

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ORTA HAT KLAVİKULA KIRIKLARINDA KULLANILAN ÜÇ FARKLI
İNTERNAL PLAK FİKSATÖRÜN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE
BİYOMEKANİK ANALİZİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Hacer KUDUZ

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

ARALIK 2017

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**ORTA HAT KLAVİKULA KIRIKLARINDA KULLANILAN ÜÇ FARKLI
İNTERNAL PLAK FİKSATÖRÜN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE
BİYOMEKANİK ANALİZİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Hacer KUDUZ
504141421**

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Emin SÜNBÜLOĞLU

ARALIK 2017

İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 504141421 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Hacer KUDUZ, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “ORTA HAT KLAVİKULA KIRIKLARINDA KULLANILAN ÜÇ FARKLI İNTERNAL PLAK FİKSATÖRÜN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE BİYOMEKANİK ANALİZİ” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Doç. Dr. Emin SÜNBÜLOĞLU**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Ekrem TÜFEKÇİ**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Doç. Dr. Kerem BİLSEL
Bezmialem Üniversitesi

Teslim Tarihi : 16 Kasım 2017
Savunma Tarihi : 15 Aralık 2017





Biricik kardeşim Esra'ya,



ÖNSÖZ

Yüksek lisans eğitimim süresince değerli akademisyenleri, teknik ve kültürel anlamda sağladığı imkanları ile gelişimimde büyük katkısı olan İstanbul Teknik Üniversitesi'nde yürüttüğüm tez çalışmamda, bilgi ve tecrübesiyle çalışmama yön veren değerli hocam Doç. Dr. Emin SÜNBÜLOĞLU'na, deneysel biyomekanik konusundaki tecrübelerini benimle paylaşan ve beni bu konuda cesaretlendiren değerli hocam Öğr. Gör. Dr. Ergün BOZDAĞ'a, akademik ve manevi desteğini her zaman yanımda hissettiğim değerli hocam Prof. Dr. Mustafa KARAMAN'a, tezime tıbbi konularda destek veren Ortopedi ve Travmatoloji Uzmanı Dr. Gökçer UZER'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmam boyunca aynı iş yerini paylaştığım İstanbul Teknik Üniversitesi Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Bölümü öğretim üyelerine ve öğretim elemanlarına, özellikle de Arş. Gör. Yük. Müh. Özden BAYIR ÇOLAK'a manevi destekleri ve akademik katkılarından dolayı teşekkür ederim.

İstanbul Teknik Üniversitesi Makine Fakültesi Mukavemet ve Biyomekanik Laboratuvarının bana kazandırdığı değerli arkadaşlarım Yüksek Müh. Tuğçe LEBLEBİCİ ve Makine Müh. Volkan İĞDE'ye destekleri için teşekkür ederim.

Son olarak fakat en önemlisi, hayatımın her aşamasında yanımda olan sevgisini, desteğini ve anlayışını hiçbir zaman esirgemeyen sevgili anneme, babama ve kardeşime minnet ve teşekkürlerimi sunarım.

Aralık 2017

Hacer KUDUZ
Biyomedikal Mühendisi



İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR	xi
SEMBOLLER	xiii
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xv
ŞEKİL LİSTESİ.....	xvii
ÖZET.....	xix
SUMMARY.....	xxi
1. GİRİŞ.....	1
2. TEMEL BİLGİLER	5
2.1 Kemğin Yapısı	5
2.1.1 Kemik hücreleri.....	8
2.1.2 Kırık iyileşme biyolojisi.....	9
2.2 Anatomik Eksenler ve Hareketler	11
2.3 Mekanik Büyüklükler ve Kavramlar	13
2.3.1 Gerilme ve birim şekil değiştirme.....	13
2.3.2 Çekme deneyi ve malzemenin mekanik özellikleri	14
2.3.3 Von Mises gerilmesi ve şekil değiştirme enerjisi	16
2.4 Kemğin Mekanik Yükleme Durumları	17
2.5 Klavikula Anatomisi ve Biyomekanik İşlevleri	18
2.6 Klavikula Kırıkları	22
2.6.1 Tedavi yöntemleri	23
2.6.2 İnternal plak fiksatorler	25
2.6.2.1 Malzeme özellikleri.....	26
2.6.2.2 Biyouyumluluk.....	28
2.7 Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)	29
3. MATERYAL VE METOD.....	33
3.1 Üç Boyutlu Bilgisayar Modellerinin Elde Edilmesi	33
3.2 Sonlu Elemanlar Modeli.....	35
3.2.1 Ağ yapısının (Mesh) oluşturulması.....	35
3.2.2 Temas yüzeylerinin oluşturulması	36
3.2.3 Sınır koşullarının ve yüklenme durumlarının uygulanması	38
3.2.4 Malzeme özelliklerinin atanması	39
4. SONLU ELEMANLAR ANALİZİ SONUÇLARI.....	41
4.1 Sonlu Elemanlar Analizi Sonucu Gerilme Dağılımları	41
4.1.1 Basma durumunda internal fiksatorlerin değerlendirilmesi.....	42
4.1.2 Düz eğilme durumunda internal fiksatorlerin değerlendirilmesi	44
4.1.3 Burulma durumunda internal fiksatorlerin değerlendirilmesi.....	47
4.2 Sonlu Elemanlar Analizi Yer Değiştirme Sonuçları	53

5. DEĞERLENDİRME VE SONUÇ	59
6. DAHA SONRAKİ ÇALIŞMALARA DAİR BAZI ÖNERİLER.....	61
KAYNAKLAR.....	63
EKLER.....	71
ÖZGEÇMİŞ.....	81



KISALTMALAR

APF	: Anterior Plak Fiksator
SPF	: Superior Plak Fiksator
ASPF	: Anteriosuperior Plak Fiksator
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
SEY	: Sonlu Elemanlar Yöntemi
3B	: Üç boyutlu
3D	: Three dimensional
NURBS	: Non-Uniform Rational Based Splines
FEM	: Finite Element Method



SEMBOLLER

E	: Elastite modülü
G	: Kayma modülü
σ	: Normal gerilme
τ	: Kayma gerilmesi
ν	: Poisson oranı
ϵ	: Birim şekil değiştirme
γ	: Açısal şekil değişimi
A	: Kesit alanı
F	: Kuvvet
L	: İlk boy
ΔL	: Uzama miktarı



ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2.1 : Klavikula ve implantın malzeme mekanik özellikleri.....	27
Çizelge 3.1 : 3B katı SEA modelindeki parçaların eleman özellikleri.....	36
Çizelge 3.2 : SEA modeli temas parametreleri.....	37
Çizelge 3.3 : Yükleme durumu parametreleri.....	38
Çizelge 3.4 : SEA malzeme mekanik özellikleri	39
Çizelge 4.1 : Basma durumunda plakların Von Mises gerilmeleri.....	42
Çizelge 4.2 : Basma durumunda vidaların maksimum Von Mises gerilmeleri.....	43
Çizelge 4.3 : Düz eğilme durumunda plakların Von Mises gerilmeleri.....	45
Çizelge 4.4 : Düz eğilme durumunda vidaların maksimum Von Mises gerilmeleri .	46
Çizelge 4.5 : Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketinde plakların Von Mises gerilmeleri.....	48
Çizelge 4.6 : Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketinde vidaların maksimum Von Mises gerilmeleri	49
Çizelge 4.7 : Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde plakların Von Mises gerilmeleri.....	51
Çizelge 4.8 : Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde vidaların maksimum Von Mises gerilmeleri	52
Çizelge 4.9 : Basma durumunda klavikulanın yer değiştirmesi.	54
Çizelge 4.10 : Düz eğilme durumunda klavikulanın yer değiştirmesi.	55
Çizelge 4.11 : Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketinde moment uygulanan noktanın açısal yer değiştirmesi	56
Çizelge 4.12 : Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde moment uygulanan noktanın açısal yer değiştirmesi	57



ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 : Kemiğin makro boyuttan nano boyuta hiyerarşik yapısı.	5
Şekil 2.2 : Kemiğin mikro ve nano yapısı.	7
Şekil 2.3 : Kemik hücreleri.	8
Şekil 2.4 : Kemik kırıklarının iyileşme aşamaları.	9
Şekil 2.5 : (A) Sagittal düzlem ve M-L eksen, (B) Frontal düzlem ve A-P eksen, (C) Transvers düzlem ve L-D eksen.	12
Şekil 2.6 : Anatomik hareketler	13
Şekil 2.7 : Üç boyutlu gerilme hali	14
Şekil 2.8 : Çeliğin gerilme-birim uzama diyagramı	15
Şekil 2.9 : Basit yükleme durumları ve sonrasında görülen bazı kırık şekilleri.	18
Şekil 2.10 : Klavikula anatomik yerleşimi (A) Üstten görünüş, (B) Alttan görünüş, (C) Omuz çemberi.	19
Şekil 2.11 : Klavikula üzerindeki kas ve ligament yapıları.	20
Şekil 2.12 : Klavikulanın SK eklem üzerinden üç düzlemdeki hareketi.	21
Şekil 2.13 : Klavikula kırıklarının mekanizması.	22
Şekil 2.14 : Açık el ve omuz üzerine düşmede klavikulaya etkiyen kuvvetler.	23
Şekil 2.15 : (A) Deplase orta hat klavikula kırığı görünümü, (B) Konservatif tedavi uygulamalarına örnekler.	24
Şekil 2.16 : Kırık fiksasyon yöntemleri (A) Plak fiksator , (B) Kirshner teli, (C) Eksternal fiksator.	24
Şekil 2.17 : Mekanik deneylerde kullanılan üç farklı plak tipine ait numuneler.....	26
Şekil 2.18 : Bir SEA modelinin ağ yapısı örneği	30
Şekil 3.1 : Üç boyutlu modellerin CATIA programına aktarılması (A) Klavikula kemik modeli (B) APF (C) ASPF (D) SPF.....	33
Şekil 3.2 : 3B katı model oluşturma adımları	34
Şekil 3.3 : Üç farklı plak modelinin kemik üzerine yerleşimi ve montajı, (A) APF (B) SPF (C) ASPF.....	34
Şekil 3.4 : HyperMesh programına aktarılan 3B CAD modeli	35
Şekil 3.5 : (A) Ağ yapısı oluşturulmuş SEA modeli, (B) Plak ağ yapısı, (C) Vida ağ yapısı, (D) Kemik ağ yapısı.....	35
Şekil 3.6 : Temas yüzey elemanlarının oluşturulması	36
Şekil 3.7 : Oluşturulan temas yüzeyleri (A) Plak-vida teması (B) Kemik-vida teması (C) Plak-kemik teması.....	37
Şekil 3.8 : Temas bağlantıları tamamlanan SEA modeli.....	38
Şekil 3.9 : Sınır koşulları ve yükleme durumları uygulanma noktaları.....	39
Şekil 4.1 : Ölçüm noktaları ve vida numaralandırılması	41
Şekil 4.2 : Basma durumunda internal plak fiksatorlerin Von Mises gerilme dağılımları	42
Şekil 4.3 : Basma durumunda internal plak fiksator-kemik yapısının Von Mises gerilme dağılımları	43
Şekil 4.4 : Basma durumunda klavikulanın Von Mises gerilme dağılımı.....	44
Şekil 4.5 : Düz eğilme durumunda internal plak fiksatorlerin Von Mises gerilme dağılımları	44
Şekil 4.6 : Düz eğilme durumunda internal plak fiksator-kemik yapısının Von Mises gerilme dağılımları	46
Şekil 4.7 : Düz eğilme durumunda klavikulanın Von Mises gerilme dağılımı	47

Şekil 4.8 : Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketinde internal plak fiksatörlerin Von Mises gerilme dağılımları	48
Şekil 4.9 : Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketinde internal plak fiksatör-kemik yapısının Von Mises gerilme dağılımları	49
Şekil 4.10 : Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketinde kemiğin Von Mises gerilme dağılımı	50
Şekil 4.11 : Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde internal plak fiksatörlerin Von Mises gerilme dağılımları	50
Şekil 4.12 : Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde internal plak fiksatör-kemik yapısının Von Mises gerilme dağılımları	51
Şekil 4.13 : Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde kemiğin Von Mises gerilme dağılımı	53
Şekil 4.14 : Klavikulanın yer değiştirme bileşenleri ve büyüklükleri	54
Şekil 4.15 : Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketinde kemiğin yer değiştirmesi	55
Şekil 4.16 : Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde kemiğin yer değiştirmesi	56
Şekil A.1 : Basma durumunda plakların arka yüzeyinin Von Mises gerilme dağılımları	72
Şekil A.2 : Düz eğilme durumunda plakların arka yüzeyinin Von Mises gerilme dağılımları	72
Şekil A.3 : Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketinde plakların arka yüzeyinin Von Mises gerilme dağılımları	73
Şekil A.4 : Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde plakların arka yüzeyinin Von Mises gerilme dağılımları	73
Şekil B.1 : Basma durumunda vidaların Von Mises gerilme dağılımları	74
Şekil B.2 : Düz eğilme durumunda vidaların Von Mises gerilme dağılımları	75
Şekil B.3 : Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketinde vidaların Von Mises gerilme dağılımları	76
Şekil B.4 : Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde vidaların Von Mises gerilme dağılımları	77
Şekil C.1 : Basma durumunda kemiğin Von Mises gerilme dağılımı	78
Şekil C.2 : Düz eğilme durumunda kemiğin Von Mises gerilme dağılımı	78
Şekil C.3 : Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketinde kemiğin Von Mises gerilme dağılımı	79
Şekil C.4 : Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde kemiğin Von Mises gerilme dağılımı	79

ORTA HAT KLAVİKULA KIRIKLARINDA KULLANILAN ÜÇ FARKLI INTERNAL PLAK FİKSATÖRÜN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE BİYOMEKANİK ANALİZİ

ÖZET

Vücudumuzda yatay yerleşimli en uzun kemik olan klavikula, direkt darbe ve açık el üzerine düşme gibi nedenlerle sıklıkla kırılan bir kemiktir. Klavikula kırıkları, genellikle kemiğin orta hattında oluşmaktadır. Günümüzde, bu kırıkların tedavisinde intramedüler çivi veya internal vida-plak ile fiksasyon metodu kullanılmaktadır. Klavikula kırıkları yaygın olarak konservatif yöntemlerle tedavi edilir fakat bu uygulama kırığın kaynamaması ya da yanlış kaynaması gibi fonksiyonel bozuklukları tedavi etmede yetersiz kalabilmektedir. İnternal plak-vida fiksasyonu, orta hat klavikula kırıklarının tedavisinde karşılabilecek bu noksanlıkları önlemede geniş olarak kabul edilmiş bir yöntemdir. Anterior ve superior plak fiksatörler, biyomekanik araştırmalarda ve cerrahi tedavide uzun süredir kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra son zamanlarda kullanılmaya başlanan yeni anterosuperior plağın klasik tasarımlara göre gelişmiş biyomekanik davranış göstereceği düşünülmektedir. Fakat hekimler arasında, fizyolojik yükleme durumlarının hepsi için optimum biyomekanik performansı sağlayan plak tasarımı konusunda henüz net bir fikir birliğine varılamamıştır.

Kırık hattının ve internal fiksatörlerin farklı yükleme durumları altında mekanik davranışlarını incelemek amacıyla biyomekanik testler ve bilgisayar yazılımı kullanılarak analizler yapılmaktadır. Kadavradan elde edilen kemiğin veya klavikulanın anatomik özelliklerini yansıtan yapay kemiğin (Sawbone) numune olarak kullanıldığı biyomekanik testlerin sonucu yüksek doğrulukta olmasına rağmen bu testler zaman alıcı ve maliyetlidir. Biyomekanik testlerin yanı sıra son yıllarda ortopedi alanında kabul görmüş Sonlu Elemanlar Yöntemini esas alan bilgisayar yazılımları da geçerli ve doğrulanmış bir model oluşturulduğu takdirde kemiğin farklı kuvvetler altındaki fiziksel koşullarını düşük bir hata payıyla gösterebilecek kabiliyettedir.

Bu tez çalışmasında, üç boyutlu bilgisayar modellerini (CAD modeli) oluşturmak için İstanbul Teknik Üniversitesi Biyomekanik Laboratuvarında daha önce deneysel biyomekanik testleri yapılan dördüncü nesil, sol klavikula yapay kemik numunesi ve özel sipariş üzerine üretilen (İlerimed, İstanbul) aynı kesit alanına sahip üç farklı tasarım olan anterior plak fiksatör (APF), anterosuperior plak fiksatör (ASPF) ve superior plak fiksatörün (SPF) orijinal 3B plak çizimleri kullanılmıştır. Üç boyutlu görüntüler CAD programı olan CATIA programında hacimsel katı model haline getirilmiştir. Daha sonra klavikula modeli orta hattında 5 mm'lik osteotomi hattı oluşturacak şekilde iki parçaya bölünmüştür. Klavikulanın anatomik bütünlüğünü sağlamak için cerrahide yerleştirilen pozisyonlarda internal plak fiksatörler yerleştirilip bu plaklar, uygun vida bağlantıları ile klavikulaya bağlanarak montaj işlemi tamamlanmıştır.

Sonlu elemanlar analiz modelini hazırlamak için montajı tamamlanan üç boyutlu kemik-plak-vida yapısının HyperMesh programında ağ yapısı (mesh) oluşturulmuştur. Modellerin malzeme, sınır şartları, analiz türü tanımlanmış ve temas bağlantıları yapılmıştır. Orta hat klavikula kırıkları tedavisinde kullanılan bu üç internal plak fiksatör modelinin basma, düz eğilme ve burulma yüklenme durumlarında sonlu elemanlar bilgisayar yazılımını kullanan ABAQUS programında yapısal statik analizi yapılmıştır. Bu yükleme durumları günlük hayatta klavikulanın en fazla maruz kaldığı

durumlar olup literatürden elde edilen kuvvet ve moment değerleri bilgisayar simülasyonunda analiz parametresi olarak kullanılmıştır.

Sonlu elemanlar analizi yapılan bu implant tasarımlarının günlük hayatta tekrarlanan fizyolojik yükleme durumlarında, malzeme mekanik özellikleri bakımından emniyetli olduğunu değerlendirmek için klavikula, plak ve vidalardaki Von Mises gerilme dağılımları incelenmiştir. Klavikula üzerine yerleştirilen internal plak fiksatörlerin kırık bölgesinin stabilitesi üzerine etkisini değerlendirmek amacıyla klavikulanın distal ucunda meydana gelen yer değiştirmeler ölçülmüştür.

Analiz sonucu plakların orta iki vida deliği arasındaki bölgede belirlenen otuz noktadan elde edilen Von Mises gerilme değerlerine göre basma durumunda; gerilme değeri ASPF'ye göre düşük, APF'ye göre oldukça düşük olan plak olan SPF'dir. Plakların orta iki vida deliği arasındaki bölgede belirlenen otuz farklı noktadan alınan gerilme değerlerine bakılarak düz eğilme durumunda; gerilme değeri en küçük plak APF iken en yüksek gerilme gözlemlenen plak ASPF olmuştur. Burulma durumunda plaklardaki maksimum Von Mises gerilme değerlerine bakıldığında en fazla gerilmeye sahip plak SPF iken ASPF diğer iki tasarıma göre oldukça düşük gerilmeye sahiptir.

Sonlu elemanlar analizi sonucu, klavikulanın distal ucunun her üç düzlemdeki yer değiştirmeleri değerlendirildiğinde basma yüklemesinde en az yer değiştirme gösteren plak SPF iken APF, ASPF ile kıyaslandığında daha fazla yer değiştirmiştir. Düz eğilme yükleme durumunda klavikuladaki yer değiştirmelerin değerlendirilmesi sonucunda, en az yer değiştirme APF'de ölçülürken SPF'de nispeten daha fazla yer değiştirme ölçülmüş, ASPF'de ise diğer iki plak fiksatöre göre oldukça fazla yer değiştirme görülmüştür. Rotasyonel kuvvetlerin etkisinde, klavikulaya moment uygulanan düğüm noktasının açısallık yer değiştirmesi incelendiğinde en az yer değiştirme ASPF'de görülmüştür. APF plağın açısallık değiştirmesi, ASPF'ye yakinken her üç plak, açısallık yer değiştirme bakımından kıyaslandığında en fazla açısallık yer değiştirme APF plakta gözlenmiştir.

Dört farklı yükleme durumu sonrasında klavikula üzerindeki Von Mises gerilme değerleri incelendiğinde, her üç plağın kullanıldığı klavikula modellerinde oluşan maksimum gerilme 80 MPa olmuştur. Analizde kullanılan klavikula modeli, tamamen kortikal kemikten oluşmuştur ve kortikal kemiğin akma dayanımı 123 MPa'dır. Buna göre, her üç plak modelinin de kemikte kalıcı deformasyona neden olmadan işlev gördüğü ve biyomekanik olarak kullanılabilir olduğu sonucu çıkarılmıştır.

Bu tez çalışması sonucunda plak, vida ve klavikulada meydana gelen Von Mises gerilmesi ve klavikulanın yer değiştirme sonuçlarından yola çıkarak, klavikulanın günlük hareketler sırasında sıklıkla maruz kaldığı rotasyonel kuvvetlerin etkisi altında ASPF tercih edilebilir, biyomekanik açıdan kullanışlı bir tasarımdır. Ağırlıklı olarak ikinci etkili olan eğilme kuvveti etkisi altında ise kırık uçları arasında yük geçişini sağlayan biyomekanik açıdan en uygun plak APF'dir. Diğer yükleme durumlarına göre nadir etkili olan basma zorlanmasına karşı en iyi dayanım gösteren plak ise SPF olarak bulunmuştur.

BIOMECHANICAL ANALYSIS OF THREE DIFFERENT INTERNAL PLATE FIXATORS FOR MIDSHAFT CLAVICLE FRACTURES USING FINITE ELEMENT METHOD

SUMMARY

The clavicle bone is the only long bone in the human body that lies horizontally. Compared with other bones, the location of the clavicle is superficial and there are few muscles to provide protection to this bone; thus, clavicle fractures are very common in clinical practice and usually occur in the midshaft of the bone especially due to direct impact. Currently, internal plate fixation and intramedullary (IM) nail methods are used in the surgical treatment of these fractures. Most clavicle fractures had been treated conservatively but this practise may be inadequate to cured some functional impairments such as malunion, nonunion and instability. Open reduction internal fixation method has been generally accepted for treatment of midshaft clavicle fractures to prevent this functional impairments. Anterior and superior clavicle plates have been used in biomechanical and surgical researchs for a long time. In addition to this, it has been thought that the recently used novel anterosuperior clavicle plate will present enhanced biomechanical behaviour over conventional designs. However, there is no clear consensus among surgeons about a plate design that provides optimal biomechanical performance under all physiological loading cases.

Experimental biomechanical tests and computer aided software are used to analyze the mechanical behaviors of clavicle plates and clavicle fractured zone under loading. Experimental biomechanical tests utilize specimens such as cadaver bone, artificial bone (Sawbone) that reflecting the anatomical characteristics of human bone. Although these test results has high accuracy, these tests are time consuming and overcosting. Beside biomechanical tests, computer software based on Finite Element Method have been used in the field of orthopedics, in recent years. These softwares are capable of displaying the physical behaviour of the bone under physiological forces with a low margin of error if a validated and verified model is established.

The aim of this thesis is to compare the biomechanical strength of the anterior, anterosuperior and superior fixation plates used in the treatment of comminuted midshaft clavicle fractures in terms of stress and strain using Finite Element Method. It will help the researchers and the clinicians alike for the better treatment of patients and future development of new fixation designs.

The biomechanical behaviours of three custom-made internal clavicle plate designs that has identical cross-sectional areas and lenghts but different design geometries were compared under multiple mechanical loading cases using Finite Element Method. Firstly, fourth generation left artificial clavicle specimen (Sawbones Europe, Malmö, Sweden) was used for three-dimensional (3D) clavicle model reconstruction. The custom-made plates (Ilerimed, Istanbul, Turkey) that has identical cross-sectional areas and three different design geometries which are anterior (APF), anterosuperior spiral (ASPF) and superior (SPF) plate fixator were also used for 3D model reconstruction. These plate fixator and artificial clavicle specimen were used for

experimental biomechanical study in Istanbul Technical University Biomechanics Laboratory. To create the CAD model; original 3D plate drawings and the anatomic features of the artificial clavicles were utilized. This CAD model of clavicle and anterior (APF), anterosuperior spiral (ASPF) and superior (SPF) plate fixator imported to CATIA (Dassault Systèmes SA., France) and to represent a midshaft fracture, a fracture gap of 5 mm is formed. Plate hole distance were assigned to the bone in the plate hole direction and there are six holes for each clavicle plate model. Axial directions of the holes were perpendicular to the surface of clavicle plates. The distance between the holes on both sides of the fractured ends is 50 mm and the distances of the other consecutive holes are 15 mm. Six screws with 4.0 mm diameter and 30 mm length were inserted into the screw holes for each model. The screws were sorted from proximal to distal and termed starting with the first screw S1 and ending with the last screw S6.

In order to prepare the Finite Element model, three dimensional mesh structure was created in Hypermesh (Altair Engineering Inc., Canada). To facilitate the locking mechanism between bone-screw and screw-plate interfaces, screw threads were removed. The boundary conditions between bone-screw and screw-plate interfaces were assigned as frictional contact and its friction coefficients were defined 0.36 and 0.38, respectively. To avoid bone plate penetration into the clavicle, especially, around the fractured site, a frictionless contact behavior was defined for the contact pair.

The material properties for each solid component in the finite element models. Titanium alloy (Ti6Al5V) material was used for plates and screws and the clavicle model was considered entirely cortical bone because of its anatomically stiff structure. By completely constraining the proximal end of the clavicle, four loading cases were respectively applied at the distal end of the clavicle for determining the multiple biomechanical behavior of three clavicle plate models: an 100 N cantilever bending load (downward); an 100 N compressive load (axial direction); an 1 N.m torsion load (counter clockwise) and 1 N.m torsion load (clockwise). The tetrahedral elements (C3D4) were used all plate models and performance of FEM analysis determined according to convergence tests of total strain energy. All pre-processing steps were executed Hypermesh (Altair Engineering Inc., Canada).

By considering biomechanical stability and implant safety, the Von Mises stress (equivalent stress) was used to display the stress in the clavicle plate and plate-screw unit by means of the ABAQUS (Dassault Systèmes, France). It was also compared by analyzing the displacements of distal end of clavicle in different loading cases.

For all simulated model in various loading cases, stress concentrations on the clavicle plates were observed. According to the measurements taken from 30 points on each plate model, the Von Mises stress values are evaluated. For each three clavicle plates, the highest stress on the plates was observed in the transition zone where bone fracture occurred. Because the structural continuity of the clavicle is distorted by the fracture, transfer of the entire load in this zone to that proximal side of clavicle is provided by only clavicle plate. Therefore, in the defect zone where the cross-sectional area of the bone and plate structure is the smallest, the force per unit surface, that is stress, is higher than the other parts of the plate. Under cantilever bending load, the biomechanical strength of the APF design is considerably higher than that of the ASPF. The compressive force acts in the direction of the long axis of the clavicle, especially in midshaft clavicle fractures which are commonly encountered as a result of falling directly on the shoulder. Under compressive load, Von Mises stress values of SPF is significantly lower than that of APF and ASPF. The clavicle has been shown to rotate approximately 40°-50° during active forward elevation of the arm and is exposed

torsional forces. Torsional simulation studies was realized two loading cases in forward and backward rotational direction, along clavicle long axis. According to stress analysis in torsion loading case, Von Mises stress values of SPF is higher than that of APF and ASPF.

Each of multiple loading situations applied to the clavicle causes the nodes of the FEM model of the clavicle to be displaced. To estimate this, we measured the magnitude and three components of displacement vector. Under cantilever bending loading, anterior clavicle plate is the most stable due to minimum displacement while anterosuperior clavicle plate has the lowest stability because of the maximum displacement, in terms of biomechanical behavior. In case of compression loading, in the implementation in which the superior clavicle plate is used, the relative displacement to the measuring points is considerably less. Under rotational forces, anterosuperior clavicle plate is found biomechanically highly stable because of minimum displacement of distal end of clavicle when it compared the other plate fixator models used.

The maximum Von Mises stress in the clavicle models of all three plates was 80 MPa when the stress values on the clavicle were examined after three different loading cases. The yield strength of the clavicle cortical bone is 123 MPa. Accordingly, it is concluded that all three plate models operated without occurring plastic deformation in the clavicle and could be used biomechanically.

In conclusion, in the treatment of midshaft clavicle fractures using open reduction internal plate fixation method, the plate provides better biomechanical strength than other plates under compression load. In case of cantilever bending, the anterior plate help to regulate ideally biomechanical function of the clavicle since the plate has the least stress value compared to the other plates. Under rotational forces, biomechanical strength of the anterosuperior plate fixator is significantly higher than anterior plate fixator and relatively higher than superior plate fixator. Since the amount of physiologic rotational forces on the clavicle is not known, clinical relevance of this difference between the anterosuperior and anterior plate fixators needs to be investigated with further clinical studies and finite element studies about bone biomechanics. However, biomechanical advantage of the anterosuperior plate fixator can be a reason for its preference.

1. GİRİŞ

Bilinen en eski temel bilimlerden biri olan tıp bilimi, insan vücudunun anatomisi, fizyolojisi ve genetiği konusu üzerinde yüzlerce yıldır araştırmalar yapılan bilimsel araştırma konusu bakımından geniş yelpazeye sahip olan bir disiplindir. Biyomekanik ise yaşayan organizmaların yapısı ve hareketlerini mekanik yasalarla ilişkili olarak inceleyen bir bilim dalıdır. Doku mühendisliği, yumuşak ve sert dokuların biyomekaniği, rehabilitasyon mühendisliği gibi alt dallara ayrılan biyomekanik, sağlık bilimleri ile mühendislik bilimlerinin kesiştiği noktada sağlık alanındaki mevcut problemlere çözüm arayan ve insanların hayat kalitesini potansiyel olarak iyileştirmeyi amaçlayan multidisipliner bir çalışma alanıdır. Biyomekaniğin başlıca çalışma alanları; tıbbın ortopedi ve travmatoloji, diş hekimliği ve çene cerrahisi, plastik cerrahi, kardiyoloji gibi alanlarında kullanılan biyomalzemelerin ve canlı dokularla organların mekanik dayanımlarının değerlendirilmesi, spor hekimliği ve nöroloji gibi alanlarında uygulanan hareket analizi, EMG sinyallerinden yararlanarak robotik uzuvların kontrol edilmesidir.

Sert doku biyomekaniği, kemik ve kırıkdağın yapısını malzeme bilimi açısından değerlendirirken kemiğin mekanik davranışının modellenmesi, simülasyonla denenmesi ve tahmin edilmesi konusunda bilgi verir. Ayrıca klinik araştırmacıların uyarılmış kemik yenilenmesi çalışmalarına, güvenilir ve yenilikçi yaklaşımlar getirirken yapay kemik ve eklem implantlarının tasarlanması ve performanslarının test edilmesi için uygulanabilir yöntemler arar.

Deneysel biyomekanik araştırmalar yapmak; numune temininin zorluğu, testler için laboratuvar çalışmasının gerekliliği ve her testin kendine özgü olması, test düzeneğinde birebir insan vücudundaki davranışının modellemesinin güçlüğü gibi nedenlerle zaman alıcı, maliyetli ve sonuçların yorumlanmasında hekim ve mühendislerin fikir birliğine varması açısından zordur. Günümüzde sağlık alanındaki sorunların çözümünde bilgisayar destekli tasarım ve Sonlu Elemanlar Yöntemini kullanan analiz yazılımları kullanımının yaygınlaşması ve bu analizlerin mekanik

testlere yakın yüksek tutarlılıkta sonuçlar vermesi biyomekanik alanındaki gelişmelere ivme kazandırmıştır.

Kemik kırıkları ve yaralanmalar göz önüne alındığında, ilkel zamanlarda vahşi doğayla mücadele ederken yaralanan insanoğlu, günümüzde günlük hayatın kişileri daha da gezgin hale getirmesi ile birlikte trafik kazalarından basit ev kazalarına birçok kırık ve yaralanmaya maruz kalmaktadır. Özellikle omuz ve el üzerine düşmeler klavikulada kırık veya çıkık ile sonuçlanmaktadır. Klavikula, insan vücudunda üst ekstremité kırık vakalarında yaygın olarak karşılaşılan kemiktir ve hastane acil servis kayıtları değerlendirildiğinde, klavikula kırıkları tüm kırıkların %5 - %10 unu oluşturur. Bu kırıklar genelde genç aktif bireylerde ve çocuklarda görülür [1]. Kırık bölgesini tanımlamak için klasik olarak klavikula üç parçaya bölünür. Klavikula kırıklarının %80 ini oluşturan orta hat kırıkları en yaygın rastlanan kırıktır [2, 3]. Kırık bölgesi, kemiğin açısı olarak yer değişimi ve çevresindeki yapılarla ilişkisi uygun tedavi yönteminin belirlenmesi için önemlidir. Geleneksel olarak, klavikula kırıkları cerrahi operasyona gerek duymadan tedavi edilmektedir. Orta hat klavikula kırığı tedavisinde konservatif tedavi seçimine bağlı olarak operasyon sonrası kırık bölgesinde gelişebilecek kemiğin kaynamama ya da yanlış kaynama gibi komplikasyonlarını en aza indirmek için açık ameliyat ile kırık kemik üzerine internal fiksator yerleştirilmesi tercih edilir [4-7]. Son yıllarda orta hat klavikula kırıklarının tedavisinde anterior, superior ve anterosuperior plak fiksatorler kullanılmaktadır [8].

Orta hat klavikula kırıklarının cerrahi tedavisinde çeşitli teknikler kullanılmaktadır. Bunlardan plak fiksasyonu, klavikula kırıkları için kullanılan en yaygın uygulamadır çünkü bu yöntem kemiğin tedaviden sonra yeniden eski haline gelmesini ve yeteri kadar stabil olmasını sağlar [9]. Fakat plak fiksasyonu geniş nüfuzlu ve kemik boyunca yumuşak doku kesip ayırmayı gerektirir bu klavikulaya kan akışı oluşturup kemik iyileşmesini engelleyebilir. Diğer bir seçenek olan intramedüller fiksasyon daha az yumuşak doku kesip ayırma ve daha fazla kozmetik kesilerle gerçekleştirilebilmektedir. Bu zamana kadar Steinman çivisi, Hagie çivisi, Rockwood klavikula çivisi ve elastik titanyum çivi gibi çok çeşitli çivi fiksatorler kullanılmaktadır. Fakat bunlardan sadece birkaçı fiziksel şartlar altında yeterli stabiliteyi sağlayabilir [10]. Çivinin kırık kaynama hattında çıkıntıya neden olması sonucu, fiksatorün yer değiştirmesi ve yumuşak dokunun hassasiyet göstermesi gibi bazı komplikasyonlara yol açabilir.

Genellikle basma, burulma, düz eğilme veya üç nokta eğilme gibi basitleştirilmiş yükleme durumlarında deneysel biyomekanik çalışmalar yapılmıştır [11]. Superior plak yerleşiminin eğilmeden kaynaklı kırılmayı önlenmede anterioinferior yerleşime göre daha iyi sonuç verdiği bulunmuştur [12-14]. Bununla birlikte, anterioinferior yerleşim aksiyal basma ve burulma durumlarında daha iyi stabilite sağlamıştır [14]. Diğer yandan dört nokta eğilme testi kullanılarak yapılan çalışmalarda anterioinferior plak yerleşimi superior plak yerleşimine göre yine daha kararlı bir yapı sağlamıştır [11, 15]. Daha önce yapılan çalışmalar, bağlantıların kilitli ya da kilitli olmayan vida ile yapılmasının farklı sonuçlanmadığını ve sonuçların mekanik yükleme durumu, plak yerleşimi, bikortikal ya da unikortikal vida kullanımı gibi şartlara bağlı olduğunu göstermektedir [12, 14, 16, 17].

Bazı durumlarda klinik araştırmalar ya da in-vitro çalışmalar yardımıyla cerrahi protokollerin veya implantın biyomekanik stabilitesini değerlendirmek zor ya da mümkün değildir. Klavikulanın yüklenme tipinin ne olduğu, plağın hangi mekanik etkilere maruz kaldığı hakkında daha fazla bilgi edinme, yük durumlarını belirgenleştirme ve klavikulaya fizyolojik olarak etkiyen kas ve eklem kuvvetlerinin iyi bir şekilde anlaşılması, kemik-plak etkileşimi gibi konularda en etkili yol, vücutta klavikula dışında da kanıtlanmış kullanışlı bir araç olan simulasyondur [18-20]. Sayısal bir yöntem olan mühendislik ve matematiksel fizik problemlerini çözmek için kullanılan sonlu elemanlar yöntemi, ortopedik araştırmalarda geniş kabul görmüştür. Klavikula Sonlu Elemanlar modeli, geçmiş çalışmalarda ağırlıklı olarak trafik kazalarında yaralanma tahmini için sağlam klavikuladaki meydana gelen değişiklikleri değerlendirmek için yapılan simulasyonlarda kullanılmıştır [21-24]. Sonlu elemanlar analizi çalışmaları, kemiğin iç kısmının ve kompleks kemik yapılarının gerilme dağılımının, hasar sonrası kemiğin adaptasyonunun ve optimal ortopedik implant tasarımlarının net bir biçimde incelenmesini mümkün kılar [25-27]. Ayrıca sonlu elemanlar yöntemi, kemiğe gelen yükleme kuvvetlerinin, kırık tipi gibi durum parametrelerinin ve cerrahi sonuçları daha iyi tahmin etmek amacıyla kadavra örnekleri ile yapılan deneylerdeki fiksasyon implantlarının test edilmesine de imkan sağlar.

Klavikula kırıklarının fiksasyonu için gerçeğe uygun biyomekanik deney düzeneği ve ortopedik implantlar tasarlamak, in vivo ortamda klavikulaya etkiyen fiziksel kuvvetler ile ilgili net bir bilginin olmaması nedeniyle oldukça zordur. Bu konuyla

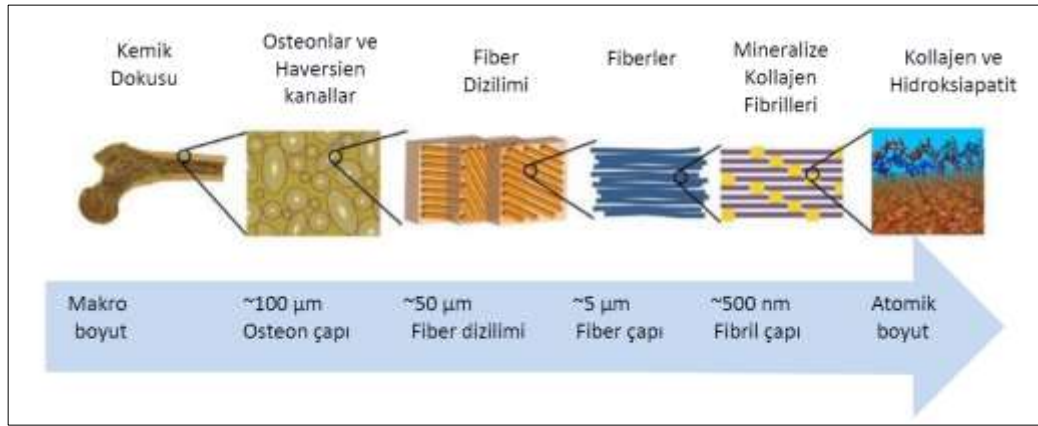
ilgili ilk biyomekanik çalışma, klavikular fiksasyon ameliyatı sonrasında erken mobilizasyon süresince üst ekstremité hareketleri için gerçeğe yakın yükleri tahmin etmede geçerli bir matematiksel modelin kullanılması ile ilgili çalışmadır. Çoklu vücut kas-iskelet modelinden insan kolunun masadan bir cismi kaldırması hareketi göze alınarak buradan elde edilen kas tepki kuvvetleri, orta hat klavikula kırıklarında kullanılan superior medial ve inferior medial plakların dört nokta eğilme ve burulma testleri için yükleme şartı olarak kullanılmış, sonuçlar eğilme ve burulma moment değerlerindeki açışişimine göre her bir plak için değerlendirilmiştir [11]. Bir başka çalışmada, klavikulanın kas ve ligament bağlantıları, çoklu kas-iskelet modelinden elde edilip bağlantılardan klavikulaya gelen kuvvetlerin, vücut ortamındaki gerçek kuvvetlere uygunluğu test edilerek geçerliliği onaylanmıştır. Buradan elde edilen kuvvetler, üzerine vida bağlantılarıyla anterior ve superior plak fiksator yerleştirilen kırık klavikula modeline uygulanarak kemik, vida ve plak fiksatordeki gerilme dağılımları analiz edilmiştir [28]. Ayrıca, omuz hareketi sırasında sağlam klavikula kemiği boyunca oluşan kuvvet, hem Sonlu Elemanlar Yöntemi hem de kadavra biyomekanik modeli üzerinde ölçülmüştür. Bu çalışmada, klavikulanın orta hattı civarında omuz abduksiyonu sırasında ortalama kuvvet değeri olarak oldukça fazla aksiyal basma ve humerusun internal ve eksternal rotasyonu ile birlikte burulma gözlemlenmiştir [29].

Bu tez çalışmasının temel amacı orta hat klavikula kırıklarının tedavisinde kullanılan kemik üzerinde yerleşimi farklı fakat kesit alanı ve kemik eksenini boyunca uzunluğu aynı olan üç farklı tasarımın Sonlu Elemanlar Yöntemi bilgisayar yazılım programı kullanarak klavikula biyomekaniği ve implant emniyeti açısından değerlendirmektir. Her bir plak için günlük hayatta klavikulanın maruz kaldığı basma, düz eğilme ve burulma yükleme durumlarının her biri için bilgisayar benzetimi yapılmıştır. İnternal plak fiksatorler bilgisayar benzetimi sonuçlarına göre klavikula, vidalar ve plak fiksatorlerdeki gerilme dağılımlarına bakılarak biyomekanik işlevsellik ve kullanım açısından karşılaştırılmıştır.

2. TEMEL BİLGİLER

2.1 Kemiğin Yapısı

Kemik; yapısal destek, mineral iyon homeostozu, mineral depolama ve kemik yapısının korunması gibi çeşitli mekanik, biyolojik ve kimyasal fonksiyonları gerçekleştirmek için uyum içinde çalışan farklı boyutlardaki çeşitli malzeme yapılarının düzenlenmiş hali olan kompozit bir biyomalzemedir. Kemik materyalinin mekanik özelliklerini anlamak için kemik bileşenlerinin mekanik ve yapısal özelliklerini ve bu bileşenlerin hiyerarşik yapısal düzenin çeşitli seviyelerinde aralarındaki ilişkiyi anlamak oldukça önemlidir [30, 31]. Bu seviyeler ve yapılar şunlardır: (1) Makroyapı: süngerimsi ve kortikal kemik; (2) Mikroyapı: Haversian kanallar ve osteonlar; (3) Alt-mikroyapı: lamel; (4) Nanoyapı: fibriller, kollajen ve gömülü mineral; ve (5) Alt-yapısal yapı (birkaç yüz nanometrenin altında): yapı elemanlarının moleküler yapısı örneğin mineral, kollajen ve organik proteinler. Bu yapı, hiyerarşik olarak düzensizdir (Şekil 2.1).



Şekil 2.1 : Kemiğin makro boyuttan nano boyuta hiyerarşik yapısı [32].

Ana bileşen olarak tüm kemikler; kemik iliği, sinirler ve kan damarları barındırmasının yanı sıra kortikal ve trabeküler kemik olmak üzere iki tip kemik dokusundan oluşur. Bazı araştırmacılar kemiği, kortikal ve süngerimsi kemikten oluşan değişken gözeneklilik veya görünür yoğunluk (gözenekler dahil kütle/toplam hacim) ile karakterize edilebilen tek bir morfolojik malzeme olarak değerlendirirken [33, 34] bazıları ise kortikal ve süngerimsi kemiği iki farklı malzeme olarak ele alır. Süngerimsi

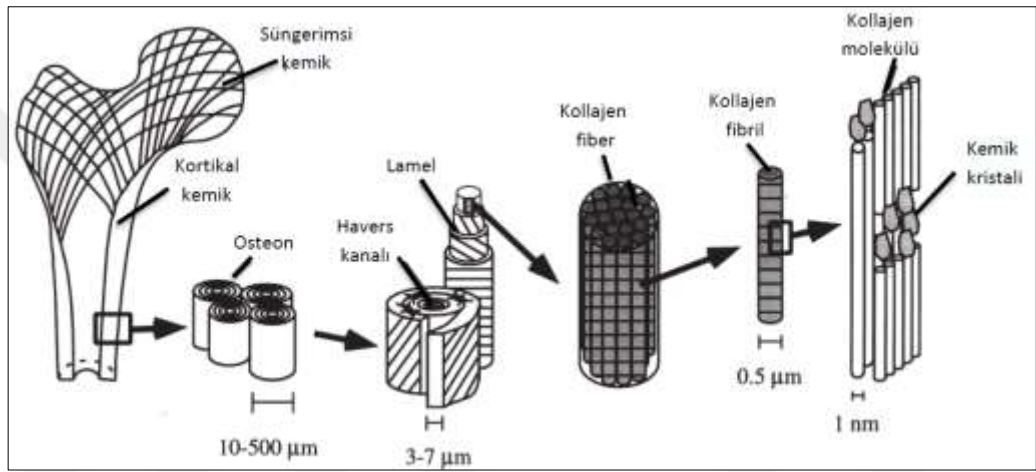
kemik materyali kortikale göre metabolik olarak çok daha aktiftir, daha sık yeniden yapılanma (bone remodelling) işlemi geçirir ve bu nedenle daha “genç”tir [35, 36].

Kemiksi çerçevelerden ve kemik iliği boşluklarından oluşan süngerimsi kemik yapısı, yapısal ve malzeme özellikleri açısından değerlendirilebilir. Yapısal özellikler, hem trabekülün hem de gözeneklerin bulunduğu ortama göre değişen özellikleri olarak tanımlanırken malzeme özellikleri, yalnızca trabeküler çubukların kendine has özellikleri olarak tanımlanmaktadır. Yapısal özellikler, global gerilme analizleri için önemliken; malzeme özellikleri, çeşitli kemik patolojilerinin, mikro düzeyde gerilme analizlerinin ve implant etrafındaki kemik adaptasyonunun karakterize edilmesinde önemlidir [37]. Mikro düzey gerilme analizleri, aynı zamanda implant-kemik arayüzünde gevşeme ve kemik resorpsiyonu (kemik dokusudaki minerallerin yıkıma uğrayıp kana geçmesi) hakkında da önemli bilgiler sunmaktadır [38].

Kortikal kemikte mekanik özellikler; gözeneklilik, mineralizasyon seviyesi ve kemik katı matrisinin organizasyonundan büyük ölçüde etkilenir bu yüzden makroyapı seviyesinde mekanik özellikleri ölçerek in vivo mikro özellikleri tahmin etmek zordur [39]. Genel olarak, makroyapı seviyesinde kemiğin mekanik özellikleri için değerler bir kemik türünden diğer bir kemik türüne değişmesinin yanı sıra aynı kemiğin farklı bölgesi için bile farklıdır [40]. Birçok kemiğin mekanik özelliklerini belirlemek için elastik modül, kayma modülü, Poisson oranı ve yoğunluk kullanılır. İnsan kortikal kemiğinin mekanik özellikleri farklı numunelere ve kemiğin vücuttaki yerine göre değişirken yoğunluk hepsinde aynıdır ve elastik modül ile arasında bir ilişki vardır. Büyük ölçüde, tüm kemikler arasındaki farklılık yapılarındaki ve mekanik fonksiyonlarındaki değişikliklerle açıklanabilir. Fakat kemiğin belirli bir türünün özelliklerini tek bir değerle tanımlamak yeterli değildir bunun yerine deneysel zorlukları ve gözlenen bölgesel heterojenliği de göz önüne alarak yalnızca belli bir aralıkta değerler verilebilir [38].

Mikron seviyesinde değerlendirildiğinde, mineralize kollajen fiberler lamel (3-7 μm) adı verilen düzlemsel yerleşime göre düzenlenir (Şekil 2.2). Lameler kemik, dokusal yapıların farklı türlerinde bulunur. En yaygın bilinen tür yetişkin insan kortikal kemiğinde bulunan merkezi bir kanalın çevresinde dizili eşmerkezli tabakalar şeklinde 10-15 lamelin oluşturduğu Havers kanalıdır ki bu kanal 50 μm çapında olup kan damarı kılcalları, sinirler ve çeşitli kemik hücrelerini barındırır. Osteon, yaklaşık 200-250 μm çapında ve 1-3 mm uzunluğunda, genel hatlarıyla kemiğin uzun eksen

boyunca paralel yerleşen Havers kanalları ve iç lameler alt yapılardan oluşan silindire benzer yapılardır. Volkman kanalı ise Havers kanalı ile aynı boyuta sahiptir fakat kemik içinde kan akışını kemik kesiti boyunca açışal olarak sağlamak için kemik eksenine yatay olarak uzanır. Osteonlar, insan yetişkin kortikal kemiğinin temel ayrılaşan birimini temsil ederken devamlı olarak parçalanmakta ve yerini kemik yeniden yapılanma işlemi almaktadır. Zamanla osteon tamamen ortadan kaldırılabilir böylece yeni osteon tarafından doldurulan bir emilim boşluğunun geride kalması sağlanır. Herhangi bir kemik kesitinde yeni osteonun mineralize olması aylarca sürebilen oldukça yavaş bir süreçtir [41].



Şekil 2.2 : Kemiğin mikro ve nano yapısı [38].

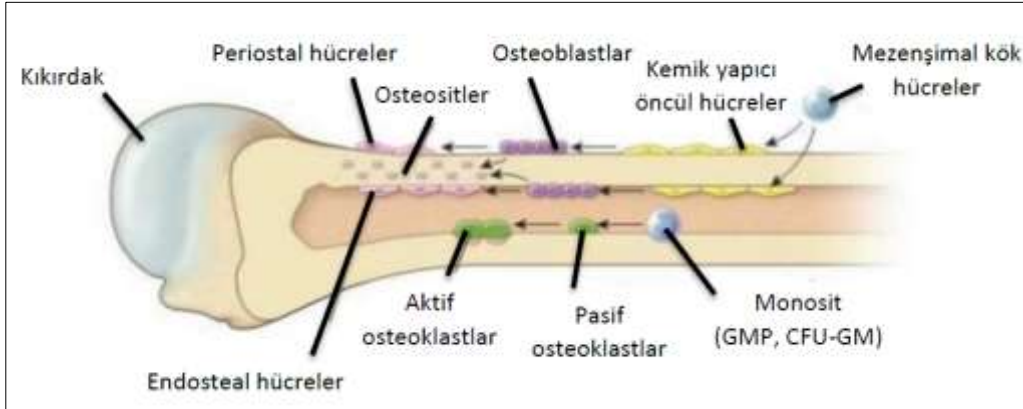
Nanometre boyutunda ele alındığında ise kemik, inorganik ve organik fazların ve suyun bileşimidir. Kemiğin ağırlık bakımından yaklaşık % 60'ı inorganik, % 30'u organik ve % 10'u su iken hacim olarak bu oranlar sırasıyla %40, %35 ve %25'tir [42]. Kemiğin inorganik fazı, doğal (tabii) kalsiyum fosfattan ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) oluşan, hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) olarak bilinen seramik kristal türünde bir mineralden oluşur [41]. Kemik hidroksiapatiti saf hidroksiapatit değildir çünkü küçük apatit kristali (2-5 nm kalınlık $\times$ 15 nm genişlik $\times$ 20-50 nm uzunluk) potasyum, magnezyum, stronsiyum, sodyum (kalsiyum iyonu yerine), karbonat (fosfat iyonu yerine), klorit veya florit (hidroksil iyonu yerine) gibi mineral katkıları içerir. Kemiğin organik fazı, ağırlıklı olarak tip-I kollajen (kemik ağırlığının %90'ı), daha az miktarda bulunan diğer kollajen tipleri (III ve IV) ve osteokalsin, osteonektin, osteopontin gibi kollajen olmayan çeşitli proteinlerden oluşur [43]. Kollajen molekülleri, her birinin kafa kısmı diğerinin kuyruk kısmına gelerek her bir molekülün arasında yaklaşık 40 nm boşluk ya da delik alanı olacak şekilde paralel olarak dizilirler [41]. Mineralleşme delik

alanında başlar, moleküler arası boşluklara doğru genişler ve mineralize fibrillerin oluşması ile sonlanır. Kollajen moleküllerinin, fibril içinde üç boyutlu diziliminin nasıl olduğu net bir şekilde bilinmemektedir. Fakat 20-40 nm çapında kemik bölgesindeki kollajen fibrilleri fibrilin bir kesitinde 200-800 kollajen moleküllerini bulundurduğu varsayılmaktadır.

2.1.1 Kemik hücreleri

Kemiğin hücresel bileşenleri kemik yapıcı öncül hücreler, osteoblast, osteoklast, osteosit ve kemik iliğinin kan yenileyici elemanlarından oluşur [44]. Kemik yapıcı öncül hücreler, mezenşimal kök hücrelerden gelişerek kemiğin dış yüzeyini kaplayan periostu (kemik dış zarı) ve kemiğin iç medüller yüzeyini kaplayan endosteumu (kemik iç zarı) oluşturur. Periost, yoğun bağ dokusundan oluşan damar tabakası olup eklem yüzeyleri hariç tüm kemik yüzeyini kaplar (Şekil 2.3).

Osteoblastlar olgun, metabolik olarak aktif, kemik yapıcı hücrelerdir. Osteoid salgılayarak mineralleşmemiş organik matrisi mineralleştirerek kemiğe sağlamlık ve sertlik sağlar. Kemik oluşturma süreci tamamlanmaya yakın bazı osteoblastlar osteositlere dönüştürülürken bazıları kaplama hücreleri olarak kemiğin periostal ve endosteal yüzeylerinde kalır. Osteoblastlar aynı zamanda osteoklastlar tarafından kemik rezorpsiyonun aktivasyonunda rol oynar.



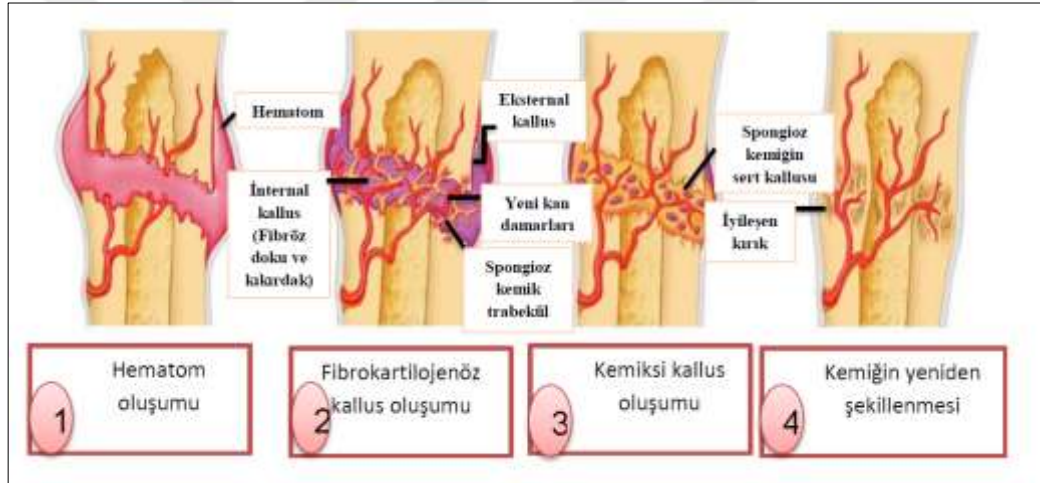
Şekil 2.3 : Kemik hücreleri [44].

Osteositler, kemik matrisi içine hapsolmuş olgun osteoblastlardır. Her osteositte silindirik kanallar yoluyla kan damarlarına ve diğer osteositlere uzanan bir sitoplazmik işlemler ağı bulunur. Bu hücreler, kalsiyum ve fosforun ekstraselüler kontrasyonunun kontrolünün yanı sıra lokal çevreye tepki olarak hücre-hücre etkileşimleri yoluyla adaptif yeniden biçim verme davranışında rol alır.

Osteoklastlar, hormonal ve hücrel mekanizmalarla kontrol edilen çok çekirdekli, kemiği absorbe eden hücrelerdir. Bu hücreler, çıplak kemik yüzeylerine tutunan “kesici koniler” olarak adlandırılan ve hidrolitik enzimleri serbest bırakarak kemik ve kireç haline getirilmiş kıkırdığın inorganik ve organik matrislerini çözen gruplar halinde işlev görürler [45].

2.1.2 Kırık iyileşme biyolojisi

Kırık iyileşmesi, temelde bir bağ doku iyileşmesi şeklindedir. Yumuşak doku iyileşmesinden farkı, osteoblast ve osteoklastların aktiviteleri ile özelleşmiş kalsifiye kemik dokusu oluşumudur [46]. Kemik iyileşmesi oldukça komplike bir olaydır ve genel olarak 3 evrede incelenir (Şekil 2.4): 1) Yangı (Hematom oluşumu), 2)Yenilenme (Kallus oluşumu), 3)Kemiğin yeniden şekillenmesi (Remodelling). Bu evreler birbiri ile ilişkilidir ve geçici olarak birbiri ile iç içe girebilir [47].



Şekil 2.4 : Kemik kırıklarının iyileşme aşamaları [47].

Kırık oluşumu ile birlikte kırık bölgesinde **yangı** da başlar ve yaklaşık 2-3 hafta devam eder. Yangı; kallus şekillenmesini tetikler ve kıkırdak ya da kemik formu oluşuncaya kadar devam eden bir süreçtir [47-49]. Kemiğin rejenerasyonunda, parathormon, kalsitonin, vitamin D metabolitleri gibi birçok faktör rol oynar ve bunların kan plazmasındaki seviyeleri artar. Hematom, kırık iyileşmesi için gerekli iki önemli faktörü sağlar. İlk olarak; oluşan hematoma ya da kan pıhtısı, kemik ucu ve komşu yumuşak dokuların arasını doldurarak kırık bölgesinde çok az da olsa mekanik bir stabilite sağlar. Şekillenen fibrin (pıhtı) kırık uçları arasında ince bir ağ oluşturur. Kırık bölgesine gelen fibroblastlar da kollajen salgılayarak, kırık uçlarını kollajen liflerle birbirine bağlar. Bunun sonucunda, kırık bölgesinde genç granülasyon dokusu

oluşmaya başlar [46-49]. İkinci olarak, hematoma bölgeye matris oluşumunu başlatan, osteoblastlara ve kondroblastlara dönüşen, osteoblast ve kondrosit öncü hücrelerini getirir [46, 47]. Bunların yanı sıra nekrotik ve hasara uğramış dokuları uzaklaştırmak için osteoklastlar ve makrofajlar da bölgeye gelir. Makrofajlar, bakterileri fagosite (yabancı oraganizma ve maddelerin biyolojik sindirilmesi) ederler ve köprü kallus oluşturma işlevini yürütürler. Kırık bölgesinde yüzeysel damarlaşma meydana gelir böylece kallus ve herhangi bir kortikal fragment beslenir. Yeni oluşan damarlar ekstrasvasküler boşluğa proteinlerin, mast hücrelerinin ve lenfositlerin geçişini sağlayacak yapıdadır. Bu kapiller sızıntı, fibroblastların beslenerek ara maddeyi ve kollajeni oluşturmalarını sağlar. Diğer yandan osteoklastlar ölü kemiğin uzaklaştırılması ve rezorpsiyon işlemlerini başlatır. Kırık iyileşmesinin ikinci ya da üçüncü gününde kırık bölgesinde osteoblast ve kondroblastlarda hızlı bir çoğalma görülür. Birbirini takip ederek gelişen bu olaylardan sonra yumuşak dokular arasındaki kemikte yeni kemik oluşturma yeteneği olan osteogenezis başlar [46, 48, 50, 51].

Kırık iyileşmesinin ikinci aşaması **yenilenme (kallus oluşumu)** evresidir. Osteogenezis devam eder ve kırık bölgesinde köprü kallus oluşumu sürer. Bu aşamada, dış etkenlerin kırık iyileşmesinde çok rolü vardır ve kırığın stabilizasyonu için büyük önem taşır. Ancak kırık bölgesindeki minimal hareketlerin varlığının önemi hala tartışılmaktadır [48, 52].

Kırık bölgesindeki pıhtının oluşturduğu fibrin ağları ve fibroblastlardan salgılanan kollajenlerin meydana getirdiği geç granülasyon dokusuna, bir hafta sonra osteoblast ve kondroblastların da gelmesiyle yumuşak fibröz kallus şekillenir. Daha sonra, osteoblastlardan osteoid üretilir ve kondroblastlar da osteoblastlara dönüşür. Yavaş yavaş ortama kalsiyum tuzlarının (hidroksiapatit) da çökmesi sonucu ön kallus şekillenmiş olur. Bu işlem 2-3 hafta sürer. Oluşan kallus serttir ancak hala dayanıksızdır. Böylece kırık uçları arasındaki stabilite artar. Stabilitenin artması ile fibrokartilagenöz kallusun oluşumunda birincil rol oynayan kan damarları medullada yeniden şekillenmeye başlar. Aynı zamanda periost ve endosteum kökenli osteoblastlar kemik matrisi yapımına başlar ve ön kallusun yerini yavaş yavaş kemiksi kallus alır. Bu aşamaya 4-6 haftada ulaşılır. Artık kemik kaynaması gerçekleşmiştir [46, 48-50, 53].

Kırık, kallus ile köprülendiği zaman **yeniden şekillenme (remodeling)** aşaması başlar. Oluşan büyük kırık kallusu, normal kemik iliği boyutuna ulaşınca kadar

osteoklastlar tarafından yıkılır. Bunun sonucunda Havers sistemi bulunan lameler kemik yapısı oluşur. Bu süreç yıllarca devam edebilir [48-51].

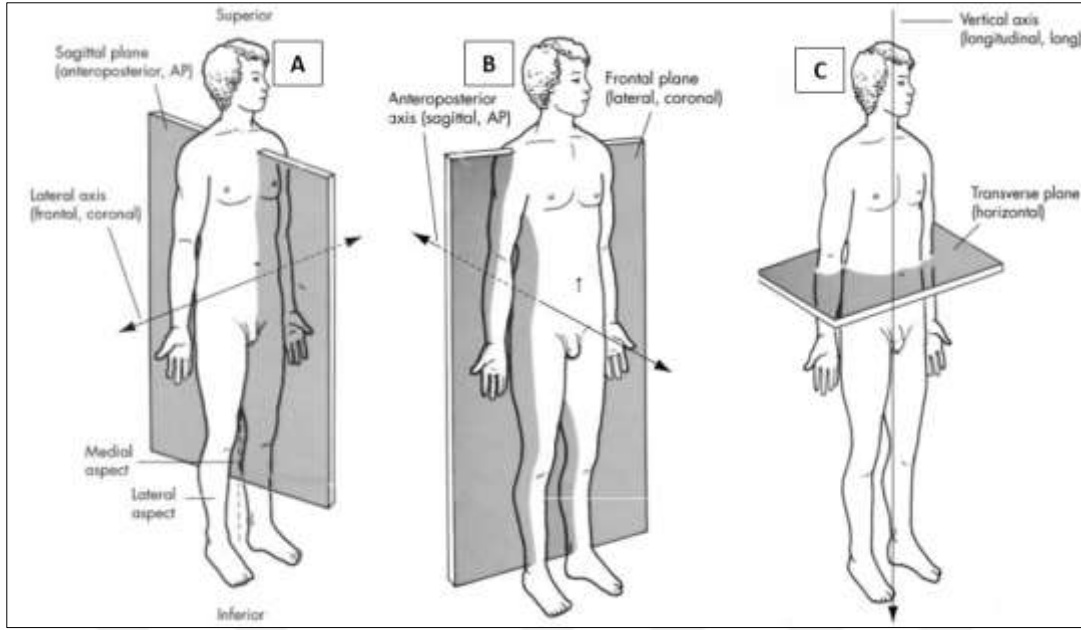
2.2 Anatomik Düzlemler ve Hareketler

Anatomik duruş; karşımızda ayakta dik duran, yüzü bize dönük, gövdesi dik, ekstremiteleri aşağı doğru sarkık ve avuç içleri öne bakan bir şahsın duruşu demektir. İnsan vücudundaki bir organın yeri ve komşuluklarının tarifi, eklemlerle yapılan hareketler normal anatomik duruşa göre yapılır. Vücudun anatomik pozisyonda yer aldığı duruma göre vücuttan geçtiği kabul edilen üç referans düzlem ve üç temel eksen vardır [54]. Şekil 2.5'te gösterilen bu üç vücut düzlemi:

1. **Sagittal düzlem:** Vücudu sağ ve sol olmak üzere iki eşit parçaya böler. Vücudun tam ortadan ikiye bölündüğü düşünüldüğünde orta hatta yakın kısma “*medial*”, dışı yakın olan kısma “*lateral*” denir.
2. **Frontal düzlem:** Vücudu ön ve arka olmak üzere iki eşit parçaya böler. Öne doğru karın yönünde olan kısma “*anterior*”, arkaya doğru ise “*posterior*” denir.
3. **Transvers (Horizontal) düzlem:** Vücudu alt ve üst olmak üzere iki eşit parçaya böler. Vücut bütünü içinde, baş tarafına doğru yapılan tariflerde “*superior*”, aşağıya doğru ise “*inferior*” denir.

Vücut eksenleri:

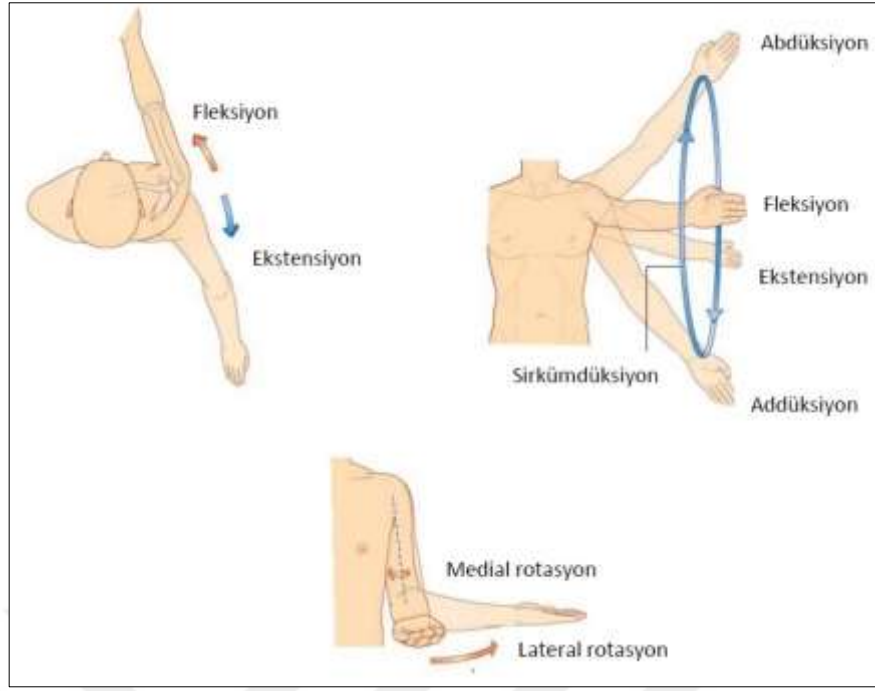
1. **Anteroposterior Eksen (A-P):** Vücudun önünden arkasına doğru geçen eksenidir.
2. **Mediolateral Eksen (M-L):** Vücudun sağından soluna doğru geçen eksenidir.
3. **Longitudinal Eksen (L-D):** Vücudun altından üstüne doğru geçen eksenidir.



Şekil 2.5 : (A) Sagittal düzlem ve M-L eksen, (B) Frontal düzlem ve A-P eksen, (C) Transvers düzlem ve L-D eksen [55].

Şekil 2.6’da belirtilen bazı anatomik hareketler [54, 56]:

- *Fleksiyon*, sagittal düzlemde vücudun bölümleri veya eklem kolları arasındaki açının küçülmesini sağlayan harekettir. *Ekstensiyon* ise fleksiyonun tersi hareket olup açının genişlemesini sağlar.
- *Abdüksiyon*, frontal düzlemde eklem kolunun orta hattan uzaklaşması hareketidir. *Addüksiyon* da frontal düzlemde ekstremitenin veya bir bölümünün orta hatta yaklaştırılması hareketidir.
- *Rotasyon*, vücudun bir bölümünün veya bir kemiğin uzun eksenini etrafında döndürülmesi hareketidir.
- *Elevasyon*, omuzun üç düzlemdeki hareketlerinin yanı sıra kolu hareket ettirmeden sadece omzu yukarı doğru kaldırma hareketidir. *Depresyonda* ise omuz aşağı doğru ittirilmelidir.
- *Sirkumdüksiyon*, dirsekler tam açık konumda iken 360 derece açıklıkla yapılan dairesel harekettir. Abdüksiyon, addüksiyon, fleksiyon ve ekstensiyon hareketlerini barındırır.



Şekil 2.6 : Anatomik hareketler.

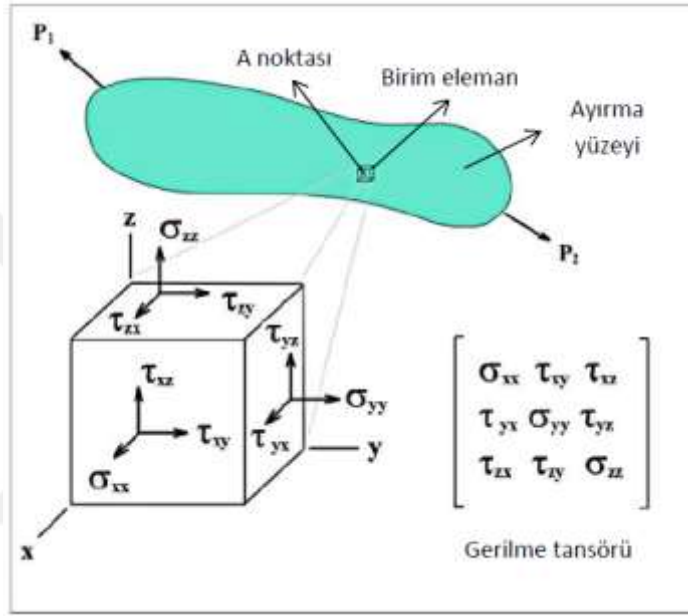
2.3 Mekanik Büyüklükler ve Kavramlar

Canlıların yapısını ve hareketlerini inceleyen biyomekanik, mekanik biliminin temel kavramlarını ve mukavemet denklemlerini kullanır. Biyomekanik araştırmalara ve tasarımlara yenilikçi bir yaklaşım getiren, son yıllarda gitgide yaygınlaşan Sonlu elemanlar analizi yazılımları da mekaniğin kavram ve denklemleri kullanır. Bu nedenle, SEA modeli oluşturmak ve sonuçlarını değerlendirmek için mekanik kavramlarını bilmek gerekir.

2.3.1 Gerilme ve birim şekil değiştirme

Dış kuvvetlerin ve/veya momentlerin etkisindeki bir cismi, bir düzlemle iki parçaya ayırınca oluşacak parçaların ayırma yüzeyleri üzerinde alana yayılı iç kuvvetler bulunacaktır. Ayrılan parçalardan birinin ayırma yüzeyi üzerinde bir A noktasında, sonsuz küçük alana sahip birim alana etkiyen kuvvete gerilme denir. Eğik gerilme vektörü; biri yüzeyin normali doğrultusunda diğeri de yüzeyin teğet düzlemi içinde bulunan iki bileşene ayrılabilir. Yüzeye dik olan bileşenine normal gerilme ve yüzeye paralel olan bileşenine ise kayma gerilmesi adı verilir. Şekil 2.7’de belirtilen σ_{xx} , σ_{yy} , σ_{zz} normal gerilmeleri ve τ_{xy} , τ_{yz} , τ_{xz} kayma gerilmelerini ifade eder.

Herhangi bir A noktasından geçen ayırma yüzeyi değıştikçe, o noktadaki eğik gerilme vektörü de değışir. Bu vektörler birbirinden bağımsız değildir, bunlar arasındaki ilişkiyi bulmak için A noktasından geçen ve normaleri aynı düzlem içinde bulunmayan üç düzlem ve bu düzlemlerdeki üç eğik gerilme vektörlerini ele alalım. Eğer bu üç düzlem birbirine Şekil 2.7’ deki gibi dikse A noktasından geçen bütün yüzeylerdeki gerilmelerin bulunması için gerekli olan büyüklüğün fiziksel adı *gerilme hali*’dir. Üç vektörün veya dokuz skalerin oluşturduğu matematiksel büyüklüğün adı *gerilme tansörü*’dür.



Şekil 2.7 : Üç boyutlu gerilme hali.

2.3.2 Çekme deneyi ve malzemenin mekanik özellikleri

Çekme deneyi, statik yük altındaki malzemelerin mukavemeti hakkında esas tasarım bilgilerini belirlemek ve malzemeleri özelliklerine göre sınıflandırmak amacıyla yapılır. Bunun için boyutları standartlara uygun deney numunesi çekme cihazına bağlanır, eksenel ve değışken kuvvetler uygulanarak buna karşılık numunede meydana gelen uzama değerleri kaydedilir. Çekme deneyi sonucunda numunenin temsil ettiğı malzemeye ait akma gerilmesi, çekme gerilmesi, elastisite modülü gibi temel mekanik özellikler elde edilir.

Malzemeye kuvvet uygulandığı zaman oluşan boy değışiminin (uzama miktarı), kuvvet uygulanmadan önceki ilk boy oranı birim şekil değıştirme (uzama) olarak ifade edilir.

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad 2.1$$

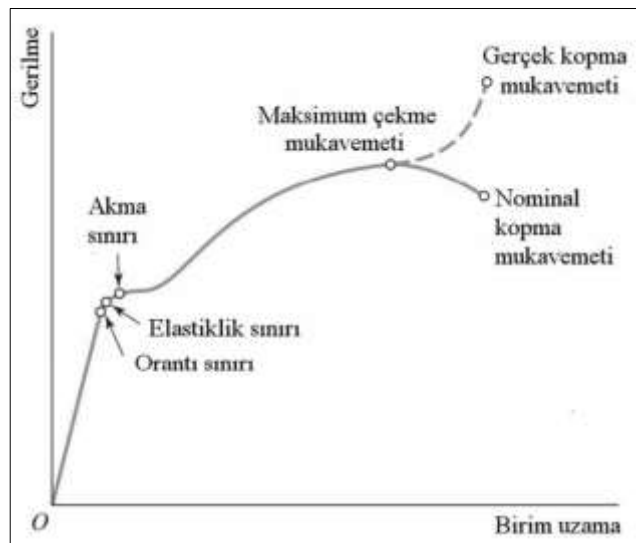
$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad 2.2$$

Denklem 2.1'deki σ gerilmeyi (Pa), F kuvveti (N) ve A kesit alanını (m^2) ve denklem 2.2'deki ε birim şekil değiştirmeyi (birimsiz), ΔL uzama miktarını (m), L ilk boyu (m) ifade etmektedir.

Çekme deneyi sonucunda gerilme-birim uzama (şekil değiştirme) eğrisi elde edilir (Şekil 2.8). Gerilme-birim uzama diyagramı üç bölümden oluşur. Bunlar, elastik deformasyon bölgesi, homojen plastik deformasyon bölgesi ve homojen olmayan plastik deformasyon bölgesidir. Cismin özellikleri cismin içindeki doğrultuya bağlı değilse malzeme izotroptur. Elastik bölgede izotrop malzemeye uygulanan kuvvet kaldırılırsa uzama miktarı sıfıra iner yani bu bölgede numunede kalıcı şekil değişimi olmaz. Elastikte modülünü (E), malzeme dayanımının (mukavemetinin) bir ölçüsüdür. Birim uzama ile normal gerilme (çekme ya da basma gerilmesi) arasındaki doğrusal ilişkinin bir sonucu olup birim uzama başına gerilme olarak $\sigma = E \cdot \varepsilon$ formülü ile tanımlanır [57].

Eğer gerilmeler kayma gerilmesi şeklinde ise $G = \tau/\gamma$ şeklinde bir ilişki vardır. Burada G kayma elastikte modülü, τ kayma gerilmesi ve γ açısal şekil değişimidir.

Poisson oranı (ν) malzemenin enine birim şekil değiştirmesinin boyuna birim şekil değiştirmesine oranıdır. Yaygın olarak bilinen malzemeler, 0 - 0.5 arasında değer alır.



Şekil 2.8 : Çeliğin gerilme-birim uzama diyagramı.

Uygulanan gerilme elastik bölgenin dışına çıktığında malzeme plastik şekil değişimine uğramaya başlar ve homojen deformasyon bölgesine girer. Bu bölgede, uygulanan gerilmeyle beraber meydana gelen dislokasyonlar, kaymayı meydana getirir ve malzeme kalıcı olarak şekil değiştirir. Bu bölgede numuneye uygulanan kuvvet kaldırıldığında kaymanın neden olduğu plastik şekil değişimi kalıcıdır.

Çekme işlemine devam edildiğinde bir noktadan sonra numunenin kesitinde herhangi bir noktada kesit büzülmeye başlar. Kesit alanı daraldığından taşıdığı net kuvvet azalır ve numune, genellikle kontrolsüz bir kuvvetle devam edip bu bölgenin sonunda kırılır.

Akma dayanımı, uygulanan çekme kuvvetinin yaklaşık olarak sabit kalıp plastik şekil değiştirmenin önemli ölçüde arttığı ve çekme diyagramının düzgünlük gösterdiği kısma karşılık gelen gerilme değeridir. Mühendislik malzemelerinin önemli özelliklerinden biridir.

Çekme dayanımı ise malzemenin kopuncaya ya da kırılıncaya kadar dayanabileceği en yüksek çekme gerilmesi olarak tanımlanır. Bu gerilme, çekme diyagramındaki en yüksek gerilme değeridir.

Malzemelerin, gevrek ya da sünek olduğu çekme deneyinden anlaşılır. Kesit daralması ve kopma uzaması gibi özellikler sünekliğin bir göstergesidir. Gevrek malzemeler, belirgin bir kesit daralması göstermeyip kırılırken, sünek malzemeler akma dayanımını geçince hasara uğrar. Genel gerilme durumunda, sünek ve gevrek malzemelerin hangi şartlarda hasara uğrayacağı konusunda birçok teori vardır.

2.3.3 Şekil değiştirme enerjisi (Von Mises) Teorisi

Sonlu Elemanlar Analizi sonuçlarını yorumlayabilmek için malzeme özelliklerini, hasar için emniyet katsayısını ve hasar teorilerini bilmek gerekir [58]. Genellikle, sünek malzemeler ve metaller için kullanılan bu teoriye göre, bir makine elemanın üzerindeki gerilmelerin neden olduğu şekil değiştirme enerjisinin büyüklüğü, çekme deneyinde akma noktasında meydana gelen şekil değiştirme enerjisine ulaştığında hasar gerçekleşir [59]. Teorik bir gerilme ölçüsü olan Von Mises gerilmesi, denklem 2.3’de belirtildiği gibi numunede oluşan normal gerilmelerin ve kayma gerilmelerinin şekil değiştirme açısından eş durumunu belirleyen ifadedir.

$$\sigma_V = \frac{1}{\sqrt{2}} \left[(\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 + 6(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{xz}^2) \right]^{1/2} \quad 2.3$$

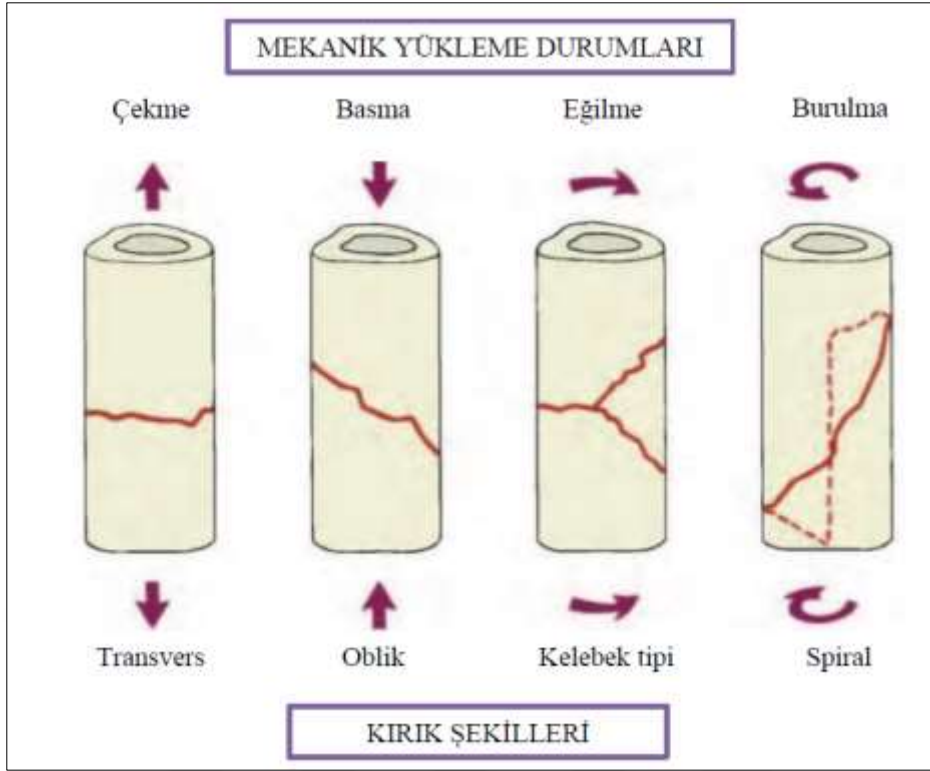
Çelik veya alüminyum gibi elasto-plastik özellik gösteren çoğu mühendislik malzemesinin yapısal güvenliğini değerlendirebilmek amacıyla, yaygın olarak Von Mises gerilmesi kullanılır. Teoriye göre Von Mises gerilmesi, akma dayanımına eşit olduğunda sünek bir malzeme akmaya başlar bu nedenle çoğu durumda, hasar sınırı olarak akma dayanımı kullanılır. Von Mises teorisine göre belirlenen emniyet katsayısı denklem 2.4' deki gibi tanımlanır.

$$S = \frac{\sigma_A}{\sigma_{Vm}} \quad 2.4$$

Burada; S emniyet katsayısı, σ_A akma dayanımı ve σ_{Vm} Von Mises gerilme değeridir.

2.4 Kemiğin Mekanik Yükleme Durumları

Günlük fizyolojik aktiviteler esnasında, kemiğin sıklıkla maruz kalabileceği temel birkaç yükleme durumu vardır ve bunlar tahmin edilebilir kırık şekillerine neden olur. Kompleks kırık şekilleri, aynı olay sırasında birden fazla yükleme durumu ve uygulama yönü olduğunu gösterir. Kemiğin hareketi esnasında oluşan temel mekanik zorlanmalar çekme, basma, kesme, eğilme ve burulma zorlanmasıdır. Kemiğin çekme dayanımı basma dayanımına göre daha düşüktür. Çekme kuvveti altındaki kemik, kuvvetin yönüne dik, enine bir düzlem boyunca kırılma eğilimi gösterir. Basma zorlanmasında ise kemiğin kesme dayanımı basma dayanımından çok daha düşük olduğu için önce kayma gerilmesi görülür sonra kemik kırılır. Buradaki kayma gerilmeleri, kemiğin uzun ekseninden yaklaşık 45 derecelik bir düzlemde gelişir ve kemik bu eğik eksen boyunca kırılır. Maksimum kayma gerilmesi, uygulanan basma gerilmesinin yaklaşık yarısı kadardır. Eğilme zorlanması, çekme ve basma zorlanmalarının bir kombinasyonudur. Kemik eğilmeye başladığında, kemiğin konveks (dışbükey) yüzeyinde daha fazla çekme gerilmesi oluşurken konkav (içbükey) yüzeyinde ise daha fazla basma gerilmesi oluşur. Çekmenin görüldüğü yüzeyden başlayan transvers kırık, basmanın görüldüğü yüzeyde iki eğik kırık oluşturarak kelebek tipi kırığı oluşturur. Kayma gerilmesinin bir türü olan burulma zorlanmasında ise kırık, genellikle kemik yüzeyindeki küçük bir çatlaktan başlar ve daha sonra kemiğin en zayıf olduğu durum olan çekme zorlanması kırıklarının görüldüğü düzlem boyunca bir spirali takip eden bir kırık tipi oluşturur [60-62].

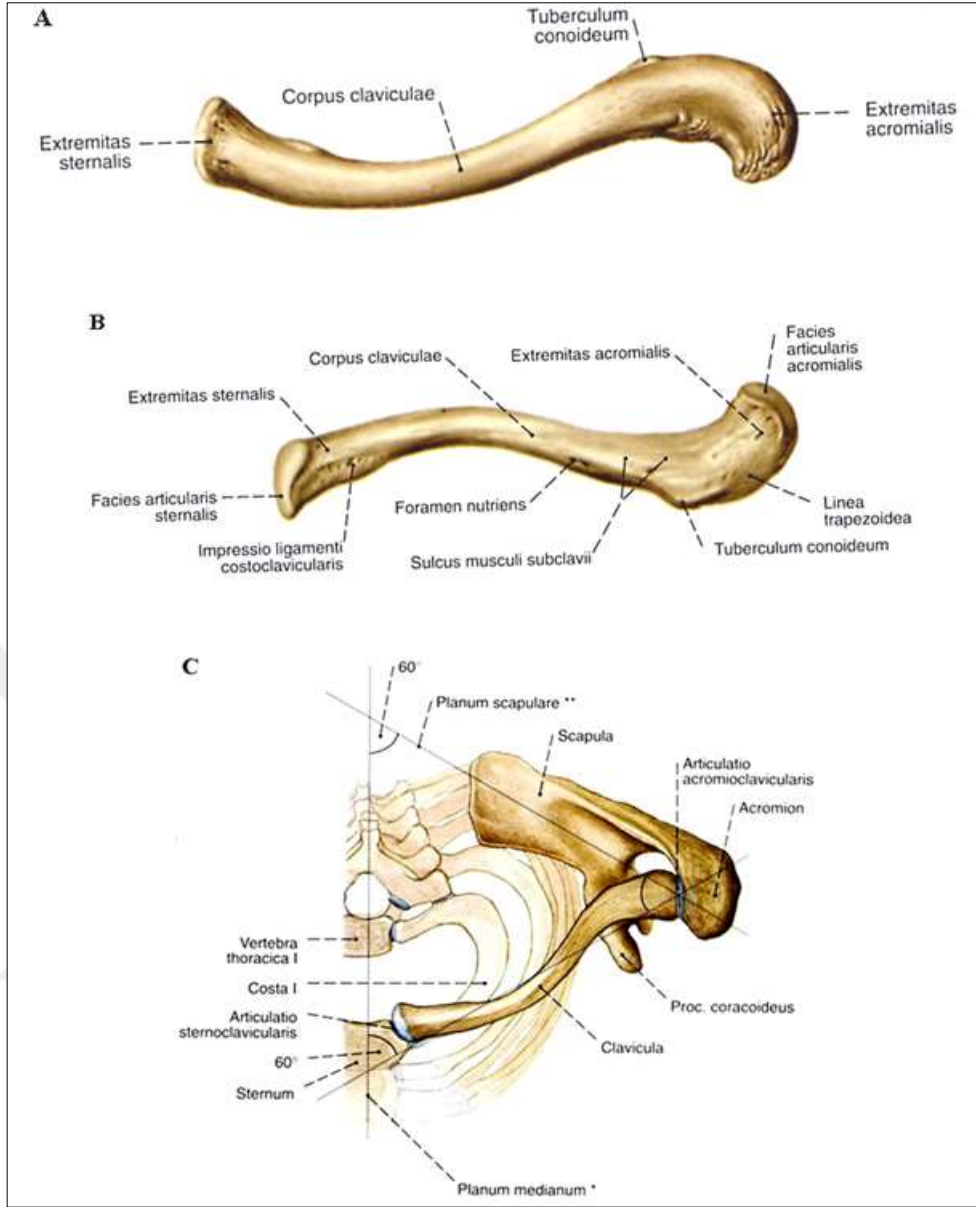


Şekil 2.9 : Basit yükleme durumları ve sonrasında görülen bazı kırık şekilleri [61].

2.5 Klavikula Anatomisi ve Biyomekanik İşlevleri

Yerleşimi, yapılanması ve üzerine bağlanan çok sayıda kas ve bağlar sayesinde üst ekstremité biyomekaniğinde önemli bir yere sahip olan klavikula, gövdeyi omuz kavşağına bağlayan en önemli kemik oluşumudur (Şekil 2.10).

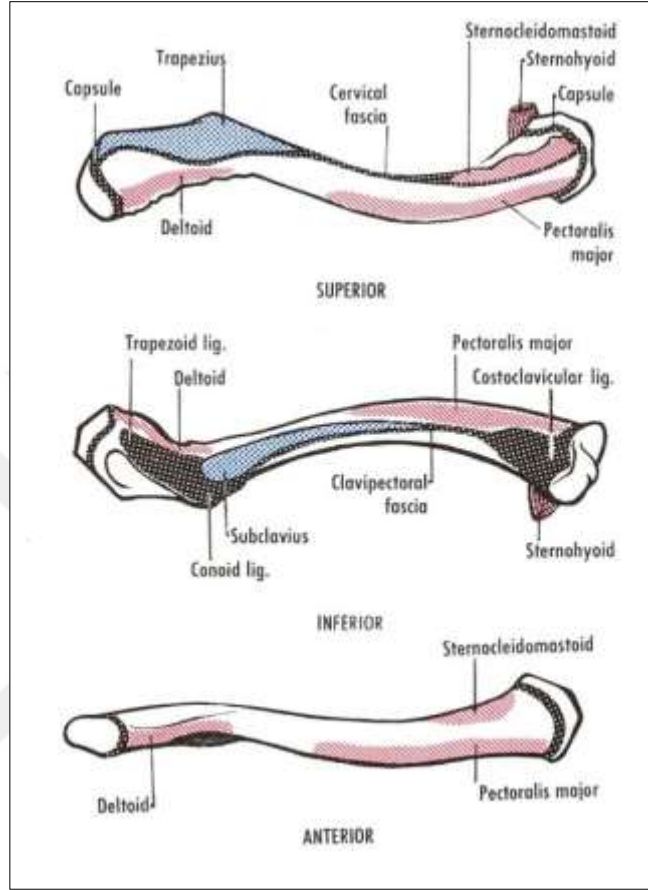
Üstten bakıldığında “S” şeklinde olan iki bükeyliği bulunan bu kemiğin medial kısmı öne konveksite (iç bükey), lateral kısmı ise öne konkavite (dış bükey) göstermektedir. Şekli ve yapılanması kemiğin fonksiyonları için önemli görülmesinin yanı sıra kemikte gelişen kırık vakalarına da açıklık getirmektedir. Yapılan histomorfometrik çalışmalarda 1/3 orta diafizin en zayıf alan olduğu gösterilmiştir. Üzerindeki kasların ve bağların etkisiyle porozitesi ve borumsu kemik yapısı diafize göre daha geniş olan 1/3 sternal ve akromiyal kısımların burulma zorlanmalarına daha dirençli oldukları gösterilmiştir [4, 63].



Şekil 2.10 : Klavikula anatomik yerleşimi **(A)** Üstten görünüş, **(B)** Alttan görünüş, **(C)** Omuz çemberi [64].

Klavikula medialde sternum ile küçük ve dar bir yüzey ile sternoklaviküler (SK) eklemi oluşturur. Ancak küçük olan bu eklem yapışan güçlü kostoklaviküler bağlar sayesinde kuvvetli bir yapıya sahiptir. Lateral tarafta ise skapulanın akromiyon oluşumu ile akromiyoklaviküler (AK) eklemi yapar. Bu bölgenin stabilitesi akromiyoklaviküler ve korakoklaviküler bağlar sayesinde sağlanır (Şekil 2.11). Tübüler ve daha kalın ve geniş yapıları medial bölümü alt kısmında bulunan nörovasküler yapıların korunmasında önemli bir görev üstlenir. Kollara kan dolaşımını sağlayan subklavian arter, ven ve üst eksteremitenin motor ve sensöriyel fonksiyonunu sağlayan periferik sinir ağı olan brakial pleksus klavikulanın medial 1/3'ünün

arkasından geçen önemli nörovasküler yapılardır. Akut kırıklarında, kaynamama, kötü kaynama ve kaynama bölgesinde aşırı kemik dokusu oluşumu durumlarında bu nörovasküler yapılar bası altında kalıp, yaralanabilir ve değişik semptomlar meydana getirebilirler [65, 66] .



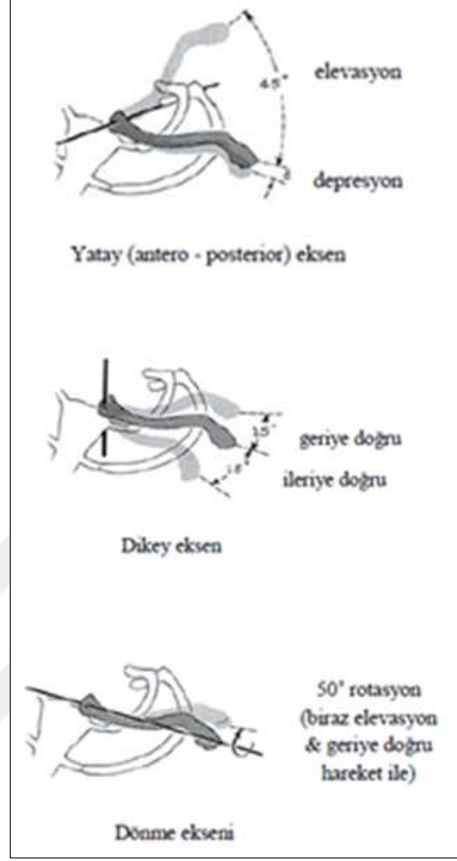
Şekil 2.11 : Klavikula üzerindeki kas ve ligament yapıları [64].

Klavikulanın biyomekanik işlevleri şunlardır [4, 63, 65-69]:

Kolun gücü ve stabilitesi: Omuz eklemi ile toraks arasında köprü görevi yapan klavikula, özellikle omuz eklemi ve baş hizasının yukarısındaki hareketlerde, üst ekstremitenin stabilitesinde önemli bir kuvvet koludur. Bu işlevi, trapez kasının çekme kuvvetini, skapula ve korakoklavikular bağlara aktararak yerine getirmektedir.

Omuz eklemi hareketi: Kolun 180 derece elevasyonunda, klavikula ilk konumuna göre 30 derece yukarıya ve 35 derece arkaya doğru yer değiştirir. Bu hareketleri daha çok sternoklavikular eklem yardımıyla yapar. Ayrıca uzun aksı boyunca 50 derecelik posterior rotasyon yapar. Klavikulanın S şeklindeki anatomik yapısı, özellikle de lateral kurvatürü ve yaptığı rotasyonel hareket sayesinde kolun elevasyon ve abduksiyon hareketlerinde önemli bir kaldıraç görevi görmektedir (Şekil 2.12).

Klavikulanın kötü kaynaması veya kaynamaması durumlarında bağlantılı olduğu eklemlerle olan oriyantasyonu bozulur, üzerine yerleşen kas gruplarının boylarında ve güçlerinde belli değişiklik meydana gelerek üst ekstremité fonksiyonları gerileyebilir.



Şekil 2.12 : Klavikulanın SK eklem üzerinden üç düzlemdeki hareketi [69].

Yapışan kaslar: Klavikula, ayrıca birçok kasın başlangıç ve bitiş yeri olarak tutunma yüzeyi oluşturan bir yapıdır. Trapez, deltoid, sternokleidomastoid, pektoralis major ve subklavius ile bağlantılı olup stabiliteyi sağlayan kaslardır.

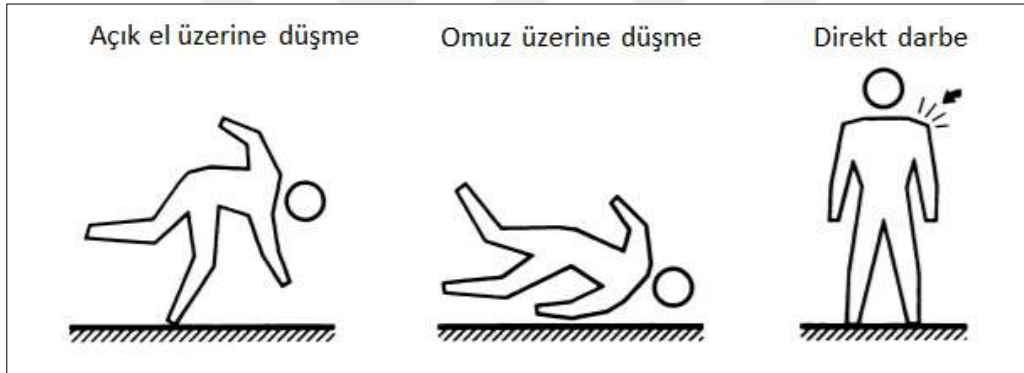
Nörovasküler yapıların korunması: Önemli damar, sinir yapılarının ve akciğer üst loblarının kemiksel koruyucu bariyeri olarak görev alır. Özellikle akciğer, subklavian damarlar ve brakial pleksus klavikulanın medial 1/3 kısmının hemen arka kısmında yer alır. Klavikulanın medial 1/3 kısmının kesitsel tübüler yapısı, daha kalın olduğundan bu bölge daha sağlam ve kemiksel koruyuculuğu daha iyi olarak görülmektedir. Ayrıca kolun elevasyonunda, klavikula arkaya ve yukarı yer değiştirerek nörovasküler yapıları yüzeyden uzaklaştırarak dışarıdan gelen ani travmalara karşı korur.

Solunuma yardımcı fonksiyon: Kostoklavikular bağlar ve subklavius kası sayesinde sağlanan bağlantı sonucu nefes alma esnasında klavikula yukarı doğru yer değiştirerek göğüs çapının artmasına yardımcı olur.

2.6 Klavikula Kırıkları

Klavikula kırıkları, tüm kırıkların yaklaşık %4 ile %16'sını ve tüm omuz bölgesi kırıklarının ise %40'dan fazlasını kapsamaktadır. Genellikle genç erişkin erkeklerde görülür. 50'li yaşlara doğru görülme sıklığı düşerken 70 yaş sonrasında yine artış görülmektedir [1, 70].

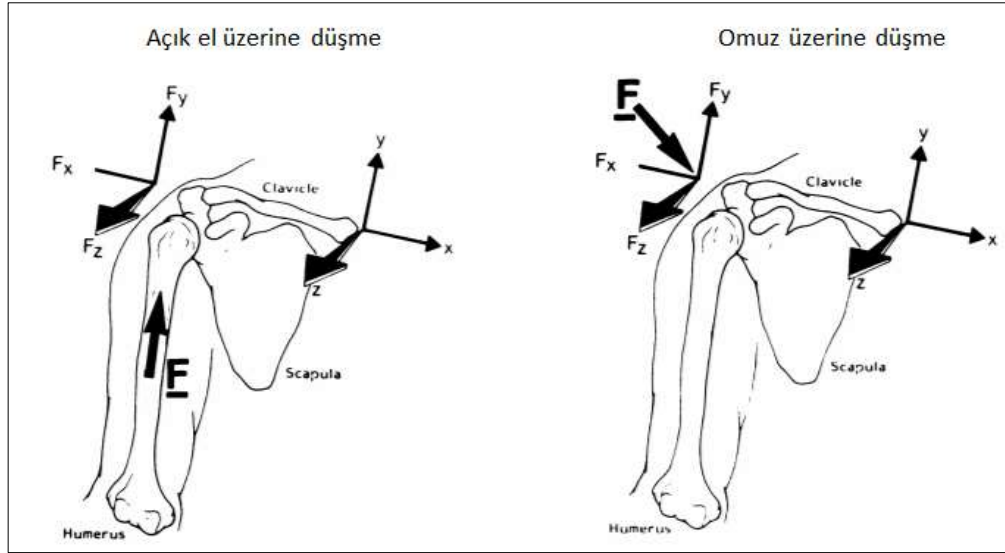
Orta hat klavikula kırık vakaları üzerine yapılan çalışmalara göre, kırık oluşmasına neden olan en sık olay direkt omuz üzerine düşmedir. Şekil 2.13'te gösterildiği gibi kırıkların %87 si omuz üzerine düşme, %7 si direkt darbe, %6 sı ise açık el üzerine düşme sonucu oluşur [71].



Şekil 2.13 : Klavikula kırıklarının mekanizması [71].

Stanley ve arkadaşları kırıkların %70 oranında trafik kazalarına, özellikle bisikletten düşme ve spor yaralanmalarına bağlı geliştiğini belirtmişlerdir [71].

Orta hat klavikula kırıklarının en yaygın nedenlerinden olan direkt omuz üzerine düşme olayında birincil etki, kemiğin uzun eksenine doğrultusunda oluşan basma kuvvetidir (Şekil 2.14). Açık el üzerine düşme ve direkt darbelerde, klavikulanın distal ucundan uygulanan çekme kuvveti etkili olmaktadır (Şekil 2.14). Özellikle yetişkinlerde, orta hat klavikula kırıkları ile sonuçlanan diğer bir olay ise trafik kazalarıdır [71, 72].

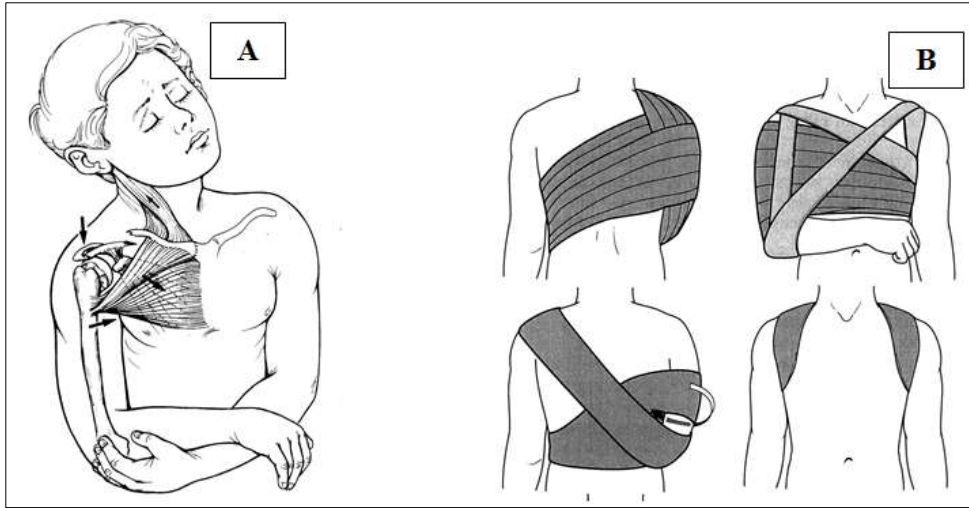


Şekil 2.14 : Açık el ve omuz üzerine düşmede klavikulaya etkiyen kuvvetler [71].

2.6.1 Tedavi Yöntemleri

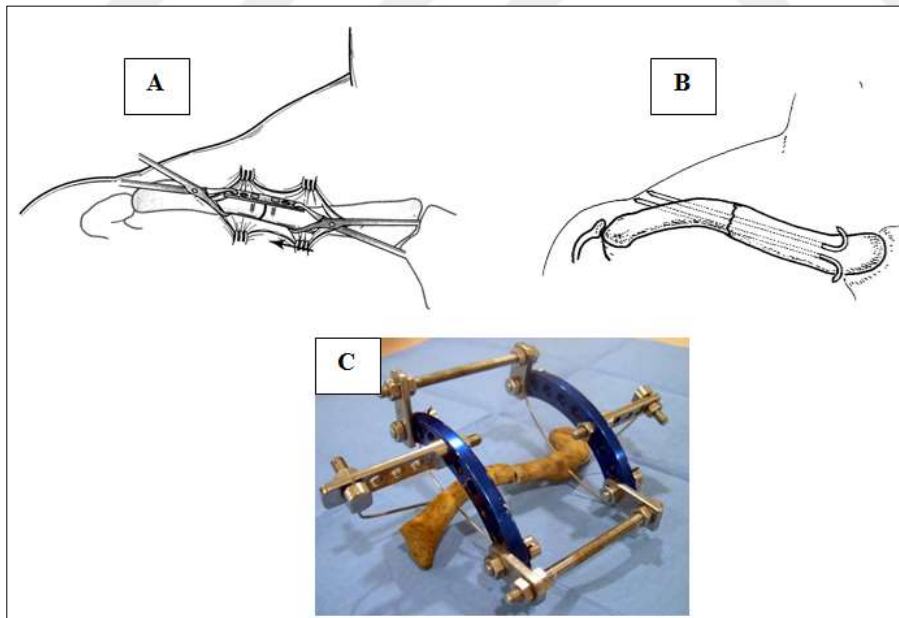
Önceden klavikula kırıklarının neredeyse tamamının sorunsuz bir biçimde kaynama sağlayabilen, fonksiyonlarını kayıpsız bir şekilde kazanabilen yaralanmalar oldukları düşünülmektedir. Bu nedenle konservatif tedavi, kırık şekline bakılmaksızın tercih edilen tek seçenektir [4]. Fakat uzun takip süreli yapılan çalışmalar, tedavi seçiminin bazı faktörlere bakılarak yapılması gerektiğini göstermiştir. Kemikğin yanlış kaynamasına ya da kaynamamasına neden olan bu faktörler arasında çok parçalı kırık tipleri, trafik kazaları gibi yüksek enerjili travmaya bağlı kırık, 15 mm-20 mm kısaltmalar ve 30 dereceden fazla açısal deformasyon örnek verilebilir [73]. Kırığın iyileştiği radyolojik olarak kallus oluşumundan, fizyolojik yönden ise aktivite esnasında hareket kısıtlılığı ve ağrı azalmasından anlaşılır. Eğer 24 hafta içinde bu kriterler sağlanmazsa kemik kaynamamıştır [74].

2007 yılında yapılan bir çalışmada konservatif tedavi ile cerrahi yöntem kullanılan kırık iyileşmeleri karşılaştırmışlar ve cerrahi tedavinin kullanıldığı grupta kaynamama ve yanlış kaynama oranlarının daha düşük olduğunu tespit etmişlerdir (Şekil 2.15). Bu çalışma deplase orta hat kırığa sahip yetişkin bir hastada, plak vida ile cerrahi fiksasyon yönteminin kullanışlı bir tedavi seçeneği olduğunu destekler [75].



Şekil 2.15 : (A) Deplase orta hat klavikula kırığı görünümü, **(B)** Konservatif tedavi uygulamalarına örnekler [76].

Akut kırıklar, kaynama ve kötü pozisyonda kaynama vakalarında çeşitli fiksasyon yöntemleri geliştirilmiştir (Şekil 2.16). İnterfragmanter vidalar, intramedüller pinler (Kirshner teli [77], Knowles pin [78]), titanyum elastik çiviler [79], eksternal fiksatörler [80], plak vida osteosentezi (DCP, kilitli anatomik plaklar) gibi birçok tesbit sistemi kullanılmıştır.



Şekil 2.16 : Kırık fiksasyon yöntemleri (A) Plak fiksator [76], **(B)** Kirshner teli [81], **(C)** Eksternal fiksator [82].

Plak vida ve intramedüller fiksasyon en popüler cerrahi tesbit yöntemleridir [76]. Klavikula üzerindeki cilt kesilerek kırık kemik uçları hizalanır ve fiksasyon gerçekleştirilir. Plak fiksatorlerin özellikle orta hat klavikula kırıklarında, eğilme ve

rotasyon stabilitesinin yüksek olması ve klavikula boyunun eskisi gibi şekillenebilmesine imkan sağlaması en büyük avantajdır. Fakat geniş alanda cerrahi yara, kemikte sıyrılmalar ve çıkarılmaları sonrası vida delikleri çevresinde kırıklar gibi dezavantajları vardır [12, 13].

İntramedüller pinlerden biri olan Kirshner teli uygulaması, küçük bir kesi bölgesi ile yerleştirilmeye uygun olması ve kemik üzerindeki yük dağıtıcı etkisi ile avantajlı bir yöntemdir. Ancak klavikulanın S şeklindeki anatomik yapısının uygulamayı güçleştirilmesi, rotasyon kabiliyetindeki zayıflık ve operasyon sonrası geç mobilite sağlaması gibi nedenlerle yaygın bir kullanımı yoktur [81].

Eksternal fiksator, klavikula kırıklarında nadiren uygulanan bir tesbit aracıdır. Açık kırıklar ve kemikte kaynamama gibi sınırlı vakalarda kullanılır. Plak fiksatorler kadar stabil olmamasına rağmen erken hareket kabiliyetine imkan vermesi ve uygulamanın minimum invaziv olması bu yöntemi avantajlı kılar [82].

2.6.2 İnternal plak fiksatorler

Orta hat klavikula kırıklarının tedavisinde kullanılan internal plak fiksatorler; anterior plak fiksator (APF), superior plak fiksator (SPF), anterosuperior plak fiksator (ASPF) olmak üzere üç çeşittir. Şekil 2.17’de biyomekanik deneylerde kullanılan dördüncü nesil Sawbone klavikula yapay kemiği üzerine yerleştirilmiş internal plak fiksatorler ve bunları kemiğe bağlayan vidalar gösterilmiştir. SEA’ da kullanılan kemik ve plak modelleri Şekil 2.17’ deki mekanik deneylerde kullanılan numunelerden elde edilmiştir. Tüm plakların eni (11 mm), kalınlığı (3 mm) ve uzunlukları (115 mm) eşittir. Her bir plak 6 deliğe sahiptir ve kırık hattı civarındaki delikler hariç ardışık delikler 15 mm aralıklarla dizilmiştir fakat kırık hattının iki yanındaki delikler arasında 50 mm olup plağın rijitliğini artırıp kırılma riskini azaltmak için bu arada delik bırakılmamıştır [83].



Şekil 2.17 : Mekanik deneylerde kullanılan üç farklı plak tipine ait numuneler [83].

2.6.2.1 Malzeme özellikleri

İnsan kemiğinin mekanik özellikleri, kişinin yaşına, vücutta bulunduğu yere, kemik tipine, üzerine uygulanan kuvvetin genliği ve doğrultusuna bağlı olarak değişkenlik gösterir [84-86]. Sonlu elemanlar analizinde model olarak kullanılacak kemikler bilgisayarlı tomografi görüntülerindeki gri tonlamaları belirten Hounsfield birimine göre belirlenen kesim noktasında kortikal ve süngerimsi kemik olarak ayrılır. Daha sonra bu kesit görüntüleri Mimics gibi programlarda kemiğin orijinal üç boyutlu geometrisini oluşturmak için birleştirilir [8, 87, 88]. Modelin geometrisini elde etmek için bir diğer yöntem ise Sawbone yapay kemiklerini lazer tarayıcıdan geçirmektir [11, 89].

Klavikulanın anatomik yapısında süngerimsi kemik kortikale göre çok küçük bir yer kaplar. Daha önce yapılmış bir SEA çalışmasında düz eğilme zorlanmasında, tamamen kortikal kemikten oluşan klavikula modeli (483 MPa) ile süngerimsi ve kortikal kemikten oluşan klavikula modeli (481 MPa) arasında önemli bir gerilme farkı gözlenmemiştir [28]. Bu nedenle, SEA klavikula çalışmalarında modeli basitleştirmek adına klavikula, tamamen kortikal kemikten oluşan bir yapı olarak ele alınır.

Çizelge 2.1’de verilen malzeme mekanik özellikleri literatürden elde edilen ve tez çalışmasındaki analizde kullanılan parametrelerdir. Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında malzemeler homojen, izotropik ve lineer elastik olarak kabul edilmiş ve modellenmiştir.

Çizelge 2.1 : Klavikula ve implantın malzeme mekanik özellikleri.

Parça	Malzeme	Elastite Modülü(GPa)	Poisson oranı	Akma dayanımı(MPa)
Süngerimsi kemik	Kemik [90]	1.6	0.3	21
Kortikal kemik	Kemik [8, 90, 91]	11	0.3	123
İnternal plak fiksator	Ti-6Al-4V [8, 91, 92]	110	0.3	850-900
Kemik vidası	Ti-6Al-4V [8, 91, 92]	110	0.3	850-900

Biyomedikal alanında ortopedik implant malzemesi olarak yaygın olarak titanyum ve titanyum alaşımı özellikle de Ti-6Al-4V kullanılmaktadır [93]. Yüksek dayanım, düşük yoğunluk, iyi korozyon direnci (yüzeyde yapışkan TiO_2 katmanının oluşması nedeniyle), vücut çevresine tamamen inertlik ve gelişmiş biyouyumluluk gibi mükemmel karakteristiklerin kombinasyonu bir malzeme olması titanyum alaşımlarını medikal alanın vazgeçilmezi yapmıştır [94-96]. Fakat aşınma direncinin düşük olmasından dolayı metaller veya dokular ile direkt temasla sürtünmenin olacağı eklem başı gibi uzuvlarda kullanımı tercih edilmez [97].

Uzun süreli çalışmalar, yapay implanttan bitişindeki yeniden şekillenen (remodeling) kemiğe yetersiz yük aktarımını göstermiş ve bunun kemik erimesine (resorption) daha sonra da protezin gevşemesine neden olabileceği belirtilmiştir [98]. Wolff Yasası’na göre şekil verildiğinde, doku mekanik işlevini en iyi şekilde yerine getirmeye adapte olur. Bu yasa, bir implantın daha önce yük taşıyan bir doğal yapı ile birleşmesinin doku kaybına neden olabileceğini ileri sürmektedir. Nitekim, canlı kemiğin maruz kaldığı çekme, basma veya eğilme kuvveti azaldığında kemik kalınlığının azalması, kemik kütle kaybı ve kemik erimesinin (osteoporoz) artması görülür [99, 100]. ‘Stres koruması etkisi’ olarak adlandırılan bu olay, kısmen elastik modüllere bağlı olarak, doğal kemik ve implant malzemesi arasındaki esneklik ve rijitlik farkıyla ilişkilendirilmiştir [101]. Titanyum alaşımı implantın elastite modülü, diğer metalik implantlara kıyasla daha düşük olmasına rağmen kortikal kemiğe göre oldukça yüksektir ve bu nedenle implant kemiğe göre daha fazla mekanik yük

taşıyacağından biyolojik yanıt olarak kemikte zayıflama (atrofi) görülür. Bu nedenle, ideal implant tasarımının elastiste modülünün insan kortikal kemiğinkine yakın olan düşük elastiste modülüne sahip olması istenir [92]. Omurga cerrahisinde kullanılan titanyum alaşımı elastiste modülü farklı iki lumbar implant ile yapılan bir çalışma, elastiste modülü düşük olanın insan vücuduna daha uygun olduğu göstermiştir [102]. Omurlarası füzyon işlemlerinde kullanılabilecek implant tasarımları için elastik modülü farklı malzemelerle yapılan başka bir çalışma ise metal alaşımı implant ile konak kemik arasında önemli bir modül uyumsuzluğu olduğunu göstermiştir [103].

2.6.2.2 Biyouyumluluk

İmplant malzemelerinin biyouyumluluğu denilince akla sadece yerleştirildiği fizyolojik sistem ile malzeme arasında kimyasal etkileşim (alaşımların korozyonu, metal iyonlarının toksitesi gibi) değil aynı zamanda çevredeki dokuların implante edilen malzemeye fiziksel etkileri de gelir. Kemik iyileşmesi ve kemiğin yeniden şekillenmesi süreci olan osteoentegrasyon, ortopedideki temel gereksinimlerden biridir. İmplant yüzeyinin bitişiğindeki kemiğe ve diğer dokulara bağlanma yeteneği, mikrohareketler nedeniyle protezin gevşemesini artırarak implant çevresinde fibröz doku oluşumuna neden olacaktır [104]. Bu nedenle, malzemelerin uygun yüzeyli olması, implantın çevre dokularla iyi bir şekilde kaynaşmasını sağlar. Yüzey kimyası, pürüzlülüğü ve topolojisi, osteoentegrasyonu ve biyouyumluluğu etkileyen önemli parametrelerdir [105].

İmplant tasarımı ve kemik-implant arayüzünün biyomekanik özellikleri, implantın stabilitesi için önemlidir. Burada ayırt edilmesi gereken iki implant stabilitesi türü vardır. Birincil implant stabilitesi, cerrahi operasyonda implantın kemiğe yerleştirildiği zaman meydana gelir ki kemik, implantla osteoentegrasyonu sağlayacak kadar kaliteli olmalıdır. İkinci stabilite ise iyileşme periyodundan sonraki kemik-implant arayüzündeki yeni şekillenen kemik üretimi ve olgunlaşması sürecini kapsar [106, 107].

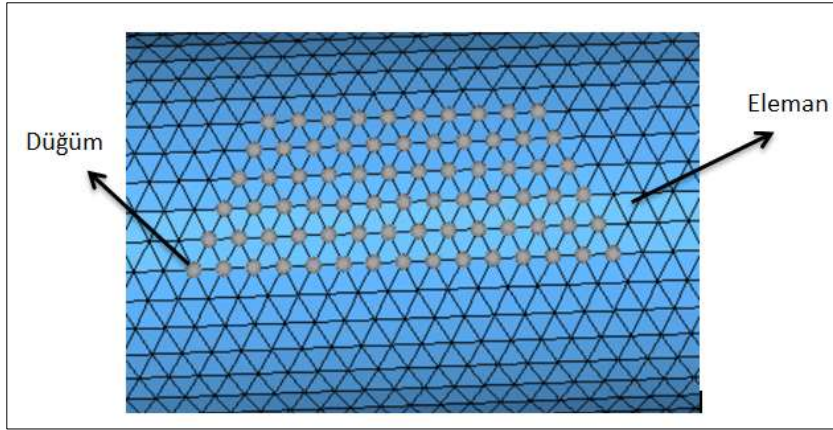
Histolojik çalışmalarda, mikrohareketlerin 100-200 µm aralığındaki biyolojik sınırdaki gerçekleştiği görülmüştür. Kemik-implant arayüzünün mekanik davranışını modellemek için çeşitli yaklaşımlar geliştirilmiştir. Fakat buradaki zorluk, kemik biyomekanik özelliklerinin heterojen olması ve 1-100 µm skalasında deneysel verilerin eksikliklerinden kaynaklanır [108]. Sonlu elemanlar yöntemi (SEY) birincil

stabilite durumunda kayan temas elemanları kullanarak organ boyutunda implantın mekanik davranışını modellemek için yaygın olarak kullanılır [106, 109].

2.7 Sonlu Elemanlar Analizi (SEA)

Sonlu elemanlar analizi (SEA), 1950’lerde dijital bilgisayar teknolojisindeki gelişmelerle birlikte öne çıkan dijital çağın bir ürünüdür. Bu analiz, bilgisayar teknolojisinden daha önce varolan ve kullanılan matris yöntemleri ve sonlu fark yöntemleri üzerine geliştirilmiştir. Mühendislik ürünlerini ve sistemlerini analiz etmek ve onların simülasyonunu yapmak için kullanılan bir bilgisayar destekli analiz aracıdır. SEA son derece gelişmiş tasarım yeteneğine sahip olmasının yanında diğer bilgisayar destekli tasarım yazılımlarına da kolaylıkla entegre olabilir. Eğer bilgisayar destekli simülasyonlar doğru bir şekilde oluşturulur ve kullanılırsa oldukça kompleks matematiksel modeller çözülebilir ve bu tasarımcılara çalışma sırasında sistemde nasıl bir değişiklik olabileceği veya ürünün fiziksel dünyada nasıl bir davranış sergileyeceği hakkında net bir bilgi sağlamak için yeterlidir. Bu benzetim modelleri değiştirilebilir, düzenlenebilir, farklı koşullara uyumlu hale getirilebilir ve sonuçlar optimize edilebilir. Böylece tasarımcılar, gerçek ürünlerin ne kadar etkili ve güvenli çalışabileceği konusunda bir fikir edinebilir ve ürünlerini buna göre üretebilirler [110].

SEA’nın temelini oluşturan ilkeler nispeten basittir. Örneğin, gerilme veya yer değiştirme gibi bir alan değişkeni dağılımının gerekli olduğu bir sistem ya da mühendislik parçasını düşünelim. Bu ana parça varsayımsal olarak “*eleman*” denilen küçük parçaların oluşturduğu bütünün, parçalarına ayrılmış hali olarak modellenir (Şekil 2.18). “*Sonlu*” kelimesi ise her bir ögenin davranışını modellemek için kullanılan sınırlı veya sonlu sayıdaki serbestlik derecesini tanımlamak için kullanılır. Elemanların birbirine rastgele bağlı olmadığı sadece “*düğüm*” adı verilen bağlantılarla birbirine bağlandığı varsayılır. Ayrıca elemanlar oldukça küçük bölgelerdir ve birbirleri arasında boşluklar veya yüzeyler yoktur.



Şekil 2.18 : Bir SEA modelinin ağ yapısı örneği.

Elemanların tamamı veya bir kısmının bir araya getirilmesi “*ağ yapısı (mesh)*” olarak adlandırılır. Bir parçanın sonlu elemanların birleşmesiyle oluşan bir bütün olarak tasvir edilmesine “*ayrıklaştırma*” adı verilir.

Sonlu elemanlar metodunun temel prensibi, öncelikle bir elemana ait sistem özelliklerini içeren denklemlerin çıkartılıp tüm sistemi temsil edecek şekilde eleman denklemlerini birleştirerek sisteme ait lineer denklem takımının elde edilmesidir. Bir elemana ait denklemin elde edilmesinde değişik metotlar kullanılabilir. En çok kullanılan dört yöntem; direkt yaklaşım, varvasyonel yaklaşım, ağırlıklı kalanlar yaklaşımı ve enerji dengesi yaklaşımıdır.

Bir mühendislik veya fizik probleminin Sonlu Elemanlar Metodu (SEM) ile çözümünde izlenecek adımlar şunlardır [110]:

- a) Cismin sonlu elemanlara bölünmesi,
- b) İnterpolasyon fonksiyonlarının seçimi,
- c) Eleman rijitlik matrisinin teşkili,
- d) Sistem rijitlik matrisinin hesaplanması,
- e) Sisteme etkiyen kuvvetlerin bulunması,
- f) Sınır şartlarının belirlenmesi,
- g) Sistem denklemlerinin çözümü.

Cismin sonlu elemanlara bölünmesi: Sonlu eleman probleminin çözümünde ilk adım, eleman tipinin belirlenmesi ve çözüm bölgesinin elemanlara ayrılmasıdır. Çözüm bölgesinin geometrik yapısı belirlenerek bu yapıya en uygun elemanlar seçilmelidir.

Seçilen elemanlar çözüm bölgesini ne kadar iyi temsil ederse elde edilecek sonuçlar da gerçek çözümüne o kadar yaklaşmış olacaktır. SEM’de kullanılan elemanlar boyutlarına göre bir boyutlu, iki boyutlu, üç boyutlu ve dölnel eleman olarak dört şekilde incelenebilir.

İnterpolasyon fonksiyonlarının seçimi: İnterpolasyon fonksiyonu alan değişkeninin (gerilme, yer değiştirme, sıcaklık vb.) eleman üzerindeki değişimini temsil etmektedir. İnterpolasyon fonksiyonunun belirlenmesi seçilen eleman tipine ve özöllecek denklemin derecesine bağlıdır. Koordinat değişimlerinden etkilenmeyen ve eleman sınırlarında sürekli ve türevlenebilen bir fonksiyon olma şartını sağlaması gereken interpolasyon fonksiyonları olarak genelde bu şartları sağlayan uygun terimleri barındıran polinomlar seçilir.

Eleman rijitlik matrisinin elde edilmesi: Eleman rijitlik matrisinin bulunması, elemana etki eden dış etkenler ile alan değişkenleri arasında bir ilişki kurmak anlamına gelir. Eleman rijitliğini elde ederken alan değişkeni, özöllecek problemin konusu, seçilen interpolasyon fonksiyonu, eleman özelliklerini elde ederken kullanılan metod gibi birçok faktör göz önüne alınmalıdır.

Sistem rijitlik matrisinin teşkili: Sistem rijitlik matrisi, sistemin düğüm sayısı ve her düğümdeki serbestlik derecesine bağlı olarak belirlenir. Elemanlar için hesaplanan rijitlik matrisleri, elemanın üzerindeki düğüm numaralarına bağlı olarak genel rijitlik matrisinde ilgili satır ve sütuna yerleştirilir. Farklı elemanlar tarafından ortak kullanılan düğümlerdeki terimler genel rijitlik matrisinin ilgili satır ve sütununda üst üste toplanmalıdır. Elemanların düğüm numaralanması bir sistematike göre yapılırsa genel rijitlik matrisinde elemanlar diagonal üzerinde üst üste toplanır.

Sisteme etkiyen kuvvetlerin bulunması: Bir problemde sisteme etki edebilecek kuvvetler; tekil kuvvetler, yayılı kuvvetler ve kütle kuvvetleridir. Tekil kuvvetler hangi elemanın hangi düğümüne ne yönde etki ediyorsa genel kuvvet vektöründe etki ettiği düğüme karşılık gelen satıra yerleştirilir. Yayılı yükler, bir kenar boyunca ya da bir alanda etkili olurken kütle kuvvetleri ise eleman hacmi için geçerli olan merkezkaç kuvveti ve ağırlık kuvvetleri gibi kuvvetlerdir.

Sınır şartlarının belirlenmesi: Problemin sınır şartları, cismin çeşitli kısımlarındaki elastik yer değiştirmelerin ölöllebileceği bir referans sağlar. Eğer sonlu elemanlar modelindeki elemanlar için sınır şartı tanımlanmazsa model, rijit cisim hareketi

gösterir ve model üzerindeki noktalar arasında görece yer değiştirme sıfır olur. Rijit cisim hareketi genel rijitlik matrisinin tekil olmasına sebep olur. Yani cisimdeki yer değiştirmeleri ölçmek için referans noktasının belirlenmesi gereklidir. Sınır şartları ile cisimde yer değiştirmelerde yapılan kısıtlamalar, dış yüklerin cisim tarafından taşınmasını sağlar.

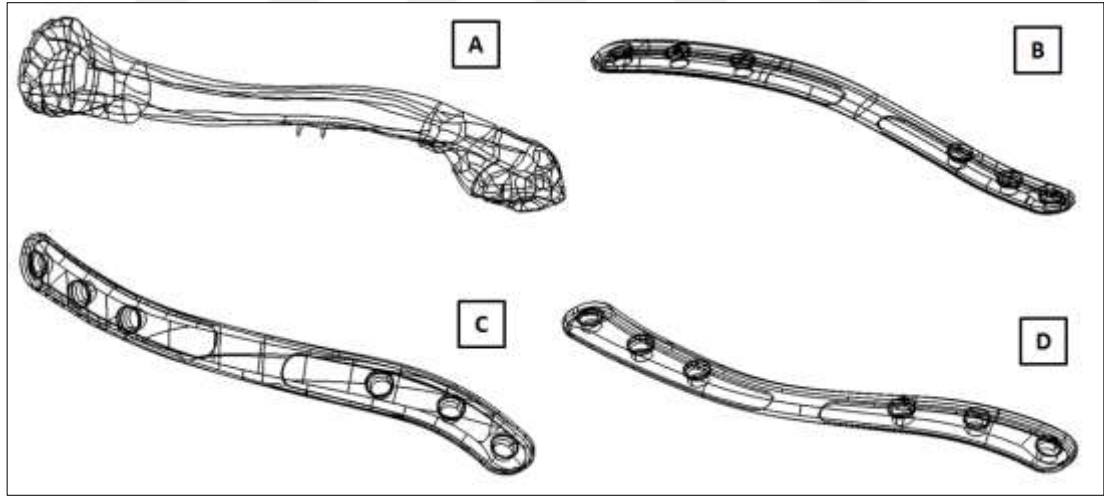
Sistem denklemlerinin çözümü: Çözüm için, sistemin sınır şartları da göz önüne alınarak rijitlik matrisinin tersini almak yeterlidir. Fakat bilgisayar kapasitesi ve bilgisayarın çözüm için harcadığı zaman açısından çok büyük matrislerin tersini almak yerine Gauss eliminasyon metodu gibi nümerik yöntemler ile daha az kapasite ve daha kısa sürede çözüme ulaşmak mümkün olmaktadır.



3. MATERYAL VE METOD

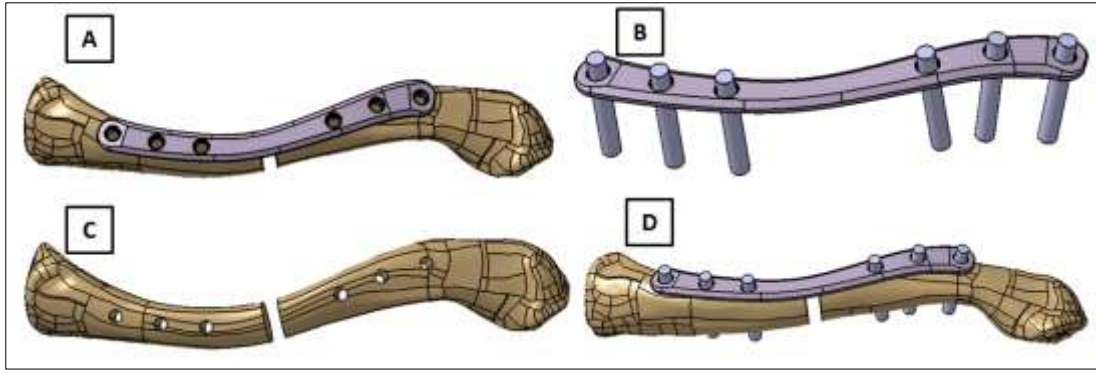
3.1 Üç Boyutlu Bilgisayar Modellerinin Elde Edilmesi

Üç boyutlu klavikula modeli oluşturmak için İstanbul Teknik Üniversitesi Biyomekanik ve Mukavemet Laboratuvarında daha önce mekanik testleri yapılan dördüncü nesil, poliüretan sol klavikula numunesi (Sawbones Europe, Malmö, İsveç) kullanılmıştır. Mekanik testlerde kullanılan plaklar, plağın klavikula üzerine yerleşimine göre anterior plak fiksator (APF), anterosuperior plak fiksator (ASPF) ve superior plak fiksator (SPF) olmak üzere üç çeşittir. Özel sipariş ile üretilen plaklar (İlerimed, İstanbul) titanyum alaşımından (Ti6Al5V) yapılmıştır. Analizde kullanılacak bilgisayar modellerini (CAD modeli) oluşturmak için orijinal 3 boyutlu (3B) plak çizimleri ve dördüncü nesil yapay Sawbone kemiğinin anatomik hatları (Siemens Unigraphics NX, Siemens PLM yazılımı, Münih, Almanya) kullanılmıştır.



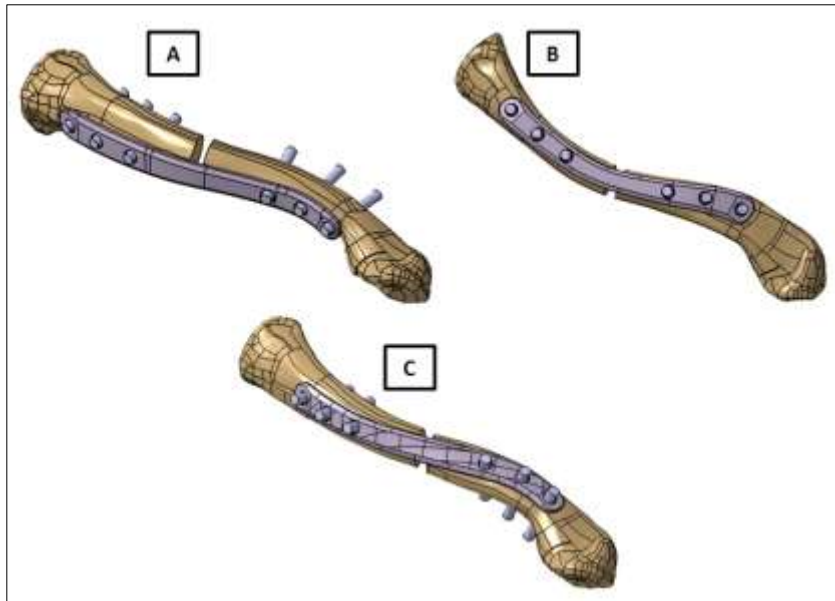
Şekil 3.1 : Üç boyutlu modellerin CATIA programına aktarılması (A) Klavikula kemik modeli (B) APF (C) ASPF (D) SPF.

CATIA P3 V5R19 (Dassault Systèmes SA., France) programına aktarılan plakların ve kemiğin 3B çizimlerinden 3B katı model elde edebilmek için NURBS geometrisindeki çizgilerin birbirini takip etmesi ve kapalı bir yüzey oluşturması gerekir. Çizimlerden modele aktarılırken oluşan bağlantısız eğriler CATIA programında birleştirip düzenlenerek 3B katı modelleri oluşturulmuştur (Şekil 3.1).



Şekil 3.2 : 3B katı model oluşturma adımları.

Daha sonra plaklar, klavikula modeli üzerine klinikte uygulandığı gibi anatomik hatlara uygun olarak yerleştirilmiştir. Plakların ortasındaki iki vida deliğinin merkezlerine eşit uzaklıkta olacak şekilde olası bir kırıkta kemiğin orta hattında oluşabilecek kırığı temsil etmesi için klavikula modelinden 5 mm lik parça çıkarılmıştır (Şekil 3.2A). Böylece kemik iki parçaya ayrılıp plak, kemik uçlarını birbirine hizalı bir biçimde birleştiren bir köprü görevi üstlenmiştir. Kemiği plağa bağlayabilmek için vida deliklerinin merkezini referans alan 4.0 mm çapında ve 30 mm uzunluğunda silindir şeklinde 3B vida katı modeli oluşturulmuştur (Şekil 3.2B). Vida ile kemik bağlantısını yapmak amacıyla, bu vida katı modellerinin kemik içine giren kısımlarının hacmi, kemik modelinin hacminden çıkarılmıştır (Şekil 3.2C). Böylece kemik, plak ve vidaların montajı işlemi tamamlanmıştır (Şekil 3.2D). Tüm plak modelleri için aynı işlem uygulanmıştır (Şekil 3.3).



Şekil 3.3 : Üç farklı plak modelinin kemik üzerine yerleşimi ve montajı, (A) APF (B) SPF (C) ASPF.

3.2 Sonlu Elemanlar Modeli

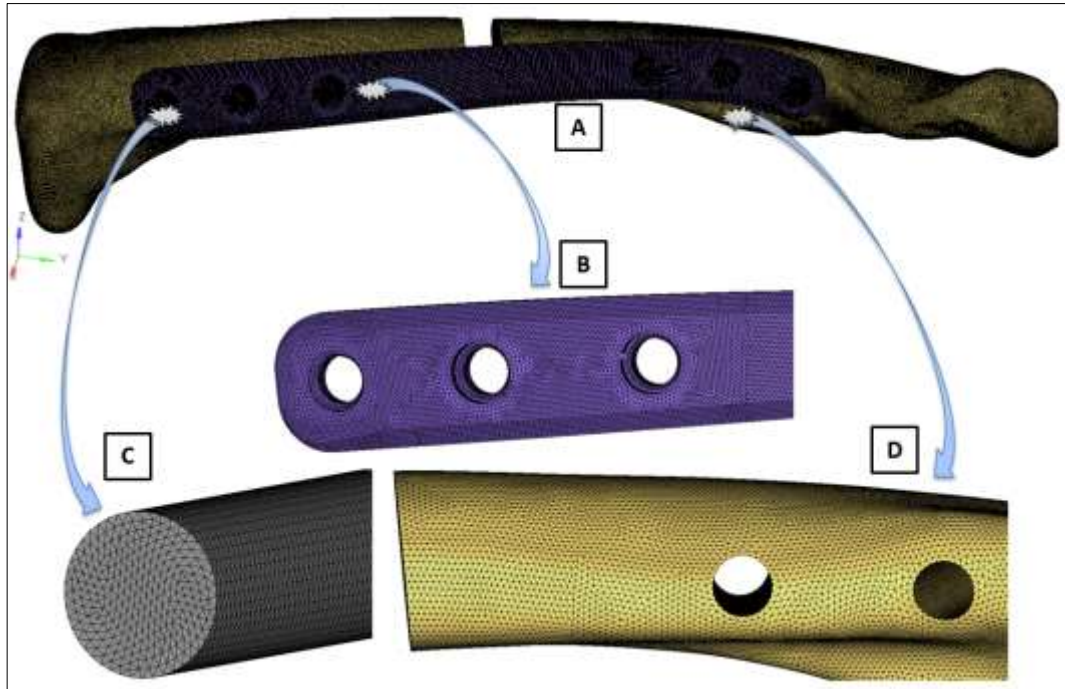
CATIA programında oluşturulan 3 boyutlu CAD modeli, HyperMesh 13.0 (Altair Engineering Inc., Canada) programına aktarılarak analizde kullanılacak Sonlu Elemanlar modeli oluşturulmuştur (Şekil 3.4). Bu bölümde, SEA modelini hazırlamak için uygulanan işlemler ve analiz süreci anlatılmıştır.



Şekil 3.4 : HyperMesh programına aktarılan 3B CAD modeli.

3.2.1 Ağ yapısının (Mesh) oluşturulması

Montajı tamamlanan üç boyutlu CAD modelinin, SEA modelini oluşturmaya ağ yapısı (mesh) yapılarak başlanır. Bu tez çalışmasında kullanılan model, 4 nodlu ve 3 serbestlik dereceli elemanlar (C3D4) ile oluşturulmuştur (Şekil 3.5). Düğüm noktaları üç yer değiştirme (x, y ve z) yönünde serbesttir.



Şekil 3.5 : (A) Ağ yapısı oluşturulmuş SEA modeli, (B) Plak ağ yapısı, (C) Vida ağ yapısı, (D) Kemik ağ yapısı.

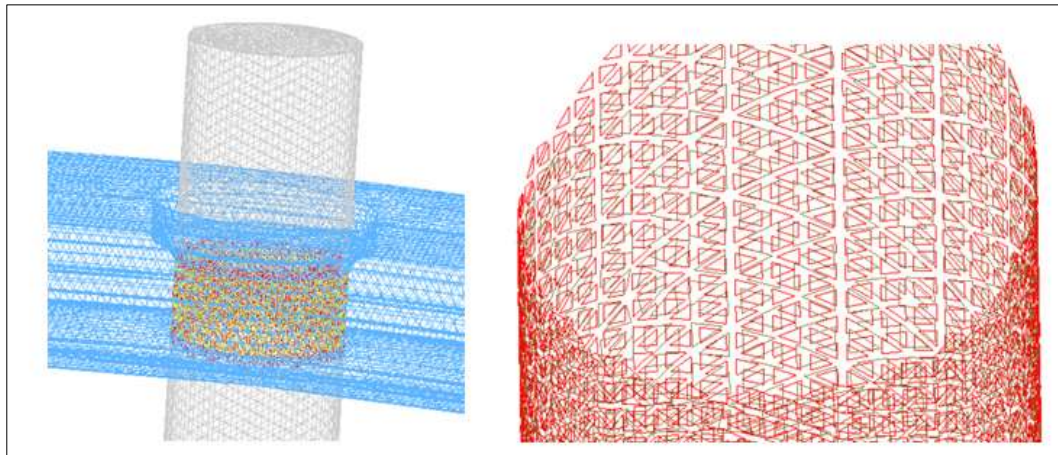
3B SEA katı modelini oluşturan kemik, internal plak fiksator ve vidaların eleman sayıları ve büyüklükleri Çizelge 3.1’de verilmiştir.

Çizelge 3.1 : 3B katı SEA modelindeki parçaların eleman özellikleri.

Parça	Eleman sayısı	Eleman büyüklüğü
Distal kemik	431900	0.75
Proksimal kemik	422612	0.75
APF	399740	0.60
ASPF	355810	0.60
SPF	340048	0.60
Vida	75065	0.50

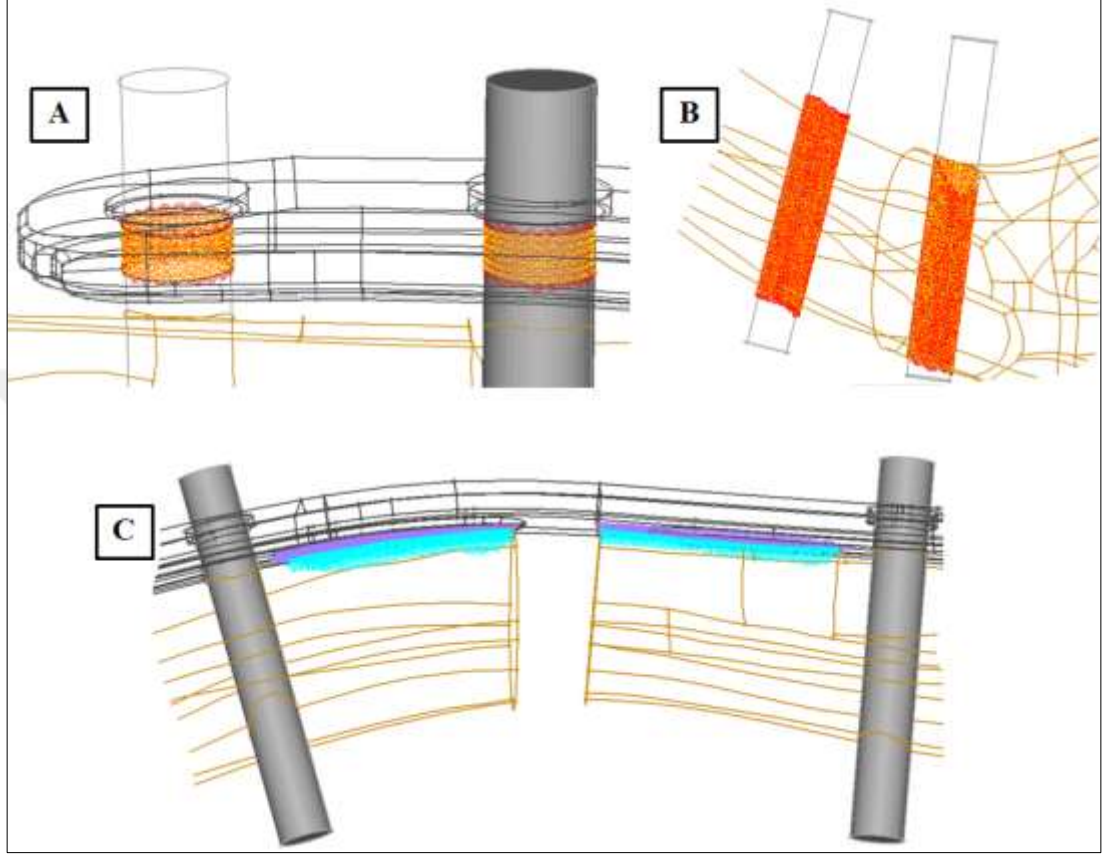
3.2.2 Temas yüzeylerinin oluşturulması

Birçok mühendislik problemi iki veya daha fazla bileşen arasındaki temastan oluşmaktadır. Bu problemlerde, iki cisim üzerinde birbirine değdiklerinde temas eden yüzeylere normal bir kuvvet etki eder. Eğer yüzeyler arasında sürtünme varsa, cisimlerin kayma hareketine direnç gösteren kayma kuvvetleri de modellenebilir. SEA modelini oluşturan parçalar arasındaki mekanik özellikleri (kayma, sürtünme, sertlik, bağlanma gibi) modele aktarabilmek için iki yüzeyin birbiri ile etkileşimini sağlayan temas tanımlanır. Bir temas algoritması, yüzey temelli ya da temas elemanı temelli olarak tanımlanabilir. Yüzey temelli temas algoritması ise genel (otomatik) temas ve temas çifti algoritması olarak ikiye ayrılır. Modelde kullanılan temas çifti algoritmasında, birbirine temas eden yüzeylerdeki elemanlardan oluşturulan yüzeylerden biri esas yüzey (master) diğeri bağımlı yüzey (slave) olarak adlandırılır [111, 112].



Şekil 3.6 : Temas yüzey elemanlarının oluşturulması.

Modelde kullanılan temas yüzeyleri, Şekil 3.6'daki gibi oluşturulmuştur. Burada sarı renk ile gösterilen elemanlar esas yüzey, kırmızı renk ile gösterilen elemanlar bağımlı yüzey, gri renk ile gösterilen şekil vida modeli ve mavi renk ile gösterilen şekil ise plağın ağ yapısıdır.



Şekil 3.7 : Oluşturulan temas yüzeyleri **(A)** Plak-vida teması **(B)** Kemik-vida teması **(C)** Plak-kemik teması.

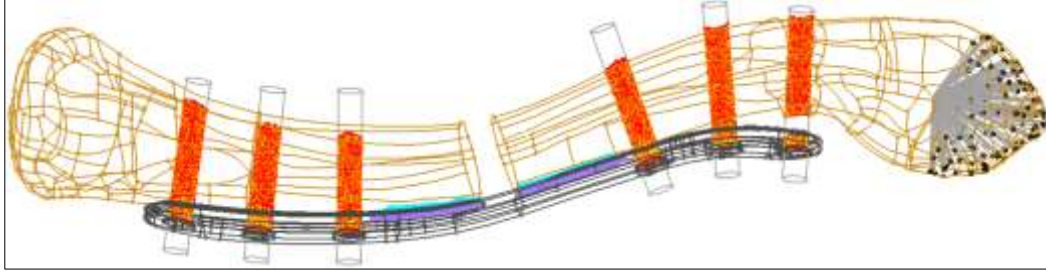
Şekil 3.7’de gösterilen modelin temas bağlantılarından, plak-vida (A), kemik-vida (B) ve kemik-plak (C) arasında tanımlanan tüm temaslar yüzey temelli sürtünmeli temastır. Çizelge 3.2’de modelde kullanılan temas çiftleri ve yüzeyleri belirtilmiştir.

Çizelge 3.2 : SEA modeli temas parametreleri.

Temas çifti	Esas yüzey	Bağımlı yüzey
Kemik-vida	Kemik	Vida
Plak-vida	Plak	Vida
Kemik-plak	Kemik	Plak

Temas çiftleri arasındaki yüzey davranışları daha önce yapılan bir femur SEA çalışmasındaki gibi sürtünmeli olarak seçilmiş olup kemik-vida ve plak-vida

arasındaki sürtünme katsayısı 0.36 ve plak-vida arasındaki sürtünme katsayısı 0.38 olarak verilmiştir [113].



Şekil 3.8 : Temas bağlantıları tamamlanan SEA modeli.

Şekil 3.8’de modeldeki tüm temas bağlantıları gösterilmiştir. Kemiğin distal ucundaki klavikula yapışan kasları temsil eden gri çizgiler demeti, belirlenen kuvvet uygulama düğümlerini (siyah noktalarla belirtilen) rbe3 komutu ile tek bir noktada toplamak amacıyla oluşturulmuştur.

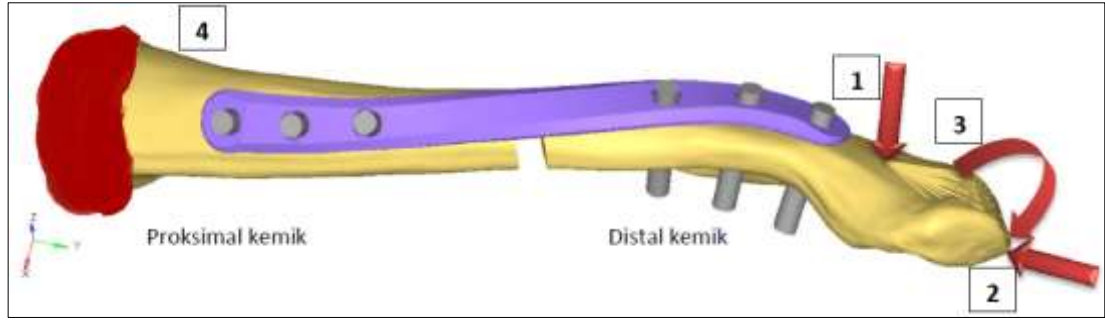
3.2.3 Sınır koşullarının ve yükleme durumlarının uygulanması

Klavikulanın omuz kavşağına bağlantısını sağlayan distal ucuna kemik eksenini doğrultusunda basma kuvveti ve burulma momenti, klavikulanın süperior kısmının distal ucundan 10 mm uzakta dikey eksen doğrultusunda düz eğilme kuvveti uygulanırken sternal ucu aksel ve eğilme yönlerinde sınırlandırılmıştır. Modelde kullanılan kuvvet ve moment büyüklükleri Çizelge 3.3’de verilmiştir.

Çizelge 3.3 : Yükleme durumu parametreleri.

Yükleme durumu	Büyüklük
Düz eğilme [8]	100 N
Basma [8]	100 N
Burulma [8]	1000 N.mm

Basma, burulma ve düz eğilme yükleme durumları altında klavikula-plak-vida yapısının mekanik davranışını değerlendirmek için bu kuvvet ve momentler ayrı ayrı uygulanarak her biri için sonuçlar elde edilmiştir. Bu yüklemeler, klavikulanın sıklıkla maruz kaldığı durumlardır. Şekil 3.9’da kırmızı oklarla gösterilen 1 numara basma kuvvetini, 2 numara eğilme kuvvetini ve 3 numara burulma momentini göstermektedir. 4 numara ile gösterilen kısım, omuz kavşağına bağlanma noktasını gösteren SEA analizinde tüm düğüm noktalarının serbestlik derecelerinin sabitleme noktasıdır.



Şekil 3.9 : Sınır koşulları ve yükleme durumları uygulanma noktaları.

3.2.4 Malzeme özelliklerinin atanması

Klavikula kemiği tamamen kortikal kemik olarak modellenmiş ve malzeme özelliği olarak kortikal kemiğin özellikleri alınmıştır. İnternal plak fiksatorler ve bunları kemiğe bağlayan vidalarda Ti6Al5V malzemesi kullanılmıştır. Çizelge 3.4'te SEA modelini oluşturan malzemelerin mekanik özellikleri verilmiştir.

Çizelge 3.4: SEA malzeme mekanik özellikleri.

Malzeme	Tür	Elastite modülü (GPa)	Poisson oranı	Yoğunluk (g/cm ³)
Kortikal kemik [8, 91]	Elastik- izotropik	11	0.3	1.85
Ti6Al5V [8, 91]	Elastik- izotropik	110	0.3	4.42

Hazırlanan SEA modeli, İTÜ Mukavemet ve Biyomekanik Laboratuvarındaki 64 çekirdekli Server (paylaşımcı bilgisayar ağı) kullanılarak ABAQUS Solver ile çözülmüştür. Tüm plak modellerinin gerilme sonuçları limitleri; basma durumu için 500 MPa, düz eğilme durumu için 700 MPa ve burulma durumunda ise 200 MPa olarak belirlenmiştir. Gerilme ve yer değiştirmeler analiz edilmiştir.

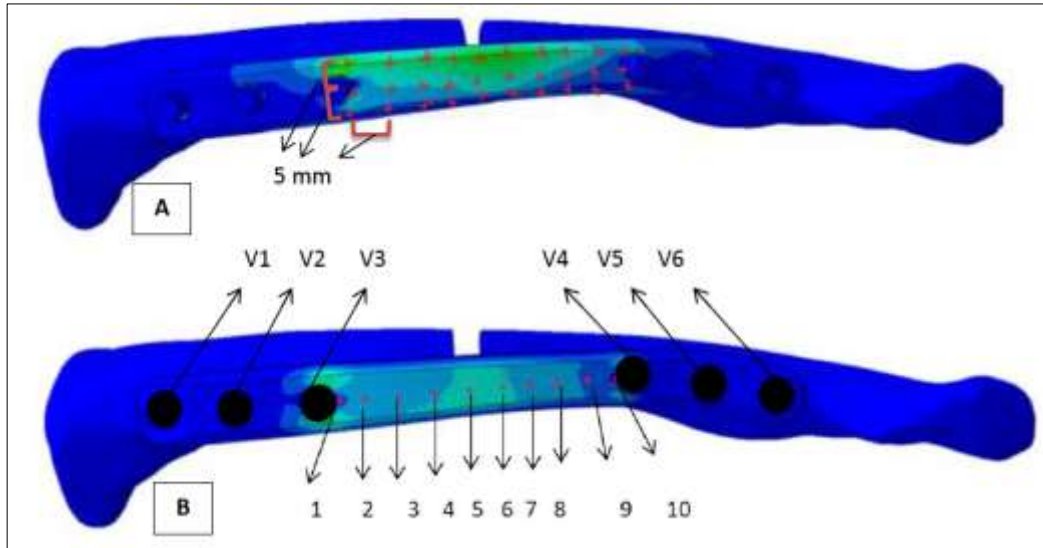


4. SONLU ELEMENLER ANALİZİ SONUÇLARI

Bu çalışmada, klavikula orta hat kırıklarının tedavisinde kullanılan internal plak fiksatorler Sonlu Elemanlar yazılımı kullanılarak basma, düz eğilme ve burulma yükleme durumlarında incelenmiştir. Analiz sonucunda plakların Von Mises gerilme dağılımı ile kırık uçları arası ve kemiğin distal ucunun yer değiştirmesi elde edilmiştir. Bu verilere dayanarak cerrahide kullanılan internal plak fiksatorlerin biyomekanik açıdan işlevselliği ve dayanımı değerlendirilmiştir.

4.1 Sonlu Elemanlar Analizi Sonucu Gerilme Dağılımları

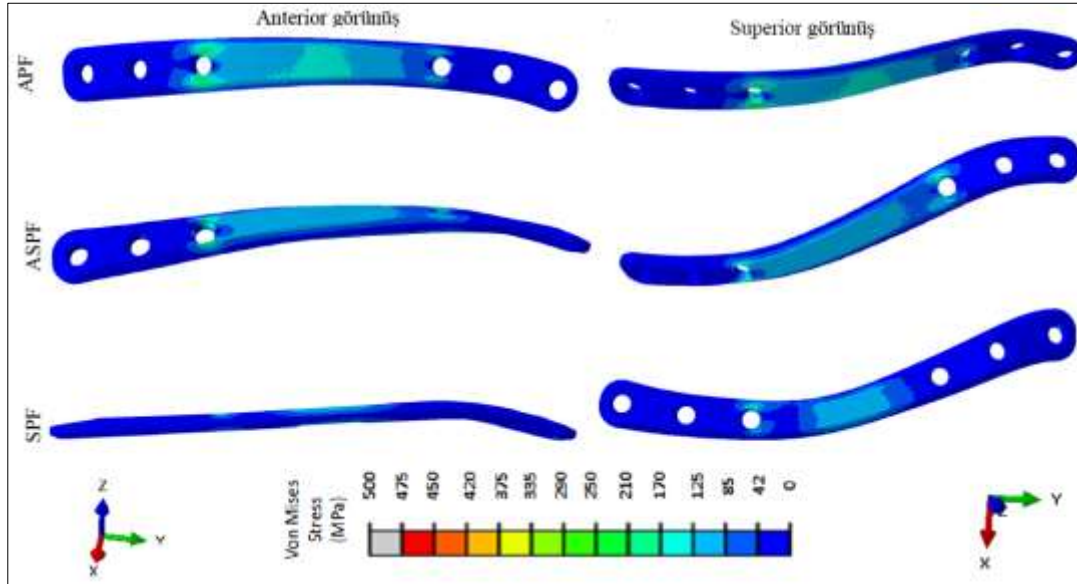
Eni 11 mm olan plakların ortadaki iki vida bağlantısı arasında basma, düz eğilme ve burulma durumunda, üst (10.5 mm), orta (5.5 mm) ve alt hattından (0.5 mm); basma durumunda ise sadece orta hattın (5.5 mm) 5 mm aralıklarla 10'ar noktadan gerilme ölçülmüştür. Ayrıca vidalar proksimalden (soldan) distale (sağa) V1 ile V6 arasında numaralandırılmıştır (Şekil 4.1).



Şekil 4.1 : Ölçüm noktaları ve vida numaralandırılması.
(APF modeli üzerinden örneklenmiştir.)

4.1.1 Basma durumunda internal plak fiksatorlerin değerlendirilmesi

Klavikulaya, distal ucundan kemiğin uzun eksenine doğrultusunda uygulanan 100 N luk basma kuvveti sonucunda plakların Von Mises gerilme dağılımları Şekil 4.2’deki gibidir.



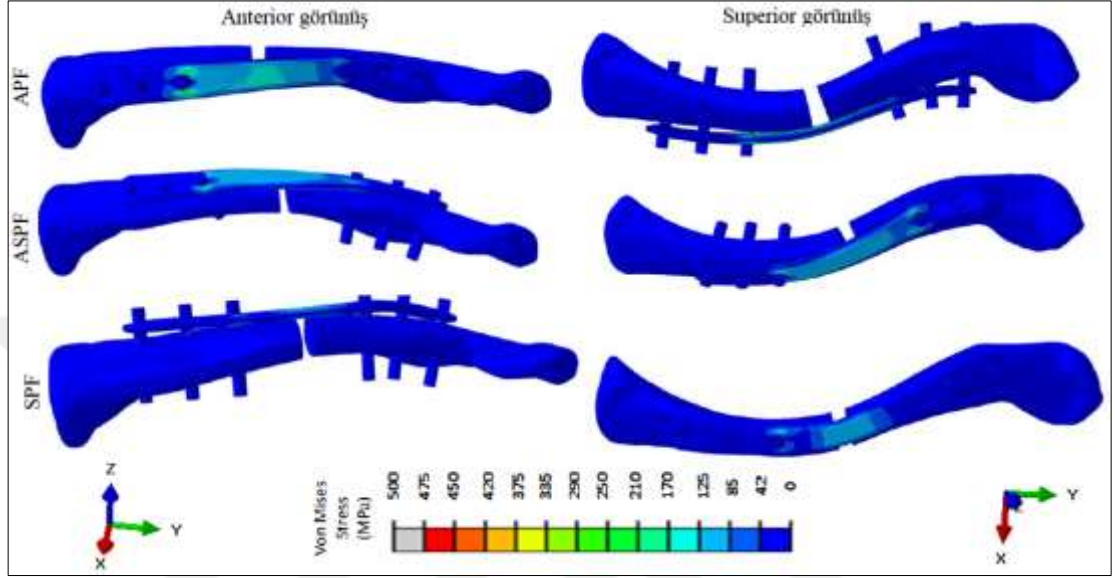
Şekil 4.2 : Basma durumunda internal plak fiksatorlerin Von Mises gerilme dağılımları.

Basma durumunda, Şekil 4.1 A’da belirtilen plakların orta hattındaki otuz noktadan elde edilen ve Çizelge 4.1’de yer alan Von Mises gerilme değerlerine göre plakta en az gerilme dağılımı gösteren plak tipi SPF, daha sonra sırasıyla ASPF ve APF’dir. Buradan hareketle, klavikulanın maruz kalabileceği basma yüklemesinde biyomekanik açıdan en kullanışlı tasarım SPF’dir (Şekil 4.2).

Çizelge 4.1 : Basma durumunda plakların Von-Mises gerilmeleri.

Ölçüm noktası	Von Mises gerilmesi (MPa)								
	Üst kısım			Orta kısım			Alt kısım		
	APF	ASPF	SPF	APF	ASPF	SPF	APF	ASPF	SPF
1	182	151	112	16	16	47	174	120	88
2	134	103	46	118	98	35	132	93	39
3	117	106	38	132	120	50	134	103	25
4	118	107	64	142	125	83	130	116	80
5	126	119	110	134	122	120	134	122	118
6	140	113	105	133	114	127	144	120	124
7	128	102	120	111	105	133	123	100	102
8	106	89	103	87	92	104	100	86	72
9	88	79	54	72	86	68	88	80	33
10	102	123	8	18	30	20	99	117	10

Her üç plak için de gerilme, kırık uçlarına yakın iki vida deliği civarında ve arasındaki bölgede daha fazladır (Şekil A.1). İnternal plak fiksatorler, kırık uçlarını hizalayarak kemiğin bütünlüğünü sağlayan yük taşıyıcı yapılardır. Bu nedenle, kırık bölgesinde plak üzerinden aktarılan yükün plak kesit alanına oranı, plağın diğer kısımlarına kıyasla daha büyük olmaktadır (Şekil 4.3).



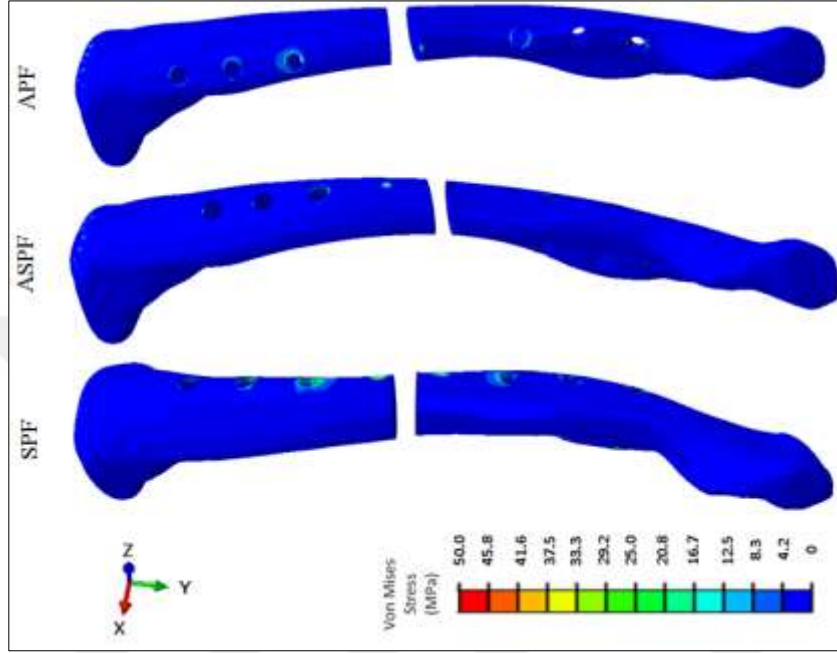
Şekil 4.3 : Basma durumunda internal plak fiksator-kemik yapısının Von Mises gerilme dağılımları.

Plak fiksator ile kemik arasındaki bağlantıyı sağlayan vidaların Von Mises gerilme değerleri göz önüne alındığında vidalardaki gerilmeler, 0 ile 170 MPa arasında dağılım gösterirken kırık uçlarının her iki tarafında yer alan vidalarda gerilme değerlerinin daha yüksek olduğu görülür (Şekil B.1). Çizelge 4.2’de görüldüğü üzere APF ve SPF plaklarının kullanıldığı modellerde en fazla gerilme V3 vidasında iken ASPF modelinde en fazla gerilme V4 vidasındadır.

Çizelge 4.2 : Basma durumunda vidaların maksimum Von Mises gerilme değerleri.

Vida numarası	Gerilme değerleri (MPa)		
	APF	ASPF	SPF
V1	180	212	330
V2	246	198	345
V3	512	393	425
V4	361	465	147
V5	120	194	160
V6	107	181	190

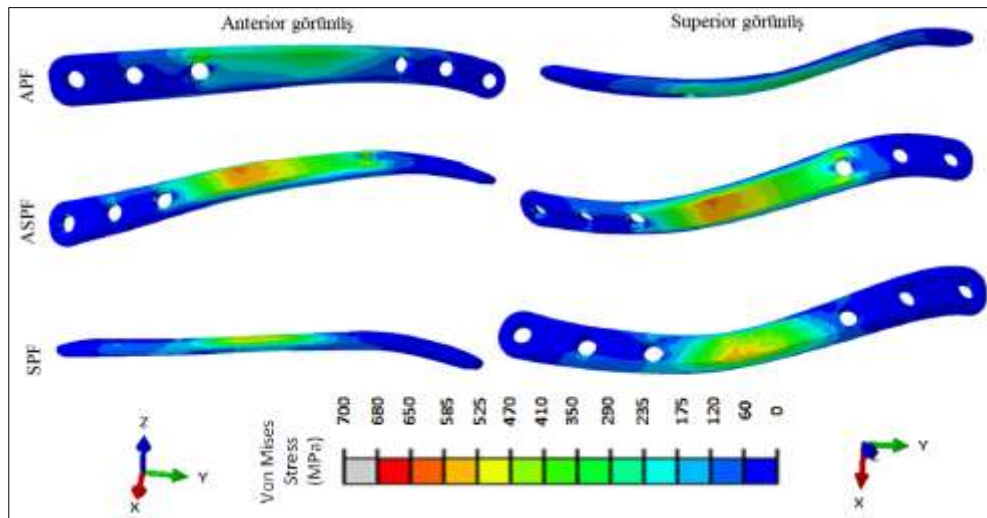
Klavikula üzerindeki gerilmeler, vidaların kemiğe bağlandığı yerlerde yoğunluk gösterip, değer olarak 0 ile 50 MPa arasında değişmektedir (Şekil 4.4). Ayrıca, kırık uçlarının her iki yanındaki plağın kemiğe bağlandığı iki vida deliği civarında gerilme daha fazladır (Şekil C.1). Bu değerler, klavikula kortikal kemik akma dayanımı olan 123 MPa'dan düşük olduğu için her üç plak tasarımı da mekanik açıdan emniyetlidir.



Şekil 4.4 : Basma durumunda klavikulanın Von Mises gerilme dağılımı.

4.1.2 Düz eğilme durumunda internal plak fiksatorlerinin değerlendirilmesi

Klavikulanın maruz kalabileceği 100 N'luk eğilme kuvveti uygulanması sonucunda plak modellerinde meydana gelen Von Mises gerilme dağılımı Şekil 4.5'deki gibidir.



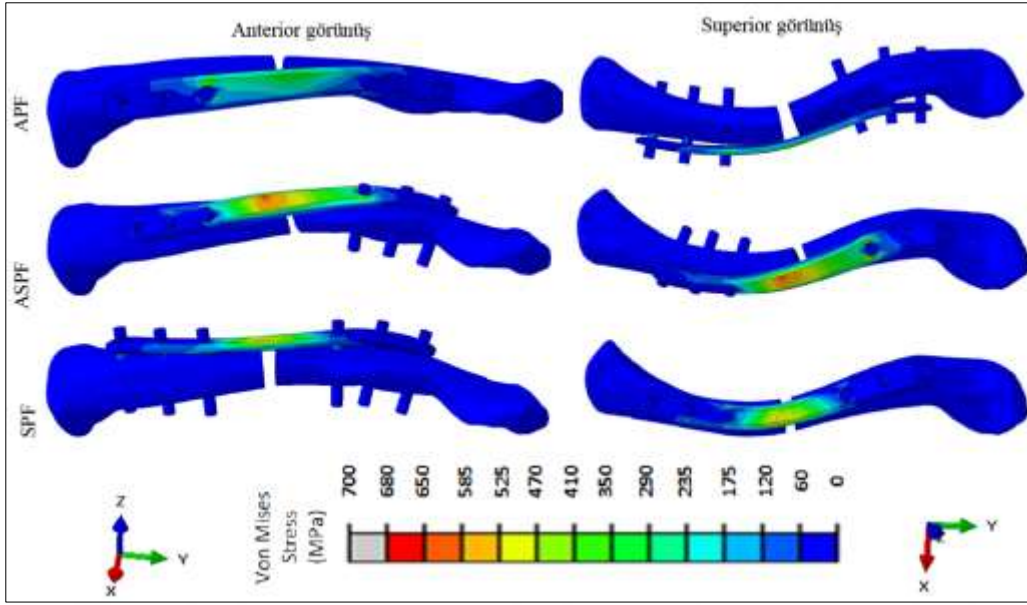
Şekil 4.5 : Düz eğilme durumunda internal plak fiksatorlerinin Von Mises gerilme dağılımları.

Düz eğilme yükleme durumunda, plakların superior yüzeyinden, Şekil 4.1 A'da belirtilen üst kısım, orta kısım ve alt kısmındaki onar noktadan alınan Von Mises gerilmeleri Çizelge 4.3'de belirtilmiştir. Bu noktalardan alınan gerilme değerlerine göre, en az gerilmeye sahip olan APF, daha sonra sırasıyla SPF ve ASPF'dir. Bir başka deyişle, APF'nin biyomekanik dayanımı, düz eğilme zorlanmasında SPF'ye kıyasla daha fazla iken ASPF'ye göre oldukça fazladır. Çizelge 4.3'de yer alan gerilme değerleri, Ti6Al5V malzemesinin akma dayanımından küçük olduğu için bu yükleme durumu için her üç tasarım da mekanik olarak emniyetlidir.

Çizelge 4.3 : Düz eğilme durumunda plakların Von Mises gerilmeleri.

Ölçüm noktası	Von Mises gerilmesi (MPa)								
	Üst kısım			Orta kısım			Alt kısım		
	APF	ASPF	SPF	APF	ASPF	SPF	APF	ASPF	SPF
1	340	248	50	60	54	75	128	145	155
2	272	306	133	192	254	150	110	186	242
3	278	450	235	217	396	222	118	361	374
4	283	600	342	260	560	424	142	510	522
5	345	575	496	280	560	528	178	612	581
6	336	525	397	254	540	457	140	510	537
7	332	454	383	187	496	346	120	480	487
8	236	364	292	162	408	253	96	400	335
9	185	305	184	110	320	125	82	337	220
10	170	365	45	75	35	85	70	447	84

İnternal plak fiksatorlerdeki gerilmeler değerlendirildiğinde, plakların osteotomi hattının üzerindeki orta kısmında gerilme daha yüksektir (Şekil A.2). Klavikula, kırık hattından dolayı kırık bölgesinde yapısal olarak süreksiz olduğu için, kemiğin distal ucuna uygulanan eğilme kuvvetinin tamamı plak üzerinden geçerek kemiğin proksimal kısmına iletilmektedir. Bu nedenle, kemik-internal fiksator yapısının kırık hattındaki kesit alanı, kemiğin diğer bölgelerine kıyasla daha küçük olduğu için internal plak fiksatorün bu kısımdaki gerilme değeri daha yüksektir (Şekil 4.6).



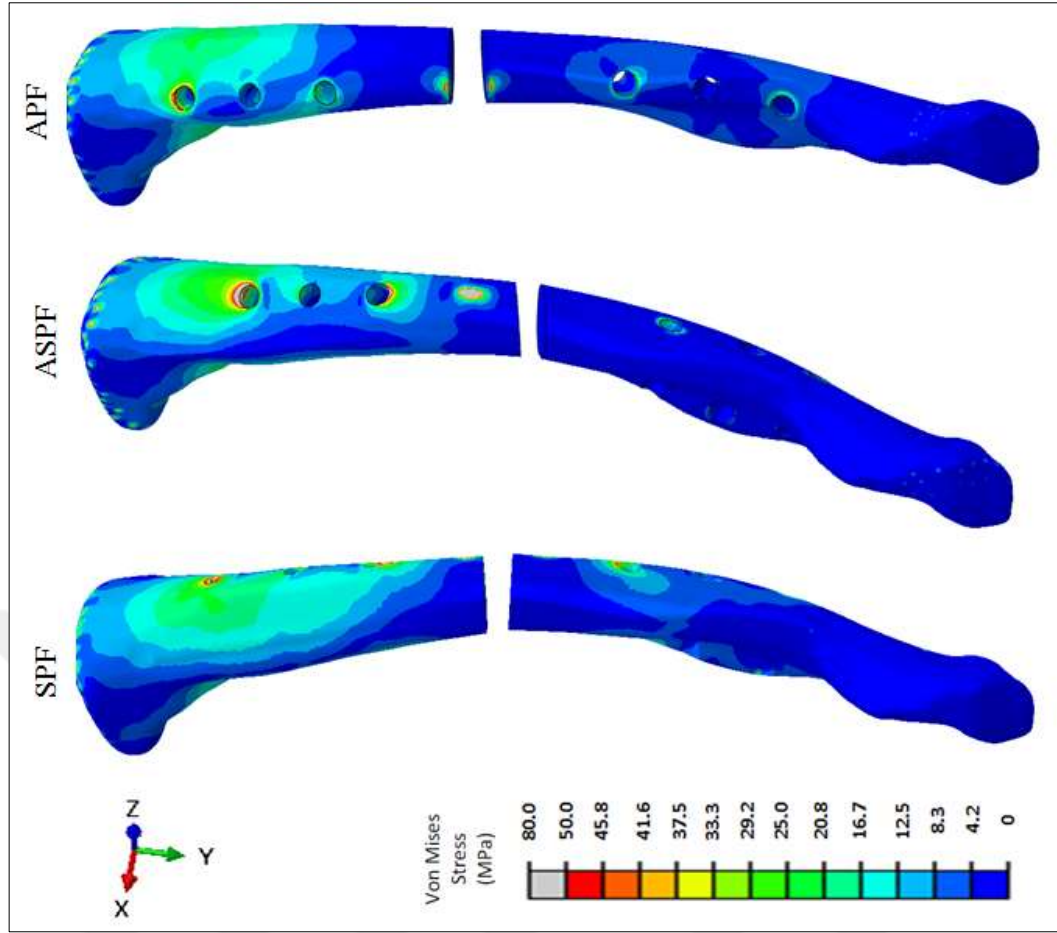
Şekil 4.6 : Düz eğilme durumunda internal plak fiksator-kemik yapısının Von Mises gerilme dağılımları.

Vidalardaki gerilmeler, genel olarak 0 ile 235 MPa arasında dağılım gösterirken plağın, kırık uçlarının iki yanındaki vidalara bağlandığı yüzeylerde gerilme daha fazladır (Şekil B.2). Vidalarda oluşan maksimum Von Mises gerilme değerlerine göre, en fazla gerilme ASPF modelindeki vidalarda, en az gerilme ise APF modelindeki vidalarda gözlemlenmiştir (Çizelge 4.4).

Çizelge 4.4 : Düz eğilme durumunda vidaların maksimum Von Mises gerilme değerleri.

Vida numarası	Gerilme değerleri (MPa)		
	APF	ASPF	SPF
V1	267	456	240
V2	240	260	343
V3	380	663	490
V4	272	670	232
V5	183	468	162
V6	232	185	460

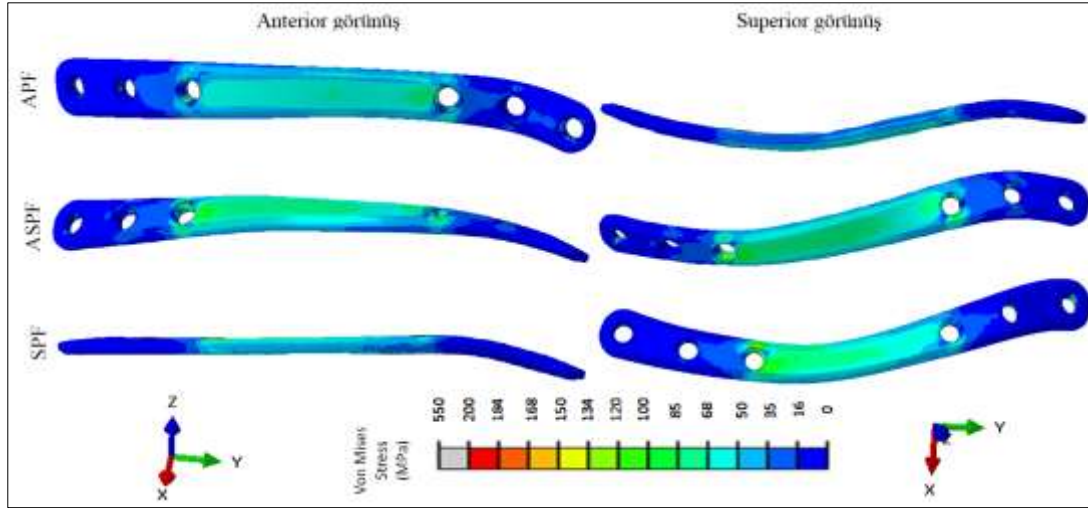
Klavikulanın düz eğilme yükleme durumundaki Von Mises gerilme dağılımı, Şekil 4.7'deki gibidir. Gerilme değerleri 0 ile 80 MPa arasında olup kortikal kemik akma dayanımının altındadır. Gerilmeler, kemiğin sternuma bağlandığı proksimal kısmında özellikle de klavikulanın vida delikleri civarında daha fazladır (Şekil C.2).



Şekil 4.7 : Düz eğilme durumunda klavikulanın Von Mises gerilme dağılımı.

4.1.3 Burulma durumunda internal plak fiksatorlerin değerlendirilmesi

Omuz kavşağının en önemli kemik bağlantılarından biri olan klavikula, her üç anatomik ekseninde de harekete imkan veren bir uzuvdur. Özellikle baş ve omuz hizasının yukarıdaki hareketler (bir şeyler yeme içme, saç tarama, diş fırçalama vb.) esnasında klavikula kemiğin uzun eksenine doğrultusunda anteriordan posteriora doğru rotasyon yapar. Bu rotasyonel hareket, diğer zorlanmalarla kıyaslandığında klavikulanın en fazla maruz kaldığı zorlanmadır. Şekil 3.9’da gösterilen yükleme durumlarından 3 numaralı durumdaki kuvvetin tersi yönünde uygulanan 1 N.m lik burulma momenti sonucu plaklarda oluşan Von Mises gerilme dağılımları Şekil 4.8’de verilmiştir.



Şekil 4.8 : Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketinde internal plak fiksatorlerin Von Mises gerilme dağılımları.

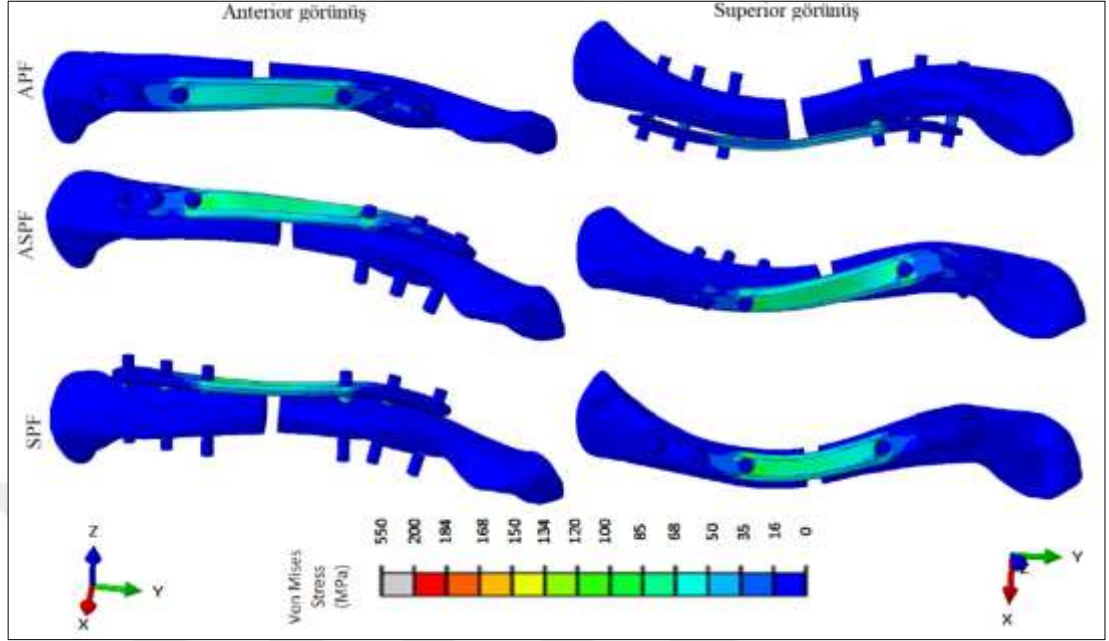
Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketi sonucu klavikula plaklarının üst yüzeylerinde meydana gelen ve Şekil 4.1’de belirtilen otuz ölçüm noktasından elde edilen Von Mises gerilmeleri, Çizelge 4.5’te yer almaktadır. Bu değerlere göre, en fazla gerilme SPF’de oluşurken ASPF ve APF’deki gerilmeler nispeten birbirine yakın ve SPF’ye kıyasla daha azdır.

Çizelge 4.5 : Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketinde plakların Von Mises gerilmeleri.

Ölçüm noktası	Von Mises gerilmesi (MPa)								
	Üst kısım			Orta kısım			Alt kısım		
	APF	ASPF	SPF	APF	ASPF	SPF	APF	ASPF	SPF
1	32	32	56	30	63	74	31	56	88
2	33	56	84	61	95	97	38	62	78
3	38	54	76	57	82	82	37	56	65
4	44	59	74	92	78	84	41	53	63
5	46	60	65	69	82	81	40	58	60
6	48	57	65	68	83	80	48	56	63
7	44	53	53	69	72	72	48	56	61
8	56	56	59	67	68	67	45	53	57
9	53	54	56	73	71	68	44	46	52
10	38	54	47	40	37	38	29	33	45

Şekil 4.9’da plak fiksator-klavikula-vida yapısının Von Mises gerilme dağılımları gösterilmiştir. İnternal plak fiksatorlerdeki gerilmeler incelendiğinde gerilmenin, kırık hattının yer aldığı plağın orta kısmında ve özellikle kırık uçlarının her iki kısmına yakın olan iki vida deliği civarında yoğunlaştığı gözlenmiştir. Plak fiksatorlerin kemik

ile temas eden iç yüzeyinde de gerilmeler bu orta kısımda ve V3 ve V4 vidası civarında daha fazladır (Şekil A.3).



Şekil 4.9 : Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketinde internal plak fiksator-kemik yapısının Von Mises gerilme dağılımları.

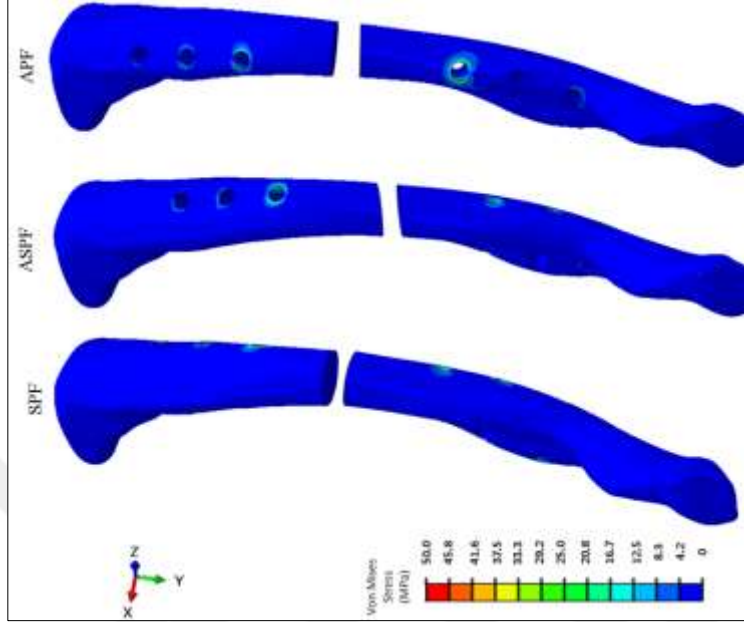
Vida bağlantılarındaki gerilmeler değerlendirildiğinde ise en fazla gerilme kırık uçlarının her iki yanındaki V3 ve V4 vidasında gözlemlenmiştir (Şekil B.3). APF ve ASPF vidalarındaki gerilmeler birbirine yakınken SPF-kemik bağlantısını sağlayan vidalardaki gerilmeler daha fazladır (Çizelge 4.6).

Çizelge 4.6 : Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketinde vidaların maksimum Von Mises gerilme değerleri.

Vida numarası	Gerilme değerleri (MPa)		
	APF	ASPF	SPF
V1	180	212	334
V2	238	193	352
V3	320	357	440
V4	358	270	150
V5	118	236	165
V6	106	180	480

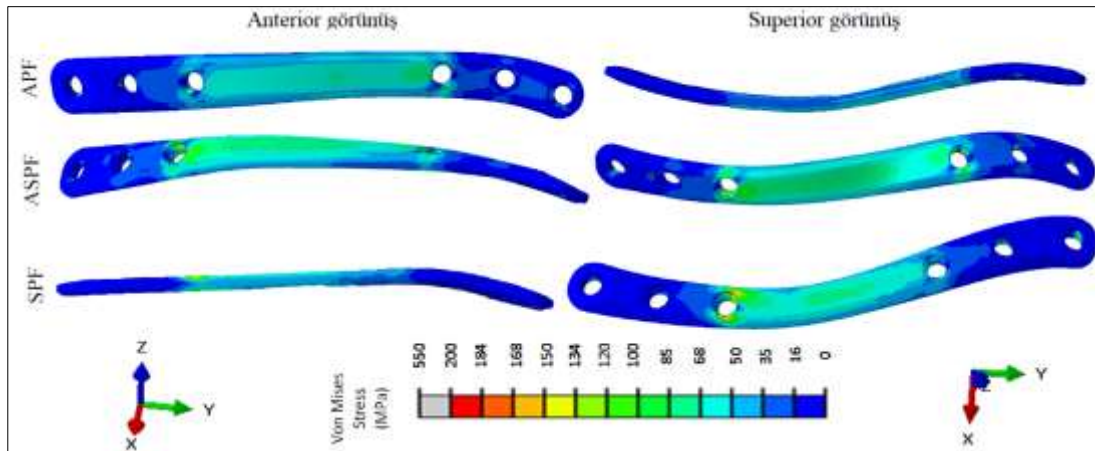
Klavikula üzerindeki Von Mises gerilme dağılımları Şekil 4.10'da gösterilmiştir. Klavikulanın önden arkaya rotasyonunda, kemik üzerindeki gerilmeler vidaların kemiğe bağlandığı noktalarda özellikle de kırık uçlarına yakın vidalar civarında yoğunlaşmıştır. Ayrıca momentin uygulandığı kemiğin distal ucundaki V6 vidası

civarında da kemiğin diğer kısımlarına kıyasla gerilme fazladır (Şekil C.3). Her üç klavikula modelindeki maksimum gerilme 50 MPa'tır bu nedenle her üç tasarım da biyomekanik açıdan emniyetlidir.



Şekil 4.10 : Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketinde kemiğin Von Mises gerilme dağılımı.

Omuz eklemi hareketleri esnasında klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketini modellemek için, klavikulanın distal ucuna, kemiğin uzun eksenine doğrultusunda, posterior kısmından anteriora doğru Şekil 3.9’da belirtilen 3 numaralı kuvvet yönünde 1 N.m lik burulma momenti uygulanması sonucu plaklarda oluşan Von Mises gerilme dağılımları Şekil 4.11’de verilmiştir.



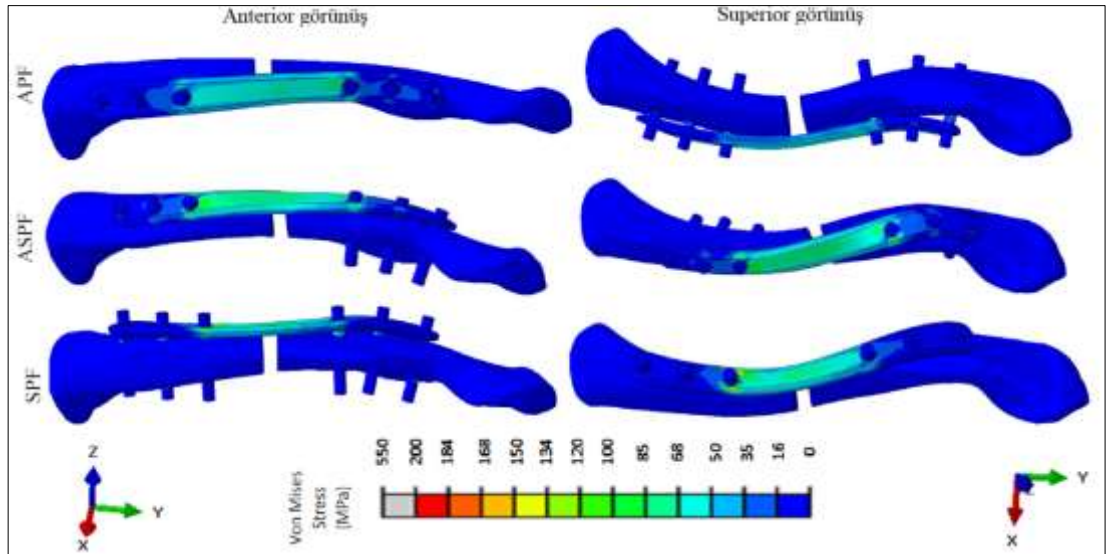
Şekil 4.11 : Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde internal plak fiksatorlerin Von Mises gerilme dağılımları.

Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde, plakların superior yüzeyinden, Şekil 4.1 A' da belirtilen otuz noktadan alınan Von Mises gerilmeleri Çizelge 4.7'de belirtilmiştir. Bu değerlere göre internal plak fiksatorlerdeki gerilmeler değerlendirildiğinde, en fazla gerilme APF'de gözlenirken SPF'deki gerilme değerleri ASPF'ye göre daha fazladır.

Çizelge 4.7 : Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde plakların Von Mises gerilmeleri.

Ölçüm noktası	Von Mises gerilmesi (MPa)								
	Üst kısım			Orta kısım			Alt kısım		
	APF	ASPF	SPF	APF	ASPF	SPF	APF	ASPF	SPF
1	32	20	141	43	67	22	32	70	117
2	34	54	78	56	94	77	39	63	65
3	38	60	56	56	78	70	40	54	55
4	43	62	56	63	77	66	42	56	58
5	45	61	62	68	78	77	42	54	60
6	48	60	66	71	80	86	46	59	63
7	45	53	63	72	72	80	58	56	62
8	45	54	59	71	72	78	45	51	58
9	55	63	60	73	69	71	52	47	50
10	41	55	45	48	60	73	23	39	28

Klavikulanın arkadan öne hareketi sırasında maruz kalabileceği rotasyonel kuvvetlerin etkisinde internal plak-vida-klavikula yapısındaki Von Mises gerilme dağılımları Şekil 4.12'de gösterilmiştir. Plaklardaki gerilmeler, kırık uçlarının iki yanında bulunan V3 ve V4 vida deliği arasındaki bölgede dağılım gösterirken bu iki vida deliği civarında yoğunlaşmıştır (Şekil A.4).



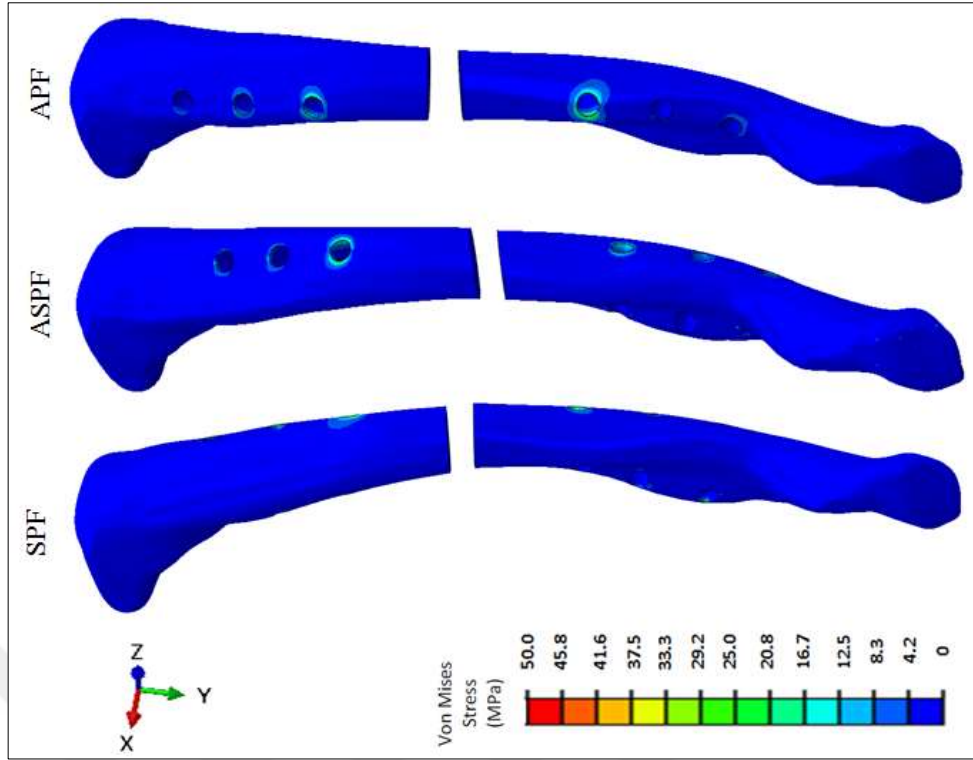
Şekil 4.12 : Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde internal plak fiksator-kemik yapısının Von Mises gerilme dağılımları.

Çizelge 4.8’de yer alan vidalardaki maksimum Von Mises gerilme değerlerine göre, APF-kemik bağlantısında kullanılan vidalarda en fazla gerilme kırığın distalindeki ilk vida olan V4’de gözlenirken kırığın distalindeki son vida olan V6’daki gerilme diğer vidalara kıyasla daha azdır. ASPF-kemik bağlantısını sağlayan vidalarda oluşan maksimum gerilme değerleri, diğer plaklarda kullanılan vidalardaki gerilmelere kıyasla birbirine yakın olarak ölçülmüştür. ASPF ile kemik arasındaki bağlantıyı sağlayan vidalarda, maksimum Von Mises gerilmesi V3 vidasında gözlenmiş olup bu değer diğer plaklarda oluşan maksimum Von Mises gerilmelerine göre daha düşüktür. SPF ile kemiği birbirine bağlama işlevi üstlenen vidalardaki maksimum gerilmeler, APF ve ASPF ile kemik bağlantılarını sağlayan vidalardakine kıyasla daha fazladır ve maksimum gerilme V3 vidasında oluşmuştur (Şekil B.4).

Çizelge 4.8 : Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde vidaların maksimum Von Mises gerilme değerleri.

Vida numarası	Gerilme değerleri (MPa)		
	APF	ASPF	SPF
V1	182	212	328
V2	246	195	338
V3	320	252	412
V4	358	270	148
V5	120	236	160
V6	106	180	420

Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde, internal plak fiksatorlerdeki Von Mises gerilmeleri ve vidalardaki maksimum Von Mises gerilmeleri değerlendirildiğinde en az gerilmenin ASPF’ de meydana geldiği gözlenmiştir. Ayrıca plak delikleri civarında görülen gerilmelerle birlikte değerlendirildiğinde yeni geliştirilen ASPF plak klavikulanın sıklıkla maruz kaldığı burulma momentine karşı dayanım göstermesi ve bunun yanı sıra vidalardaki gerilmelerin maksimum değerlerinin birbirine yakın olması ile kemikte gerilmeyi eşit dağıtabilmesi nedeniyle bu yükleme durumundaki en kullanışlı tasarımıdır.

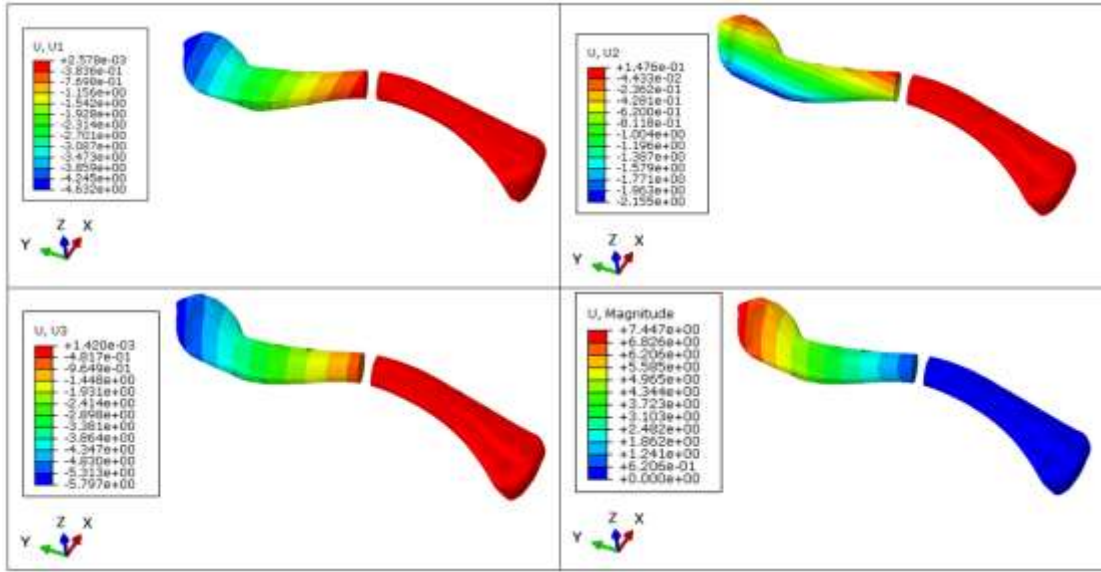


Şekil 4.13 : Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde kemiğin Von Mises gerilme dağılımı.

Klavikulanın, kolun elevasyonu sırasında sıklıkla maruz kaldığı döndürme kuvveti etkisinde gözlenen Von Mises gerilme dağılımı Şekil 4.13'deki gibidir. Bu durumda, klavikulada maksimum 50 MPa gerilme görülmektedir ki bu değer klavikula kortikal kemiğinin akma dayanımından oldukça düşük olduğu için her üç plak tasarımı da mekanik olarak emniyetlidir (Şekil C.4).

4.2 Sonlu Elemanlar Analizi Yer Değiştirme Sonuçları

Basma ve düz eğilme zorlanmalarında, klavikulada meydana gelen yer değiştirmeler Şekil 4.14'te gösterilmiştir. Cerrahi tedavide, kırık iyileşene kadar klavikulanın stabil kalması ve mümkün olduğu kadar az yer değiştirmesi tercih edilir. Bu bölümde, kuvvet etkisi altında klavikulada meydana gelen yer değiştirmeler incelenmiştir. Belirtilen koordinat düzleminde X eksen yönündeki yer değiştirme U_1 , Y eksen yönündeki yer değiştirme U_2 , Z eksen yönündeki yer değiştirme U_3 ve bileşke yer değiştirme U olarak belirtilmiştir.



Şekil 4.14 : Klavikulanın yer değiştirme bileşenleri ve büyüklükleri.

Basma zorlanmasında her üç plak fiksator için, klavikuladaki yer değiştirmeler Çizelge 4.9'daki gibidir. Klavikula distal ucunun her üç yöndeki yer değiştirmelerinin bileşkesi (U) değerlendirildiğinde en az yer değiştirme 1.12 mm ile SPF sonra sırasıyla 3.36 ile ASPF ve 4.34 mm APF olmuştur. Buradan hareketle, SPF basma yüklemesinde biyomekanik açıdan diğer plaklara göre daha stabildir. Basma zorlanmasında ASPF, APF'ye göre daha stabil olmasına karşın SPF kadar stabil değildir.

Çizelge 4.9 : Basma durumunda klavikulanın yer değiştirmesi.

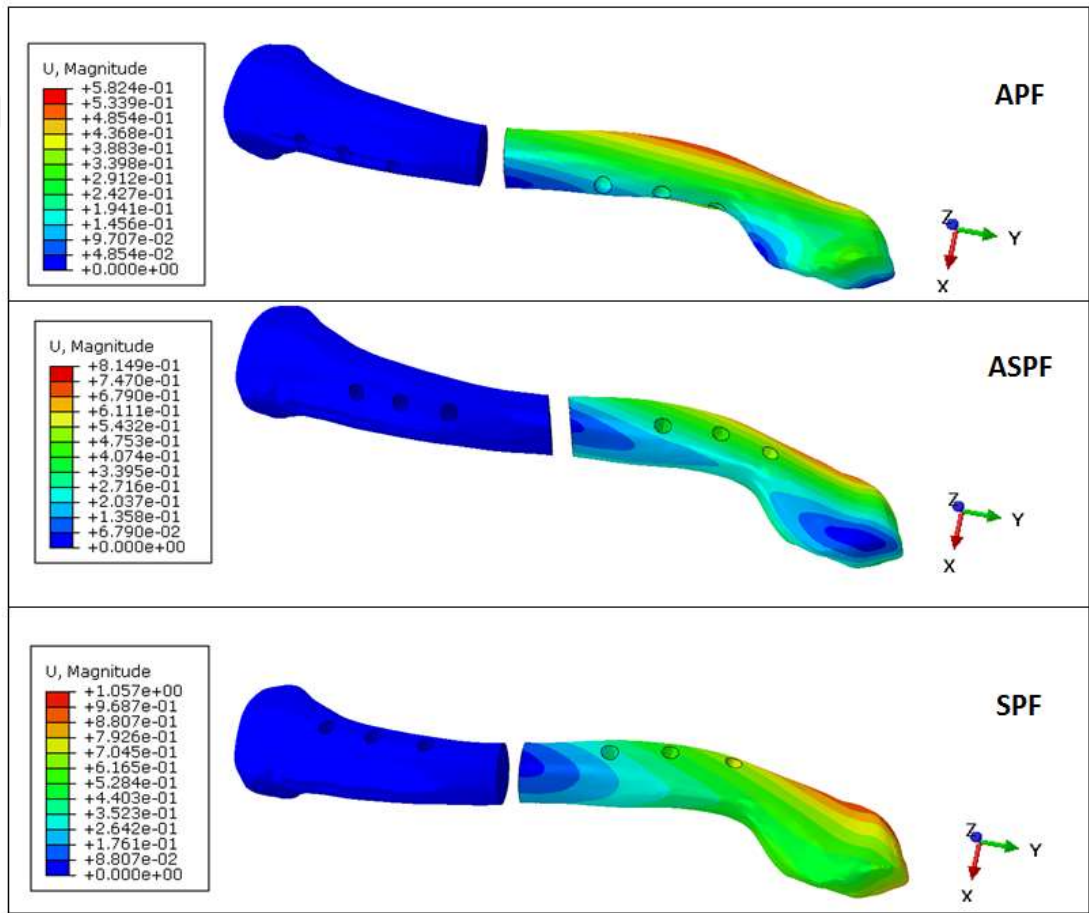
Plak tipi	Yer değiştirme bileşenlerinin değerleri (mm)			
	U ₁	U ₂	U ₃	U
APF	3.87	1.47	1.80	4.34
ASPF	0.34	1.03	3.30	3.36
SPF	0.48	0.29	0.98	1.12

Çizelge 4.10'da gösterildiği gibi düz eğilme zorlanmasında, klavikulanın her üç yöndeki yer değiştirmesinin bileşkesi değerlendirildiğinde kemiğin distal ucunun 13.10 mm ile en fazla yer değiştirme gösteren ASPF iken 8.53 mm ile SPF ve 7.45 mm ile en az yer değiştiren APF'dir. Bu yükleme durumunda, en az yer değiştirme gösteren APF, biyomekanik açıdan en stabil plaktır. SPF, ASPF'ye göre biyomekanik açıdan nispeten daha stabildir.

Çizelge 4.10 : Düz eğilme durumunda klavikulanın yer değiştirmesi.

Plak tipi	Yer değiştirme bileşenlerinin değerleri (mm)			
	U ₁	U ₂	U ₃	U
APF	4.63	2.16	5.80	7.45
ASPF	0.35	3.47	12.93	13.10
SPF	2.68	1.67	8.00	8.53

Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketi esnasında, moment etkisinin klavikulada neden olduğu yer değiştirmeler incelenmiştir. Şekil 4.15'te her bir plak tipi için, döndürme kuvveti etkisindeki klavikulada meydana gelen yer değiştirmeler, milimetre cinsinden belirtilen skalada gösterilmiştir.



Şekil 4.15 : Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketinde kemiğin yer değiştirmesi.

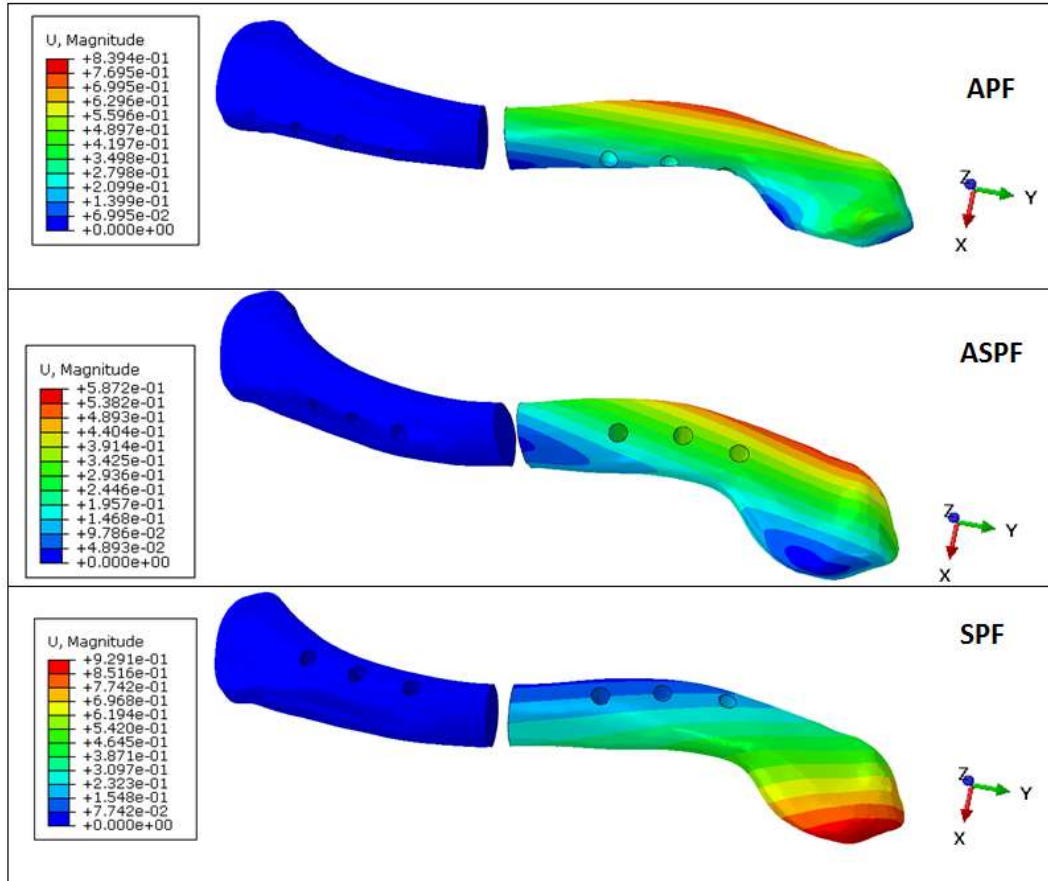
Klavikulanın en çok maruz kaldığı yükleme durumu olan önden arkaya rotasyon hareketi esnasında, klavikula modelinde moment uygulanan noktanın mesnet noktasına göre görece açısal yer değiştirmeleri Çizelge 4.11'de yer almaktadır. Bu değerlere göre klavikulada en az açısal yer değiştirmeye neden olan plak APF olmakla

birlikte ASPF'nin açısai yer değıştirmesi de APF'ninkine yakındır. SPF diğeri iki plak fiksatiöre göre daha fazla açısai yer değıştirme göstermiştir.

Çizelge 4.11 : Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketinde moment uygulanan noktanın açısai yer değıştirmesi.

Plak tipi	Açısai yer değıştirme (°)
APF	1.317
ASPF	1.382
SPF	1.525

Her üç plak tipi için klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketi esnasında, moment etkisinin klavikula modelinde meydana getirdiğı yer değıştirmeler Şekil 4.16'da gösterilmiştir.



Şekil 4.16 : Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde kemiğın yer değıştirmesi.

Çizelge 4.12'de klavikula açısai yer değıştirmelerinin derece cinsinden değeri yer almaktadır. Buna göre, ASPF plak tasarımı, klavikulanın sıklıkla maruz kaldığı döndürme kuvvetlerini kırık bölgesinde minimum yer değıştirmeye neden olacak şekilde kemiğın proksimaline aktarabildiğı için biyomekanik açıdan kullanışlıdır. SPF

plağın kullanıldığı klavikula modelinde meydana gelen açısal yer değiştirme diğer iki plağa göre fazlayken tüm plak modellerinde klavikulaya momentin uygulandığı düğüm noktasındaki açısal yer değiştirmeler birbirine yakındır.

Çizelge 4.12 : Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde moment uygulanan noktanın açısal yer değiştirmesi.

Plak tipi	Açısal yer değiştirme (°)
APF	1.386
ASPF	1.152
SPF	1.546



5. DEĞERLENDİRME ve SONUÇ

Genel olarak, klavikula kırıklarının cerrahi tedavisinde intramedüler (IM) çivi ve plak-vida fiksasyon yöntemleri tercih edilir. Orta hat klavikula kırıklarının cerrahi tedavisi ile ilgili önceden yapılan çalışmalar incelendiğinde, plak fiksasyonunun IM çivi kullanımına göre daha üstün olduğu bulunmuştur [5]. Başka bir çalışmada, kilitli olmayan vida ile superior plak fiksasyonunun, IM çivi fiksasyonuna göre daha fazla fizyolojik yüke dayanabildiği göstermiştir [114]. Ferran ve arkadaşları ise plak ve IM çivi fiksasyonu arasında, fonksiyonellik açısından önemli bir fark olmadığı sonucuna varmışlar fakat IM çivi fiksasyon, çivinin kırık iyileştikten sonra çıkarılırken neden olduğu enfeksiyondan dolayı plak fiksasyonunu önermişlerdir [115]. Bu çalışmalara göre, daha az operasyon zamanı, etkili kırık iyileşmesi ve daha az medikal harcamaya imkan sağlaması gibi nedenlerle, anestezi altında kırığın açık cerrahi ile anatomik diziliminin sağlanması için plak-vida implant sistemleri kullanılarak kırık fiksasyonu, diğer cerrahi yöntemlere göre daha fazla kabul görmüştür.

Kırık fiksasyonu için plağın kemik üzerine yerleşimi konusu halen tartışmalıdır. Anterior ve superior plak fiksasyonu ile ilgili birçok biyomekanik çalışma yapılmıştır. Iannotti ve arkadaşları basma ve burulma zorlanmasında, superior plağın anterior plağa göre daha stabil olduğunu bulmuştur [13]. Demirhan ve arkadaşları superior kilitli vida plak fiksasyonunun eksternal fiksasyona göre daha fazla stabilite sağladığını göstermiştir [116]. Partal ve arkadaşlarının yaptığı çalışmalar, basma kuvvetleri ve burulma momentleri altında superior ve anterior plak fiksasyonu arasında biyomekanik stabilite bakımından anlamlı bir fark olmadığını fakat düz eğilme zorlanmasında anterior plak fiksasyonunun superiora göre daha stabil olduğunu ortaya koymuştur [15].

Klavikulanın, kolun öne doğru elevasyon hareketi sırasında açısı olarak 40° - 50° yer değiştirdiği ve bu esnada burulma ve eğilme kuvvetlerine maruz kaldığı görülmüştür [116]. Orta hat kırıklarının tedavisinde kullanılan superior ve spiral plak fiksasyonlarının biyomekanik stabilite açısından karşılaştırıldığı bir diğer çalışmada, basma ve burulma

zorlanmasında spiral plağın superior plağa göre daha üstün olduğu görülürken, düz eğilme zorlanmasında anlamlı bir fark bulunamamıştır [117].

Bu konuyla ilgili yapılan Sonlu Elemanlar Analizi çalışmasına göre üç farklı internal plak fiksator karşılaştırılmış, düz eğilme zorlanmasında anterior plak en kullanışlı fiksasyon olarak değerlendirilmiştir [8]. Anterior ve superior plak fiksasyonunun karşılaştırıldığı bir SEA çalışmasında, eğilme kuvveti altında anterior plağın daha iyi biyomekanik dayanım gösterdiği ortaya konulmuştur [11].

Bu tez çalışmasındaki Sonlu Elemanlar Analizi (SEA) plak ve kemik modelleri, İstanbul Teknik Üniversitesi Biyomekanik ve Mukavemet Laboratuvarında gerçekleştirilen orta hat klavikula kırıklarında tedavisinde kullanılan anterior, superior ve anterosuperior plak fiksatorlerinin karşılaştırıldığı deneysel biyomekanik çalışmada kullanılan plak ve yapay kemik modellerinden elde edilmiştir. Üç nokta eğilme ve burulma yükleme durumlarında gerçekleştirilen biyomekanik çalışmada, anterosuperior plak fiksasyonun burulma zorlanmasında üstün biyomekanik dayanım sağladığını gösterirken eğilme zorlanmasında üç plak arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır [83].

Klavikula omuz kavşağına bağlı bir kemik olduğu için bileşke zorlanmalara maruz kalmaktadır. Tez çalışmasındaki simülasyonlar basitleştirilmiş basma, düz eğilme, önden arkaya ve arkadan öne rotasyonel kuvvetlerin etkisinde gerçekleştirilmiştir. Klavikula, internal plak fiksator ve vidalar üzerindeki gerilmeler ve klavikulanın yer değiştirmeleri incelenerek hangi tasarımın cerrahi uygulamalarda biyomekanik açıdan daha uygun olduğu belirlemek hedeflenmiştir.

Tez çalışması kapsamında gerçekleştirilen hesaplamalı simülasyon sonuçlarına göre, günlük hayatta klavikulanın en çok maruz kaldığı yükleme durumu olan rotasyonel kuvvetlerin etkili olduğu burulma zorlanmasında biyomekanik kullanışlılık açısından en iyi plak ASPF iken APF'nin kullanışlılığı da ASPF'ye yakındır. Benzer şekilde Uzer ve arkadaşlarının deneysel çalışması sonucuna göre de biyomekanik dayanım açısından en iyi olan anterosuperior plaktır [83]. İkinci sırada ağırlıklı olarak klavikulaya etkiyen fizyolojik yükleme olan düz eğilme zorlanmasında biyomekanik stabilite açısından en kullanışlı plak APF'dir. En az etkili yükleme durumu olan basma zorlanmasında ise en kullanışlı plak SPF'dir.

6. DAHA SONRAKİ ÇALIŞMALARA DAİR BAZI ÖNERİLER

Bu SEA çalışması yapılırken analizde, modellemeyi kolaylaştıracak ve işlem yükünü azaltacak aynı zamanda fiziksel dünyadaki durumu mümkün olduğunca temsil edebilecek parametreler seçilmiştir. Fakat bazı kısıtlamaların bulunduğu mevcut çalışmada, şu noktalar da değerlendirilebilir:

- Sonlu elemanlar analizindeki malzemeler homojen, izotropik ve lineer elastik malzeme olarak değerlendirilmiştir. Yapılacak biyomekanik testlerden elde edilen verilerle gerçeğe uygun malzeme modelleri elde edilerek SEA da bu değerler kullanılarak model doğrulanabilir.
- Bu çalışmada aynı kesit alanına sahip klavikula plakları kullanılarak plak tasarımında geometrinin biyomekanik performans üzerine etkisine odaklanılmıştır. Fonksiyonel özellik sağlayacak farklı vida kombinasyonları ve plak konkavlıkları ya da farklı boyutta osteotomi hatlarında da model test edilebilir. Mevcut analize, ticari ürün olarak varolan plaktaki özellikler tamamıyla uygulanmamıştır.
- Kemik yapısındaki yapısal farklılıklar tek bir kemiğe bakılarak değerlendirilemez. Modelde oluşturulan orta hat klavikula kırığı bir ortopedik cerrah tarafından doğrulanmasına rağmen geniş kapsamlı bilgi toplanarak genel bir kırık modeli elde edilebilir. Buna ek olarak, genel bir anterosuperior plak tasarımında, yapısındaki karmaşıklık dolayısıyla klavikula kemiğine anatomik olarak uygunluk açısından büyük bir zorluk ile karşılaşacaktır.
- Yapılan analizde kırık bölgesinin sabit kaldığı düşünülmüştür. Fakat biyolojik olarak kemik kırıkları iyileşirken kırık bölgesinde yumuşak kallustan sert kallus oluşumu ve sonrasında kemikimsi bir yapı oluşmaktadır. Sonlu elemanlar analizi çalışmalarında bu iyileşme süreci göz önüne alınarak geliştirilecek algoritmalar sayesinde kemik-plak-vida yapısının vücuttaki biyomekanik davranışı daha gerçekçi olarak ortaya konulabilir. Bu çalışmalar için işlemci hızı ve depolama kapasitesi yüksek bilgisayarlar ve çalışma istasyonlarına ihtiyaç vardır.

Bu çalışmadan elde edilen bilgiler, kırık vakası ile karşılaşan acil servis hekimlerine vaka yönetimi konusunda yardımcı olmasının yanısıra gelecekte kırık fiksasyon cihazlarının stabilitesinin test edilmesi veya cerrahi operasyon sonrası hareket protokollerinin geliştirilmesi gibi biyomekanik çalışmalarda yol gösterici olacaktır.



KAYNAKLAR

- [1] **Postacchini, F., et al.**, (2002). Epidemiology of clavicle fractures. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 11(5), 452-456.
- [2] **Duan, X., et al.**, (2011). Plating versus intramedullary pin or conservative treatment for midshaft fracture of clavicle: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 20(6), 1008-1015.
- [3] **El Nor, T.A.**, (2013). Displaced mid-shaft clavicular fractures: surgical treatment with intramedullary screw fixation. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 133(10), 1395-1399.
- [4] **Hill, J.M., M.H. McGuire, and L.A. Crosby**, (1997). Closed treatment of displaced middle-third fractures of the clavicle gives poor results. *J Bone Joint Surg Br*, 79(4), 537-538.
- [5] **Altamimi, S.A. and M.D. McKee**, (2008). Nonoperative treatment compared with plate fixation of displaced midshaft clavicular fractures. *J Bone Joint Surg Am*, (Supplement 2 Part 1), 1-8.
- [6] **Althausen, P.L., et al.**, (2013). Clinical and financial comparison of operative and nonoperative treatment of displaced clavicle fractures. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 22(5), 608-611.
- [7] **Xu, J., et al.**, (2014). Operative versus nonoperative treatment in the management of midshaft clavicular fractures: a meta-analysis of randomized controlled trials. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 23(2), 173-181.
- [8] **Huang, T.-L., et al.**, (2016). Conceptual finite element study for comparison among superior, anterior, and spiral clavicle plate fixations for midshaft clavicle fracture. *Medical engineering & physics*, 38(10), 1070-1075.
- [9] **Zehir, S., et al.**, (2015). Comparison of novel intramedullary nailing with mini-invasive plating in surgical fixation of displaced midshaft clavicle fractures. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 135(3), 339-344.
- [10] **Boehme, D., et al.**, (1991). Non-union of fractures of the mid-shaft of the clavicle. Treatment with a modified Hagie intramedullary pin and autogenous bone-grafting. *JBJS*, 73(8), 1219-1226.
- [11] **Taylor, P.R., et al.**, (2011). The comminuted midshaft clavicle fracture: a biomechanical evaluation of plating methods. *Clinical biomechanics*, 26(5), 491-496.
- [12] **Celestre, P., et al.**, (2008). Biomechanical evaluation of clavicle fracture plating techniques: does a locking plate provide improved stability? *Journal of orthopaedic trauma*, 22(4), 241-247.

- [13] **Iannotti, M., et al.**, (2002). Effects of plate location and selection on the stability of midshaft clavicle osteotomies: a biomechanical study. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 11(5), 457-462.
- [14] **Robertson, C., et al.**, (2009). Reconstruction plates for stabilization of mid-shaft clavicle fractures: differences between nonlocked and locked plates in two different positions. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 18(2), 204-209.
- [15] **Partal, G., et al.**, (2010). Superior versus anteroinferior plating of the clavicle revisited: a mechanical study. *Journal of orthopaedic trauma*, 24(7), 420-425.
- [16] **Renfree, T., B. Conrad, and T. Wright**, (2010). Biomechanical comparison of contemporary clavicle fixation devices. *The Journal of hand surgery*, 35(4), 639-644.
- [17] **Little, K., P. Riches, and U. Fazzi**, (2012). Biomechanical analysis of locked and non-locked plate fixation of the clavicle. *Injury*, 43(6), 921-925.
- [18] **Lin, C.-L., Y.-H. Lin, and A.C.-Y. Chen**, (2006). Buttressing angle of the double-plating fixation of a distal radius fracture: a finite element study. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 44(8), 665-673.
- [19] **Pérez, M., et al.**, (2012). Stress transfer properties of different commercial dental implants: a finite element study. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 15(3), 263-273.
- [20] **Izaham, R.M.A.R., et al.**, (2012). Finite element analysis of Puddu and Tomofix plate fixation for open wedge high tibial osteotomy. *Injury*, 43(6), 898-902.
- [21] **Arregui-Dalmases, C., et al.**, (2010). A parametric study of hard tissue injury prediction using finite elements: consideration of geometric complexity, subfailure material properties, CT-thresholding, and element characteristics. *Traffic injury prevention*, 11(3), 286-293.
- [22] **Duprey, S., K. Bruyere, and J.-P. Verriest**, (2008). Influence of geometrical personalization on the simulation of clavicle fractures. *Journal of biomechanics*, 41(1), 200-207.
- [23] **Duprey, S., K. Bruyere, and J.-P. Verriest**, (2010). Clavicle fracture prediction: simulation of shoulder lateral impacts with geometrically personalized finite elements models. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 68(1), 177-182.
- [24] **Untaroiu, C.D., et al.**, (2009). Experimental and computational investigation of human clavicle response in anterior-posterior bending loading. *Age*, 31(62), 54.
- [25] **Mei, J., et al.**, (2014). Finite element analysis of the effect of cannulated screw placement and drilling frequency on femoral neck fracture fixation. *Injury*, 45(12), 2045-2050.
- [26] **Wang, Y., Z. Li, and M. Zhang**, (2014). Biomechanical study of tarsometatarsal joint fusion using finite element analysis. *Medical engineering & physics*, 36(11), 1394-1400.
- [27] **Wong, D.W.-C., et al.**, (2015). Functional restoration and risk of non-union of the first metatarsocuneiform arthrodesis for hallux valgus: a finite element approach. *Journal of biomechanics*, 48(12), 3142-3148.

- [28] **Cronskär, M., J. Rasmussen, and M. Tinnsten**, (2015). Combined finite element and multibody musculoskeletal investigation of a fractured clavicle with reconstruction plate. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, 18(7), 740-748.
- [29] **Iannolo, M., et al.**, (2010). Forces across the middle of the intact clavicle during shoulder motion. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 19(7), 1013-1017.
- [30] **Weiner, S. and W. Traub**, (1992). Bone structure: from angstroms to microns. *The FASEB journal*, 6(3), 879-885.
- [31] **Landis, W.**, (1995). The strength of a calcified tissue depends in part on the molecular structure and organization of its constituent mineral crystals in their organic matrix. *Bone*, 16(5), 533-544.
- [32] **Nair, A.K., et al.**, (2013). Molecular mechanics of mineralized collagen fibrils in bone. *Nature communications*, 4, 1724.
- [33] **Carter, D.R. and W.C. Hayes**, (1977). The compressive behavior of bone as a two-phase porous structure. *JBJS*, 59(7), 954-962.
- [34] **Keller, T., Z. Mao, and D. Spengler**, (1990). Young's modulus, bending strength, and tissue physical properties of human compact bone. *Journal of Orthopaedic Research*, 8(4), 592-603.
- [35] **Choi, K., et al.**, (1990). The elastic moduli of human subchondral, trabecular, and cortical bone tissue and the size-dependency of cortical bone modulus. *Journal of biomechanics*, 23(11), 1103-1113.
- [36] **Rice, J., S. Cowin, and J. Bowman**, (1988). On the dependence of the elasticity and strength of cancellous bone on apparent density. *Journal of biomechanics*, 21(2), 155-168.
- [37] **Ashman, R.B. and J.Y. Rho**, (1988). Elastic modulus of trabecular bone material. *Journal of biomechanics*, 21(3), 177-181.
- [38] **Rho, J.-Y., L. Kuhn-Spearing, and P. Zioupos**, (1998). Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical engineering & physics*, 20(2), 92-102.
- [39] **Jurist, J.M.**, (1970). In vivo determination of the elastic response of bone. II. Ulnar resonant frequency in osteoporotic, diabetic and normal subjects. *Physics in medicine and biology*, 15(3), 427.
- [40] **Rho, J., M. Hobatho, and R. Ashman**, (1995). Relations of mechanical properties to density and CT numbers in human bone. *Medical engineering & physics*, 17(5), 347-355.
- [41] **Lowenstam, H.A. and S. Weiner**, (1989). On biomineralization. Oxford University Press on Demand.
- [42] **Gong, J., J. Arnold, and S. Cohn**, (1964). Composition of trabecular and cortical bone. *The Anatomical Record*, 149(3), 325-331.
- [43] **Herring, G.**, (2012). The organic matrix of bone. *The biochemistry and physiology of bone*, 1, 127-189.

- [44] **Recker, R.R. and J. Barger-Lux**, (1992). Embryology, anatomy, and microstructure of bone. *Disorders of bone and mineral metabolism*. New York: Raven, 219.
- [45] **Dee, R.**, Bone healing. (1988). *Principles of Orthopaedic Practice*. New York: McGraw-Hill, 68-73.
- [46] **Robins S.L., K.V.**, (1990). Kemik onarımı. *Patoloji*.
- [47] **Remedios, A.**, (1999). Bone and bone healing. *Veterinary clinics of North America: small animal practice*, 29(5), 1029-1044.
- [48] **Brown, S.G., Kramers, P.C.**, (1993). Indirect (Secondary) bone healing. Lea&Febiger: Philadelphia, London, 671-677.
- [49] **Hulse, D., Hyman, B.**, (1993). Fracture Biology and Biomechanics. Second edition ed. Philadelphia: Saunders company. 1595-1603.
- [50] **Skerry, T.M.**, (1998). Fracture healing. England.
- [51] **Denny, H.R., Butterworth, S.**, (2000). Fracture Healing. Fourth edition ed. London: Blackwell Science. 3-17.
- [52] **Perren, S.M.**, (1993). Primary bone healing Disease Mechanics in Small Animal Surgery. Second edition ed. London: Lea&Febiger.
- [53] **Johnson, A.L., et al.**, (1998). Biomechanics and biology of fracture healing with external skeletal fixation. *Compendium on Continuing Education for the Practicing Veterinarian*, 20(4), 487-489.
- [54] **Aktümsek, A.**, (2001). Anatomi ve Fizyoloji. Ankara: Nobel yayın dağıtım.
- [55] **Booher, J.M. and G.A. Thibodeau**, (1994). Athletic Injury Assessment, Mosby.
- [56] **Taner, D., et al.**, (1996). Fonksiyonel Anatomi Ekstremiteler ve Sırt Bölgesi. Hekimler Yayın Birliği. Ankara, 129-134.
- [57] **İnan, M.**, Cisimlerin Mukavemeti. (2015). 9. baskı, İstanbul: İTÜ Vakfı Yayınları.
- [58] **Pérez-González, A., J.L. Iserte-Vilar, and C. González-Lluch**, (2011). Interpreting finite element results for brittle materials in endodontic restorations. *Biomedical engineering online*, 10(1), 44.
- [59] **Srinivasa-Murthy, C., et al.**, (1997). Stress distribution in chemical mechanical polishing. *Thin Solid Films*, 308, 533-537.
- [60] **IL., G.a.E., Rodriguez**, Biomechanics of Musculoskeletal Injury, in Biomechanics in Applications.
- [61] **Browner B, J.J., Levine A & Trafton P.**, (2009). Skeletal Trauma. 4 th edition ed. Basic Science, Management and Reconstruction. Philadelphia: Saunders.
- [62] **Bucholz RW, H.J., Court-Brown CM & Tornetta P.**, (2005). Rockwood and Green's Fractures in Adults. 6th edition ed. Lippincott Williams & Wilkins.
- [63] **Ljunggren, A.E.**, (1979). Clavicular function. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 50(3), 261-268.
- [64] **Putz R., P.R.**, (1994). Sobotta İnsan Anatomisi Atlası (Türkçe baskı). Beta basım yayım dağıtım ed.

- [65] **Jupiter, J.B. and R. Leffert**, (1987). Non-union of the clavicle. Associated complications and surgical management. *JBJS*, 69(5), 753-760.
- [66] **McKee, M.D., L.M. Wild, and E.H. Schemitsch**, (2003). Midshaft malunions of the clavicle. *JBJS*, 85(5), 790-797.
- [67] **Eskola, A., et al.**, (1986). Surgery for ununited clavicular fracture. *Acta orthopaedica Scandinavica*, 57(4), 366-367.
- [68] **Gardner, E.**, (1968). 2 The Embryology of the Clavicle. *Clinical orthopaedics and related research*, 58, 9-16.
- [69] **Moseley, H.**, (1968). 3 The Clavicle: Its Anatomy and Function. *Clinical orthopaedics and related research*, 58, 17-28.
- [70] **Nowak, J., M. Holgersson, and S. Larsson**, (2004). Can we predict long-term sequelae after fractures of the clavicle based on initial findings? A prospective study with nine to ten years of follow-up. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 13(5), 479-486.
- [71] **Stanley, D., E. Trowbridge, and S. Norris**, (1988). The mechanism of clavicular fracture. A clinical and biomechanical analysis. *Bone & Joint Journal*, 70(3), 461-464.
- [72] **Robinson, C.M.**, (1998). Fractures of the clavicle in the adult epidemiology and classification. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*, 80(3), 476-484.
- [73] **Ledger, M., et al.**, (2005). Short malunions of the clavicle: an anatomic and functional study. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 14(4), 349-354.
- [74] **Robinson, C.M., M.M. McQueen, and A.E. Wakefield**, (2004). Estimating the risk of nonunion following nonoperative treatment of a clavicular fracture. *JBJS*, 86(7), 1359-1365.
- [75] **Altamini, S. and M. McKee**, (2007). Canadian Orthopaedic Trauma Society Nonoperative Treatment Compared with Plate Fixation of Displaced Midshaft Clavicular Fractures. Surgical technique. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 90, 1-8.
- [76] **Basamania C.J., C.E.V., Rockwood C.A.**, Fractures of the clavicle. The shoulder, ed. W.M.A. Matsen F.A., Lippitt S.B., Pennsylvania: Elsevier.
- [77] **Wilkins, R.M. and R.M. Johnston**, (1983). Ununited fractures of the clavicle. *JBJS*, 65(6), 773-778.
- [78] **Connolly, J.F. and R. Dehne**, (1989). Nonunion of the clavicle and thoracic outlet syndrome. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 29(8), 1127-1133.
- [79] **Rehm, K.E., J. Andermahr, and A. Jubel**, (2005). Intramedullary nailing of midclavicular fractures with an elastic titanium nail. *European Journal of Trauma*, 31(4), 409-416.
- [80] **Schuind, F., et al.**, (1988). External fixation of the clavicle for fracture or non-union in adults. *JBJS*, 70(5), 692-695.

- [81] **Ngarmukos, C., V. Parkpian, and A. Patradul**, (1998). Fixation of fractures of the midshaft of the clavicle with Kirschner wires. *J Bone Joint Surg Br*, 80(1), 106-108.
- [82] **Demiralp, B., et al.**, (2006). Preliminary results of the use of Ilizarov fixation in clavicular non-union. *Archives of orthopaedic and trauma surgery*, 126(6), 401-405.
- [83] **Uzer, G., et al.**, (2017). Biomechanical comparison of three different plate configurations for comminuted clavicle midshaft fracture fixation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 26(12), 2200-2205.
- [84] **McCalden, R., J. McGeough, and M. Barker**, (1993). Age-related changes in the tensile properties of cortical bone. The relative importance of changes in porosity, mineralization, and microstructure. *JBJS*, 75(8), 1193-1205.
- [85] **Schaffler, M.B. and D.B. Burr**, (1988). Stiffness of compact bone: effects of porosity and density. *Journal of biomechanics*, 21(1), 13-16.
- [86] **Burstein, A.H., D.T. Reilly, and M. Martens**, (1976). Aging of bone tissue: mechanical properties. *JBJS*, 58(1), 82-86.
- [87] **Tupis, T.M., et al.**, (2012). Femoral bone strains during antegrade nailing: a comparison of two entry points with identical nails using finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 27(4), 354-359.
- [88] **Lee, C.H., et al.**, (2016). Biomechanical analysis of implanted clavicle hook plates with different implant depths and materials in the acromioclavicular joint: a finite element analysis study. *Artificial organs*, 40(11), 1062-1070.
- [89] **Wieding, J., et al.**, (2012). Finite element analysis of osteosynthesis screw fixation in the bone stock: an appropriate method for automatic screw modelling. *PLoS One*, 7(3), 337-76.
- [90] **Zhao, J. and G. Narwani.**, (2005). Development of a human body finite element model for restraint system R&D applications. in The 19th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles (ESV), Paper.
- [91] **Marie, C.**, (2015). Strength analysis of clavicle fracture fixation devices and fixation techniques using finite element analysis with musculoskeletal force input. *Medical & biological engineering & computing*. 53(8), 759-769.
- [92] **Long, M. and H. Rack**, (1998). Titanium alloys in total joint replacement—a materials science perspective. *Biomaterials*, 19(18), 1621-1639.
- [93] **Lee, T., E. Chang, and C.-Y. Yang**, (2004). Attachment and proliferation of neonatal rat calvarial osteoblasts on Ti6Al4V: effect of surface chemistries of the alloy. *Biomaterials*, 25(1), 23-32.
- [94] **Geetha, M., et al.**, (2009). Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants—a review. *Progress in materials science*, 54(3), 397-425.
- [95] **Shenhar, A., et al.**, (1999). Surface modification of titanium alloy orthopaedic implants via novel powder immersion reaction assisted coating nitriding method. *Materials Science and Engineering: A*, 268(1), 40-46.
- [96] **Navarro, M., et al.**, (2008). Biomaterials in orthopaedics. *Journal of the Royal Society Interface*, 5(27), 1137-1158.

- [97] **Budzynski, P., A. Youssef, and J. Sielanko**, (2006). Surface modification of Ti–6Al–4V alloy by nitrogen ion implantation. *Wear*, 261(11), 1271-1276.
- [98] **Engl, C.A. and J.D. Bobyn**, (1988). The influence of stem size and extent of porous coating on femoral bone resorption after primary cementless hip arthroplasty. *Clinical orthopaedics and related research*, 231, 7-28.
- [99] **Huiskes, R., H. Weinans, and B. Van Rietbergen**, (1992). The relationship between stress shielding and bone resorption around total hip stems and the effects of flexible materials. *Clinical orthopaedics and related research*, 124-134.
- [100] **Cheal, E.J., M. Spector, and W.C. Hayes**, (1992). Role of loads and prosthesis material properties on the mechanics of the proximal femur after total hip arthroplasty. *Journal of orthopaedic research*, 10(3), 405-422.
- [101] **Sumner, D.R. and J.O. Galante**, (1992). Determinants of stress shielding: design versus materials versus interface. *Clinical orthopaedics and related research*, 274, 202-212.
- [102] **Zhu, Y., et al.**, (2009). Effect of elastic modulus on biomechanical properties of lumbar interbody fusion cage. *Journal of materials science & technology*, 25(3), 325.
- [103] **Heary, R.F., et al.**, (2017). Elastic modulus in the selection of interbody implants. *Journal of Spine Surgery*, 3(2), 163.
- [104] **Nasab, M.B., M.R. Hassan, and B.B. Sahari**, (2010). Metallic biomaterials of knee and hip-A review. *Trends Biomater. Artif. Organs*, 24(1), 69-82.
- [105] **Mirhosseini, N., et al.**, (2007). Laser surface micro-texturing of Ti–6Al–4V substrates for improved cell integration. *Applied surface science*, 253(19), 7738-7743.
- [106] **Bernakiewicz, M. and M. Viceconti**, (2002). The role of parameter identification in finite element contact analyses with reference to orthopaedic biomechanics applications. *Journal of biomechanics*, 35(1), 61-67.
- [107] **Mathieu, V., et al.**, (2014). Biomechanical determinants of the stability of dental implants: Influence of the bone–implant interface properties. *Journal of biomechanics*, 47(1), 3-13.
- [108] **Viceconti, M., et al.**, (2000). Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone–implant micromotion relevant to osseointegration. *Journal of biomechanics*, 33(12), 1611-1618.
- [109] **Lin, C.-L., J.-C. Wang, and Y.-C. Kuo**, (2006). Numerical simulation on the biomechanical interactions of tooth/implant-supported system under various occlusal forces with rigid/non-rigid connections. *Journal of biomechanics*, 39(3), 453-463.
- [110] **Szabo, B.A. and I. Babuška**, (1991). Finite element analysis. John Wiley & Sons.
- [111] **Url-1** ABAQUS Analysis User's Manual. Defining Surfaces-Contact [cited 2017 16.10]; Available from: <https://www.researchgate.net/file.PostFileLoader.html?id=52a1a3aed3df3e93588b466e&assetKey=AS%3A272165146955782%401441900635259>.

- [112] **Url-2 Dhondt, G.** Contact Pair. (2014). [cited 2017 16.10]; Available from: http://web.mit.edu/calculix_v2.7/CalculiX/ccx_2.7/doc/ccx/node177.html.
- [113] **Eberle, S. and P. Augat,** Preventing Contact Convergence Problems in Bone-Implant Contact Models.
- [114] **Wilson, D.J., et al.,** (2016). Biomechanical analysis of intramedullary vs. superior plate fixation of transverse midshaft clavicle fractures. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 25(6), 949-953.
- [115] **Ferran, N.A., et al.,** (2010). Locked intramedullary fixation vs plating for displaced and shortened mid-shaft clavicle fractures: a randomized clinical trial. *Journal of shoulder and elbow surgery*, 19(6), 783-789.
- [116] **Demirhan, M., et al.,** (2011). Biomechanical comparison of fixation techniques in midshaft clavicular fractures. *Journal of orthopaedic trauma*, 25(5), 272-278.
- [117] **Eden, L., et al.,** (2012). Biomechanical comparison of the locking compression superior anterior clavicle plate with seven and ten hole reconstruction plates in midshaft clavicle fracture stabilisation. *International orthopaedics*, 36(12), 2537-2543.

EKLER

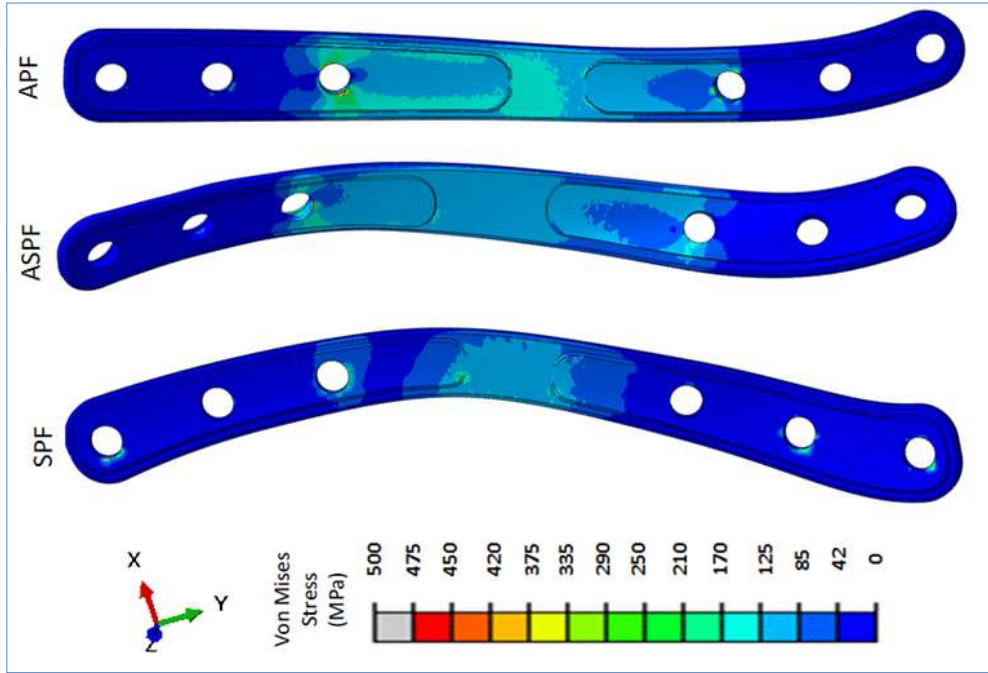
Ek A: İnternal plak fiksatorlerin arka yüzeyinin Von Mises gerilme dağılımları

Ek B: Vidaların Von Mises gerilme dağılımları

Ek C: Kemiğin arka kısmının Von Mises gerilme dağılımı

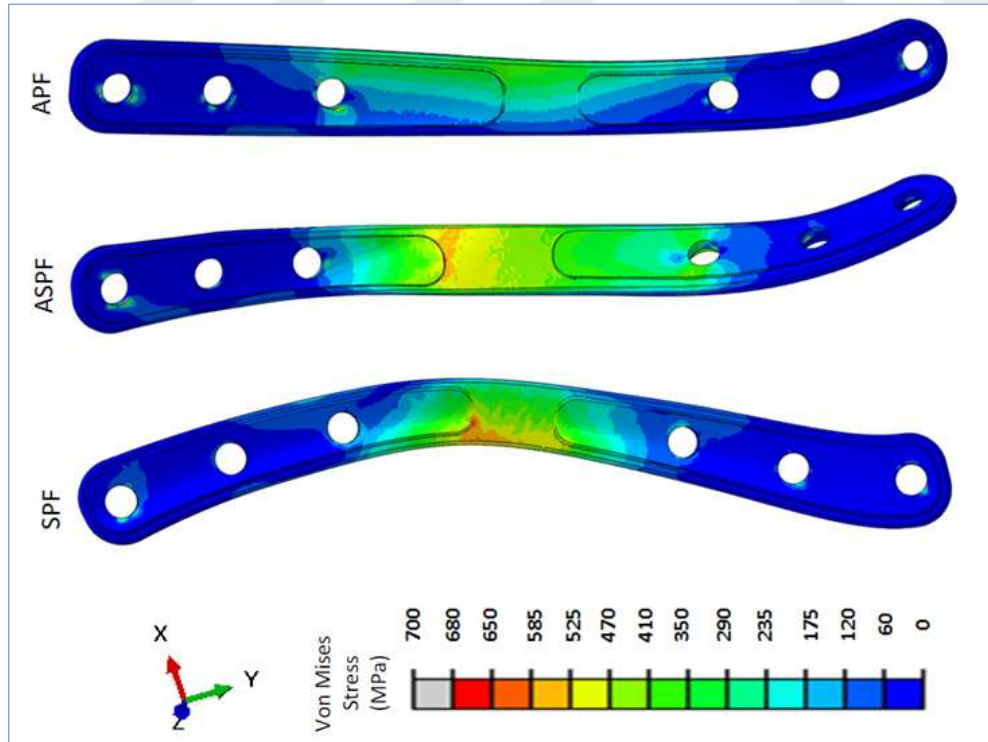


Ek A1



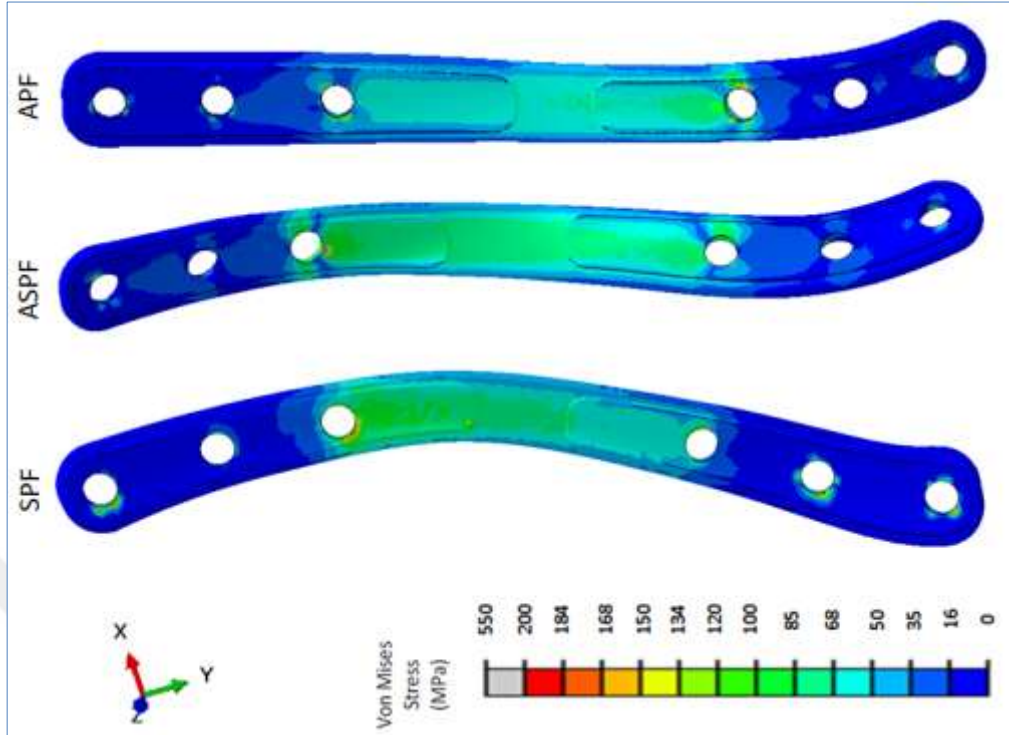
Şekil A.1 : Basma durumunda plakların arka yüzeyinin Von Mises gerilme dağılımları.

Ek A2



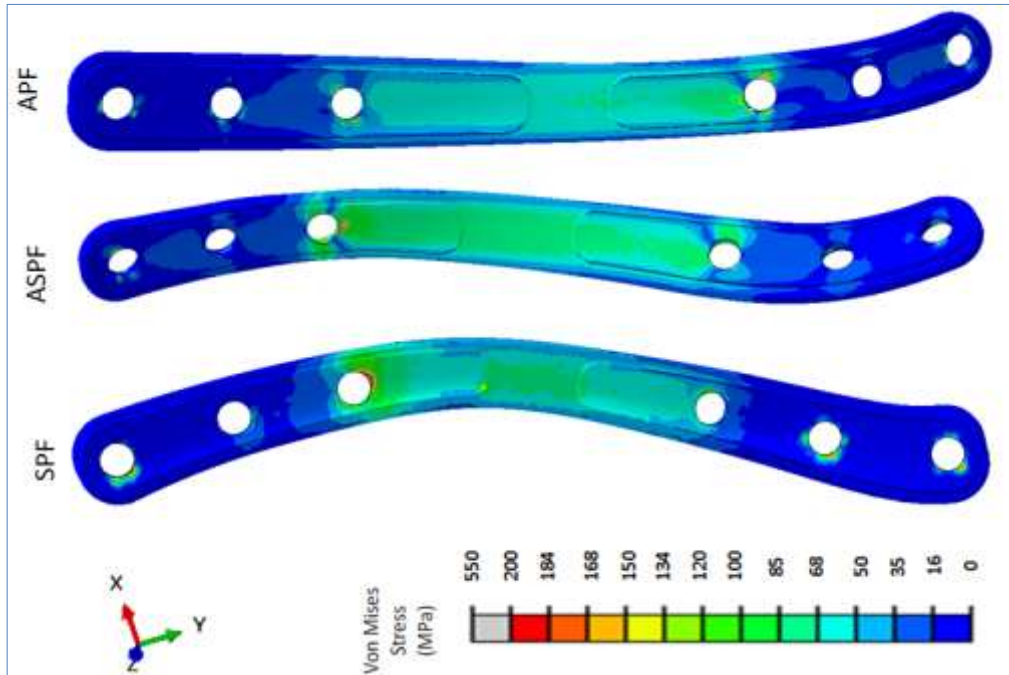
Şekil A.2 : Düz eğilme durumunda plakların arka yüzeyinin Von Mises gerilme dağılımları.

Ek A3



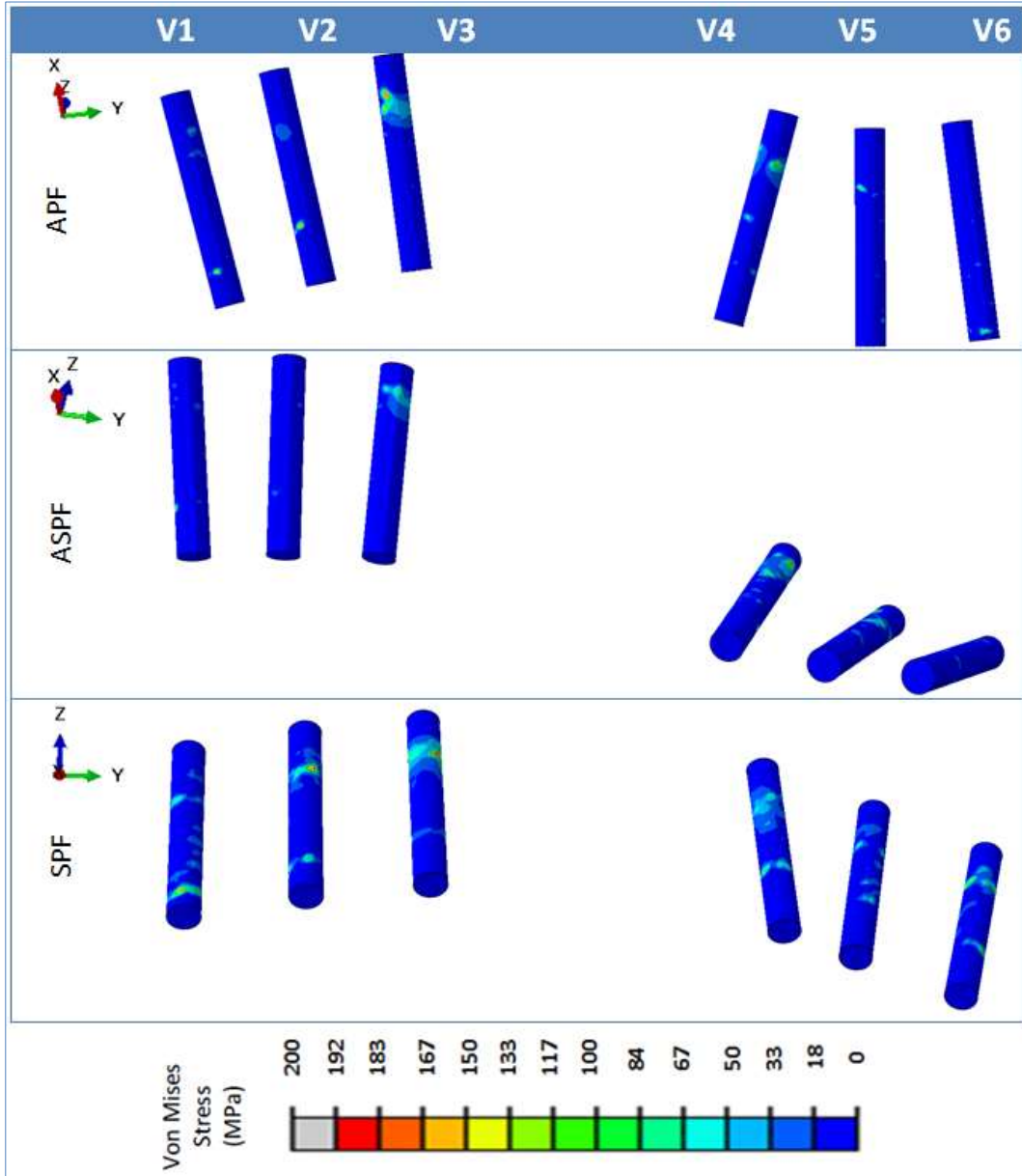
Şekil A.3 : Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketinde plakların arka yüzeyinin Von Mises gerilme dağılımları.

Ek A4



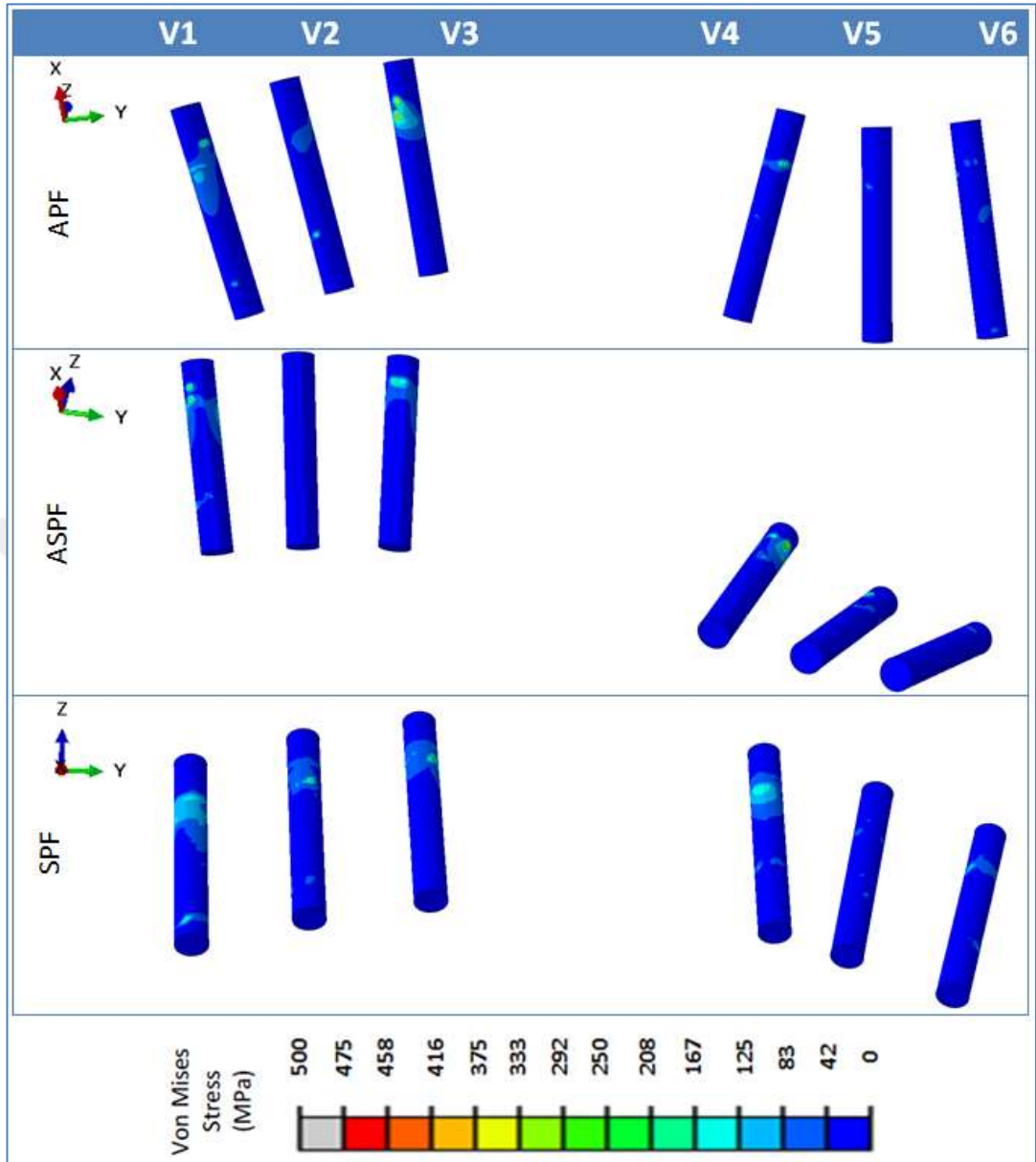
Şekil A.4 : Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde plakların arka yüzeyinin Von Mises gerilme dağılımları.

Ek B1



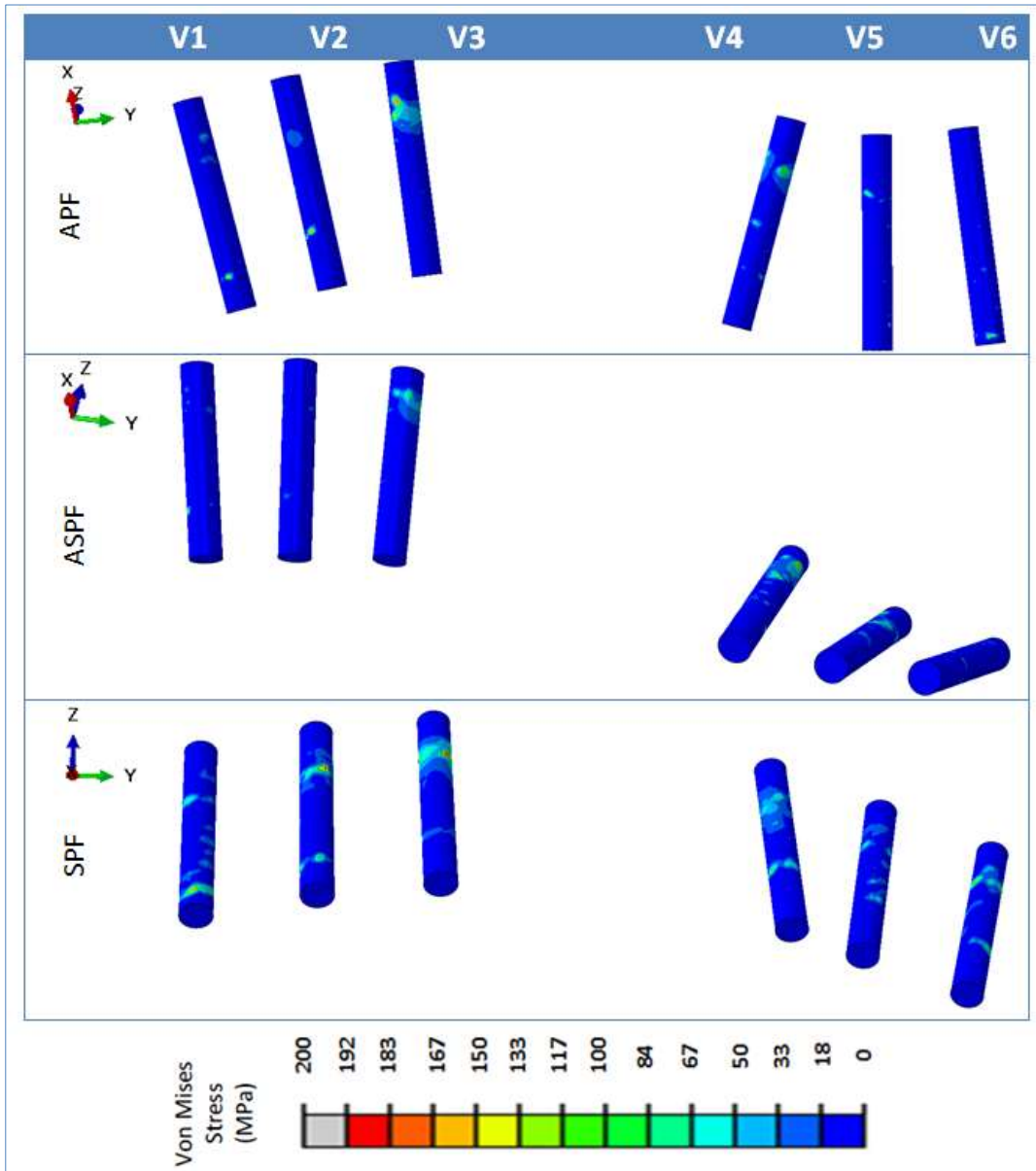
Şekil B.1 : Basma durumunda vidaların Von Mises gerilme dağılımları.
(Vidalar, proksimalden distale (soldan sağa) sıralanmıştır.)

Ek B2



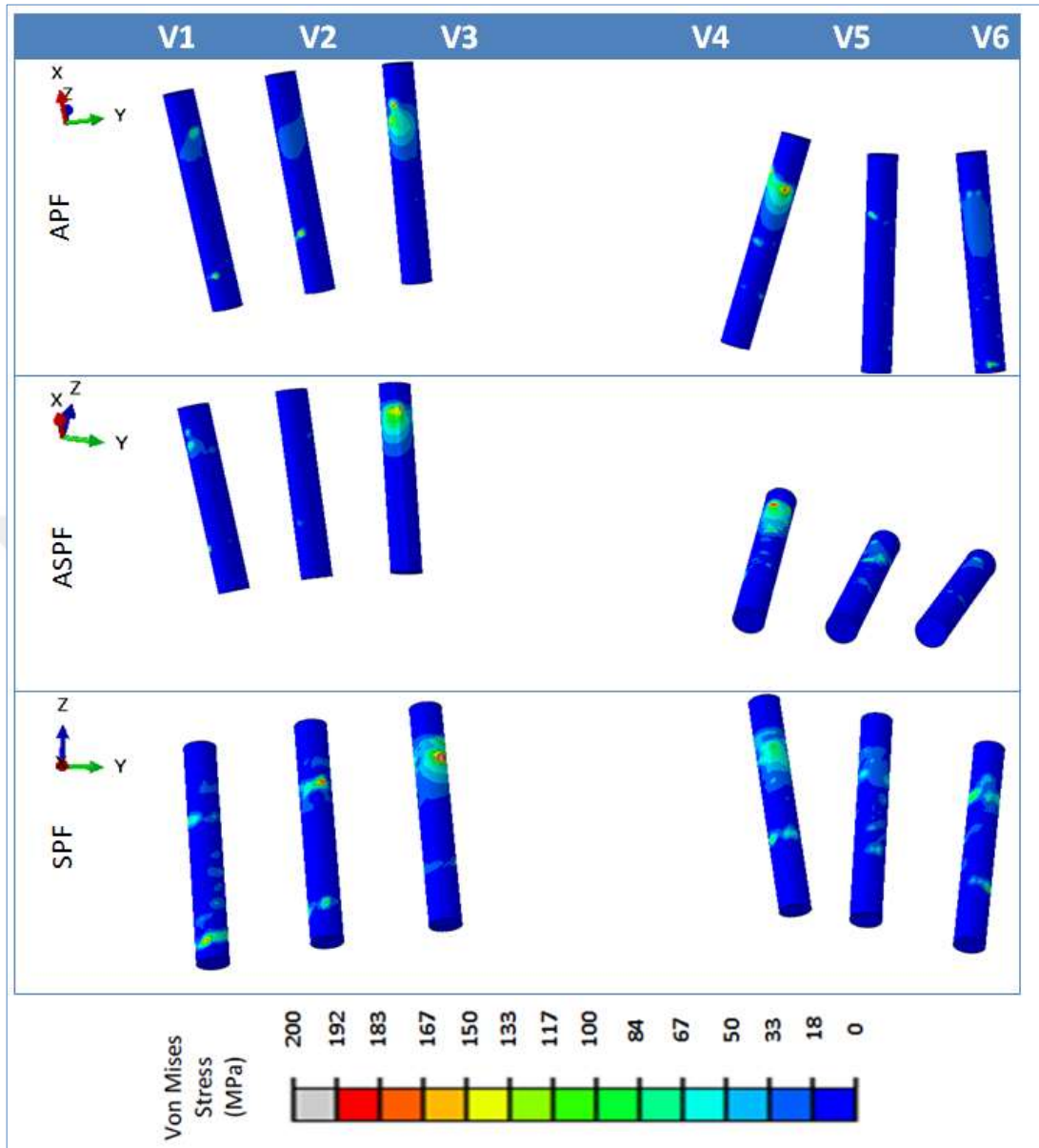
Şekil B.2 : Düz eğilme durumunda vidaların Von Mises gerilme dağılımları.
(Vidalar, proksimalden distale (soldan sağa) sıralanmıştır.)

Ek B3



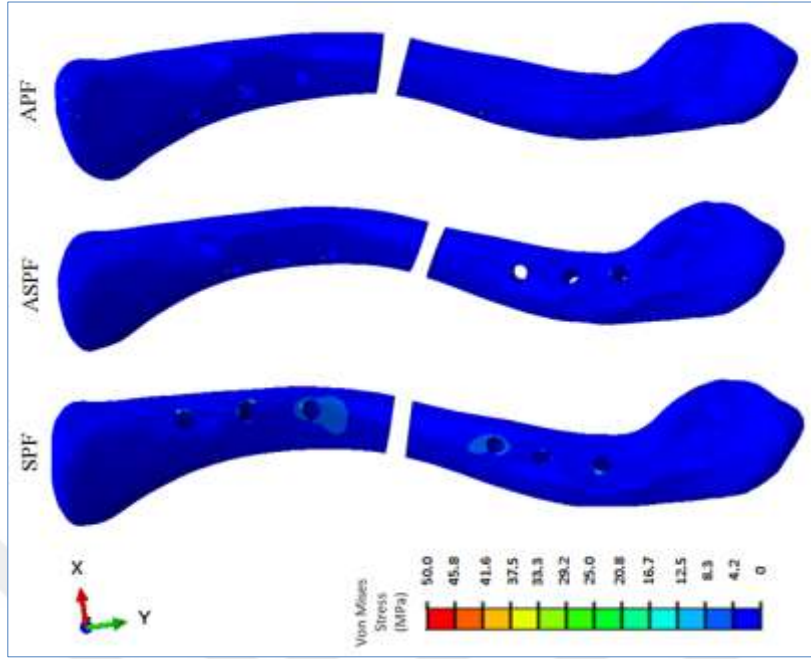
Şekil B.3 : Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketinde vidaların Von Mises gerilme dağılımları. (Vidalar, proksimalden distale (soldan sağa) sıralanmıştır.)

Ek B4



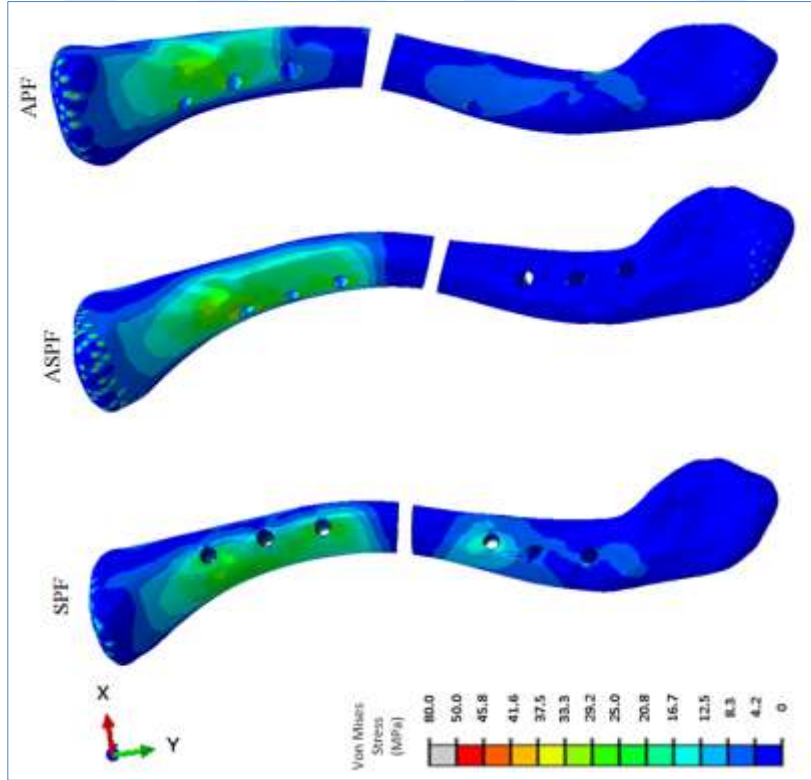
Şekil B.4 : Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde vidaların Von Mises gerilme dağılımları. (Vidalar, proksimalden distale (soldan sağa) sıralanmıştır.)

Ek C1



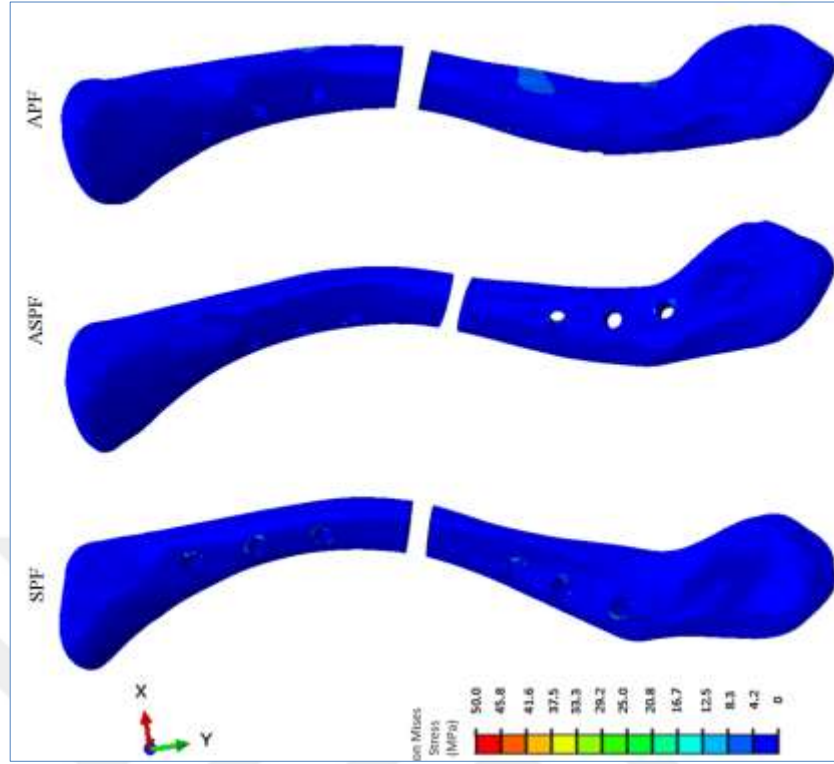
Şekil C.1 : Basma durumunda kemiğin arka kısmının Von Mises gerilme dağılımı.

Ek C2



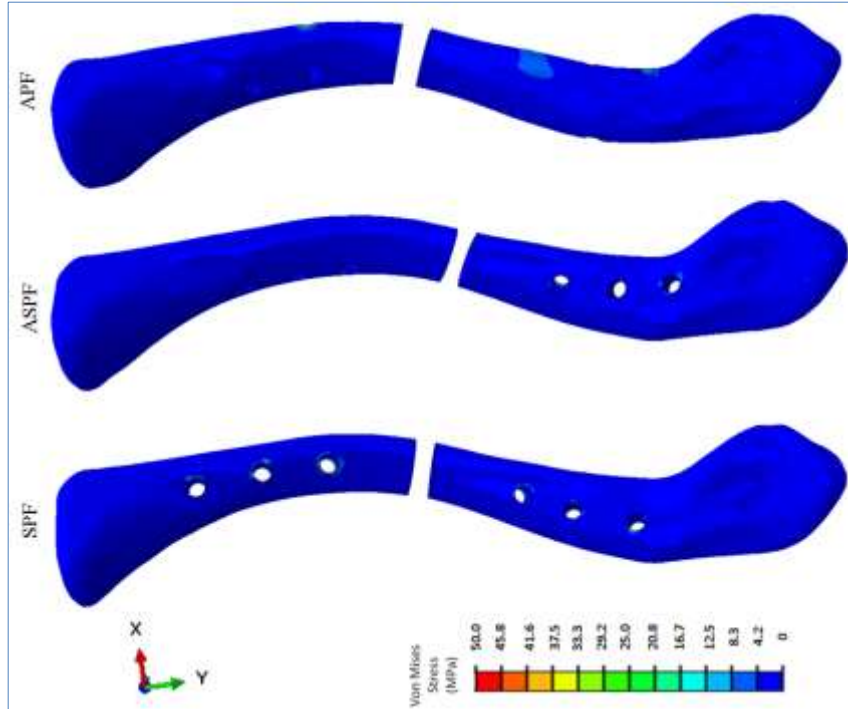
Şekil C.2 : Düz eğilme durumunda kemiğin arka kısmının Von Mises gerilme dağılımı.

Ek C3



Şekil C.3 : Klavikulanın önden arkaya rotasyon hareketinde kemiğin arka kısmının Von Mises gerilme dağılımı.

Ek C4



Şekil C.4 : Klavikulanın arkadan öne rotasyon hareketinde kemiğin arka kısmının Von Mises gerilme dağılımı.



ÖZGEÇMİŞ



Ad-Soyad : Hacer KUDUZ
Doğum Tarihi ve Yeri : 18.01.1992, Mersin
E-posta : hacerbiomed33@gmail.com, kuduz@itu.edu.tr

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2014, Erciyes Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü

MESLEKİ DENEYİM:

- Aralık 2017- Devam ediyor, Akdeniz Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü'nde Araştırma Görevlisi.
- Haziran 2015- Aralık 2017, İstanbul Teknik Üniversitesi Elektronik Haberleşme Mühendisliği Bölümü'nde Araştırma Görevlisi.
- Şubat 2015- Haziran 2015, Akdeniz Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü'nde Araştırma Görevlisi.
- Kasım 2014- Şubat 2015, Karabük Üniversitesi Tıp Mühendisliği Bölümü'nde Araştırma Görevlisi.

YÜKSEK LİSANS TEZİNDEN TÜRETİLEN YAYINLAR:

- **Uzer, G., Yildiz F., Batar S., Bozdog E., Kuduz H., Bilsel K.,** (2017). Biomechanical comparison of three different plate configurations for comminuted clavicle midshaft fracture fixation. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 26(12), 2200-2205.