerin nötralizesi yeterli yükseklikte olmalıdır (bükme, distraksiyon, kesme ve dönme) (Thomas ve William, 2001).

Plaka ile interfragmenter sıkıştırma elde etmek için 4 yol bulunmaktadır.

- 1) Gerilme cihazı ile sıkıştırma (Şekil 3.6)
- 2) Dinamik kompresyon prensibi (DCP/LC-DCP) ile sıkıştırma
- 3) Plaka şekillendirme (aşırı eğilme) ile sıkıştırma
- 4) Plaka deliklerine doğru lag vidaları ekleme



Şekil 3.6: Germe cihazı ile sıkıştırma (Benli, 2005).

3.5 Plakaların Farklı Fonksiyonları

Plaka fonksiyonlarından biri nötralize etmek veya sıkıştırmak ve aynı plaka payanda, köprü ve gerilim bandı olarak hareket gibi diğer işlevlerde kullanılır.

3.5.1 Payanda plaka

Metafiz/epifiz kesilmiş veya bölünmüş kırıklarda tek başına lag vidalarıyla fiksasyon yeterli olmayabilir. Bir lag vidası payanda plaka ile kombine edilmelidir. DCP delikli plakalarda vidalar payanda pozisyonunda yerleştirilmelidir.

3.5.2 Gergi bant plakası

Plakalarda gerilim bandı hareketi için aşağıdaki dört kriter yerine getirilmelidir.

- 1) Kırık kemik kalça kemiği gibi eksantrik yüklü olmalıdır.
- 2) Plaka gergin tarafa yerleştirilmelidir.
- 3) Plaka gerilme kuvvetine dayanıklı olmalıdır.
- 4) Kemik plaka kaynaklı basınç kuvvetine dayanıklı olmalıdır. Döngüsel yüklemeyi önlemek için plaka payandanın karşısında olmalıdır.

3.5.3 Köprü plaka

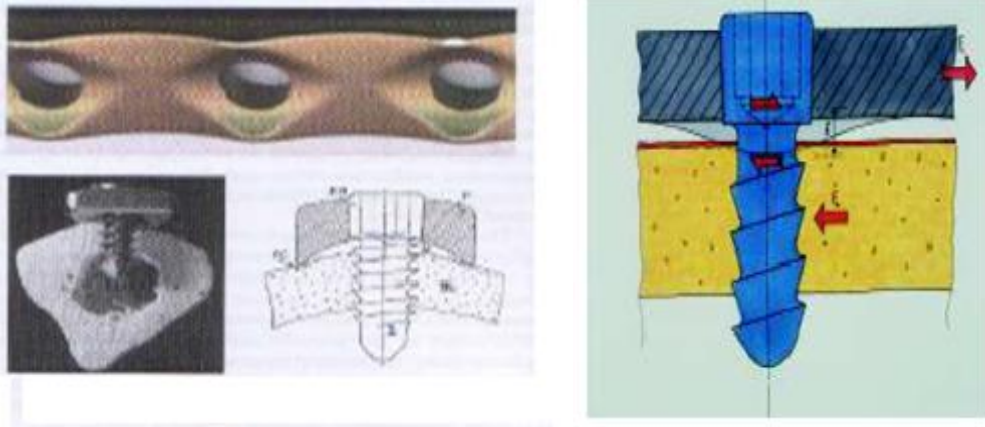
Karmaşık çok parçalı kırıkta ve herhangi bir yumuşak doku yaralanmalarını en aza indirmek için kırık bölgeyi bırakarak sadece ara parçanın sabitlendiği fonksiyon, köprü plakası olarak savunulmaktadır. Köprü plakaları uzunluğu eksenel hizalama ve doğru rotasyonu korumak için minimal gerilme uygulanmalıdır. Eğer kemik ve yumuşak kısım etrafındaki damarlanma çok rahatsız edici değilse, yumuşak intermedüller çivileme sonrası daha esnek yapı sağlayarak köprü kısımlarında hızlı kallus oluşumunu sağlar.

Merkezden uzak uyluk kemiğindeki ufalanmış kırıkları dolaylı azaltma tekniğiyle tedavi etmek zordur. Ufalanmış bölge atlanarak köprü plaka ile distal bölüm sabitlenmektedir. Bu yöntemin, yumuşak doku takribini önleme ve kırık iyileşmesini sağlama gibi avantajları vardır (Thomas ve William, 2001).

3.6 Nokta Temas Fiksator (PC-Fix)

PC-Fix iç sabitlemede yeni bir yaklaşımı temsil etmektedir. Optimal biyolojik koruma, kırığın iyileşmesini hızlandırmak ve enfeksiyonlara karşı direncini arttırmak için dizayn edilmiştir. PC-Fix tamamen implant dışı fiksator gibi fonksiyonel olarak anlaşılabilir. PC-Fix bir plakaya benzese de biyolojik ve mekanik özellikleri farklıdır (Stephan ve Joy, 1995). Nokta Temas Fiksator (PC-Fix), bir iç plaka ve vida sabitleme sistemi olup, fonksiyonel dış fiksatorle benzer mekanik ilkelere sahiptir. Genel amaç iç sabitlemedir. Karma modda yük transferinde sadece transfer için vidanın ortadan kaldırılması PC-Fix'te plaka içindeki vida başının kitlenmesiyle mümkündür.

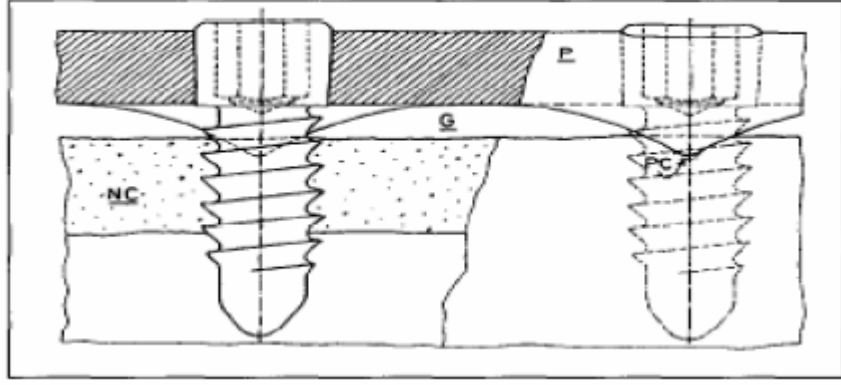
Kemik ile plaka arasındaki sert yapıyı sağlamak için kullanılan katı cıvata, plaka vidaları olarak kullanılan PC-Fix'tir (Şekil 3.7- 3.8). Vida sıkımı sırasında plaka ile kemik arasında neredeyse hiç basınç uygulanmaz. Klasik plaka tekniğiyle karşılaştırıldığında, yumuşak dokuya ve kan teminine hasarı daha az olduğundan, daha hızlı kırık iyileşmesi sağlanabilir (Cordey vd., 2000).



Şekil 3.7: PC-Fix'in kemiğe temas eden yüzeyinin gösterimi (Balcı, 2005).

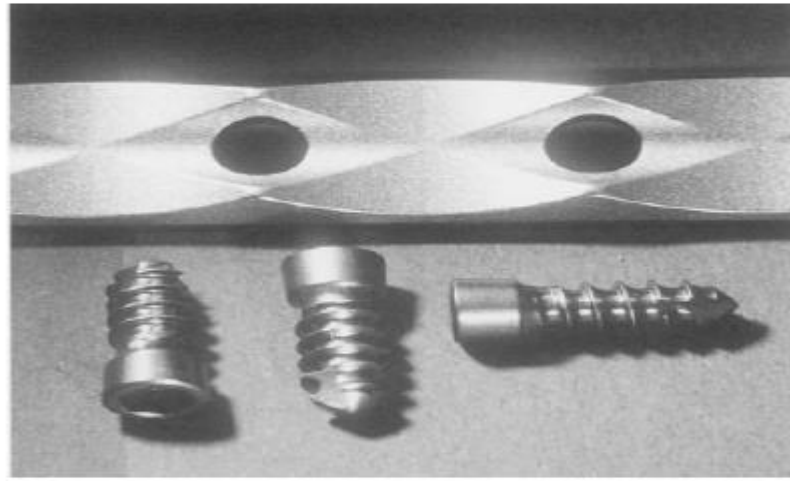


Şekil 3.8: DCP, LC-DCP ve PC-Fix'in kemiğe temas eden yüzeyleri yeşil renkte gösterimi (Balcı, 2005).



Şekil 3.9: PC-Fix plaka için yerleştirilen plaka vidaları ve plaka altında kullanılan kemik sabitleyici cıvatalar (Benli, 2005).

Dinamik basınç plakası pürüzsüz bir alt yüzeye sahiptir ve bikortikal vidalar kullanılır. Nokta temaslı fiksator kemik temasını en aza indirir ve unkortikal vidalar kullanılır (Miclau ve Martin, 1997) (Şekil 3.10).



Şekil 3.10: Nokta Temaslı Fiksator (Miclau ve Martin, 1997).

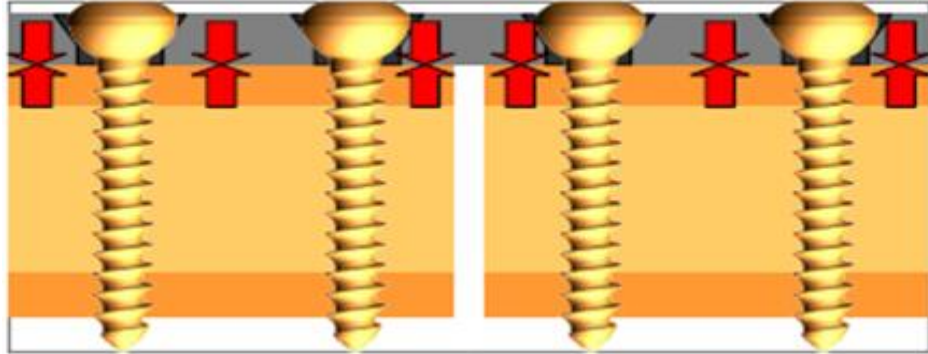
3.7 İç Fiksator Sistemleri

İç fiksatorler, kemiğin periost kan akımını koruma amaçlı tasarlanmış yeni sınıf implantlardır. Klasik küre başlıklı vidalarla plaka fiksasyonunun aksine aksinel çekilme kuvveti tarafından yüklenir, iç fiksatorlerde vidalar plaka içinde kilitlenir ve bu nedenle yük aksinel bükülmeye maruz kalır (Seebeck vd., 2004). Sürekli gelişen kemik biyolojisi ve klinik komplikasyonları, iç fiksasyona yaklaşımında değişimlere yol açmaktadır. Kırıklarda önemi giderek artan biyolojik kavramının

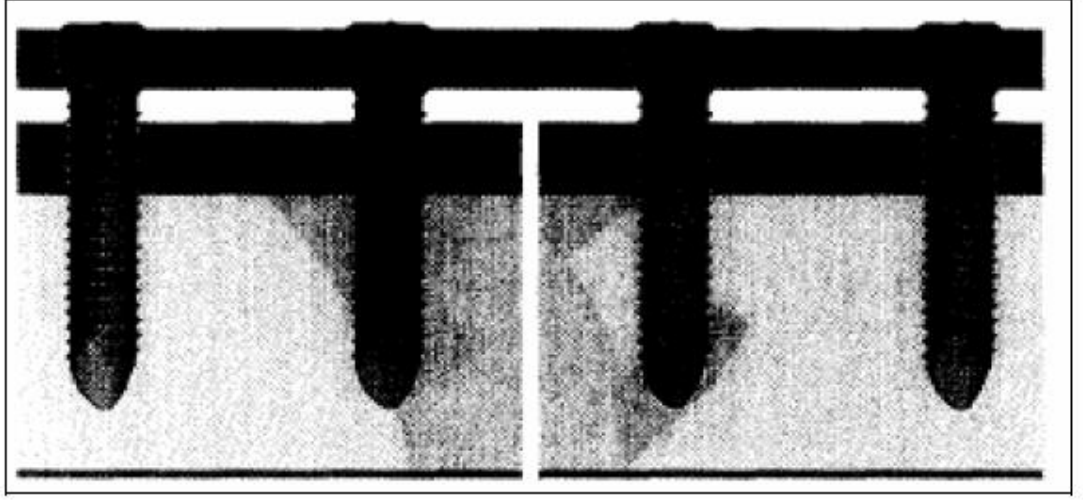
gelişmesini sağlamış iç fiksatorler kan akımını ve canlılığı koruyarak, bozulmamış kırık iyileşmesi için anahtar olarak kabul edilmişlerdir. Ayrıca kırık bölgeye kan temini önemli olup bağışıklık hücrelerin transferi ve enfeksiyon direncine bağlıdır. Buna göre kırığın tedavisi için cerrahi müdahale ile minimal yumuşak doku işleme sağlanmaktadır. Yukardaki ilke hem düşük temas hemde plakayla teması olmayan biyolojik osteosentezlerde kullanılmaktadır.

İç fiksasyon prosedüründe temel prensip geleneksel plaka ve vida sistemi kullanarak anatomik redüksiyon ve kırığın stabil iç fiksasyonunun olmasıdır. Vidalar kemik üzerindeki plakayı sabitlemek için sıkıştırılır. Kemik ile plaka arasındaki sürtünme gerçek stabilite sonuçlarıdır (Şekil 3.11).

Bir iç fiksator vidaları plaka içerisinde kilitli bir yapıdadır (Şekil 3.23). Kuvvetler kemik ile fiksator üzerinden vida fiksatöre dişli bağlantısıyla aktarılır. Sabitliği sağlamak için fiksator kemik üzerine baskısı yoktur (Tepic ve Perren, 1995). Fiksatordeki vidanın kilitlenmesiyle sabitlik artar ve vidanın bağlanmasıyla redüksiyon kayıp riski ortadan kalkar (Koval, 1997). Ayrıca fiksator ile kemik arasında bağlantı olmadan, fiksator altından kemiğe kan akımı korunur. Kortikal vida ve konvansiyonel plaklama tekniğinde stabilite plak ile kemiğin arasındaki sürtünme kuvvetine bağlıdır.



Şekil 3.11: Standart plaka ve kemik sisteminde, kemik üzerinde plaka vidaların sıkıştırılması (Balcı, 2005).



Şekil 3.12: Kilitli iç fiksatorler (LISS gibi) plakadaki vidaların kilitlenmesi (Benli, 2005).

LISS yeni bir iç fiksatördür. Az yayılan sabitleme sistemi (LISS) altında yatan fikir, her iki kenetlenmiş intermedüler çivileme tekniğinin avantajlarını birleştirmek ve sözde biyolojik kaplama tekniği sistemini geliştirmektir. Özel vidalar kemiği sağlama bağlamak için kullanılmalıdır. Erken gelişim sürecinde baş kitleme vidaları olarak tanımlananlar, nokta etkisi fiksatorlerde kullanılanlara benzer olanlar gerekmektedir. Fakat PC-Fix vida tasarım değişikliği gerekli olup, konik vida başının konik dişli profilinin yerine konması sayesinde vida fiksator bağlantısındaki sabit açısız fiksasyonla delikte kendinden merkezlemenin olmasını sağlar ve vidayı LISS fiksatorünün dışında tutar.

3.8 Kilitli – Sıkıştırma Plakaları

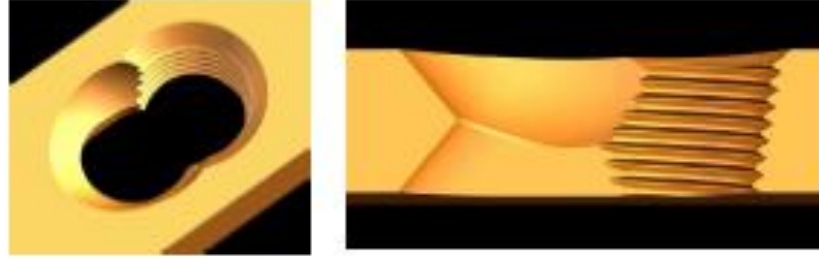
Kilitli sıkıştırma plakası (LCP) yeni bir vidalı plaka sistemi olup, konvensiyonel ve kitleme başlı vidaları birleşik deliklerden geçebilecek şekilde özel olarak tasarlanmıştır (PC-Fix ve LISS).

Mart 2000 yılında klinik uygulama alanında gelişim göstermiştir. Bu sistem konvensiyonel plaka osteosentez iç fiksator sistemleriyle bir araya gelmesinde kolaylık sağlar. Bu kombinasyonun bugünkü plaka osteosentezinde, klinik olarak en yüksek esnekliği yansıtır. İç fiksatorler olarak bilinen (PC-Fix, LISS), konvensiyonel osteosentez plakalarından farklı olarak, cerrahlar sistemi değiştirmek zorunda kalmadan kırık tipine, kemik kalitesine, geçiş tekniklerine

veya yaygın yumuşak doku durumuna bağlı destek sistemi (demirleme) kullanmaya karar vermişlerdir. İmplant açısından bu karar sadece vida tipi seçimini etkiler (Frigg, 2003). Kilitleme – sıkıştırma plakaları (Şekil 3.13 – 3.14– 3.15- 3.6):



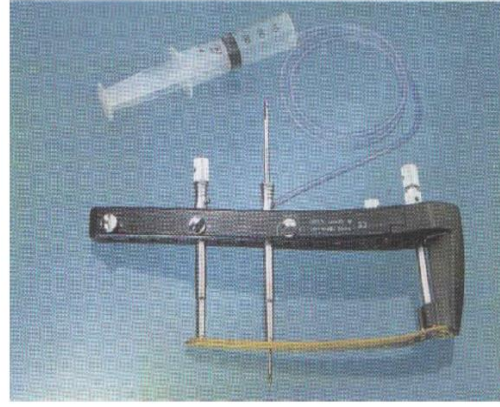
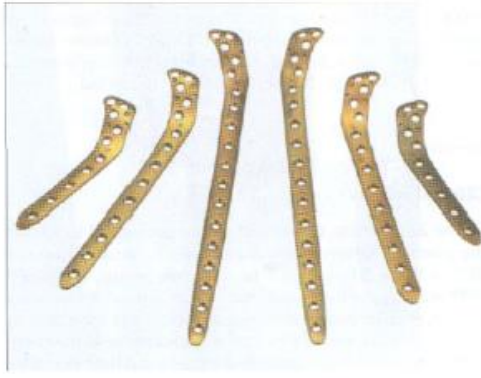
Şekil 3.13: Kilitleme-Sıkıştırma Plakası (LCP) (Balcı, 2005).



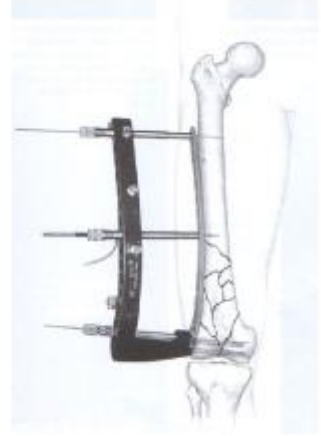
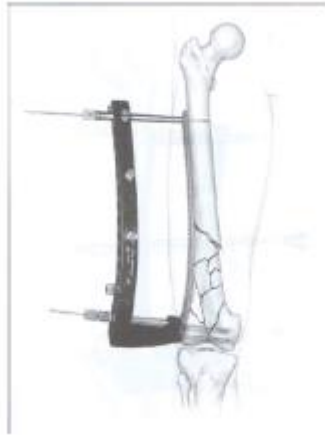
Şekil 3.14: LCP'nin vida deliğinin üstten ve yandan kesit görünümü (Balcı, 2005).



Şekil 3.15: LCP'nin vidaları (Balcı, 2005).



Şekil 3.16: 5,9 ve 13 delikli LISS seti ve enstrümanları (Balcı, 2005).



Şekil 3.17: LISS ile enstrümanlarının birlikte kullanımı (Balcı, 2005).

LCP (kilitleme sıkıştırma plakası) bu kombinasyonların ürünü en son kaplama teknikleriyle uyumludur, amaç mümkün olan en küçük kesikler elde etmek ve kemiğe ve yakın yumuşak dokulara kan akımını korumaktır.

3.9 Kemik Plaka Tasarımı ve Üretimi İçin Kullanılan Malzemeler

Kemik plakaları için kullanılan biyouyumlu malzemeler; paslanmaz çelik, kobalt bazlı alaşımlar, biyoseramikler, titanyum alaşımları, saf titanyum, kompozit malzemeler ve polimer (rezorbe olmayan ve biyoçözünürler).

Genelde biyoinert malzemeler kemik plakaları için seçilmiştir. Çünkü biyoaktif madde kemik (yumuşak doku ile) ile bağlanmıştır. Ve plaka kaldırma ve cerrahi düzeltme gerektiğinde sorunlara neden olmaktadır.

Klinik olarak biyomalzemeler;

- 1) Metaller
- 2) Biyoseramikler
- 3) Polimerler

bu malzemelerin çeşitli kombinasyonları olmak üzere 3 ana gruba ayrılır.

3.9.1. Metaller

Metalik protezler ayrıca parçalanmaz ve parçalanabilir metaller olarak sınıflandırılır.

3.9.1.1 Ayrışmayan metaller

Cerrahi alanda, diyafiz kırıkları olan hastalar, paslanmaz çelik, Cr-Co ve titanyum alaşımlarından yapılmış metalik protezlerle geleneksel olarak tedavi edilmektedir. Metal implantların young modülü kortikal kemiğe göre 10-20 kat daha fazladır. Yüksek sertliğe sahip metalik protezler, daha önce tartışıldığı gibi çeşitli komplikasyonlara yol açar. Bu komplikasyonların üstesinden gelmek için, yeni malzemeler avantajlarından dolayı ve kemiğe benzer malzeme özelliklerinden dolayı daha fazla ilgi görür.

3.9.1.2 Biyolojik olarak ayrışabilen (parçalanabilen) metaller

Magnezyum (Mg) ve alaşımları vücut sıvısına maruz kaldığında biyolojik olarak ayrışırlar. Başlangıçta, Mg alaşımları tıbbi kullanım için tasarlanmamıştır. Çünkü bunlar hastalıklara neden olabilir. Bu nedenle, son zamanlarda yeni magnezyum alaşımları geliştirilmiştir. Mg-Ca, Mg-Zn ve Mg-Mn gibi (Tan vd., 2013).

Hızlı bozunma oranları ve gaz kabarcıklarının fiziksel uyarımı olmasından dolayı uygulamalarının sınırlı olmasına rağmen yine de bazı avantajlara sahiptirler:

- a) **Malzeme özellikleri:** Atomik olmayan metal grupları arasında magnezyum esaslı metaller, doğal kemiklerin elastik modülüne yakındır. Mg alaşımlarından yapılmış protezler yeterli mukavemet sağlayabilirler ve atomik olmayan metallerin neden olduğu stres koruma etkisini hafifletmesi beklenir. Buna ek olarak magnezyum esaslı metallerin yoğunluğu (1700-

2000kg/m³) doğal kemiklerinkine yakındır (1800-2100kg/m³) (Staiger vd., 2006).

- b) Biyouyumluluk:** Esas olan magnezyumdur ve insan vücudunda dördüncü en bol bulunan elementtir. Biyolojik olarak parçalanabilen magnezyum, insan vücudu tarafından kolaylıkla emilebilir ve idrarla atılabilir (Staiger vd., 2006).

3.9.2 Biyoseramikler

Korozyon direnci, biyouyumluluk ve biyoaktivitelerinden dolayı seramikler, iyi biyomalzemeler olarak bilinirler; ancak bunların dezavantajları kırılma, zayıf kırılma tokluğu, kompleks şekillerde üretim zorluğu ve çok yüksek bir elastik modülüne sahip olmasıdır. Biyoseramikler, canlı dokunun malzemeye tepkisine göre iki gruba ayrılırlar:

- 1) Zirkonya ve alümina gibi biyo-inert seramikler
- 2) Biyolojik emilebilir ve biyoaktif seramikler hidroksiapatit gibi ve diğer kalsiyum fosfat seramikleri gibi.

Saf seramik protezlerin imalatı, zayıf mekanik özelliklerinden dolayı ağırlık taşıyan uzun kemik protezleri için uygun değildir. Fakat, küçük kemik dolum, iskeletleri yapma ve diş hekimliğinde dolgu için kullanılırlar.

3.9.3 Polimerler

Biyolojik parçalanabilen malzemeler arasında, biyolojik olarak bozunabilir polimerler, kemik onarımlarını yapmak için düşünülen temel malzemelerden biridir. Polimerler, birleşim ve imalat teknikleri değiştirilerek kolayca kontrol edilebilir, biyouyumluluk ve bozunma oranlarına bağlı olarak daha faydalıdır. Kökenlerine göre nişasta, akjinat, kitasan, kalojen ve ipek gibi... doğal polimerler olarak sınıflandırılırlar ve PLA, poliglikolik asit, poli-l-laktik asit (PLLA), polialaktik koglilolik asit (PLGA), polikaprolaktan (PLC) ve polidioksonan (PDS) gibi sentetik polimerler saf doğal ve sentetik polimerlerin kullanımı, düşük kuvvetlerinden dolayı küçük kemik kırıklarının ve yumuşak dokuların onarımı ile sınırlıdır.

3.9.4 Kompozit malzemeler

Bir kompozit malzeme iki veya daha fazla ayrı bileşenlerin fiziksel karışımıdır. Her bileşen kökünde birbirinden farklı özelliklere sahiptir. Taşıdığı karakteristik özellikleri ile diğer malzemelere göre birçok avantajları bulunan kompozit malzemeler uzun ömürleri, hafiflikleri, yüksek kimyasal ve mekanik dayanımları gibi pek çok üstün özelliklerinden dolayı tercih edilirler.

Bazı ara yüzey reaksiyonlar dışında iyi bağlanma sağlar, kimyasal reaksiyona girmezler. Buna rağmen kompozitler iki veya daha fazla bileşenden oluşur. Çoğu zaman bileşik sadece iki bileşeni içerir; matris fazı ve takviye fazı. Matris fazı sürekli ve genel form sağlarken, lifler veya parçacıklar gibi bir takviye fazı genellikle matristen daha güçlüdür.

Biyomedikal uygulamalarda kullanılan kompozitlerin çoğunluğu kemik onarımı amacını hedeflemektedir. Polimer kompozit malzemeler istenilen yüksek mukavemet sağlar ve kemik elastik özellik gösterdiğinden kemik plakası uygulaması için önerilmiştir. Bunlar emilemez, kısmen emilebilir veya tamamen emilebilir kemik plakalar şeklinde gruplanabilir.

Emilemeyen kemik plakalar termoset veya termoplastik polimerden yapılmış kompozit malzemelerdir. CF/epoksi, GF/epoksi emilemeyen termoset kompozitlere birkaç örnektir. Emilemeyen termoset kompozitler insan vücudundaki olası toksit etkilere bağlı olarak iç fiksasyon cihazlarında fazla kullanılmazlar (Morrison vd., 1995).

Kemik iyileşmesi ilerledikçe, kemikte kademeli baskının olması istenen bir durumdur; bu onun stres koruma azaltıcı etkisidir. Bir başka deyişle plaka üzerindeki gerilme azalırken, kemik üzerindeki gerilme artmalıdır. Bu durum sadece plaka, vücut ortamında sertlik kaybederse mümkündür. Emilemeyen polimer kompozitler bu istenen özelliği göstermezler. Bu ihtiyacı karşılamak için, emilebilir polimer kompozitler kemik plaka uygulamaları getirilmiştir. Tormala vd., (1991) ve Choyeka vd., (1995) tarafından önerilen tamamen emilebilir kompozitler, emilebilir matrisler tarafından emilebilir liflerle güçlendirerek hazırlanmıştır. Örneğin (PLLA) lifler, laktik asittir. Emilebilir kompozit protez için belirtilen avantajlardan biri de ikinci bir operasyon ile kaldırılmış olması gerekmez ve bunun için metalik veya emilemeyen kompozit implantlar tavsiye

edilir. Bununla birlikte, emilebilir maddelerin düşük mekanik özelliği bir dezavantaj olarak kalır ve bu nedenle sadece orta yük uygulamaları ile sınırlıdır. Mekanik özellikleri geliştirmek için, emilebilir polimer çeşitli resorbe olmayan malzemeler içeren karbon lifleri ve poliamid lifleriyle güçlendirilmiştir. Emilemeyen doğal takviye olarak kullanılan bu kompozitlere kısmen emilebilir kompozit denir. Zimmerman vd., (1987) göre CF/PLA kompozitler implantasyon öncesi üstün mekanik özelliklere sahiptir. Ancak, delaminasyon için insan vücudunda çok hızlı bir şekilde mekanik özellikleri kaybolur.

Son on yılda etkili kemik iyileşmesi için mekanik ve biyolojik gereksinimleri karşılayan örgülü ve örme kumaş kompozitleri geliştirilmiştir (Fujihara vd., 2001). Çoğu araştırmacı çeşitli modelleme teknikleri tanıtmış ve örgülü ve dokuma kompozitler için dokuma modellerini optimize etmiştir (Ferreira vd., 2014). Örgülü kompozitlerin mekanik özellikleri bazı parametrelerle değiştirilebilir (örgü açısı, yığma açısı, imalat yöntemi ve elyaf hacmi gibi).

CF/PEEK kompozitlerin mikro örgülü karbon iplikleri kullanıp imal ederek yeni bir teknik geliştirilerek ve PEEK sonra tekrar kumaşlara örülmüştür. Kemik plakaları, örgülü ipliklerin üretildiği fabrikaları kullanarak bir sıkıştırma kalıplama işlemi ile üretilmiştir. Bu kemik plakalar, düşük kütle ve hacim ile mükemmel mekanik özellikler sağlamıştır. Son zamanlarda, Chang'ın grubu (Kim vd., 2011), düz örgü karbon/epoksi kompozit ve cam/polipropilen kumaş kompozitinden üretilen kemik plakaları tanıtmış ve kemik iyileşmesinin davranışı ve kemik plakaları gibi iç sabitleme cihazlarının mekanik performansı göz önüne alınarak kapsamlı bir araştırma yapmıştır.

Kemik kırığı iyileşmesi ilerledikçe, biyolojik olarak parçalanabilen malzemeler kullanıldığında mevcut olan stresi arttıracak kırık bölgesinde iyileşme dokularını uyarmada bir artış olması beklenir. Ayrıca bu materyaller kullanıldığında ameliyat maliyeti ve kırığın iyileşmesinden sonra protezin çıkarılması gibi durumlar önlenabilir. Daha önceleri ağırlık taşımayan kemikler için tamamen emilebilir kompozitler kullanılmış, örneğin çene yüz cerrahide... Fakat zayıf mekanik özelliğinden dolayı ağırlık taşıyan uzun kemiklere uygulamasını engellenmiştir. Emilebilir özellikteki malzeme olan polimerler (poliaktid) ve PLA, PLLA ve PLGA gibi kopolimerler vücut sıvılarına maruz kaldıklarında parçalanmalarına neden olurlar. Birçok araştırmacı malzeme özellikleri geliştirmek için CF ve poliamid lifleri gibi emilemeyen takviyeleri kullanmıştır

ve bu kompozitlerin bir problemi, emilemeyen liflerin çıkarılması için ikinci bir cerrahiye ihtiyaç duyulmasıdır. Bu nedenle, takviye için tamamen emilebilir ve/veya biyoaktif seramikler kullanılmıştır. Fosfat cam elyafı (PGF), PLA, HA/PLA ve TCP/PLGA, tamamen emilebilir polimer esaslı seramik kompozitlerin örnekleridir (Harper vd., 2012).

Emilebilir kompozitlerin bozunma hızı bağlanma maddeleri, elyaf işlemleri veya kaplamalar ilave edilerek işlenebilir.

Ahmed vd., (2004), doku mühendisliği için tamamen emilebilir ve biyoaktif bir malzeme olan PGF'nin işlenmesi ve karakterizasyonu üzerine çalışmalara başlamıştır.

PGF/PLA kompozitlerindeki araştırma genişletilmiştir ve kemik kırığı fiksasyonu için tamamen emilebilir polimer esaslı kompozitleri geliştirmek için kimyasal, mekanik ve morfolojik özellikleri araştırılmıştır (Gupta vd., 2005). Biyolojik bozunum hızı ve bağlayıcı maddenin çeşitli kompozit türlerindeki bozunma hızına etkisi üzerinde çalışılmıştır (Ahmed vd., 2009). Sonuç olarak tamamen emilebilir kemik plakaları, çubuklar ve vidalar farklı tekniklerle geliştirilmiş ve ağırlık taşıyan uzun kemik kırıklarına uygulanması için özellikleri araştırılmıştır (Han vd., 2013). Bu tür kompozit protezler, ağırlık taşıyan uzun kemik kırıkları için hemen hemen tüm modern klinik talepleri yerine getirir, diğer bir deyişle materyalin sürekli bozunmasını biyoaktif malzemenin salınmasını ve yeterli stabilizasyonu sağlar.

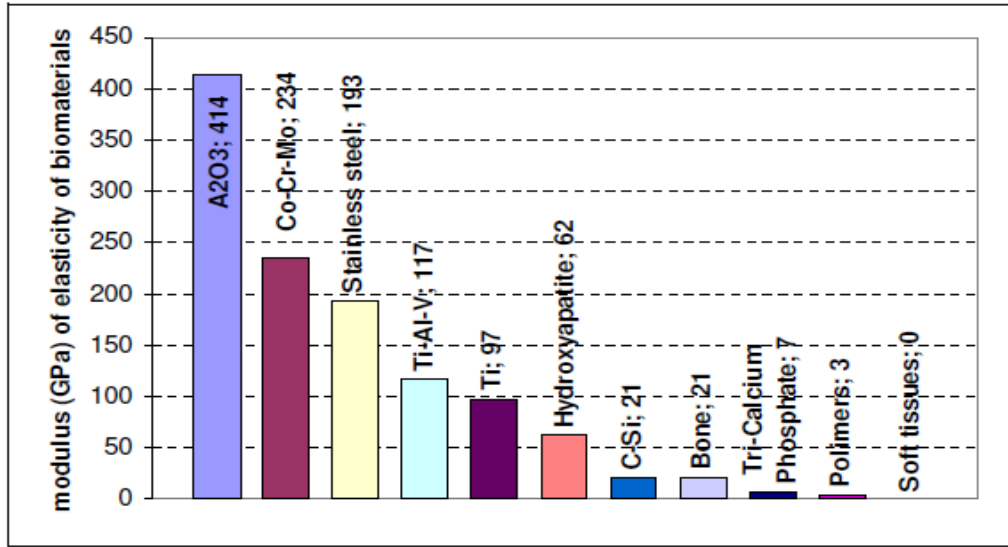
3.10 Kompozit Protezler İçin Malzeme ve Tasarımlar

Genellikle biyomalzeme olarak adlandırılan biyoyumlu malzemeler, canlı doku ve organların onarımı veya değiştirilmesi için geliştirilmiştir (Kulkarni vd., 2013). Biyoyumluluk, bir maddenin dokulara benzer şekilde davranma yeteneğidir ve canlı dokulara maruz kaldığında olumsuz etkilere sahip olmayandır. Biyomalzemeler, metallere ve bunların alaşımlara, seramiklere, polimlere ve kompozitler oluşturulan malzemelere ayrılabilir.

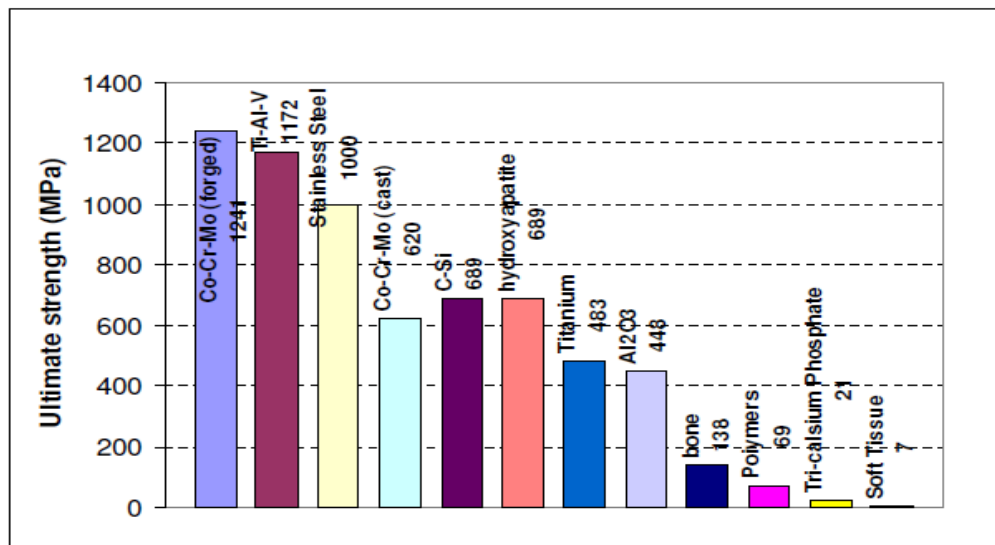
3.11 Biyomalzemelerin Mekanik Özellikleri

Bir biyomalzemenin mekanik özellikleri iyi olan modülü ile tanımlanabilir bunlar; esneklik, nihai çekme mukavemeti, uzama başarısızlığı ve kırılma

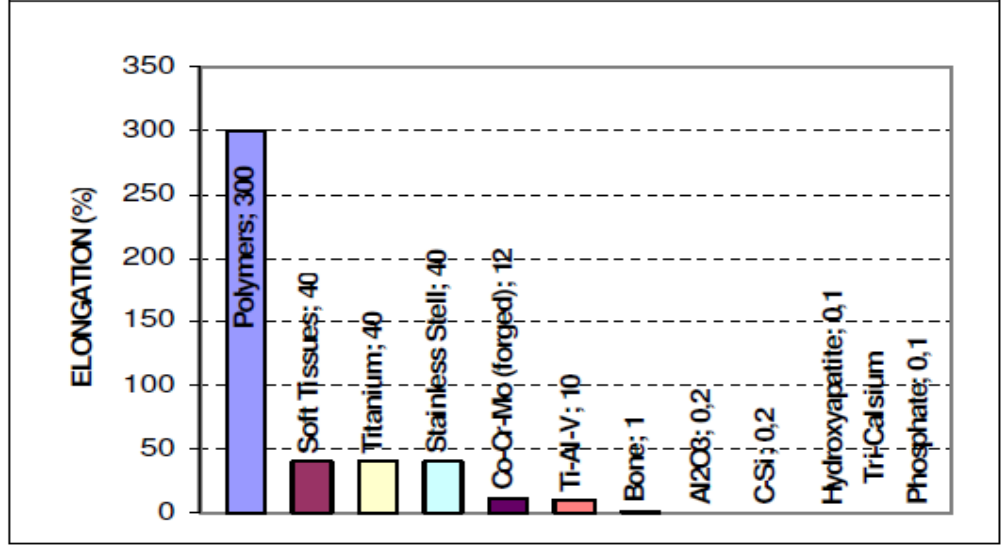
dayanıklılığıdır. Esneklik modülü malzemenin sertliğini tarif etmektedir; genellikle bir stres-gerilme diyagramındaki eğimden elde edilir (Şekil 3.18). Nihai çekme gücü, başarısızlık öncesi malzemenin yüke dayanma yeteneğini açıklar (Şekil 3.19). Uzama başarısızlığı, başarısızlık öncesi malzemenin taşıyabileceği zorlanma miktarını açıklar (Şekil 3.20). Kırılma tokluğu malzemenin çatlak yayılma direncinin ölçülmesinde önemlidir. Biyomalzemelerin mekanik özellikleri aşağıdaki şekilde karşılaştırılmıştır.



Şekil 3.18: Biyomalzemelerin elastik modülü (GPa) karşılaştırması (Hin, 2004).



Şekil 3.19: Biyomalzemelerin nihai gerilme mukavemetlerinin karşılaştırılması (Hin, 2004).



Şekil 3.20: Biyomalzemelerin uzama başarısızlıklarının karşılaştırılması (Hin, 2004).

4.NÜMERİK ANALİZ

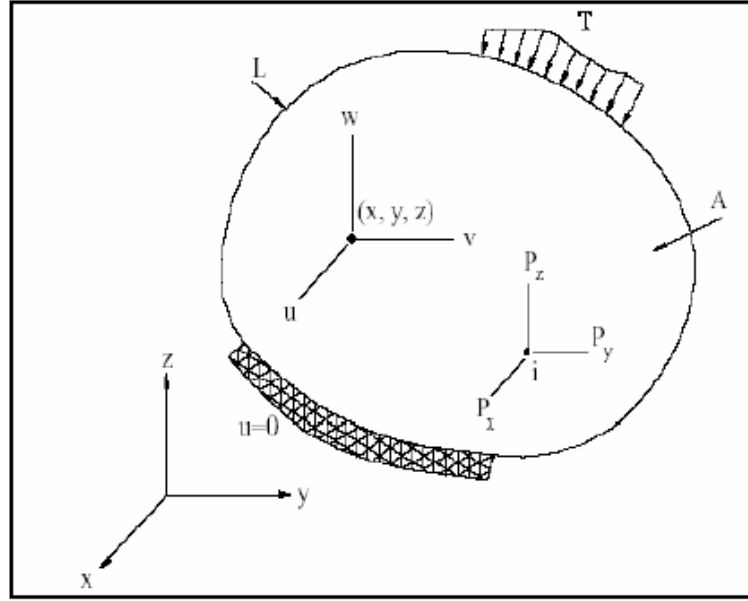
Sonlu elemanlar metodunun temel prensibi, bir elemana ait sistem özelliklerini içeren denklemlerin çıkartılıp, daha sonra tüm sistemi temsil edecek şekilde eleman denklemlerini birleştirerek sisteme ait lineer denklem takımının elde edilmesidir.

4.1 Sonlu Elemanlar Yöntemi Nedir?

Sonlu elemanlar metodu karmaşık mühendislik problemlerinin basite indirgenerek kontrol edilebilir parçalarla çözümünü sağlayan; pek çok mühendislik uygulamasında kullanılan ve kabul gören tolerans sınırları içindeki hassasiyetle, modelin belirli sayıdaki elemanlara bölünmesi ile yapılan yaygın ve kullanışlı bir çözüm metodudur. FEM (Finite Elements Method) programlarından ANSYS programının kullanılarak modelin tasarlanması ve belli geometrideki parçaların, değişik yükleme durumunda mukavemet analizleri, değişik sıcaklıklarda termodinamik davranışları ve çalışma esnasındaki titreşim özellikleri incelenerek konstrüksiyon yönlendirilebilir (Cheung ve Zienkiewicz, 1967). Bu sayede çeşitli yükleme ve ortam şartlarında emniyetli bir biçimde çalışabilecek malzemeler minimum maliyetle üretilebilir.

4.2 Üç Boyutlu Sonlu Elemanlar Yöntemi

Şekil 4.1’de, V toplam hacmine ve S kenar yüzeylerine sahip üç boyutlu bir cisim görülmektedir. Bu cisim üzerindeki her bir nokta cismin tanımlandığı kartezyen koordinat ekseninde x, y, z koordinatlarıyla gösterilmektedir. Bazı bölgelerde ve bu bölgeye ait noktalarda yer değiştirmeler başlangıçta belli ise bu noktalara ait özellikler sınır şart olarak uygulanmaktadır. Yer değiştirmeleri olmayan sabit noktalar için belirli eksenlerde bunlar sıfır olarak ($u=0$) sınır şartları uygulanmış olup bazı bölgelerde ise birim alana etkiyen yayılı yük olan T kuvveti uygulanmıştır.



Şekil 4.1: Üç boyutlu cisim.(Demircan, 2007).

Kuvvet altında cisim deforme olmaktadır. Belirli bir noktanın deformasyonu

$$\mathbf{x} (= [x, y, z]^T) \quad (4.1)$$

o noktanın yer değiştirmesinin bileşenleri ile elde edilir:

$$\mathbf{u} = [u, v, w]^T \quad (4.2)$$

Birim hacme gelen yayılı yük $\mathbf{f}$:

$$\mathbf{f} = [f_x, f_y, f_z]^T \quad (4.3)$$

dV birim elemanına uygulanan cisim kuvveti şekil 4.1 de gösterilmiştir. Birim alana etkiyen yayılı yük $\mathbf{T}$, aşağıdaki gibi koordinat bileşenlerine ayrılabilir:

$$\mathbf{T} = [T_x, T_y, T_z]^T \quad (4.4)$$

Herhangi bir i noktasında uygulanan $\mathbf{P}$ kuvveti :

$$\mathbf{P}_i = [P_x, P_y, P_z]^T_i \quad (4.5)$$

dV birim elemanı sonsuz küçük bir nokta eleman olarak kabul edilirse, gerilme tensörü, gerilme bileşenlerinin (3X3) simetrik bir matrise yerleştirilmesiyle elde edilebilir:

$$\boldsymbol{\sigma} = [\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z, \tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz}]^T \quad (4.6)$$

Burada $\sigma_x, \sigma_y, \sigma_z$ normal gerilmeler, $\tau_{xy}, \tau_{xz}, \tau_{yz}$ kayma gerilmeleridir. Benzer şekilde birim şekil değiştirmeler ifade edilebilir:

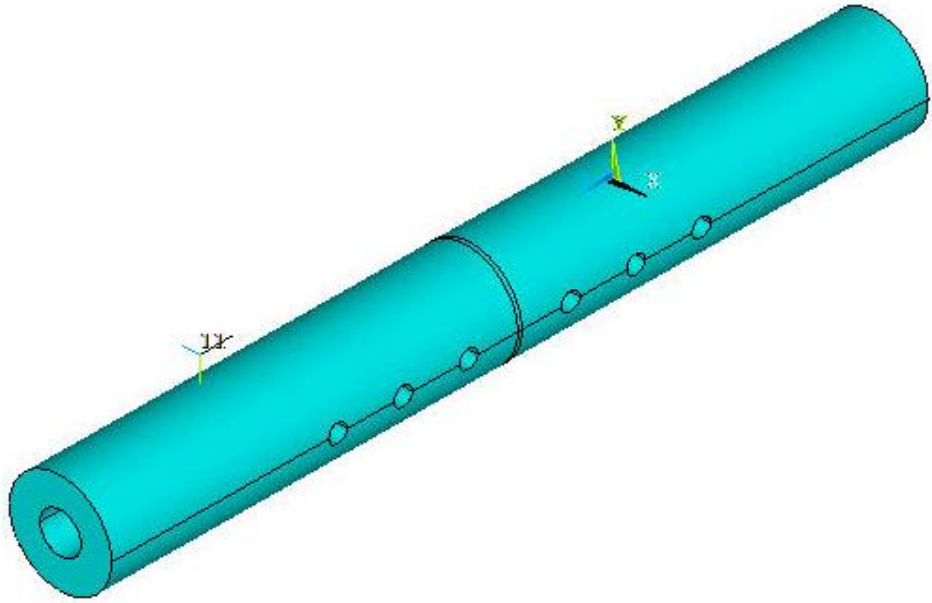
$$\boldsymbol{\varepsilon} = [\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z, \gamma_{xy}, \gamma_{xz}, \gamma_{yz}]^T \quad (4.7)$$

Burada, $\varepsilon_x, \varepsilon_y, \varepsilon_z$ normal şekil değiştirmeler, $\gamma_{xy}, \gamma_{xz}, \gamma_{yz}$ kayma şekil değiştirmeleridir.

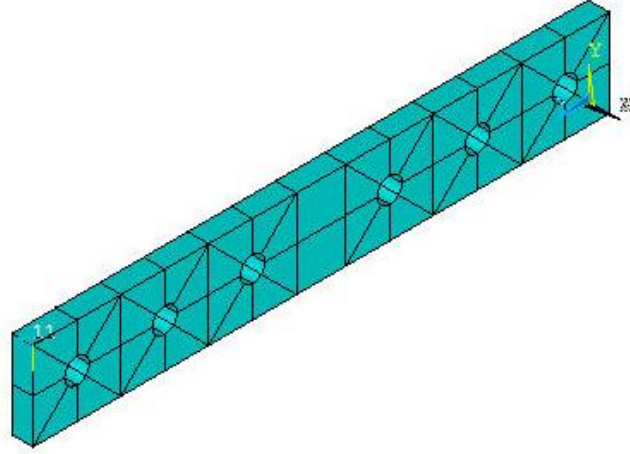
4.3 Nümerik Analizde Sonlu Elemanlar Yönteminin Uygulanması

ANSYS programıyla analizin yapılması için, üç boyutlu sonlu eleman modelleri geliştirilmiştir. İlk olarak geometrik modeller oluşturulmuştur. Ortopedik plak, kemik ve vidalar Ansys programıyla modellenmiştir. Kemik ve vidalar, birbirine rijit bir şekilde bağlanmıştır. Ortopedik plak ile vidalar arasında ise kontak bölgeleri oluşturulmuştur. Geometrik modeller oluşturulurken aşağıdaki kabuller göz önüne alınmıştır.

Kemik (femur) ve kırık bölgesi (kallus), belirli bir et kalınlığı olan düz, pürüzsüz içi boş silindirik geometrik şekiller olarak tanımlanmıştır. Kesit alanları, dairesel olarak kabul edilerek basite indirgenmiştir. Kırık bölgesinde ise 2 mm kırık kalınlığı olduğu varsayılmıştır (Şekil 4.2). Ortopedik plak, dar kesitli dinamik basma plağı olarak modellenmiştir (Şekil 4.3).

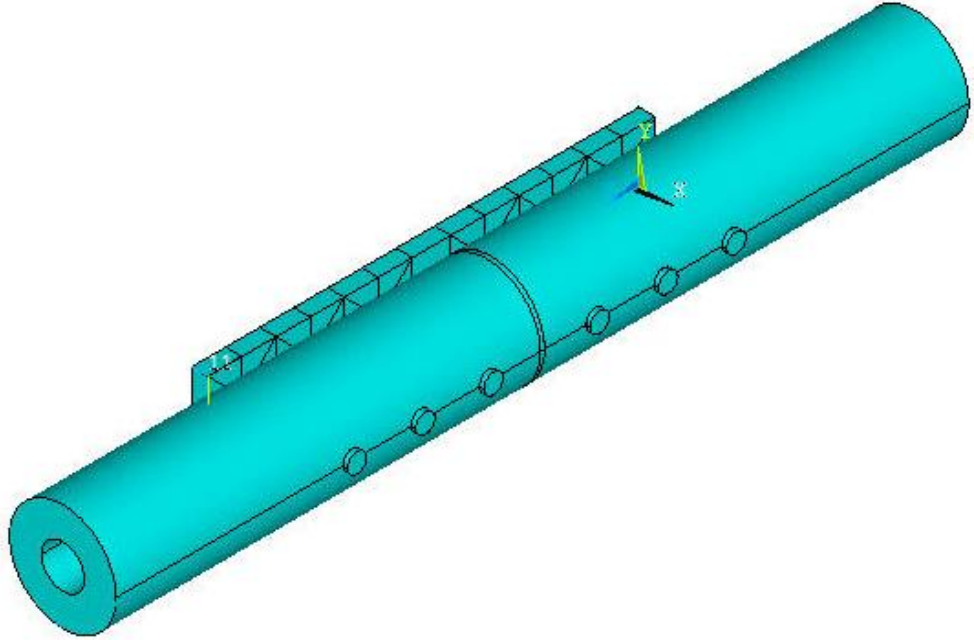


Şekil 4.2: Kemik ve kırık bölgesi geometrik modeli.



Şekil 4.3: Ortopedik plağın geometrik modeli.

Vidalar 4mm kortikal vidalar olarak modellenmiştir ve kemiğe rijid bir şekilde bağlanmıştır. Ortopedik plak- kemik sisteminin geometrik modellemesi Şekil 4.4’de verilmiştir.



Şekil 4.4: Ortopedik plak-kemik sisteminin geometrik modeli.

Ortopedik plak/ vida, ortopedik plak/kemik, kemik/vidalar arasındaki sürtünme ihmal edilmiştir. Vidaların kemiğe rijid bir şekilde bağlandığı varsayılarak vidalar ve kemik birbirine bağlanmıştır.

Analizimizde kullanılan geometrik modellerin boyutları Çizelge 4.1’de gösterilmektedir.

Çizelge 4.1: Geometrik modellerin boyutları.

Geometrik model	Boyutlar (mm)				
	İç Çap	Dış Çap	Kalınlık	Genişlik	Uzunluk
Kemik	10	25			200
Kırık Bölge (callus)	10	25			1
Ortopedik plak			4	16	105
Vida		4,5			30

Her eleman için malzeme özellikleri girilmiştir. Kemik malzemesi, kesit boyunca uniform ve izotropik olduğu varsayılmıştır. Kemiğin elastisite modülü 18,4 GPa, poisson oranı 0.3 olarak alınmıştır. Vidalar paslanmaz çelikten yapıldığı varsayılarak, elastisite modülü 200GPa, poisson oranı 0.3 olarak alınmıştır. Kırık bölgesi (kallus) çatlak kısmı tamamen kapsadığı ve izotropik ve homojen olarak dağıldığı varsayılmıştır. Kırık bölgesinin cerrahi operasyondan hemen sonra (başlangıçta) elastisite modülü 0,1 MPa olarak alınmıştır. 8 haftalık iyileşme sonucunda kırık bölgesinin elastisite modülü 28 MPa alınmıştır. Tüm elemanların malzeme özellikleri Çizelge 4.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 4.2: Modellemede kullanılan kemik plaklarının mekanik özellikleri.

Malzeme tipi	Elastisite Modülleri (GPa)			Poisson Oranları			Kayma Modülleri (GPa)		
	E ₁	E ₂	E ₃	ν_{12}	ν_{23}	ν_{13}	G ₁₂	G ₂₃	G ₁₃
Tekyönlü takviyeli karbon/epoksi	121	8,6	8,6	0,23	0,23	0,23	6	6	6
Örgülü cam/epoksi	20	20	5,3	0,12	0,098	0,098	1,79	1,66	1,66
Örgülü karbon/epoksi	70	70	10	0,13	0,019	0,019	5,06	3,5	3,5
Paslanmaz Çelik	200	-	-	0,3	-	-	-	-	-
Titanyum	113	-	-	0,3	-	-	-	-	-

Çizelge 4.3: Modellerde kullanılan kemik plaklarının dayanım değerleri (MPa).

Malzeme Tipi	X _{çekme}	X _{basma}	Y _{çekme}	Y _{basma}	Z _{çekme}	Z _{basma}	S ₁₂	S ₂₃	S ₁₃
Örgülü cam/epoksi	440	-425	440	-425	440	-425	40	40	40
Örgülü karbon/epoksi	880	-880	880	-880	880	-880	96	96	96
Paslanmaz Çelik	965	-	-	-	-	-	-	-	-
Titanyum	950	-	-	-	-	-	-	-	-

Yüklemeye altında kompozit kemik plaklarının hasara uğrayıp uğramadığını belirleyebilmek için kompozit plakların fiber ve fibere dik yönde dayanım değerleri tabloda verildiği gibi programa girilmiştir. Hasar kriteri olarak kompozit malzemelerde kullanılan Tsai-wu kriteri kullanılmıştır. Paslanmaz çelik ve

titanyum kemik plakları için de sünek ve izotropik malzeme olduklarından maksimum normal gerilme kriteri kullanılmıştır.

Anizotropik malzemelere uygulanabilen Tsai-wu hasar kriteri, Beltrami toplam şekil değiştirme enerjisi hasar teorisini baz alır. Tsai-wu, düzlem gerilmedeki bir laminaya teoriyi uygulamıştır. Şayet aşağıdaki eşitsizlik ihlal edilirse laminanın hasara uğradığı düşünülür (Kaw, 1997).

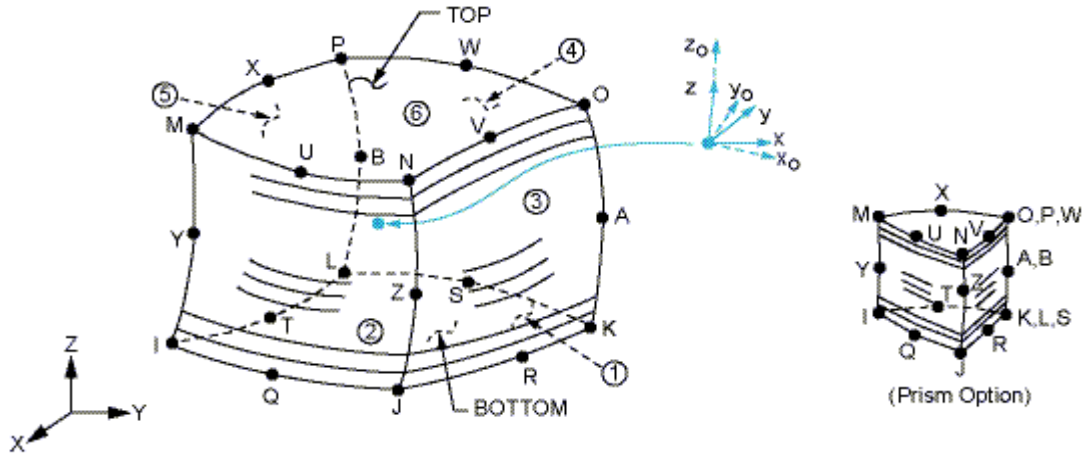
$$H_1\sigma_1 + H_2\sigma_2 + H_6\sigma_{12} + H_{11}\sigma_1^2 + H_{22}\sigma_2^2 + H_{66}\sigma_{12}^2 + 2H_{12}\sigma_1\sigma_2 < 1 \quad (4.8)$$

Bu hasar teorisi Tsai-Hill teorisinden daha geneldir. Çünkü laminanın basma ve çekme mukavemetlerinin her ikisi de hesaba dahil edilir.

Kompozit malzemelerde çekme ve basma mukavemetleri birbirine eşit olmadığından bu kriterde ikisi de hesaba dahil edildiğinden analizimizde Tsai-Wu hasar kriterleri alınmıştır.

Malzeme özellikleri girildikten sonra, tüm modellere elemanlara ayırma işlemi olan sonlu elemanlara ayırma (meshing) işlemi yapılmıştır. Bunun için ANSYS de SOLID 186 eleman tipi seçilmiştir (Şekil 4.5). SOLID186 eleman tipi karmaşık modelleri elemanlara ayırmak için uygun olan eleman tipidir. Eleman, her biri üç serbestlik derecesine sahip olan 10 düğüm noktasına sahiptir. Bunlar x,y,z eksenine doğrultusundaki yer değiştirir.

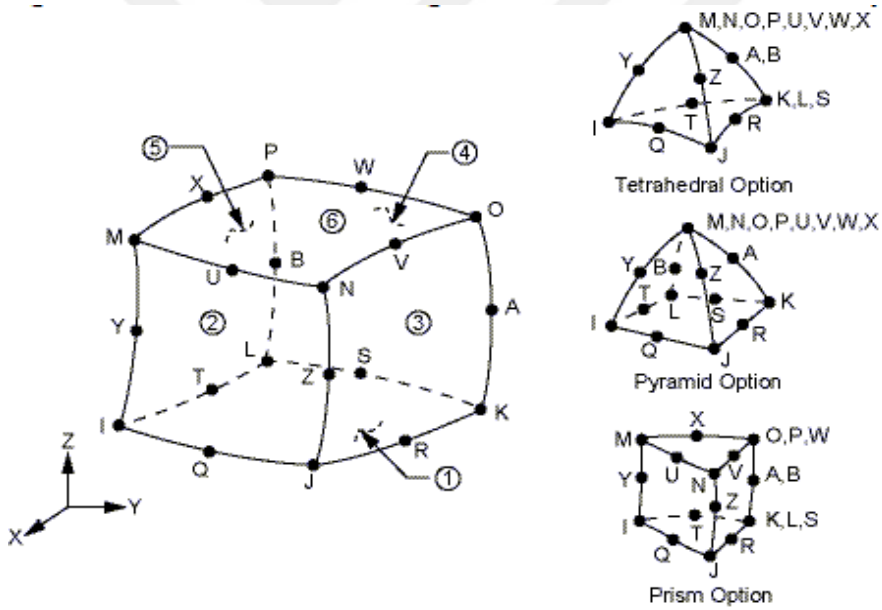
Kompozit plakalar sonlu elemanlara ayrılırken SOLID186 elemanının tabakalı olanı seçilmiştir. Fiber oryantasyon açıları oluşturulurken plaka üzerine ayrıca yarattığımız 11 nolu koordinat sistemi kullanılmıştır.



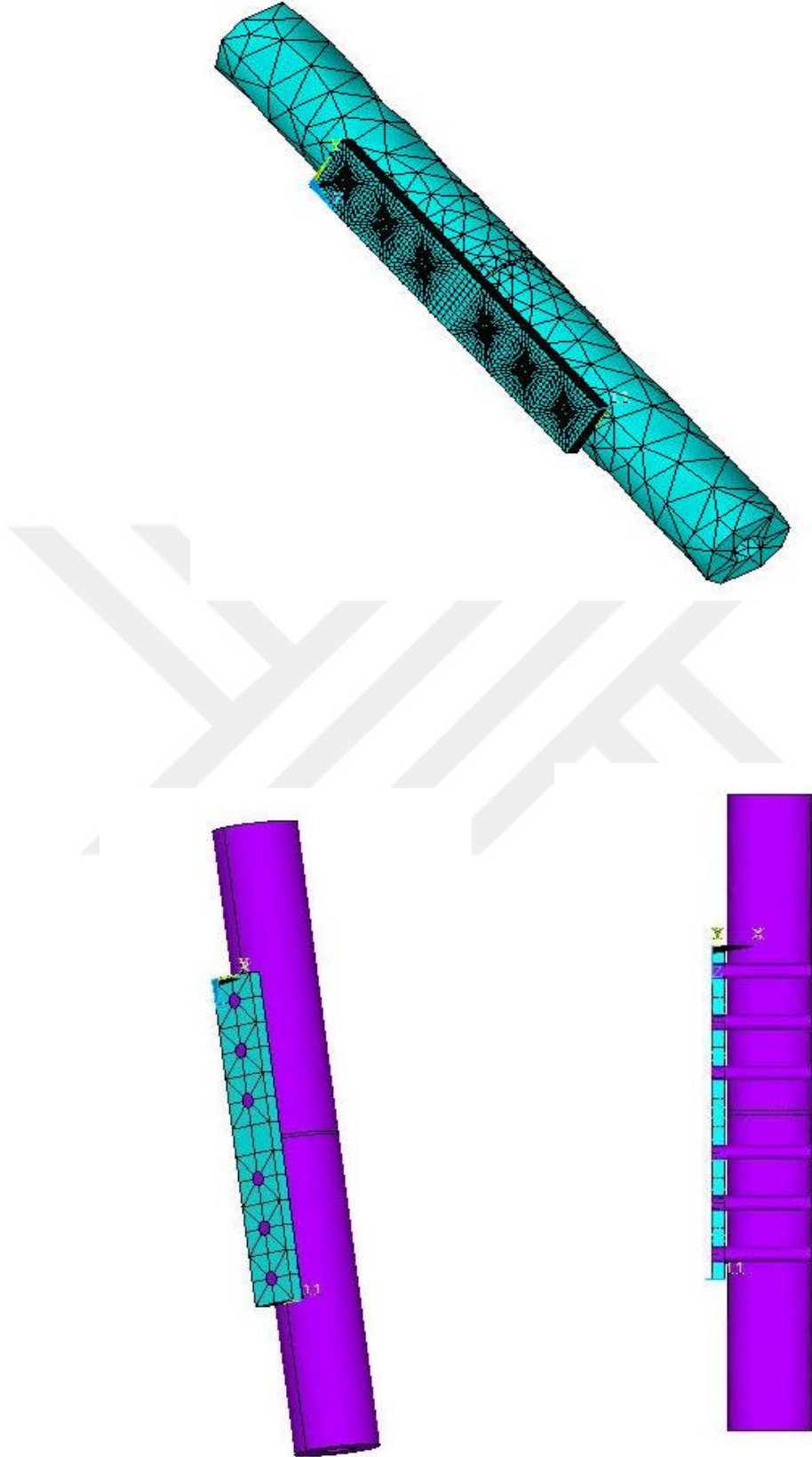
x_o = Element x-axis if ESYS is not supplied.

x = Element x-axis if ESYS is supplied.

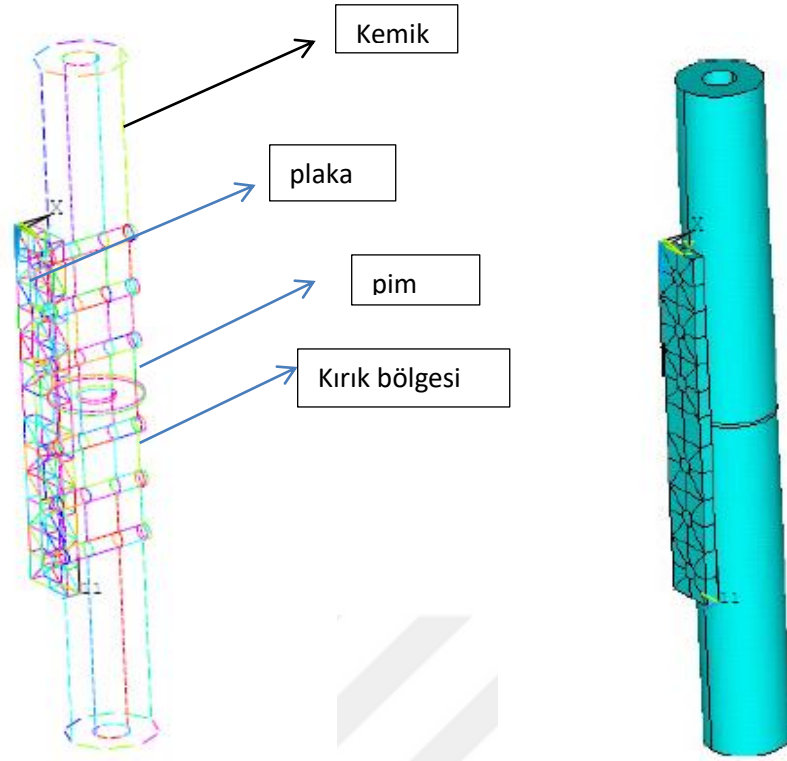
Şekil 4.5: Solid 186 tabakalı element.



Şekil 4.6: Solid 186 element.



Şekil 4.7: Ortopedik kemik plak sisteminin sonlu eleman modelleri.



Şekil 4.8: Ortopedik kemik plak sistemi modeli.

Analizdeki yükleme durumu hasta ağırlığından dolayı meydana gelen bası kuvveti göz önüne alınarak hesaplanmıştır. Yaklaşık olarak 80 kg lık olduğunu düşündüğümüz bir hastanın adım attığı sırada bütün ağırlığını tek ayağına verdiği düşünülmüştür. Bacak üzerine uygulanan bu kuvvetin kemik boyunca yayılması sırasında kırık kesitine ulaşana kadar düzenlilik kazandığı ve burda kemik kortikal dokusu içinde homojen olarak yayıldığı kabul edilmiştir. Bundan dolayı, kemik kesitinin alanına gelen bası gerilmesi aşağıdaki gibi hesaplanabilir:

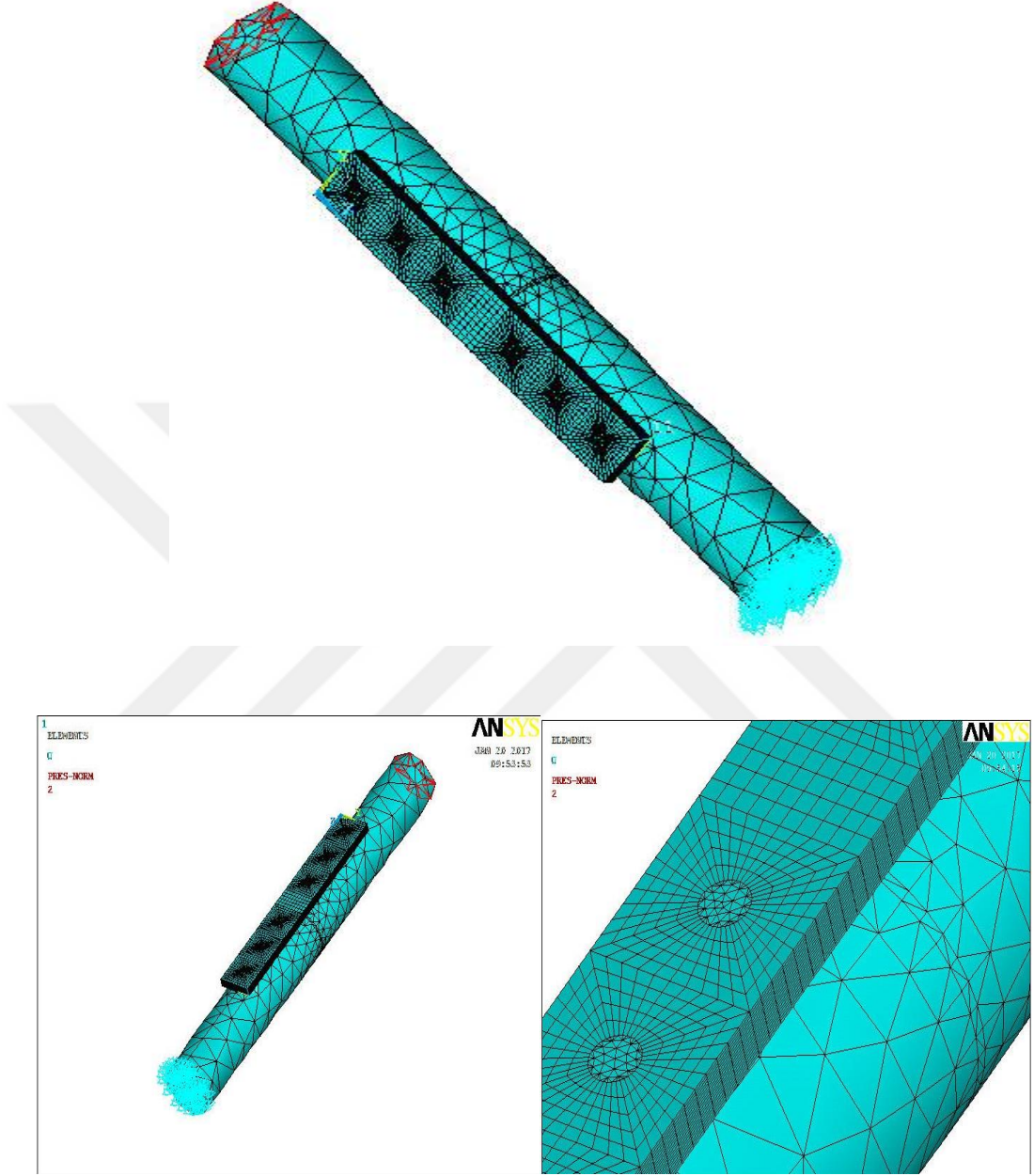
$$F = mg = 80 \times 9,81 = 784,8N$$

$$A = \frac{\pi}{4} (d_2^2 - d_1^2) = \frac{\pi}{4} (25^2 - 10^2) = 412,33mm^2$$

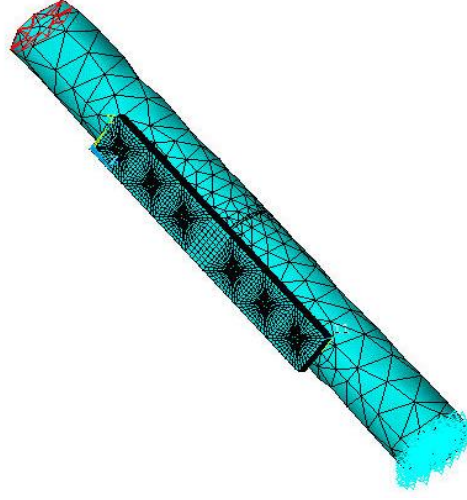
$$\sigma_{kemik} = \frac{F}{A} = \frac{784,8}{412,33} \cong 2MPa$$

Elde edilen 784,8 N ağırlığın sebep olduğu yaklaşık 2 MPa'lık basıncın tibia kemiğinin üst yüzeyine yükleme koşulu olarak uygulanarak sınır koşulu olarak da

kemiğin alt yüzeyinde bulunan düğüm noktaları seçilerek x, y ve z yönünde sınırlandırılmıştır.



Şekil 4.9: Ortopedik plak kemik sisteminin yükleme ve sınır koşulu.



Şekil 4.10: Sınır şartları uygulanmış ve yükleme yapılmış ortopedik kemik plak sisteminin sonlu eleman modeli.

5. ANALİZ SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRMELER

Bu çalışmada kemik-plak sistemlerinin performansları karşılaştırılmıştır. Öncelikle kemik plaklarındaki gerilmelerin yüksek olduğu bölgeler tespit edilmiştir. Cerrahi operasyondan sonra ve 8 haftalık iyileşmedeki gerilme ve deformasyonlar karşılaştırılarak bir optimizasyon yapılmaya çalışılmıştır.

5.1 Kemik Plakları İçin Genel Gerilme Sonuçları

Ansys programında modellediğimiz kemik-plak sistemindeki yükleme koşulu ortalama insan ağırlığı olarak kabul edilerek yapılmıştır. Bu analizde iyileşme boyunca kemikte, plakta, vida ve delik çevresindeki gerilme değerleri elde edilmiştir. Bu analizin doğruluğunun anlaşılabilmesi için ilk safhada yük altında bulunan kemik-plak sistemlerinden homojen izotropik malzeme olan paslanmaz çelikten yapılmış kemik plağının gerilme dağılımları, sonlu elemanlar yöntemiyle elde edilen sonuçlarla; basit eğilme formülleriyle elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır. Burada vurgulanmalıdır ki kompozit malzemeden yapılmış kemik plağı tipleri için böyle bir karşılaştırma yapılamaz. Zira, bu malzemeler ortotropik özelliğe sahiptir.

Teorik olarak yapılan hesaplamada, kuvvetlerin üzerinde herhangi bir delik bulunmayan düzgün kesitli plaka, eksantrik olarak yükleme sonucunda plakta meydana gelen gerilmeler teorik olarak (5.1) denklemi ile hesaplanabilir.

$$\sigma_{z1z2} = \frac{F}{A} \pm \frac{M}{I} y \quad (5.1)$$

σ_{z1} = Eksenel çeki gerilmesi

σ_{z2} = Eksenel bası gerilmesi

F = Kuvvet

A = Kesit alanı

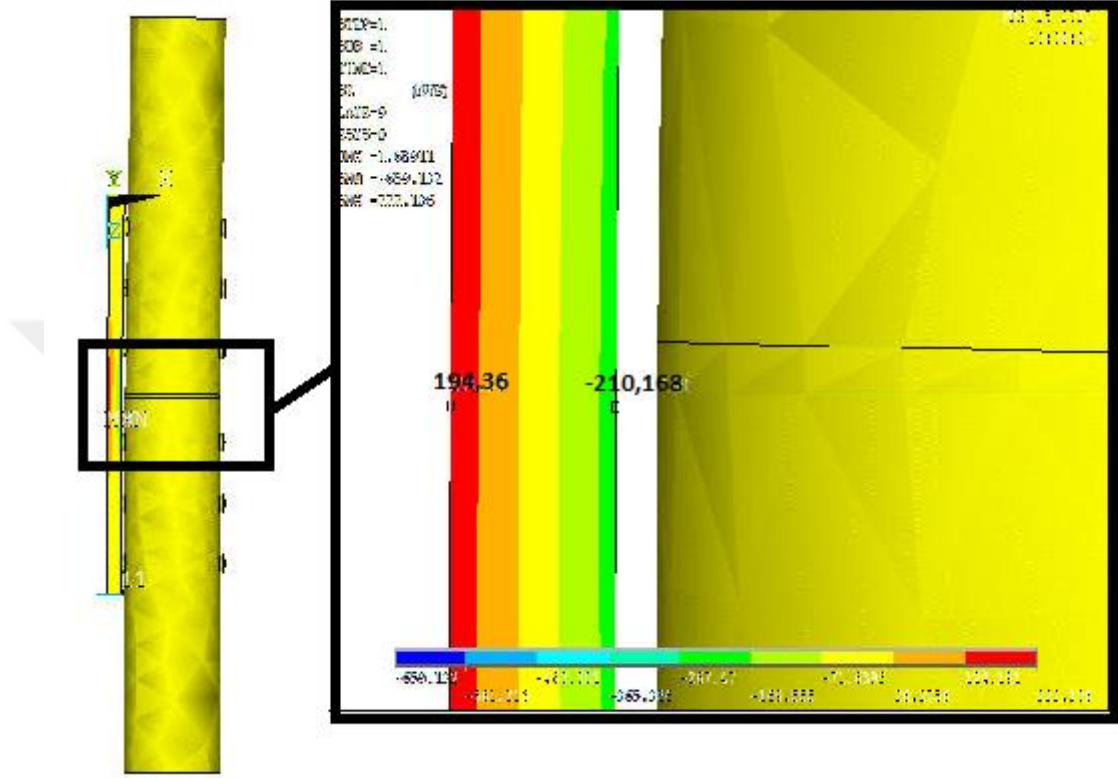
M = Eğilme momenti

I = Atalet momenti

Y = Tarafsız eksen den uzaklık

Plaktaki en büyük çeki ve bası gerilmelerin meydana geldiği tarafsız eksenden uzak olan noktalarındaki gerilmeler aşağıdaki gibi hesaplanabilir.

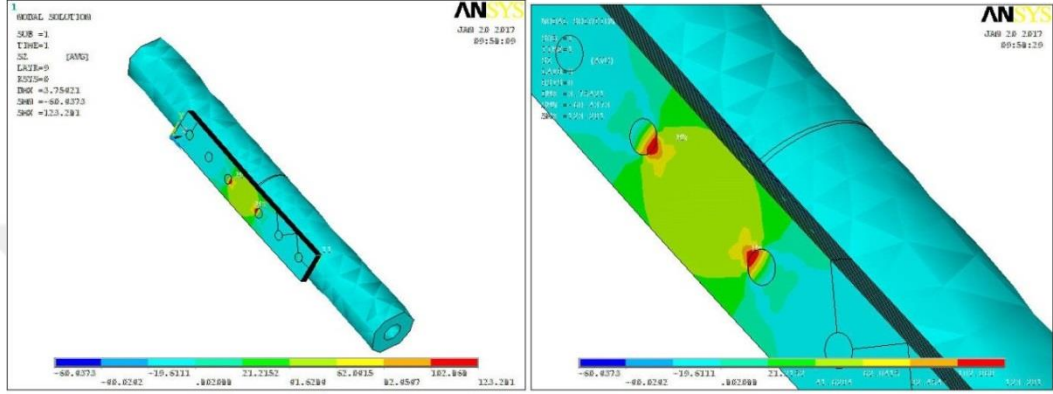
$$\sigma_{z1,z2} = -\frac{784,8}{64} \pm \frac{784,8 \times 15,5}{(16 \times 64)/12} x2 \Rightarrow \sigma_{z1} = 272,84 \text{ MPa}, \sigma_{z2} = -297,36 \text{ MPa} \quad (5.2)$$



Şekil 5.1: İyileşmenin başlangıç safhasında çelik kemik plağındaki gerilmeler.

Eksantrik yükleme için verilen (5.2) formülü ile plakada $\sigma_{z1} = 272,84 \text{ MPa}$, $\sigma_{z2} = -297,36 \text{ MPa}$ gerilme değerleri bulunmuştur. Sonlu elemanlar yöntemi ile elde edilen gerilmeler $\sigma_{z1} = 194,36 \text{ MPa}$, $\sigma_{z2} = -210,68 \text{ MPa}$ 'dır. Teorik sonuçların sonlu elemanlar yöntemiyle elde edilen sonuçlardan, yaklaşık olarak %20 daha fazla olduğu gözlenmiştir. Bu durum teorik hesaplamalarda yapılan kabullerin modele tam olarak uygun olmamasından kaynaklanmaktadır. Teorik hesaplarda, plak boyunca uniform bir yük transferi düşünülerek gerilme değerleri hesaplanmıştır. Ancak gerçekte plak boyunca yük dağılımı eşit değildir. Eksenel yüklemelerden dolayı yük transferi vidalar boyunca kademeli olarak azalma göstermektedir.

Kemik plağındaki genel gerilme dağılımına bakıldığında plağın orta kısmındaki vida ve plak deliği çevresinde büyük gerilme yığılmaları oluşmaktadır. Bunun sebebi ise eğilme momentinin etkisinin plağın orta kısmında maksimum olması ve delik çevresinde gerilme yığılma faktörünün yüksek olmasıdır. Şekil 5.2’de kemik plağı için kırık başlangıç evresinde maksimum gerilme değerleri görülmektedir.



Şekil 5.2: Plakta meydana gelen normal gerilme dağılımı.

Plak deliklerinde meydana gelen gerilmeler en fazla alt kısımdaki delikte meydana gelirken, kemik bölgesindeki vida birleşim yerlerindeki maksimum gerilmeler orta delik çevresinde görülmektedir. Sonuç olarak, vidaların kemiğe rijit bir şekilde bağlanması durumunda, kemikte meydana gelen gerilmelerin emniyetli gerilme değerini aşmadığı gözlenmiştir.

5.2 Modellerin Literatürdeki Çalışmalarla Karşılaştırılması

Oluşturulan kompozit plak-kemik modellerinin doğruluğunu onaylamak amacıyla kemik plaklarının eğilme rijitlikleri karşılaştırılmıştır.

Samiezadeh vd., (2014) tarafından yürütülen çalışmada tek yönlü takviye edilmiş 18 tabakalı karbon/epoksi kompozit plakalarının eğilme burulma ve eksenel rijitlikleri farklı oryantasyon açıları için hesaplanmış ve tablo halinde verilmiştir. Bizim yaptığımız çalışmada modelin doğruluğunu onaylayabilmek için literatürdeki bu çalışmada kullanılan 18 tabakalı karbon/epoksi plağı kullanılan kemik-plak sistemi modellenmiştir. Bizim oluşturduğumuz modelde yükleme plağa göre eksantrik olduğundan plakta eğilme meydana gelmiştir. Eğilme miktarı ile kırık bölgesindeki deformasyon arasında bir ilişki olacağı açıktır.

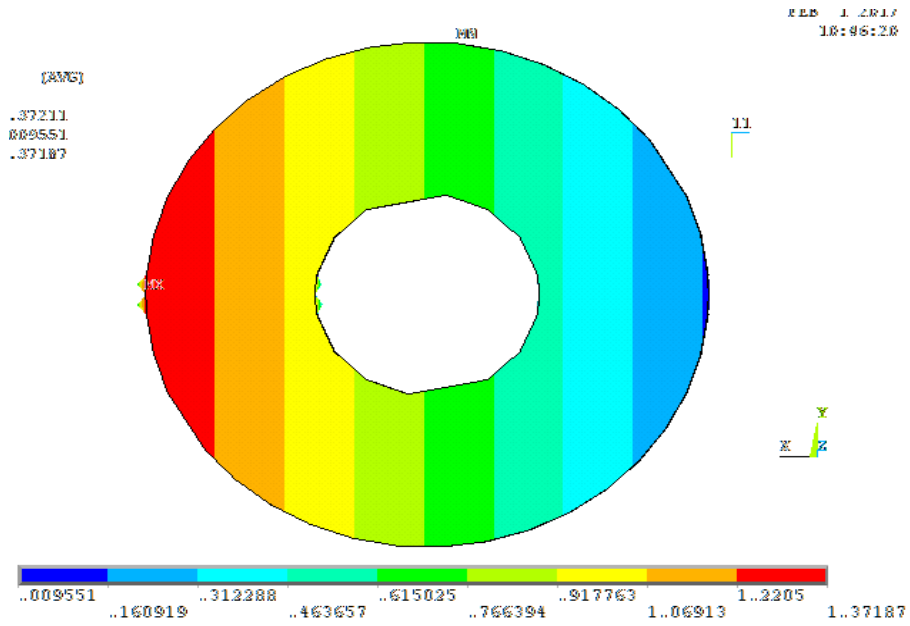
Eğilme rijitliği düşük olan plak daha fazla eğileceğinden kırık bölgesinde daha fazla deformasyon meydana gelir. Görüldüğü gibi oluşturduğumuz modelle aynı oryantasyonlar için benzer sonuçlar çıkmıştır. Örneğin C2 kodlu kompozit için eğilme rijitliğini ifade eden E.I değeri 8,1 Nm² C14 kodlu oryantasyon için 20,3 Nm² olarak hesaplanmıştır. Oluşturduğumuz modele göre C2 oryantasyonu için maksimum deformasyon 1,371 mm iken C14 kodlu oryantasyon için 0,81 mm dir. Yani C2’den C14’de doğru rijitlikte artış olurken kırık bölgesinde deformasyon düşmektedir. Bu deformasyon sonuçları modelimizin doğru bir şekilde oluşturulduğunu kanıtlar niteliktedir.

Çizelge 5.1: Tek yönlü karbon takviyeli kompozit kemik plağı çeşitleri.

Conf.	Stacking sequence	EI (N·m ²)	EA (MN)	GJ (N·m ²)	SEF ^a
C1 (Bagheri et al., 2013)	[0 _c /0 _{8f}] _S	4.0	2.7	0.76	-
C2	[$\mp$ 45 ₂ /45/0/-45/0/45/0/-45/90 ₃] _S	8.1	4.2	27.1	0.49
C3	[$\mp$ 45/0/ $\pm$ 45 ₂ / $\mp$ 45/0 ₂ /90 ₃] _S	9.0	4.2	26.2	0.47
C4	[$\mp$ 45/0/ $\mp$ 45/45/0/ $\mp$ 45/-45/0/90 ₃] _S	10.0	4.2	25.1	0.46
C5	[$\mp$ 45/0/ $\pm$ 45/0/ $\pm$ 45/0/ $\mp$ 45/90 ₃] _S	11.0	4.2	24.2	0.44
C6	[$\mp$ 45/0 ₂ / $\pm$ 45 ₂ /0/ $\mp$ 45/90 ₃] _S	12.1	4.2	23.1	0.42
C7	[$\mp$ 45/0 ₂ /45/0/-45 ₂ /45 ₂ /-45/90 ₃] _S	13.3	4.2	21.8	0.40
C8	[$\mp$ 45/0 ₂ /45/0/-45 ₂ /45/0/90 ₄] _S	14.0	4.8	20.9	0.38
C9	[$\mp$ 45/0 ₂ /45/0 ₂ /-45 ₂ /45/90 ₄] _S	15.1	4.8	19.8	0.36
C10	[$\mp$ 45/0 ₄ / $\pm$ 45 ₂ /90 ₄] _S	16.0	4.8	18.9	0.35
C11	[$\mp$ 45/0 ₄ /45/0/-45 ₂ /45/90 ₃] _S	17.1	5.5	18.0	0.33
C12	[$\mp$ 45/0 ₄ /45/0/-45/0 ₂ /90 ₃] _S	18.1	6.8	17.0	0.31
C13	[$\mp$ 45/0 ₆ / $\pm$ 45/0/90 ₃] _S	19.1	6.8	16.0	0.29
C14	[$\mp$ 45/0 ₈ /90 ₄] _S	20.3	7.3	14.5	0.26
C15	Ti-6Al-4V	28.3	10.8	42.2	-

Çizelge 5.2: Tek yönlü kompozit kemik plaklarının deformasyon değerleri.

Tek yönlü karbon takviyeli kompozit kemik plağı tipleri	Minimum deformasyon (mm)	Maksimum deformasyon (mm)
C2	0,0095	1,371
C3	0,0095	1,331
C4	0,0094	1,286
C5	0,0094	1,248
C6	0,0094	1,208
C7	0,0093	1,167
C8	0,0093	1,147
C9	0,0093	1,117
C10	0,00931	1,090
C11	0,00928	1,059
C12	0,00925	1,036
C13	0,00923	1,013
C14	0,00920	0,989
Ti Alaşımı	0,09090	0,810



Şekil 5.3: C2 kompoziti için deformasyon dağılımı.

5.3 Seçilen Kemik Plağı Türleri ve Kompozit Plaklardaki Oryantasyonlar

Modelimizin literatürdeki çalışmalarla uyumlu olduğu anlaşıldıktan sonra kendi belirlemiş olduğumuz oryantasyonlar seçilerek yapılmış modeller kemik kırığında oluşturdukları gerilmeler açısından karşılaştırılmışlardır. Tek yönlü takviye edilmiş kompozitler fiber yönünde yüksek dayanımlı ve daha rijit fibere dik yönde ise mukavemeti oldukça düşük ve esnek olduklarından dolayı bu çalışmada örgülü takviye edilmiş tabakalı kompozitler bu çalışmamızda seçilmiştir. Kompozit plakların tümü 18 tabakalıdır ve örgülüdür yani birbirine dik yönde aynı özellikte takviye edilmiş fiberler olduğu düşünülmüştür. Aşağıdaki tabloda bu çalışmada kullanılan geleneksel Ti alaşımlı ve paslanmaz çelikte birlikte kompozit plaka çeşitleri ve kısa gösterimleri belirtilmiştir. Buradaki açı değerleri plakaların boylamsal doğrultusuyla fiberlerin yaptığı yönelim açılarıdır. Seçilen açılar sırasıyla 0, 15, 30 ve 45 dir. Açı olarak 60, 75 ve 90 girilmemesinin sebebi örgülü olduklarından dolayı seçtiğimiz açılara karşılık gelmeleridir. Örneğin 0 derece aslında 90 derece ile aynı özelliği göstermektedir.

Çizelge 5.3: Kullanılan kompozit malzemelerin açılımı.

CG[±45] _s 18	45 derece açılı 18 tabakalı karbon cam sıralı takviye edilmiş hibrid kompozit plaka
GC[±45] _s 18	45 derece açılı 18 tabakalı cam karbon sıralı takviye edilmiş hibrid kompozit plaka
[±45C ₅ G ₄] _s	Dış karbon (9 tabaka) içi cam (9 tabaka) örgülü takviye edilmiş 45 derece oryantasyonlu kompozit plaka
[±45G ₅ C ₄] _s	Dış cam (9 tabaka) içi karbon (9 tabaka) örgülü takviye edilmiş 45 derece oryantasyonlu kompozit plaka
CG[±0] _s 18	0 derece 18 tabakalı karbon cam sıralı takviye edilmiş hibrid kompozit plaka
GC[±0] _s 18	0 derece 18 tabakalı cam karbon sıralı takviye edilmiş hibrid kompozit plaka
[±0C ₅ G ₄] _s	Dış karbon (9 tabaka) içi cam (9 tabaka) örgülü takviye edilmiş 0 derece oryantasyonlu kompozit plaka
[±0G ₅ C ₄] _s	Dış cam (9 tabaka) içi karbon (9 tabaka) örgülü takviye edilmiş 0 derece oryantasyonlu kompozit plaka
GW[±45]18	Örgülü cam takviyeli 18 tabakalı 45 derece oryantasyonlu kompozit plaka
GW[±30]18	Örgülü cam takviyeli 18 tabakalı 30 derece oryantasyonlu kompozit plaka
GW[±15]18	Örgülü cam takviyeli 18 tabakalı 15 derece oryantasyonlu kompozit plaka
GW[±0]18	Örgülü cam takviyeli 18 tabakalı 0 derece oryantasyonlu kompozit plaka
CW[±45]18	Örgülü karbon takviyeli 18 tabakalı 45 derece oryantasyonlu kompozit plaka
CW[±30]18	Örgülü karbon takviyeli 18 tabakalı 30 derece oryantasyonlu kompozit plaka
CW[±15]18	Örgülü karbon takviyeli 18 tabakalı 15 derece oryantasyonlu kompozit plaka
CW[±0]18	Örgülü karbon takviyeli 18 tabakalı 0 derece oryantasyonlu kompozit plaka
CG[±0]18	Dış karbon kemik tarafı cam 0 derece oryantasyonlu hibrit kompozit plaka
GC[±0]18	Dış cam kemik tarafı karbon 0 derece oryantasyonlu hibrit kompozit plaka
CG[±45]18	Dış karbon kemik tarafı cam 45 derece oryantasyonlu hibrit kompozit plaka
GC[±45]18	Dış cam kemik tarafı karbon 45 derece oryantasyonlu hibrit kompozit plaka

5.4 Kemik-Plak Sistemlerinin Gerilme ve Deformasyon Analizleri

Geleneksel (Ti ve Paslanmaz Çelik) ve kompozit kemik plak sistemleri, iyileşmenin başlangıç safhası için normal yetişkin bir insanın ağırlığı altında statik olarak oluşan gerilmeler ve deformasyonlar karşılaştırılmıştır. İnsan yükü uzun kemiğin üst yüzeyine basınç olarak uygulanıp alt yüzeyine sınırlandırarak oluşturmaya çalıştığımız gerçeğe yakın modellerde, genel olarak kırık ara yüzeyinde iyileşmenin başlangıç safhasında kemik boyunca yük geçişinin düşük olduğu görülmüştür. Bu sebeple yük plaklarda eğilmeye sebep olmuştur. Gerilme analizleri yapıldığında hem plakalarda hem de kırık ara yüzeyinde z yönünde büyük gerilmeler olduğu belirlendiği için z yönündeki gerilme ve deformasyonlara bakılmıştır.

Genel olarak analiz sonuçlarına bakıldığında, kırık başlangıç evresindeki delik eksenini boyunca oluşan gerilmeler plak ve vida kontak noktalarında oldukça yüksek değerlere çıkmaktadır. Delik boyunca oluşan gerilmelerin en büyük değerleri kırık bölgesine en yakın olan alt delik kısmında olmaktadır. Delik eksenini boyunca, dış yüzeyden kemik-plak temas düzlemine doğru yavaş yavaş artan bir basınç gerilmesi plak alt yüzeyinde yüksek bir artış göstermektedir. Bu nedenle hastanın iyileşmenin ilk safhasında yürümemesi tavsiye edilir. Bu durum, kemik ara yüzeyinde yük transferi olmayacağı için kemik yoğunluğunda düşüşe ve kemik iyileşmesinin gecikmesine neden olacaktır. Burada amaç mümkün olduğunca kemik ve kemik kırığında gerilmeleri artırarak iyileşmenin hızlanmasını sağlamaktır. Daha elastik yapıları plakalar kullanarak kemikte gerilmeleri artırılarak iyileşme hızlandırılabilir; ancak yürüme esnasında kırık bölgesinde yüksek gerilmelerden hasta acı çekebilir, ayrıca kemik plak sisteminin stabilitesi azalarak iyileşme gecikebilir. Onun için bu çalışmada optimal iyileşmeye katkı sağlayacak kompozit plak malzemesi ve oryantasyonları bulunmaya çalışılmıştır.

Aşağıdaki tabloda iyileşmenin başlangıç safhasında plaklarda oluşan maksimum çekme ve basma gerilmesi ve deformasyonlar gösterilmektedir. En yüksek gerilme ve en düşük deformasyon paslanmaz çelik plaka da olmaktadır. Bunun sonucunda kemik kırık bölgesinde en düşük gerilme bu plakla oluşturulmuştur. Alternatif plakaların aranmasının sebebi iyileşmedeki bu yavaşlatıcı etkidir. Ti alaşımlı plakalar daha esnek olduklarından dolayı paslanmaz çeliğe alternatif

olarak kullanılmaktadır. Ancak işlenmesi zor ve maliyetli olmasından dolayı kompozit plakalar kullanılmaya başlanmıştır. Bu sebeple, alternatif olarak kullanılabilecek kompozit plakalar iyileşmedeki performans açısından karşılaştırılmıştır. İyileşmenin başlangıcında aynı yükler altında hiçbir plakada hasar oluşmayacağı tablodaki Tsai-wu indeks değerlerinin birden çok küçük olmasından anlaşılmaktadır. İyileşmenin ileriki safhalarında kırık ara yüzeyi daha sert olacağı için plaklardaki gerilme değerleri düşeceği için burada gösterilmemiştir. Aynı malzemeden yapılmış kompozit malzemelerin oryantasyon etkisi incelendiğinde 0 dereceden 45 dereceye aran açığa göre plakalardaki esnekliğin arttığı ve eğilme rijitliğin azaldığı, kemiğe daha fazla yük geldiği için gerilmelerde azalma görülmüştür. Örneğin, Cam örgülü 0 dereceli kompozit plakadaki gerime 78,35 MPa iken 45 dereceli takviye edilmiş aynı malzemede gerilme değeri 45,39MPa'a düşmüştür. Karbon örgülü kompozitin dayanım değerlerin cam örgülüye göre daha yüksek olduğundan Tsai-wu indeks değeri aynı oryantasyon için daha düşük çıkmıştır. Tsai-wu indeks ile oryantasyonlar arasında bir ilişki saptanamamıştır. Çünkü bu gerilmeler plağın orta kısmındaki deliklerle vidalar arasındaki kontak gerilmeleridir.

Genel olarak bakıldığında 45 derece oryantasyonlu kompozitlerde Tsai-wu indeks değerlerinin en yüksek olduğu görülmüştür. Buna göre açının 0'dan 45'ye artırılması esnekliği arttırarak iyileşmeyi hızlandırıcı etkiye sahip olduğu görülür, ancak dayanımı aynı yükler altında dayanımı bir miktar düşürdüğü görülmüştür. Bu durum belki darbeli yükleme esnasında plakaya zarar verebilir, zira statik yük altında Tsai-wu indeks değerlerinin birin çok altında çıktığı görüldüğünden hasar riski çok düşüktür.

Çizelge 5.4: Plakadaki gerilme ve deformasyon değerleri.

	Sigma Z Gerilmesi (MPa)		Z Yönünde Deformasyon(mm)		Von Mises Gerilmesi (MPa)		Gerilme Yoğunluğu (Stress Intensity)		Tsai Wu İndeks
	MAX.	MİN.	MAX.	MİN.	MAX.	MİN.	MAX.	MİN.	MAX.
CG[±45]18	115,604	-165,504	0,082442	-0,05724	145,948	0,003676	164,861	0,003779	0,031936
GC[±45]18	117,282	-158,878	0,085874	-0,053349	140,418	0,003713	158,633	0,003815	0,025535
[±45C5G4]s	101,746	-153,068	0,081333	-0,052672	134,655	0,004022	152,578	0,004521	0,034618
[±45G5C4]s	69,8258	-94,2909	0,08753	-0,058261	84,839	0,002745	95,6876	0,003065	0,019709
CG[±0]18	191,749	-264,792	0,066248	-0,049627	254,21	0,007669	258,828	0,008765	0,020088
GC[±0]18	193,519	-254,965	0,069622	-0,046074	244,688	0,006913	249,5	0,007919	0,016405
[±0C5G4]s	161,061	-238,298	0,062501	-0,042062	230,243	0,012559	232,696	0,014154	0,019497
[±0G5C4]s	120,485	-151,203	0,075198	-0,055584	145,447	0,006995	148,732	0,007351	0,014155
Ti plaka	225,211	-345,685	0,04901	-0,032796	263,93	0,047935	267,623	0,053563	0,041628
Çelik plaka	224,996	-659,132	0,039175	-0,02347	549,648	0,051086	579,718	0,054918	0,109455
GW[±45]18	45,3938	-62,8012	0,094152	-0,052799	53,7148	0,007015	61,2567	0,00731	0,031716
GW[±30]18	59,2486	-78,7496	0,08701	-0,055472	79,1897	0,006637	90,2296	0,007294	0,027543
GW[±15]18	73,756	-96,5149	0,081466	-0,055104	99,3919	0,012006	107,627	0,012638	0,023918
GW[±0]18	78,3542	-101,746	0,080301	-0,054457	95,9069	0,013395	97,9857	0,015445	0,024352
CW[±45]18	105,08	-153,251	0,078475	-0,54292	133,99	0,0076	151,392	0,007931	0,02237
CW[±30]18	136,485	-191,991	0,069805	-0,049829	194,118	0,006647	219,59	0,007259	0,016211
CW[±15]18	155,276	-223,707	0,062107	-0,043853	233,398	0,007609	247,422	0,008733	0,011884
CW[±0]18	161,047	-230,778	0,06027	-0,041895	222,413	0,018761	223,838	0,021508	0,011777

Çizelge 5.6’da iyileşmenin ilk safhasında verilen kemik-plak sistemleri için kırık bölgesinde oluşan gerilme ve deformasyonlar gösterilmiştir. Oryantasyon açısı değerleri arttıkça esneklik arttığından dolayı kırık bölgesindeki gerilme deformasyon ve şekil değiştirmeler artmaktadır. Kırık bölgesinde en düşük deformasyon değerleri Ti ve paslanmaz çelik plakaları için elde edilmiştir. Bu sebeple kompozit malzemelere göre Ti ve paslanmaz çelik plaka için iyileşme daha geç gerçekleşecektir. Aynı oryantasyonlar için karbon takviyeli örgülü kompozitlerin deformasyon ve gerilme değerleri cam örgülü kompozitlere göre daha düşüktür. Örneğin 0 dereceli karbon örgülü kompozitte maksimum basma gerilmesi -2,01 MPa ve maksimum deformasyon 0,749 mm iken 0 dereceli cam örgülü kompozit için gerilme -2,64 MPa ve deformasyon 0,98 mm çıkmıştır. Cam/Karbon hibrit kompozitlere bakıldığında aynı oryantasyonlarda sırf karbon ve sırf cam kompozitler için çıkan verilerin arasında değerler çıkmıştır.

Sonuçlardan görüldüğü gibi kompozit takviyesi olarak sırf karbon kullanmak kemik plağında yüksek eğilme rijitliğine, sırf cam kullanmak oldukça düşük

rijitliğe sebep olmaktadır. İyileşmenin ilk safhalarında hasta koltuk değneği kullanarak kırık bölgesine fazla yük bindirmeden iyileşmesini sağlayacaksa sırf cam takviyeli kompozitten üretilmiş plaka takılması uygun olabilir. Ancak yürüyecek veya ani yüklemelerde bulunacaksa o zaman hastanın acı çekmemesi ve kemik plak sisteminin stabilitesi açısından karbon takviyeli kompozit plakalar gibi daha rijit plakaların kullanılması daha uygun olduğu görülür. İyileşmenin başlangıcında hasta orta seviyede yüklemelerde bulunacaksa cam/karbon hibrit kompozitler, 45 dereceli takviye edilmiş karbon kompozit ve 0 derece takviye edilmiş cam kompozit önerilebilir. Karbon takviyesi cam takviyesine göre dayanımı oldukça yüksek ve aynı hacimde daha hafif bir malzemedir. Bu sebeple 45 derece takviyeli kompozit kullanmak avantajlı olabilir ancak üretim maliyetine bakıldığında karbonun çok daha pahalı olduğunu söylenebilir. Bu sebeple bu çalışmada hibrit kompozit plakalar üzerinde yoğunlaşmıştır. Kemik ara yüzeyinde meydana gelen maksimum gerilmelerin ortalaması (Ti ve paslanmaz çelik hariç) 2,51 MPa çıkmıştır. Bu değer optimal değer olarak düşünüldüğünde 45 derece oryantasyonlu dışı karbon içi cam takviyeli kompozit ile 0 dereceli içi cam dışı karbon olan hibrit kompozitler seçilebilir. Bu sebeple hem oryantasyon hem maliyet hemde rijitlik açısından uygun hibrit kompozit plakalar kullanılabilir.

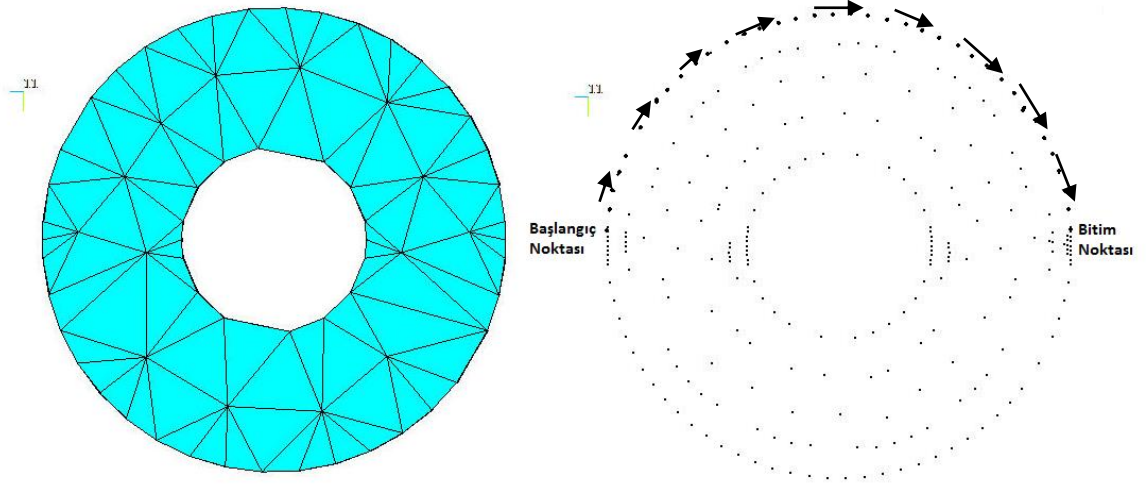
Çizelge 5.5: Kemik kırığı parçasının gerilme ve deformasyon değerleri.

	Sigma Z Gerilmesi(MPa)		Z Yönünde Şekil Değiştirme		Z Yönünde Deformasyon(mm)	
	MAX. GERİLME	MİN. GERİLME	MAX. ŞEKİL DEĞİŞTİRME	MİN. ŞEKİL DEĞİŞTİRME	MAX. DEFORMASYON	MİN. DEFORMASYON
CG[±45]18	-0,22057	-2,74209	-0,095721	-1,19299	1,01871	0,009016
GC[±45]18	-0,22758	-2,72388	-0,098672	-1,19377	1,01934	0,009032
[±45C5G4]s	-0,21472	-2,63698	-0,093147	-1,14726	0,97995	0,009156
[±45G5C4]s	-0,23522	-2,86668	-0,102015	-1,2472	1,06462	0,00884
CG[±0]18	-0,17323	-2,2758	-0,07531	-0,990103	0,846894	0,009229
GC[±0]18	-0,18016	-2,28214	-0,078236	-0,992884	0,849208	0,009246
[±0C5G4]s	-0,1583	-2,06173	-0,068805	-0,896989	0,767917	0,009315
[±0G5C4]s	-0,20143	-2,56834	-0,087481	-1,1174	0,954772	0,008962
Ti plaka	-0,10852	-1,5171	-0,051654	-0,610807	0,595332	0,009151
Çelik plaka	-0,0808	-1,16062	-0,038472	-0,467259	0,457565	0,00889
GW[±45]18	-0,24988	-2,89719	-0,107881	-1,26046	1,07577	0,008921
GW[±30]18	-0,2322	-2,80667	-0,100602	-1,22109	1,04249	0,008908
GW[±15]18	-0,21755	-2,68816	-0,094313	-1,16953	0,998863	0,008937
GW[±0]18	-0,21433	-2,64991	-0,092997	-1,15289	0,9848	0,008906
CW[±45]18	-0,2078	-2,60702	-0,090206	-1,13423	0,968933	0,009178
CW[±30]18	-0,18163	-2,3516	-0,078843	-1,0231	0,874767	0,009332
CW[±15]18	-0,15778	-2,08576	-0,068523	-0,907443	0,776768	0,009337
CW[±0]18	-0,15228	-2,0109	-0,266218	-0,874877	0,749221	0,009294

5.5 Gerilme ve Deformasyon Dağılımlarının Grafikselsel Gösterimleri

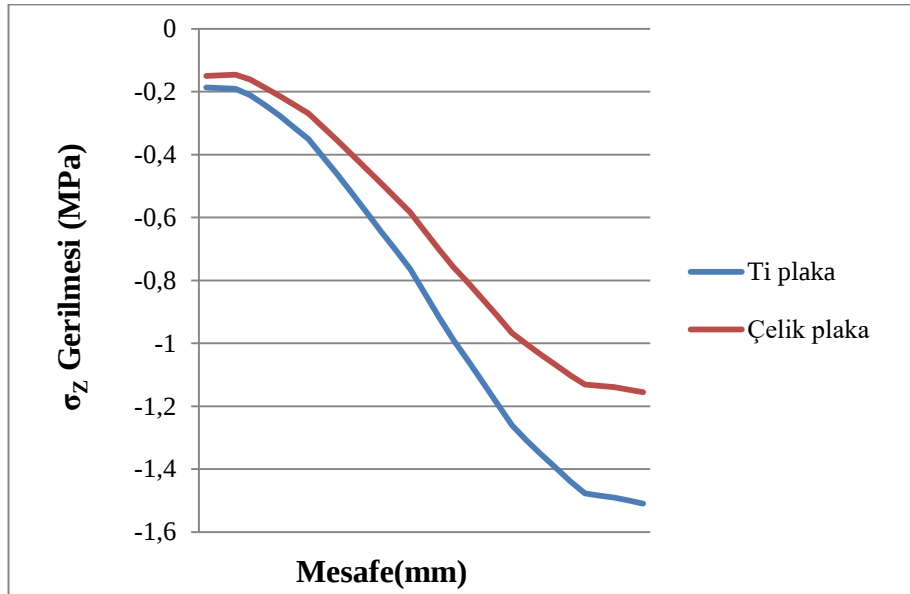
Tablolarda verilen sonuçlar sadece maksimum ve minimum değerlerdir. Gerilmeleri ve deformasyonları daha açık bir şekilde görebilmek amacıyla gerilme ve deformasyon dağılımları da gösterilmiştir.

Kemik kırık bölgesinde σ_z gerilme dağılımını ve z yönündeki deformasyon dağılımlarını karşılaştırmak için Şekil 5.4’de gösterildiği gibi başlangıç ve bitim noktası belirtilmiş düğümler boyunca yol tanımlanmıştır.

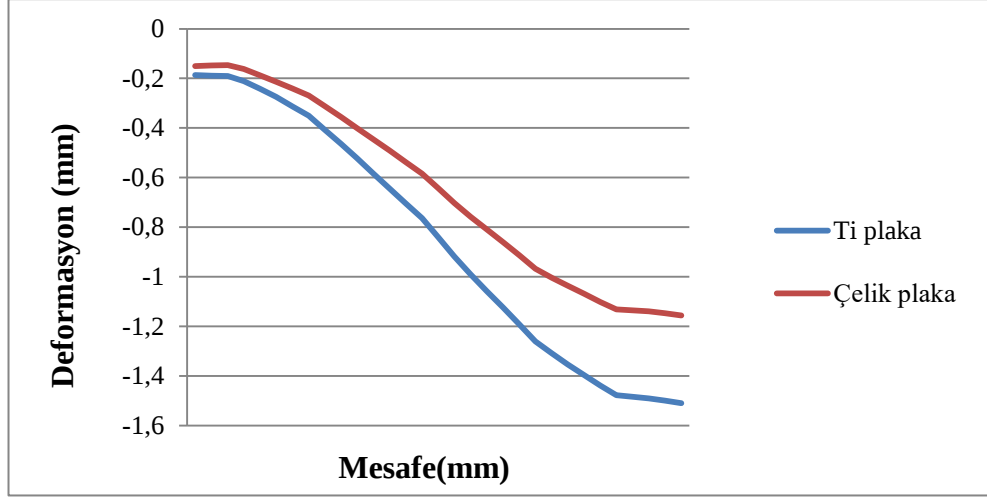


Şekil 5.4: Yol boyunca belirtilmiş düğümler.

İyileşmenin başlangıcında tüm kemik plakları için kırık ara yüzeyindeki gerilme ve deformasyon dağılımları grafiklerle gösterilmiştir. Öncelikle Ti ve paslanmaz çelikten yapılmış kemik plaklarını karşılaştırdığımızda kırık bölgesinde çeliğe göre Ti plakla daha fazla gerilme ve deformasyon olduğu görülmektedir. Bu durum sayesinde Ti plak ile iyileşmenin daha hızlı olacağı belirtilebilir. Ti plağın işlenmesindeki zorluklar ve maliyetindeki yükseklik sebebiyle alternatif malzemeler aranmıştır.

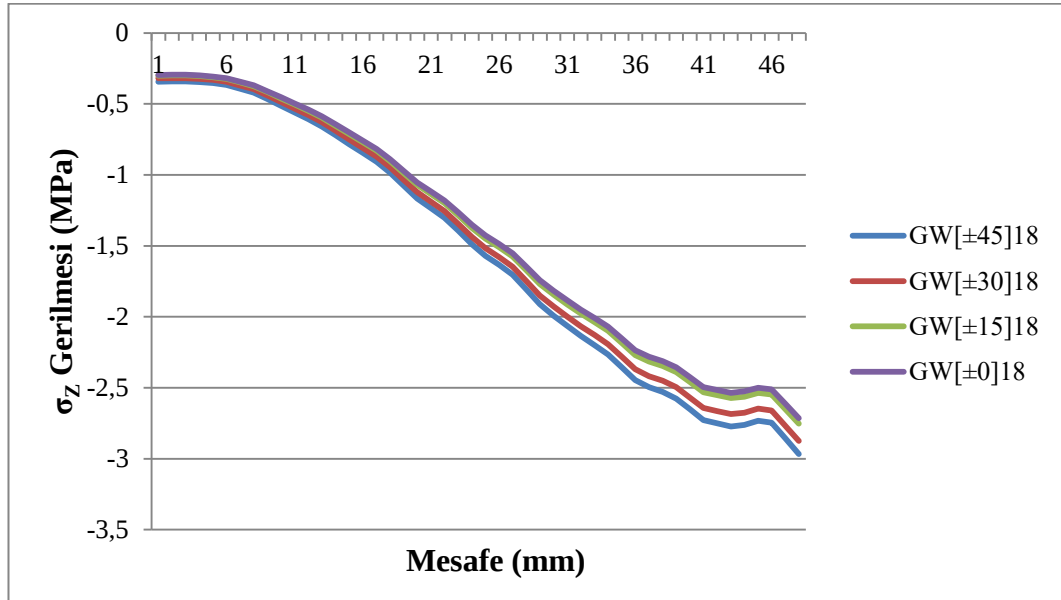


Şekil 5.5: Titanyum ve paslanmaz çelik için gerilme grafiği.

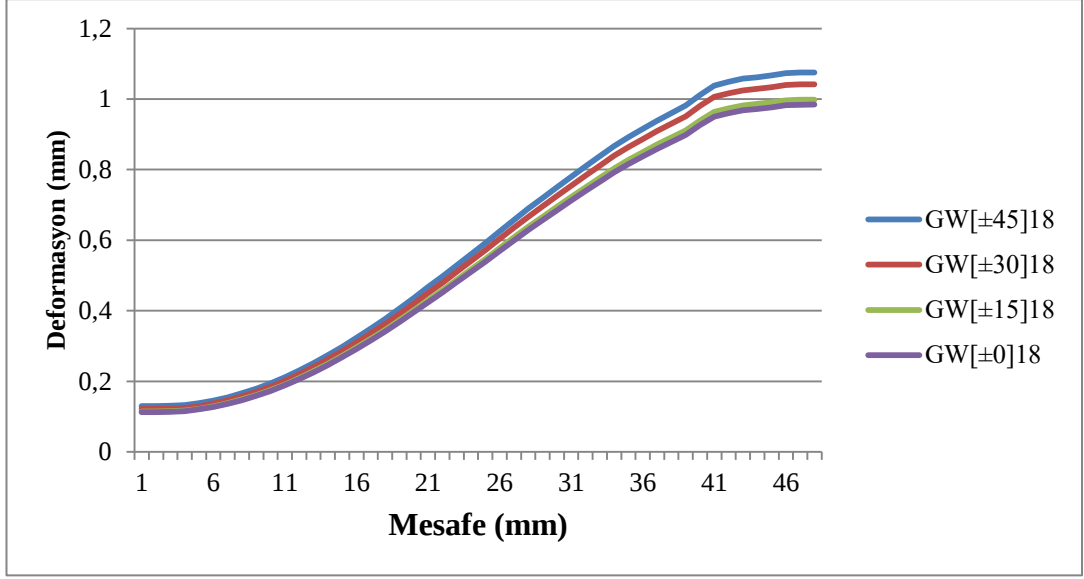


Şekil 5.6: Titanyum ve paslanmaz çelik için deformasyon grafiği.

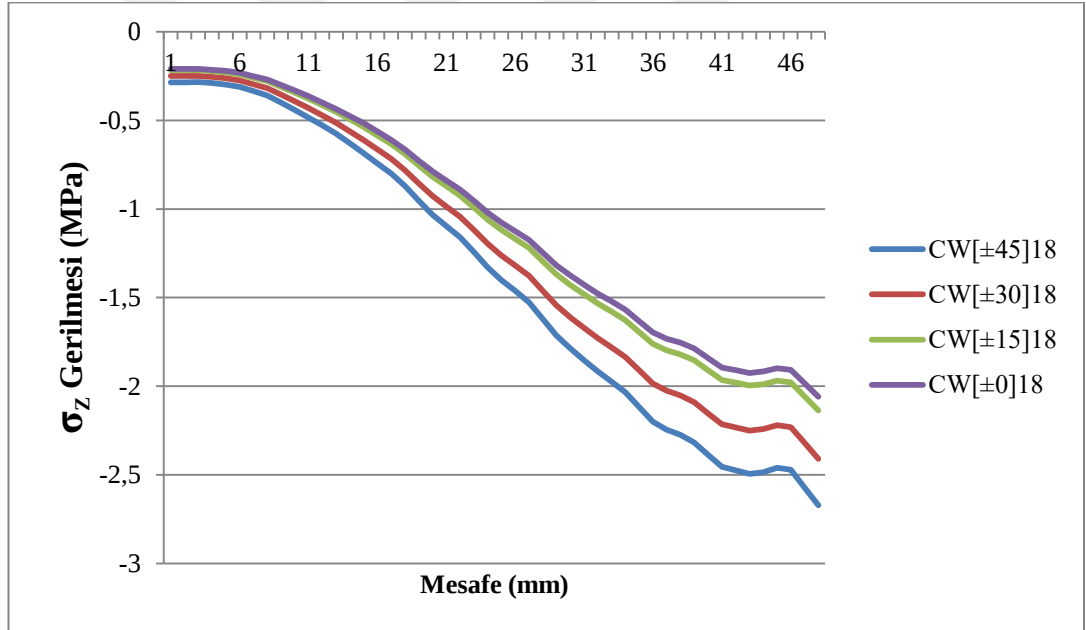
Aşağıdaki dört grafiklerde sırasıyla GW (cam örgülü) ve CW (karbon örgülü) kompozit plaklar için kırık bölgesindeki gerilme ve deformasyon dağılımları verilmiştir. Plak eksenini doğrultusunda takviye edilmiş kompozit plaklardan plak eksenine ± 15 , 30 ve 45 derece açı yaparak takviye edilmiş kompozitler karşılaştırıldığında açı değeri arttıkça deformasyon ve gerilmenin arttığı görülmüştür.



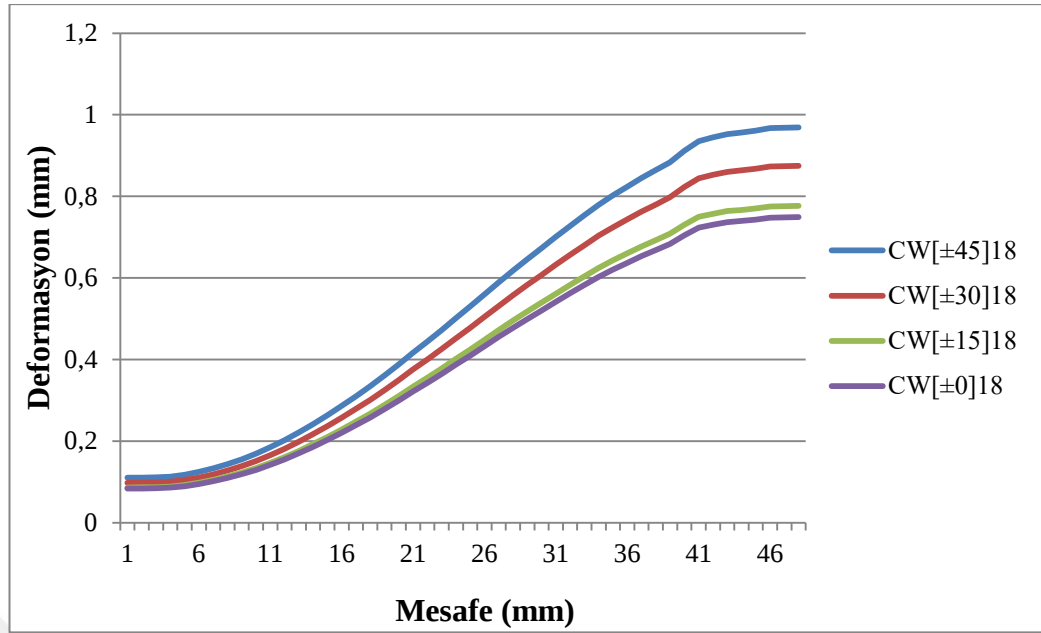
Şekil 5.7: Kompozit örgülü cam gerilme grafiği.



Şekil 5.8: Kompozit örgülü cam deformasyon grafiği.

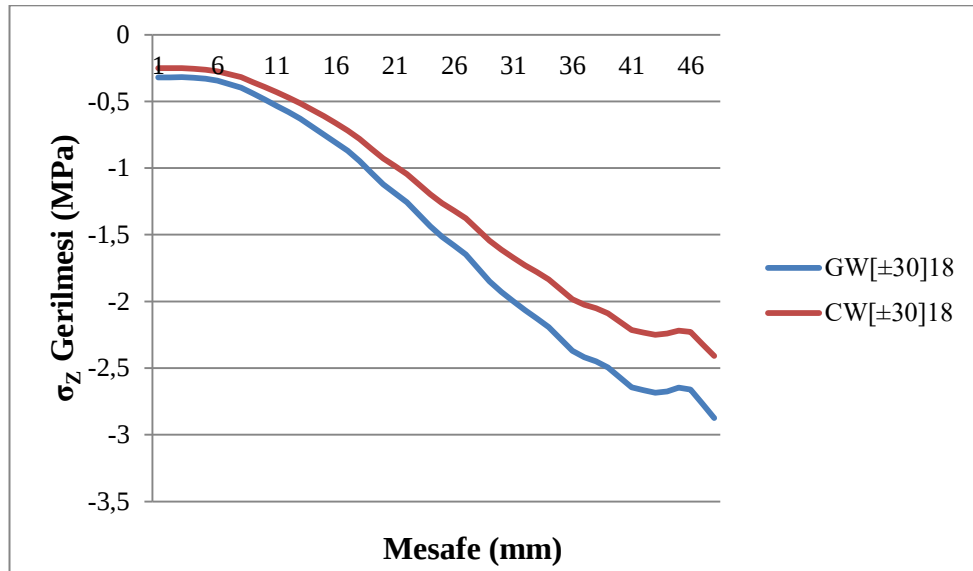


Şekil 5.9: Kompozit örgülü karbon gerilme grafiği.

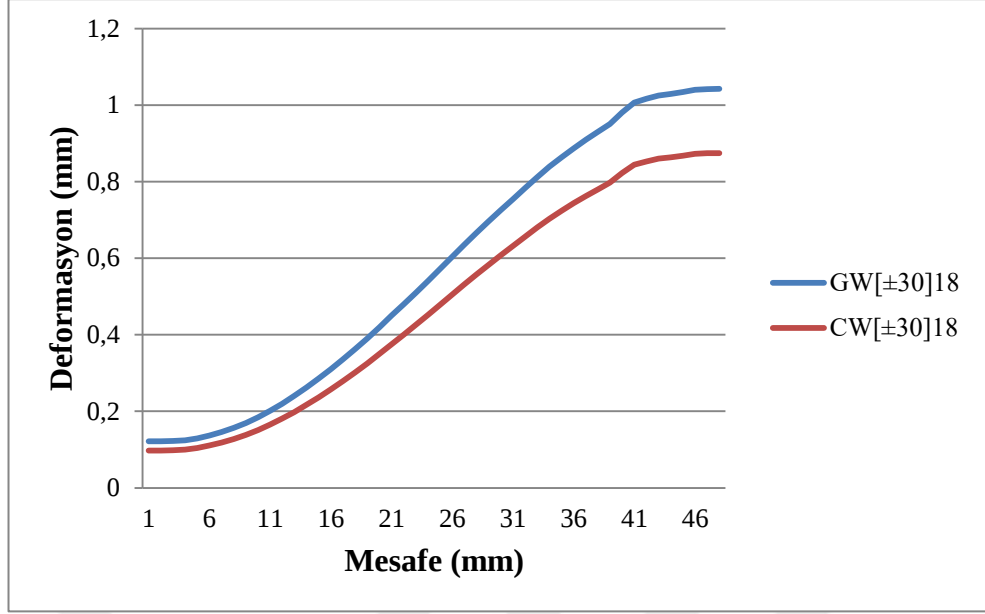


Şekil 5.10: Kompozit örgülü karbon deformasyon grafiği.

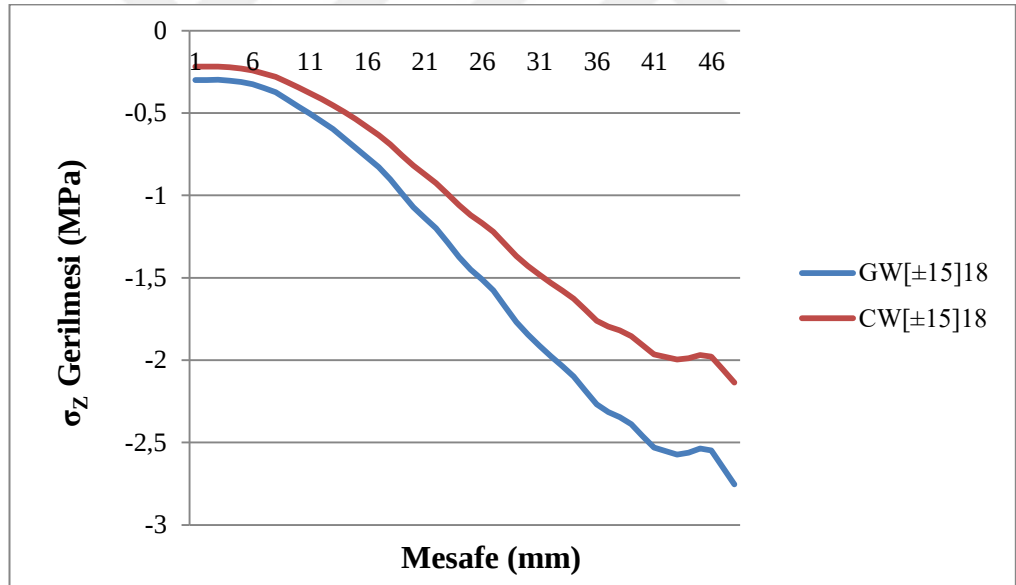
Daha öncede belirtildiği gibi aynı açılar için karbon, cam fibere göre daha rijit olduğu için kırık bölgesinde gerilme ve deformasyonlar daha düşüktür. Bu durum, +/-15 ve +/-30 derece takviye edilmiş cam ve karbon fiberli kompozit plakalar için verilen dört şekildeki grafiklerde açıkça görülmektedir.



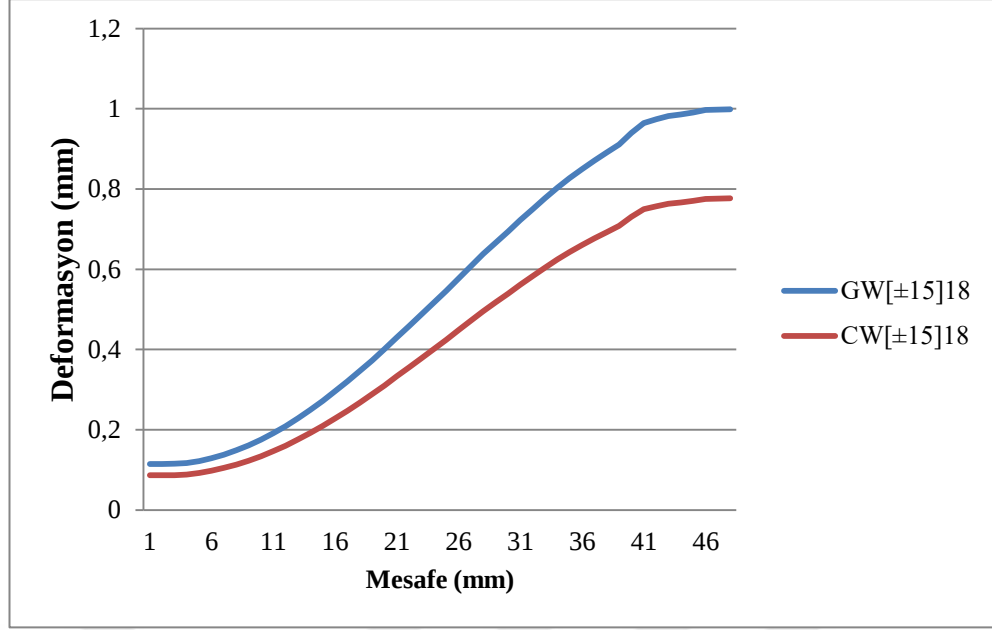
Şekil 5.11: 30 derece için gerilme grafiği.



Şekil 5.12: 30 derece için deformasyon grafiği.

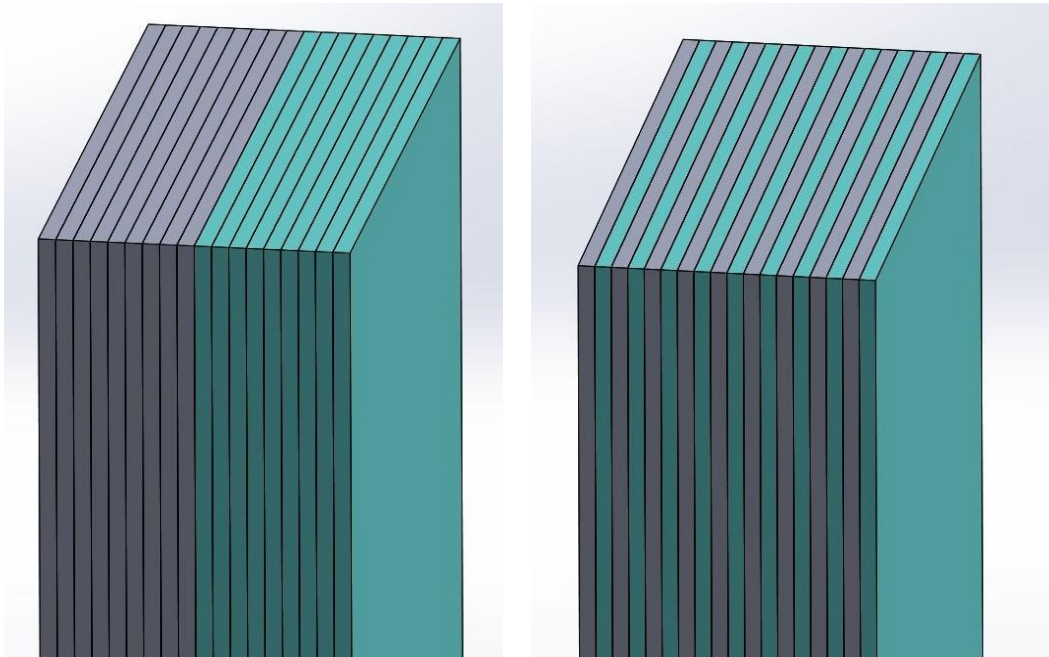


Şekil 5.13: 15 derece için gerilme grafiği.

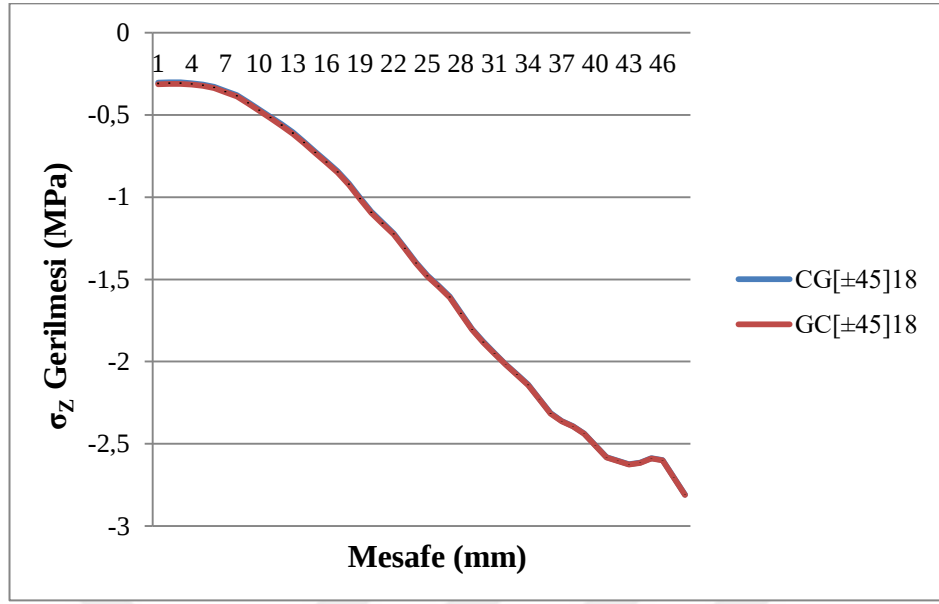


Şekil 5.14: 15 derece için deformasyon grafiği.

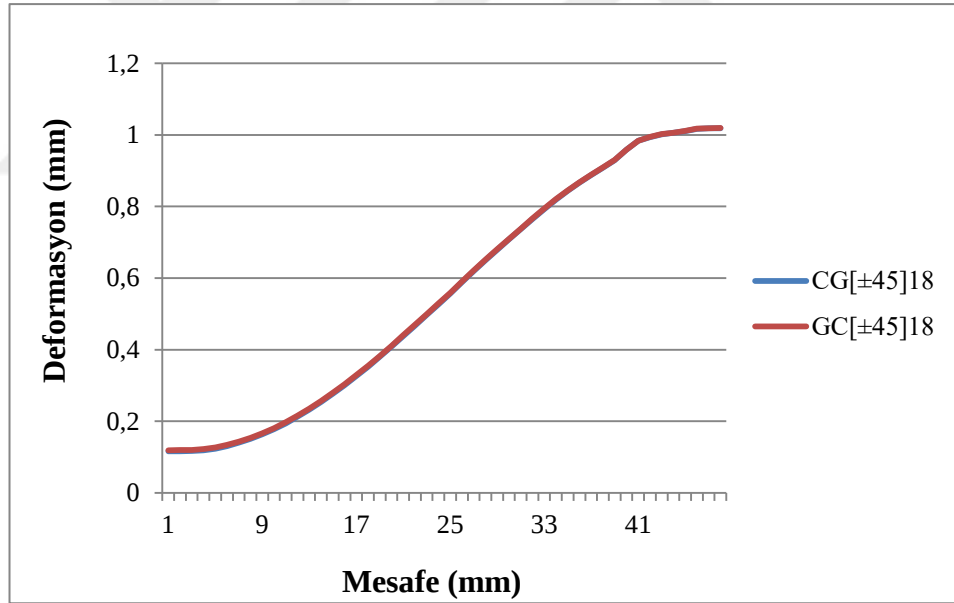
Çalışmamızda daha önce belirtilen sebepler dolayı cam/karbon hibrit kompozitlere yoğunlaşmıştır. +/-0 ve +/-45 derece takviye edilmiş cam/karbon ve karbon/cam ardışık sıralı kompozitler aynı açılar için kırık bölgesindeki gerilme deformasyonlar karşılaştırıldığında hemen hemen hiçbir farkın olmadığı görülmüştür. 18 tabakalı olması, tabakaların çok ince olması ve dizilimin ardışık olması sebebiyle dikkate değer bir fark yoktur.



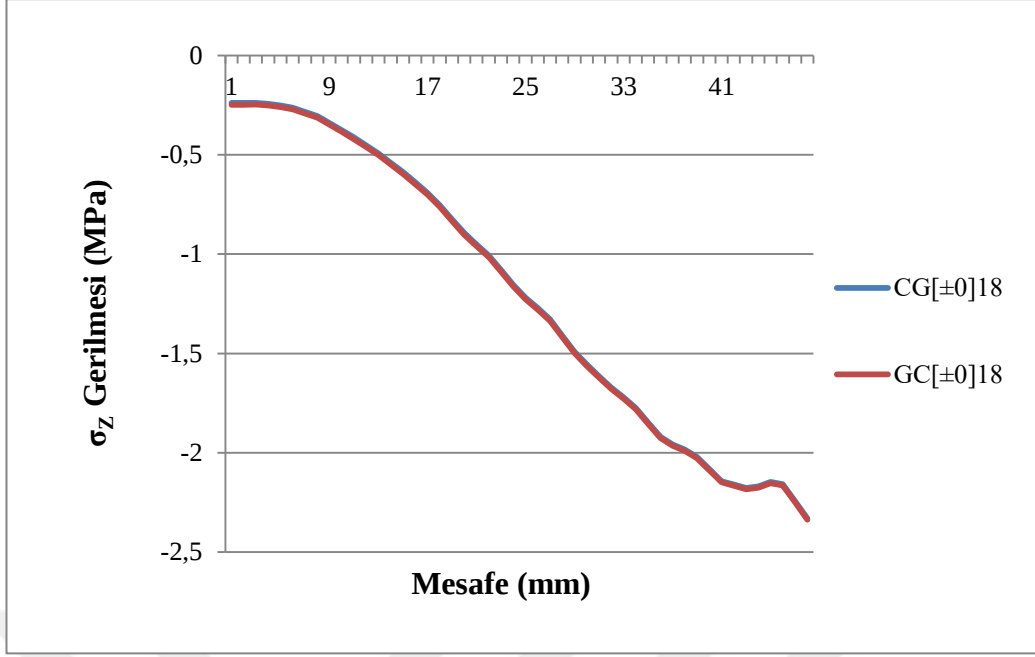
Şekil 5.15: Tabakalı gösterim.



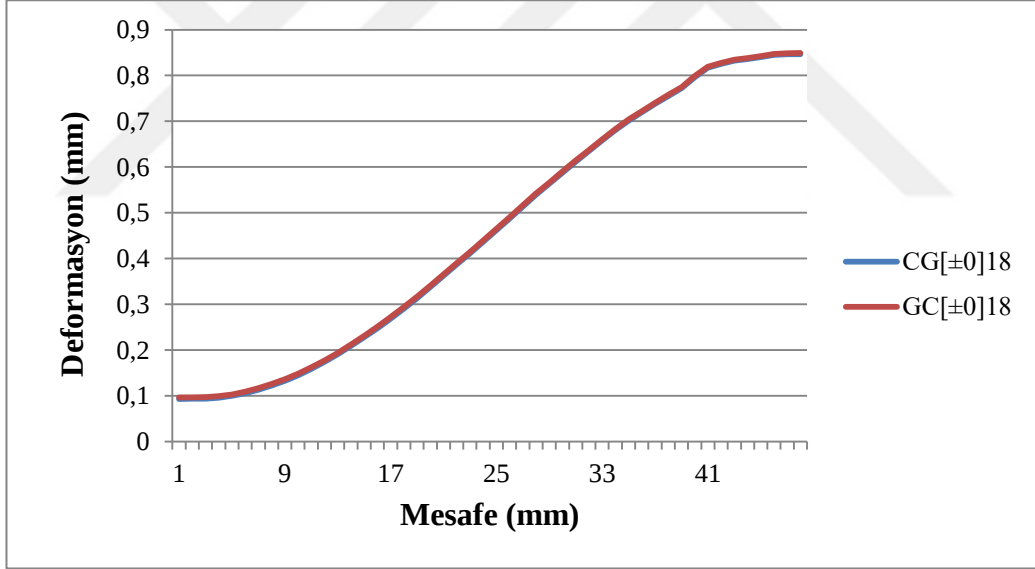
Şekil 5.16: 45 derece 18 tabakalı karbon camdan oluşan hibridin gerilme grafiği.



Şekil 5.17: 45 derece 18 tabakalı karbon camdan oluşan hibridin deformasyon grafiği.

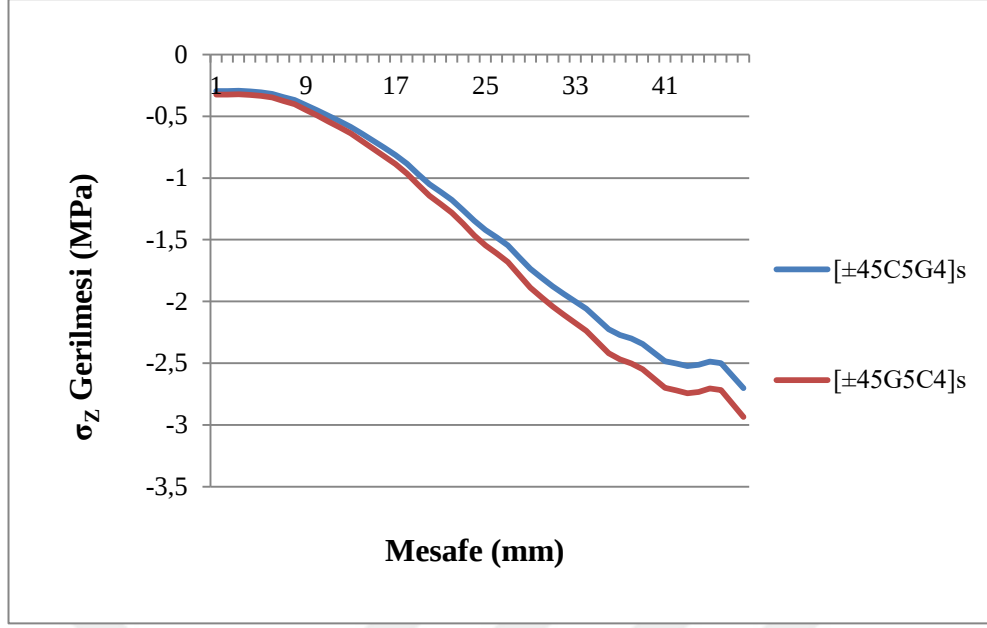


Şekil 5.18: 0 derece 18 tabakalı karbon camdan oluşan hibridin gerilme grafiği.

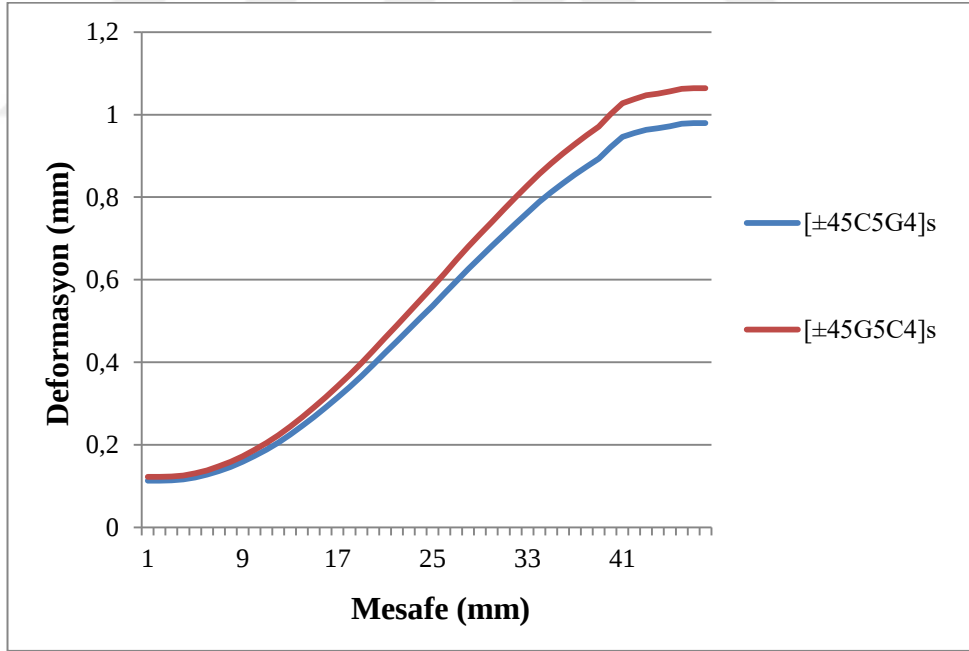


Şekil 5.19: 0 derece 18 tabakalı karbon camdan oluşan hibridin deformasyon grafiği.

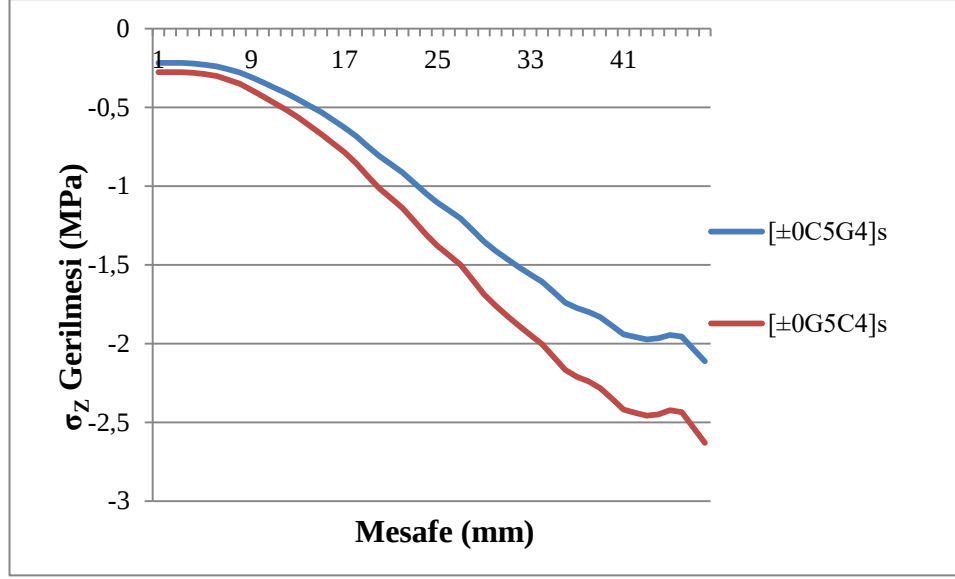
Aşağıdaki şekildeki grafiklerde +/- 0 ve +/- 45 dereceli içi karbon dışı cam ve dışı cam içi karbon takviye edilmiş kompozit plakalar için kırık ara yüzeyindeki gerilme ve deformasyonlar karşılaştırılmıştır. Aynı açılar için dışında karbon içeride cam tabakalar bulunduran kompozit plakaların diğerine göre daha rijit olduğu görülmektedir.



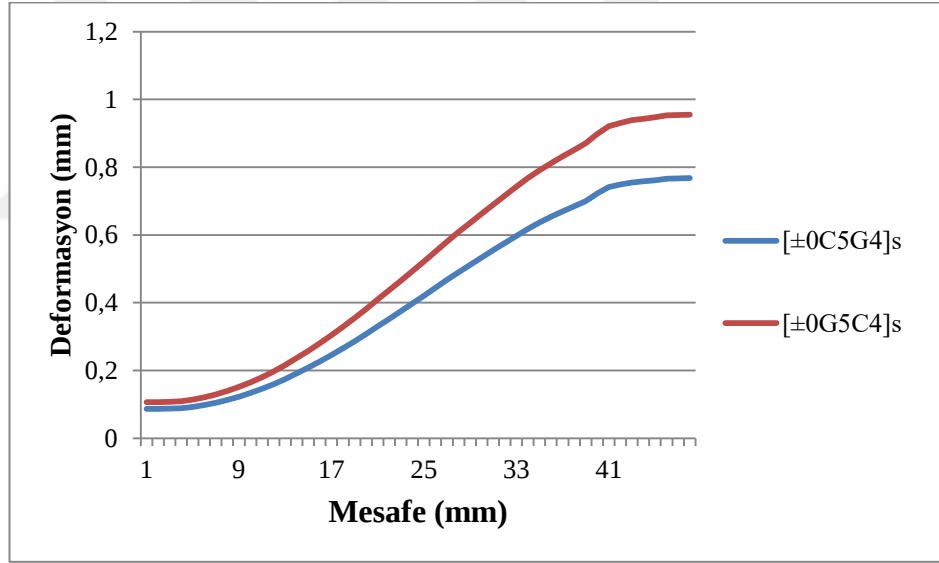
Şekil 5.20: Dış karbon içi cam örgülü takviye edilmiş 45 derece oryantasyonlu kompozit plakanın gerilme grafiği.



Şekil 5.21: Dış karbon içi cam örgülü takviye edilmiş 45 derece oryantasyonlu kompozit plakanın deformasyon grafiği.



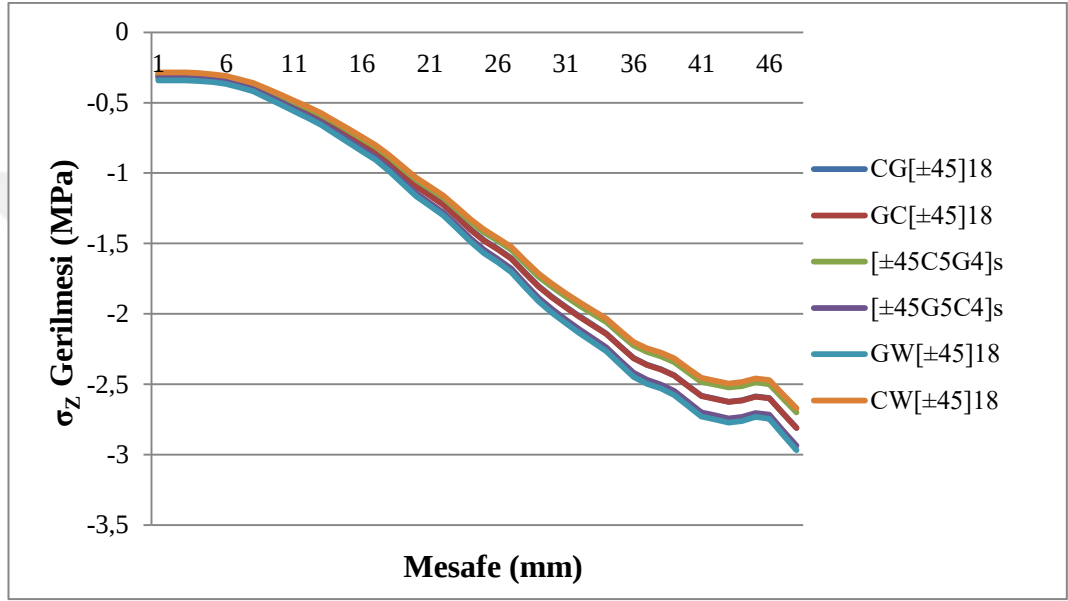
Şekil 5.22: İçi karbon dışı cam örgülü takviye edilmiş 0 derece oryantasyonlu kompozit plakanın gerilme grafiği.



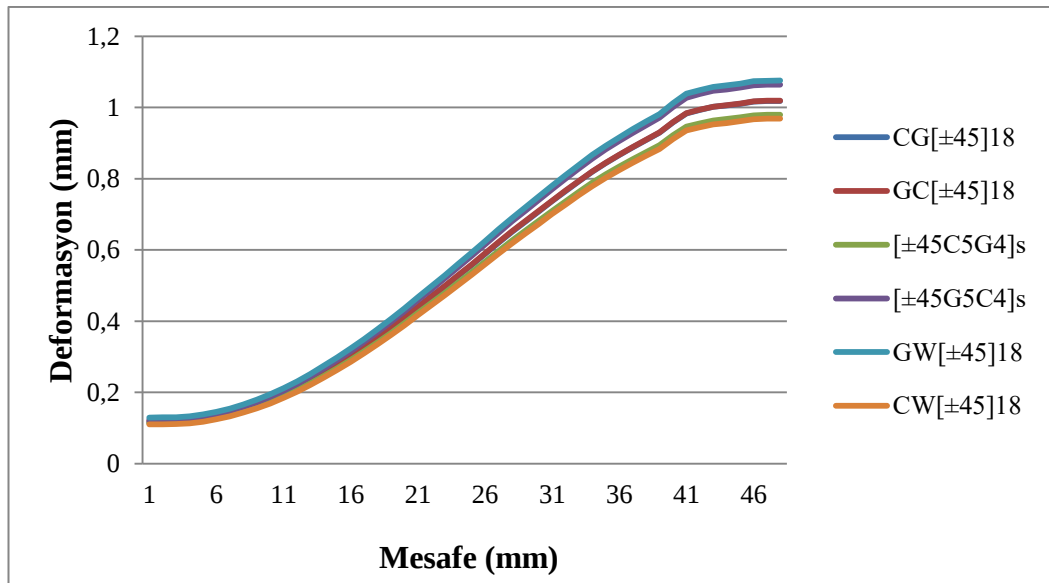
Şekil 5.23: İçi karbon dışı cam örgülü takviye edilmiş 0 derece oryantasyonlu kompozit plakanın deformasyon grafiği.

Şekil 5.20- 5.21- 5.22- 5.23'deki grafiklerde cam/karbon hibrit kompozitlerle sırf karbon ve sırf cam fiberden takviye edilmiş kompozit plaklar için kırık ara bölgesindeki gerilme ve deformasyonlar karşılaştırılmıştır. Aynı açılar için incelendiğinde karbon takviyeli kompozitlerde düşük gerilme ve deformasyonların, cam takviyeli kompozitlerde ise yüksek gerilme ve deformasyonların çıktığı görülürken cam/karbon hibrit plakalarda bu ikisinin

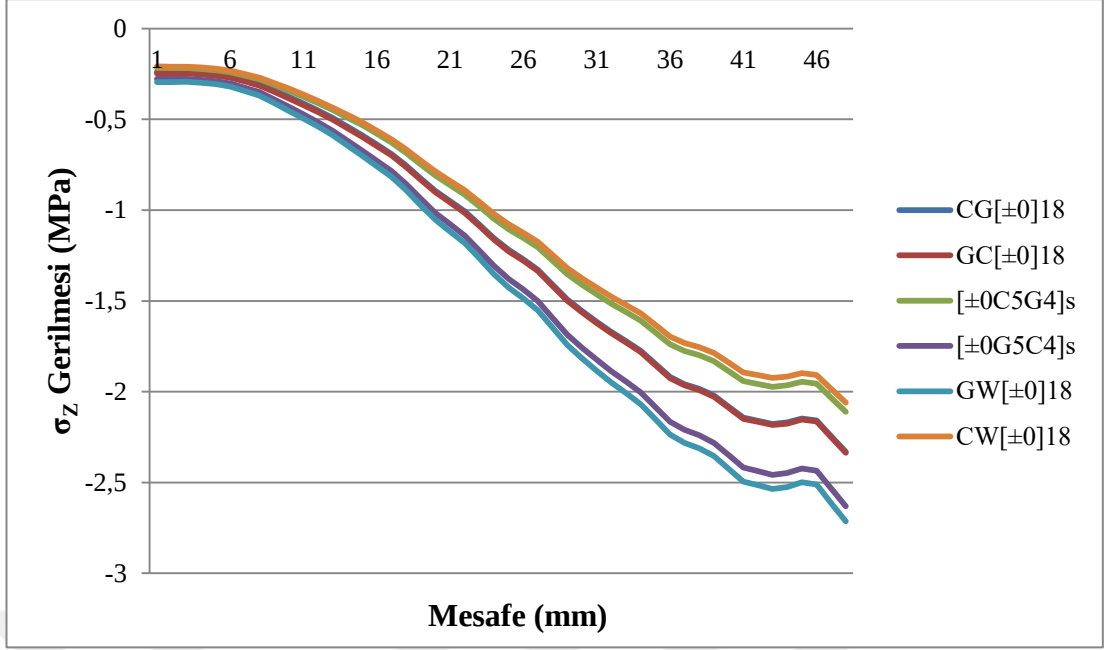
arasında dağılımların çıktığı anlaşılmaktadır. Karbon/cam ve cam/karbon ardışık sıralı kompozitlerde gerilme ve deformasyon dağılımı sırf karbon ve sırf cam takviyeli kompozitler için elde edilen dağılımların tam arasında çıkmıştır. Dışında cam içinde karbon tabakalar içeren kompozitler için gerilme ve deformasyon dağılımlar sırf cam örgülü kompozitlerin dağılımlarına yakın çıkarken dışında karbon içinde cam içeren kompozitlerin dağılımları da sırf karbon örgülü kompozitlerin dağılımlarına yakın çıkmıştır.



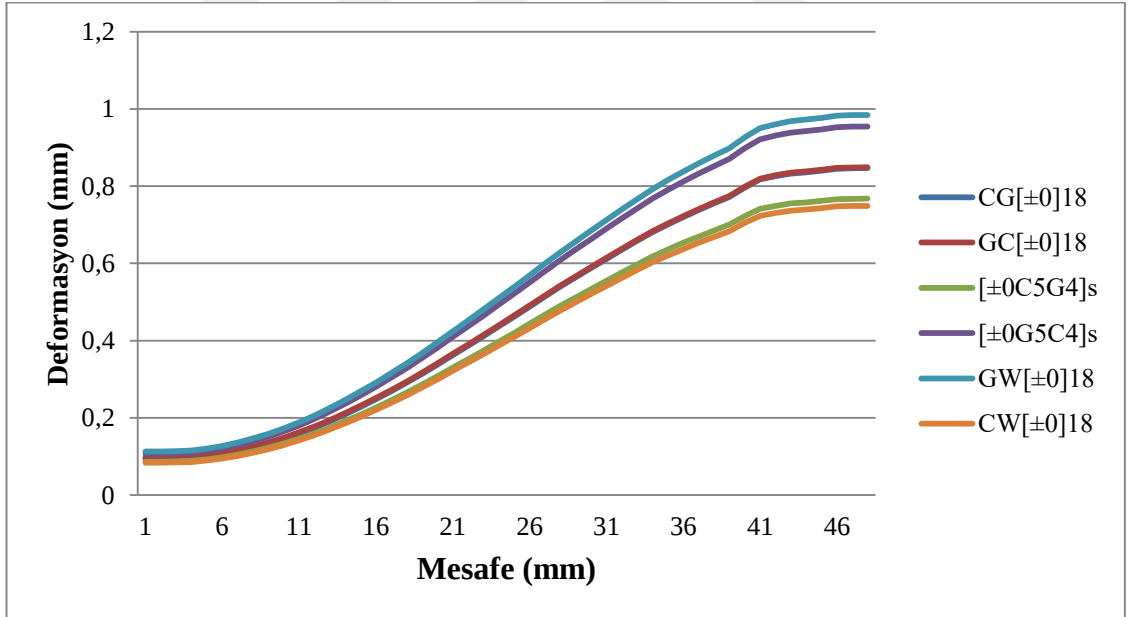
Şekil 5.24: 45 derece için gerilme grafiği.



Şekil 5.25: 45 derece için deformasyon grafiği.



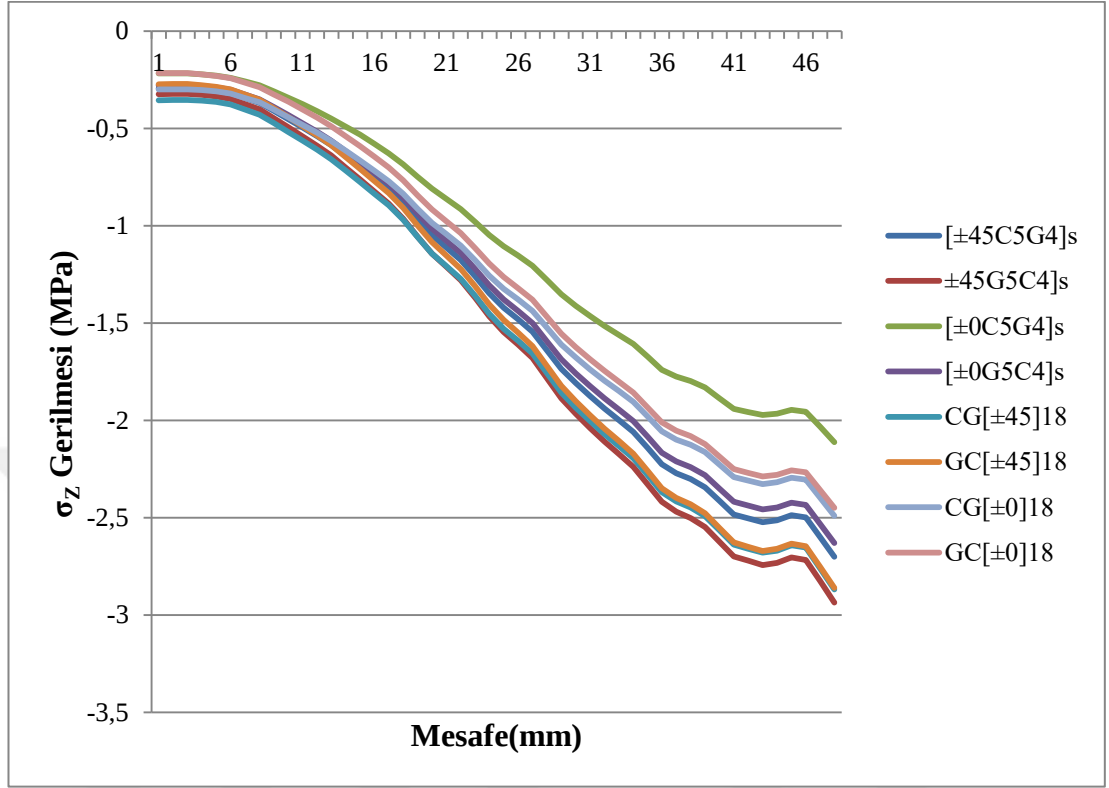
Şekil 5.26: 0 derece için gerilme grafiği.



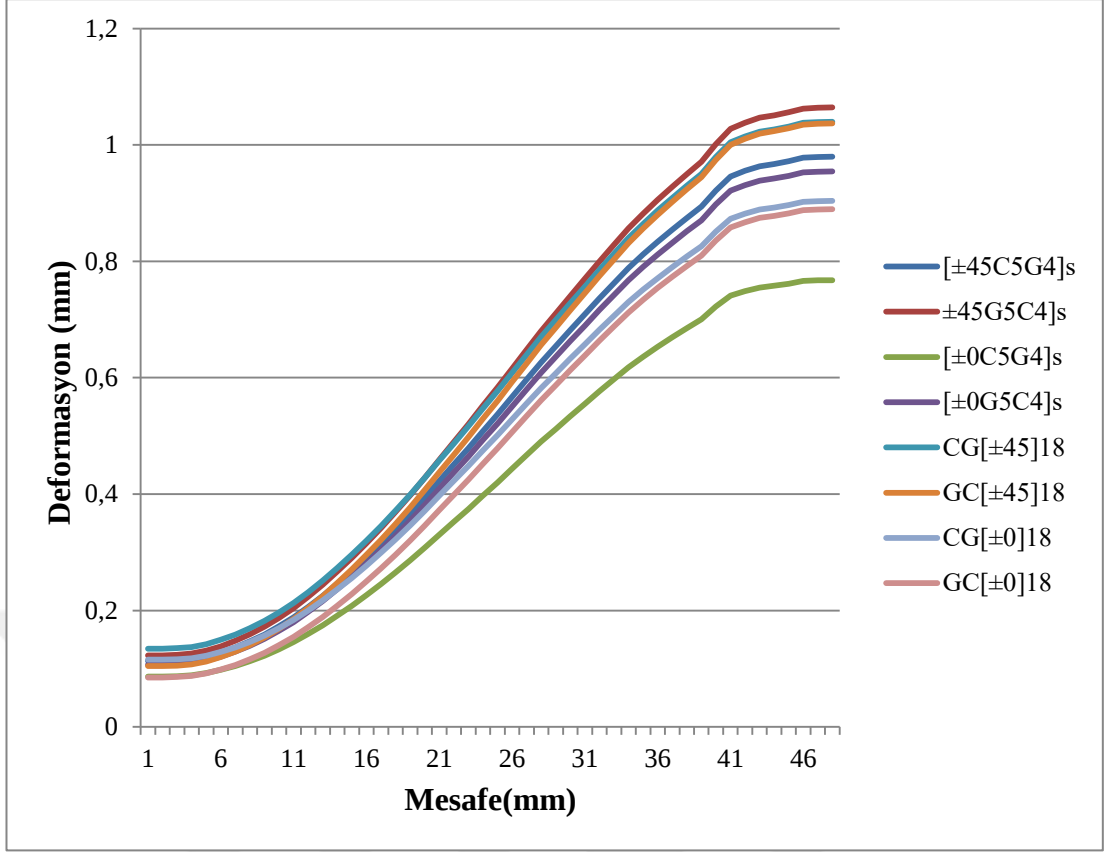
Şekil 5.27: 0 derece için deformasyon grafiği.

Son olarak sadece hibrit kompozit plakalarda kırık ara yüzeyindeki gerilme ve deformasyon dağılımları karşılaştırılmıştır. Şekildeki grafiklerden anlaşıldığı gibi en rijit hibrit kompozit 0 dereceli dışı karbon içi cam kompozit plakadır. En esnek hibrit kompozit ise +/- 45 dereceli içi karbon dışı cam takviyeli olanıdır. Gerilme ve deformasyonlar açısından en arada değer veren hibrit kompozit plakanın dışı

karbon kemik tarafı cam olan 45 derece takviye edilmiş kompozit olduğu görülmektedir.

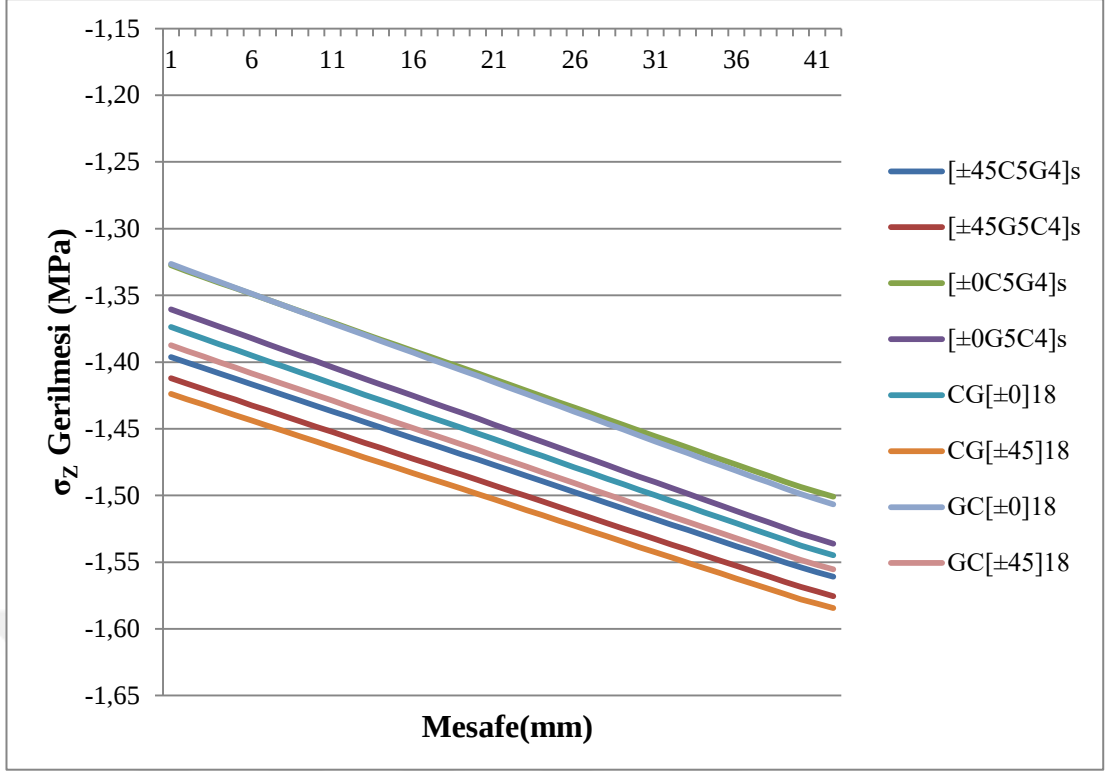


Şekil 5.28: Hibrid kompozit plakalar için gerilme grafiği.

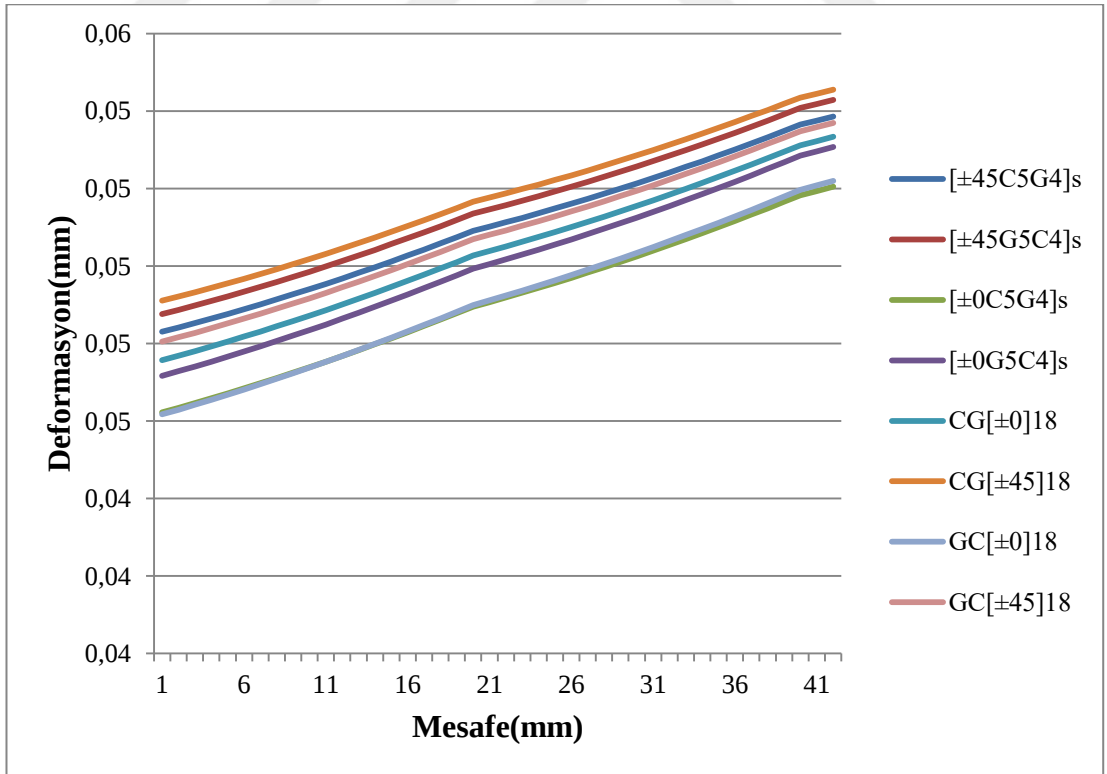


Şekil 5.29: Hibrid kompozit plakalar için deformasyon grafiği.

8 hafta sonunda callus oluşumu başladığından dolayı kırık ara yüzeyinin rijitliğinin artmasıyla birlikte deformasyonda oldukça büyük düşüşler görülmektedir. Sekiz haftalık iyileşme süresince, kallus bazı dış kuvvetlere direnecek sertliğe ulaşmıştır. Tüm kompozit kemik plakaları oblik açısına bakılmaksızın hemen hemen aynı gerinim dağılımı üretmiştir. Bu iyileşme sürecinden sonra, parçacıklar arası zorlanmanın, kallus modülü gelişiminde ve yaygın kireçlenme gibi diğer biyokimyasal süreçlerde, kondrosit çoğalma seviyesinde ve kemik kırığının iyileşme mekanizmasını yöneten hipertrofi üzerinde çok az etkisi vardır (Mow ve Huiskes, 2005). Kemik tadilatında kırık bölge tamamen kemiğin orijinal halini almaya başlar. Bu sebeple iyileşmenin ileriki safhaları incelenmemiştir.



Şekil 5.30: 8 hafta sonundaki hibrid kompozit plakalar için gerilme grafiği.



Şekil 5.31: 8 hafta sonundaki hibrid kompozit plakalar için deformasyon grafiği.

5.6 Hibrit Kompozit Plakalar ve Kırık Bölgesi İçin Kritik Değerlerin Karşılaştırılması

Bu çalışmada, Cam/karbon hibrit kompozitlerin iyileşmeye optimal katkısından dolayı daha detaylı incelemeleri yapılmıştır. İyileşmenin başlangıç safhasında hibrit kompozit plakaların hiçbirinde hasar oluşturacak Tsai-wu indeks değerlerine ulaşılmamıştır.

Tablo 5.6: Hibrid kullanılan plakadaki gerilme ve deformasyon değerleri.

Kompozit plak tipi	Sigma Z Gerilmesi (MPa)		Z Yönünde Deformasyon (mm)		Von Mises Gerilmesi		Gerilme Yoğunluğu(Stress Intensity)		Max. Tsai Wu İndeks
	MAX.	MİN.	MAX.	MİN.	MAX.	MİN.	MAX.	MİN.	MAX.
[±45C ₅ G ₄]s	101,746	-153,068	0,003496	-0,005025	145,948	0,003676	152,578	0,004521	0,034618
[±45G ₅ C ₄]s	69,8245	-94,2909	0,004477	-0,005603	84,839	0,002745	95,6876	0,003065	0,019709
[±0C ₅ G ₄]s	161,061	-238,298	0,002278	-0,00338	230,243	0,012559	231,696	0,014154	0,019497
[±0G ₅ C ₄]s	120,485	-151,203	0,003838	-0,004774	145,447	0,006995	148,732	0,007351	0,014155
CG[±0]18	161,483	-107,943	0,002275	-0,005308	154,875	0,006837	163,769	0,007892	0,027542
CG[±45]18	98,2965	-669535	0,002954	-0,006569	90,7354	0,004506	102,493	0,005131	0,034014
GC[±0]18	88,1348	-224,988	0,004342	-0,003183	215,162	0,007726	219,167	0,00866	0,016864
GC[±45]18	53,6255	-144,145	0,005333	-0,004229	126,679	0,006252	142,603	0,006559	0,027866

İyileşmenin başlangıç safhasında kırık bölgesindeki gerilme ve deformasyon değerlerinin minimum ve maksimum değerleri hibrit kompozitler için aşağıdaki şekildeki tabloda verilmiştir. Gerilme ve deformasyonun yüksek olmasının iyileşmeyi hızlandırdığı daha önce belirtilmişti. Bunun yanında, kırık bölgesinde gerilmedeki ve deformasyondaki dağılımdaki düzenlilik ne kadar iyi olursa oluşan kallusun yoğunluğundaki homojenlik o kadar iyi olacağı vurgulanmalıdır. Sonuçlara genel olarak bakıldığında plağa yakın olan kırık bölgesinde gerilmeler düşük çıkmıştır. Bu sebeple bu bölgenin iyileşmesi o derece gecikecektir. Dışı cam kemik tarafı karbon +/- 45 derece takviyeli kompozit plakalar bu bölgedeki gerilme -0,259 MPa olup diğerlerine göre en yüksek değere sahiptir. Bu hibrit kompozitin oryantasyonu 45 derece alınarak diğer açılara göre daha esnek bir yapı kazandırılmış ve böylece kırık bölgesindeki en yüksek gerilme dağılımı elde edilmiştir. Ayrıca, kemiğe yakın taraftaki kompozit tabakalar daha esnek yapıda oluşturularak (cam fiber ile) kemik plak sisteminin tarafsız eksen plak tarafına kaydırılarak plağa yakın kırık bölgesinde gerilmeler arttırılmıştır.

Tablo 5.7: Hibrid kullanılan kemik kırığı parçasının gerilme ve deformasyon değerleri.

Kompozit plak tipi	Sigma Z Gerilmesi (MPa)		Z Yönünde Şekil Değiştirme		Z Yönünde Deformasyon (mm)	
	MAX.	MİN.	MAX.	MİN.	MAX.	MİN.
[±45C5G4]s	-0,214747	-2,63698	-0,093147	-1,14726	0,97995	0,009156
[±45G5C4]s	-0,235221	-2,86668	-0,102015	-1,2472	1,06462	0,00884
[±0C5G4]s	-0,158295	-2,06173	-0,068805	-0,896989	0,767917	0,009315
[±0G5C4]s	-0,201425	-2,56834	-0,087481	-1,1174	0,954772	0,008962
CG[±0]18	-0,219583	-2,43118	-0,094977	-1,05772	0,904051	0,009272
CG[±45]18	-0,259883	-2,80009	-0,11232	-1,21822	1,04	0,009005
GC[±0]18	-0,155415	-2,39187	-0,067941	-1,04063	0,889836	0,008976
GC[±45]18	-0,19624	-2,79185	-0,085537	-1,21464	1,03713	0,008872

Sonuç olarak, bu çalışmada Karbon/Cam hibrit kompozit kemik plakları uzun kemik kırıklarının iyileştirilmesi için önerilmiştir. Sonuçlar göstermiştir ki stabilite, hafiflik, dayanım, maliyet ve kırık bölgesinde iyileşmeyi hızlandırıcı etkiye sahip olacak uygun gerilme ve deformasyonlar açısından karbon/cam hibrit kompozitler en uygunudur.

6. SONUÇLAR

Üç boyutlu sonlu eleman modellerindeki geleneksel plaka sistemleri ve yeni geliştirilen kemik plaka sistemi ANSYS programı kullanılarak geliştirilmiştir. Kemik plak sisteminin sonlu eleman modeli ANSYS programında tasarlanmış olup, gerçek koşullara yakın yükleme ve sınır şartları uygulanarak statik analiz yapılmıştır. Gerilme analizleri aynı yükleme ve sınır şartları altında yapılmıştır.

İlk olarak kırık başlangıç evresi incelenerek, daha sonra iyileşme sürecinde kemiğin rijitlik kazanmasına bağlı olarak gerilme dağılımlarının değişimleri incelenerek kemik plaklarındaki gerilmelerin yüksek olduğu bölgeler tespit edilmiştir. Kemik-plak sistemlerinin performansları, cerrahi operasyondan sonra ve 8 haftalık iyileşmedeki değerler karşılaştırılarak bir optimizasyon yapılmaya çalışılmıştır. Kullanılan kemik plağının malzemesini değiştirerek uygulanan yükleme durumunda bulunan gerilme ve deformasyon değerleri ile karşılaştırma yapılmıştır. Öncelikle 18 tabakalı örgülü cam takviyeli, örgülü karbon takviyeli ve hibrit cam/karbon takviyeli kompozit plakalarının 0° , 15° , 30° , 45° oryantasyonları ile saf titanyum ve paslanmaz çelik kemik plakaları kırık bölgesindeki gerilme ve deformasyonlar açısından karşılaştırılmıştır. Ayrıca kompozitlerde hasar kriteri olarak Tsai-wu kriteri seçilerek maksimum Tsai-wu indeks değeri karşılaştırılmıştır.

Bu analizin doğruluğunun anlaşılabilmesi için ilk safhada yük altında bulunan kemik-plak sistemlerinden homojen izotropik malzeme olan paslanmaz çelikten yapılmış kemik plağının gerilme dağılımları, sonlu elemanlar yöntemiyle elde edilen sonuçlarla; basit eğilme formülleriyle elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır. Paslanmaz çelik kemik plakasında, erken iyileşme döneminde parçacıklar arasındaki gerilmeler yetersiz olmaktadır. Bu durum kemik birleşmesinin gecikmesine neden olmuştur. Ti ve paslanmaz çelikten yapılmış kemik plaklarını karşılaştırdığımızda ise, kırık bölgesinde çeliğe göre Ti plakla daha fazla gerilme ve deformasyon olduğu görülmektedir. Bu durum sayesinde Ti plak ile iyileşmenin daha hızlı olacağı belirtilebilir. Ancak Ti plak işlenmesi zor olup ve maliyeti yüksektir.

Aynı malzemeden yapılmış kompozit malzemelerin oryantasyon etkileri 0 dereceden 45 dereceye varan açıya göre plakalardaki esnekliğin arttığı ve eğilme rijitliğin azaldığı, kemiğe daha fazla yük geldiği için gerilmelerde azalma görülmüştür. Oryantasyon açı değerleri arttıkça esneklik arttığından dolayı kırık bölgesindeki gerilme, deformasyon ve şekil değiştirmeler artmaktadır. Kırık bölgesinde en düşük deformasyon değerleri Ti ve paslanmaz çelik plakları için elde edilmiştir. Bu sebeple kompozit malzemelere göre Ti ve paslanmaz çelik plaka için iyileşme daha geç gerçekleşecektir.

Bunun yanı sıra kompozit takviyesi olarak sırf karbon kullanmak kemik plağında yüksek eğilme rijitliğine, sırf cam kullanmak oldukça düşük rijitliğe sebep olmaktadır. En esnek hibrit kompozit ise +/- 45 dereceli içi karbon dışı cam takviyeli olanıdır. Gerilme ve deformasyonlar açısından en arada değer veren hibrit kompozit plakanın dışı karbon kemik tarafı cam olan 45 derece takviye edilmiş kompozittir. +/-0 ve +/-45 derece takviye edilmiş cam/karbon ve karbon/cam ardışık sıralı kompozitler aynı açılar için kırık bölgesindeki gerilme deformasyonlar karşılaştırıldığında hemen hemen hiçbir farkın olmadığı görülmüştür. Bunun sebebi ise 18 tabakalı olması, tabakaların çok ince olması ve dizilimin ardışık olmasıdır.

Karbon takviyesi cam takviyesine göre dayanımı oldukça yüksek ve aynı hacimde daha hafif bir malzemedir. Bu sebeple 45 derece takviyeli kompozit kullanmak avantajlı olabilir ancak üretim maliyetine bakıldığında karbonun çok daha pahalı olduğunu söylenebilir. Bu değer optimal değer olarak düşünüldüğünde 45 derece oryantasyonlu dışı karbon içi cam takviyeli kompozit ile 0 dereceli içi cam dışı karbon olan hibrit kompozitler seçilebilir. Bu sebeple hem oryantasyon hem maliyet hemde rijitlik açısından uygun hibrit kompozit plakalar kullanılabilir.

Gerilme analizi sonuçlarımızda, parçacıklar arasındaki gerilmelerin incelenen tüm iyileşme dönemlerinde eğik açılarla arttığını göstermiştir. Bu durum, kırık kemiğin sabitleme koşullarının ve kırık bölgesindeki etkili kallus oluşumunun kemik plakası özelliklerine göre değiştiği anlamına gelmektedir. Yani kemik kırığının daha iyi iyileşmesi için kemik plakası modülü kontrol edilmelidir. Young Modülü 20GPa olan kompozit kemik plakası, eksenel yönlerde parçacıklar arası en yararlı gerinim dağılımlarını sağlamış ve oblik açılar ölçülü olduğu zaman (30, 45 derece) en yüksek iyileşme oranı ile sonuçlanmıştır.

Dış cam kemik tarafı karbon +/- 45 derece takviyeli kompozit diğerlerine göre en yüksek değere sahiptir. Bu hibrit kompozitin oryantasyonu 45 derece alınarak diğer açılara göre daha esnek bir yapı kazandırılmış ve böylece kırık bölgesindeki en yüksek gerilme dağılımı elde edilmiştir. Sonuç olarak, esnek kompozit kemik plakaları özellikle ve kallus oluşumu ve gelişiminde en faydalı etkiler sağlamıştır. Karbon/cam takviyeli malzemenin farklı mekanik özellikteki stres dağılımı etkisi kırık ara yüzeylerinde incelenmesi sonucunda, dış karbon iç kısmı cam hibrit kompozit kemik plakaları stabilite, hafiflik, dayanım, maliyet ve kırık bölgesinde iyileşmeyi hızlandırıcı etkiye sahip olacak uygun gerilme ve deformasyonlar açısından en ideali olup, kemik kırıklarının iyileştirilmesi için önerilmiştir.



KAYNAKLAR

- Ahmed I, Lewis M, Olsen I ve Knowles JC., 2004. Phosphate glasses for tissue engineering: Part 1. Processing and characterisation of a ternary-based P(2)O(5)-CaO-Na(2)O glass system. *Biomaterials*; 25(49), 1–9.
- Ahmed I, Cronin PS, Abou Neel EA, Parsons AJ, Knowles JC ve Rudd CD., 2009. Retention of mechanical properties and cytocompatibility of a phosphate-based glass fiber/polylactic acid composite. *J Biomed Mater Res B*; 89B:18–27.
- Ali, M.S, French, T. A., Hastings G.W., Rae T., Rushton N. ve Ross E. R., 1990. Carbon fiber composite bone plates. Development, evaluation and early clinical experience. *J Bone Joint Surg Br*, 72(4), 586–591.
- Benli S., 2005. The Investigation of Stress Distribution in Bone Plate with Visco-elastic Material. Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
- Balcı V., 2005. Alt Ekstremitte Kırıklarının Plak ile Biyolojik Tespiti, Uzmanlık Tezi, Şişli Etfal Eğitim ve Araştırma Hastanesi., İstanbul.
- Browner, B.D., Jupiter, J.B., Levine, A.M. ve Trafton, P.G., 1992. The history of fracture treatment. *Skeletal Trauma*. 3–30.
- Chapman, M.W., Gordon, J.E. ve Zissimos, A.G., 1989. Compression plate fixation of acute fractures of the diaphyses of the radius and ulna. *J.Bone Joint Surg*, 71, 159-169.
- Cheung, Y.K. ve Zienkiewicz, O.C., 1967. The finite element method in structural and continuum mechanics, McGraw-Hill Book Compan.
- Cochran, G.V., Palmieri, V.R. ve Zickel, R.E., 1994. Aramid-epoxy composite internal fixation plates: a pilot study. *Clinical Biomechanics*, 9, 315–322.
- Cordey, J., Perren, S.M. ve Steinemann, S.G., 2000. Stress protection due to plates: myth or reality? A parametric analysis made using the composite beam theory *Injury. Suppl3*, C1–13.

- Cordey, J., Borgeaud, M. ve Peren, S.M., 2000. Force transfer between the plate and The bone: relative importance of the bending stiffness of the screws and the friction between plate and bone. *Injury*. 31(4), 21-28.
- Dae-Sung Son ve Seung-Hwan Chang, 2013. The simulation of bone healing process of fractured tibia applied with composite bone plates according to the diaphyseal oblique angle and plate modulus.
- Demircan G., 2007 Kompozit Delikli Ortopedik Plaklarda Gerilme Analizi, Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
- Ferreira RTL, Rodrigues HC, Guedes JM ve Hernandez JA., 2014. Hierarchical optimization of laminated fiber reinforced composites, *Compos Struct*; 107(246), 59.
- Frigg, R., 2003. Development of the Locking Compression Plate. *Injury*, 34(2), 6–10.
- Fujihara K, Huang ZM, Ramakrishna S, Satkunanantham K ve Hamada H., 2001. Development of braided carbon/peek composite bone plates. *Adv Compos Lett*; 10, 13–20.
- Ganesh, V. K., Ramakrishna, K., ve Dhanjoo, N., 2005. Biomechanics of bone Fracture fixation by stiffness-graded plates in comparison with stainless- steel plates. *BioMedical Engineering OnLine*, 4, 46.
- Gupta G, Zbib A, El-Ghannam A, Khraisheh M, ve Zbib H., 2005. Characterization of a novel using advanced X-ray computed tomography. *Compos Struct*; 71(423), 8.
- Han N, Ahmed I, Parsons AJ, Harper L, Scotchford CA ve Scammell BE, 2013. Influence of screw holes and gamma sterilization on properties of phosphate glass fiber-reinforced composite bone plates. *J Biomater Appl* 2013; 27, 990–1002.
- Hansmann, 1886. The development of plate osteosynthesis for the treatment of fractures of the mandibular body. *Science Direct*; 251-259.
- Harper LT, Ahmed I, Felfel RM ve Qian C., 2012. Finite element modelling of the flexural of resorbable phosphate glass fibre reinforced PLA composite bone plates. *J Mech Behav Biomed*; 15, 13–23.

- Hastings G.W., 1993. Is there an ideal biomaterial for use as an implant for fracture Fixation? *Biodegradable implants in fracture fixation*; 19–34.
- Hin, T. S., 2004. *Engineering Materials For Biomedical Applications*. Singapore: World Scientific Publishing Company Chandrupatla.
- John, R. F., Trevor, C. H. ve Curtis, B. C., 1998. The influence of screw torque, object radius of curvature, mode of bone plate application and bone plate design on bone- plate interface. *Injury*. 29(3), 233–241.
- Kaw K. A, 2014., *Kompozit Malzeme Tekniği*, Elif Yayınevi Yayınları, İstanbul.
- Kim SH, Chang SH ve Son DS., 2011. Finite element analysis of the effect of bending stiffness and contact condition of composite bone plates with simple rectangular cross-section on the bio-mechanical behaviour of fractured long bones. *Compos Part B-Eng*; 42, 1731.
- Kim JH, Kim SH ve Chang SH., 2011. Estimation of the movement of the interfragmentary gap of a fractured human femur in the presence of a composite bone plate. *J. Compos Mater*; 45(1491), 8.
- Koval, K.J., Hoehl, J.J., Kummer, F.J., ve Simon, J.A., 1997. Distal femoral fixation A biomechanical comparison of the standard condylar buttress plate, a locked buttress plate and the 95 degree blade plate. *J. Orthop. Trauma*, 11(7), 521-524.
- Kulkarni SG, Gao XL, Horner SE, Zheng JQ ve David NV., 2013. Ballistic helmets their design, materials, and performance against traumatic brain injury. *Compos Struct*; 101, 313–31.
- Lin, K.Y., Bartlett, S.P. ve Yaremchuk, M.J., 1991. An experimental study on the effect of rigid fixation on the developing craniofacial skeleton. *Plast Reconstr Surg*, 87, 229.
- Mehboob H.,ve Chang S. H., 2014. Application of composites to orthopedic prostheses for effective bone healing. *Science Direct*, sayfa: 333-334.
- Miclau, T. ve Martin, R.E., 1997. The evolution of modern plate osteosynthesis. *Injury*, 28(1), 13-16.

- Morrison C, Macnair R, Macdonald C, Wykman A, Goldie I ve Grant MH., 1995. In-vitro biocompatibility testing of polymers for orthopedic implants using cultured fibroblasts and osteoblasts. *Biomaterials*; 16(987), 92.
- Mow V.C. ve Huiskes R., 2005. Basic orthopaedic biomechanics and mechanobiology. Philadelphia: Lippincott Williams ve Wilkins; chapter 13.
- Müller, M.E., Allgijwer, M., Schneider, R. ve Willenegger, H., 1963. Manual of Internal Fixation. Berlin: Springer-Verlag.
- Perren, S.M., Cordey, J., Rahn, B.A., Gautier, E. ve Schneider E., 1988. Early temporary porosis of bone induced by internal fixation implants. *Clin. Orthop*, 232, 139–151.
- Perren, S.M., Klaue, K., Pohler, O., Predieri, M., Steinemann, S., ve Gautier, E., 1990. The limited contact dynamic compression plate (LC-DCP). *Arch. Orthop. Trauma Surg.* 109, 304–310.
- Perren, S.M., Cordey, J., Baumgart, F., Rahn, B.A. ve Schatzker, J., 1992. Technical and biomechanical aspects of screws used for bone surgery. *Int J Orthop Trauma.* 2, 31– 48.
- Phillips, J.H., Forrest, C.R. ve Gruss, J.S., 1992. Current concepts in the use of bone grafts in facial fractures. Basic science considerations. *Clin Plast Surg*, 19(1), 41–58.
- Samiezadeh et al. *J Biomech Eng* 137 (12), 121001. 12 2015. An Effective Approach for Optimization of a Composite Intramedullary Nail for Treating Femoral Shaft Fractures.
- Seebeck, J., Goldhahn, J., Städele, H., Messmer, P., Morlock, M. M., ve Schneider, E., 2004. Effect of cortical thickness and cancellous bone density on the holding strength of internal fixator screws. *Journal of Orthopaedic Research*, 22(6), 1237-1242.
- Staiger MP, Pietak AM, Huadmai J ve Dias G., 2006. Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: a review. *Biomaterials*; 27(1728), 34.
- Stephan, M. P., ve Joy, S. B., 1995. Basic concepts relevant to the design and development of the point Contact Fixator (PC-Fix). *Injury.* 26(2), 81–83.

Tan LL, Yu XM, Wan P ve Yang K. Biodegradable materials for bone repairs: a review. J Mater Sci 201 Tepic, S., & Perren, S.M., 1995. The biomechanics of the PC-Fix internal fixator, Injury (Supply. 2), 26, 5-10.

Tepic, S., Remiger, A.R., Morikawa, K., Predieri, M. ve Peren, S.M., 1997. Strength recovery in fractured sheep tibia treated with a plate or an internal fixator: An experimental study with a two year follow-up. J. Orthop. Trauma, 11, 14–24.

Tonino, A.J., Davidson, C.L., Kloppe, P.J. ve Linclau, L.A., 1976. Protection from stress in bone and its effects. Experiments with stainless steel and plastic plates in dogs.

Thomas, P.R. ve William, M.M. (Ed.), 2001. AO principles of Fracture Management. Switzerland: AO Publishing.

Tonino, A.J., Davidson, C.L., Kloppe, P.J. ve Linclau, L.A., 1976. Protection from stress in bone and its effects. Experiments with stainless steel and plastic plates in dogs. J Bone Joint Surg Br, 58(1), 107–113.

Veerabagu, S., Fujihara, K., Dasari, G.R. ve Ramakrishna, S., 2003. Strain Distribution analysis of braided composite bone plates. Composites Science and Technology, 62, 427–435.

Zimmerman, M., Parsons, J. R., ve Alexander, H., 1987. The design and analysis of a laminated partially degradable composite bone plate for fracture fixation, J. Biomedical Materials Research: Applied Biomaterials, 21(3), 345-361.

URL-1 <<http://www.reformturk.com/fen-ve-teknoloji-dersi/66539-kemigin-gorevleri-cesitleri-ve-uzun-kemigin-yapisi.html>> alındığı tarih: 13.03.2017.

URL-2 <http://www.hamilyon.com/ortopedik_rahatsızlıklar/femur-safti-kirıkları-uyuluk-kaval-kemigi-femur-shaft-fractures-broken-thighbone/attachment/kaval-femur-uyuluk_kemigi-kirıkları-hamilyon/> alındığı tarih: 17.04.2017.

URL-3 <<http://filmins.com/osteoporoz-kemik-erimesi-ve-yapılması-gereken-egzersizler/>> alındığı tarih: 15.03.2017.

ÖZGEÇMİŞ

Adı ve Soyadı : Veda Kaba

Doğum Tarihi ve Yeri: 23.08.1989 - Hatay

E-posta adresi : vedakaba@hotmail.com

EĞİTİM BİLGİLERİ (Kurum ve Yıl)

Lisans : Mustafa Kemal Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine
Mühendisliği, 2012

Yüksek Lisans : Aksaray Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine
Mühendisliği, 2017

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLERİ

Obial Çelik Silo : Proje Tasarım Mühendisi, Eylül 2012- Halen

