



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

**MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**DİNAMİK SKAPULATORASİK STABİLİZASYON SİSTEM  
TASARIMI**

**DOKTORA TEZİ**

**LEVENT UĞUR**

**NİSAN 2015**

**DÜZCE**

## KABUL VE ONAY BELGESİ

Levent UĞUR tarafından hazırlanan Dinamik Skapulotorasik Stabilizasyon Sistem Tasarımı isimli lisansüstü tez çalışması, Düzce Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun ..... tarih ve ..... sayılı kararı ile oluşturulan jüri tarafından Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Doktora Tezi olarak kabul edilmiştir.

Üye  
(Tez Danışmanı)  
Prof. Dr. Fehmi ERZİNCANLI  
Düzce Üniversitesi

Üye  
Prof. Dr. Yain KİŞİOĞLU  
Kocaeli Üniversitesi

Üye  
Yrd. Doç. Dr. Halil ATMACA  
Akdeniz Üniversitesi

Üye  
Yrd. Doç. Dr. Arif ÖZKAN  
Düzce Üniversitesi

Üye  
Yrd. Doç. Dr. Mustafa USLU  
Düzce Üniversitesi

Tezin Savunulduğu Tarih : 15.04.2015

### ONAY

Bu tez ile Düzce Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu Levent UĞUR'un Makine Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Doktora derecesini almasını onamıştır.

Prof. Dr. Haldun MÜDERRİSOĞLU  
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

## **BEYAN**

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve etik kurallar içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını beyan ederim.

15 Nisan 2015

Levent UĞUR

*Sevgili Babama*

## TEŞEKKÜR

Doktora öğrenimi ve bu tezin hazırlanması süresince gösterdiği her türlü destek ve yardımdan dolayı çok değerli hocam Prof. Dr. Fehmi ERZİNCANLI'ya en içten dilekleriyle teşekkür eder,

Tez çalışmam da ve hayatım da her aşamada desteğini ve yardımlarını benden esirgemeyen, beni yönlendiren, teşvikleri, cesaretlendirmeleri, tavsiyeleri ve yorumları ile daima yanımda olan, bilgisini ve zamanını benimle paylaşan bana hep yön gösteren sevgili hocamlarım Yrd. Doç. Dr. Arif ÖZKAN ve Yrd. Doç. Dr. Halil ATMACA'ya şükranlarını sunar,

Tez çalışmamın her aşamasına bilgi ve tecrübesiyle katkı sağlayan Yrd. Doç. Dr. Aytaç YILDIZ ve Yrd. Doç. Dr. İbrahim MUTLU'ya teşekkür eder,

Desteklerini benden hiçbir zaman esirgemeyen, bugünlere gelmemde büyük katkıları olan merhum babam Faik UĞUR, annem Yıldız UĞUR'a, ablalarım Fatma ve Serpil, abilerim Murat ve Bülent UĞUR'a sonsuz tesekkür eder,

Sabrı, inancı, özveri ve sevgisiyle hep yanımda olup, benden hiçbir desteğini esirgemeyen sevgili eşim Özge UĞUR'a ve biricik kızımız Ada'mıza sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

**15 Nisan 2015**

**Levent Uğur**

# İÇİNDEKİLER

Sayfa

TEŞEKKÜR SAYFASI .....	i
İÇİNDEKİLER .....	ii
ŞEKİL LİSTESİ .....	iv
ÇİZELGE LİSTESİ .....	viii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ .....	ix
ÖZET .....	1
ABSTRACT .....	2
EXTENDED ABSTRACT .....	3
1. GİRİŞ.....	6
2. GENEL BİLGİLER.....	8
2.1. OMUZ ANATOMİSİ .....	8
2.1.1. Omuz Kavşağının Kemik Yapısı .....	9
2.1.2. Omuz Kavşağı Eklemleri .....	10
2.1.3. Omuz Kavşağı Kasları.....	13
2.2. OMUZ KOMPLEKSİNİN BİYOMEKANİĞİ .....	14
2.2.1. Skapula Hareketleri.....	19
2.3. TEDAVİ SEÇENEKLERİ .....	23
2.3.1. Medikal Tedavi ve Rehabilitasyon .....	23
2.3.2. Cerrahi Tedaviler .....	24
2.4. OMUZ EKLEMİNDE YAPILAN KLİNİK VE BİYOMEKANİK ÇALIŞMALAR .....	25
2.4.1. Omuz Eklemi ile İlgili Önemli Klinik Konular.....	25
2.4.2. Omuz Ekleminde Nümerik Modeller .....	31
2.4.2.1. Rijit Body Modelleri.....	32
2.4.2.2. İleri ve Ters Dinamik Modelleme.....	32
2.4.2.3. İleri ve Ters Dinamik Modellerde Köprücük kemiği ve Kürek kemiği Hareketleri.....	34
2.4.3. Kas Kuvvet Öngörüsü .....	34
2.4.4. Sonlu Elemanlar Modelleri .....	35
2.4.5. Model Doğrulaması .....	36

2.4.5.1. Kas Kuvvet Öngörü Modellerinin Doğrulaması.....	37
2.4.5.2. Deforme Olabilen Modellerin Doğrulaması.....	37
2.4.5.3. Model Doğrulaması İçin Yeni Geliştirilen Teknolojiler.....	37
<b>2.4.6. Omuz Eklem Modellerine Genel Bakış.....</b>	<b>38</b>
<b>3. MALZEME VE YÖNTEM .....</b>	<b>39</b>
<b>3.1. 3B MODELİ OLUŞTURMA .....</b>	<b>39</b>
3.1.1. Kıkırdak ve Ligamentlerin Modellenmesi.....	43
3.1.2. Skapulotorasik Fiksasyon Oluşturulması.....	45
<b>3.2. OMUZ KORDİNAT SİSTEMİ.....</b>	<b>45</b>
3.2.1. Terminoloji .....	46
3.2.2. Toraks Koordinat Sistemi .....	47
3.2.3. Skapula Koordinat Sistemi .....	48
3.2.4. Humerus Koordinat Sistemi .....	49
3.2.5. Kinematik Modeli .....	51
3.2.6. Kas Kuvvet Analizi .....	51
<b>3.3.DİNAMİK SKAPULATORASİK STABİLİZASYON SİSTEM TASARIMI ..</b>	<b>53</b>
<b>3.4. İMPLANT MONTAJI.....</b>	<b>61</b>
<b>3.5. SONLU ELEMANLAR MODELİ .....</b>	<b>63</b>
3.5.1. Malzeme Modeli .....	63
3.5.2. Sınır Şartları.....	65
<b>4. BULGULAR VE TARTIŞMA .....</b>	<b>71</b>
4.1. REFERANS MODELDE ELDE EDİLEN BULGULAR .....	71
4.2.SKAPULATORASİK FÜZYON MODELDE ELDE EDİLEN BULGULAR .....	77
4.3.DİNAMİK SKAPULATORASİK STABİLİZASYON SİSTEMİNDE ELDE EDİLEN BULGULAR .....	83
4.4. SONUÇLARININ KARŞILAŞTIRILMASI.....	95
<b>5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....</b>	<b>103</b>
<b>6. KAYNAKLAR.....</b>	<b>107</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ.....</b>	<b>121</b>

## ŞEKİL LİSTESİ

	<b><u>Sayfa No</u></b>
Şekil 2.1. Omuz eklemi ve elemanları	8
Şekil 2.2. Skapulanın önden, yandan ve arkadan görünümü	9
Şekil 2.3. Akromioklavikular eklem	11
Şekil 2.4. Sternoklavikular eklem	12
Şekil 2.5. Skapulotorasik eklem hareketleri A: elevasyon ve depresyon, B: protaksiyon ve retraksiyon, C: yukarı aşağı rotasyon	13
Şekil 2.6. Omuz hareketleri	15
Şekil 2.7. Skapulohumeral ritm sırasında skapula, humerus ve klavikulanın hareketi	18
Şekil 2.8. Skapula hareket	20
Şekil 2.9. Kanat Skapula'da Skapula görünümü	22
Şekil 2.10. Sprengel Deormitesinde Skapula görünümü	23
Şekil 2.11. Omuzda kullanılan tel ve plaka tekniği	27
Şekil 2.12. a-Sistemin (endobutton) kaburgaya tespiti. b, c, Sistemin son şekli	28
Şekil 2.13. Plağın Skapula üzerinde gösterilmesi	29
Şekil 2.14. Skapulanın tespiti	30
Şekil 2.15. Ameliyat sonrası yedinci ayda çekilen; (a) ön-arka omuz ve (b) skapula tanjansiyel röntgenografileri	30
Şekil 3.1. BT görüntülerinde modellerin oluşturulması	40
Şekil 3.2. Hastanın sağ omuz kemikleri CAD Modeli	42
Şekil 3.3. 3B modelleme akış şeması	43
Şekil 3.4. Kıkırdakların modellenmesi	44
Şekil 3.5. Bağların CAD modeli	44



Şekil 3.6.	STF CAD modeli	45
Şekil 3.7.	Humerus, skapula, klavikula ve toraks referans noktaları	47
Şekil 3.8.	Toraks koordinat sistemi ve hareketleri	48
Şekil 3.9.	Skapula koordinat sistemi ve hareketleri	49
Şekil 3.10.	GH hareketlerinin tanımı ve Humerus koordinat sistemi	50
Şekil 3.11.	a-) Omuz kavşağının referans noktaları b-) Omuz yapısının kinematik şeması	51
Şekil 3.12.	Deltoid ( $MA_d$ ) ve Suprespinatus ( $MA_s$ ) moment kolu	52
Şekil 3.13	Dinamik skapulotorasik stabilizasyon sistemi (genel görünüş)	54
Şekil 3.14	DSS sistemin üst komponentinin teknik resmi	55
Şekil 3.15.	Üst implant gövde teknik resmi	56
Şekil 3.16.	Üst implantın küresel mafsalsal teknik resmi	56
Şekil 3.17.	Üst implant rot teknik resmi	57
Şekil 3.18.	Üst implant kilitleme elemanı teknik resmi	57
Şekil 3.19.	DSS sistemin alt komponentinin teknik resmi	58
Şekil 3.20.	Alt implant gövde teknik resmi	59
Şekil 3.21.	Alt implant kayar parça teknik resmi	59
Şekil 3.22.	Alt implant küresel mafsalsal teknik resmi	60
Şekil 3.23.	Alt implant rot teknik resmi	60
Şekil 3.24.	Alt implant kilitleme elemanı teknik resmi	61
Şekil 3.25.	DSS sistemin posterior CAD görünümü	62
Şekil 3.26.	DSS sisteminin genel CAD görünümü	62
Şekil 3.27.	Omuz ekleminin sonlu elemanlar modeli. A) Anterior B) Posterior görünüm	63
Şekil 3.28.	Titanyum ( $Ti6Al4V$ ) malzemesi için S-N diyagramı	64
Şekil 3.29.	Kıkırdaklar arası kontak tanımlaması	65

Şekil 3.30.	Abdüksiyon sınır şartları	66
Şekil 3.31.	Fleksiyon sınır şartları	67
Şekil 3.32.	SF sınır şartları	68
Şekil 3.33.	Alt implantın skapulaya sabitlenmesi	68
Şekil 3.34.	Üst implantın skapulaya sabitlenmesi	69
Şekil 3.35.	Mafsal ile gövde arasında kontak tanımlaması	69
Şekil 3.36.	Mafsal ile rot arasında kontak tanımlaması	70
Şekil 3.37.	DSS modelinin sınır şartları	70
Şekil 4.1.	a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki RF omuz modelinin abdüksiyon hareketinde GH ekleme oluşun gerilmeler	72
Şekil 4.2.	a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki RF omuz modelinin abdüksiyon hareketinde AK ekleme oluşun gerilmeler	73
Şekil 4.3.	RF model eklem ve bağlarda abdüksiyonda hareketinde oluşun gerilmeler	74
Şekil 4.4.	a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki RF omuz modelinin fleksiyon hareketinde GH ekleme oluşun gerilmeler	75
Şekil 4.5.	a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki RF omuz modelinin fleksiyon hareketinde AK ekleme oluşun gerilmeler	76
Şekil 4.6.	RF model eklem ve bağlarda fleksiyon hareketinde oluşun gerilmeler	77
Şekil 4.7.	a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki STF modelinin abdüksiyon hareketinde GH ekleme oluşun gerilmeler	78
Şekil 4.8.	a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki STF modelinin abdüksiyon hareketinde AK ekleme oluşun gerilmeler	79
Şekil 4.9.	STF modelinin abdüksiyonda hareketinde eklem ve bağlarda meydana gelen gerilmeler	80
Şekil 4.10.	a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki STF modelin fleksiyon hareketinde GH ekleme oluşun gerilmeler	81
Şekil 4.11.	a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki STF modelinin fleksiyon hareketinde AK ekleme oluşun gerilmeler	82

Şekil 4.12.	STF modelinin fleksiyon hareketinde eklem ve bağlarda meydana gelen gerilmeler	83
Şekil 4.13.	a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki DSS modelinin abdukiyon hareketinde GH ekleminde oluşan gerilmeler	84
Şekil 4.14.	a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki DSS modelinin abdukiyon hareketinde AK ekleminde oluşan gerilmeler	85
Şekil 4.15	Abduksiyon esnasında DSS üzerinde oluşan gerilmeler	86
Şekil 4.16.	a) Ust implantta oluşan gerilme b) Alt implantta oluşan gerilme	87
Şekil 4.17.	a) Ust implantta oluşan ömür b) Alt implantta oluşan ömür	88
Şekil 4.18.	DSS modelinin abduksiyon hareketinde eklem ve bağlarda meydana gelen gerilmeler	89
Şekil 4.19.	a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki DSS modelinin fleksiyon hareketinde GH ekleminde oluşan gerilmeler	90
Şekil 4.20.	a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki DSS modelinin fleksiyon hareketinde AK ekleminde oluşan gerilmeler	91
Şekil 4.21.	Fleksiyon esnasında DSS üzerinde oluşan gerilmeler	92
Şekil 4.22.	a) Ust implantta oluşan gerilme b) Alt implantta oluşan gerilme	93
Şekil 4.23.	a) Ust implantta oluşan ömür b) Alt implantta oluşan ömür	94
Şekil 4.24.	DSS modelinin fleksiyon hareketinde eklem ve bağlarda meydana gelen gerilmeler	95
Şekil 4.25.	Abduksiyon hareketinde GH ekleminde oluşan gerilmeler	96
Şekil 4.26	Abduksiyon hareketinde AK ekleminde oluşan gerilmeler	96
Şekil 4.27.	Fleksiyon hareketinde GH ekleminde oluşan gerilmeler	97
Şekil 4.28.	Fleksiyon Hareketinde AK Ekleminde Oluşan Gerilmeler	98

## ÇİZELGE LİSTESİ

	<b><u>Sayfa No</u></b>
Çizelge 3.1. Modellerin nod ve eleman sayıları	63
Çizelge 3.2. Abdüksiyon dönme açıları	66
Çizelge 3.3. Fleksiyon dönme açıları	67
Çizelge 4.1. Bağlarda ve eklemlerde oluşan eşdeğer gerilmeler	99
Çizelge 4.2. Bağlarda ve eklemlerde oluşan eşdeğer gerilmeler	100
Çizelge 4.3. Bağlarda ve eklemlerde oluşan eşdeğer gerilmeler	101
Çizelge 4.4. ANOVA test sonuçları	102

## SİMGELER VE KISALTMALAR

AK	Akromioklaviküler
BT	Bilgisayarlı tomografi
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DSS	Dinamik skapulotorasik stabilizasyon
DYS	Doğuştan yüksek skapula
EHA	Eklem hareket açıklığı
EHK	Eklem hareket kaybı
EMG	Elektromiyografi
FSHD	Facioscapulohumeral muscular dystrophy
GH	Glenohumeral
KS	Kanat skapula
MRI	Manyetik rezonans image
SEA	Sonlu elemanlar analizi
SK	Sternoklaviküler
ST	Skapulotorasik
STF	Skapulotorasik füzyon

## ÖZET

### DİNAMİK SKAPULATORASİK STABİLİZASYON SİSTEM TASARIMI

Levent UĞUR

Düzce Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Doktora Tezi

Danışman: Prof. Dr. Fehmi ERZİNCANLI

Nisan 2015, 123 sayfa

İnsan omuz eklemi; humerus (kol), klavikula (köprücük), skapula (kürek), kosta (kaburga) ve sternum (iman tahtası) kemiklerinden oluşan vücudun en karmaşık ve hareket genişliği en fazla olan eklemidir. Omuz eklemine bu geniş hareket kabiliyeti glenohumeral (GH), akromioklavikular (AK), sternoklavikular (SK) ve skapulotorasik (ST) eklemler ile sağlanır. Bu eklemlerden biri olan ST eklemine hareketleri omuz kinezyolojisi açısından büyük bir öneme sahiptir ve skapulayı etkileyen patolojiler direk veya dolaylı olarak GH eklem fonksiyonunu etkilemektedir. Konservatif veya dinamik cerrahilerle başarı elde edilemeyen olgularda hem kozmetik hem de GH eklemine fonksiyonunu arttırmak için kurtarıcı yöntem olarak skapulotorasik füzyon (STF) ameliyatları tercih edilmektedir. STF cerrahisi sonrası omuz eklemine fonksiyonel artışın tam olarak elde edilememesinden dolayı bu sorunun ortadan kaldırılması için yeni sistemlere ihtiyaç duyulmaktadır. Bu tez çalışmasının amacı STF sonrası GH ve AK eklemlerde oluşan gerilmeleri, sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılarak araştırmak ve STF cerrahisi yerine kullanılabilir yeni bir implant tasarlanarak mevcut sonuçlar ile implantın kullanıldığı modellerde elde edilen sonuçları kıyaslayarak yeni bir dinamik skapulotorasik stabilizasyon (DSS) sisteminin uygulanabilirliğini sonlu elemanlar analiz yöntemi ile değerlendirmektir. Bu çalışmada, sağlıklı insan omuz kavşağı kesitlerini içeren bilgisayarlı tomografi görüntüleri MIMICS® programı kullanılarak üç boyutlu referans omuz modeli oluşturulmuştur. Bu model üzerinde skapula, STF cerrahisine göre doğru açıda döndürülerek kaburgalara sabitlenerek ikinci model, daha sonra ise referans model üzerine uygun şekilde yerleştirilen yeni tasarlanmış implantlı model oluşturulmuştur. Cad programında yumuşak doku ve kıkırdak yapılar modellendikten sonra, oluşturulan her üç modelde sonlu elemanlar programı kullanılarak analiz edilmiştir. Tez çalışmasından elde edilen sonuçlara göre STF cerrahisinin omuz eklemi bağ ve kıkırdak yapılarını olumsuz etkilediği, DSS sistemi kullanıldığı durumlarda ise elde edilen maksimum eşdeğer gerilmelerin referans modele daha yakın olduğu ve yeni tasarlanan implantın dayanıklılığının kullanılabilir ölçüde yeterli olduğu görülmüştür. Sonuç olarak, daha fazla hareketle beraber sabitliği de sağlayan DSS sistemi, bu amaçla üretimi planlanan öncül implant olarak bu tez çalışmasında değerlendirilmiş olup üretim için olumlu sonuçlar elde edilmiştir.

**Anahtar sözcükler:** Biyomekanik, Kanat Skapula, Skapula disfonksiyonu, Skapula, Sonlu Elemanlar Analizi, Sprengel Deformitesi

# ABSTRACT

## DYNAMIC SCAPULOTHORACIC STABILIZATION SYSTEM DESING

Levent UĞUR

Duzce University

Graduate School of Natural and Applied Sciences, Department of Mechanical  
Engineering

Doctoral Thesis

Supervisor: Prof. Dr. Fehmi ERZİNCANLI

April 2015, 123 pages

Human shoulder joint is the most complex joint of the body, having the largest range of motion. Shoulder Joint complex consist of humerus (arm), clavicle (collarbone), scapula (shoulder blade), costa (rib) and sternum (rib cage) bones. This wide movement ability of the shoulder joint is enabled by glenohumeral (GH), acromioclavicular (AC), sternoclavicular (SC) and scapulothoracic (ST) joints. The ST joint is one of these aforementioned joints, that has a great significance in terms of shoulder kinesiology .Due to some specific pathologies the ST motion may directly or indirectly affect the GH joint functions. Scapulothoracic fusion (STF) may be an alternative and salvage procedure in the treatment of above mentioned disorders which could not be treated conservatively or using other dynamic surgical techniques. The primary indication of STF is pain relief; the secondary is improvement of function. We hypothesized that; STF may increase the loadings on GH, AC joints and ligaments by affecting the scapular motion, which is important for scapulohumeral rhythm. So new systems may be required to decrease loadings on shoulder girdle and increase the functional results. The aim of this thesis study is to research the distensions which occur in GH and AC joints after STF surgery by using the finite elements analysis method and to evaluate the feasibility of a new dynamic scapulothoracic stabilization (DSS) system with finite elements analysis method by designing a new implant which could be used instead of STF surgery. In this study, three-dimensional reference shoulder model was created by using computed tomography images consisting of healthy human shoulder junction sections with MIMICS® program. Second model was formed by rotating the scapula on this model in a straight angle compared to STF surgery and stabilizing it to the ribs, afterwards newly-designed implanted model which was suitably placed on the reference model was formed. After modelling soft tissue and cartilage structures in Cad program, all three models were analyzed by using the finite elements program. According to the results obtained from the thesis study, it was observed that STF surgery affects ligaments and cartilage structures negatively, maximum equivalent stresses obtained in case of DSS system were closer to the reference model and the durability of the newly-designed implant was sufficient in terms of usability. In conclusion, DSS system which ensures stabilization as well as more movement was evaluated as precursor implant planned to be produced with this purpose and positive results were obtained for its production.

**Keywords:** Biomechanics, Finite Element Analysis, Scapula, Scapula Dysfunction, Sprengel Deformity, Winging Scapula

# **EXTENDED ABSTRACT**

## **DYNAMIC SCAPULOTHORACIC STABILIZATION SYSTEM DESING**

Levent UĞUR

Duzce University

Graduate School of Natural and Applied Sciences, Department of Mechanical  
Engineering

Doctoral Thesis

Supervisor: Prof. Dr. Fehmi ERZİNCANLI

April 2015, 123 pages

### **1. INTRODUCTION:**

Human shoulder joint is the most complex joint of the body, having the most movement width and consisting of humerus (arm), clavicle (collarbone), scapula (shoulder blade), costa (rib) and sternum (rib cage) bones. Scapula is located between 2nd-7th ribs. Constitute the shoulder girdle by articulation with collarbone (clavicle) and arm (humerus). In addition, it is extremely important due to the anatomical structure of the shoulder blades, various muscles and ligaments to allow the attachment to this bone and play an important role in the realization of a wide variety of movements. The placement disorders of the scapula, congenital or acquired defects will affect the scapulothoracic joint movement directly and the glenohumeral joint movements indirectly.

Congenital high scapula (Sprengel Deformity) and Winging scapula are the most common scapular disorders in daily orthopedic practice. Scapula is located upper most than its original place in patients with sprengel deformity. There is a move away from the chest wall of the medial border and inferior angle of the scapula in winging scapula. Losses of motion in the shoulder joint, shoulder pain, dysfunctions of shoulder are treated surgically. Both dynamic and static techniques are used. In specially scapulothoracic arthrodesis is commonly used in case of fasioscapulohumeral distrophy. But shoulder lack of range of motion is possible after scapulothoracic fusion. This result may lead unsatisfactory functional outcomes.

### **2. MATERIAL AND METHODS:**

Three-dimensional (3D) FEA of human shoulder girdle and thorax was used to investigate the effect of ST motion and STF on the loadings of the shoulder structures. In the field of medicine, computer-aided planning has frequently been used in recent years before surgical operations, conducted through such imaging techniques a



computed tomography (CT) and magnetic resonance imaging (MRI). In this study, the main model was also modeled via CT images. CT images of the thorax and upper extremity bones were obtained from a patient without any thoracic and upper extremity deformity using a Toshiba Aquilion CT scanner in the Department of Radiology of the Faculty of Medicine in Akdeniz University. Images were recorded in the Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) format. These images were then transferred to the MIMICS® 12.11 (Materialise's Interactive Medical Image Control System/ Materialise NV, Belgium) program, which is 3D image-processing software. Vertebrae, scapula, humerus, clavicle and ribs were created by using MIMICS® 12.11. 3D biomodels were exported in MIMICS® and were transferred to reverse engineering software GEOMAGIC® (Raindrop Inc., USA) for preparing anatomical original geometry. The surface failure fixing and smoothing of the biomodels were performed in GEOMAGIC®. The 3D models were transferred by stereolithography (STL) format from GEOMAGIC® to MIMICS® and assembled as a non-manifold assembly using MIMICS® FEA module for volumetric mesh generation. Soft tissue construction was another detailed modeling process. CC ligaments, CA ligament, AC ligament, AC joint capsule and disc, glenoid and humerus cartilages were modeled via SolidWorks® (Dassault Systems, USA) software. After reference model construction, STF model and DSS model was created.

Transient module of ANSYS® (Version 15, Ansys Inc.,USA) was used to analyze the stress/load distribution, that is to say maximum equivalent stress (MES) (von Mises stress), on bones, joint cartilages, and ligaments. Dynamic analysis was performed in case of shoulder abduction and anterior flexion action from 0° through 150° in 1 seconds for both models respectively. MES was recorded while arm movements under standard earth gravity ( $G= 9806,6 \text{ mm/s}^2$ ). Convergence controls of all FEA were performed. A convergence analysis was used to validate mesh adequacy for correct evaluation of FEA results.

#### **4. CONCLUSION AND OUTLOOK:**

In this study, when STF is applied to a model of a shoulder with normal junction anatomy and the scapulothoracic surgical simulations are performed by using DSS, the loads occurred in the structure of the shoulder junction during GH joint abduction and flexion movements against gravity and flexion are evaluated by using the finite element

analysis. Our results show that STF surgery caused an increase in equivalent tension affected both AK and GH junctions, and it caused to move the load distributions to outside of the normal anatomic region. These results support the hypothesis of the study.

When DSS design is examined by SEA method in line with the hypothesis, statistically it provides equivalent tensions to reference model by providing significant decreases in the loads affected specially GH junction, AK junction and ligaments. As a result, the scapulothoracic fusion surgery disrupts the biomechanics of shoulder junction because a static system is formed and the constraint in physiological movements of scapula and it caused an increase in the loads on GH and AK.

Therefore, the dynamic scapulothoracic surgery that provides more movements with stability and new stability systems should be considered. For this purpose, DSS system is evaluated in this study as a premise implant to be manufactured.

DSS system evaluated in this study as planned implant manufacturing premise for this purpose was obtained positive results for production. Positive results were obtained for manufacturing.

# 1.GİRİŞ

Omuz ekleminin insan vücudunun en hareketli, en çok kullanılan eklemlerinden biri olması ve içerdiği yumuşak dokuların doğuştan veya yaşlanma ile birlikte ortaya çıkan dejenerasyonu nedeniyle bu eklemi ilgilendiren rahatsızlıklara sık rastlanmaktadır. Potansiyel hastalık komplikasyonları arasında Eklem Hareket Kaybı (EHK), adeziv kapsülit, kronik kas atrofisi, kronik omuz ağrısı ve kozmetik deformiteler sayılabilir [1].

Doğuştan yüksek skapula (Sprengel Deformitesi-DYS), Facioscapulohumeral muscular dystrophy (FSHD) ve Kanat Skapula (KS), skapulanın günlük ortopedi pratiğinde en sık karşılaşılan iki hastalıdır. Sprengel deformitesinde skapula normal yerine göre daha yukarıda kalır. Benzer şekilde kanat skapula rahatsızlığında ise skapulanın medial kenarının veya inferior açısının göğüs duvarından uzaklaşması sözkonusudur. Uygun zamanlamayla tedavisi yapılması gereken hastalıklardır.

Fonksiyonel yönden hasta için olumsuz etki oluşturan omuz eklem hareket kaybı, omuz ağrısı, hareket kısıtlılığı rahatsızlıkları medikal ve cerrahi yöntemlerle tedavi edilmektedir [2]. Cerrahi girişimler skapulotorasik füzyon, statik skapulaer stabilizasyon ve dinamik skapulor stabilizasyonu içermektedir [2-4]. Özellikle FSHD ve diğer konjenital anomalilerde Skapulotorasik Füzyon (STF- artrodez) ameliyatları tercih edilmektedir. Fakat bu artrodez (dondurma) ameliyatları sonrası skapula hareketlerinin olamaması nedeniyle omuz hareketlerinde kısıtlılık oluşmaktadır. Bu durum kozmetik olarak sorun oluşturmasa da fonksiyonel olarak belirgin kısıtlılığa sebep olmaktadır. Bu kısıtlılıklar da hastaların hayat kalitesini düşürmektedir.

Dünyada ve ülkemizde bu konu üzerinde birçok klinik çalışma olmasına rağmen konuyu biyomekanik olarak inceleyen kısıtlı sayıda çalışmalar mevcuttur. Bu çalışmada STF cerrahisinin omuz eklemi biyomekaniğini kötü yönde etkilediğini öne sürülmüş ve bu hipotezin doğruluk ihtimaline karşılık olarak bir ihtiyaç olan dinamik bir sistemin araştırılması gerektiği düşünülmüştür. Bu çalışmayla geliştirilen 'Dinamik Skapulotorasik Stabilizasyon Sistem Tasarımı' sayesinde eklem dondurma ameliyatı yerine veya mevcut yumuşak doku ameliyatlarına güçlendirme olarak eşlik edebilecek hareketli bir implant tasarlayarak cerrahi tedavi sonrasında mükemmel kozmetik ve fonksiyonel sonuçların elde edilebilmesi amaçlanmıştır. Bu tarzda olan bir implant henüz kullanılmamaktadır. Buna yönelik olarak bir tasarım, uygulama ve geliştirme

aşamaları uygulanarak tamamen yerli bir ürün ortaya çıkarıp önemli bir cerrahi problemi çözüme hedefi konulmuştur.

Bu tez kapsamında normal bir insan omuz kavşağı 3B'li modellenerek abdüksiyon ve öne fleksiyon hareketleri sırasında eklemlerde ve bağlarda oluşan gerilme değerleri referans alınmış, daha sonra skapula doğru açıda döndürülüp kaburgaya sabitlenerek STF modeli oluşturulup RF modelde uygulanan hareketler uygulanmış, bağlar ve eklemlerde oluşan gerilme değerleri RF model değerleri ile karşılaştırılmıştır. Son olarak RF model ele alınarak implant bu modele yerleştirilmiştir. Kolun pek çok varyasyon hareketi böylelikle bilgisayar ortamında simülasyonları karşılaştırılmıştır. Sonuç olarak 3 model oluşturulup analizi yapılmıştır.

Bunlar,

1. Normal omuz modelinin alınıp hareket analizinin yapılması
2. Skapulotorasik füzyon yapılmış omuz modellenip hareket analizinin yapılması
3. Tasarlanan implantın düzeltilen omuz modeline yerleştirilmesi ile hareket analizinin yapılması

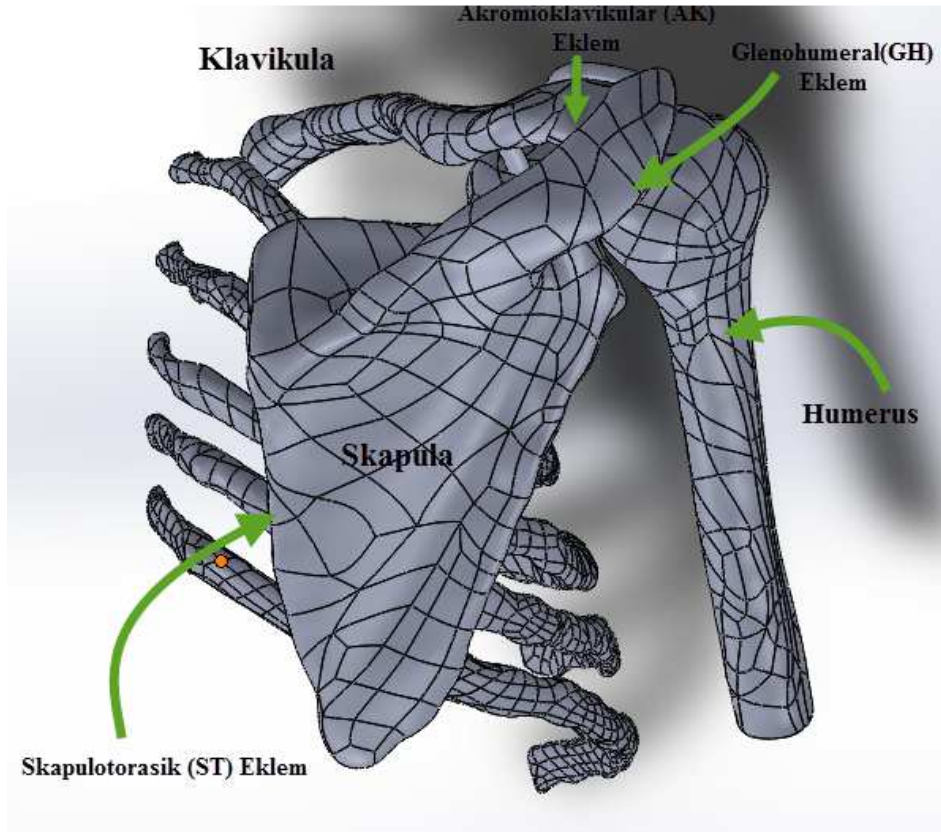
Bu tez beş bölümden oluşmaktadır. İlk bölümde, omuz eklemi hakkında genel bilgiler verilerek tanı için kullanılan parametreler sunulmuştur. İkinci bölümde literatürde yer alan omuz eklemi için yapılan klinik ve biyomekanik çalışmalar anlatılmıştır. Sonraki bölümde hastaya özgü omuz eklemi modeli ve implantın oluşturulması ayrıntılı bir şekilde anlatılmıştır. Dördüncü bölümde, model kullanılarak yapılan sonlu elemanlar analizi (SEA) sonuçlarının karşılaştırılması rapor edilmiştir. Beşinci bölümde ise elde edilen sonuçların özeti ve öneriler yer almıştır.

## 2. GENEL BİLGİLER

Omuz eklemi üst ekstremitenin gövdeye bağlantısını ve onun sayısız pozisyon almasını sağlayan, vücudun en kompleks ve hareket genişliği en fazla olan eklemdir [5]. Omuz kompleksi; humerus, klavikula, skapula, kosta ve sternum kemiklerinden oluşur [6].

### 2.1. OMUZ ANATOMİSİ

Basit bir eklem olmayan omuz eklemi dört ayrı eklemin dinamik fonksiyonları, onların kasları ve ligamentleri omuz hareketlerinin yapılabilmesinde önemli rol oynar. Omuz bu hareket genişliğini eklemlerin eşzamanlı hareketleriyle sağlamaktadır. Şekil 2.1'de gösterildiği gibi bu eklemler medialden laterale doğru, Sternoklaviküler (SK) eklem, Akromioklaviküler (AK) eklem, Glenohumeral (GH) eklem ve Skapulotorasik (ST) eklem bölgesidir [7]. Tüm eklemlerin oluşturduğu total omuz hareketi, eklemlerin tek başlarına oluşturduğu hareketten çok daha büyük bir hareket açıklığı sağlamaktadır. Omuz kompleksini meydana getiren yapılardan herhangi birinin bozulmasıyla omuz problemleri başlar [8].



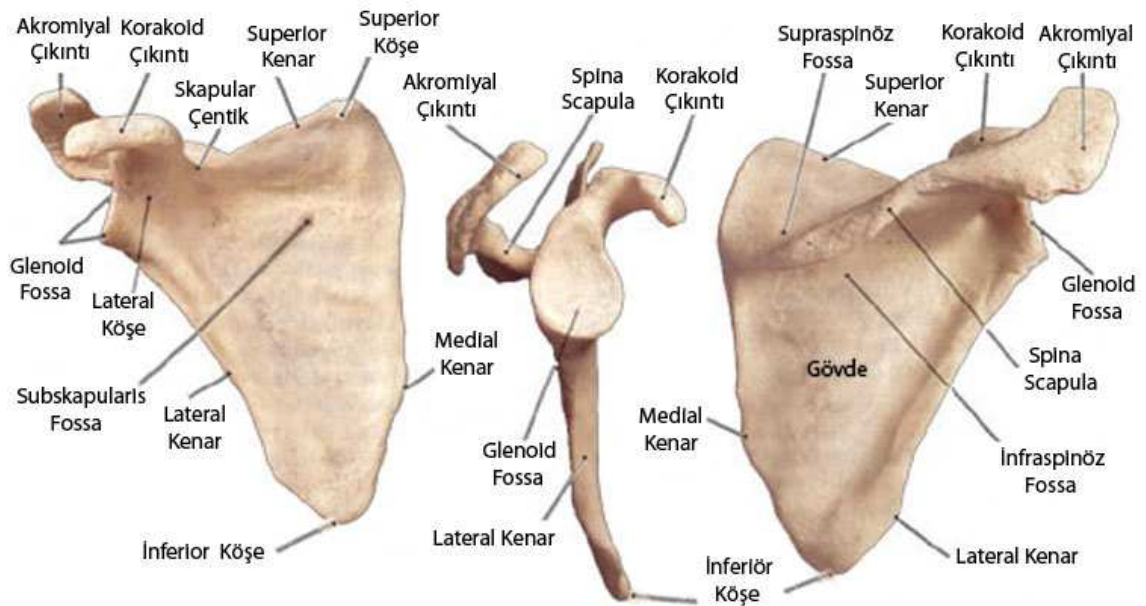
Şekil 2.1. Omuz eklemi ve elemanları

### 2.1.1. Omuz Kavşağının Kemik Yapısı

Omuz kavşağı; Klavikula, Skapula ve Humerus kemiklerinin birleşmesi sonucu oluşmaktadır. Bu kemik yapılar aşağıda kısaca açıklanmıştır.

**1-Klavikula:** Aksiyal iskelet ile üst ekstremité arasındaki bağlantıyı sağlar. 2/3 iç kısmı konveks, 1/3 dış kısmı konkav olan S şeklinde bir yapıdır. Silindirik şeklindeki yapısı medialde kalın, lateralde dar ve düzdür [9]. İç yanda sternum ve 1. kaburga ile dış yanda akromion ile eklem yapar. Kolu gövdeden ayrı tutan ve dayanak görevi yapan klavikula, üst ekstremitéye uygulanan gücün aksiyel iskelete iletilmesinde rol oynar.

**2-Skapula:** Üç büyük kas grubunun yapıldığı Şekil 2.2'de gösterilen skapula ikinci ve yedinci kostalar arasında, toraksın posteriorunda yerleşmiş yassı, üçgen ve 4 kemik çıkıntısının (korakoid, akromiyon, glenoid, spina) olduğu bir kemiktir. Skapulanın arka yüzeyinde spina skapula bulunur [10].



Şekil 2.2. Skapulanın önden, yandan ve arkadan görünümü [11]

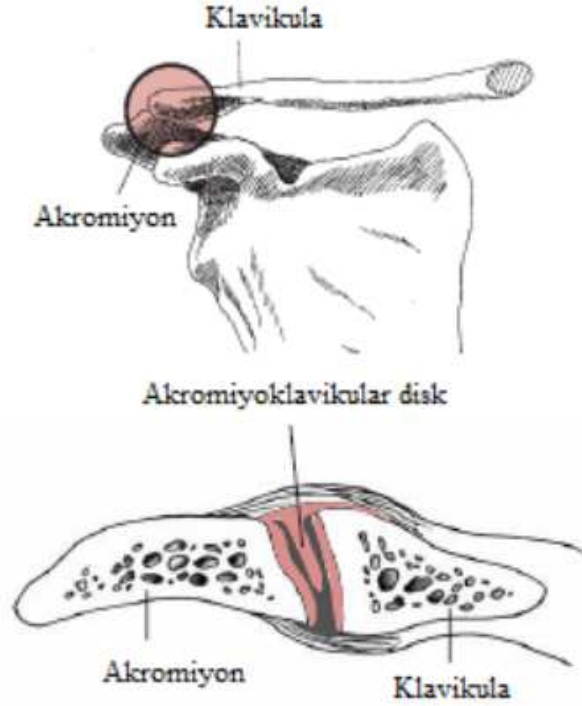
**3-Humerus:** Omuz eklemine oluşturan üçüncü kemik yapısıdır. Humerus üst ucunun yarım küre şeklindeki yuvarlak eklem yüzüne kaput humeri denir. Kaput humeri yukarı ve içe bakar. Humerus cisminin uzun eksenini ile arasında, açıklığı mediale bakan 130°-150°'lik bir açı meydana gelir. Ayrıca humerus başının yaklaşık 20°-35°'lik retroversiyon açısı vardır [12, 13].

### 2.1.2. Omuz Kavşağı Eklemleri

İnsan vücudunun en fazla hareket açıklığına sahip eklemi olan omuzun bu geniş hareket kabiliyeti GH, AK, SK ve ST eklemler ile sağlanır [14]. Bu eklemler aşağıda kısaca özetlenmiştir.

**1-Glenohumeral Eklem (GH):** Üst kinetik zincirin parçası olarak GH eklem, gövde ile üst ekstremitayı birbirine bağlayan gerçek sinovyal diarthrodial bir eklemdir [15]. GH eklem, vücutta en fazla hareket alanına sahip olan eklemdir. Üç eksenli olan bu eklem fleksiyon-ekstansiyon, abduksiyon-addüksiyon, internal eksternal rotasyon ve sirkümdüksiyon hareketlerine izin verir [16]. Humerus başının % 35'i glenoid fossanın kemik yüzeyi ile ilişkilidir. GH eklem stabilitesi humerus başı ile glenoid kavite arasındaki ilişkiye ek olarak, kuvvetli ligaman ve kas yapıları ile sağlanır. Eklem pasif stabilizatörleri; eklem kapsülü, glenoid labrum, korako-humeral ligaman, korako-akromial ligaman ve glenoid kavitenin eklem yüzeyidir [17].

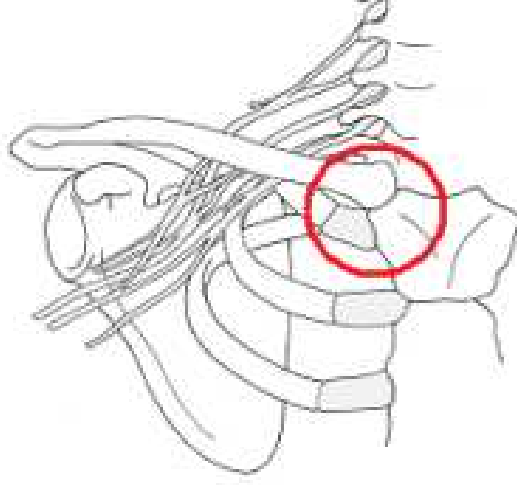
**2-Akromioklavikular Eklem (AK):** Şekil 2.3'te gösterildiği gibi akromiyonun medial kenarı ile klavikulanın distal ucu arasında oluşan eklem ise akromioklavikular eklemdir [17]. Düzensiz diarthrodial eklem olarak sınıflanmasına rağmen her üç planda kısıtlı harekete imkan sağlamaktadır [16]. Eklem, aradaki fibrokartilojenöz yapı ile ikiye bölünmüştür. Eklem kapsülü ön, üst ve arka yüzeyde kalın, eklem alt yüzünde ise incedir. Omuz elevasyonunun ilk 20 derecesinde ve son 40 derecesinde klavikula ve akromiyon arasında yukarı aşağı yönde yaklaşık 20 derecelik rotasyon hareketi olmaktadır. Akromioklavikular eklem ön arka yöndeki stabilitesi akromiyoklaviküler ligamanlar, yukarı aşağı stabilitesi ise koroklaviküler ligamanlar (trapezoid ve koronoid ligaman) tarafından sağlanır [18].



Şekil 2.3. Akromioklavikular eklem [18]

**3-Sternoklavikular Eklem (SK):** Bu eklem, Şekil 2.4'te gösterildiği gibi omuz kompleksini dolayısıyla üst ekstremiteyi toraksa bağlar. Klavikulanın proksimal ucu ve manubrium sterni arasında yer alan sinovyal tip bir eklemdir. Eklem yüzeyinde bulunan intraartiküler disk ile ikiye ayrılır. Bu yapı üstte klavikulaya, altta ise birinci kostaya tutunur. Fibröz eklem kapsülü, anterior ve posterior sterno-klavikular, interklavikular ve kostaklavikular ligamanlar eklem stabilizasyonunu sağlar. Anterior sterno klavikular ligaman anterior hareketi, posterior sternoklavikular ligaman posterior hareketi, interklavikular ligaman aşağı hareketi, kostoklavikular ligaman elevasyon, protraksiyon ve retraksiyon hareketlerini kısıtlar [17].





**Şekil 2.4.** Sternoklavikular eklem [19]

**4-Skapulotorasik Eklem (ST):** Kemik yüzleri arasında direkt bir ilişki olmadığından anatomik bir eklem değildir. ST eklem; gerçek sinovyal eklemin anatomik özelliklerine sahip olmamakla birlikte fonksiyonel bir eklemdir. Eklemün kol fonksiyonları için hayati önemi vardır [20].

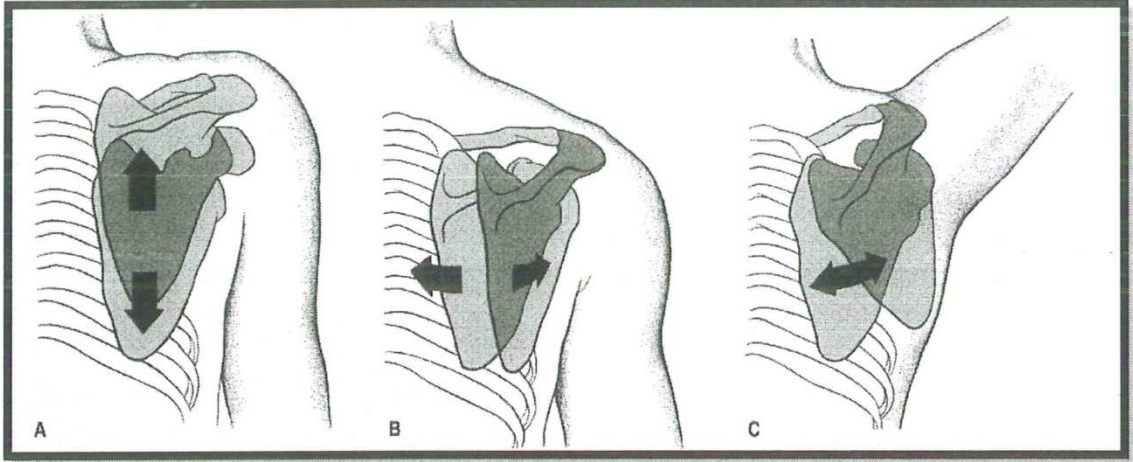
Toraks ile skapulunun anterior yüzü arasındaki kas yapılarının meydana getirdiği bir eklemdir. ST eklem, skapulunun ön yüzü ve toraksın arka duvarı arasındaki temas noktasıdır. Anatomik pozisyonda skapula tipik olarak ikinci ve yedinci kostalar arasında, medial kenarı omurga lateralinden yaklaşık 6 cm uzaklıkta pozisyonlaşmıştır ama skapulunun istirahat pozisyonu kişiden kişiye değişiklik gösterebilir [6]. Bu alanda meydana gelen hareketler skapulunun toraks ile ilişkisine dayanılarak tanımlanmaktadır [15].

ST ve AK eklemlerin birleşik hareketleri ile skapulunun rotasyon ve yer değiştirme hareketleri sağlanır [21]. ST eklemün hareketleri omuz kinezyolojisi açısından büyük bir öneme sahiptir. Örneğin omuzdaki geniş eklem hareket açıklığı (EHA) ST eklemdeki hareket ile gerçekleştirilebilir [20]. GH eklem abduksiyon veya fleksiyonu skapular yukarı doğru rotasyon hareketi ile eş zamanlı olarak gerçekleşir. GH eklemün her derecesi için, ST hareket  $0.5^\circ$  ile  $0.8^\circ$  arasındadır. Özellikle abduksiyon hareketinde humerusun skapulaya hareket oranı 2/1 dir. Buna skapulotorasik ritm denir [18].

Her üç derecelik omuz abduksiyonunda, iki derece GH eklem abduksiyonu olurken bir derece ST eklem yukarı doğru rotasyon hareketi meydana gelir. Skapulohumeral ritm

göz önüne alınarak 180°'lik omuz abduksiyon hareketinin 120°'lik kısmı GH ekleminde, abduksiyon hareketi ile eş zamanlı olarak da 60°'lik ST eklem yukarı doğru rotasyon hareketi ile meydana gelir [6].

Şekil 2.5'te gösterildiği gibi ST ekleminde elevasyon ve depresyon, protraksiyon ve retraksiyon, yukarı ve aşağı rotasyon hareketleri meydana gelir [6].



**Şekil 2.5.** Skapulotorasik eklem hareketleri A: elevasyon ve depresyon, B: protraksiyon ve retraksiyon, C: yukarı aşağı rotasyon [6]

Skapulanın başlıca görevleri;

1. GH eklem ve skapular kaslar için yapışma yeridir,
2. Humerus fonksiyonunu yaparken sabitleme sağlar,
3. GH ekleminde uygun ve devamlı uzunluk gerilim ilişkisini sağlar [22]

### 2.1.3. Omuz Kavşağı Kasları

Üst ekstremitenin için geniş bir hareket yeteneği sağlar. Üst ekstremitenin ağırlığını taşır. El ince fonksiyonları gerçekleşirken kolun stabilizasyonunu sağlar [15,20-22].

**Pectoralis Majör:** Omuzda Adduksiyon, Fleksiyon ve iç rotasyon hareketleri yaptırır [20-23].

**Biceps Braki:** Humeral başın depresyonu, omuz dış rotasyon durumunda iken abduksiyona yardımcı olur. Ayrıca ön kola fleksiyon ve supinasyon yaptırır [15,20-22].

**Serratus Anterior:** Omuz kuşağının esas protraktörüdür. Omuzun 90°'nin üzerindeki

abduksiyonuna yardımcı olur. Skapulayı toraksa çekerek fikse eder. Zayıflığında ya da paralizisinde “Skapular kanatlaşma” görülür [20-23].

***Pectoralis Minör:*** Omuzu öne ve aşağı çeker. Pectoralis minorun kısa olması durumunda skapula aşırı protraksiyona veya yukarı doğru rotasyona doğru gider. Klinik olarak ‘yalancı kanatlaşma’ oluşur [20-23].

***Trapezius:*** Üst lifleri skapulayı içe ve yukarı çeker ve suspansiyonu sağlar, orta lifleri skapulayı içe doğru çeker, alt lifleri skapulayı içe ve aşağı çeker. Serratus Anteriorun skapulayı laterale çekmesine direnç gösterir. Omuzun 90° üzeri abduksiyonundan sonra Serratus Anterior ile birlikte harekete katılır [20-23].

***Latissimus Dorsi:*** Omuz ekstansiyonu, iç rotasyonu ve adduksiyonu hareketlerini yapar. Latissimus dorsi, İnfraspinatus veya Teres Minör kısalır veya aşırı aktif olursa kol elevasyonu sırasında skapulayı aşırı abduksiyona çeker [22].

***Levator Skapula:*** Skapulaya elevasyon ve retraksiyon yaptırır. Yük altında stabilizasyon görevi görür, dinamik hareketlerde ise eksentirik kasılır. Aşırı dominant olursa; omuzda anormal elevasyon meydana gelir [20-23].

***Rhomboideus Majör ve Minör:*** Skapulayı yukarı ve içe çekerler. Skapulanın medial kenarını stabilize ederler. Zayıf olmasında tam retraksiyon sağlanamaz. Tam etraksiyon olmadığı zaman baş üstü yapılan hareketlerde omuzun anteriorundaki yapılara düşen stres fazlalaşır. Yapılan elektromyografik çalışmalarda, rhomboidlerin en fazla fırlatma hareketi yapılırken aktif olduğu gösterilmiştir. Fırlatma sırasında eksentrik kasılarak skapulanın medial kenarını stabilize eder [20-23].

***Deltoideus:*** Ön lifler omuz fleksiyonu ve iç rotasyonu, orta lifler omuz abduksiyonu, arka lifler omuz ekstansiyonu ve dış rotasyonu yaptırır [22].

***Teres Majör:*** Omuz adduksiyonu ve iç rotasyonu yaptırır [22].

## 2.2. OMUZ KOMPLEKSİNİN BİYOMEKANİĞİ

Omuz eklemi kol ve gövde arasında oldukça mobil ve dinamik bir eklemdir. Eklemin üç boyuttaki hareketi vücudun her bölgesine ulaşabilmeyi sağlar. Omuz ekleminin istirahat pozisyonu, kolun gövde yanından sarktığı durumdur. Detaylı analizler bu duruşu

erkeklerde  $+2,5^{\circ}$ (Abduksiyon) ve  $-1^{\circ}$  (Addüksiyon) arasında, kadınlarda  $+5,2^{\circ}$  (abd), ve  $+3,5^{\circ}$  (Add) arasında vermektedirler [24].

Omuz kompleksinin hareketlerini iki ana grupta toplamak mümkündür.

1-GH eklem hareketleri

2-Skapula hareketleri

GH eklem hareketleri; Şekil 2.6'da görüldüğü gibi elevasyon, internal ve eksternal rotasyon, horizontal fleksiyon ve ekstansiyon olarak ele alınmaktadır.

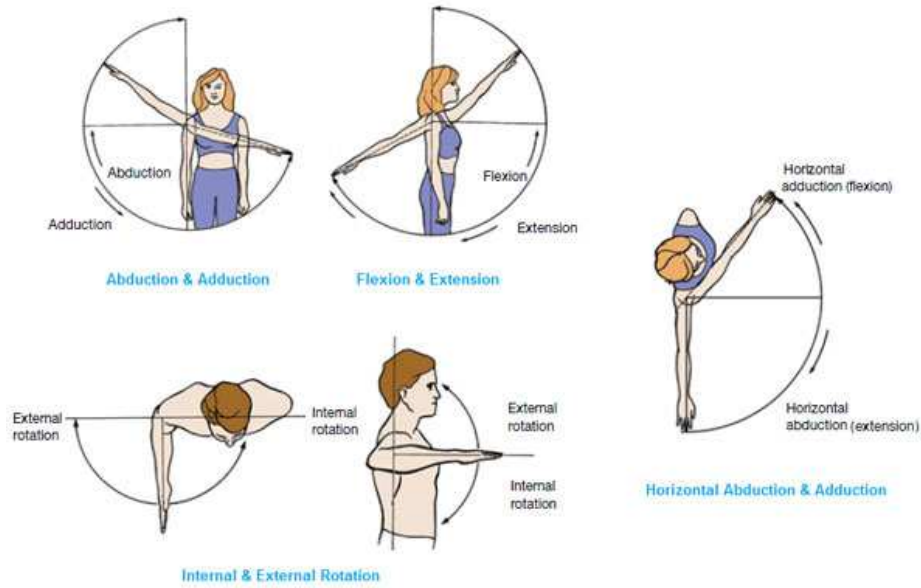
Elevasyon: Teorik olarak vücut yanındaki kolun yukarı kaldırılması  $180^{\circ}$ 'lik bir harekettir. Ancak bu, erkeklerin % 4'ü, kadınların ise % 28'inde mümkündür. Erkeklerde ortalama değer  $167^{\circ}$ , kadınlarda ise  $171^{\circ}$ 'dir. Posterior elevasyon ise ortalama  $60^{\circ}$ 'dir.

Kolun elevasyonu kompleks bir harekettir ve üç planda incelenmelidir [24].

a) Hareket düzlemi

b) Skapulo-humeral ritm

c) Rotasyon merkezi



Şekil 2.6. Omuz hareketleri [25]

**a) Hareket düzlemi:** Nötral elevasyon skapula düzleminde gerçekleşir. Bu düzlem vücut düzlemi ile 30°'lik açı yapar. Bu açı humerus başının 30°'lik retroversiyonu ile kompanse edilir. Açı ölçümü interkondiler düzlem ile humerus başı arasında yapılır [24, 26].

Fleksiyon hareketi kolun öne doğru, abduksiyon hareketi ise kolun yana doğru hareketidir.

**b) Skapulo-humeral ritm:** Total elevasyon glenohumeral eklem ve skapulo-torasik hareket kombinasyonu ile gerçekleşir. Kabaca bu oran 2:1 dir [27]. Yani her 3°'lik elevasyonun 2°'si glenohumeral eklemden, 1°'si skapulotorasik artikülasyondan yapılır.

Fakat bu oran elevasyonun her derecesinde aynı değildir [13]. Glenohumeral eklem 60° fleksiyona ve 30° abduksiyona geldikten sonra skapula harekete ve fleksiyona katılmaya başlar. Skapular hareketin terminal ara denilen 120° ve üzerinde çok yavaşladığı ve kaybolduğu görülür. Bu nedenle “baş üzeri pozisyonunda” akromion ile humerus arasında potansiyel bir sıkışma vardır.

**c) Rotasyon merkezi:** Humerus başı ile glenoid arasındaki hareket, kayma ve yuvarlanma kombinasyonu şeklindedir. İntraartiküler deplasman radyolojik çalışmalarda ilk 30° elevasyonda 3 mm olarak gösterilmiştir. Bununla beraber yuvarlanma glenohumeral eklemde tek hareketi değildir. Aynı zamanda eklemde kayma hareketi de olur. Ancak labrum humerus başını içerde tutarak santralize eder ve kayma efektinin etkisini göstermesine engel olur [24].

Ağrılı omuz vakalarında, humerus başının hareketinin ve rotasyon merkezi değişmelerinin % 50 oranında patolojik olarak bulunduğu bildirilmektedir [24].

Skapula daha kompleks bir hareket zinciri yapmaktadır. İlk 60°'ye kadar skapula yerinde kalır ya da merkezini değiştirmeden minimal rotasyon yapar. Rotasyon merkezi 120°'ye kadar spina skapula üzerinde iken bu derecenin üzerinde glenoide doğru yer değiştirir [24].

AK ve SK eklem hareketlerine bakıldığında da bu hareket düzleminin glenoide doğru yer değiştirdiği gözlenebilir. AK eklem hareketi özellikle 100° elevasyondan sonra artmaktadır.

Kolun öne fleksiyon hareketi maksimum, 180°'dir. Korakohumeral ligamanın posterior bölümü fleksiyon sonunda gerilerek harekete engel olur. Fleksiyon üç fazda incelenebilir:

1. Faz: Deltoidin ön lifleri, korakobrakialis ve pektoralis major'un klavikuler lifleri kasılır. Deltoid ön lifleri primer kasdır.

2. Faz: Yaklaşık 50-60°'den sonra M.Trapezius ve M.Serratus anterior'un kasılması ile skapula rotasyonu başlar.

3. Faz: 120°'den sonra spinal kaslar devreye girer. Lomber lordoz artırılarak hareket 180°'ye tamamlanır.

**Ekstansiyon**, 60°'dir. Korakohumeral ligamanın anterior bandı hareketi sınırlar. Deltoid arka lifleri ve m.latissimus dorsi primer kaslardır. M.teres major ve minor diğer kaslardır. Ekstansiyon için skapula adduksiyonu gereklidir. Rhomboideus major ve minor, trapeziusun orta transvers lifleri ve m.latissimus dorsinin kasılması ile skapula adduksiyonu sağlanır.

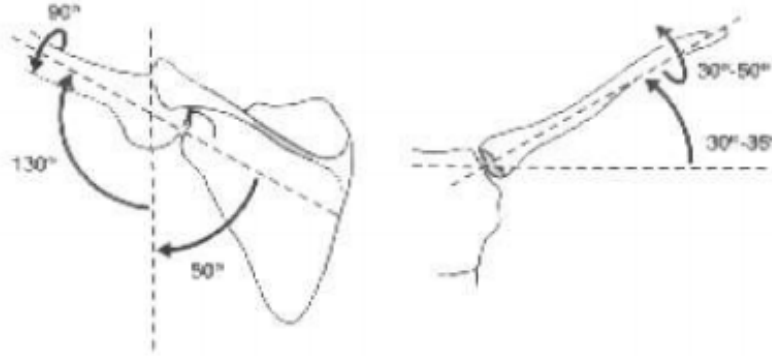
**Abduksiyon**, 170-180°'dir. Glenohumeral ligamanın orta ve alt bandı abduksiyon sonunda gerilerek harekete engel olur. Abduksiyon üç fazda incelenebilir.

Birinci fazda (0-30°); skapulanın hareketi minimaldir. Klavikula ise herhangi bir hareket yapmaz. Bu fazda skapulohumeral ritm etkili değildir. Deltoid ve supraspinatus kasları hareketi başlatan ana kaslardır.

İkinci fazda (30-90°); skapula yaklaşık 20° döner ve skapulanın minimal protraksiyonu ve elevasyonu ile humerusta 40° elevasyon olur. Bu fazda skapulohumeral hareketin 2:1 oranı vardır. Skapulanın rotasyonundan dolayı klavikulada 15 derece elevasyon olur ancak rotasyon hareketi henüz yoktur. İkinci ve üçüncü fazda skapulanın toplam 60°'lik rotasyonu AK eklemden 20° ve sternoklavikuler eklemden 40°'lik hareket sayesinde mümkündür [28].

Üçüncü fazda (90-180°); trapez ve serratus anterior kasları da harekete katılır. 2:1 skapulohumeral ritm devam eder. Spina skapula ile klavikula arasındaki açı 10° daha artar. Skapulanın rotasyonu devam eder ve artık skapula elevasyonu başlar. Bu fazda klavikula uzun eksenini boyunca arkaya doğru 30-50° rotasyona uğrar ve 15°'den fazla

elevasyon yapar. Şekil 2.7'de görüldüğü gibi bu fazda humerus 90° dış rotasyon yaparak büyük tuberositasın akromiona çarpmasını engeller [28].



**Şekil 2.7.** Skapulohumeral ritm sırasında skapula, humerus ve klavikulanın hareketi[28]

Abduksiyon sırasında klavikula dönmez ve yukarı kalkmazsa GH eklemdaki abduksiyon hareketi 120 derece ile sınırlanır. Eğer GH eklem hareket etmezse abduksiyon hareketi sadece skapulotorasik eklemdaki 60° ile sınırlanır. Eğer abduksiyon sırasında humerusun dış rotasyonu olmazsa toplam 120° hareket mümkün olur ki bunun 60° GH eklemda, 60°'si ST eklemda olur [28].

Adduksiyon, 30-45° dir. Bir miktar fleksiyon veya ekstansiyon yapmadan (gövdenin engellemesinden dolayı) adduksiyon mümkün değildir. M.Pektoralis major ve M.Latissimus dorsi primer kaslardır. Adduksiyona yardımcı diğer kaslar M.Teres major ve M.Subskapularisdir.

İnternal ve Eksternal Rotasyon: Dirsek 90° fleksiyon, kol 90° abduksiyonda iken internal ve eksternal rotasyon 90° dir [29]. Kol 0° abduksiyonda iken (yine dirsek 90° fleksiyonda) bu değer internal rotasyon için 90-95°, eksternal rotasyon için 70-80° dir.

İnternal rotasyonda M.Pektoralis major, M.Subskapularis, M.Latissimus dorsi, M.Teres major primer kaslardır. Kol 0° abduksiyonda iken subskapularis kasının aktivitesi en üst düzeydedir. İnternal rotasyona deltoid ön lifleri de katılır.

Eksternal rotasyonda M.İnfraspinatus ve M.Teres minor primer kaslardır. Gücün % 60 kadarı M.İnfraspinatus tarafından karşılanır. Ayrıca deltoid arka lifleri de harekete katılır.

Horizontal Abduksiyon: 30°'dir. Frontal planda 90° abduksiyon referans pozisyonu olarak alındığında omuzun adduksiyon ve arkaya doğru ekstansiyon hareketlerinin bileşkesidir. Deltoidin arka lifleri başta olmak üzere teres majör, teres minör ve romboïd kaslar yardımcıdır [30].

Horizontal Adduksiyon: 140°'dir. Yine aynı başlangıç pozisyonundan omzun adduksiyon ve öne doğru fleksiyon hareketlerinin kombinasyonudur. Deltoid ön lifleri, subskapularis, pektoralis majör, pektoralis minör ve serratus anterior kasları rol alır.

### **2.2.1. Skapula Hareketleri**

Omuzun karmaşık yapısında istenilen hareketi yapabilmesinde skapulanın rolü çok büyüktür. Bundan dolayı skapula hareketlerini incelerken normal skapula hareketleri ve anormal skapular hareket (Diskinezi) olarak iki şekilde incelemek gerekmektedir.

**Normal Skapular Hareket:** Skapula istirahat pozisyonunda frontal planda yaklaşık 30° öne doğru rotasyondadır. Ayrıca sagittal planda yaklaşık 20° kadar antefleksiyon yapar [31]. Normal omuz hareketi skapula, klavikula ve humerusun toraks üzerinde senkronize hareketine bağlıdır. Omuz, aktif ve pasif komponentlerin bir arada kompleks çalışmasıyla stabiliteyi sağlarken aynı zamanda maksimal hareketliliği de sağlar [32]. Skapula aksiyoskapular kaslarla toraks üzerinde stabilize olur ve rotasyon yapar. Aksiyoskapular kaslar stabilizasyon ve rotasyon yaparken skapula humerusun glenoid içinde kalarak fonksiyonunu sağlar. Humerus ve skapula arasındaki bu dinamik koordinasyon ve pozisyon; rotator manset kaslarının maksimum kontraksiyonu için gerekli optimal boyu ve omuz hareketleri sırasında humerusun glenoid fossada stabilize olmasını sağlar [23, 33]. Bu nedenlerle skapulanın senkronize hareketi, minimal omuz fonksiyonu için çok önemlidir.

Skapular hareket 3 rotasyon ve 2 translasyondan oluşur. Bu 3 rotasyon hareketi skapulanın yukarı/aşağı rotasyonu, internal/eksternal rotasyonu ve anterior/posterior tiltidir [34].

**Aşağı/Yukarı Rotasyon:** Kolu elevasyona getirirken 0-30°'de skapula laterale çok hafif kayar. 30°'den maksimum elevasyona kadar skapulanın medial kenarı kayarak lateral rotasyon yapar. Skapulanın geri kalan kısmı elevasyon yapar ve bu daha çok en son açıda görülür. Kol elevasyondan geriye dönerken max elevasyondan 0°'ye kadar

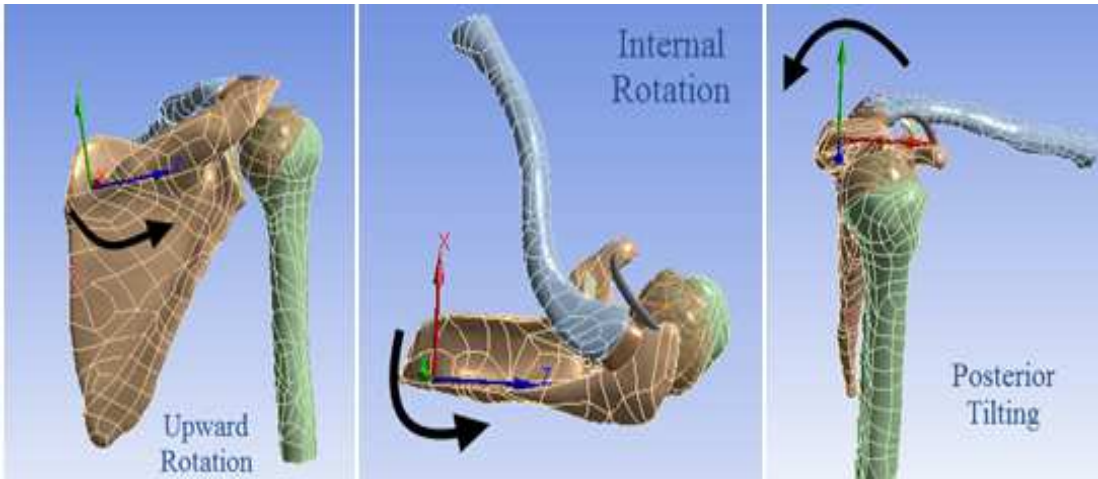


skapula yumusak bir kaymayla eski pozisyonuna döner. Yukarı rotasyon  $50^{\circ} \pm 4.8^{\circ}$ 'dir.

**Eksternal/İnternal Rotasyon:** Skapulanın vertikal aksdaki hareketi internal–eksternal rotasyon olarak tanımlanır. Skapula özellikle  $90^{\circ}$  üzerinde eksternal rotasyon yapar. Yani skapulanın lateral kenarı posteriora doğru hareket eder. Eksternal rotasyon  $24^{\circ} \pm 12.8^{\circ}$ 'dir.

**Anterior-Posterior Tilt:** Spina skapulanın vertikal aks etrafındaki hareketi anterior ve posterior tilt olarak tanımlanır. Kol elevasyonu boyunca toraksa doğru posterior tilt yapar. Posterior tilt  $30^{\circ} \pm 13^{\circ}$ 'dir.

Yukarıda açıklanan kol elevasyonu, elevasyondan geriye dönüşü sırasında skapulanın yukarı rotasyonu, posterior tilti ve eksternal rotasyonunda normal skapular hareketleri Şekil 2.8'de görülmektedir.



Şekil 2.8. Skapula hareket

İki translasyon hareketi ise protraksiyon/retraksiyon ve elevasyon/depresyondur.

**Protraksiyon:** Serratus anterior, latissimus dorsi ve pektoralis minör kasları tarafından yaptırılır. Skapulanın dışa yer değiştirmesi ile olur. Skapula sagittal plana yaklaşır.

**Retraksiyon:** Latissimus dorsi, romboid majör, romboid minör ve trapez kasları tarafından yaptırılır. Skapulanın içe yer değiştirmesi ile beraberdir. Skapula gittikçe frontal plana yaklaşır. Protraksiyon ve retraksiyon hareketlerinin uçları arasında  $40-45^{\circ}$ 'lik açı vardır.

**Elevasyon:** Trapez kası üst lifleri, levator skapula, romboid majör ve minör kasları tarafından yaptırılır.

**Depresyon:** Serratus anterior, pektoralis majör ve minör ve latissimus dorsi kasları ile trapez kası alt lifleri tarafından yaptırılır. Elevasyon ve depresyonun toplam hareket açıklığı 10-12cm'dir [35, 36].

**Anormal Skapular Hareket (Diskinezi):** Skapulanın omuz bütünlüğünde çok önemli görevleri vardır. Omuz fonksiyonlarının tam olarak yerine getirilebilmesi için skapulanın duruşu ve hareketleri ile kol hareketlerinin uyum içinde olması gerekir. Skapulanın pozisyon ve hareket paterninin toraksa göre görünür şekilde değişmesi skapular diskinezi olarak tanımlanır. Skapula pozisyon ve hareketlerindeki bozukluklar omuz ağrısından yakınan hastalarda % 68-% 100 oranında görülür [37].

Skapular diskinezide kol elevasyonu ve elevasyonundan geriye dönüşü sırasında skapulada artmış yukarı rotasyon, anterior tilt ve internal rotasyon görülür. Bu hareket bozukluğu genellikle skapulanın eksternal rotasyon kontrolünün kaybına ve skapulanın retraksiyonuna neden olur. Bu kontrol kaybının sonucunda akromiyonun yukarı rotasyon zamanlamasında ve oranında değişiklik olur. Aynı zamanda maksimum rotator manşet kas aktivitesi azalır. Bu patofizyolojik ve patomekanik değişiklikler fonksiyon bozukluğuna ve omuzda impingement sendromuna yol açabilir [38].

Skapular hareket bozukluğunun iki alt grubu vardır.

1. "Kanat Skapula (Winging)" kanatlaşma
2. Doğumsal Kalkık Skapula (Sprengel deformitesi)

**Kanat Skapula (KS),** Skapulotorasik bölge hastalıkları omuz ağrısı ve omuzda fonksiyon kaybı ile kendini gösteren özellikle tanısız aşamada atlanabilen, tedavisi güç olan patolojilerdir. KS, sık görülen skapulotorasik bozukluklardan biri olup, skapulanın medial kenarının veya inferior açısının göğüs duvarından uzaklaşmasıdır. KS, primer ve sekonder olarak sınıflandırılır. Primer KS; nörolojik hasarlanma, kemik veya periskapuler yumuşak dokudaki patolojik değişikliklere, sekonder KS; glenohumeral ve subakromial patolojilere bağlı olarak oluşabilir [39]. Uzun torasik sinirin, direkt kompresyonu, tekrarlayan gerilme yaralanmaları, künt travma, nevraljik brakial pleksus amyotrofi veya toraksa yönelik operasyonlarda hasarı serratus anterior kasının

güçsüzlüğüne yol açarak KS ile sonuçlanabilir [40]. KS'nin önemli nedenlerinden olan, uzun torasik sinir tarafından innerve edilen serratus anterior kasının zayıflığı skapulohumeral ritmin bozulması, skapulanın kanatlanması üst ekstremité gücünde azalmaya ve fleksiyon, abduksiyon hareketlerinin kısıtlanmasına ve şiddetli bir ağrıya neden olabilir. Şekil 2.9'da görüldüğü gibi KS kişinin ağır objeleri kaldırma, taşıma, itme yeteneğini etkilemesinin, yanı sıra saç tarama, diş fırçalama gibi günlük aktivitelerini yapmalarını zorlayan bir durumdur [41].



**Şekil 2.9.** Kanat Skapula'da skapula görünümü [41]

Doğumsal Kalkık Skapula (Yüksek Skapul - Sprengel Deformites): Sprengel deformitesi veya Doğuştan Yüksek Skapula (DYS) intrauterin gelişim sırasında skapulanın normal yerine inmesinde bir yetersizlik sonucu yüksekte kalmasıdır. Sprengel deformitesinde skapula göğüs kafesine göre olması gerekenden daha superior konumda olup, genellikle hipoplastik ve şekli bozuktur. Sık rastlanan bir deformite olmamakla birlikte ciddi kozmetik problemler doğurduğundan uygun zamanlamayla tedavisi yapılması gereken bir hastalıktır. İlk defa 1863 yılında Almanya'da Eulenberg tarafından 3 vaka halinde sunularak tanımlanmıştır [42]. İngiltere de Villet ve Walsham 1880 yılında bir DYS vakasında, ilk defa omovertebral bar tanımlamışlardır [42]. Yine aynı yazarlar omovertebral bar eksizyonu yapılan ve iyi sonuç aldıkları ikinci bir DYS vakasını sunmuşlardır. 1891 yılında Sprengel skapulanın yukarı deplasmanı olarak isimlendirdiği 4 DYS vakası sunmuştur [42]. Mütakip yıllarda birçok yazar deformiteyi diğer özellikleri ile birlikte sunmuşlar ve hastalık Sprengel'in ismi ile anıla gelmiştir. Sıklıkla diğer konjenital anomalilerle birlikte olan deformitenin tedavisi için yazarlar farklı teknikler önermiş ve uygulamışlardır. Günümüzde de hastalığın cerrahi tedavi

şekli konusunda, bazı teknikler daha sık kullanılmasına rağmen tam bir fikir birliği yoktur.

Servikal kaburga, kaburga bozuklukları ve servikal vertebra anomalileri gibi diğer doğumsal anomalilerde bulunabilir. Deformitenin hafif, orta ve ileri formlarına göre klinik görünüm değişebilir. Sprengel deformitesindeki patolojik değişiklikler skapulanın embriyoloji ve filojenisini gösterir. Normal olarak insan embriyosunda skapula 5. haftada görülür ve gelişimle birlikte distale migre olarak son pozisyonuna ulaşır. Sprengel deformitesinde ise skapula anormal yüksekte kalır. Şekil 2.10'da gösterildiği gibi genişliği artmış ve vertikal çapı azalmıştır. Supraspinöz kısmı üst toraksın konkavitesine uymak için öne eğilmiştir [43].



**Şekil 2.10.** Sprengel Deformitesi'nde skapula görünümü [43]

### **2.3. TEDAVİ SEÇENEKLERİ**

Omuzda oluşan sorunları ve komplikasyonlar gidermek için;

1. Medikal tedavi ve rehabilitasyon
2. Cerrahi tedaviler

olmak üzere iki temel yöntem vardır.

#### **2.3.1. Medikal Tedavi ve Rehabilitasyon**

Potansiyel hastalık komplikasyonları arasında; omuz Eklem Hareket Açıklığı (EHA)'nın

kaybı, adezif kapsülit, kronik kas atrofisi. kronik omuz ağrısı, ve kozmetik deformiteler sayılabilir [1]. Bu komplikasyonların önlenmesi tedavinin temel öğelerinden biridir.

Tedavinin başında ağrının kontrolü gereklidir. Genellikle basit analjezik ve steroid olmayan anti enflamatuvar ilaçlarla bu sağlanabilir. Yüzeysel sıcak ve buz tedavisi kas spazmı ve ağrının giderilmesinde yardımcı olur. Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) gibi elektroterapi modaliteri ağrı kontrolünde önemli yer tutarlar. Ultrason ve kısa dalga diatermi gibi derin ısıtıcılardan hem ağrı kontrolü hem de yumuşak dokuların elastikiyetini sağlamada çok önemli rol oynarlar. Hastanın mesleki uğraşlarına veya hobilerine göre aktivite modifikasyonu veya kısıtlanması gerekebilir. Olguların çoğunda askı kullanılması önerilmez ancak primer omuz patolojine sekonder KS varsa ilk bir hafta içinde ağrının kontrolü amacıyla kullanılabilir [37, 44].

KS'nin rehabilitasyonu altta yatan nedene bağlı bazı değişiklikler göstermesine rağmen genel prensipleri içerir. Kontrak türleri önlemek için erken dönemde EHA egzersizlerine başlanılır. EHA egzersizlerinde genellikle skapulanın stabilizasyonu gerekli olduğundan başlangıçta bu egzersizler bir fizyoterapist tarafından yapılmalıdır. Skapuler stabilizasyon egzersizleri, fonksiyonel periskapuler kasların ve omuz kaslarının progresif kuvvetlendirme programı, ağrı sınırları içinde başlanmalıdır [44, 45].

Top ile yapılan skapular stabilizasyon egzersizleri, proprioseptif nöromusküler fasilasyon paternlerinin kullanıldığı egzersizler, pileometrik egzersizler, izole olarak serratus anterior'a, latissimus dorsiye yönelik kuvvetlendirme egzersizleri bu program içinde yer alırlar. Hastalar egzersizleri tam olarak yapabildikleri zaman ev programına geçilmelidir. Skapuler stabilizasyon breysler kullanılmakla birlikte sonuçlar tartışmalıdır [46, 47]. Lokal steroid enjeksiyonları gibi uygulamalar genellikle gerekli değildir. Ancak sekonder patolojiler geliştiğinde gerekli olabilir [1].

### **2.3.2. Cerrahi Tedaviler**

Kronik ağrılı ve dirençli KS cerrahi tekniklerle tedavi edilebilir. Eğer hastanın KS'si tek bir sinir lezyonuna bağlı ise, cerrahi girişimle genellikle sinir fonksiyonlarının düzelmesi için yeterli bir zaman (en azından 1-2 yıl) bekledikten sonra göz önüne alınmalıdır [2]. Cerrahi girişimler STF, statik skapuler stabilizasyon ve dinamik skapuler stabilizasyonu içerir [3, 4]. Klasik kitaplarda tanımlanmış teknikler ve yakın

tarihli literatürde belirtilen yöntemler ile bazı cerrahi tedaviler kabul görmüştür. Kısaca bu operasyonlara değinmek gerekirse genel olarak 3 farklı cerrahi girişimden bahsedilmelidir. Bunlardan birincisi Fasial sling operasyonlarıdır. Fasial lata bantlarının skapula medial kenarı ile torakal vertebraların spinöz çıkıntıları arasında gergin şekilde dikilmesi ile uygulanan bu teknik (Whitmann tekniği) popüleritesini ameliyat sonrası rekürens nedeniyle artık yitirmiştir [48]. İkinci olarak da kas transferleri yapılmaktadır. Günümüzde en sık uygulanan cerrahi tedavi metodudur. Birçok kasın transferi tanımlanmasına karşın pektoralis majörün sternokostal kısmı humeral yapışma yerinden ayrılarak fasial lata ile güçlendirilip skapula inferior köşesine transferi ile başarılı sonuçlar alındığı bildirilmektedir [48]. Son olarak da eklem dondurma olarak bilinen Skapulotorasik füzyon ameliyatlarıdır. Kas transferleri, fasial sling operasyonları ile başarısız kalınan vakalarda ve FSHD olgularında skapula ile toraks arasında yapılan füzyonlar ile başarılı sonuçlar alındığı bildirilmektedir. ST füzyonlar skapula medial kenan ile kostalar arasında tel serklajlar veya plak vida ile kemik grefti desteğinde yapılmaktadır. Bu operasyonlar sırasında plevraya ait komplikasyonlar olabilmekte, pnömotoraks gelişebilmekte, kaynamama problemleri görülebilmekte ve vital kapasite azalabilmektedir [49, 50].

## **2.4. OMUZ EKLEMİNDE YAPILAN KLİNİK VE BİYOMEKANİK ÇALIŞMALAR**

Omuz ekleminde modelleme yapan kişilerin ilgilendikleri birçok özel konu bulunmaktadır. Literatürde, omuz ekleminde yapılan klinik ve biyomekanik çalışmalar aşağıda kısaca özetlenmiştir.

### **2.4.1. Omuz Eklemi ile İlgili Önemli Klinik Konular**

#### ***1- Glenohumeral instabilite***

Glenohumeral eklem yani omuz eklemi vücudun en sık disloke olan yani yerinden çıkan büyük bir eklemdir. Bu konu üzerinde yani glenohumeral yüzey şekli, kapsül ve ligamentlerle ilgili çok sayıda çalışma yapılmıştır. Bu konu özellikle çok karmaşık bir konudur. Çünkü bazı kaslar stabilizasyonu sağlarken bazılarında eklem instabilite olmasına eğilimlidir ya da bu duruma yol açar [51-54]. Kasların humerusu nasıl hareket ettirdiğini ve omuz eklemi dislokasyondan nasıl koruduğu ile ilgili yetersiz bilgidir

dolayı, mevcut bilgiler pek çok instabilite vakasının açıklamasında yetersiz kalmaktadır [52, 55, 56]. Bu konuda kas kuvveti öngörü modelleri aktif stabilizasyon mekanizmalarının çalışılmasında yardımcı olabilir. Kinetik ve sonlu elemanlar analizleri eklem uyumunun ve pasif stabilizelelerin etkilerini değerlendirmek için kullanılabilir.

## ***2- Rotator cuff yırtılmaları***

Rotator cuff humerus başını omuz eklem soketine çekerek eklem stabilitesini sağlayan bir kıştır. Rotator cuff tendon yırtılmaları omuz ekleminde sıklıkla görülür [57]. Sonlu elemanlar analizleri tendon yüklenme durumlarının anlaşılmasında önemli kazanımlar sağlayabilir [58-60] ya da tendon tamir mekanizmalarının optimize etmek için öncülük yapabilir. Burada, kas kuvveti öngörü modelleri yeni terapi stratejilerinin geliştirilmesinde yardımcı olabilir.

## ***3- Omuz artoplastisitesi***

Eklem protez ameliyatlarında iki önemli komplikasyon mevcuttur. Bunlardan biri glenoid unsurlarının gevşemesi ve eklem instabilitesidir [61, 62]. Glenoid gevşemesinin etiyojisi tam olarak bilinmemesine rağmen bilhassa implant tasarımından, implant aşınması ve parçacık oluşumu, cerrahi teknik, düşük kemik kalitesi, eksantrik implant yüklenmesi nedenlerinden çeşitli potansiyel sebeplerin olduğu düşünülmektedir. Eksantrik yüklenme humerus başının yer değiştirmesi nedeniyle [61] ya da implant pozisyonlama dezavantajından [63] olabilir. Bu tür durumların mekanik olaylarını araştırılmasında konuların daha iyi anlaşılması için sonlu elemanlar analizi çok önemli bir potansiyel sunmaktadır.

## ***4-Tendon transferi***

Kas transferi gevşeme işlevin restorasyonu için uygulanabilir tedavi seçeneğidir. Bu noktada, kas bağlantılı olduğu bölgeden koparılarak farklı bölgede bir yere transfer edilir. Örneğin latismus dorsi kasının transferi tamir edilebilir rotator cuff yırtılma durumunda aksenal rotasyonu iyileştirebilir [64]. Bu tip çalışmalarda da kas giydirilmiş (modellenmiş) kinematik analizler transfer edilmiş kasın moment kolunun ve kas çalışma aralığının tayininde önemli bilgiler sağlayabilir. Kas kuvveti öngörü modelleri transfer edilen kas sonrası değişimin etkilerinin incelenmesinde faydalı olabilir. Genel olarak simülasyonlar işlevsel potansiyeli en üst seviyeye çıkarmak için rehberlik

sağlayabilir.

### **5-Cerrahi çalışmalar**

Hawkins ve arkadaşları 5'i FSHD, 2'si izole serratus anterior paralizi ve 1'i cleidocranial distrofi olmak üzere toplam 8 hastanın omuzuna kanat skapula nedeniyle STF uygulamışlar, füzyon sonrası ağrının tüm hastalarda belirgin derecede azaldığını bildirmişlerdir. Yine aynı çalışmada iki trafli kanat skapulası olan cleidocranial distrofi vakası dışında tüm vakaların omuz hareketlerinin tatminkâr olduğunu vurgulamışlardır [50].

Twyman ve arkadaşları FSHD'li 6 hastanın 12 omuzuna kanat skapula nedeniyle STF uygulamışlar. Kostoskapular füzyon sonucunda tüm hastalarda preoperatif abdüksiyon ve fleksiyon derecelerinin postoperatif arttığını belirtmişlerdir [49].

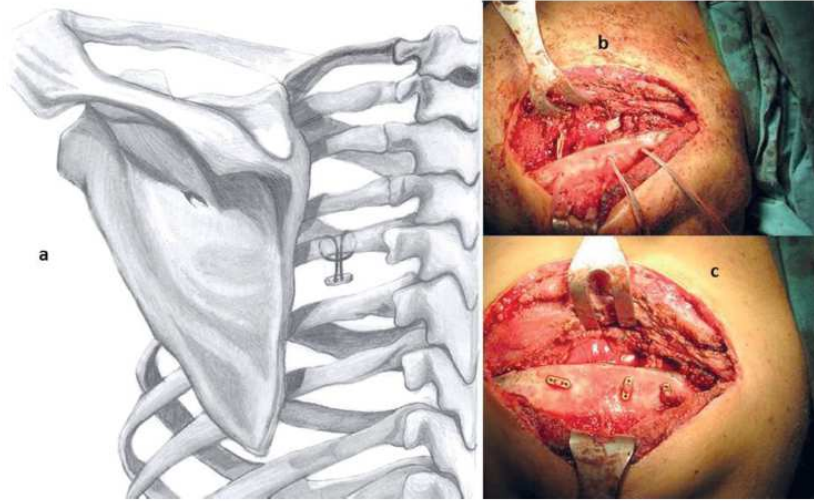
Glenn ve arkadaşları, Şekil 2.11'de görüldüğü gibi STF olan 25 hastanın 32 omuzu için tel ve plaka tekniği uygulamışlardır. Bu hastaların 18'nin FSHD olduğunu ve 34 ay boyunca izlendiği belirtilmiştir. Kolun elavasyonunun 74°'den 112° dış rotasyonun 53°'den 48° olduğu gözlemlenmiştir. Genel olarak iyi bir omuz skoru elde edilmiş olursa da onların ters omuz hareketlerinde hafif bir düşüş ve kısıtlamalar olduğu ayrıca tel kopması, kaynamama gibi komplikasyonlar gözlemlenmiştir [58].



**Şekil 2.11.** Omuzda kullanılan tel ve plaka tekniği [58].

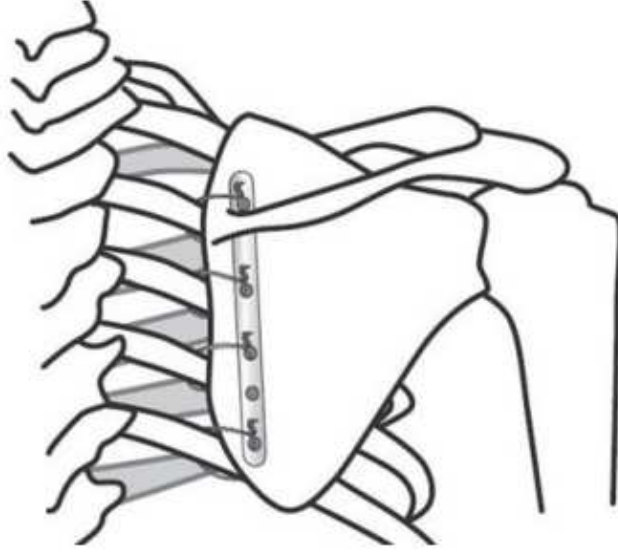


Özden ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmada 16 yaşındaki erkek hastanın sağ omzunda meydana gelen kint bir travma sonucu hareketlerinde azalma, hareketler ile ağrı ve omuz düşüklüğü şikayeti olduğu öğrenilmiş ve kolda aktif olarak 90° fleksiyon ve 60° abduksiyon olduğu tespit edilmiş. Skapula el ile tesbit edildiğinde özellikle abduksiyonda 60°'ye varan artış gözlemlenmiş. Skapula 20° eksternal rotasyonda olacak şekilde, skapulotorasik fiksasyon pozisyonuna göre Şekil 2.12'de görüldüğü gibi 3, 4, 5 kotlar deperioste edilerek sabitlenmesi sağlanmıştır. Altıncı ayda yapılan kontrolünde omuz abduksiyonunun 95°, fleksiyonunun 120° olduğu ve hastanın ağrılarının geçtiği gözlenmiş. Sonuç olarak, omuz fleksiyon ve abduksiyonunda fonksiyonel olarak önemli derecede iyileşme görüldüğü ifade edilmiştir. Bu olguda fiksasyon amacıyla kullandıkları endobutton sisteminin diğer tekniklerde kullanılanlar kadar rijit fiksasyon sağladığını ve teknik olarak uygulama kolaylığının bulunduğunu belirtmişlerdir. [65]



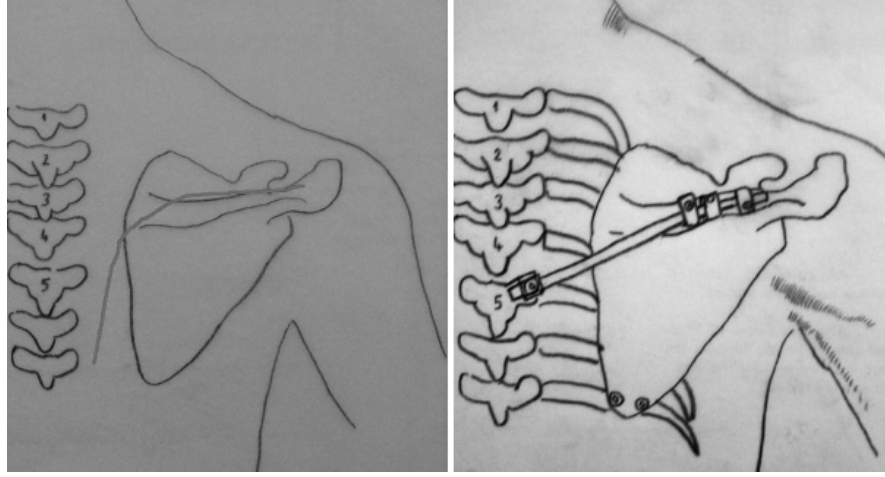
**Şekil 2.12.** a-Sistemin (endobutton) kaburgaya tespiti. b,c, sistemin son şekli [65]

Alshameeri. ve arkadaşları, 2002 ve 2009 yılları arasında 8 FSHD hastanın toplam 9 omuzunu gözlemlemişlerdir. Bu hastalar için son zamanlarda kullanılan skapulanın medial sınırını güçlendirmek için Rush Pin tekniğini kullanmışlardır. Şekil 2.13'te görüldüğü gibi skapula üzerine açılan 8 delik ve plaka yardımıyla 2 ile 6. kaburgalar arasına sabitlenmiştir. Yapılan değerlendirmeler sonucunda hastalarda operasyon öncesi abduksiyon 45° ile 70° arasında gözlemlenirken operasyon sonrası ortalama 40°'lik artışlar ve genel olarak hastaların durumunun iyi olduğu gözlemlenmiştir [66].



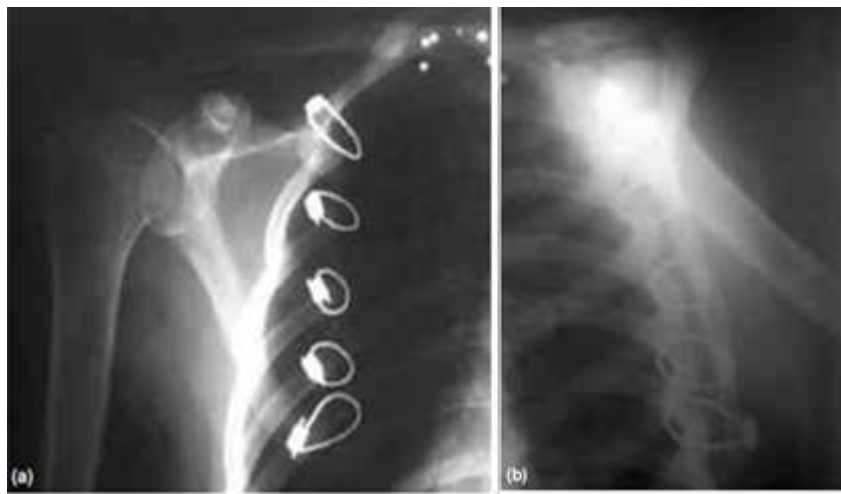
**Şekil 2.13.** Plağın skapula üzerinde gösterilmesi [66]

Şarлак ve arkadaşları, Sprengel deformitesi olan 3 hasta üzerinde spinal rod-vida sistemi ile kortikal vida ile STF tespit yöntemi kullanmışlardır. Skapulanın lateral kenarından başlayıp medial kenarına paralel şekilde omurgaya uzanan kavisli bir insizyon kullanmışlardır. Beşinci veya altıncı torasik vertebra arka yapıları açığa konarak Şekil 2.14'te görüldüğü gibi uygun omurgaya vertebra vidası ile yerleştirilmiştir. Skapulanın konumu belirlendikten sonra artodez doğru pozisyonu kontrol edilip 3. ve 6. kaburgalar ile maksimum temas etmesi sağlanmıştır. Spinal rod bir tarafı 5.5 mm kortikal vidalar ile omurgaya sabitlenmiştir. Diğer tarafı ise rodun uzunluğu boyunca rod kelepçeleri yardımı ile üç adet 4.5 mm'lik kortikal vidalarla skapulaya sabitlenmiştir. İki 3,5 mm kortikal vida ile ek olarak skapulanın alt kısmı 6. kaburgaya sabitlenmesi yapılmıştır. Bir yıllık takip sonucunda hastalarda fleksiyonda 70° den 100°'ye abdüksiyon hareketinde ise 30°'lik artışlar gözlenmiştir [67].



**Şekil 2.14.** Skapulunun tespiti [67]

Demirhan ve arkadaşları, yirmi üç yaşındaki erkek hastada, ateşli silah yaralanması sonrasında kombine sinir yaralanmasına bağlı gelişen kanat skapula nedeniyle, hastada şikayetlere yol açan klinik tablonun düzeltilmesi amacıyla STF uygulamışlar. Stabilizasyon amacıyla, daha önce bildirilmemiş bir yöntem, kablo sıkıştırma sistemi (Doll-Miles Trochan- ter&Cable Grip System-Howmedica), kullanılmış. Şekil 2.15'te gösterildiği gibi hastanın ameliyat sonrası yedi aylık izlenmesinde herhangi bir pozisyon kaybı olmadan kaynamanın tam olarak gerçekleştiği, ağrı şikayetinin bulunmadığı, kozmetik açıdan omuz asimetrisinin düzeldiği ve fonksiyonlar açısından kolun abduksiyonunun 70°'den 100°'ye, öne fleksiyonun 110°'den 160°'ye yükseldiği belirtilmiştir [3].



**Şekil 2.15.** Ameliyat sonrası yedinci ayda çekilen; (a) ön-arka omuz ve (b) skapula tanjansiyel röntgenografileri [3]

Sewell ve arkadaşları, 16 erkek ve 18 kadın olmak üzere toplam 34 hastanın plak tarafından desteklenen subcostal kablo tekniği kullanarak 42 STF yapmışlardır. 5 yıllık takip sonucunda Oxford omuz puanları 20 ile 31 olarak belirlenmiştir. Hastaların omuz fleksiyonun 59°'den 97°'ye, abduksiyonda ise 51°'den 83° arttığı gözlemlenmiştir. Bazı hastalarda üç pnömotoraks, iki kaburga kırıkları, üç plevral effüzyon ve yanlış kaynamamalar olduğundan revizyon yapılmıştır ve % 82 oranında hasta memnuniyeti elde edilmiştir [68].

#### **2.4.2. Omuz Ekleminde Nümerik Modeller**

Son yıllarda artan bilimsel araştırmalar ile birlikte kalça ve diz eklemindeki kadar olmasa da omuz için bir çok nümerik simülasyon yapılmaktadır. Omuz eklem terapi stratejilerinin geliştirilmesi amacıyla omuz eklem patolojilerinin daha iyi anlaşılmasına ihtiyaç vardır. Ancak modelleme aşamasında omuz ekleminin karmaşıklığı caydırıcı bir etkidir. Üst uzuv hareketleri modelleme açısından alt uzvun lokomotif hareketlerinden daha önemlidir. Ayrıca alt uzuvda yapılan basitleştirmeler sonucu iki boyutlu analizler omuz eklemi için yeterli değildir.

Yine de diğer eklemlerden öğrenilen bilgilerden yola çıkarak, omuz eklemine modelleme yapılabileceği görülmektedir. Ayrıca yazılımsal ve bilgisayar kapasitesi olarak gelişen sistemler, omuz eklem modellemesi uygulamasını tetiklemektedir.

Mevcut literatürde kullanılmış modeller üç ana grupta sınıflandırılabilir. 1. kinematiği simüle eden ve eklem kinematik ve ergonomi için kullanılan rijit katı modellerdir. 2. olarak, eklem stabilitesi, kassal rehabilitasyon yada kas transferinde eklem reaksiyon kuvvetleri ve kassal aktiviteyi simüle etmek için electromiyografi (EMG) modelleri ve kas kuvveti öngörü modelleri, son olarak da eklemel dejenerasyonu, implant aşınmasını ya da kas sağlığını çalışmak için kullanılan bileşik yapılarda gerilme-gerinim dağılımının hesaplandığı deforme edilebilir sonlu eleman modelleridir.

Ancak bahsi geçen bu modellemelerde bazı kısıtlamalar mevcuttur. Humerus başı ve glenoid fossa arasındaki küçük alan ilişkisi, yüksek GH eklem hareketliliği sağlarken düşük mekanik eklem stabilitesine sebep olmaktadır [56]. GH ekleminde ligament yapıların eklemdaki mekanik hareketlere önemli derecede stabilite açısından etkisi vardır. ST eklem kasları arasındaki denge skapulunun pozisyonunu etkiler ve stabilite açısından bu kaslar çok önemlidir. Elde edilen hareket üzerinde bir etkiye sahip olmak

ve bu istenmeyen momenti önlemek, tam kinetik zincir ilişkisi ile diğer kasların aktivasyonu ile telafi edilmelidir. Omuz eklemine yapısal olarak birçok serbestlik mevcuttur. Bundan dolayı kaslar sebebiyle omuz eklemine dönme hareketi ile birlikte tork meydana gelir. Bu oluşan tork ya da momentler diğer eklemler üzerinde de istenmeyen moment ve tork etkileri oluşturur. Modellemede bu istenmeyen etkileri yok saymak analizlerde kasların aktivasyonu ile kinetik zincir ilişkisi oluşturularak telafi edilir. Bu durum mesela, sabit skapula ve sadece 2 boyutlu hareket düşünme gibi modellere ciddi sınırlamalar getirir [69-71].

#### *2.4.2.1. Rijit Body Modelleri*

Rijit parça modelleri kinematik sınır şartları ile birbirine bağlı katı modeller içeren bir sistemi idealize eder. Bu analizlerde parça deformasyonu ihmal edilir. Bu nedenle gerilme-gerinim hesaplanmaz. Kemikler rijit segmentler olarak, kaslar ise ayarlanabilir kaslar olarak temsil edilir. Bu tip analizler ergonomik uygulamalar ve rehabilitasyonda omuz hareketlerinin aralığını değerlendirmek için kinematik çalışmalarda kullanılır [72-74]. Örneğin Favre ve arkadaşları, çalışmasında bir omuz implant bileşesinin yanlış pozisyonlandırılmasının hareket çakışmasına ve dolayısıyla eksantrik yüklenmeye ve olası gleoid gevşemesine yol açıp açmadığı anlamaya çalışmıştır [75]. Bu tip modeller özel bir omuz hareketi sırasında tüm üst uzuvda eklem momentlerinin tahmini için kullanılmıştır [76].

Rijit body modelleri sıklıkla kas kuvvet optimizasyon teknik kombinasyonları ile rijit body dinamiği için kullanılmıştır. Örneğin Gatti ve arkadaşları, deneysel ölçüm değerleri ile kıyaslandığında rotator cuff'ın (RC) kas moment kollarının doğru bir şekilde tahmininin yapılabilir olduğunu göstermişlerdir [77].

#### *2.4.2.2. İleri ve Ters Dinamik Modelleme*

Omuz rijit body modellemesinde genellikle ileri dinamik modelleme ve ters dinamik modelleme olmak üzere iki farklı metot kullanılır. İleri dinamik modelleme Newton prensiplerine dayanır. Bu prensibe göre, iskelet sistemindeki kas ve yerçekimi gibi kuvvetler giriş girdisi, bu girdi sonucunda ise hareket çıktısı beklenir. Bu yöntemde ön varsayımlara ihtiyaç yoktur. Simülasyon hızındaki gelişmeler yöntemin artılarıdır [78, 79]. Bu yöntemin eksik yönü insan hareket analizlerinde hareket ölçülebilir ama kas kuvvetleri bilinmez. İleri dinamik simülasyon metodu ile hesaplanan yüksek yükler ve

kas tendon parametrelerindeki belirsizlikler yöntemin diğer eksiğidir. Bu eksik yönleri sebebiyle birçok kas iskelet modeli ters dinamik (inverse dynamic) yöntemine uygulanmıştır. Ters dinamik yönteminde verilen hareket veya duruş halinde, net eklem momentleri birçok hareket eşitliği kullanılarak hesaplanabilir. Daha sonra kas kuvvetleri kombinasyonu bu eklem momentlerinin oluşumunda seçilir. Çünkü birden fazla kas eklem etrafında moment oluşturabilir. Kaslar arasında yük paylaşımında kas gerilmesi, kas enerji harcaması [80], kas hasarları [81] gibi farklı kriterler kullanılabilir.

Tüm kas iskelet sistemi için kullanışlı ticari bir model olan ve ileri dinamik modelleme tekniğini kullanan yazılım (AnyBody Technology, SIMM), kas kuvvet optimizasyon algoritmasını modele dahil ederek bir çok omuz eklem çalışmasında kullanılmaktadır [82, 83].

Geleneksel yürüme modellerinin aksine birçok omuz modellerinde eklem stabilitesini sağlamak için ek kısıtlamalar getirilir. Bu ek kısıtlamalar, kas iyileşme stratejisinde patolojik şartları etkiler. Mesela, bazı RC hastalarında en yüksek kuvvet RC yırtımlarındaki kuvvetten daha yüksek çıkması gerekirken daha az çıkar [84].

Rijit body modellerinde ileri ve ters dinamik modellemeler pek çok uygulamalar için yararlı iken, modelle yapılan analizlerin kısıtlılıkları mevcuttur. Çoğu yayında omuz eklemi ideal bir eklem olarak basitleştirilip tanıtılmıştır. Dönme eksenleri tanımlanmış 3 menteşeli eklem [73, 75] ya da ideal bilya yuvası eklemi [75, 85, 86] olarak tanıtılarak yaklaşım yapılmıştır. Bu basitleştirmeler glenohumeral eklemde x, y ve z eksenlerinde yer değişimine yani ötelenme hareketine engel olur ve sisteme bir kısıtlılık getirir. Dahası kas oluşturma sorunu bazı önemli iyileştirmeler gerektirir. Kas ve eklemler arasında ve kas ve diğer dokular arasındaki fiziksel temas tanımlaması komplike bir konudur. Bu durumda kas eylemi modellemesindeki hassaslık etkilenir. Bu önemli problem doğrudan kas moment kolunu ve eylem hattını etkiler [87]. Sonlu elemanlar metodunu kullanarak son yıllardaki yöntemler tüm kas hacmini modeller [88]. Son olarak, rijit parça modelleri doku deformasyonlarını ihmal eder ve bazı çok önemli omuz eklemi sorularında kullanılamaz.

Her iki metodun kombinasyonu her iki metodun faydalarını birleştirmeye yarayacağından bu metotlar, birleştirilerek değerlendirilmelidir.

### *2.4.2.3. İleri ve Ters Dinamik Modellerde Köprücük kemiği ve Kürek kemiği Hareketleri*

Anormal kürek kemiği hareketleri köprücük kemiği kırıklarının, AC ayrılmaları, çarpma (impingement), GH stabilite bozukluğu, RT cuff yırtılmaları gibi omuz patolojileriyle ilişkili olduğu bilinir. Yaralanmış omuz çalışması için, kürek kemiğinin rolünü göz önüne almak gereklidir. Populasyon regresyon eşitliği kullanılarak, trokohumeral ekleme kürek kemiği hareketleri ile ilişkili [89, 82] veya kürek kemiği hareketleri tamamen yok sayılan modeller ne kanat skapula gibi omuz sorunlarında ne de sağlıklı insanlar arasındaki farklılıkları simule etmede kullanılamaz [90].

Model girdisi olarak kaydedilen omuz hareketlerini kullanmak önemlidir. Bir modele bireyler arası farklılıklar ve kürek ve köprücük kemikleri arasındaki anormal paternleri içerdiğinde iki problem ortaya çıkar. Birinci olarak, kürek ve köprücük kemiklerinin hareketlerinin ölçümünün zor olmasıdır. Çünkü geleneksel deri üzerine yapıştırılan marker metodu ile bu hareketleri izlemek zordur [91]. Kemik hareketlerini kaydetmek için kemik iğneleri kullanan çalışmalar [92, 93], omuz kinematiğinin ölçümünde daha doğru sonuçlara izin verir ve anormal hareketlerin miktarının belirlenmesinde çok kullanışlıdır. Fakat bu prosedurun nüfus edilebilirliği klinik alanda uygulaması sınırlıdır. İkinci olarak; thoraks, kürek kemiği ve köprücük kemiği, kapalı bir kinematik zinciri meydana getirir. Sadece bazı eklem rotasyonları için bu durum uygundur ve izin verilen rotasyonlar kemik geometrisine bağlıdır. Sonuç olarak, farklı ölçülerdeki modellerde ölçülen açı ölçülerini uygulamak, kürek kemiğin göğüs kafesi içine girmesi gibi çoğu kez gerçek olmayan simülasyonlar ile sonuçlanacaktır. Bu sebeple ölçümlerin, gerçek simülasyonlar için uyarlanması ihtiyacı vardır [94].

### **2.4.3. Kas Kuvvet Öngörüsü**

Kas yükleme öngörüsü tendon yırtılmaları oluşumu tahmininde kritik öneme sahiptir. Tendon tamiri için stratejilerin geliştirilmesinde ya da kullanılabilir kasların bırakılıp rehabilitasyonları optimize etmek için bu bilgi önemlidir. Sonuç olarak, eklem temas arayüzünde kuvvetleri doğru bir şekilde öngörmek protez tasarımının temelini oluşturmaktadır. İlk olarak Karlsson ve Peterson ikilisi omuz kas kuvvet öngörüsü için 3B model tanımlamışlardır [95]. Daha sonra bunu çoğu yayında atıf alan ve uygulanan çalışması ile Van der Helm ve arkadaşları yapmışlardır [85].

Tüm kas kuvvet öngörü modelleri anatomi değişikliği ve nöromuskuler kontrolden dolayı kendi içinde kısıtlılıklara sahiptir. Ancak bu kısıtlılıklara rağmen klinik soruların birçoğunu araştırmak için kas kuvveti öngörü modelleri başarılı bir şekilde uygulanmaktadır. Bu modeller kas kuvvetlerinde protezin etkilerini değerlendirmek [96], omuz işlevinde scapular boyun kemiğinin yanlış kaynamasının etkilerini değerlendirmek [97], tendon transferlerini test etmek [98, 99], tekerlekli sandalye tasarımı ve kullanılmasında aşırı yükten kaynaklanan sakatlanmaların önüne geçmek için kullanılmaktadır [100, 101]. Sonuç olarak bu tür modeller eklem stabilitesinin nasıl korunduğunu araştırmak için çok yararlıdır.

#### **2.4.4. Sonlu Elemanlar Modelleri**

Sonlu elemanlar yöntemi kompleks sistemlerin deformasyonunu simule edebilir. Diğer yöntemlerle bunu belirlemek çok zordur ve biyomekanik ve ortopedik alanlarında geniş kapsamlı problemlerin çözümünde geçerli bir yöntemdir [102]. Sonlu elemanlar modellemesi nonlinear elastik ve viskoelastik davranışları, plastik deformasyonları, sürtünme ve yorulma davranışları gibi kompleks malzeme olaylarını simüle etmek için olasılık geliştirir.

Çoğu omuz sonlu elemanlar modeli genellikle kemik ve kemik çimentosu ile alakalı gerilmeden dolayı glenoid sabitlemesi ve gevşemesini araştırmak için kullanılmıştır. Kanca ve glenoid mandalı gibi implant tasarım parametrelerinin [101], implant bileşenlerinin şeklinin [103, 104] ya da sıradışı sabitleme tipinin etkisi [105], sonlu elemanlar modelleri kullanılarak incelenmiştir. Kemik çimentolu ve çimentosuz protez fiksasyonu arasında kıyaslama yapılırken [106, 107], kemik çimento kalınlığının etkisini test ederken [108, 109] ya da çimento gerilmesini ve kemikteki implant pozisyonlandırmasını test ederken [110, 111] sonlu elemanlar metodu kullanılmıştır.

Diğer omuz klinik soruları inceleyen omuz sonlu elemanlar çalışması çok azdır. Tendon yırtılmalarının mekanik başlangıç kaynağını anlamak için supraspinatus tendonunun gerilme yapısını inceleyen 2B çalışmalar mevcuttur [58-60]. Diğer bir çalışma osteoartritli bir omuzla normal omuzu kıyaslayarak skapuladaki gerilme dağılımının humerus başının şekline etkisi belirlenmeye çalışılmıştır ve olarak implant stabilitesini incelemek implant bileşenlerinin bağıl kinematiği için sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak simulasyonu yapılmıştır [112-114].



Deforme olabilen modellerin temel sıkıntısı kullanılan malzeme özelliklerinin ve tanımlanan sınır şartlarının özelliklerinden kaynaklanır. Biyolojik dokuların malzeme özelliklerinin ölçülüp tanımlanması hiç kolay değildir ve çoğu modelde idealize edilmiş malzeme özelliği kullanılır. Sınır koşullarıyla alakalı olarak, in vivo kuvvetler eklem tepki kuvvetlerinin uygulanmasıyla simule edilir [108, 115, 116]. Çok daha ayrıntılı sonlu elemanlar modellerinde, bireysel kas kuvvetleri Van der Helm'e [117] göre tanımlanarak kullanılmıştır [105, 113, 117-119]. Son olarak, glenoid gevşemesinin incelenmesinde gevşeme mekanizmasının anlaşılması gereklidir. Sonlu elemanlar modelleri kemik ile implant arasındaki mikro hareketi aşınma ve üzerine gelen aşırı gerilme gibi mekanik etkenleri öngörmede kullanılabilir. Fakat biyolojik tepkiler oldukça komplekstir ve halen tamamen anlaşılammıştır.

Bu kısıtlılıklara rağmen, deforme edilebilir modellerden elde edilen sonuçlar, araştırılan sonuçlarda (gerilme yığılması, aseptik gevşeme v.b.) cerrahi olarak uyumlu parametrelerin (implant seçimi, bileşen pozisyonlandırılması, çimento kullanımı v.b.) bağlı etkisi tanımlanarak halen doğrudan klinik pratiğe transfer edilebilir.

#### **2.4.5. Model Doğrulaması**

Modelleme yaklaşımı kullanılarak bilimsel ve klinik sorunların belirlenmesi için amaç hiç bir zaman mükemmel derecede gerçekçi model yapmak değildir. Ancak araştırılacak yönlerin doğru ve hassas temsilini başarılı bir şekilde oluşturmak hedefidir. Omuz gibi biyolojik sistemlerin karmaşıklığı her varsayımın potansiyel hata kaynağı olabilmesine rağmen modelleme sürecinde bazı basitleştirmeler yapılması gereklidir. Uygulanan basitleştirmelerin simulasyonun doğruluğunu azaltmayacağından emin olmak için validasyon (doğrulama) işlemi gereklidir. Doğrulama süreci gerçekçi durumla simulasyon sonuçlarını karşılaştırılması ya da üst üste getirilmesidir ya da bu doğrudan olası değilse yakınsak gerçeklik deneyleri ile kontrol edilebilir olmasıdır. Simulasyon sonuçları hedefe uygun ölçülebilir parametrelerle karşılaştırılır.

***Rijit parça modellerinin doğrulaması:*** Simule edilmiş rijit parça hareketi deneysel olarak ölçülebilir kinematik veri ile karşılaştırılabilir. Örneğin kol uzvunun simule edilmiş bir çalışması hareket aralığının gerçek ölçümleri ile doğrulanabilir [73]. Moment kolunun belirlenmesi için kullanılan rijit parça modelleri de in vivo ve in vitro ölçümler ile doğrudan karşılaştırılabilir [120, 77].

#### 2.4.5.1. Kas Kuvvet Öngörü Modellerinin Doğrulaması

Elektromiyografi (EMG) sinyalleri, kas aktivite zamanlamasıyla karşılaştırmak [121] ve modellerin bir seri kaslar ile aktive olduğu kanıtlamak [85, 95, 121, 122] için kullanılabilir. Diğer bir yandan in vivo kassal kuvvet ölçme aygıtı olmadığından dolayı bireysel kas kuvvet şiddetini belirlenmesi halen mevcut olmayan bir durumdur. [123]. Kas iskelet modelleri ile elde edilen kuvvetlerin doğrulaması için EMG genliği zayıf bir ölçümdür [87, 124]. Güvenilir kas kuvvet ölçüm teknikleri, eksiklikleri verilmesine rağmen, sonuçlar genellikle önceki modeller ile elde edilen veriler ile karşılaştırılır. Ancak bu yaklaşım geçerli bir doğru kas kuvvet doğrulaması olarak dikkate alınamaz fakat benzer şekilde gerçekliği temsil eden iki modelin göstergesi olarak hizmet eder. Bu yaklaşım büyük çapta kabul gören varsayımlar ile problemleri araştırarak (kökten sorunu halletmez) meydana çıkartmadığından dolayı, açıkça görülmektedirki in vivo kas kuvvetlerini belirlemek için daha iyi bir tekniğe ihtiyaç vardır.

#### 2.4.5.2. Deforme Olabilen Modellerin Doğrulaması

Sonlu elemanlar modelinin en çok kabul gören, doğru açık doğrulamasında, modelleme sonuçları doğrudan bir in vitro gerinim ölçer ölçümü yapılarak benzer yükleme koşulları altında uygulanan deneyler ile [108, 125, 126] ya da fotoelastik teknikler [104] ile kıyaslanır. Bir klinik doğrulama örneği olarak model ile kemik gerilmelerinin öngörüldüğü geçerli bir numune çevresinde kemik oluşumu kabul edilebilir sınırlar içerisindedir [127]. Bir sonlu elemanlar modelinin uygun doğrulaması için, katı yönergeler (prosedürler) ve “en iyi pratikler” önerilir [128]. Maalesef, doğrulama adımı deforme edilebilir modellerde çok sık göz ardı edilir.

#### 2.4.5.3. Model Doğrulaması İçin Yeni Geliştirilen Teknolojiler

Geçmişte, doğrulama sıklıkla kadavra deneyleri ile model sonuçlarının karşılaştırılması şeklinde yapılırdı. Yeni geliştirilen teknolojiler modellere yüksek seviyede doğruluk imkanı tanımlayarak doğrudan seçilmiş in vivo ölçümleri ile şimdi (günümüzde) doğrudan karşılaştırma yapılabilir. Omuz modellerinin doğrulaması için bu teknolojilerin kullanımı başlangıç seviyesindedir [129, 130]. Fakat kullanımı artmaktadır. Medikal görüntüleme alanındaki hızlı gelişim standart flueroskopik dizilim [131], MRI [132] ve önden ve yandan X-ray [133] kullanarak in vivo hareketleri esnasında glenohumeral eklem öteleme ve dönmeyi ölçmek için yeni imkanlar

sunmaktadır. Bu ölçülen değerler, temas modelleri ya da rijit parça modellerinin performansının kısmi değerlendirmesi için yararlı global kriterler sağlar. Omuzun nümerik kas iskelet modeller ile belirlenen kuvvetlerin doğrulaması enstrümente edilmiş implant kullanarak glenohumeral temas kuvvetlerinin doğrudan ölçümü ile geliştirilmektedir [134].

#### **2.4.6. Omuz Eklem Modellerine Genel Bakış**

Glenohumeral eklem stabilizasyonunu incelemek için daha gerçekçi modelleme yaklaşımlarının kullanılması artık zorunludur [56]. Stabil olmayan omuzda yer değiştirme dönmeye oranla küçük değerlerde kalmayacağından, modelleme yapan kişiler mükemmel bilya yuvası olarak omuz eklemine basitleştirme işleminden dolayı yanılma payları artabilir [112]. Kas kuvvet öngörü modelleri eklem stabilizasyonu açısından kıymetli bir rol üstlenebilir.

Anatomideki farklı büyük bireysel değişimden dolayı hastaya özgü modellerin özgül iskelet deformatörlerini, değişen kemik ve yumuşak doku malzeme özelliklerini çalışmak için ya da bireysel teşhis ve cerrahi planlama için gerekli olabilir. Manyetik rezonans image (MRI) ya da Bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerinden anatominin oluşturulması, bireysel hastaların modellerini günümüzde olası kılmaktadır [135]. Omuz artoğlastisinde glenoid bileşenin gevşemesi üzerine yapılan çalışmalar için, daha gerçekçi temsili olan kemik mikro mimarisine uygun modellerin kemikte yük iletimi ve arayüz mekaniğinin temsil etmesi durumunu iyileştirebilir [136, 137].

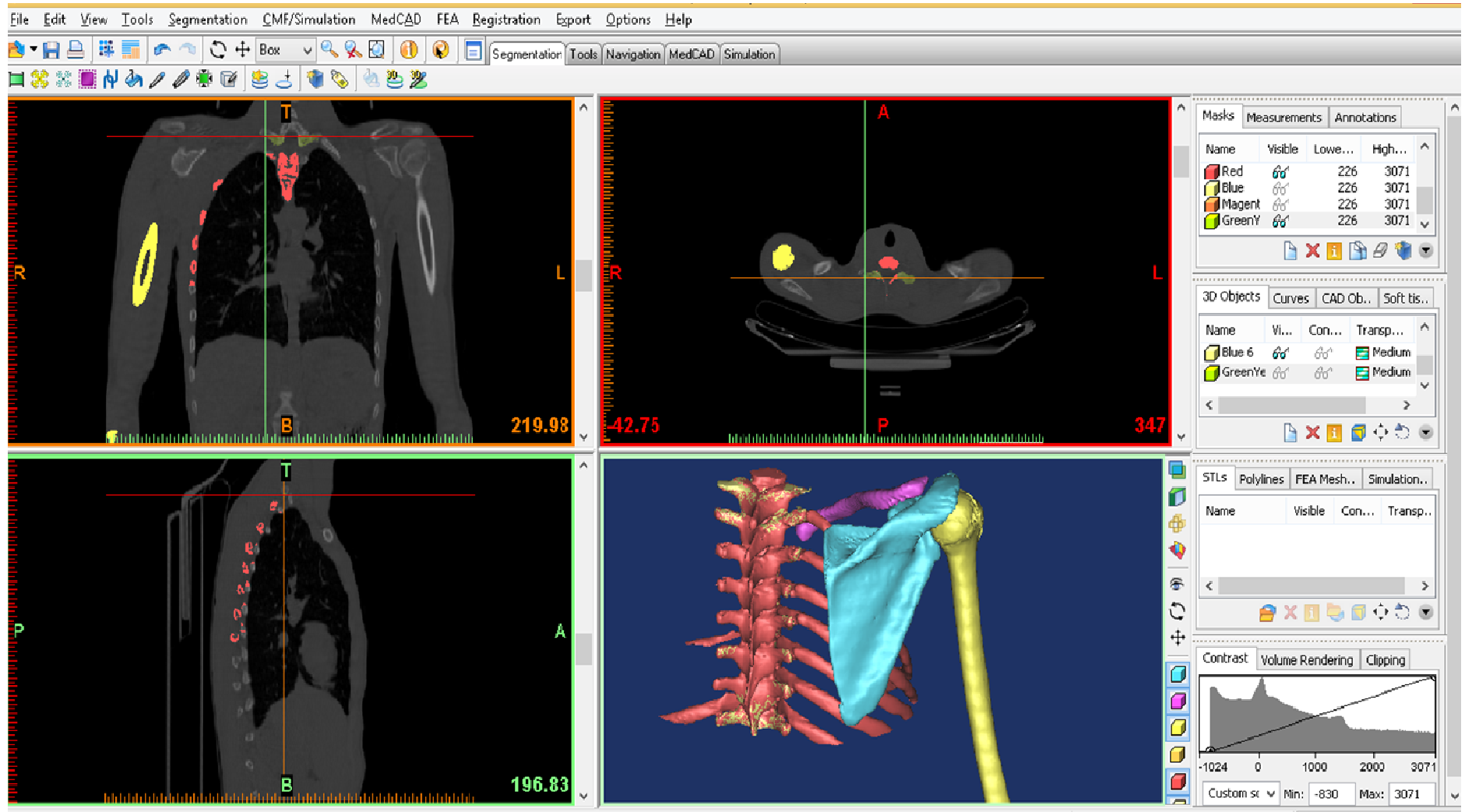
Sonuç olarak omuzun nümerik modelleri klinik uygulamaların birçok alanında yararlı olduğunu gösterilmiştir. Rijit body modelleri ve deforme edilebilir modeller arasında klinik bulguların sonuçları açısından sonlu elemanlar yönteminin birçok avantajı olduğu görülmektedir. Özellikle gerilme ve gerinim gibi parametrelerinde hesaplanabilmesi birçok klinik sorunun anlaşılmasına yönelik veriler sağlayabilir.

### **3. MALZEME VE YÖNTEM**

Kanat skapula ve doğuştan yüksek skapulalı omuz ekleminde aşırı basınç oluşturur. Dolayısıyla omuz ekleminde aşırı basınç oluşumundan kaynaklanan bozulmalar meydana gelir. Bu yüksek basınç kolun hareketinden kaynaklanan tekrarlı yük etkisinden kaynaklanmaktadır. Eklemde meydana gelen yüksek basınç hareket kısıtlılığı ve hareketle birlikte ağrıyı getirir. Bu sonuç hastanın yaşam kalitesini düşürmekte ve çoğunlukla cerrahi müdahale gerektirmektedir. Ancak basit bir şekilde normal bir insanda glonehumeral eklem, glenoid içindeki humerus başının sabit bir dönme merkezi olan bilyalı mafsalsal olarak tanımlanır [122, 51]. Bu uyumun bozulması eklem yüzeylerinde deformasyonlara ve şekil bozukluklarına yol açmaktadır. Bu çalışmada, KS tanısı koyulan bir hastanın 3B bilgisayar modelini kullanarak yapay analiz modelleri oluşturuldu. Kişiyeye özel model oluşturulan skapulotorasik füzyon yapılarak normal ve implant montajı yapılan model ile sonlu elemanlar analiz çalışmaları yapılarak karşılaştırmaları yapıldı.

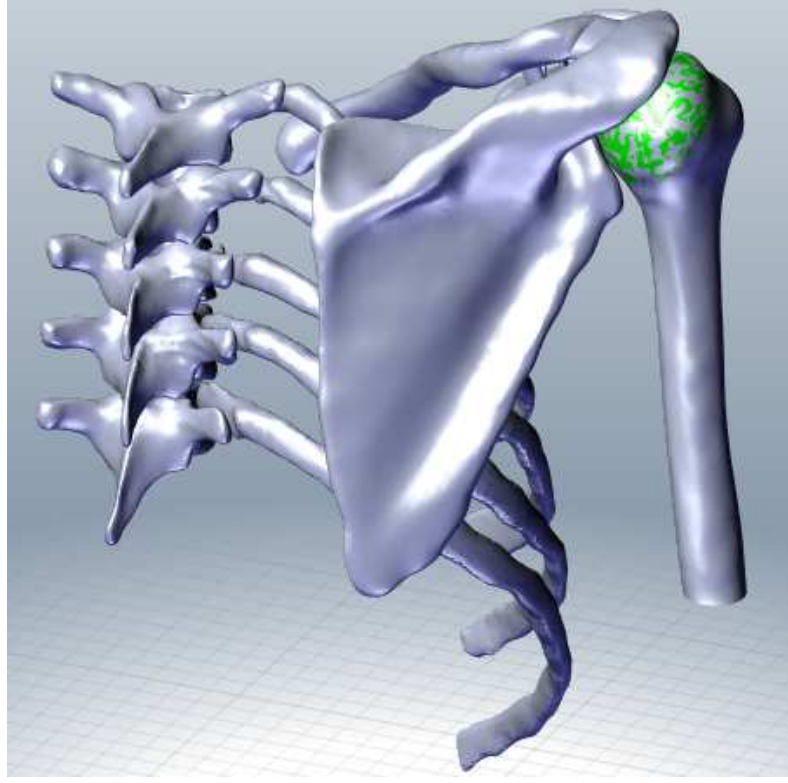
#### **3.1. 3B MODELİ OLUŞTURMA**

Bu çalışmada omuz modeli için, ortalama ağırlıkta ve boyda normal skapula, humerus ve toraks anatomisine sahip sağlıklı bir insanın Şekil 3.1'te görülen Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntüleri kullanıldı. Hastanın BT taraması Toshiba Aquilion BT aygıtıyla Akdeniz Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesinde yapıldı. Çalışma için Akdeniz Üniversitesi klinik araştırmalar etik kurulundan onay alındı (AU 2014/500). DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında ham veri 120 Kv 'da 0,891 mm piksel büyüklüğünde 512x512 piksel çözünürlüğü ile tarama yapılarak elde edildi.



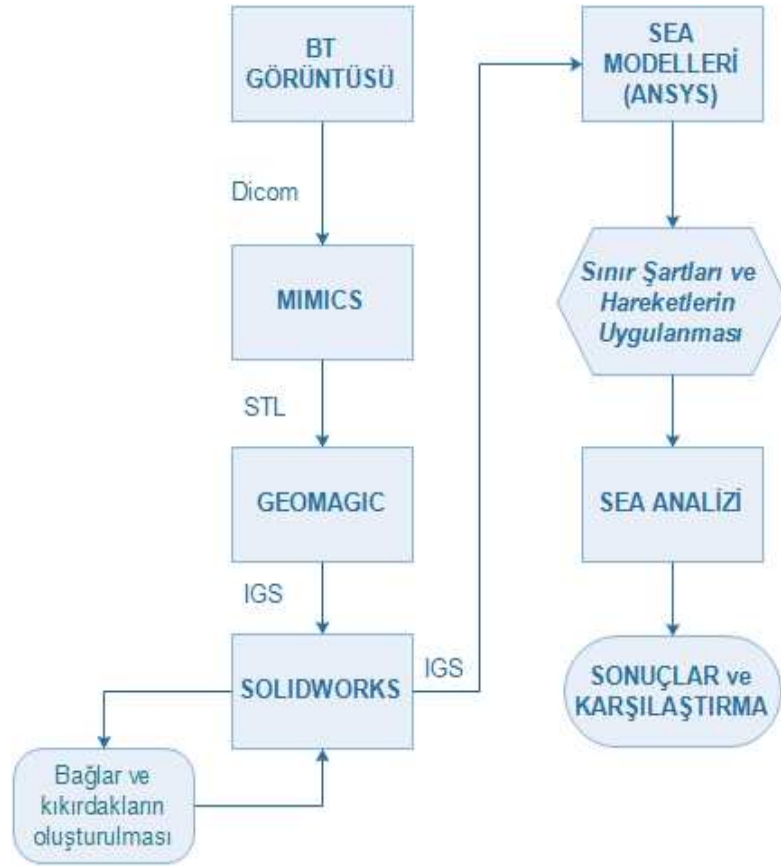
Şekil 3.1. BT görüntülerinde modellerin oluşturulması

Toplamda 388 kesit oluşturuldu. Hastanın BT çekimleri görselleştirme ve segmentasyon işlemleri için BT ve MR görüntülerini kullanan interaktif bir yazılım olan MIMICS (Materialise's Interactive Medical Image Control System) yazılımı ile ham veri dosya biçimi DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatı şeklinde elde edilebilmekte ve daha sonra katı model olarak istenilen anatomik modeller oluşturulabilmektedir. Böylelikle model üzerinde 3B kemik yapı modelleri oluşturulur. Şekil 3.1'de görüldüğü gibi hastanın BT görüntülerinden MIMICS yazılımı kullanılarak kemik modeller oluşturuldu. Oluşturulan 3B modeller daha sonra boşlukların doldurulması, otomatik olarak işaretlenmeyen bölgelerin manuel olarak işaretlenmesi gibi işlemlere tabi tutularak düzenlendi. Skapula ve humerus gibi omuz eklemine oluşturan kemik modellerde oluşan parlama (artifak) ve çeşitli kemik olmayan yapıların BT görüntülerinde istenmeyen geometriler oluşmaktadır. Modeller üzerinde oluşan istenmeyen geometriler düzenlemek ve doğru geometriyi elde edebilmek için MIMICS yazılımından, geometriler STL (stereolithography) formatına dönüştürülerek tersine mühendislik yazılımı olan Geomagic Studio (Raindrop Geomagic, Inc.) programına gönderildi ve burada düzenlenerek CAD verileri elde edildi. Tersine mühendislik yazılımında yüzeylerin pürüzlülüğün düzeltilmesi, boşlukların doldurulması, sivriliklerin giderilmesi, yüzey çakışmalarının revize edilmesi gibi süreçler gerçekleştirilerek NURBS (Non-Uniform Rational B-Splines) yüzeyler elde edildi. Ardından yüzeyler Şekil 3.2'de görüldüğü gibi CAD modele dönüştürüldü.



**Şekil 3.2.** Hastanın sağ omuz kemikleri CAD modeli

Oluşturulan CAD modeller montaj, STF ve implant tasarımı yapılmak için IGES (Initial Graphics Exchange Specification) formatına çevrilerek SolidWorks® 2014 (Dassault Systems, USA) programına gönderildi. Ayrıca SolidWorks® 2014 programı ile oluşturulan modellere omuz kavşağının önemli elemanlarından olan Glenohumeral (GH), Akromioklavikular (AK) eklem ve konoid, trapezoid, akromion ve korakoakromial bağların modellenmesi yapıldı. Şekil 3.3'te 3B birebir biyomodel elde etmek için izlenilen iş akış şeması gösterilmiştir



**Şekil 3.3.** 3B modelleme akış şeması

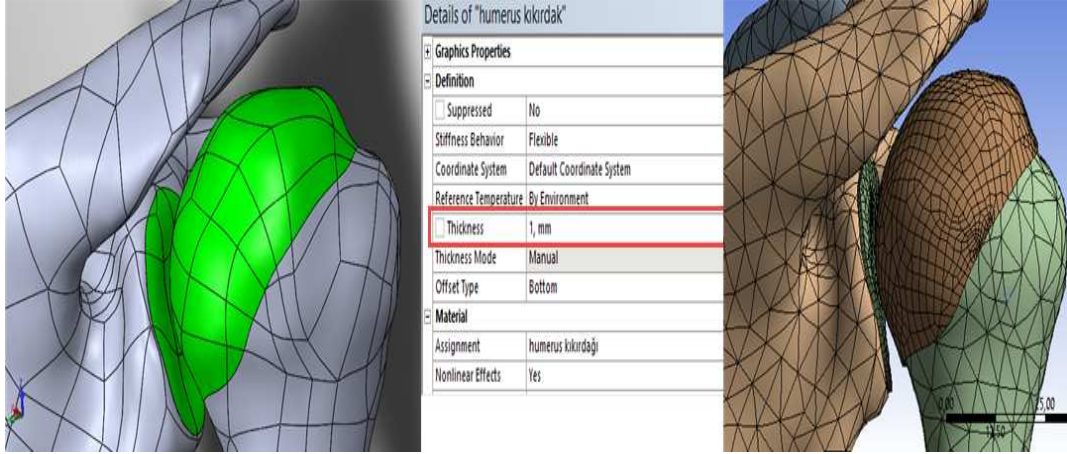
### 3.1.1. Kıkırdak ve Ligamentlerin Modellenmesi

BT görüntülerinde kıkırdak gibi yumuşak dokuların belirgin olmamasından dolayı tahmini bir kıkırdak kalınlığı vermek gerekir. Bu amaçla humerus ve skapulanın kıkırdağı yani glonehumeral eklemin kalınlığı konusu geçen çalışmalar incelendi. Çünkü kıkırdak kalınlığı temas basıncı ve temas alanı gibi incelenecek parametreler ile kuvvetli ilişkisi olan bir parametredir.

Fox ve arkadaşlarının, 16 kadavra üzerinde yapmış oldukları deneyler sonucunda kıkırdağın küre şeklinde ve maksimum 1mm kalınlığa sahip olduğunu göstermişlerdir [138]. Soslowsky ve arkadaşları, Humerus dinlenme pozisyonundayken, eklem yuvasının merkezinde glenoid kıkırdak kalınlığını 1,3mm olarak rapor etmiştir [139]. Favre ve arkadaşları omuz ekleminde yaptıkları sonlu elemanları çalışmasında kıkırdak kalınlıkları her yerde sabit olmak üzere humerus kıkırdağını 1mm, glenoid kıkırdağını ise 1,3 mm almışlardır.

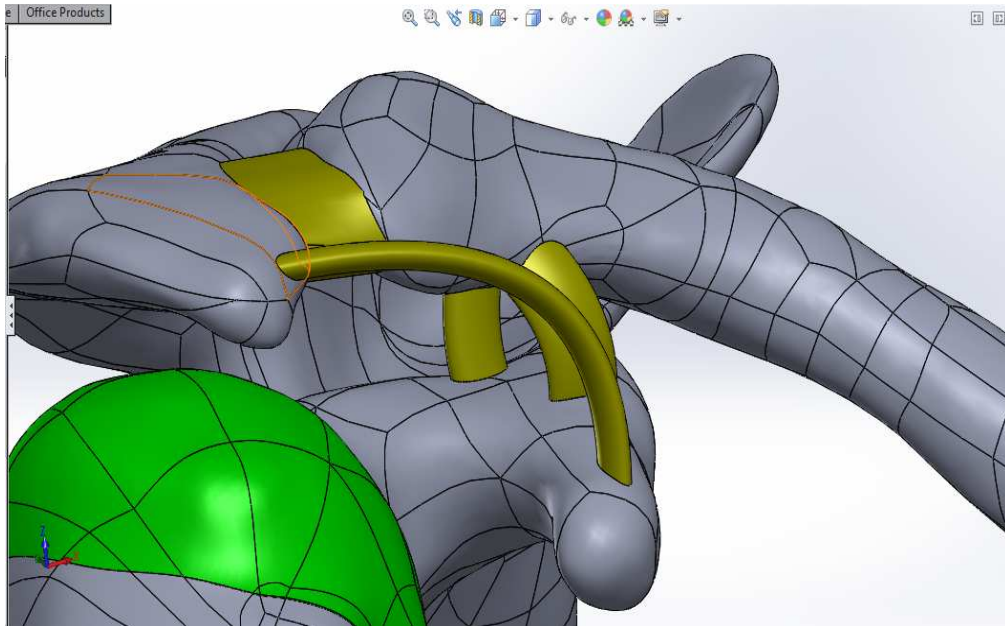


Kıkırdakların yayınlanan anatomik çalışmalara dayanarak kalınlığı 1 mm olarak belirlendi. SEA'da yaşanan yakınsama problemlerinin olmaması için Şekil 3.4'te görüldüğü gibi SolidWorks® 2014 programında yüzey olarak modellenerek kalınlığı SAE programında belirlendi.



Şekil 3.4. Kıkırdakların modellenmesi

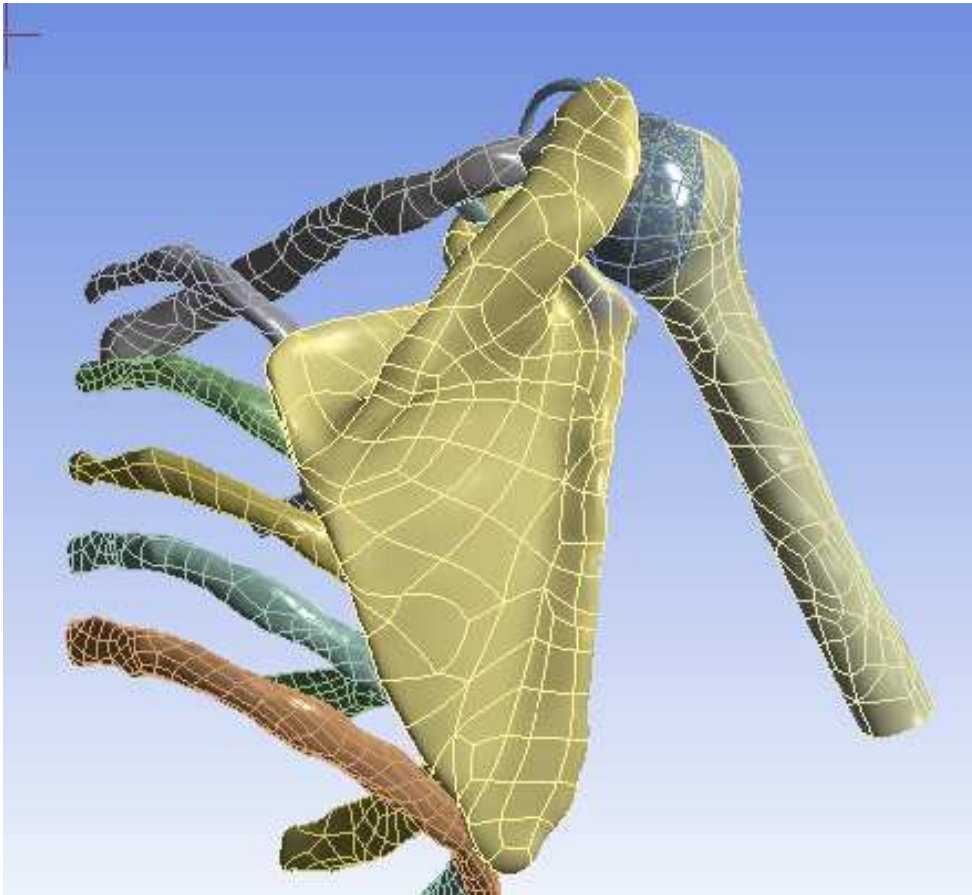
Akromion ve korakoakromial bağlar, humerus başının yukarı migrasyonuna karşı pasif stabilizatör rolü oynamakta ve omuz biyomekaniğinde önemli bir görev üstlenmektedir. Teorilere dayanarak Şekil 3.5'te görüldüğü gibi ve eklem kapsülü ayrıca Korakoakromial, Konoid, Trapezoid ligamanlar SolidWorks® 2014 programında solid olarak modellendi.



Şekil 3.5. Bağların CAD modeli

### 3.1.2. Skapulotorasik Fiksasyon Oluşturulması

Normal anatomiye sahip omuz modelinde abduksiyon ve öne fleksiyon hareketlerinde oluşan gerilmeler değerlendirmeden önce karşılaştırılması yapılacak Skapulotorasik fiksasyon (STF) yapılmış model oluşturuldu. Şekil 3.6'da görüldüğü gibi STF modeli için Özden ve arkadaşlarının omuz bölgesinde künt travmalı bir hasta için uyguladığı skapula 20° dış rotasyon olacak Şekilde skapulotorasik fiksasyon pozisyonuna göre 4 noktadan 3, 4, 5 kaburgalar üzerine sabitlenerek ST eklem füzyonu sağlandı [3, 65, 140].



Şekil 3.6. STF CAD modeli

### 3.2. OMUZ KORDİNAT SİTEMİ

Hastaya tanı koyabilmek ve hastayı ortopedik açıdan daha iyi değerlendirmek için radyolojik ve dijital görüntüleri üzerinden geometrik ve kinematik ölçümlerinin yapılması gereklidir [141].

Eklem hareketlerinin standardiasyonu biyomekanik hareket çalışmaları için çok onemlidir. Omuz fonksiyonlarının değerlendirilmesi için kinematik verilere ihtiyaç vardır. Kinematik veriler videogrammetry vasıtasıyla elde edilir [142].

Eklem hareketleri, dinamik biyomekanik çalışmanın geliştirilmesi için çok onemlidir. Bu onemden dolayı uluslararası omuz grubu (The International Shoulder Group-ISG) yazılarda yerel koordinat sistemlerine göre omuz hareketlerini stardarlaştırmış ve yerel koordinat sistemlerinin kullanılmasını tavsiye etmektedir [143]. Uluslararası omuz grubu tanımlamaları sağ omuz için yapmıştır. Sol omuz için sagittal düzleme göre aynalama yapılarak tüm kabuller aynen kabul edilmiştir [141].

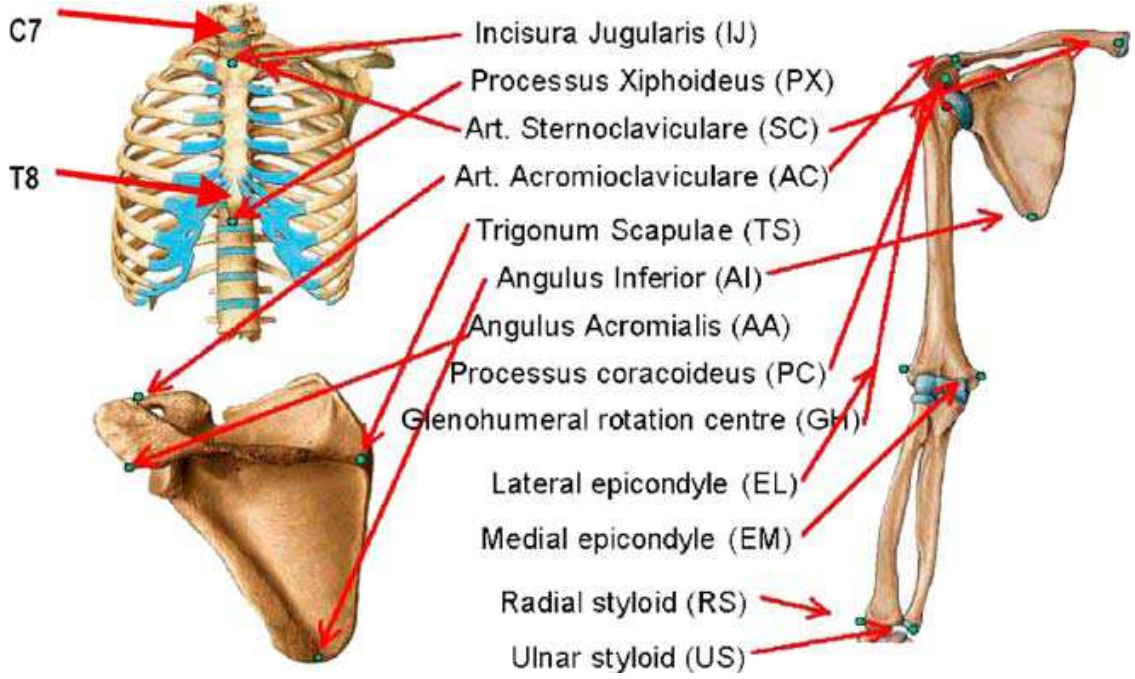
Rotasyonlar Euler açıları kullanılarak anlatılmıştır. Bu aıların net yorumlanması için, başlangıçta bu koordinat sistemleri 'anatomik' uyumluluğu birbirlerine hizalanmış proksimal ve distal vücut bölümlerinin koordinat sistemleri önerilmektedir. Koordinat sisteminin distal rotasyonları, koordinat sistemi proksimale göre tanımlanmalıdır [141].

Her iki koordinat sistemleri hizalanırsa, birinci rotasyon ortak eksenlerin birinin etrafında, ikinci rotasyon hareketli koordinat sisteminin ekseninde ve nc rotasyon ise yine hareketli koordinat sisteminin dönme eksenlerinin birinde olur. Bu son eksen tercihen, hareketli parçanın uzunlamasına eksenini ile hizalanır [144].

Eklem yerdeğiştirmesi için, proksimal ve distal koordinat sistemlerinde ortak bir nokta alınmalıdır.

### **3.2.1. Terminoloji**

Winter ve arkadaşları, omuz için videogrammetry de hem yerel hem küresel koordinat sistemi tanımlamıştır [141, 145]. 3B kalibratör vasıtasıyla hazırlanan küresel koordinatlar yardımı ile veriler toplanmıştır. Küresel yansıtıcı, işaretleyicilerin uzaydaki pozisyonu için referans olarak görev yapmaktadır. Kullanılan anatomik referans noktalar Şekil 3.7 'de gösterilmektedir [141].



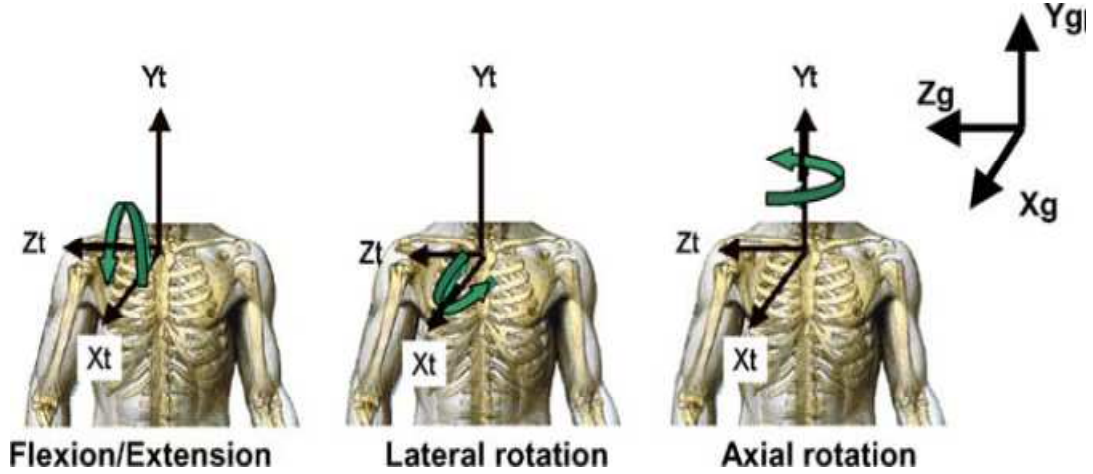
**Şekil 3.7.** Humerus, skapula, klavikula ve toraks referans noktaları [141].

Toraks :	C7: Yedinci servikal omurga T8: Sekizinci torasik omurga IJ: İncisura jugulare Derin noktası (suprasternal) PX: Processus Xiphoideus, sternum üzerinde en alt nokta
Klavikula:	SC: Sternoklaviküler eklem üzerinde merkez nokta AC: Acromioclavicular eklem
Skapula:	TS: Skapulanın omurga doğrultusunda skapula medial sınırında üçgen yüzeyin orta noktası. (Trigonum Spinae Scapulae) AI: (Angulus Inferior) AA: Akromiyal açı (Angulus Acromialis) PC: Processus coracoideus merkez noktası
Humerus:	GH: glenohumeral rotasyon merkezi EL: Lateral epikondil üzerindeki en uç nokta EM: Medial epikondil üzerinde en kaudal noktası
Kolun ön kısmı:	RS: Radyal stiloid üzerinde alttaki lateral nokta US: Ulnar stiloid üzerinde alttaki medial nokta

### 3.2.2. Toraks Koordinat Sistemi

Winter ve arkadaşları, sağ omuzu dikkate alarak x eksenini posterior/anterior aksın

temsilcisi, y eksenini her parçanın medial/lateral eksenini, z eksenini de inferior/superior eksenini olarak tanımlamışlardır. Şekil 3.8'de gösterildiği gibi tanımlanan eksenlerde, Zt ekseninde fleksiyon/eksensiyon, Xt ekseninde lateral rotasyon ve Yt ekseninde ise eksele dönme hareketi meydana gelmektedir [141].



Şekil 3.8. Toraks koordinat sistemi ve hareketleri [141].

Aşağıdaki 1, 2 ve 3 nolu denklemler toraks local koordinat sistemini tanımlamak için kullanılmıştır. Buradaki i, j, k yerel koordinat sistemindeki vektörlerdir.

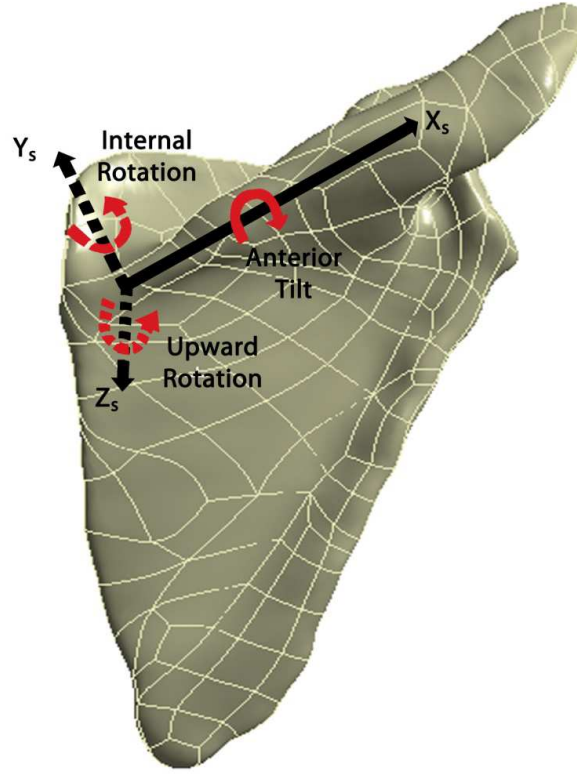
$$j_t = \frac{\frac{(IJ+C7)}{2} - \frac{(PX+T8)}{2}}{\left\| \frac{(IJ+C7)}{2} - \frac{(PX+T8)}{2} \right\|} \quad (3.1)$$

$$k_t = \frac{(C7-IJ) \times (T8-PX)}{\|(C7-IJ) \times (T8-PX)\|} \quad (3.2)$$

$$i_t = \frac{j_t \times k_t}{\|j_t \times k_t\|} \quad (3.3)$$

### 3.2.3. Skapula Koordinat Sistemi

Skapunanın kinematik hareketi için local koordinat sistemi Şekil 3.9'da gösterilmektedir. Skapula,  $x_s$  eksenini etrafında dönmesi ile anterior ve posterior tilt,  $y_s$  etrafında dönmesi ile iç ve dış rotasyon ve  $z_s$  etrafında dönmesi ile yukarı ve aşağıya rotasyonu meydana gelir [146].



**Şekil 3.9.** Skapula koordinat sistemi ve hareketleri

Aşağıdaki denklemler skapulunun local koordinat sistemini tanımlamak için kullanılmıştır.

$$AV_s = AA - AI \quad (3.4)$$

$$k_s = \frac{AV_s \times K_s}{\|AV_s \times K_s\|} \quad (3.5)$$

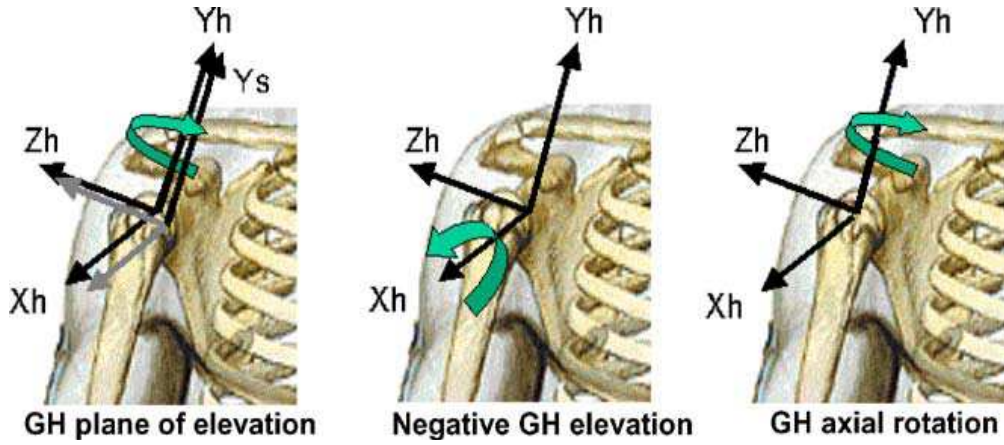
$$i_s = \frac{AA - AI}{\|AA - AI\|} \quad (3.6)$$

$$j_t = \frac{(k_s \times i_s)}{\|(k_s \times i_s)\|} \quad (3.7)$$

### 3.2.4. Humerus Koordinat Sistemi

GH ekseninin dönme merkezi lineer regresyon denklemleri kullanarak scapulunun beş noktasından tahmin edilmiştir. EM ve EL referans noktalarında meydana gelebilecek

artefakları önlemek için teknik bir yansıtıcı kullanılmıştır. GH hareketlerinin tanımı ve Humerus koordinat sistemi Şekil 3.10'da gösterilmiştir [147].



Şekil 3.10. GH hareketlerinin tanımı ve Humerus koordinat sistemi [147].

Yerel koordinat sistemine göre  $i$ ,  $j$ ,  $k$  birim vektör,  $Av$  ise yardımcı vektör olarak tanımlanmıştır.  $Y_h$ , GH ile EL ve EM'nin orta noktasını bağlayan hattı,  $Y_s$  skapula için lokal koordinat eksenini olarak tanımlanmıştır.  $X_h$ , GH'nin EL ve EM düzlemlerine dik,  $Z_h$ , ise  $y$  ve  $x$  eksenlerine dik olarak tanımlanmıştır.

Aşağıdaki denklemler humerusun yerel koordinat sistemini tanımlamak için kullanılmıştır:

$$j_h = \frac{GH - \frac{(LE+ME)}{2}}{\left\| \left( GH - \frac{(LE+ME)}{2} \right) \right\|} \quad (3.8)$$

$$Av1 = \frac{(LE-GH)}{\|(LE-GH)\|} \quad (3.9)$$

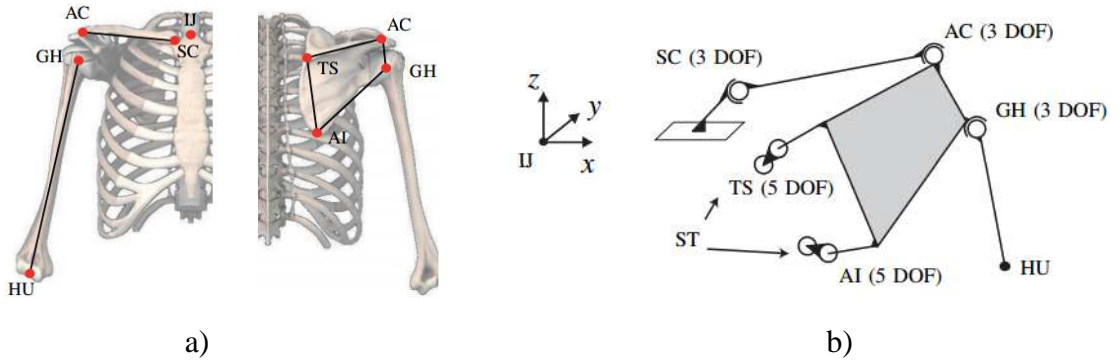
$$Av2 = \frac{(ME-GH)}{\|(ME-GH)\|} \quad (3.10)$$

$$i_h = \frac{(Av1 \times Av2)}{\|(Av1 \times Av2)\|} \quad (3.11)$$

$$k_h = \frac{(i_h \times j_h)}{\|(i_h \times j_h)\|} \quad (3.12)$$

### 3.2.5. Kinematik Modeli

Omuz kavşağı, klavikula, skapula ve humerus ile üç hareketli üç hareketli bölümden oluşmaktadır. Sistem sternoklavikular, akromioklavicular ve glenohumeral eklem olmak üzere 3 fizyolojik, bir tane kinematik eklem olan skapulotorasik eklemden oluşmaktadır. Şekil 3.11'de görüldüğü gibi üç eklem küresel olarak, skapulotorasik eklem ise iki küresel kaymak eklemleri kullanarak modellenmiştir. Skapulanın medial sınırının iki ucundaki noktalar göğüs kafesi üzerinde kayma kısıtlanır [85].



Şekil 3.11. a-) Omuz kavşağının referans noktaları b-) Omuz yapısının kinematik şeması [148].

Omuz kavşağının 7 adet serbestlik derecesi aşağıdaki denklem ile tanımlanır. Denklemden n bağlantıların sayısını, m eklem sayısını, k ise serbestlik derecesini ifade eder.

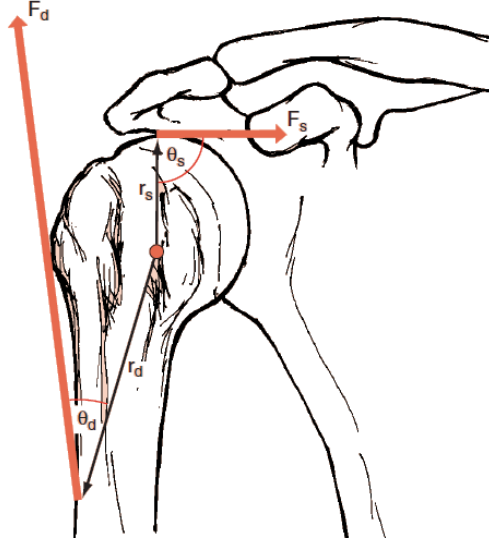
$$M = 6n - \sum_{j=1}^m (6 - k_j) = 7 \quad 3.13$$

### 3.2.6. Kas Kuvvet Analizi

Kas kuvveti ile ilgili olarak, oryantasyon, büyüklük ve uygulama noktası üç önemli parametredir. Bu bilgi, momenti üretmede bir kasın fonksiyonunu ve verimliliğini



belirlemede yardımcı olur. Kuvvet vektörüne dik olan mesafe bu kuvvetin moment kolu (MA) olarak adlandırılır. Şekil 3.12'de glenohumeral eklemden bulunan kaslardan supraspinatus ve deltoid kaslara ait moment kolu gösterilmiştir [16,149].



**Şekil 3.12.** Deltoid ( $MA_d$ ) ve Suprespinatus ( $MA_s$ ) moment kolu [149]

Bir kas gücünün büyüklüğü bilinmese bile görevlerini yapmalarından dolayı aşağıdaki denklemler kullanılabilir. Ancak kas fonksiyonunu tamamiyle anlamak için onun güç büyüklüğünün bilinmesi gerekir [149].

$$M = MA_d \times F_d \quad 3.14$$

$$M = MA_s \times F_s \quad 3.15$$

$$MA_d = r_d \times \sin(\theta_d) \quad 3.16$$

$$MA_s = r_s \times \sin(\theta_s) \quad 3.17$$

Tipik bir tek kas kuvvetini çözmek için yapılan ek varsayımlar vardır. Bunlar:

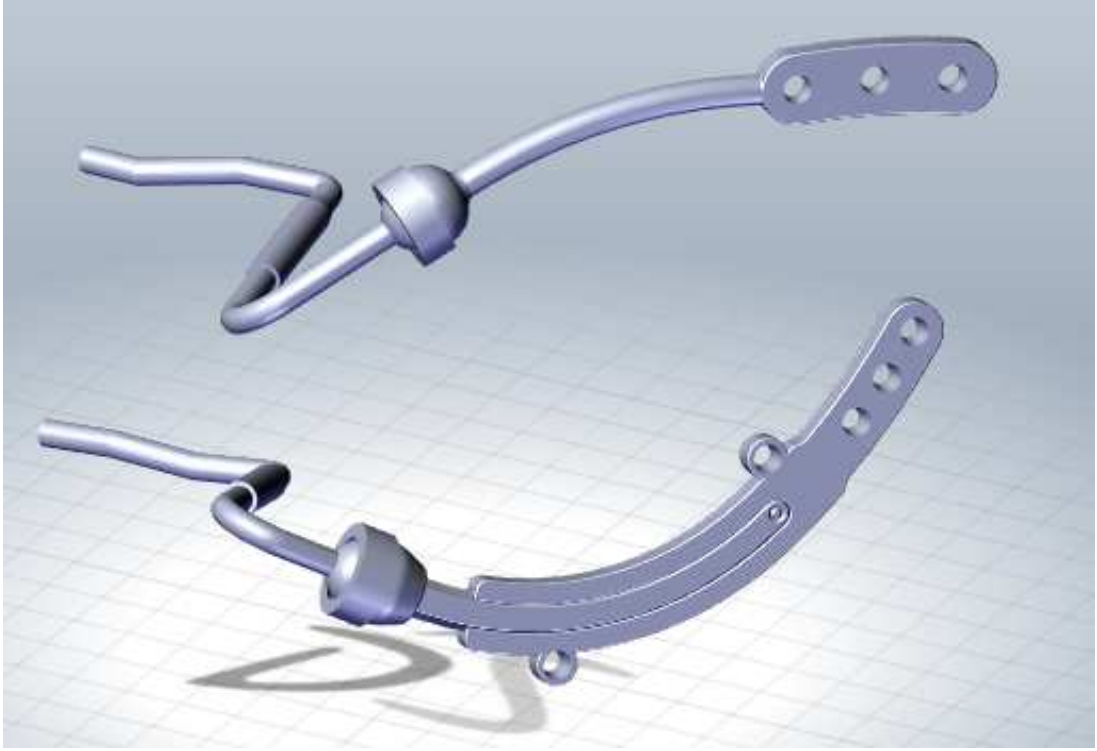
- İki boyutlu analiz
- Dokuların olmadığı deformasyon
- Sürtünmenin olmadığı

- Tek kas kuvveti
- Hızlanmanın olmadığı

Şekil 3.12'de gösterilen glenohumeral eklem, bu sorunların yaklaşımı için genel strateji göstermeye yardımcı olmak için bir örnek olarak kullanılmıştır.

### **3.3. DİNAMİK SKAPULATORASİK STABİLİZASYON SİSTEM TASARIMI**

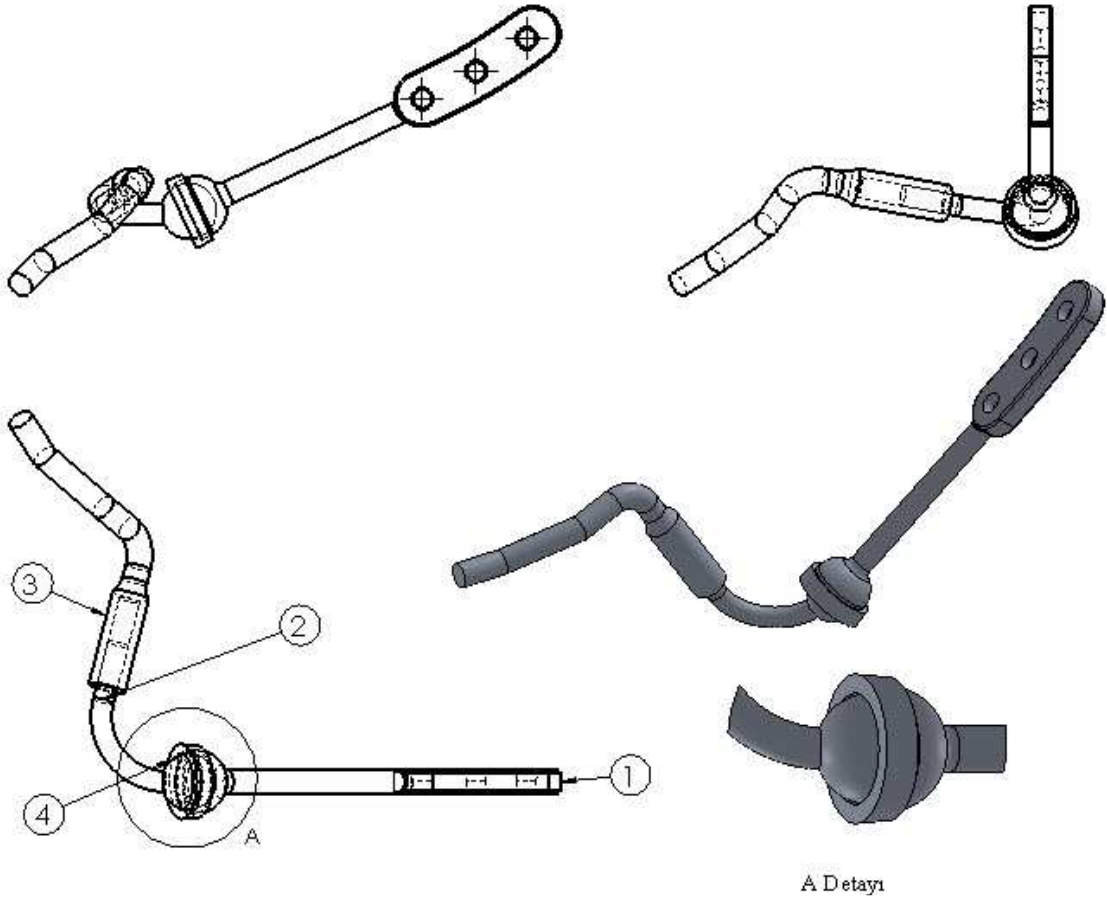
Vücudumuzda doğuştan veya yaşlanma ile birlikte ortaya çıkan dejenerasyonu nedeniyle omuz bölgesinde EHK meydana gelmektedir. Bu hastalıkların tedavisinde dinamik ve statik olmak üzere yapılan cerrahi tedaviler mevcuttur. Özellikle FSHD ve diğer konjenital anomalilerde STF ameliyatları tercih edilmektedir. Fakat bu artrodez (dondurma) ameliyatları sonrası skapula hareketlerinin olamaması nedeniyle omuz hareketlerinde kısıtlılık oluşmaktadır. Bu durum kozmetik olarak sorun oluşturmasa da fonksiyonel olarak belirgin kısıtlılığa sebep olmaktadır. Bu kısıtlılığı ve kozmetik problemi çözmek için skapulanın hareketlerini yerine getirebilmesini sağlayacak implantın, skapulanın görevini mümkün olduğunca yerine getirmesi gerekir. Bu görevi yerine getirirken hem kinematik, hem mukavemet hem de biyo uyumluluk açısından gerekli davranışları sergilemesi beklenir. Dinamik skapulotorasik stabilizasyon sistemi tasarımı yapılırken de bu gerekliliklere azami düzeyde önem verilmiştir. Bu bölümde Şekil 3.13'te görüldüğü gibi genel olarak tasarım ve oluşturulan komponentler gözden geçirilecektir. Komponentlerin tasarımında iki kritik nokta vardır; birincisi, komponentlerin montajı sonrası kinematik olarak işlevini yerine getirip getirmediği, ikincisi de komponentlerin kemik, ligaman ve kaslara uygun şekilde yerleştirilmesi ve sonrasında gerekli davranışları stabil bir şekilde sergilemesidir.



**Şekil 3.13.** Dinamik skapulotorasik stabilizasyon sistemi (genel görünüş)

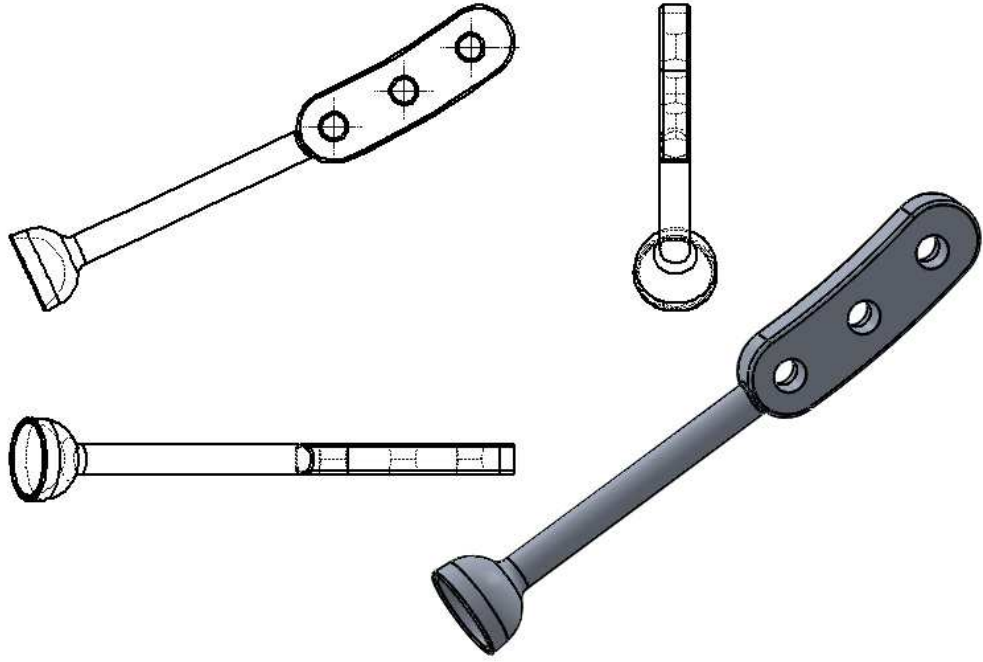
Tasarlanan implant sayesinde eklem dondurma ameliyatı yerine kullanılabilen hareketli bir implant üretilerek cerrahi tedavi sonrasında mükemmel kozmetik ve fonksiyonel sonuçlar elde etmektedir.

Dinamik skapulotorasik stabilizasyon (DSS) sistemi omuzun anatomik yapısı ve hareketleri incelenerek sistemin daha stabil ve omuzun fonksiyonlarını yerine getirebilmesi için alt ve üst olmak üzere iki bölüme ayrılmıştır. Şekil 3.14'de görüldüğü gibi DSS'nin üst bölümü dört parçadan oluşmaktadır.



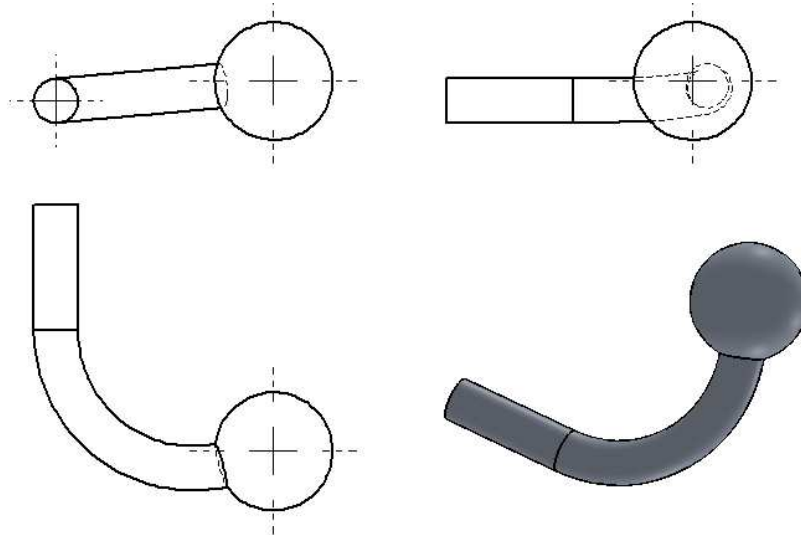
**Şekil 3.14.** DSS sistemin üst komponentinin teknik resmi

DSS sisteminin üst bölümün birinci parçası Şekil 3.15'te gösterilen spina skapulaya bağlanan gövdedir. Skapulanın genel anatomik yapısından ve skapulaya gelen yüke karşı kararlı bir yapı göstermesi için gövde kavisli yapılmıştır. Anatomik hareketlerin yapılması için uç kısmı mafsalsın oturması için tasarlandı.



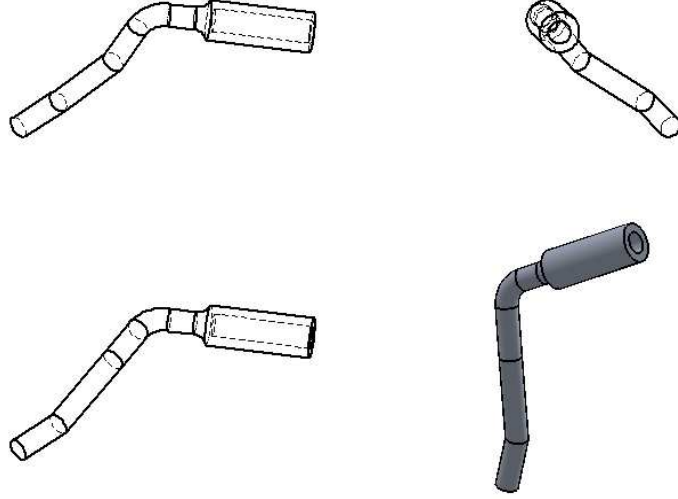
**Şekil 3.15.** Üst implant gövde teknik resmi

Skapulanın iç ve dış rotasyon posterior tilt gibi kinematik fonksiyonlarını yerine getirmesi için ikinci parça mafsalsal olarak tasarlanmıştır. Ayrıca bu mafsalsal Şekil 3.16'da gösterildiği gibi skapulanın vertebraya rotalar ile bağlanmasını sağlayarak sistemin stabilitesini sağlamaktadır.



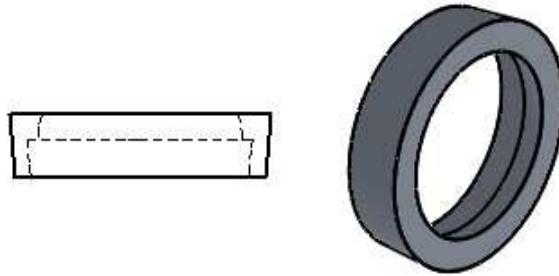
**Şekil 3.16.** Üst implantın küresel mafsalsal teknik resmi

Üçüncü parça ise sistemi vertebraya bağlayan rottan oluşmaktadır. Küresel mafsalin hareketini sorunsuz şekilde çalışması için Şekil 3.17'de gösterildiği gibi küresel mafsalin içine geçebilecek şekilde tasarlanmıştır. Böylelikle skapuladan hareketinden dolayı oluşacak gerilmeler azaltılmış ve vertebraya aktarılmamış olacaktır.



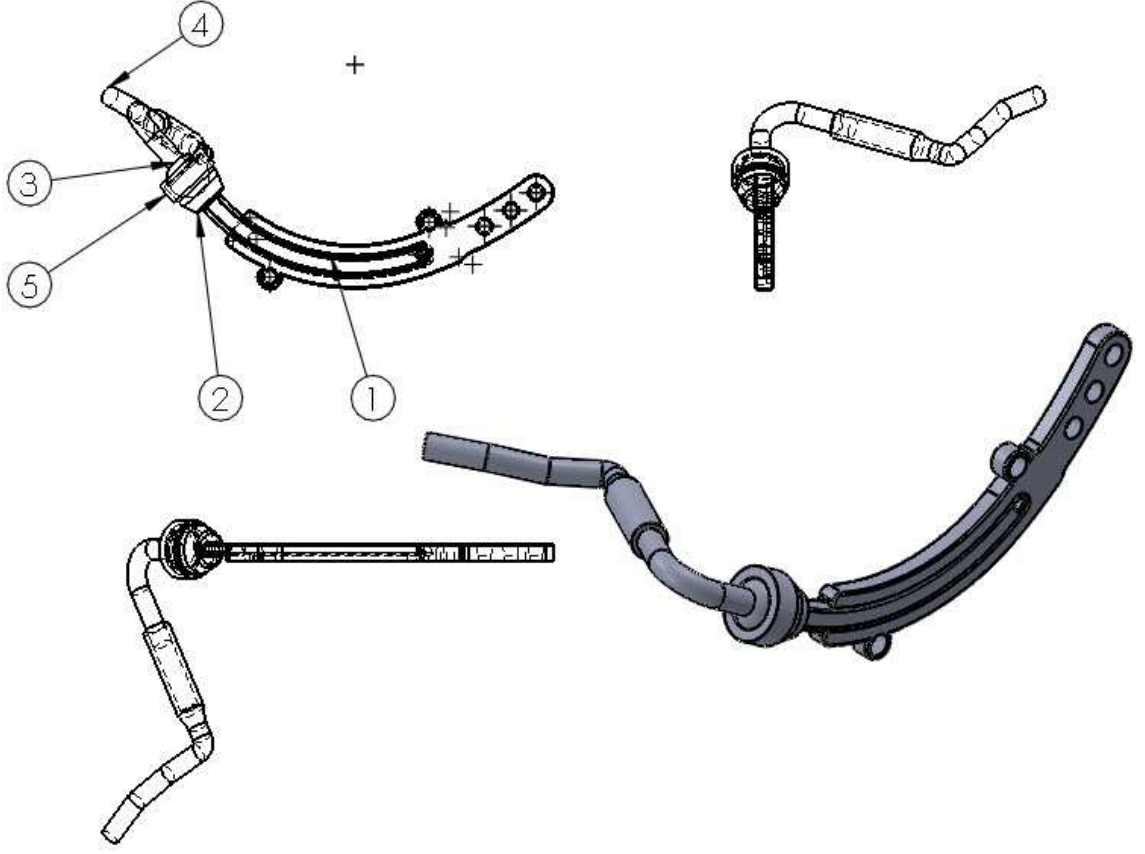
**Şekil 3.17.** Üst implant rot teknik resmi

DSS üst bölümünün son parçası ise Şekil 3.18'de gösterilen kilitleme elemanıdır. Bu parça sayesinde küresel mafsalin herhangi bir omuz hareketi sırasında yerinden çıkması engellenerek olası problemler engellenmiştir



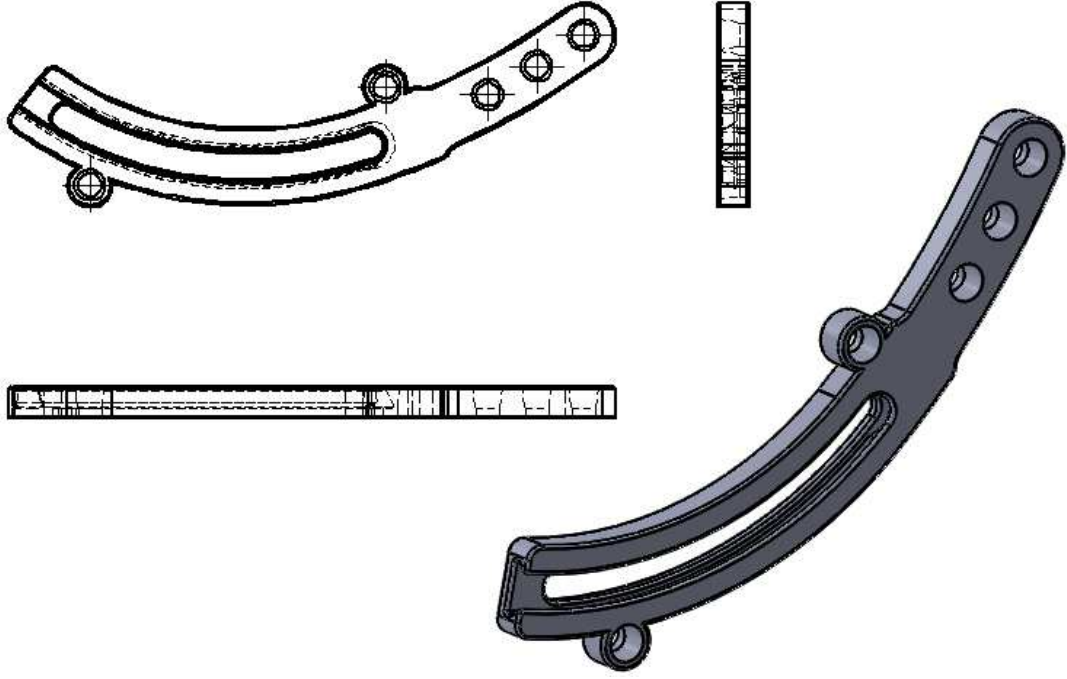
**Şekil 3.18.** Üst implant kilitleme elemanı teknik resmi

DSS ikinci bölümü skapulanın alt kısmında lateral bordera yakın olacak şekilde montaj yapılan ve Şekil 3.19'da görüldüğü gibi beş parçadan oluşan komponenttir. İkinci bölümün esas görevi; skapulanın stabilitesini, dış ve iç rotasyon yapıldığında kinematiği sağlamaktır. Bunu sağlamak için de birbiri içinde kayan bir sistem tasarlanmıştır.



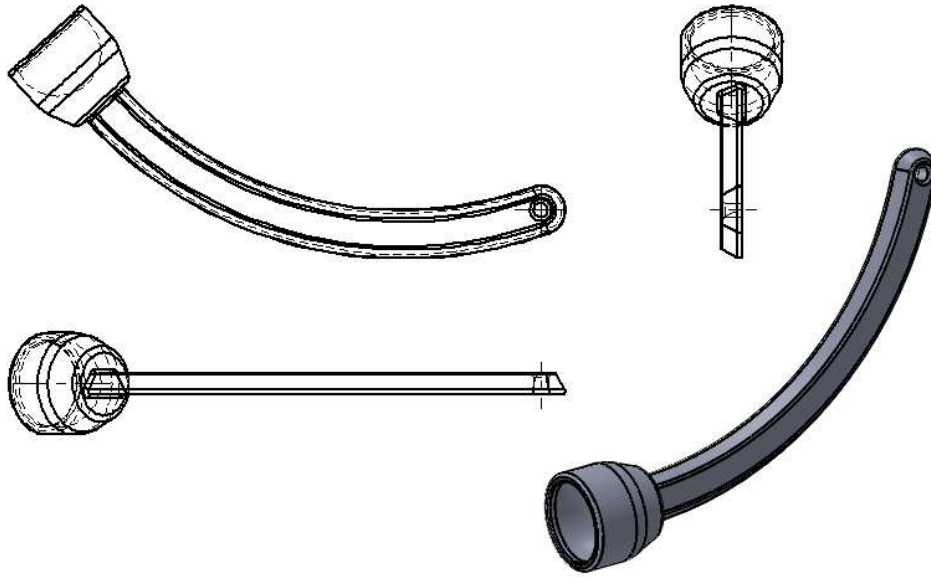
**Şekil 3.19.** DSS sistemin alt komponentinin teknik resmi

DSS sisteminin alt komponentinin birinci parçası, Şekil 3.20'de gösterilen skapulanın lateraline yerleştirilen, anatomik yapıya uygun ve skapulanın hareketlerini gerçekleştirmesi sağlayan gövdedir. Gövde üzerine kanal açılması ile skapulanın kinematik hareketlerinin stabil şekilde yapılması sağlanmıştır.



**Şekil 3.20.** Alt implant gövde teknik resmi

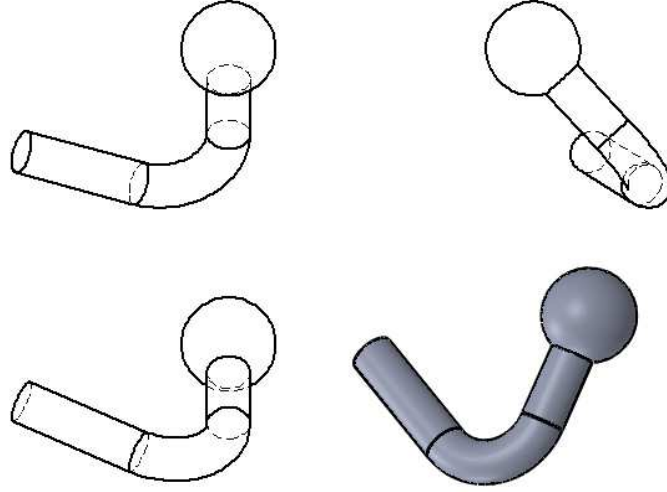
Alt komponentin ikinci parçası, Şekil 3.21'de gösterilen gövde içinde kayarak hareket etmemizi sağlayan kayar parçadır. Kayar parçanın uç kısmı küresel mafsalin rahat bir şekilde hareket etmesi için tasarlandı. Ayrıca skapulanın rotasyon hareketi sırasında rahat bir şekilde hareket etmesi için gövdeye uygun şekilde tasarlandı.



**Şekil 3.21.** Alt implant kayar parça teknik resmi

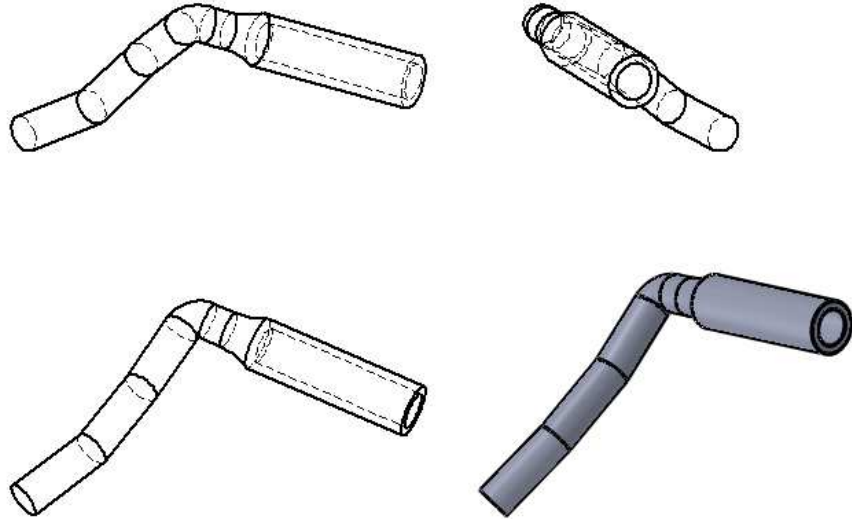


Alt implantın ikinci parçası olan Şekil 3.22'de gösterilen, kayar parçanın hareket serbestliğini sağlayan eleman olan mafsalsal alt implantın üçüncü parçasıdır. Mafsalsal sayesinde sistemin fleksiyon ve ekstansiyon gibi hareketleri sorunsuz bir şekilde yapması sağlandı.



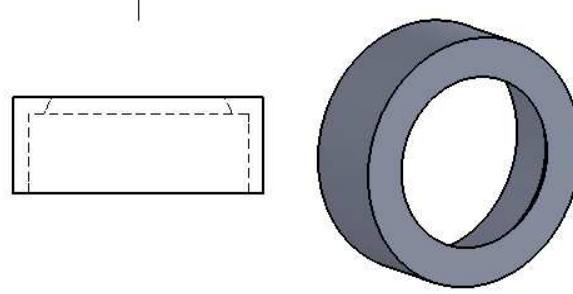
**Şekil 3.22.** Alt implant küresel mafsalsal teknik resmi

DSS sisteminin alt komponentinin dördüncü parçası Şekil 3.23'te gösterilen, sistemin vertebraya bağlanmasını sağlayan rottur. Üst implantta olduğu gibi rot yine mafsalsal hareket serbestliği kazandıracak şekilde tasarlandı.



**Şekil 3.23.** Alt implant rot teknik resmi

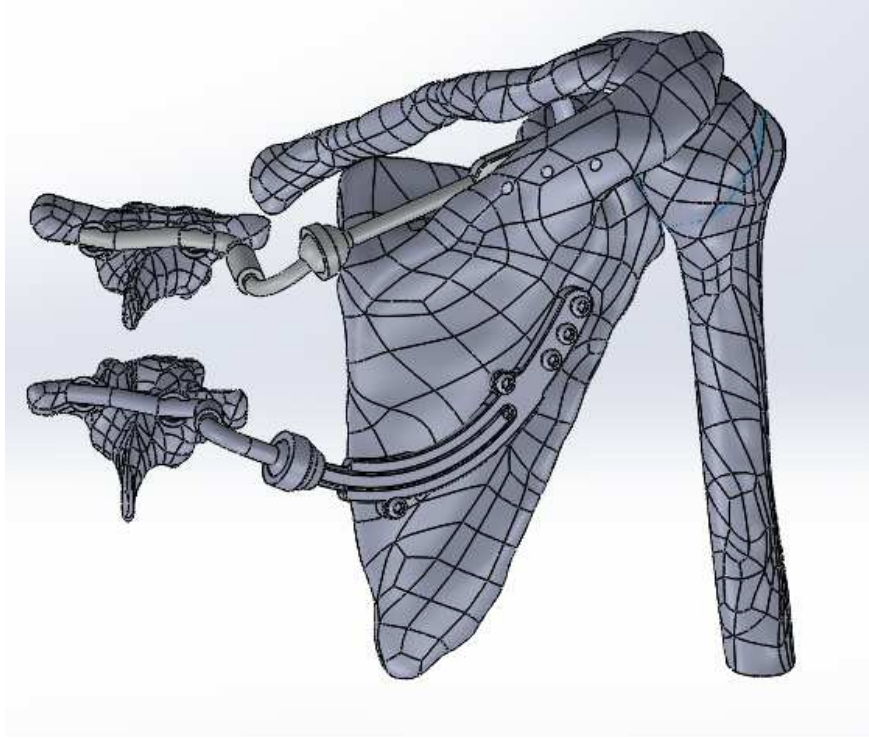
Alt implantın son parçası Şekil 3.24'te görüldüğü gibi sistemin güvenliği için tasarladığımız kilitleme elemanıdır. Kilitleme elemanı sayesinde küresel mafsalsın yerinden çıkması engellenmiş oldu.



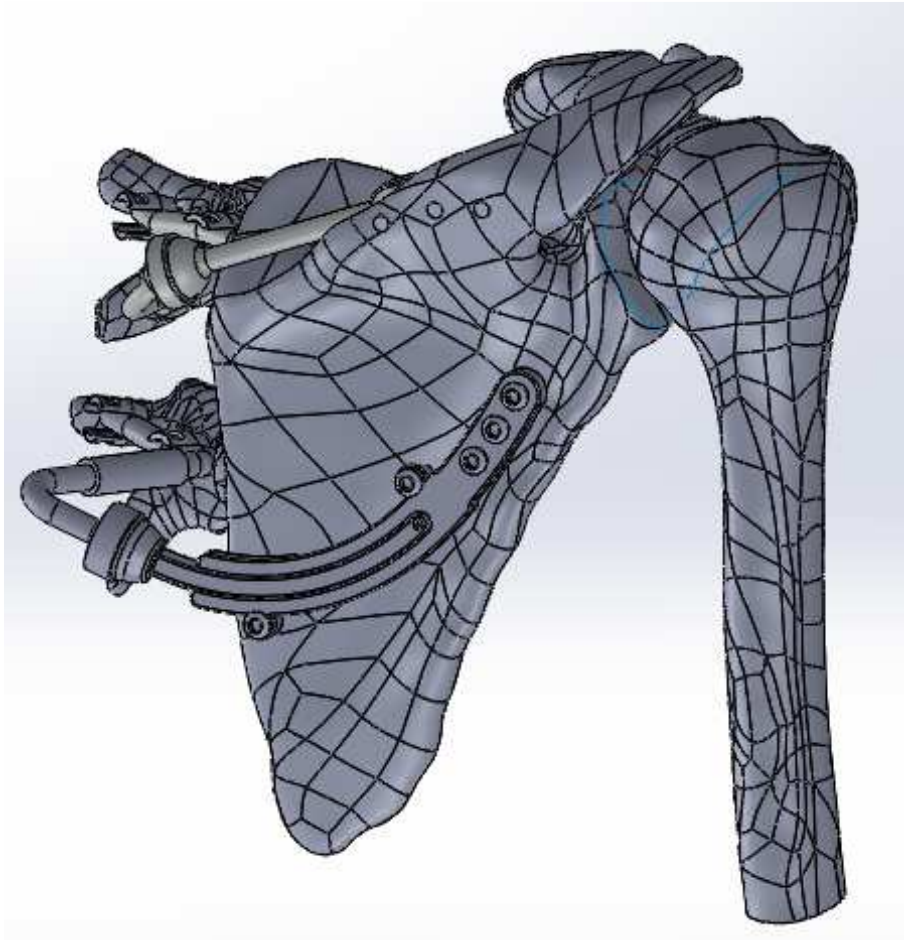
**Şekil 3.24.** Alt implant kilitleme elemanı teknik resmi

### 3.4. İMPLANT MONTAJI

DSS sistem modelini, skapulanın ölçüsüne göre yerleştirmek çok önemlidir. İmplantın “Kesi Kılavuzu” na göre skapula ve vertebra üzerinde uygun kesiler yapılır. Alt implant anterior görünüşte kemiğin lateralinden taşmayacak şekilde, üst implant ise skapulanın spine duvarından taşmayacak şekilde konumlandırıldı. Bundan sonraki adım üst görünüş veya lateral görünüşten implant yeri kontrol edildi. Sonraki adım ise rotların vertebraya uygun şekilde konumlandırıldı. Şekil 3.25 ve Şekil 3.26'da görüldüğü gibi, istenilen pozisyonda implantın A-P mesafesi ayarlandıktan sonra implant montajı bitirilmiş ve sonlu elemanlar analizine hazır hale getirilmiş oldu.



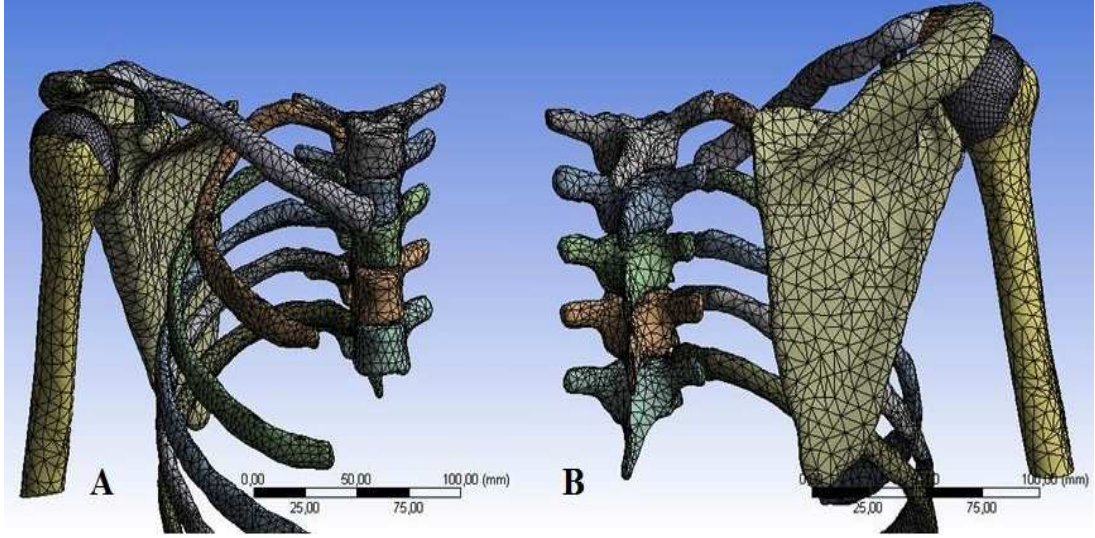
Şekil 3.25. DSS sistemin posterior CAD görünüm



Şekil 3.26. DSS sisteminin genel CAD görünümü

### 3.5. SONLU ELEMANLAR MODELİ

Dinamik analiz ANSYS Workbench (version 15.0) yazılımında Transient Analiz modülü kullanılarak Şekil 3.27’de görüldüğü gibi ağ yapısı oluşturuldu. Ağ yapıda oluşturulan kıkırdak yüzeylere hexahedral geri kalan kemiklere tetrahedral mesh atıldı. GH eklem ve AK eklem için ağ yapı boyutu 1 mm verildi. Kemik yapılarda ağ yapı boyutu 8 mm verildi.



Şekil 3.27. Omuz ekleminin sonlu elemanlar modeli A) Anterior B) Posterior görünüm

Analizleri yapılan modellerin eleman ve nod sayısı Çizelge 3.1’de gösterildiği gibi kullanıldı. Ayrıca analizlerde yer değiştirmenin fazla olması ve sürtünmesiz kontak tanımlaması yaptığımızdan dolayı analizler non-lineer olarak yapıldı.

Çizelge 3.1. Modellerin nod ve eleman sayıları

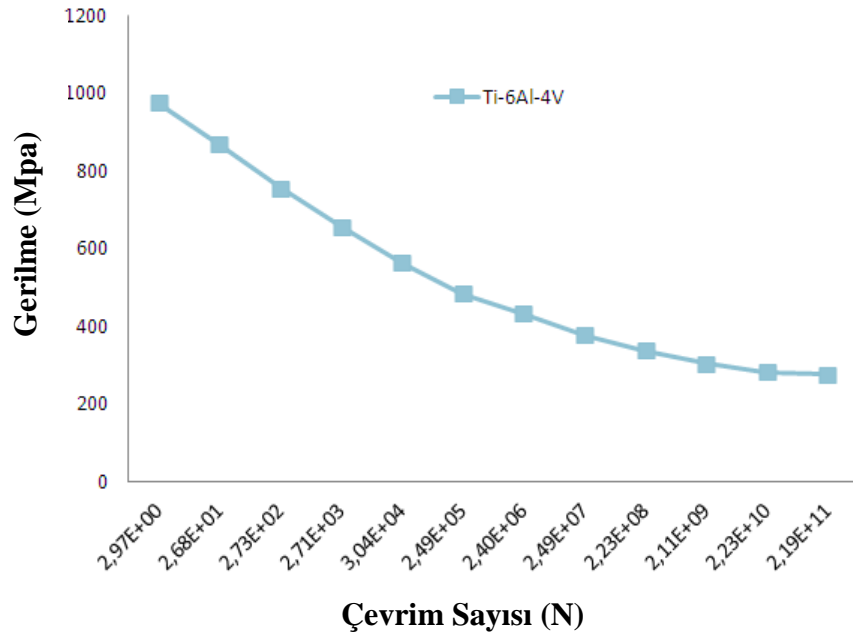
	Modeller		
	Referans Model	SF Model	İmplantlı Model
Nod Sayısı	120957	120994	220743
Eleman Sayısı	76664	76987	131959

#### 3.5.1. Malzeme Modeli

Analizlerin yapılması için literatürde yer alan kemik ve kıkırdak değerleri kullanıldı. Kemik malzeme birçok yayında kortikal ve süngerimsi olarak ayrılmasına rağmen çalışmamızda bütün olarak alındı. Wu ve arkadaşları çalışmalarında humerus kemiği

lineer izotropik malzeme olarak kabul ederek elastisite modülünü 18 GPa poisson oranını ise 0,3 almışlardır [116]. Meskers ve arkadaşları Skapula, klavikula ve vertebra için lineer izotropik malzeme olarak tanımlamışlardır. Skapula için elastisite modülünü 16 GPa poisson oranını ise 0,3, Klavikula için 11 GPa ve 0,3 poisson oranı tanımlanmış ve vertebra için elastisite modülü 12 GPa poisson oranı ise 0,3 kabul edilmiştir. [147, 145]. AK eklem, AK bağ, KK bağlar (Konoid ve Trapezoid) ve Korako-Akromiyal Bağ için isotropic elastic tanımlanmıştır. AK eklem için elastisite modülü 10,4 MPa poisson oranı ise 0,3 olarak tanımlanmıştır. Bağlar ve kapsul için ise elastisite modülü 9,6 MPa 0,3 poisson oranı tanımlanmıştır. [147] Currey ve arkadaşlarının GH eklemdede yaptıkları çalışmada kıkırdakları için isotropic elastic malzeme olarak tanımlamışlardır. Humerus kıkırdağı için elastisite modülü olarak 0,66 MPa 0,08 poisson, skapula kıkırdağı için elastisite modülü olarak 1,7 MPa, 0,08 poisson oranı tanımlamışlardır. Ayrıca kaburgalar için elastisite modülü 14 GPa poisson oranı ise 0,3 olarak belirlenmiştir [143].

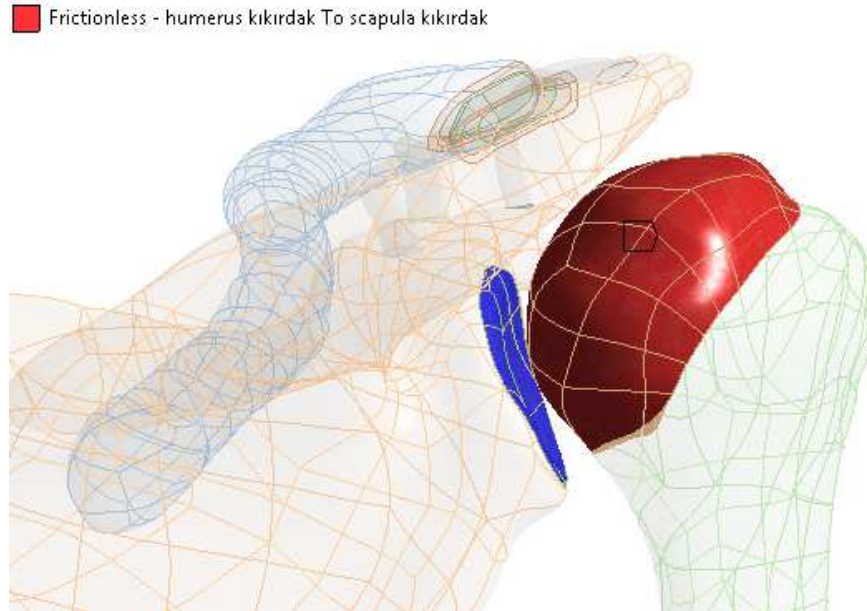
Vertebra kemik modelleri için elastisite modülü 12 GPa poisson oran ise 0,3 olarak alınmıştır. Skapulotorasik stabilizasyon için tasarlanan implant ve pedikül vidalar için titanyum (Ti-6Al-4V) malzemesi kullanılmıştır. Titanyum için 110 GPa 0,32 poisson oranı kullanılmıştır [150]. Ayrıca analizlerde titanyum malzemenin yorulma diyagramı S-N Şekil 3.28 'deki gibi ANSYS Workbench'e girilmiştir.



Şekil 3.28. Titanyum (Ti6Al4V) malzemesi için S-N diyagramı [150].

### 3.5.2. Sınır Şartları

Malzeme tanımlamasından sonra malzemeler arasında temas tanımlamaları girildi. Şekil 3.29'da gösterildiği gibi kıkırdaklar arası sürtünmesiz (frictionless) kontak tanımlanmıştır.



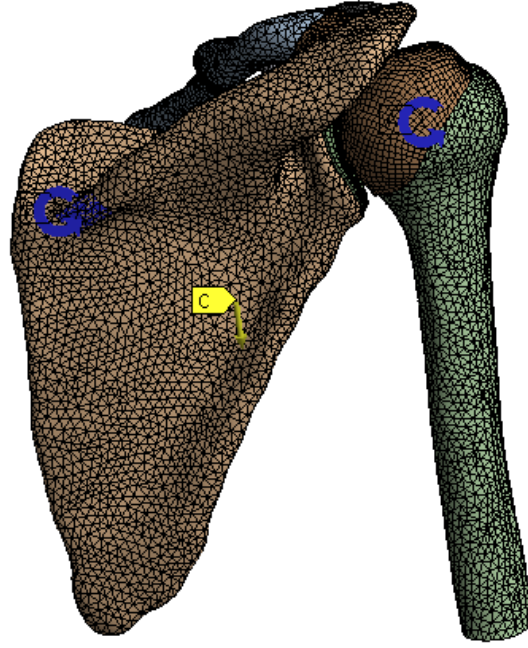
**Şekil 3.29.** Kıkırdaklar arası kontak tanımlaması

Humerus ile humerus kıkırdağı arasında olduğu gibi diğer kıkırdak yapılar ve kemikler arasında, bağlar ve eklemlerin skapula ve humerusa bağlantıları yüzeyler arasında yapışkan (bonded) kontak tanımlandı [54]. Kıkırdaklar arası "stiffness factor" manuel olarak 10 değeri girildi.

RF model abduksiyon için Şekil 3.30'da gösterildiği gibi humerus ve skapulanın dönme eksenlerine rotasyon ve sisteme yerçekimi kuvveti uygulandı.

**B: abdüksiyon**  
Transient  
Time: 1, s

- A** Joint - Rotation: 150, °
- B** Joint - Rotation: 40, °
- C** Standard Earth Gravity: 9806,6 mm/s<sup>2</sup>



**Şekil 3.30.** Abdüksiyon sınır şartları

Abdüksiyon hareketinin 1 saniyede yapıldığı varsayılarak skapula ve humerusun yaptıkları açı değerleri Çizelge 3.2'de gösterildiği gibi zamana bağlı olarak tanımlanmıştır.

**Çizelge 3.2.** Abdüksiyon dönme açıları

Humerus Dönme Açıları		Skapula Dönme Açıları	
Zaman (s)	Açı (derece)	Zaman (s)	Açı (derece)
0	0	0	0
0,2	30	0,2	0
0,7	90	0,7	30
1	150	1	40

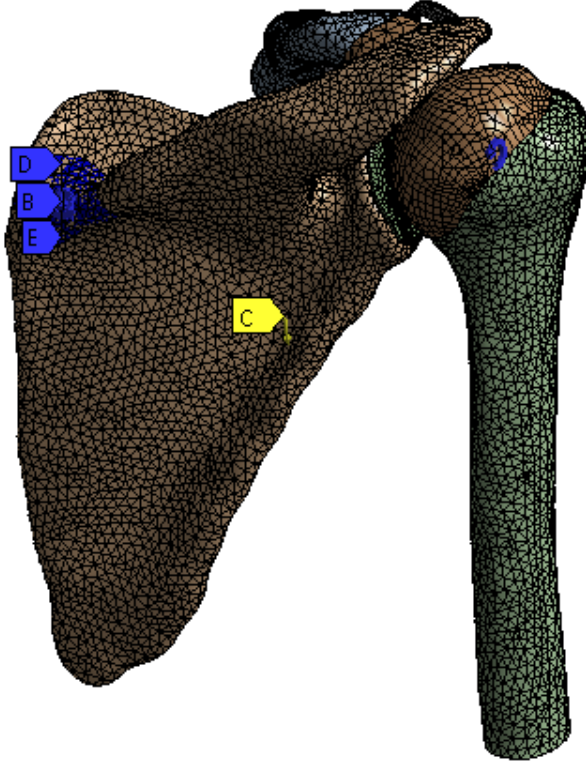
Fleksiyon hareketinde sırasında skapulanın yukarı rotasyonu, posterior tilti ve eksternal rotasyonu dönme ekseninde oluşturuldu. Şekil 3.31'de görüldüğü gibi Humerus için dönme merkezinde rotasyon ve yine sisteme yerçekimi tanımlandı.

**C: fleksiyon**

Transient

Time: 1, s

- A** Joint - Rotation: 150, °
- B** Joint - Rotation: 4, °
- C** Standard Earth Gravity: 9806,6 mm/s<sup>2</sup>
- D** Joint - Rotation 6: -40, °
- E** Joint - Rotation 7: 20, °

**Şekil 3.31.** Fleksiyon sınır şartları

Fleksiyon hareketinin, abdüksiyon hareketinde olduğu gibi 1 saniyede yapıldığı varsayılarak skapula ve humerus için tanımlanan açı değerleri Çizelge 3.3'te gösterildiği gibi zamana bağlı olarak tanımlanmıştır.

**Çizelge 3.3.**Fleksiyon dönme açıları

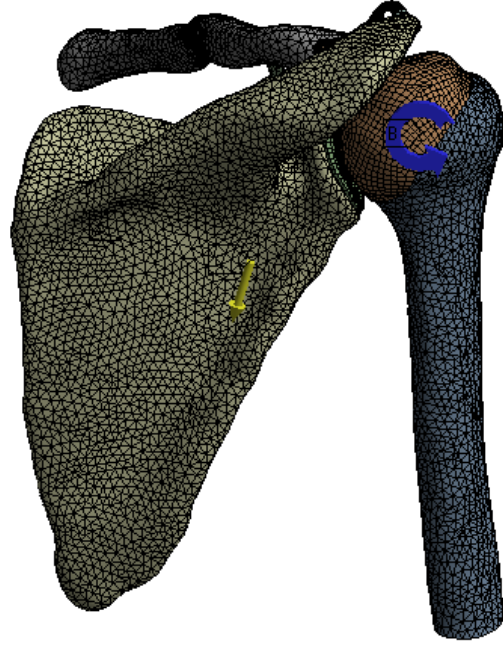
Humerus Dönme Açıları		Skapula Dönme Açıları			
Zaman (s)	Açı (derece)	Zaman (s)	Dış Rotasyon (derece)	İç otasyon	Posterior Tilt
0	0	0	0	0	0
0,2	30	0,2	0	0	0
1	150	1	40	4	20

SF model için skapula abdüksiyonun ve fleksiyonda 20° dış rotasyona getirilerek 3, 4, 5 nolu kostalara sabitlendi [65]. 3, 4 ve 5. kostalar ile skapula arasında 'bonded' kontak tanımlandı. Analizlerin kıyaslanmasının doğru olması için RF modelde uygulanan sınır şartları Şekil 3.32'de görüldüğü gibi STF modelinde de aynı yapıldı.



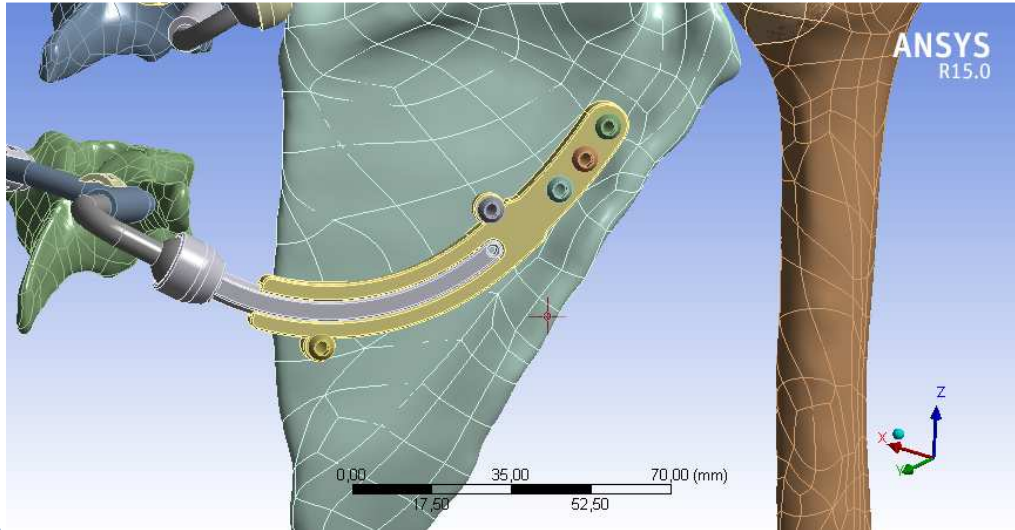
A: STF Abdüksiyon  
Transient

- A Fixed Support
- B Joint - Rotation: 150, °
- C Standard Earth Gravity: 9806,6 mm/s<sup>2</sup>

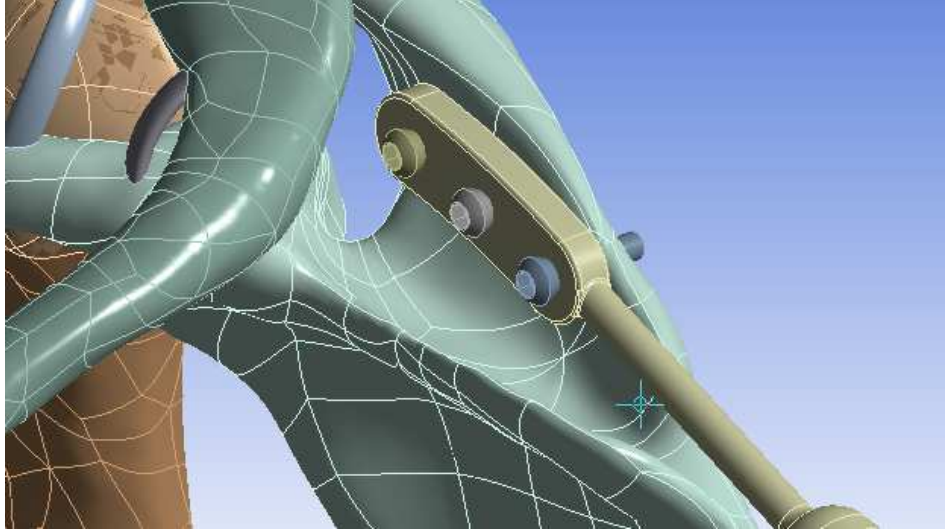


Şekil 3.32. SF sınır şartları

DSS sistemin sınır şartları analizlerin doğruluğu açısından normal model ve SF modelinde yapılan tanımlamalar ile aynı yapıldı. Ayrıca Şekil 3.33 ve Şekil 3.34'te görüldüğü gibi alt ve üst implantlar 4.5 mm kortikal vidalar ile skapulaya sabitlenmiştir.

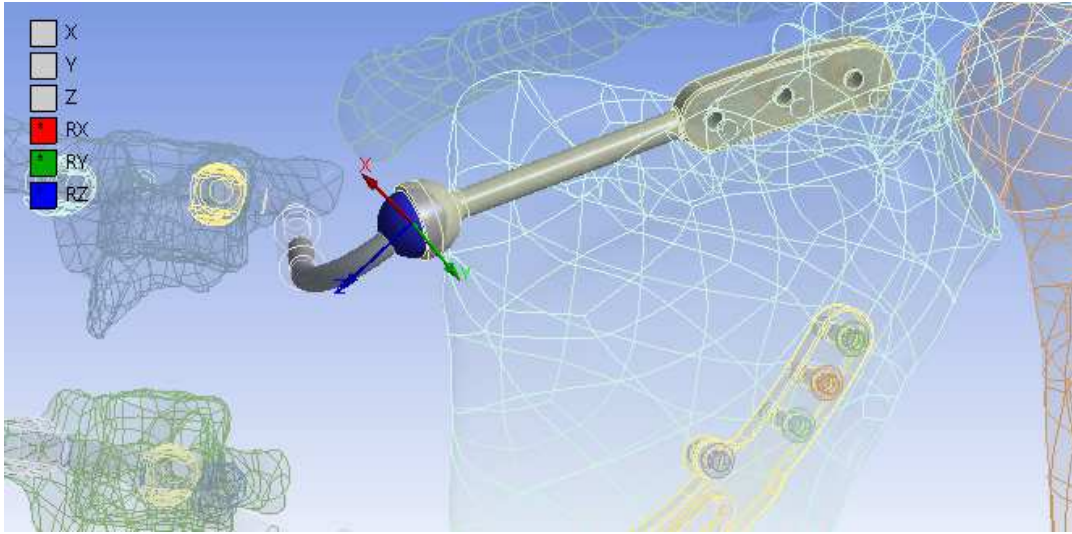


Şekil 3.33. Alt implantın skapulaya sabitlenmesi



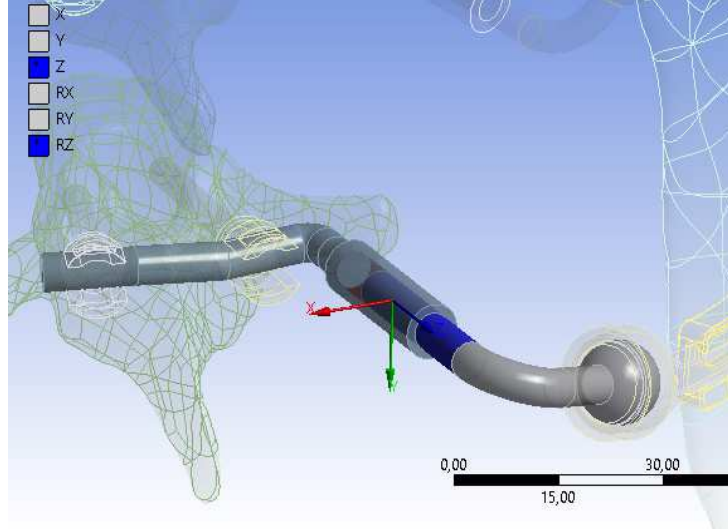
**Şekil 3.34.** Üst implantın skapulaya sabitlenmesi

İmplantlar arasına uygun olarak joint tanımlamaları yapıldı. Şekil 3.35'te görüldüğü gibi küresel mafsallarda mafsalsal (Spherical) tanımlama yapılarak sistemin x, y ve z 'de dönme serbestliği tanımlandı.



**Şekil 3.35.** Mafsalsal ile gövde arasında kontak tanımlaması

Alt ve üst implantta küresel mafsalsal ile rot arasında birbiri içerisinde dönebilen ve hareket edebilen bir sistem tasarlandı. ANSYS'de bu iki parça arasına Şekil 3.36'da görüldüğü gibi silindirik (Cylindrical) tanımlaması yapıldı. Bu tanımlama ile sisteme z yönünde dönme ve hareket serbestliği kazandırıldı. Böylelikle sistemde oluşacak gerilmeler azaltılarak hareket kabiliyeti artırılmış oldu.



**Şekil 3.36.** Mafsal ile rot arasında kontak tanımlaması

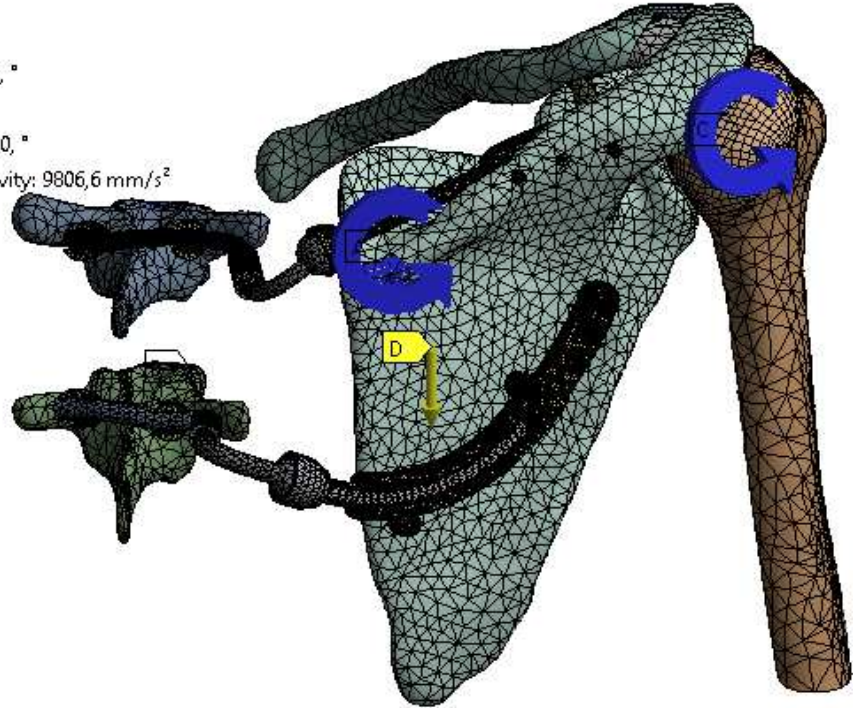
SEA analizinde taşıyıcı görevi gören vertebralar, alt ve üst yüzeylerinden sabitlenmiştir. Sistemin kararlılığını sağlayan vertebra ile pedikül vidalar arasında yapışkan (bonded) kontak tanımlandı. Şekil 3.37'de DSS sisteminin genel ağ örgüsü ve sınır şartları gösterilmiştir.

**A: Model, Transient**

Transient

Time: 1, s

- A** Joint - Rotation: 40, °
- B** Fixed Support
- C** Joint - Rotation: 150, °
- D** Standard Earth Gravity: 9806,6 mm/s<sup>2</sup>



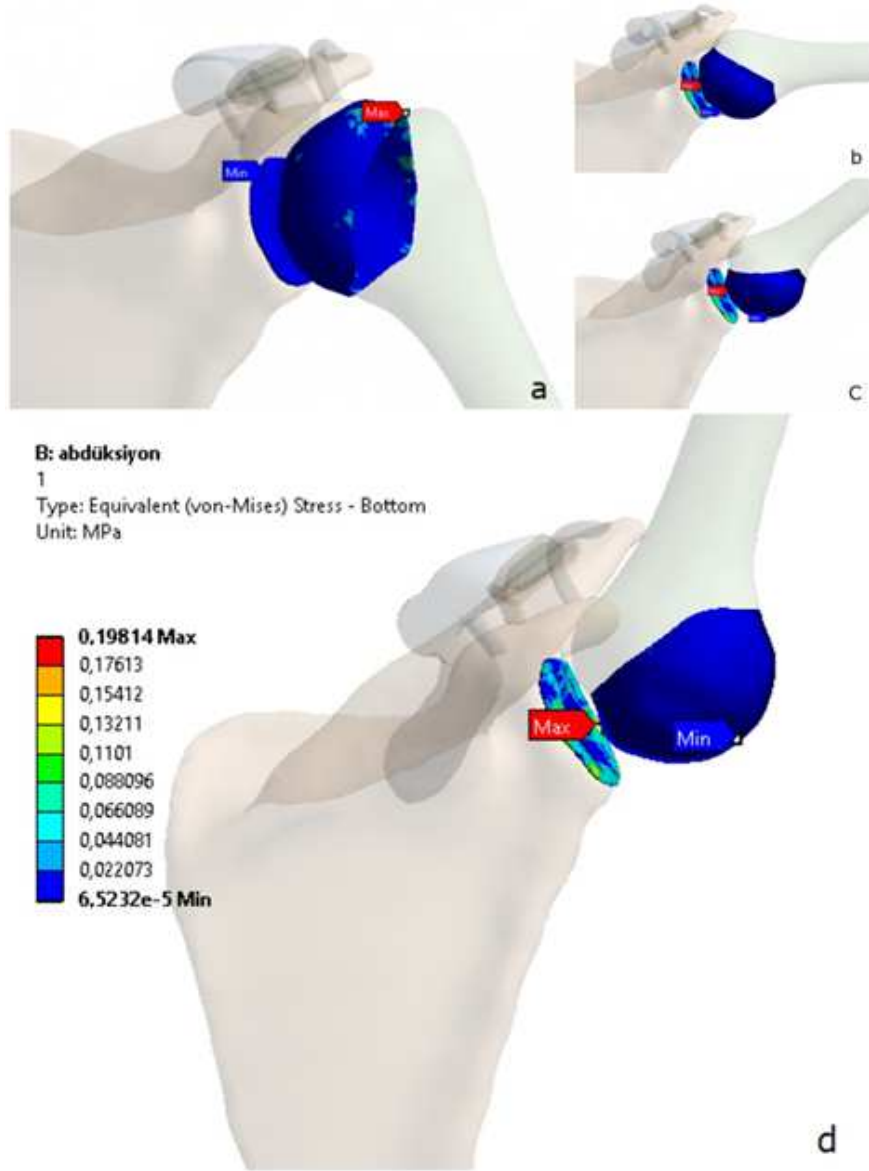
**Şekil 3.37.** DSS modelinin sınır şartları

## 4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Oluşturulan modeller ve sınır şartlarına göre omuzun bir saniye içerisinde 0°'den 150°'lik abdüksiyon ve fleksiyon hareketinin dinamik olarak SEA'sı gerçekleştirildi SEA programında yapılan yakınsamalar ayarlanarak çalıştırılmıştır. Bazı durumlarda sonuç elde edememe, bazı durumlarda da mühendislik açısından anlamsız sonuçlar elde edilmesi neticesinde bir kaç düzenlemeye ve tanımlamalarda ayarlamalara gidilmiştir. Sonuçlarda meydana gelen eşdeğer gerilmeler, herbir derece ve saniye için ayrı ayrı verilebileceği gibi, daha iyi anlaşılabilmesi için 30°, 90°, 120° ve 150° olarak gruplandırılmıştır.

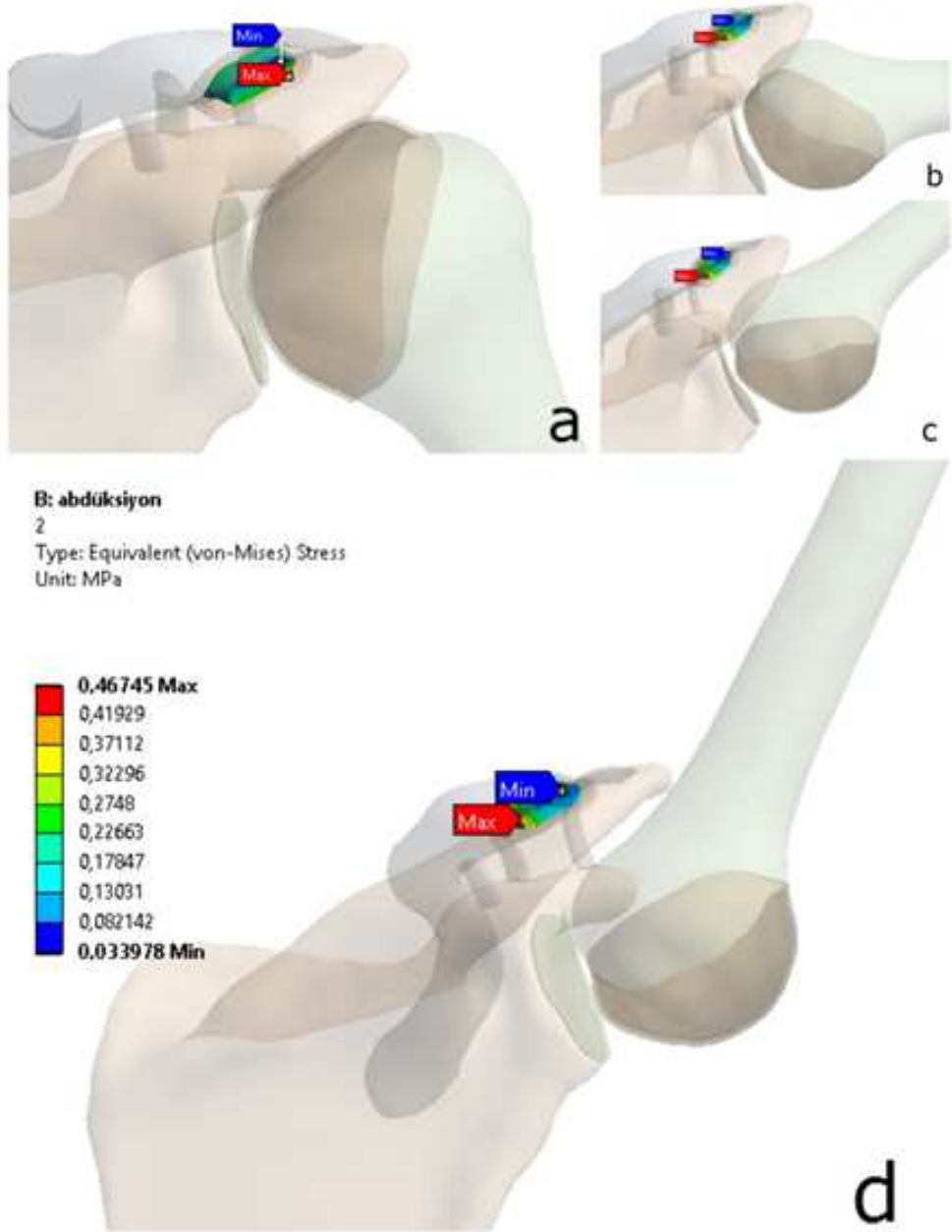
### 4.1. REFERANS MODELDE ELDE EDİLEN BULGULAR

Şekil 4.1'de sırasıyla 30°, 90°, 120° ve 150°'lerde lineer izotropik malzeme tanımlı RF omuz modelinin abdüksiyonda GH eklemde oluşan gerilmeler görülmektedir. GH eklemde meydana gelen gerilmenin 30° skapulanın hareket etmesi ile artmaya başlamıştır. Adüksiyon hareketi sırasında maksimum eşdeğer gerilmenin 30°'ye kadar humerus kırırdağında olduğu gözlenirken 30°'den sonra maksimum eşdeğer gerilmenin glenoid bölgesinde olduğu saptandı. GH eklemde meydana gelen gerilmelere, 30°'de 0,0098141 MPa 90°'de 0,14956 MPa, 120°'de 0,17381 MPa ve 150°'de 0,19814 MPa elde edilmiştir. Elde edilen maksimum eşdeğer gerilme ve yeri Favre ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışma ile benzerlik göstermektedir [151].



**Şekil 4.1.** a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki RF omuz modelinin abduksiyon hareketinde GH ekleminde oluşan gerilmeler

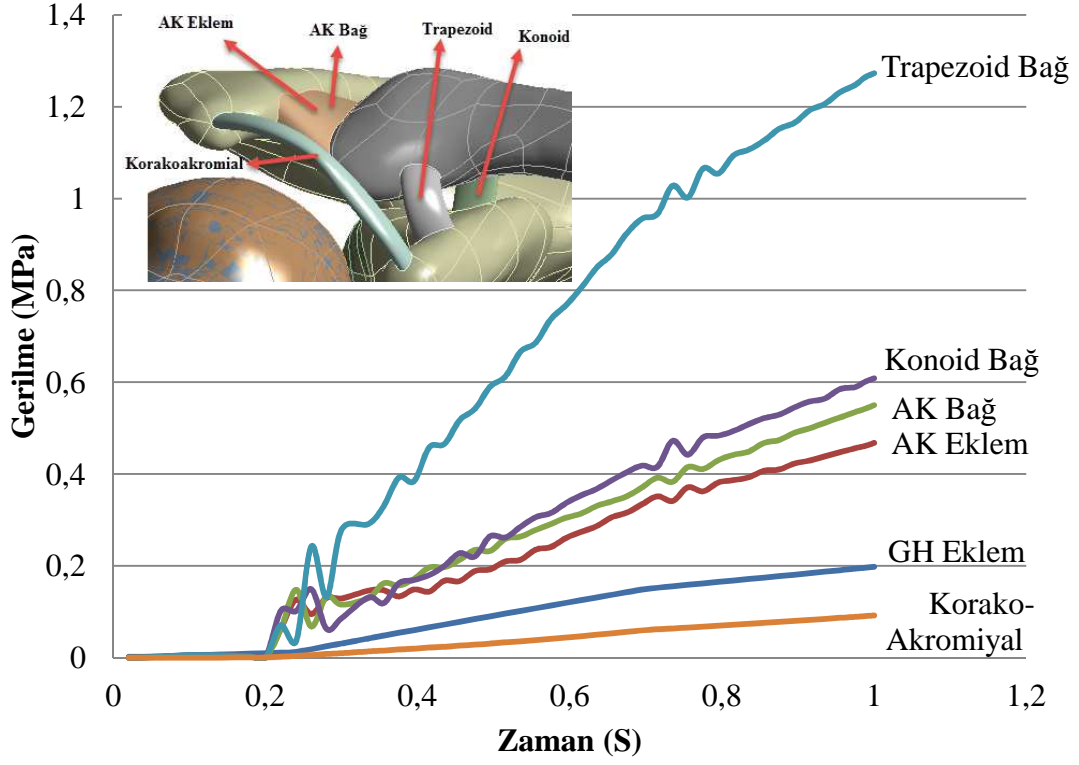
RF omuz modelinin 30°, 90°, 120° ve 150°'lerde lineer izotropik malzeme tanımlı abduksiyon hareketi esnasında AK ekleminde oluşan gerilmeler Şekil 4.2'de gösterilmektedir. Şekil 4.2'de görüldüğü gibi AK eklemin abduksiyon hareketi sırasında 30°'de maksimum eşdeğer gerilme, AK eklemin skapulaya yapıştığı yerde bulunurken 30°'den sonra mediale klavikulaya tarafına kaydığı görülmektedir. AK ekleminde meydana gelen gerilmelere, 30°'de 0,0028437 MPa, 90°'de 0,33851 MPa, 120°'de 0,40321 MPa ve 150°'de 0,55003 MPa olduğu görülmüştür.



**Şekil 4.2.** a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki RF omuz modelinin abduksiyon hareketinde AK ekleminde oluşan gerilmeler

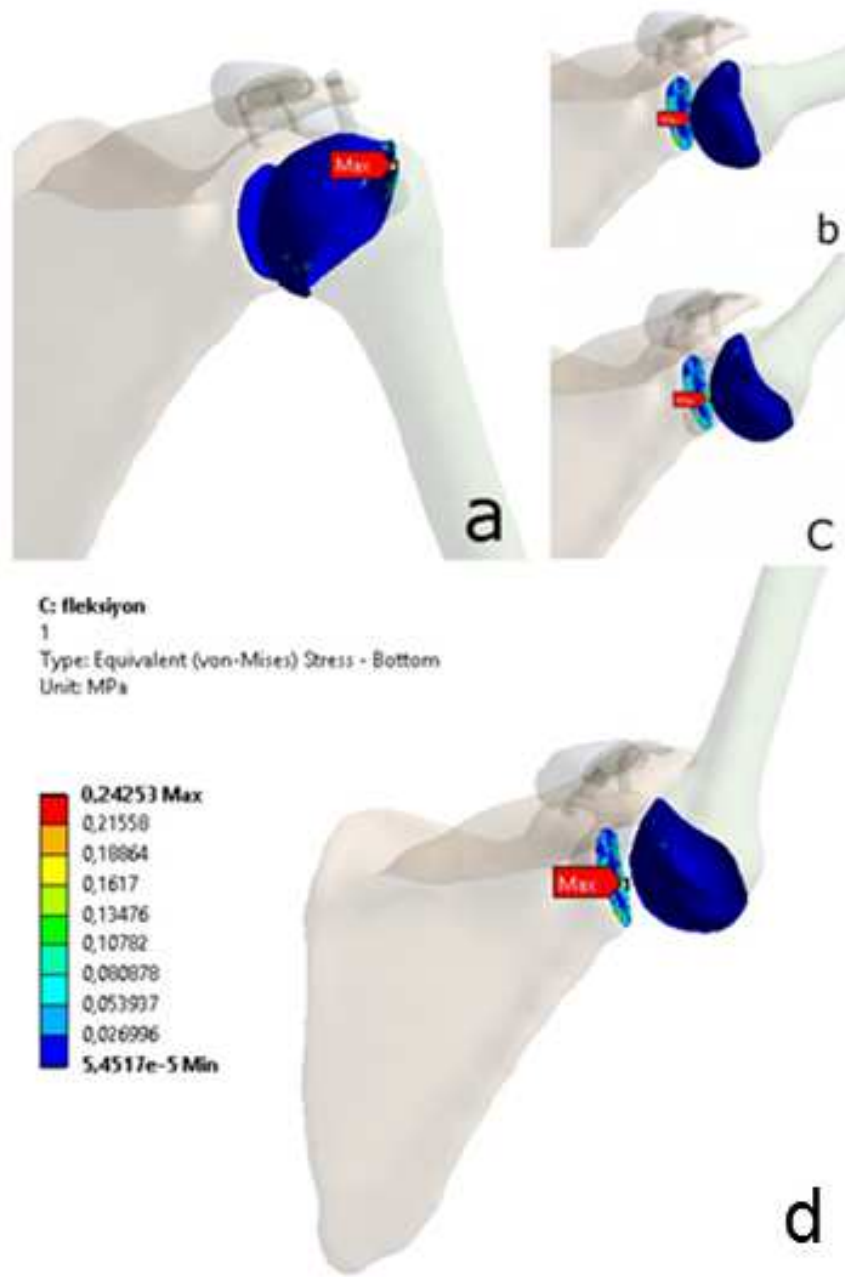
RF model abduksiyon hareketinde Konoid, Trapezoid, Korako-Akromiyal, AK bağlar ve GH ve AK eklemlerinde oluşan eşdeğer gerilmelerin karşılaştırılması amacıyla Şekil 4.3'te oluşan gerilme değerleri verildi.

## ABDUKSİYON



Şekil 4.3. RF model eklem ve bağlarda abdüksiyonda hareketinde oluşan gerilmeler

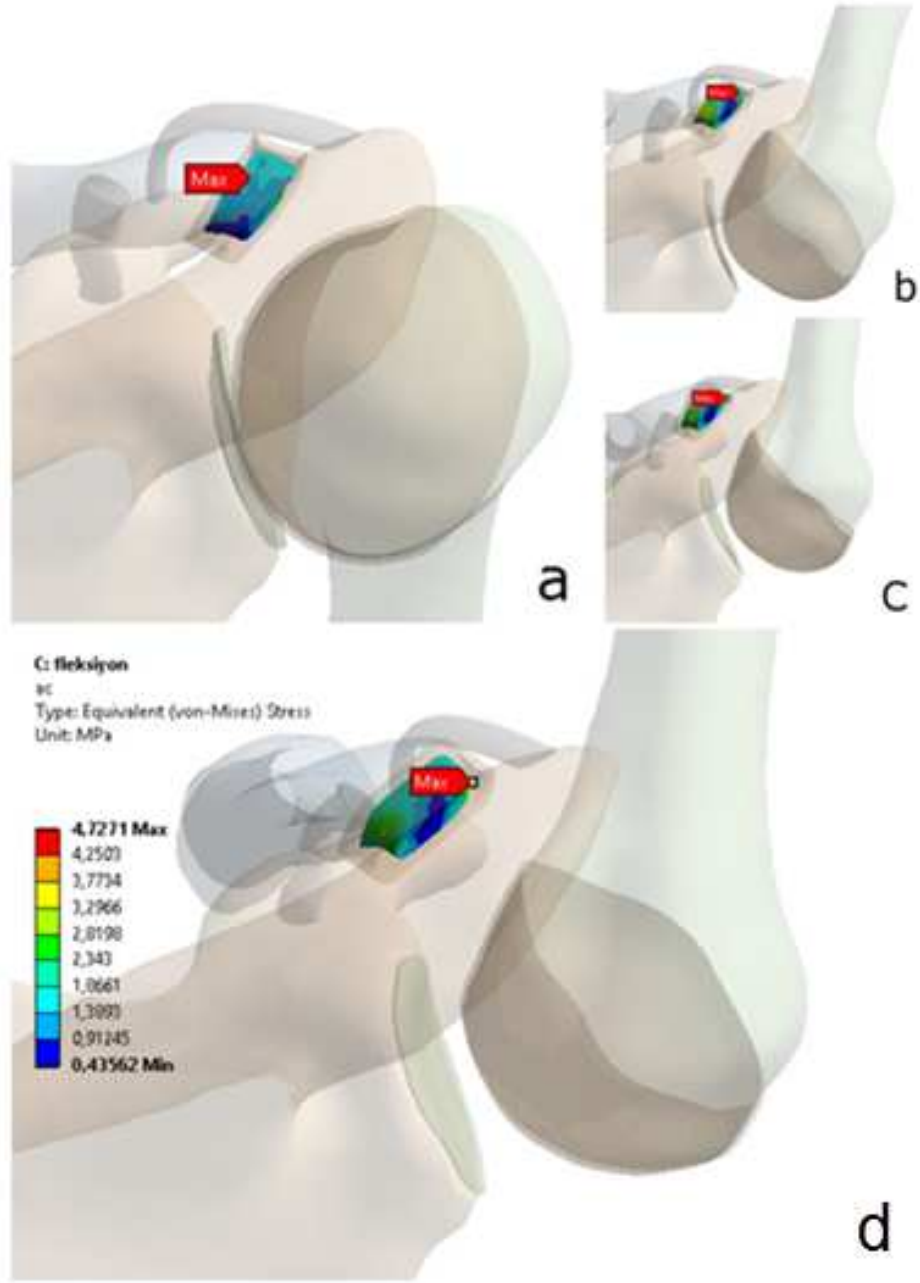
Kolun öne doğru hareket ettirilmesi ile (fleksiyon) RF modelin GH eklemine oluşan gerilmeler Şekil 4.4'te gösterilmiştir. RF model fleksiyon sırasında GH eklemde 30°, 90°, 120° ve 150°'lerde oluşan gerilmeler görülmektedir. Fleksiyonda GH eklemine 30°'ye kadar hareketi sırasında maksimum eşdeğer gerilme humerus kırırdağında oluşurken daha sonra maksimum gerilmenin glenoid yüzeyinde olduğu görülmektedir. GH eklemde meydana gelen gerilmeler, 30°'de 0,015519 MPa, 90°'de 0,15115 MPa, 120°'de 0,19681 MPa ve 150°'de 0,24253 MPa elde edilmiştir.



**Şekil 4.4.** a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki RF omuz modelinin fleksiyon hareketinde GH ekleminde oluşan gerilmeler

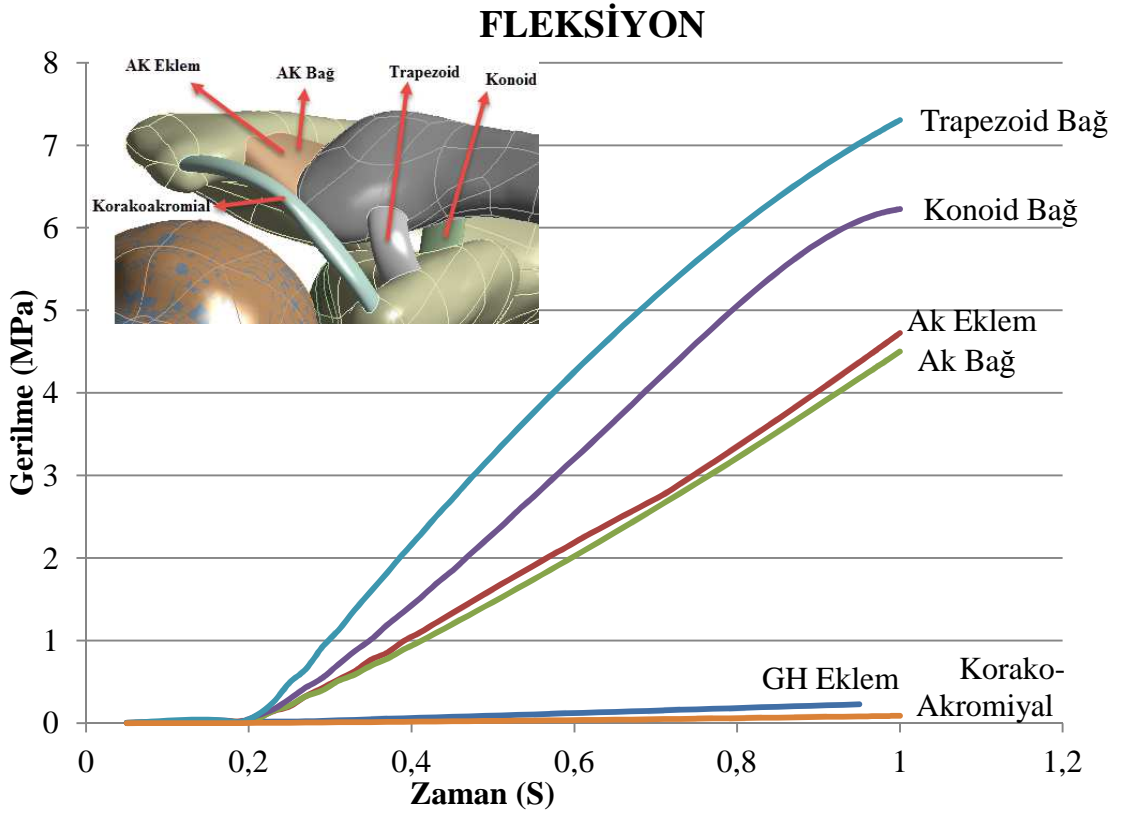
RF omuz modelinin 30°, 90°, 120° ve 150°'lerde lineer izotropik malzeme tanımlı fleksiyon hareketi esnasında AK ekleminde oluşan gerilmeler Şekil 4.5'te gösterilmektedir. Şekil 4.5'te görüldüğü AK eklemin fleksiyon hareketi sırasında 90°'de maksimum eşdeğer gerilme AK eklemin klavikulaya yapıştığı yerde bulunurken 90°'den sonra maksimum gerilmenin akromionda oluştuğu belirlenmiştir. AK ekleminde meydana gelen gerilmelere, 30°'de 0,021475 MPa, 90°'de 2,7169 MPa, 120°'de 3,6831 MPa ve 150°'de 4,7271 MPa olduğu görülmüştür.





**Şekil 4.5.** a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki RF omuz modelinin fleksiyon hareketinde AK ekleminde oluşan gerilmeler

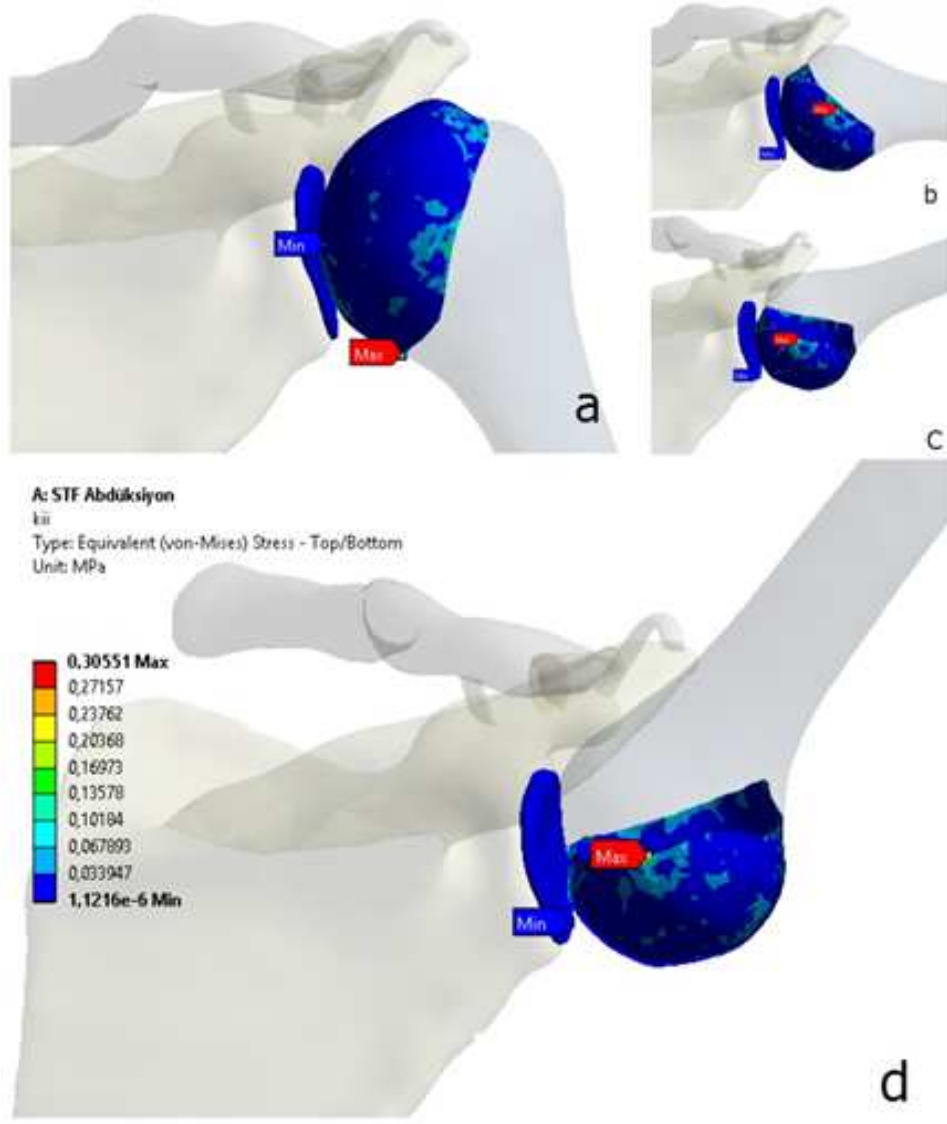
RF model fleksiyon hareketinde Konoid, Trapezoid, Korako-Akromiyal, AK bağlar ve GH ve AK eklemlerinde oluşan eşdeğer gerilmelerin karşılaştırılması amacıyla Şekil 4.6'da oluşan gerilme değerleri verildi.



Şekil 4.6. RF model eklem ve bağlarda fleksiyon hareketinde oluşan gerilmeler

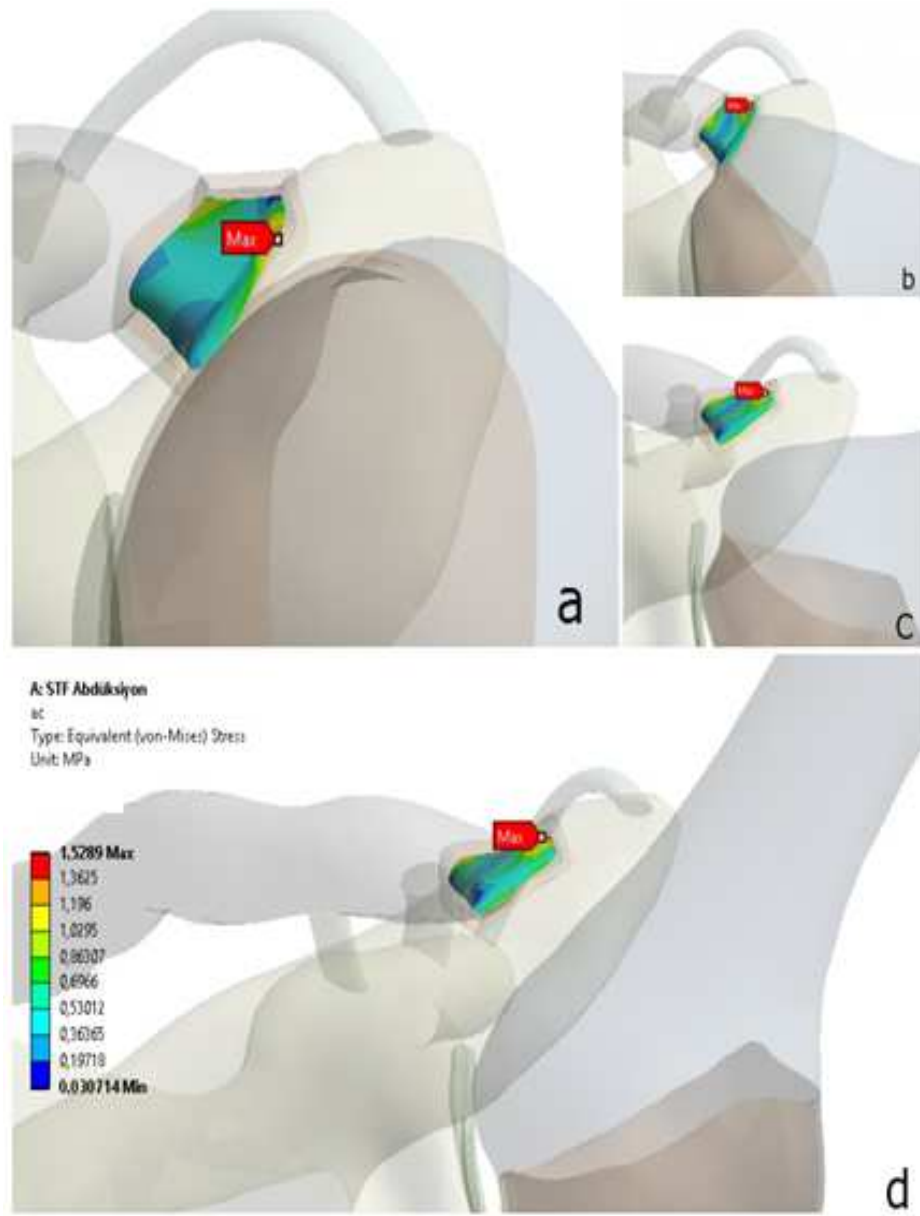
#### 4.2. SKAPULATORASİK FÜZYON MODELDE ELDE EDİLEN BULGULAR

SEA'da lineer izotropik malzeme tanımlı STF'li modelin Şekil 4.7'de görüldüğü gibi abdüksiyonda GH ekleminde 30°, 90°, 120° ve 150°'lerde oluşan gerilmeler görülmektedir. STF omuz modelinin abdüksiyon hareketi sırasında maksimum eşdeğer gerilmenin skapula hareket etmediği için humerus kırırdağında olduğu belirlenmiştir. GH ekleminde meydana gelen gerilmelere, 30°'de 0,066414 MPa 90°'de, 0,15586 MPa, 120°'de 0,23106 MPa ve 150°'de 0,30551 MPa elde edilmiştir.



**Şekil 4.7.** a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki STF modelinin abdüksiyon hareketinde GH ekleminde oluşan gerilmeler

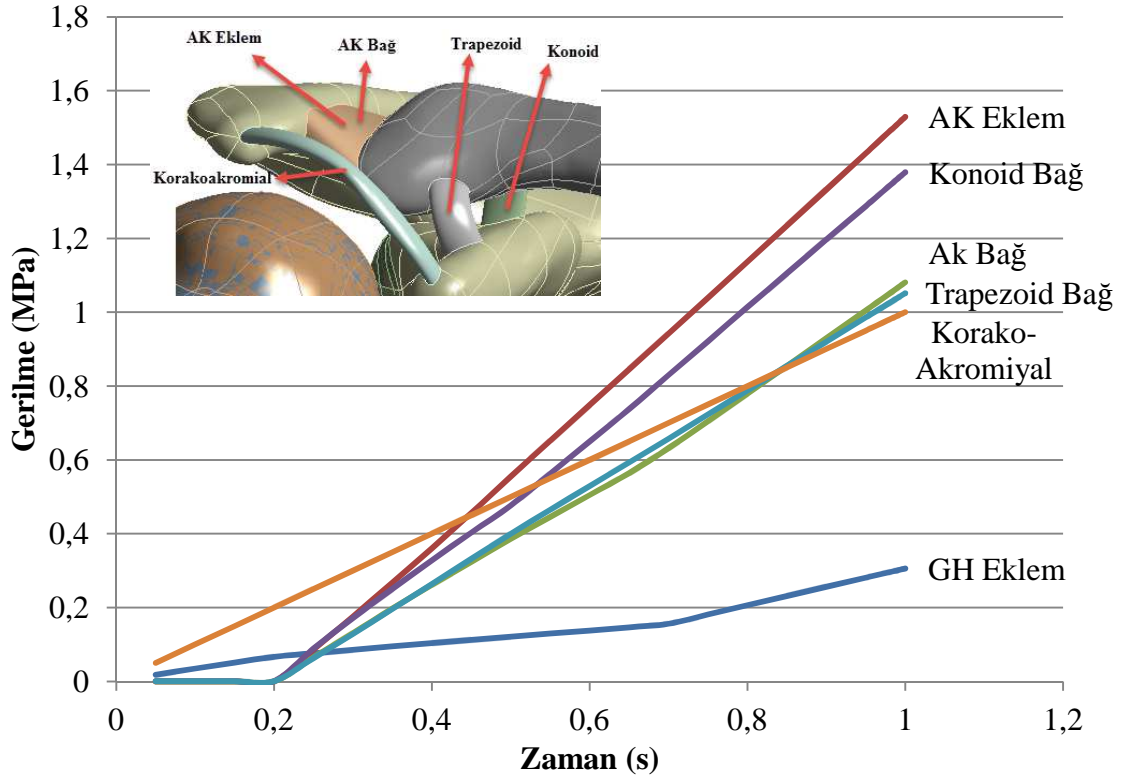
AK ekleminde ise STF'li modelin 30°, 90°, 120° ve 150°'lerde abdüksiyon hareketinde meydana gelen gerilmeler Şekil 4.8'de gösterilmiştir. Abdüksiyon sırasında maksimum eşdeğer gerilme AK ekleminin lateral ve skapula tarafında olduğu belirlendi. AK ekleminde meydana gelen gerilmelere, 30°'de 0,00018913 MPa 90°'de, 0,9418 MPa, 120°'de 1,2341 MPa ve 150°'de 1,5289 MPa olduğu görülmüştür.



**Şekil 4.8.** a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki STF modelinin abdüksiyon hareketinde AK ekleminde oluşan gerilmeler

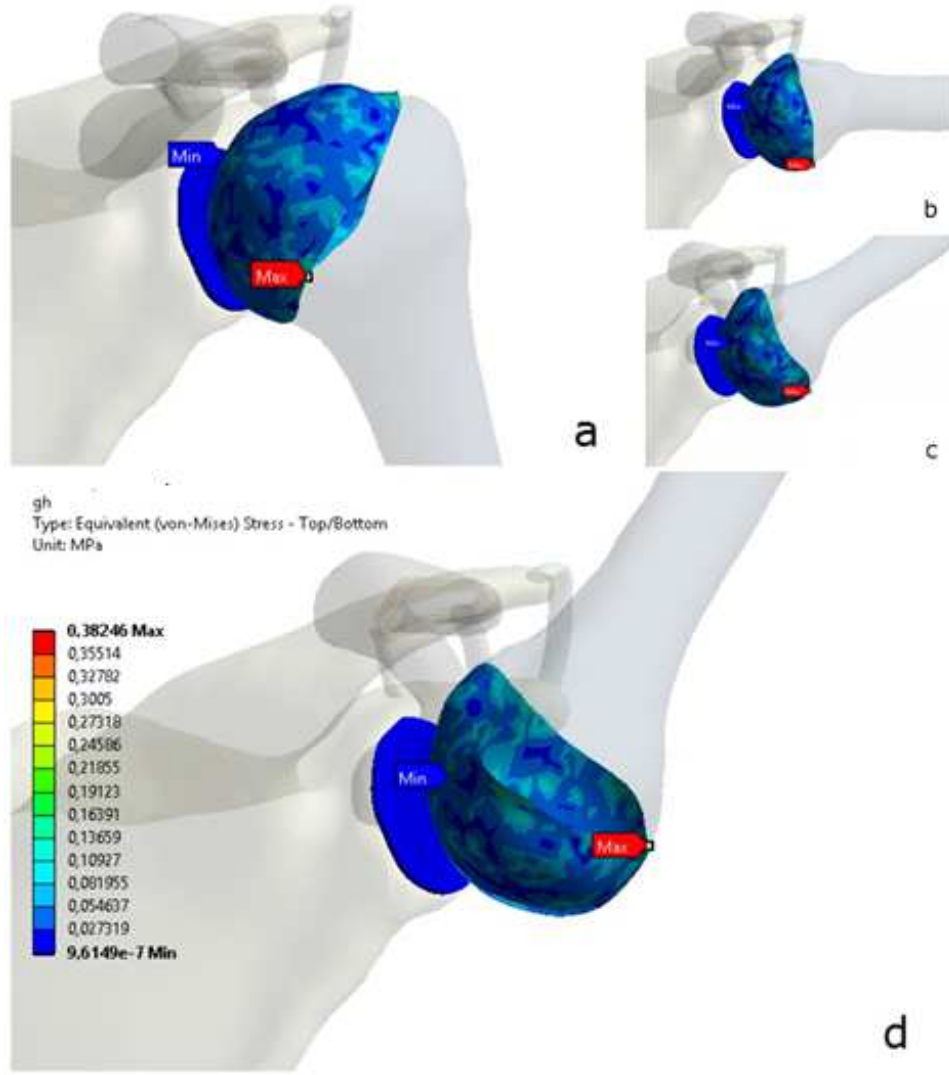
STF modelinin abdüksiyon hareketinde Konoid, Trapezoid, Korako-Akromiyal, AK bağlar ve GH ve AK eklemlerinde oluşan eşdeğer gerilmelerin karşılaştırılması amacıyla Şekil 4.9'da oluşan gerilme değerleri verildi.

## ABDUKSİYON



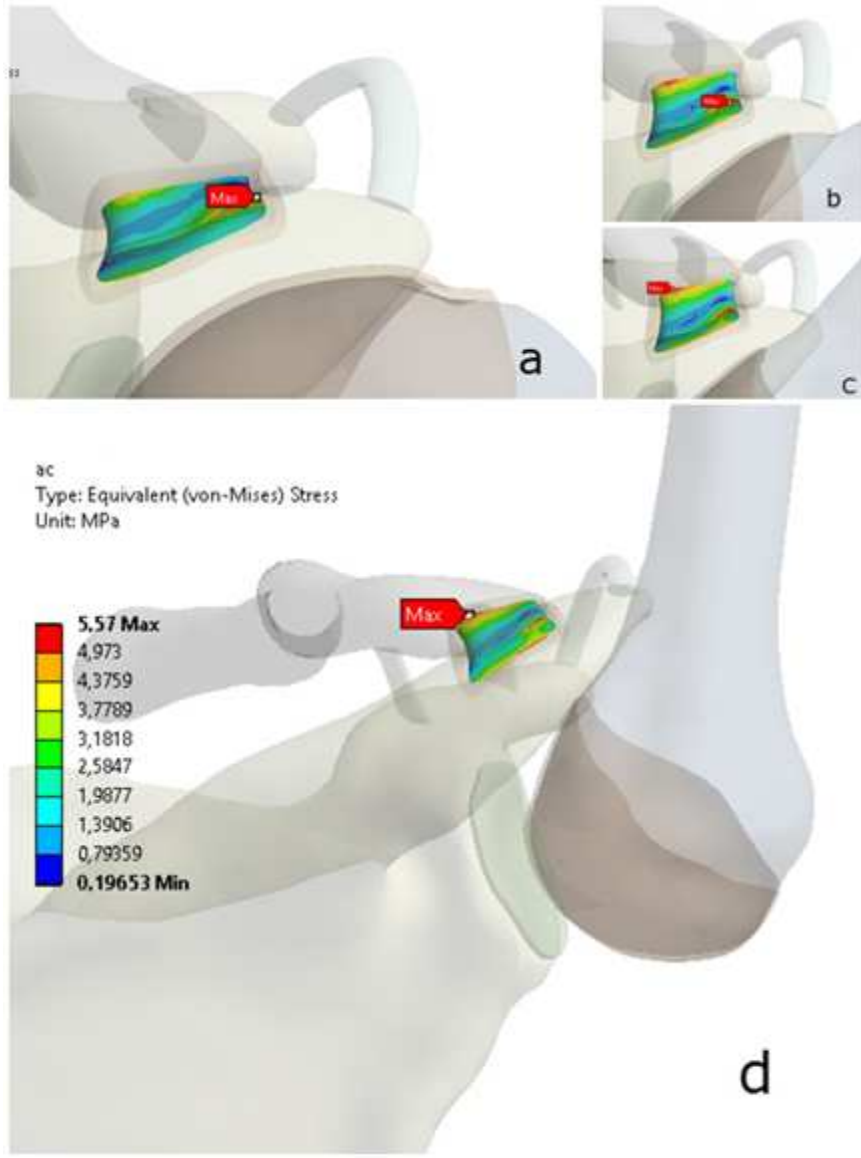
**Şekil 4.9.** STF modelinin abdüksiyonda hareketinde eklem ve bağlarda meydana gelen gerilmeler

STF modelinin 30°, 90°, 120° ve 150°'lerde fleksiyon hareketi sırasında GH Eklemde Oluşan Gerilmeler Şekil 4.10'da görülmektedir. Fleksiyonda GH eklemde maksimum eşdeğer gerilme humerus kırıkdağında olduğu görülmektedir. GH eklemde meydana gelen gerilmeler, 30°'de 0,17475 MPa 90°'de, 0,26181 MPa, 120°'de 0,32845 MPa ve 150°'de 0,38246 MPa elde edilmiştir.



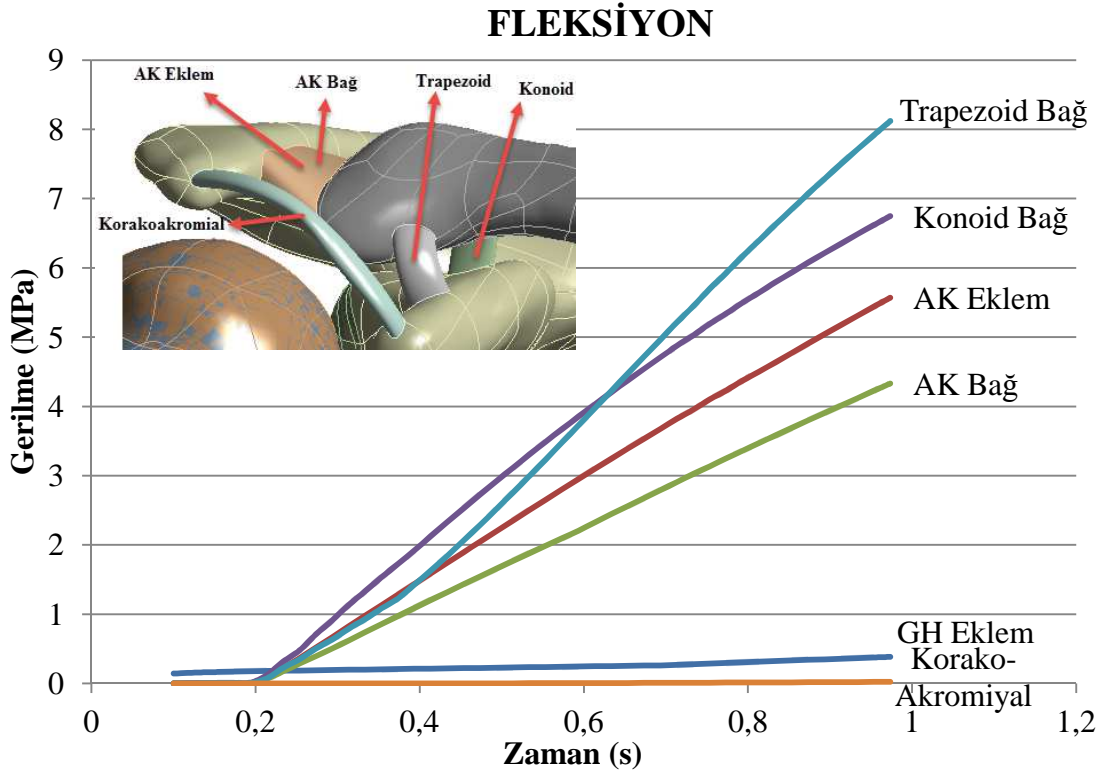
**Şekil 4.10.** a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki STF modelinin fleksiyon hareketinde GH ekleminde oluşan gerilmeler

STF omuz modelinin 30°, 90°, 120° ve 150°'lerde fleksiyon hareketi esnasında AK ekleminde oluşan gerilmeler Şekil 4.11'de gösterilmektedir. Şekil 4.11'de görüldüğü AK eklemin fleksiyon hareketi sırasında 90°'ye kadar maksimum eşdeğer gerilme AK eklemin skapulata yapıştığı yerde bulunurken 90°'den sonra maksimum gerilmenin klavikula tarafında oluşu gözlenmiştir. AK ekleminde meydana gelen gerilmelere, 30°'de 0,027418 MPa, 90°'de 3,7253 MPa, 120°'de 4,749 MPa ve 150°'de 5,57 MPa olduğu görülmüştür.



**Şekil 4.11.** a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki STF modelinin fleksiyon hareketinde AK ekleminde oluşan gerilmeler

STF modelinin fleksiyon hareketi esnasında Konoid, Trapezoid, Korako-Akromiyal, AK bağlar ve GH ve AK eklemlerinde oluşan eşdeğer gerilmelerin karşılaştırılması amacıyla Şekil 4.12'de oluşan gerilme değerleri verildi.

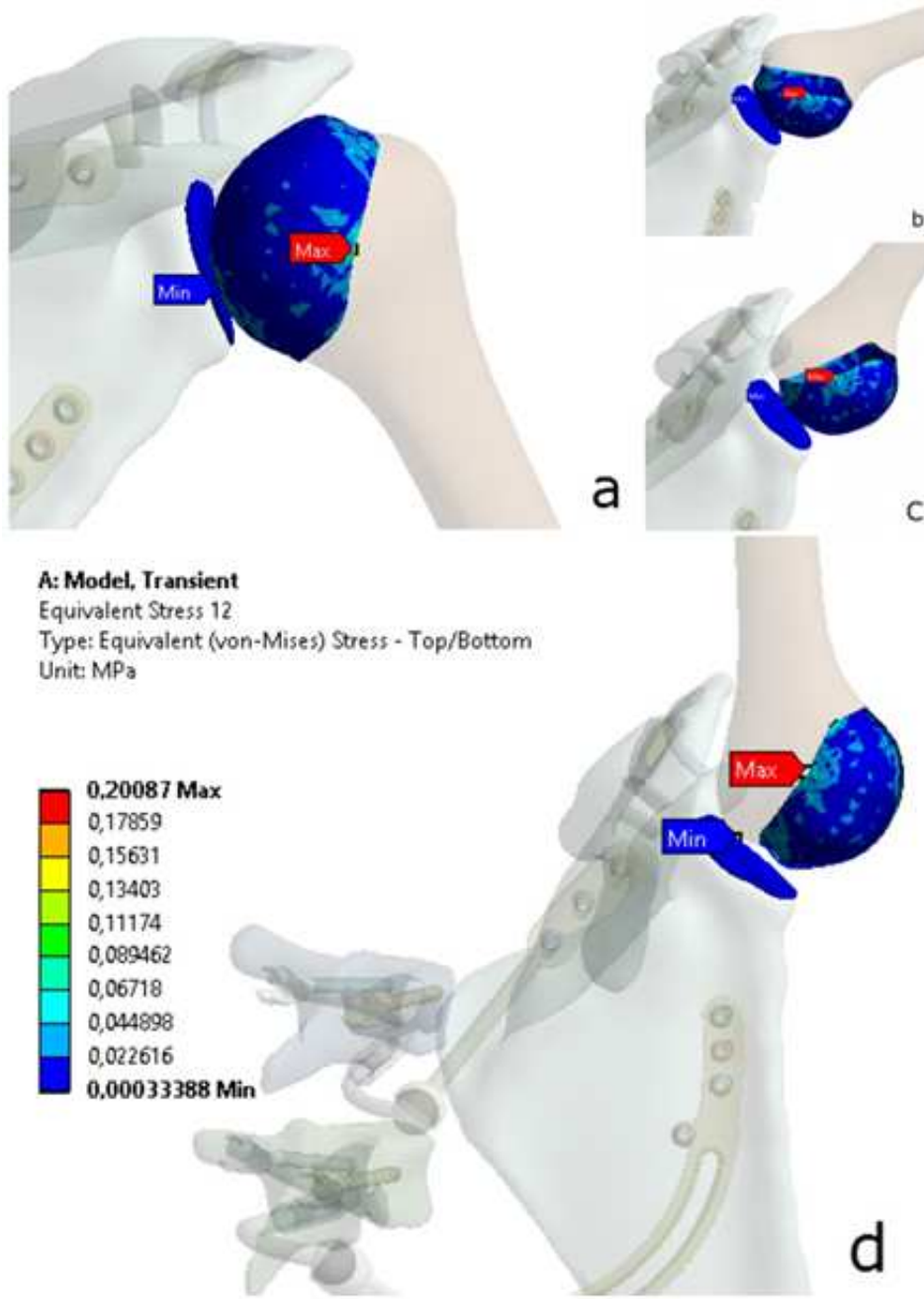


**Şekil 4.12.** STF modelinin fleksiyon hareketinde eklem ve bağlarda meydana gelen gerilmeler

#### 4.3. DİNAMİK SKAPULATORASİK STABİLİZASYON SİSTEMİNDE ELDE EDİLEN BULGULAR

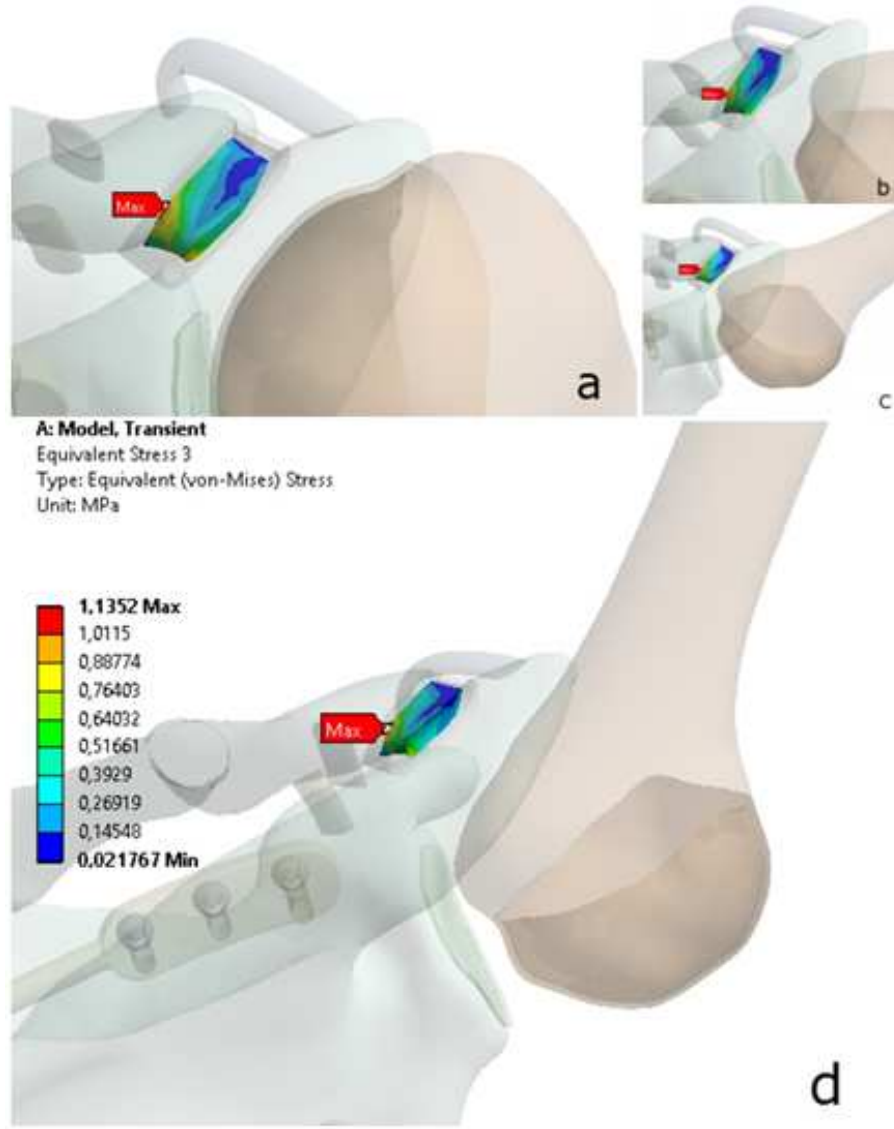
STF ile statik hale dönüştürülen dinamik omuzun yapısının tekrardan dinamik bir yapıya sahip olması için tasarlanan ve omuz kavşağına yerleştirilen DSS'li modelin Şekil 4.13'de gösterildiği gibi GH eklemine 30°'de 0,044739 MPa, 90°'de 0,13822 MPa, 120°'de 0,1704 MPa ve 150°'lerde 0,20087 MPa eşdeğer gerilmeler elde edilmiştir. Elde edilen maksimum eşdeğer gerilmeler humerus kıkırdağında oluşmaktadır.





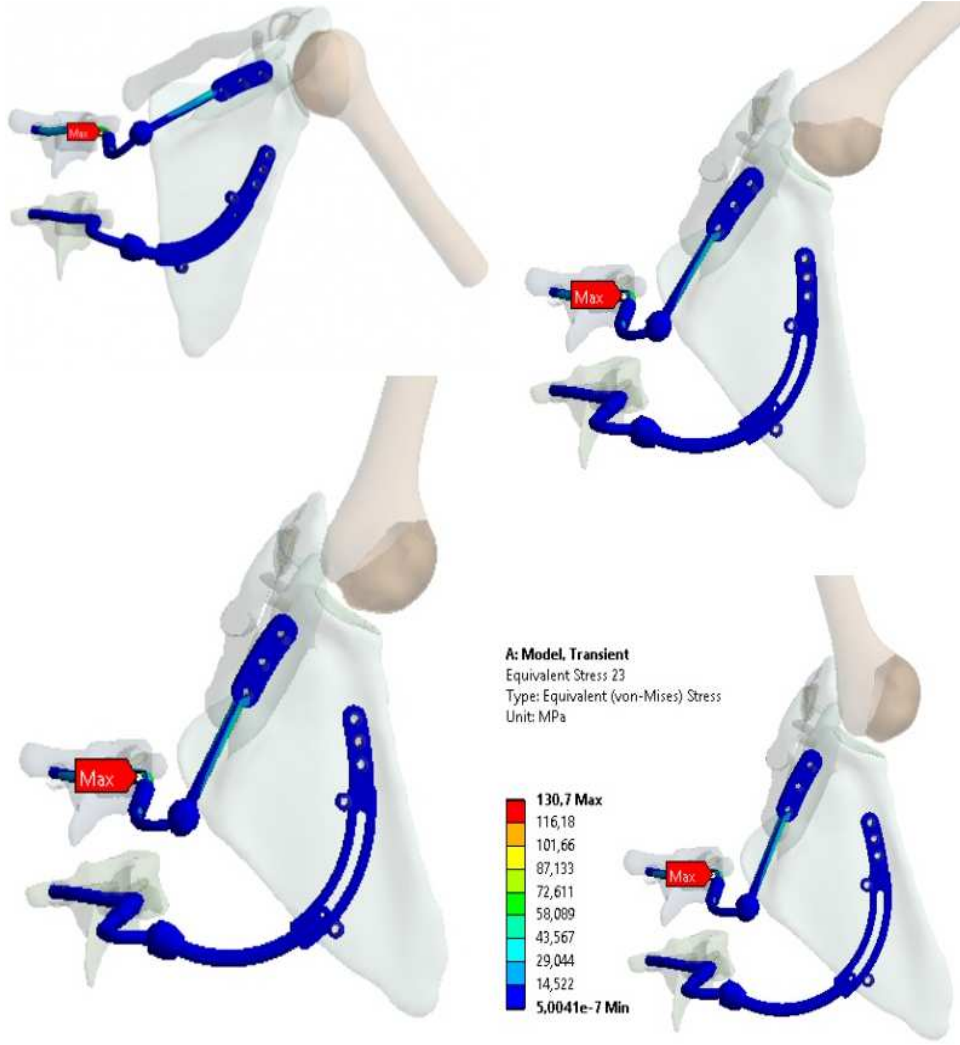
**Şekil 4.13.** a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki DSS modelinin abdukiyon hareketinde GH ekleminde oluşan gerilmeler

AK ekleminde ise DSS'li modelin 30°, 90°, 120° ve 150°'lerde abdukiyon hareketinde meydana gelen gerilmeler Şekil 4.14'te gösterilmiştir. AK ekleminde meydana gelen gerilmelere, 30°'de 0,016183 MPa 90°'de 0,81274 MPa, 120°'de 0,97712 MPa ve 150°'de 1,1352 MPa olduğu görülmüştür.



**Şekil 4.14.** a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki DSS modelinin abdukiyon hareketinde AK ekleminde oluşan gerilmeler

Skapula üzerine yerleştirilen DSS'nin farklı saniye ve açılarda, abduksiyon hareketinde oluşan gerilme değerleri Şekil 4.15'te gösterilmektedir. Maksimum eşdeğer gerilmenin her zaman üst implantın rod kısmında olduğu gözükmektedir.



**Şekil 4.15.** Abdüksiyon esnasında DSS üzerinde oluşan gerilmeler

Şekil 4.16.a'da görüldü gibi bir saniye sonunda 150° abdüksiyonda üst implantta 130,7 MPa gerilme oluşurken şekil 4.16.b'de görüldüğü gibi alt implanta 19,903 MPa'lık gerilme meydana gelmektedir. Üst implantta maksimum eşdeğer gerilme vertebraya bağlanan rod kısmında oluşurken, alt implantta maksimum eşdeğer gerilme skapulaya bağlanan bölümde meydana gelmektedir.

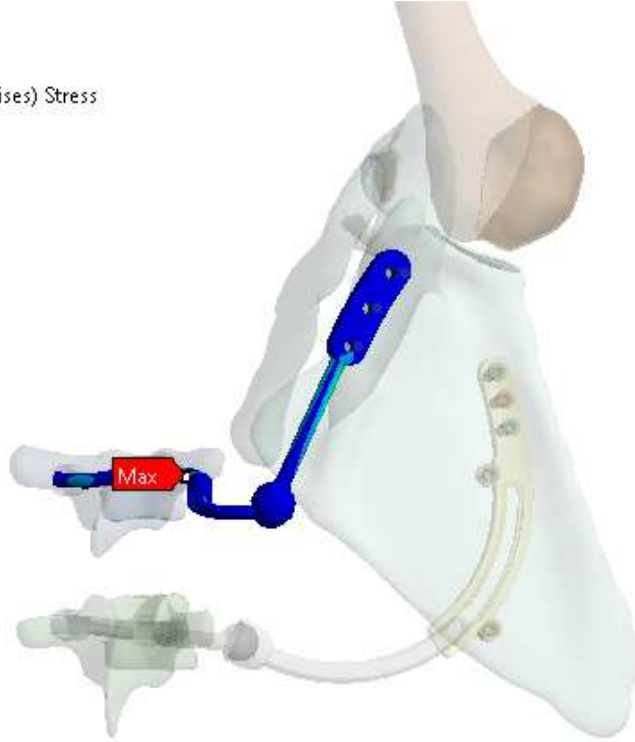
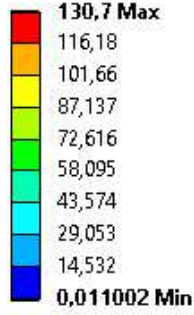
**A: Model, Transient**

Equivalent Stress 24

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

Time: 1



**a**

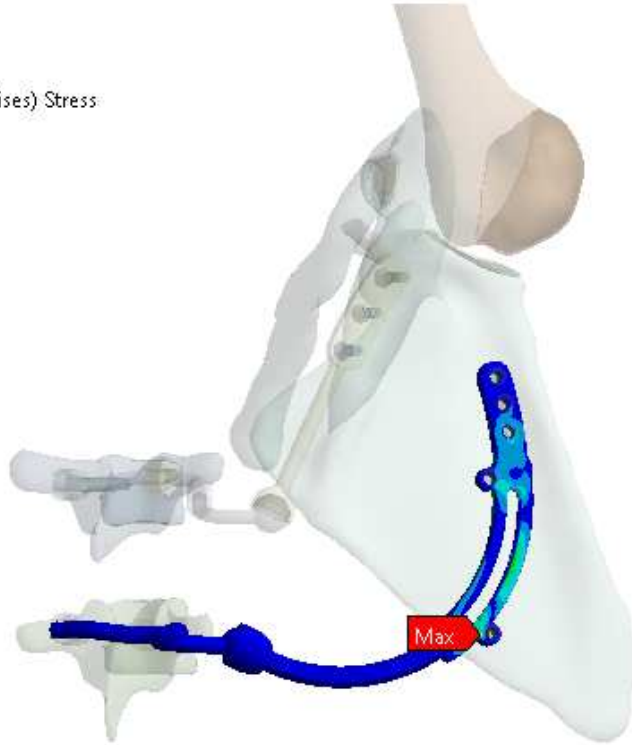
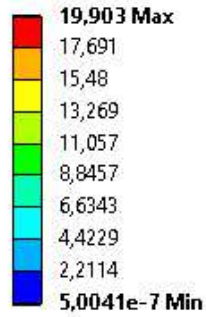
**A: Model, Transient**

Equivalent Stress 25

Type: Equivalent (von-Mises) Stress

Unit: MPa

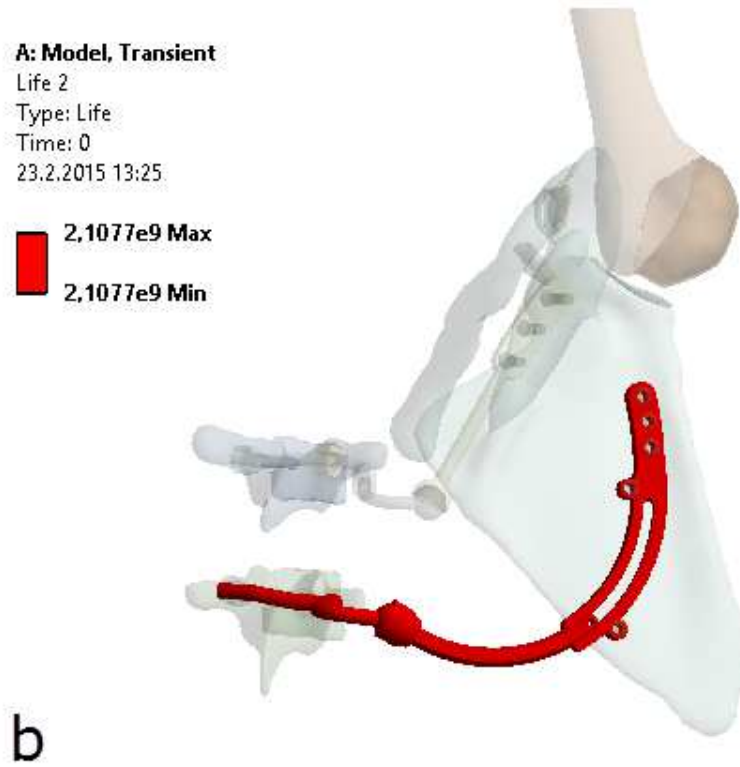
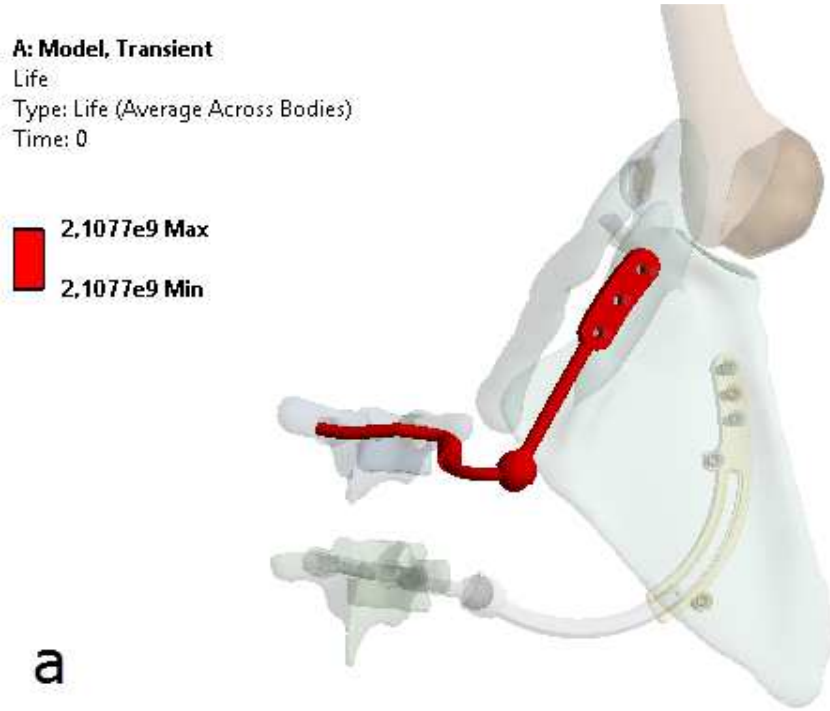
Time: 1



**b**

**Şekil 4.16.** a) Ust implantta oluşan gerilme b) Alt implantta oluşan gerilme

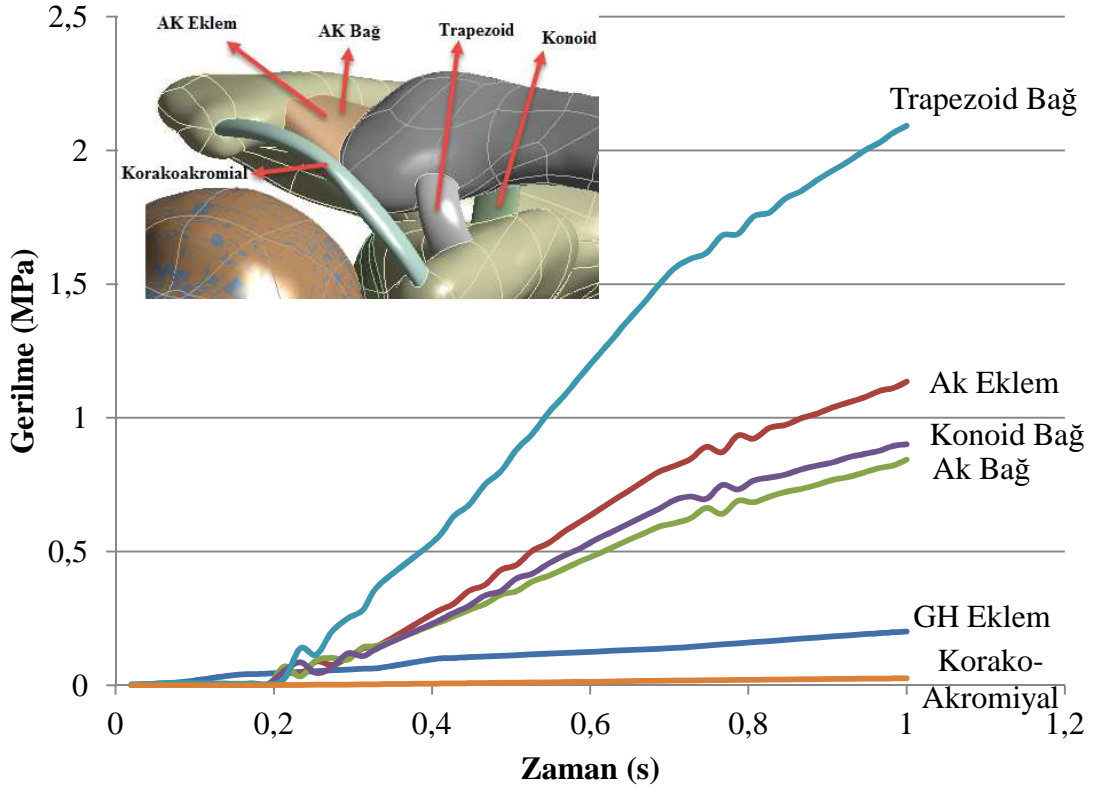
Şekil 4.17'de görüldüğü gibi DSS simtemi için kullanılan titanyum (Ti-6Al-4V) malzemesinin yorulmasına bakıldığında implantların  $2,1077e9$  çevrime kadar dayanabileceği SEA yöntemiyle tespit edilmiştir.



**Şekil 4.17.** a) Ust implantta oluşan ömür b) Alt implantta oluşan ömür

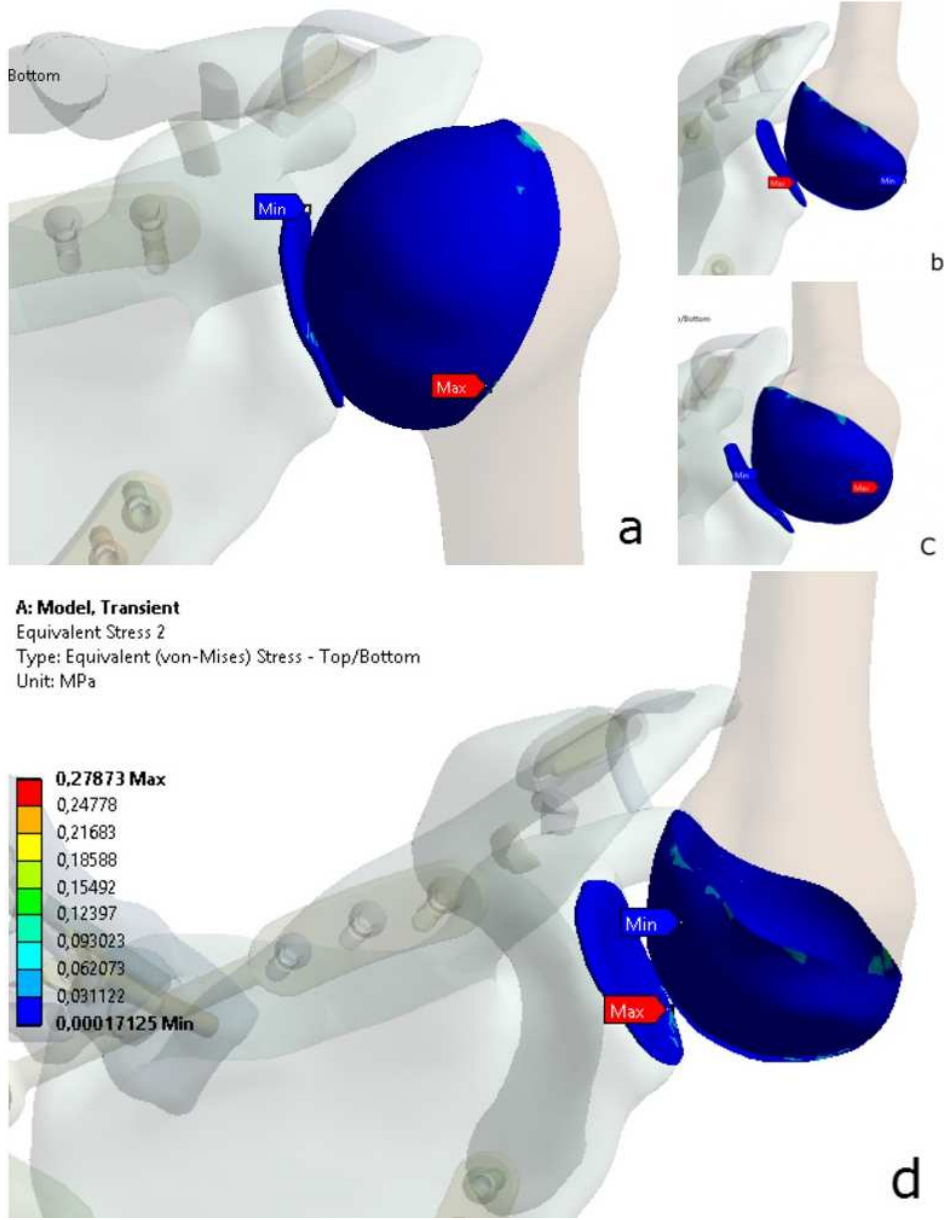
DSS modelinin abdüksiyon hareketi esnasında Konoid, Trapezoid, Korako-Akromiyal, AK bağlar, GH ve AK eklemlerde oluşan eşdeğer gerilmelerin karşılaştırılması amacıyla Şekil 4.18'de gösterilmiştir.

## ABDUKSİYON



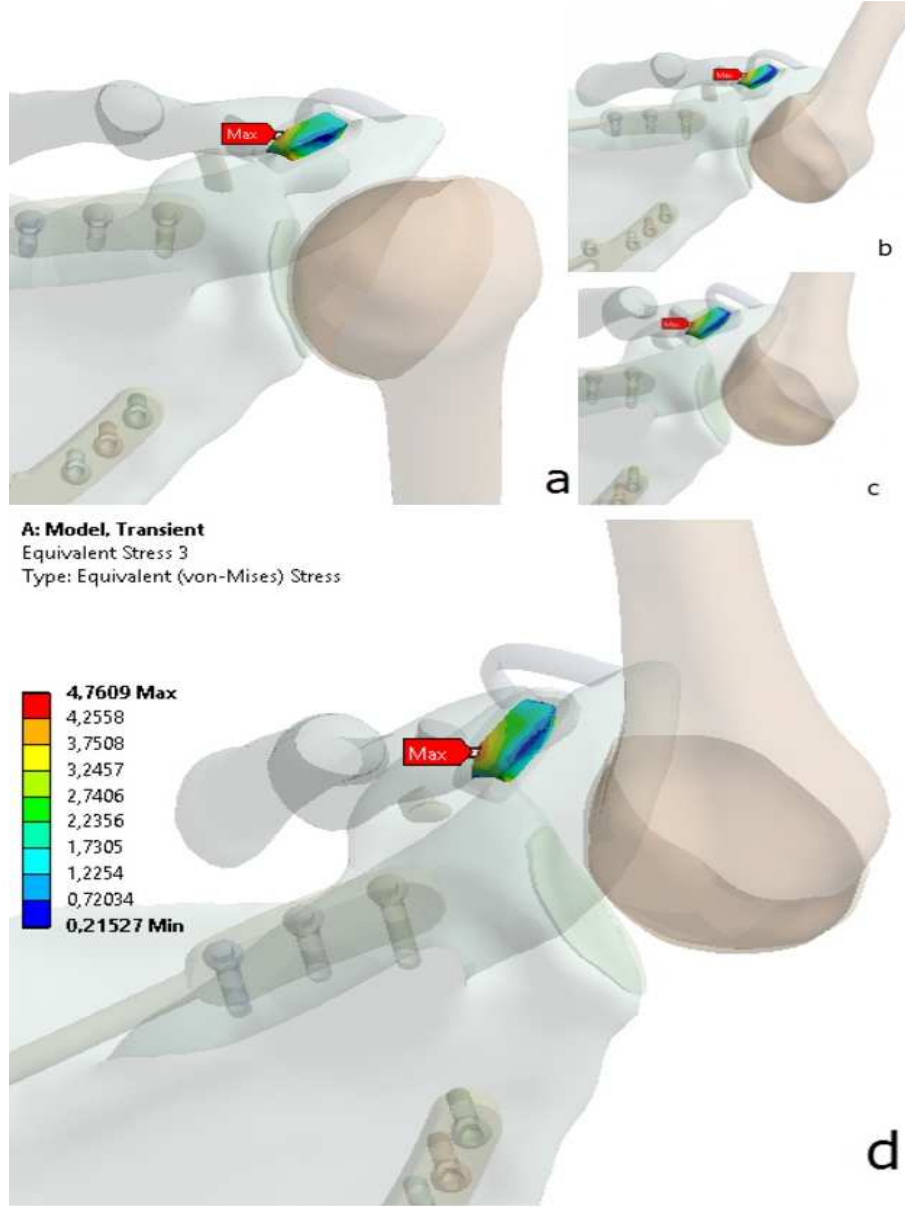
Şekil 4.18. DSS modelinin abduksiyon hareketinde eklem ve bağlarda meydana gelen gerilmeler

SEA'de DSS'li modelin Şekil 4.19'da görüldüğü gibi fleksiyon hareketi esnasında GH ekleminde 30°, 90°, 120° ve 150°'lerde oluşan gerilmeler görülmektedir. DSS omuz modelinin fleksiyon hareketi sırasında maksimum eşdeğer gerilmenin 90°'ye kadar humerus kırırdağında olduğu gözlenirken 90°'den sonra skapula kırırdağında olduğu belirlenmiştir. GH ekleminde meydana gelen gerilmelere, 30°'de 0,044881 MPa, 90°'de 0,17783 MPa, 120°'de 0,22586 MPa ve 150°'de 0,27873 MPa elde edilmiştir.



**Şekil 4.19.** a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki DSS modelinin fleksiyon hareketinde gh ekleminde oluşan gerilmeler

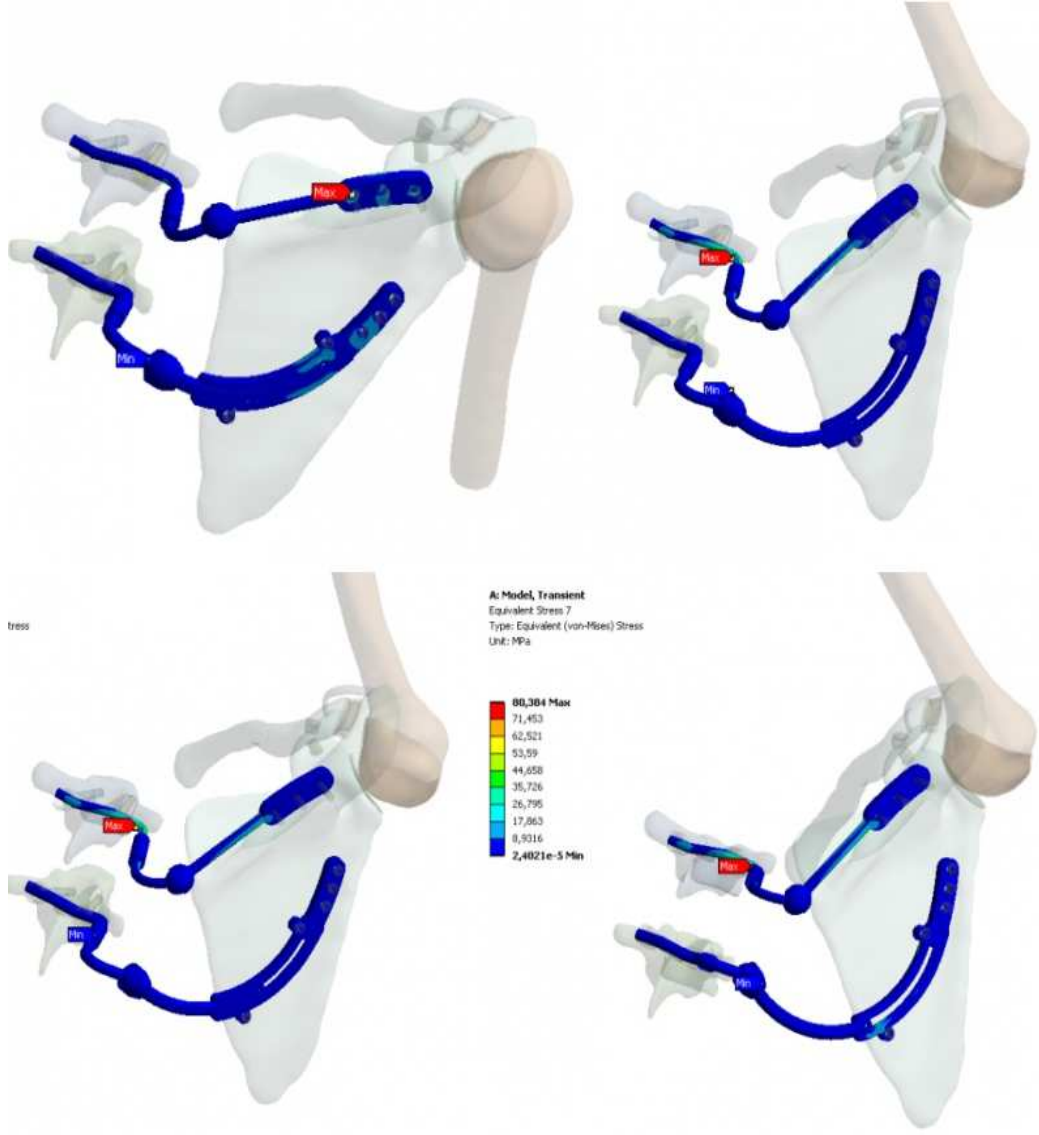
DSS modelinin 30°, 90°, 120° ve 150°'lerde fleksiyon hareketi esnasında AK ekleminde oluşan gerilmeler Şekil 4.20'de gösterilmektedir. Şekil 4.20'de de görüldüğü AK eklemin fleksiyon hareketi sırasında maksimum eşdeğer gerilme AK eklemin klavikula tarafında oluşu gözlenmiştir. AK ekleminde meydana gelen gerilmelere, 30°'de 0,012402 MPa 90°'de 3,6267 MPa, 120°'de 4,286 MPa ve 150°'de 4,7609 MPa olduğu görülmüştür.



**Şekil 4.20.** a) 30° b) 90° c) 120° ve d) 150°'lerdeki DSS modelinin fleksiyon hareketinde ak eklemdede oluşan gerilmeler

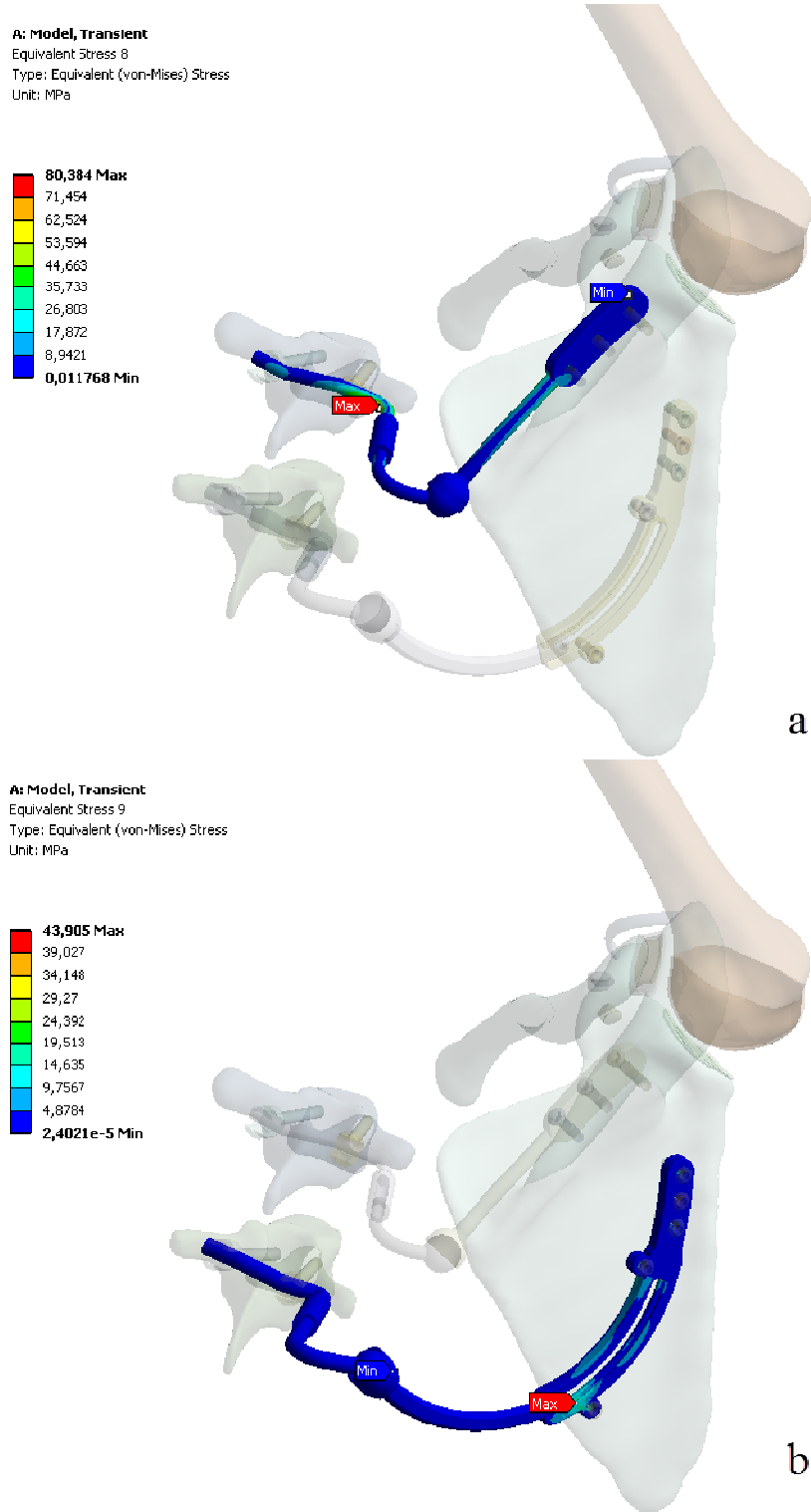
DSS'nin fleksiyon hareketinde alt ve üst implantlarının farklı saniye ve açılarda oluşan gerilme değerleri Şekil 4.21'de gösterilmektedir. Maksimum eşdeğer gerilmenin her zaman üst implantın rod kısmında olduğu gözükmektedir.





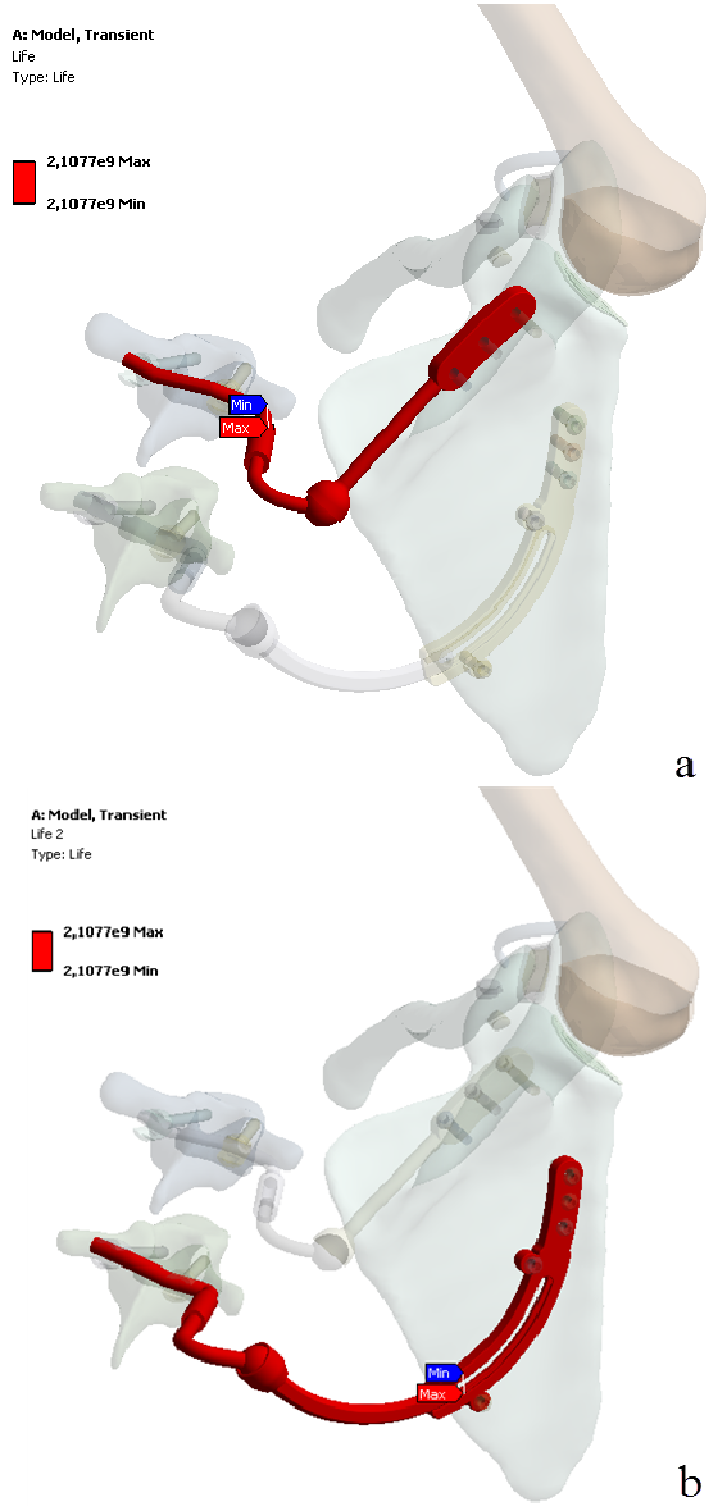
**Şekil 4.21.** Fleksiyon esnasında DSS üzerinde oluşan gerilmeler

Şekil 4.22.a ve b'de görüldü gibi DSS'nin bir sn sonunda 150° fleksiyonda üst implantta 130,7 MPa, alt implantta 43,905 MPa'lık gerilme meydana gelmektedir. Üst implantta maksimum eşdeğer gerilme vertebraya bağlanan rod kısmında oluşurken, alt implantta maksimum eşdeğer gerilme skapulaya bağlanan bölümde meydana gelmektedir.



**Şekil 4.22.** a) Ust implantta oluşan gerilme b) Alt implantta oluşan gerilme

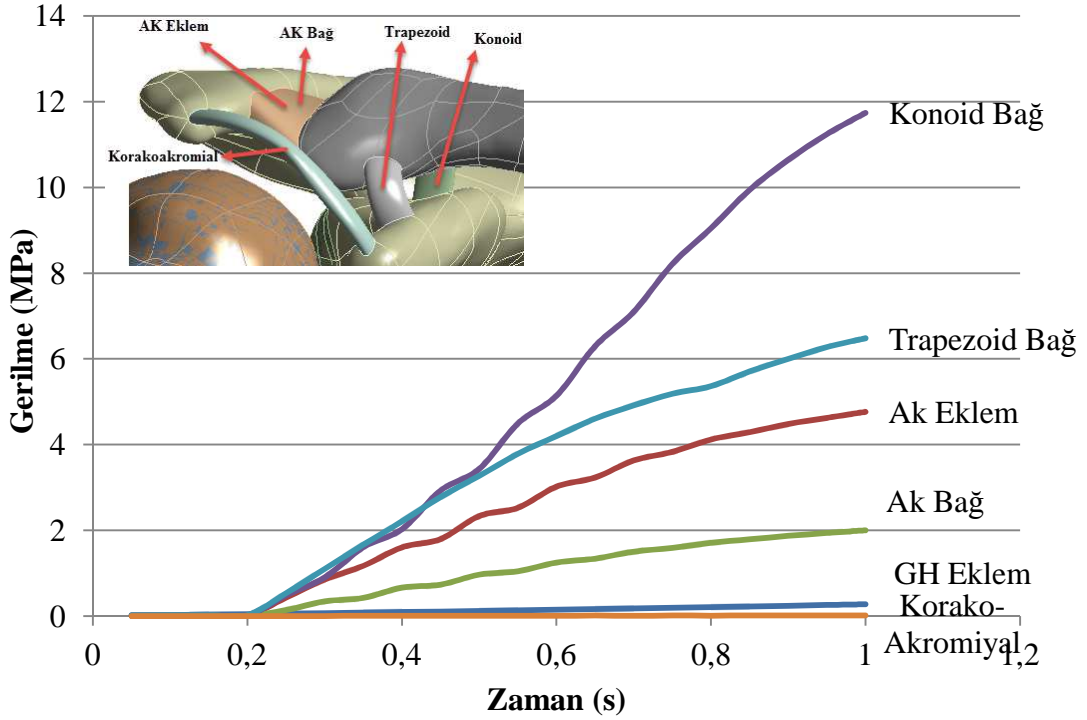
DSS'de implantlar için kullanılan titanyum (Ti-6Al-4V) malzemesinin Şekil 4.23'de görüldüğü gibi yorulmasına bakıldığında implantların  $2,1077e9$  çevrime kadar dayanabileceği SEA yöntemiyle tespit edilmiştir.



Şekil 4.23. a) Ust implantta oluşan ömür b) Alt implantta oluşan ömür

DSS modelinin fleksiyon hareketi esnasında Konoid, Trapezoid, Korako-Akromiyal, AK bağlar, GH ve AK eklemlerinde oluşan eşdeğer gerilmelerin karşılaştırılması amacıyla Şekil 4.24'te gösterilmiştir.

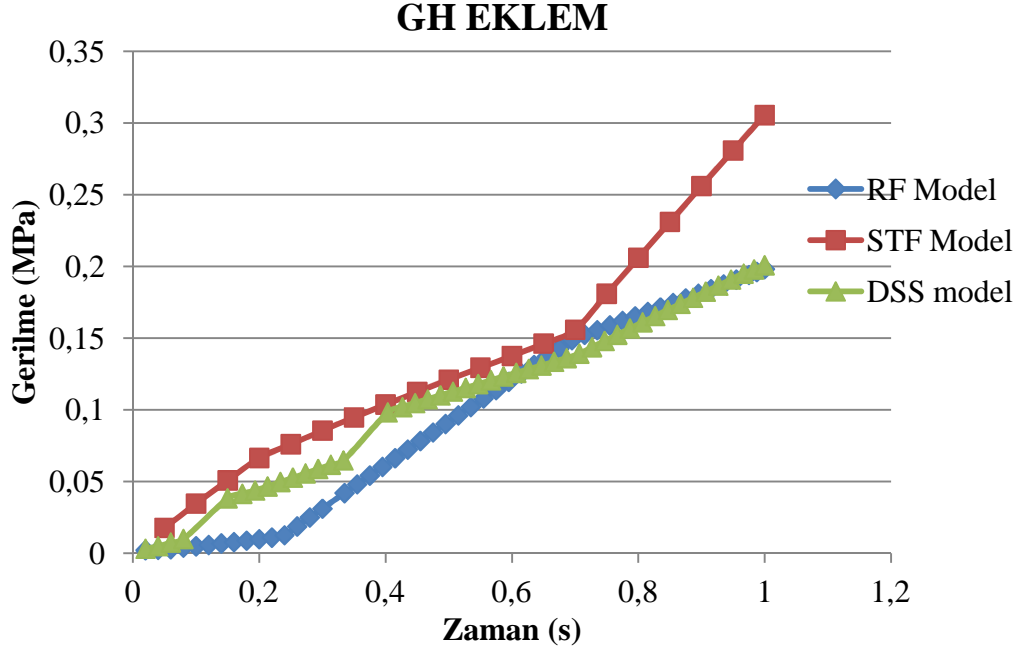
## FLEKSIYON



Şekil 4.24. DSS modelinin fleksiyon hareketinde eklem ve bağlarda meydana gelen gerilmeler

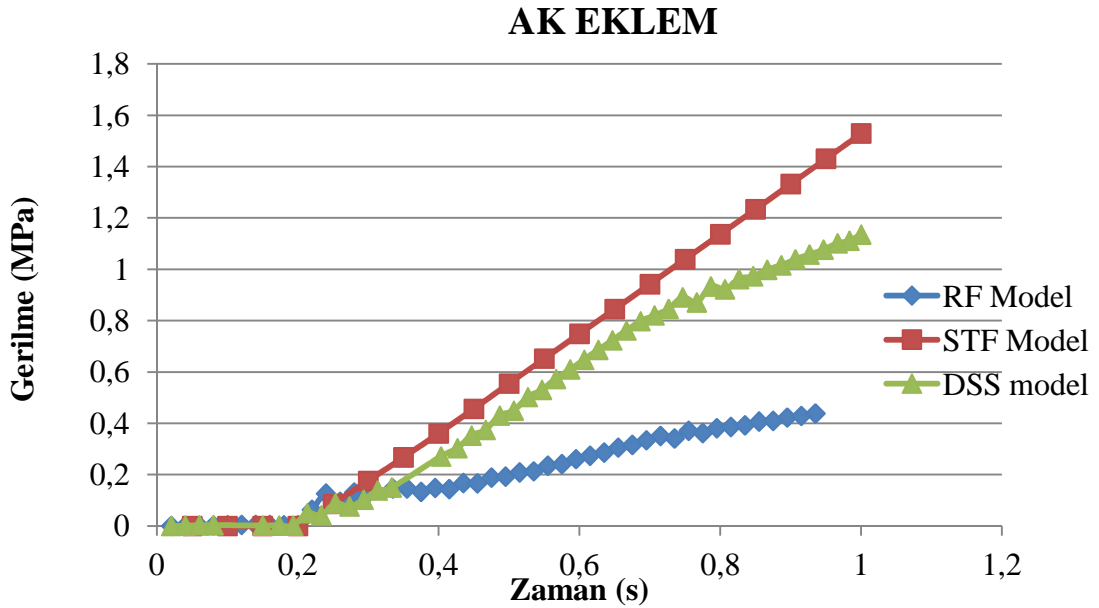
### 4.4. SONUÇLARININ KARŞILAŞTIRILMASI

Toplam 6 dinamik analiz sonuçları ile bir saniye boyunca kolun 0°'den 150°'ye kadar abduksiyon ve fleksiyon hareketlerinin RF, STF ve DSS modellerinin sonuçları değerlendirildi. Şekil 4.25'e bakıldığında bir saniye sonunda maksimum abduksiyon hareketi sonrasında RF modelde GH ekleminde oluşan maksimum gerilme 0,19814 MPa, STF modelinde 0,30551 MPa ve DSS modelinde ise 0,20087 MPa'dır. Ayrıca Şekil 4.25'den anlaşılacağı gibi STF modelinde oluşan gerilmeler özellikle 90°'den sonra sıkışma (impingement) olmasından dolayı gerilme daha çok artmaktadır. DSS sistemi ile STF modelinde oluşan sıkışma olmadığından dolayı gerilmenin artmadığı ve oluşan gerilmelerin RF modelde oluşan gerilmelere yakın olduğu belirlenmiştir.



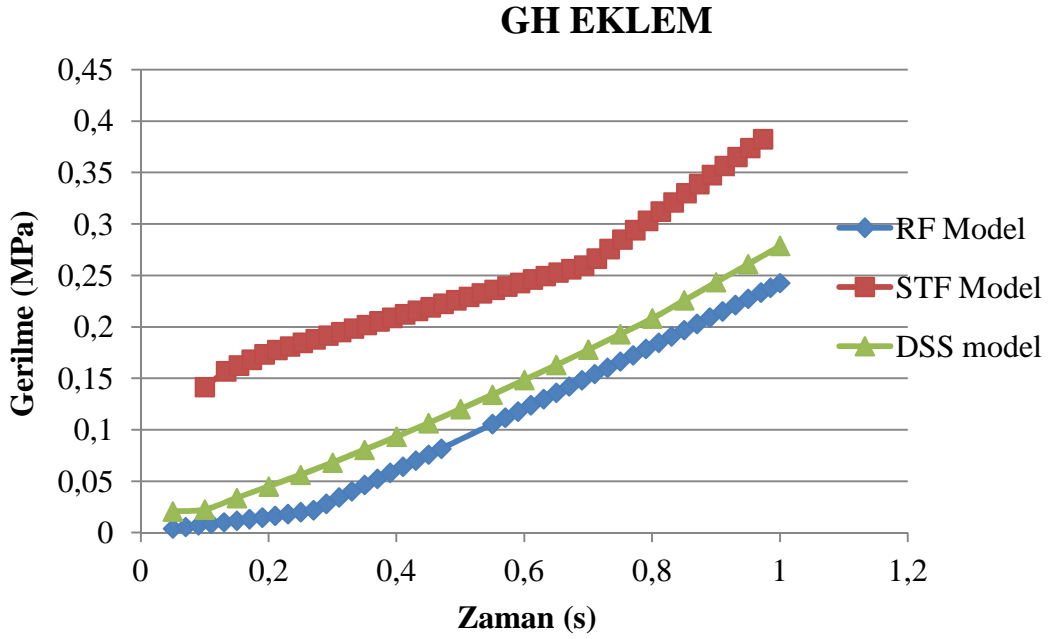
**Şekil 4.25.** Abduksiyon hareketinde GH ekleminde oluşan gerilmeler

AK ekleminde oluşan gerilmeler ise Şekil 4.26'da gösterildiği gibi RF modelde 0,46745 MPa, STF modelinde 1,5289 MPa ve DSS modelinde ise 1,1887 MPa'dır. AK ekleminde oluşan gerilmelere bakıldığında STF modelinde gerilmenin en yüksek olduğu gözlenirken DSS sisteminde oluşan gerilme RF modelden fazla iken, STF modele göre daha azdır.



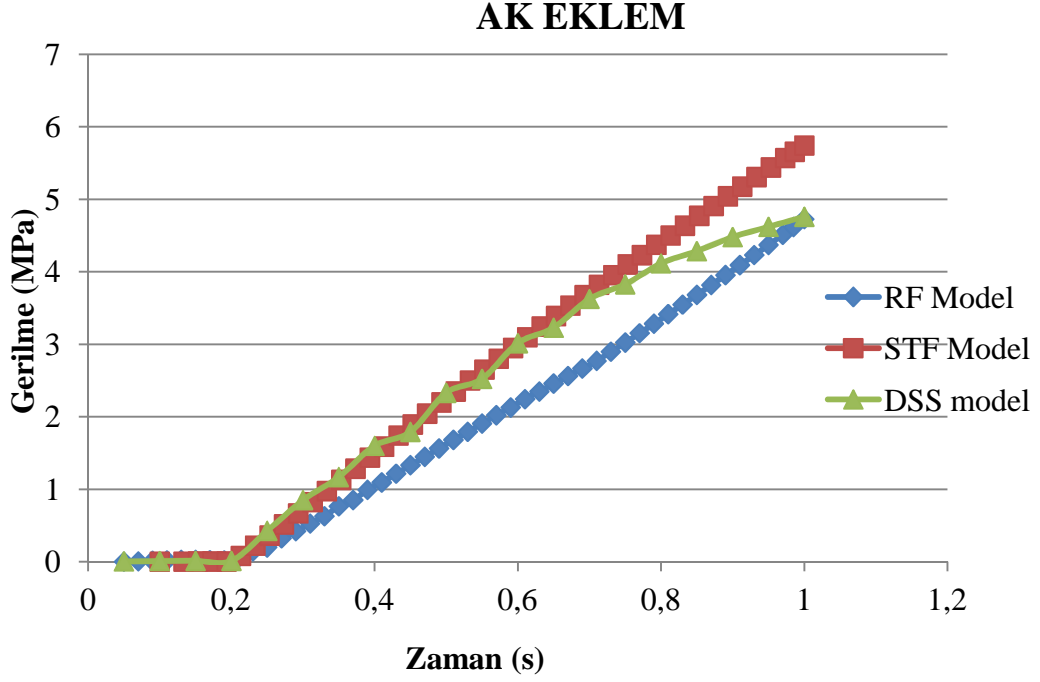
**Şekil 4.26** Abduksiyon hareketinde AK ekleminde oluşan gerilmeler

Şekil 4.27'de SEA'de GH eklemde fleksiyon hareketi sırasında oluşan gerilmeler görülmektedir. Grafikte anlaşıldığı gibi hareket sonunda RF modelde maksimum gerilme 0,24253 MPa olurken, STF modelde 0,38246 MPa gerilme meydana gelmiştir. Ancak DSS modelde GH eklemde gerilmenin azaldığı ve 0,27873 MPa olduğu bulunmuştur.



**Şekil 4.27.** Fleksiyon hareketinde GH eklemde oluşan gerilmeler

AK eklemde 1 saniye ve 150° fleksiyon hareketi sonunda oluşan gerilmeler Şekil 4.28'de gösterildiği gibi RF modelde 4,7271MPa, STF modelde 5,742 MPa oluşurken DSS modelde 4,7609 MPa oluşu ve RF modele yaklaştığı görülmektedir.



**Şekil 4.28.** Fleksiyon hareketinde AK eklemde oluşan gerilmeler

SEA analizi sonucunda bağlar ve eklemler üzerinde açı ve saniye türünden meydana gelen eşdeğer gerilme değerleri Çizelge 4.1, Çizelge 4.2 ve Çizelge 4.3'te gösterilmektedir.

**Çizelge 4.1.** Bağlarda ve eklemlerde oluşan eşdeğer gerilmeler

Zaman (S)	GH Eklem Açısı(°)	AK Eklem						Konoid Bağ					
		RF Model Abdüksiyon	STF Model Abdüksiyon	DSS Model Abdüksiyon	RF Model Fleksiyon	STF Model Fleksiyon	DSS Model Fleksiyon	RF Model Abdüksiyon	STF Model Abdüksiyon	DSS Model Abdüksiyon	RF Model Fleksiyon	STF Model Fleksiyon	DSS Model Fleksiyon
<b>0,1</b>	15	0,0037	0,0001	0,0019	0,0044	0,0004	0,0109	0,0054	0,0003	0,0040	0,0064	0,0009	0,0106
<b>0,2</b>	30	0,0028	0,0002	0,0162	0,0215	0,0274	0,0124	0,0020	0,0003	0,0151	0,0506	0,0441	0,0126
<b>0,3</b>	42	0,1290	0,1757	0,1143	0,4680	0,7192	0,8505	0,0865	0,1716	0,1158	0,6263	0,9847	0,9056
<b>0,4</b>	54	0,1470	0,3605	0,2647	1,0428	1,4873	1,5996	0,1720	0,3278	0,2305	1,4258	1,2024	2,0287
<b>0,5</b>	66	0,1951	0,5546	0,4433	1,6225	2,2483	2,3314	0,2640	0,4764	0,3837	2,2921	2,9845	3,4343
<b>0,6</b>	78	0,2641	0,7486	0,6351	2,1866	2,9989	3,0166	0,3413	0,6499	0,5336	4,2540	3,9098	5,1442
<b>0,7</b>	90	0,3385	0,9418	0,8127	2,7169	3,7253	3,6267	0,4180	0,8296	0,6818	4,1380	4,7636	7,1008
<b>0,8</b>	110	0,3825	1,1365	0,9258	3,3496	4,4157	4,1167	0,4862	1,0138	0,7547	5,0540	5,5448	9,0477
<b>0,9</b>	130	0,4242	1,3322	1,0309	4,0236	5,0870	4,4793	0,5485	1,1969	0,8297	5,8215	6,2588	10,6440
<b>1</b>	150	0,4675	1,5289	1,1352	4,7271	5,5700	4,7609	0,6088	1,3789	0,9014	6,2279	6,7462	11,7400



**Çizelge 4.2.** Bağlarda ve eklemlerde oluşan eşdeğer gerilmeler

Zaman (S)	GH Eklem Açısı(°)	Trapezoid Bağ						Kroka-Akromiyal Bağ					
		RF Model Abdüksiyon	STF Model Abdüksiyon	DSS Model Abdüksiyon	RF Model Fleksiyon	STF Model Fleksiyon	DSS Model Fleksiyon	RF Model Abdüksiyon	STF Model Abdüksiyon	DSS Model Abdüksiyon	RF Model Fleksiyon	STF Model Fleksiyon	DSS Model Fleksiyon
<b>0,1</b>	15	0,0055	0,0002	0,0049	0,0062	0,0007	0,0171	0,0002	0,0001	0,0001	0,0002	0,0001	0,0002
<b>0,2</b>	30	0,0017	0,0002	0,0060	0,0497	0,0274	0,0208	0,0005	0,0001	0,0003	0,0006	0,0002	0,0002
<b>0,3</b>	42	0,2796	0,1282	0,2611	1,0191	0,6848	1,0965	0,0099	0,0009	0,0031	0,0088	0,0011	0,0021
<b>0,4</b>	54	0,4030	0,2638	0,5330	2,1627	1,4928	2,2061	0,0201	0,0019	0,0061	0,0175	0,0011	0,0032
<b>0,5</b>	66	0,5959	0,3995	0,8536	3,2487	2,5969	3,2696	0,0315	0,0029	0,0092	0,0263	0,0017	0,0041
<b>0,6</b>	78	0,7778	0,5292	1,1995	4,2540	3,8082	4,1964	0,0448	0,0038	0,0128	0,0361	0,0043	0,0057
<b>0,7</b>	90	0,9589	0,6576	1,5386	5,1724	5,0481	4,9124	0,0602	0,0046	0,0170	0,0471	0,0076	0,0075
<b>0,8</b>	110	1,0643	0,7890	1,7310	5,9955	6,2435	5,3598	0,0703	0,0052	0,0197	0,0593	0,0120	0,0092
<b>0,9</b>	130	1,1717	0,9203	1,9125	6,7091	7,3589	5,9981	0,0807	0,0058	0,0225	0,0728	0,0173	0,0106
<b>1</b>	150	1,2731	1,0517	2,0917	7,3051	8,1208	6,4784	0,0921	0,0063	0,0254	0,0874	0,0214	0,0117

**Çizelge 4.3.** Bağlarda ve eklemlerde oluşan eşdeğer gerilmeler

Zaman (S)	GH Ekleme Açısı(°)	Glenohumeral Eklem						AK Bağ					
		RF Model Abduksiyon	STF Model Abduksiyon	DSS Model Abduksiyon	RF Model Fleksiyon	STF Model Fleksiyon	DSS Model Fleksiyon	RF Model Abduksiyon	STF Model Abduksiyon	DSS Model Abduksiyon	RF Model Fleksiyon	STF Model Fleksiyon	DSS Model Fleksiyon
<b>0,1</b>	15	0,0049	0,0347	0,0182	0,0078	0,1415	0,0224	0,0039	0,0001	0,0024	0,0041	0,0004	0,0043
<b>0,2</b>	30	0,0098	0,0664	0,0447	0,0155	0,1748	0,0449	0,0014	0,0002	0,0222	0,0217	0,0224	0,0052
<b>0,3</b>	42	0,0311	0,0856	0,0598	0,0311	0,1926	0,0680	0,1157	0,1307	0,1115	0,4507	0,5440	0,3425
<b>0,4</b>	54	0,0618	0,1037	0,0967	0,0611	0,2099	0,0932	0,1781	0,2615	0,2245	0,9374	1,1276	0,6627
<b>0,5</b>	66	0,0917	0,1211	0,1119	0,0905	0,2270	0,1201	0,2391	0,3857	0,3474	1,4651	1,6943	0,9654
<b>0,6</b>	78	0,1211	0,1376	0,1250	0,1208	0,2439	0,1484	0,3072	0,5046	0,4790	2,0211	2,2451	1,2487
<b>0,7</b>	90	0,1496	0,1559	0,1382	0,1512	0,2618	0,1778	0,3764	0,6316	0,6017	2,6030	2,8304	1,5026
<b>0,8</b>	110	0,1659	0,2061	0,1597	0,1816	0,3060	0,2082	0,4331	0,7794	0,6861	3,2122	3,3959	1,7107
<b>0,9</b>	130	0,1817	0,2561	0,1810	0,2121	0,3506	0,2435	0,4923	0,9292	0,7620	3,8498	3,9404	1,8709
<b>1</b>	150	0,1981	0,3055	0,2009	0,2425	0,3825	0,2787	0,5500	1,0806	0,8436	4,4028	4,4695	2,0012

Çizelge 4.1, Çizelge 4.2 ve Çizelge 4.3'ten alınan SEA sonuçları ile RF, STF ve DSS modeller hem abduksiyon hemde fleksiyon hareketi sırasında bağlar ve eklemler üzerinde elde edilen eşdeğer gerilme değerleri kullanılarak SPSS 16.0 (Statistical Package for the Social Science) programında ANOVA testi yapılmış ve sonuçlar Çizelge 4.4'te gösterilmiştir. Yapılan ANOVA testinde anlamlılık değerinin (Sig.) 0,05'ten küçük olması durumunda ( $p < 0,05$ ) iki model arasında anlamlı bir farkın olduğu sonucuna varılır. Bu değer 0,05'ten büyük olması durumunda ise iki model arasında anlamlı bir farkın olmadığı anlaşılır.

**Çizelge 4.4.** ANOVA Test Sonuçları

		"RF Model Abduction"		"STF Model Abduction"
		"STF Model Abduction"	"DSS Model Abduction"	"DSS Model Abduction"
<b>Abduksiyon</b>	AK Eklem Sig.	<b>0,024 (*)</b>	0,114	0,457
	Konoid Sig.	0,070	0,366	0,343
	Trapezoid Sig.	0,492	0,173	<b>0,045(*)</b>
	GH Sig.	0,175	0,716	0,314
	Korakoakromial Sig.	<b>0,000(*)</b>	<b>0,003(*)</b>	0,358
	AK Bağ Sig.	0,154	0,321	0,653
<b>Fleksiyon</b>	AK Eklem Sig.	0,466	0,579	0,860
	Konoid Sig.	0,863	0,178	0,237
	Trapezoid Sig.	0,965	0,848	0,882
	GH Sig.	<b>0,001(*)</b>	0,437	<b>0,007(*)</b>
	Korakoakromial Sig.	<b>0,002(*)</b>	<b>0,001(*)</b>	0,880
	AK Bağ Sig.	0,834	0,171	0,117

Çizelge 4.4'teki anlamlılık (Sig.) değerlerine bakıldığında abduksiyon hareketi sırasında AK ekleminde STF model ile RF model arasında anlamlı bir farkın olduğu görülmektedir sig. değerinden anlaşılmaktadır. ( $p < 0,05$ ) Bu ekleminde DSS ile RF modelde bakıldığında ise bu iki model arasında anlamlı bir farkın olmadığı görülmektedir. (Sig=0,114).

Trapezoid bağda STF model ile DSS model arasında anlamlı bir fark olduğu görülmektedir. Korakoakromial bağda ise hem RF model ile STF model, hemde RF model ile DSS model arasında, hem abduksiyon hemde fleksiyon hareketlerinde anlamlı bir fark olduğu Çizelge 4.4'ten anlaşılmaktadır. ( $p < 0,05$ ). Ayrıca Çizelge 4.4'te fleksiyon hareketinde RF model ile STF model ve STF model ile DSS model arasında anlamlı bir ilişki olduğu da görülmektedir.

## 5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada sonlu elemanlar analiz yöntemi kullanılarak normal omuz kavşağı anatomisine sahip, skapulotorasik füzyon (STF) yapılmış ve dinamik skapulotorasik stabilizasyon (DSS) ile skapulotorasik cerrahi simülasyonları yapılarak, yerçekimine karşı glenohumeral (GH) eklem abduksiyon ve fleksiyon hareketleri sırasında omuz kavşağındaki yapılarda oluşan yüklenmeler değerlendirilmiştir. Tez çalışmamızdan elde edilen sonuçlar göstermiştir ki STF cerrahisi gerek akromioklavikular (AK) eklem gerekse GH eklem üzerinde etki eden eşdeğer gerilmelerde artışa ve yük dağılımlarının normal anatomik bölgelerin dışına çıkmasına sebep olmaktadır. Bu sonuçlar çalışmanın hipotezini destekler niteliktedir. Bu sonuçlar ışığında takip eden hipotez doğrultusunda DSS dizaynı sonlu elemanlar analizi (SEA) yöntemi ile incelendiğinde özellikle GH eklem olmak üzere AK eklem ve bağlar üzerine etki eden yüklenmelerde belirgin azalmaya imkan sağlayarak istatistiksel olarak referans model ile eş değer gerilmeler oluşmasını sağlamaktadır.

AK eklem patolojilerine günlük ortopedi pratiğinde sıkça rastlanmaktadır ve AK eklem osteoartriti genellikle klinisyenler tarafından ihmal edilen omuz ağrısının sık görülen sebeplerinden biridir [152]. Kol abduksiyonda veya omuz seviyesi üzerinde kullanıldığında (tam abduksiyonda), eklem yüzleri üzerindeki basınç artar ve ağrı ortaya çıkar [153]. Tez çalışmasından elde edilen sonuçlara göre her üç modelde de hem abduksiyonda hemde fleksiyonda AK eklemde ortaya çıkan eşdeğer gerilmeler GH eklemden daha fazla çıkmaktadır. AK eklem hacminin daha az olması nedeniyle birim alana binen yüklenmenin artması bu duruma sebep olabilir. Bu sonuç neden semptomatik AK eklem osteoartritinin GH eklem osteoartritine göre daha fazla görüldüğünü biyomekanik yönden açıklamaktadır. Ayrıca Şekil 4.28'de görüldüğü gibi DSS'li modelin AK eklemde meydana gelen eşdeğer gerilme RF modelin AK eklemde meydana gelen gerilmeden fazla olsada STF'lu modelin AK ekleminden düşüktür. Fakat bu değerler istatistiksel olarak anlamlı değildir. Bu durum implant üzerinde geliştirilmesi gereken hususlardan biridir. Özellikle horizontal planda daha fazla mobilizasyon; stabilite- mobilite dengesine dikkat etmek gerekmektedir.

AK eklem ön arka yöndeki stabilitesi AK bağlar, yukarı aşağı stabilitesi ise koroklaviküler (KK) bağlar (trapezoid ve konoid bağ) tarafından sağlanır [154]. Tez

çalışmasından elde edilen sonuçlara göre hem abduksiyonda hemde fleksiyonda en çok etkilenen yapıların KK bağlar olduğu görülmüştür. Abduksiyon ile kıyaslandığında, fleksiyon hareketi esnasında omuz eklemine toplamda daha fazla yüke maruz kaldığı sonucuna varılmıştır. Ayrıca, öne fleksiyon esnasında AK eklemde oluşan yük vektörü nedeniyle AK eklem yukarı-elevasyona gitmektedir. Bu durumda KK bağlarda oluşan gerilmeler abduksiyona kıyasla yaklaşık 7-10 kat artmaktadır. Klinik presentasyonda da hastaların özellikle fleksiyon ve iç rotasyon hareketinde AK eklem üzerinde basınç artmakta ve sıkışma bulguları ve ağrı ortaya çıkmaktadır. Abduksiyon hareketi sırasında trapezoid bağda, konoid ile kıyaslandığında belirgin artış olmaktadır. Bu durumun sebebi ise trapezoid bağın daha lateralde yerleşmesi nedeniyle moment kolunun konoide kıyasla daha kısa olması ve klavikulanın skapulaya kıyasla anterior rotasyona gelmesi nedeniyle abduksiyon hareketinin sonuna doğru trapezoidde oluşan kompresyon etkisi olarak açıklanabilir.

STF cerrahisi hakkında literatürde klinik olarak tatminkar sonuçlar bildirilse de yüksek cerrahi komplikasyonları ve cerrahi sonrası yüksek oranda görülen implant yetmezlikleri nedeniyle KS, FSHD, diğer norojenik ve edinsel skapula diskinezileri de konservatif veya dinamik tedavilerden fayda göremeyen hastalar için kullanılan bir yöntemdir. Ayrıca, bu tez çalışması STF cerrahisinin omuz kavşağı üzerinde biyomekanik olarak sebep olduğu kötü etkilerini de açıkça göstermiştir. Yeni üretimi planlanan DSS sistemi sayesinde bu olumsuz etkiler aşılarak GH eklem hareket açıklığı için hayati öneme sahip olan skapula hareketi sağlanarak hem skapular sabitleme hem de skapular hareket tek bir yöntem üzerinde kombine edilerek uygulanabilir. SEA ile yapılan kırılma analizlerinde maksimum sıklusa kadar implantın dayanıklılığı gösterilmiştir. Fakat implantın cerrahi olarak uygulanması için bu yeterli değildir. Bu çalışmada elde edilen sonuçlar ışığında gerçek ortam testleri (kadavra ve model çalışmaları), korozyon analizleri ve biyo uyumluluk testleri sonucunda implantın kullanılabilirliği değerlendirilmelidir.

Sonuç olarak, statik bir sistem olduğundan ve skapulanın fizyolojik hareketlerini kısıtlama sebebiyle skapulotorasik füzyon cerrahisi omuz eklemi biyomekaniğini bozmakta, GH ve AK eklem üzerine etki eden yüklenmelerdeki artışa sebep olmaktadır. Bu nedenle daha fazla hareketle beraber sabitliği de sağlayan dinamik skapulotorasik cerrahiler veya ileride geliştirilebilecek yeni sabitleme sistemleri düşünülmelidir. Bu

çalışmanın sonuçlarına göre gerek kişiye özel gerekse genel uygulama amaçlı bir uygulamaya başlanabilecektir. DSS sistemi bu amaçla üretimi planlanan öncül implant olarak bu çalışmada değerlendirilmiş olup üretim için olumlu sonuçlar elde edilmiştir. Böylelikle bu çalışma, omuz sıkışma sendromlu olgularda yeni nesil bir implant önererek ağrı azalması ve hareket genişliğinin artması açısından etkili bir yeni nesil implant seçeneği olduğunu ortaya koymaktadır.

Bu tez çalışmasının aşağıda belirtildiği gibi bazı kısıtları bulunmaktadır.

- Omuz eklemi için sadece abduksiyon ve öne fleksiyon değerlendirilmiş olup farklı hareket akslarında sonuçlarda olabilecek değişiklikler değerlendirilmemiştir.
- Omuz etrafındaki kas yapıları analizlerde eklenmemiştir. Farklı kas gücüne sahip bireylerde farklılıklar olabileceği dikkate alınarak ileriki çalışmalarda değerlendirmeler yapılması uygundur.
- Analizler sadece yerçekimine karşı oluşan gerilmeler üzerine yapılmıştır farklı ağırlıklarda sonuçlarda değişiklikler olabilir.
- Gerçek ortam analizleri (kadavra veya model çalışmaları) yapılarak SEM ile elde edilen sonuçların karşılaştırılarak çalışmanın güvenilirlik ve geçerliliği artırılabilir.

### ***Gelecekte yapılacak çalışmalar için öneriler***

Gelecekte yapılacak çalışmalarda aşağıda verilen öneriler ile omuz kavşağı implant tasarımları için daha iyi sonuçlar alınabileceği düşünülmektedir.

- Farklı yapı ve büyüklükteki omuz yapılarında DSS sistemi ayrı ayrı yerleştirilerek bağlarda, eklemlerde ve implantta oluşan eşdeğer gerilmeler SEA yöntemi ile kıyaslanabilir.
- 3B'li omuz modeli için humerusa farklı kuvvetler uygulanarak bağlar ve implantta meydana gelen deformasyonlara ve eşdeğer gerilmelere bakılabilir.
- Omuz kavşağının sadece abduksiyon ve öne fleksiyon hareketleri ile değil diğer yönlerdeki hareketlerine de bakılıp kıyaslamalar yapılabilir.
- Omuz kavşağındaki diğer yumuşak doku ve bağlar modellenerek tasarlanan implantların diğer bağlar üzerindeki etkileri incelenebilir.
- Tasarlanan implantın etkinliğinin test edilebilmesi için implantın üretilip

kadavra üzerinde deneysel çalışma yapılabilir.

- İmplant için paslanmaz çelik veya diğer titanyum malzemeler kullanılarak yorulma ve deformasyonlarına göre en uygun malzeme tespit edilebilir.
- ANSYS Explicit yöntemi kullanılarak oluşturulan omuz modellerinde meydana gelen deformasyonlar ve kırılmalar tespit edilebilir.

## 6. KAYNAKLAR

- [1] Lauder TD. Scapular Winging. In: Frontera WR, Silver JK, editors. *Essentials of physical medicine and rehabilitation*. Philadelphia: Hanley and Belfus, (2002), 96-102.
- [2] Wiater MJ, Flatow EL., Long thoracic nerve injury. *Clin Ortho Rel Research*, (1999), 368. 17-27.
- [3] Demirhan M, Uysal M, Onen M., The use of the cable-grip system in the treatment of winged scapula caused by post-traumatic combined nerve injury: a case report. *Acta Orthop Traumatol Turc*, (2002), 36.162-6.
- [4] Krishnan SG, Hawkins RJ, Michelotti JD, Litchfield R, Willis RB, Kim YK., Scapulothoracic arthrodesis: indications, technique, and results., *Clin Orthop Relat Res*, (2005), 126-33.
- [5] Doody SG, Freedman L, Waterland JC. Shoulder movements during abduction in the scapular palne. *Arch Phys Med Rehab*, (1970), 51 (12): 595-604.
- [6] Neumann, D. D. Shoulder Complex. D.A. Neumann (Ed.). *Kinesiology Of The Musculoskeletal System Foundations For Physical Rehabilitation*, (2002), .91-132, USA: Mosby.
- [7] Rockwood et al, *The Shoulder, 4th Edition, Saunders Elsevier, Amsterdam, the Netherlands*, (2009).
- [8] Cyriax, J. Peripherl Joint, the upper extremities. *Chapter 14. The Shoulder Complex*. H McGraw. Access physiotherapy from McGraw Hill Orthopaedic Examination, Evaluation And Intervention, section IIa.
- [9] Hoppenfeld S: *Physical Examination of the Spine and Extremities*, (1976), 7-46.
- [10] Christopher M, Jobe MD, Michael J, Coen MD. *Gross Anatomy of the Shoulder*. In: *The Shoulder*. Eds: Rockwood CA, Matsen FA, Wirth MA, Lippitt SB, 3rd ed, (2004), 38-87.
- [11] Yonucu H.A. Kronik Omuz Ağrılı Hastalarda Supraskapular Sinir Blokajı İle Fizik Tedavinin Etkinlinin Karşılaştırılması Şişli Etfal Eğitim Ve Araştırma Hastanesi Fizik Tedavi Ve Rehabilitasyon Kliğini, *Uzmanlık Tezi*, İstanbul, (Doc.Dr. Banu



- KURAN), (2007).
- [12] Hadler AM, Itoi E, An KN. Anatomy and biomechanics of the shoulder. *Orthop Clin North America*, (2000), 31(2):159-176.
- [13] Sarrafian S. Gross and functional anatomy of the shoulder. *Clin Orthop Relat Res.*, (1983), 173:11-19.
- [14] Gürsel Y.: Omuz semiyolojisi. In: Göksoy T. (Ed), *Romatizmal hastalıkların tanı ve tedavisi*. Yüce yayın A.Ş.-İstanbul., (2002), Bölüm 3.15: 182-201.
- [15] Cyriax, J. *Peripheral Joints, the upper extremities. Chapter 14. The Shoulder Complex*. H McGraw. Access physiotherapy from McGraw Hill Orthopaedic Examination, Evaluation And Intervention, section IIA., (2003).
- [16] Hall, S. J. *The biomechanics of the human upper extremity. Chapter 7*. H McGraw Access physiotherapy from McGraw Hill Basic Biomechanics, (2003).
- [17] Çetin, N.. Omuz. M.N Akman ve M. Karataş (Ed.), *Temel ve Uygulanan Kinezyoloji*. Ankara: Haberal Eğitim Vakfı., (2003).
- [18] Jobe, C. M. Gross, *Anatomy of the Shoulder* W. B. Saunders Company., (1998), 34-97.
- [19] Demirbaş F.Ş.B. Omuz Subakromiyal Sıkışma Sendromu Olan Hastalarda Yumuşak Doku Ve Eklem Mobilizasyon Tekniklerinin Kişinin Ağrısı Ve Fonksiyonelliği Üzerine Etkisinin Araştırılması. İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimler Enstitüsü, *Doktora Tezi*, İstanbul, (2010).
- [20] Wilk, E. K. The Shoulder. T.R. Malone, T. G. McPoil ve A.J. Nitz (Ed.). *Orthopedic And Sports Physical Therapy* , USA: Mosby., (1997), 401-458.
- [21]. Magee, D.J. *Orthopedic Physical Assessment* (c. 4th ed): Saunders., (2002).
- [22] Taner D, Sancak B, Akşit D, Cumhuriyet M, İlgi S, Kural E., *Fonksiyonel Anatomi Ekstremiteler ve Sırt Bölgesi*. 3.Baskı, Ankara, Hekimler Yayın Birliği, (2003).
- [23] Paine RM, Voight M. *The Role of The Scapula*. Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy., (1993), 18(1) ve 386-391.
- [24] Demirhan M., Göksan M.A.: Omuz eklemi biomekaniği ve kas kontrolü. *Acta Orthop. Traumatol. Turc.*, (1993), 27:212- 217.
- [25] Anonim, <http://tuncaycentel.com> (Erişim Tarihi: 25 Şubat 2014).

- [26] Peat Malcolm: Functional anatomy of the shoulder complex. *Physical Therapy* 66 (12), (1986), 1855-1865.
- [27] Dilber H., Peker Ö., Bircan Ç.: Evre 2 omuz sıkışma sendromunda rehabilitasyon etkinliğinin klinik ve izokinetik değerlendirilmesi: ön çalışma. *Ege Fiziksel Tıp ve Rehabilitasyon Dergisi.*, (2002), 8(1), 1-6.
- [28] Magee D.J. *Orthopedic Physical Assessment.* W.B.Saunders Company-Philadelphia, Fourth Edition. Chap: 5: 207-319, (2002).
- [29] Kozin F.: *Painful shoulder and reflex sympathetic dystrophy syndrome.* In:Koopman W.(Ed) *Arthritis and Allied Conditions* 13.Edition, (1996), Volum 2,Chap.101:1887-1922.
- [30] Kapandji J.A. *The Physiology of the Joints. Second Edition. Volume 1.Upper Limb, Shoulder.* Churchill Livingstone,(1970).
- [31] Morrey F. :*Biomechanics of the Shoulder.* In: Rockwood C.A., Matsen F.A.(Ed) *The Shoulder.* Second Edition.W.B. Saunders Company, (1998), Volume 1, Chapter 6: 233-276.
- [32] Warner JJP. *The gross anatomy of the joint surfaces, ligaments, labrum, and scapula.* In: Matsen FA III, Hawkins RJ, eds. *The Shoulder: A Balance of Mobility and Stability.* Rosemont, III: American Academy of Orthopedic Surgeons., (1993), 7-27.
- [33] Bagg, SD, Forrest WJ. A biomechanical analysis of scapular rotation during arm abduction in the scapular plane. *Am J Phys Med Rehabil*, (1988), 67 (6): 238-45.
- [34] Jack Crosbie, Sharon L. Kilbreath, Elizabeth Dylke, Kathryn M. Refshauge, Leslie L. Nicholson, Jane M. Beith, Andrew J. Spillane and Kate White, Effects of Mastectomy on Shoulder and Spinal Kinematics During Bilateral Upper-Limb Movement, *PHYS THER*, (2010).
- [35] Bogumill G.P.: *Anatomy and Kinesiology of the Shoulder.* In: Mackin J.E., Callahan A.D.(Ed), *Rehabilitation of the Hand and Upper Extremity.* Mosby, Inc., (2002), St.Louis. Chapter 6: 97-108.
- [36] Daniels L., Worthington C.: *Muscle Testing (techniques of manuel examination)* W.B.Sounders Company Philadelphia, (1980), 90-117.

- [37] Kibler WB, McMullen J, Scapular dyskinesia and its relation to shoulder pain. *J Am Acad Orthop Surg*, (2003), 11 (2): 142-51.
- [38] Kibler WB., Scapular involvement in impingement: signs and symptoms. s.l. : *Instr Course Lect.*, (2006), 55;35-43.
- [39] Lee SG, Kim JH, Lee SY, Choi IS, Moon ES. Winged scapula caused by rhomboideus and trapezius muscles rupture associated with repetitive minor trauma: a case report. *J Korean MedSci*, (2006), 21:581-4.
- [40] Sahin F, Yılmaz F, Esil N, Aysal F, Kuran B. Compressive neuropathy of long thoracic nerve and accessory nerve secondary to heavy load bearing. A case report. *Euro Medicophys*, (2007), 43:71-4.
- [41] Martin RM, Fish DE. Scapular winging: anatomical review, diagnosis, and treatments. *Curr Rev Musculoskelet Med.*, (2008), 1:1-11.
- [42] Grogan, D.P., Stanley. E.A., Bobechko, W.P.:The congenital undescended scapula. *J. Bone Joint Surg.*, (1983), Vol.65-B.No.5.
- [43] Tachdjian, M.D. : *Pediatric Orthopedics*, Elsevier, (1990), 1,2 : 137.
- [44] Kibler WB, Livingston B, Bruce R. Current concepts in shoulder rehabilitation. *Adv Oper Orthop*, (1995), 3:249–300.
- [45] Kibler WB.Shoulder rehabilitation:principles and practice, *Med Sci Sports Exerc* (1998) ve 30:40-50.
- [46] Marin R., Scapula winging's brace:A case series on the management of long thoracic nerve palsy.,*Arch Phys Med Rehabil*, (1998), 79:1226-30.
- [47] Klebe TM, Dossing KV, Blenstrup T, Nielsen-Ferreira J, Rejsenhus L, Aalkjaer G, Scapulae alatae-angels' wings. A study of 64 patients treated with braces and physical therapy at the Viberg's hospital. *Ugeskr Laeger*, (2003), 165:1779-82.
- [48] POST M: Pectoralis major transfer for winging of the scapula. i *Shoulder Elbow Surg* 4, (1995), 1-9.
- [49] Twyman RS, Harper GD, Edgar MA: Thoracoscapular fusion in fiascapulohumeral dystrophy: Clinical review of a new surgical method, *J Shoulder Elbow Surg*, Surg 5, (1996), 201-205.
- [50] Hawkins RJ, Willis RB, Litchfield RB: Scapulothoracic arthrodesis for scapular

- winging, In: Rowe CR, ed. *The shoulder. New York, Churchill Livingstone.*, (1988), 356-359.
- [51] Van Der Helm, F. C. T. Analysis of the kinematic and dynamic behavior of the shoulder mechanism. *J. Biomech.*, (1994), 27, 527–550.
- [52] McMahon, P. J. & Lee, T. Q. Muscles may contribute to shoulder dislocation and stability. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, (2002), 403, S18–S25.
- [53] Werner, C. M., Favre, P. & Gerber, C. The role of the subscapularis in preventing anterior glenohumeral subluxation in the abducted, externally rotated position of the arm. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, (2007), 22, 495–501.
- [54] Favre, P., Jacob, H. A. C. & Gerber, C. Changes in shoulder muscle function with humeral position: a graphical description. *J. Shoulder Elbow Surg.*, (2009), 18, 114–121.
- [55] Kronberg, M., Brostrom, L. A. & Nemeth, G. Differences in shoulder muscle activity between patients with generalized joint laxity and normal controls., *Clin. Orthop. Relat. Res.* 269, (1991), 181–192.
- [56] Veeger, H.E.J., Van der Helm, F.C.T. Shoulder function: the perfect compromise between mobility and stability. *J. Biomech.* 40, (2007), 2119–2129.
- [57] Sher, J. S., Uribe, J. W., Posada, A., Murphy, B. J. & Zlatkin, M. B. Abnormal findings on magnetic resonance images of asymptomatic shoulders., *J. Bone Joint Surg. Am.* 77, (1995), 10–15.
- [58] Glenn Jr RE, Romeo AA., Scapulothoracic arthrodesis: indications and surgical technique., *Tech Shoulder Elbow Surg*, (2005); 178-87, 6.
- [59] Wakabayashi, I., Itoi, E., Sano, H., Shibuya, Y., Sashi, R., Minagawa, H. & Kobayashi, M. Mechanical environment of the supraspinatus tendon: a two-dimensional finite element model analysis. *J. Shoulder Elbow Surg.* 12, (2003), 612–617.
- [60] Sano, H., Wakabayashi, I. & Itoi, E. Stress distribution in the supraspinatus tendon with partial-thickness tears: an analysis using two-dimensional finite element model. *J. Shoulder Elbow Surg.* 15, (2006), 100–105.
- [61] Franklin, J. L., Barrett, W. P., Jackins, S. E. & Matsen III, F. A. Glenoid loosening

- in total shoulder arthroplasty. Association with rotator cuff deficiency. *J. Arthroplasty*, (1988), 39–46.
- [62] Wirth, M. A. & Rockwood Jr, C. A. Complications of total shoulder-replacement arthroplasty. *J. Bone Joint Surg. Am.*78, (1996), 603–616.
- [63] Nyffeler, R. W., Sheikh, R., Atkinson, T. S., Jacob, H. A., Favre, P. & Gerber, C. Effects of glenoid component version on humeral head displacement and joint reaction forces: an experimental study. *J. Shoulder Elbow Surg.*15, (2006), 625–629.
- [64] Gerber, C. Latissimus dorsi transfer for the treatment of irreparable tears of the rotator cuff. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 275, (1992), 152–160.
- [65] Özden R., Uruç V., Yıldız Ö. S., Doğramacı Y., Kalacı A., "İzole travmatik serratus anterior paralizisinde endobutton sistemi ile skapulotorasik tespit yöntemi" , *Dicle Tıp Dergisi*, (2013), 289-293, 40 (2).
- [66] Alshameeri ZA, Garg S, Wallace WA. Scapulothoracic fusion for fascioscapulo-humeral dystrophy. *Shoulder & Elbow*, (2011), 56—61.,3.
- [67] Sarlak AY, Buluç L, Arpacı A, Alıcı T, Gündes H. Scapulothoracic Arthrodesis With a Spinal Rod and Pedicle Screw Construct. *Techniques in Shoulder and Elbow Surgery*, (2005), 6(3):155-159.
- [68] Sewell MD, Higgs DS, Al-Hadithy N, Falworth M, Bayley I, Lambert SM. The outcome of scapulothoracic fusion for painful winging of the scapula in dystrophic and non-dystrophic conditions. *J Bone Joint Surg Br.*, (2012), 1253e9., 94.
- [69] De Luca CJ, Forrest WJ., Force analysis of individual muscles acting simultaneously on shoulder joint during isometric abduction. *J Biomech* 6(4), (1973), 385–393.
- [70] Dul J., A biomechanical model to quantify shoulder load at the work place. *Clin Biomech* 3, (1988), 124-128.
- [71] Poppen NK, Walker PS Forces at the glenohumeral joint in abduction. *Clin Orthop Relat Res.*, (1978), 135:165–170.
- [72] Engin, A. E. & Tumer, S. T. Three-dimensional kinematic modelling of the human shoulder complex part I: physical model and determination of joint sinus cones. *J.*

- Biomech. Eng.*, (1989),107–112.
- [73] Klopčar, N., Toms, M. & Lenarc, J. A kinematic model of the shoulder complex to evaluate the arm-reachable workspace. *J. Biomech.*40, (2007), 86–91.
- [74] Johnson, G. R. & Gill, J. M. Prediction of the range of hand positions available to a patient with movement restrictions at the joints of the upper limb a mathematical model. *Int. J. Rehabil. Res.*10, (1987), 291–297.
- [75] Favre, P., Moor, B., Snedeker, J. G. & Gerber, C. Influence of component positioning on impingement in conventional total shoulder arthroplasty. *Clin. Biomech.(Bristol, Avon)* 23, (2008b) ,175–183.
- [76] Barker, T. M., Kirtley, C. & Ratanapinunчай, J. Calculation of multi-segment rigid body joint dynamics using Matlab. *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*, (1997), 211, 483–487.
- [77] Gatti, C. J., Dickerson, C. R., Chadwick, E. K., Mell, A. G. & Hughes, R. E. Comparison of model-predicted and measured moment arms for the rotator cuff muscles., *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, (2007),639–644.
- [78] Chadwick EK, Blana D, Van Den Bogert AJ, Kirsch RF, Areal-time, 3-D musculoskeletal model for dynamic simulation of arm movements. *IEEE Trans Biomed Eng* 56(4), (2009), 941–948.
- [79] Van Den Bogert AJ, Blana D, Heinrich D.,Implicit methods for efficient musculoskeletal simulation and optimal control. *Procedia IUTAM*, (2011), 2:297–31633-T19.
- [80] Praagman M, Chadwick EKJ, Van Der Helm FCT, Veeger HEJ, The relationship between two different mechanical cost functions and muscle oxygen consumption. *J Biomech* 39(4), (2006), 758–765.
- [81] Dul J, Johnson GE, Shiavi R, Townsend MA, Muscular synergism.2. A minimum-fatigue criterion for load sharing between synergistic muscles. *J Biomech* 17(9), (1984), 675–684.
- [82] Holzbaur, K. R., Murray, W. M. & Delp, S. L., A model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Ann. Biomed. Eng.*33, (2005), 829–840.

- [83] Charlton, I. W., Johnson, G. R., A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint. *Proc. Inst. Mech. Eng.*, (2006), 220, 801–812.
- [84] Magermans DJ, Chadwick EKJ, Veeger HEJ, Rozing PM, Van Der Helm FCT Effectiveness of tendon transfers for massive rotator cuff tears: a simulation study. *Clin Biomech* 19(2), (2004), 116–122.
- [85] Van Der Helm, F. C. T. A finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism., *J. Biomech.*, (1994b), 551–569.
- [86] Maurel, W., Thalmann, D. A case study analysis on human upper limb modelling for dynamic simulation. *Comput. Methods Biomech. Biomech. Eng.*, (1999), 65–82.
- [87] Charlton, I. W., Johnson, G. R., Application of spherical and cylindrical wrapping algorithms in a musculoskeletal model of the upper limb. *J. Biomech.*, (2001), 1209–1216.
- [88] Blemker, S. S., Asakawa, D. S., Gold, G. E., Delp, S. L. Image-based musculoskeletal modeling: applications, advances, and future opportunities. *J. Magn. Reson. Imaging*, (2007), 441–451.
- [89] Dickerson CR, Chaffin DB, Hughes RE, A mathematical musculoskeletal shoulder model for proactive ergonomic analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Eng* 10(6), (2007), 389–400.
- [90] De Groot JH, Brand R A three-dimensional regression model of the shoulder rhythm. *Clin Biomech* 16(9), (2001), 735–743.
- [91] Van Andel C, Van Hutten K, Eversdijk M, Veeger D, Harlaar J., Recording scapular motion using an acromion marker cluster. *Gait Posture* 29(1), (2009), 123–128.
- [92] Ludewig PM, Phadke V, Braman JP, Hassett DR, Cieminski CJ, Laprade RF Motion of the shoulder complex during multiplanar humeral elevation., *J Bone Joint Surg Am* 91(2), (2009), 378–389.
- [93] McClure PW, Michener LA, Sennett BJ, Karduna AR, Direct 3-dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo., *J Shoulder Elbow Surg.*, (2001), 269–277.
- [94] Bolsterlee B., Veeger HEJ., Helm FCT., Modelling clavicular and scapular

- kinematics: from measurement to simulation, *Med Biol Eng Comput*, (2013), 283-91.
- [95] Karlsson, D., Peterson, B. Towards a model for force predictions in the human shoulder. *J. Biomech.* 25, (1992), 189–199.
- [96] De Leest, O., Rozing, P. M., Rozendaal, L. A., Van Der Helm, F. C. T. Influence of glenohumeral prosthesis geometry and placement on shoulder muscle forces. *Clin. Orthop. Relat. Res.*, (1996), 222–233.
- [97] Chadwick, E. K. J., Van Noort, A., Van Der Helm, F. C. T. Biomechanical analysis of scapular neck malunion a simulation study. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, (2004), 906–912.
- [98] Magermans, D.J., Chadwick, E.K.J., Veeger, H.E.J., Rozing, P.M., Van Der Helm, F.C.T., Effectiveness of tendon transfers for massive rotator cuff tears: a simulation study., *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 19, (2004a), 116–122.
- [99] Magermans, D. J., Chadwick, E.K.J., Veeger, H.E.J., Van Der Helm, F.C.T. & ROZING, P.M., Biomechanical analysis of tendon transfers for massive rotator cuff tears. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 19, (2004b), 350–357.
- [100] Van Der Helm, F.C.T., Veeger, H.E.J. Quasi-static analysis of muscle forces in the shoulder mechanism during wheelchair propulsion. *J. Biomech.* 29, (1996), 39–52.
- [101] Van Drongelen, S., Van Der Woude, L.H.V., Janssen, T.W.J., Angenot, E.L.D., Chadwick, E.K.J., Veeger, H.E.J. Glenohumeral joint loading in tetraplegia during weight relief lifting: a simulation study. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 21, (2006), 128.
- [102] Huiskes, R., Hollister, S. J. From structure to process, from organ to cell: recent developments of FE-analysis in orthopaedic biomechanics. *J. Biomech. Eng.* 115, (1993), 520–527.
- [103] Lacroix, D., Prendergast, P. J. Stress analysis of glenoid component designs for shoulder arthroplasty. *Proc. Inst. Mech. Eng. [H]*, (1997), 211, 467–474.
- [104] Terrier, A., Buchler, P., Farron, A. Influence of glenohumeral conformity on glenoid stresses after total shoulder arthroplasty. *J. Shoulder Elbow Sur.*, (2006), 15, 515–520.



- [105] Murphy, L.A., Prendergast, P.J., Acromion-fixation of glenoid components in total shoulder arthroplasty, *J. Biomech.* 38, (2005), 1702–1711.
- [106] Gupta, S., Van Der Helm, F.C.T., Van Keulen, F. The possibilities of uncemented glenoid component a finite element study., *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 19, (2004b), 292–302.
- [107] Gupta, S., Van Der Helm, F. C. T., Van Keulen, F. Stress analysis of cemented glenoid prostheses in total shoulder arthroplasty, *J. Biomech.* 37, (2004c) 1777–1786.
- [108] Couteau, B., Mansat, P., Estivalezes, E., Darmana, R., Mansat, M., Egan, J. Finite element analysis of the mechanical behavior of a scapula implanted with a glenoid prosthesis. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 16, (2001), 566–575.
- [109] Terrier A., Buchler P., Farron A., Bone cement interface of the glenoid component: stress analysis for varying cement thickness. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 20, (2005), 710–717.
- [110] Hopkins, A. R., Hansen, U. N., Amis, A. A., Emery, R. The effects of glenoid component alignment variations on cement mantle stresses in total shoulder arthroplasty. *J. Shoulder Elbow Surg.* 13, (2004), 668–675.
- [111] Farron, A., Terrier, A. & Buchler, P., Risks of loosening of a prosthetic glenoid implanted in retroversion. *J. Shoulder Elbow Surg.*, (2006), 521–526.
- [112] Hopkins A.R., Hansen U.N., Amis A.A., Taylor M., Gronau N., Anglin, C., Finite element modelling of glenohumeral kinematics following total shoulder arthroplasty, *J. Biomech.*, (2006), 39(13):2476-83.
- [113] Hopkins, A. R., Hansen, U. N., Amis, A. A., Taylor, M. & Emery, R. J. Glenohumeral kinematics following total shoulder arthroplasty: a finite element investigation. *J. Orthop. Res.*, (2007), 108–115.
- [114] Buchler, P., Ramaniraka, N.A., Rakotomanana, L.R., Iannotti, J.P. & Farron, A.A finite element model of the shoulder: application to the comparison of normal and osteoarthritic joints. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, (2002), 630–639.
- [115] Stone, K. D., Grabowski, J. J., Cofield, R. H., Morrey, B. F. & An, K. N. Stress analyses of glenoid components in total shoulder arthroplasty., *J. Shoulder Elbow Surg.*, (1999), 151–158.

- [116] Andreykiv, A., Prendergast, P.J., Van Keulen, F., Swieszkowski, W., Rozing, P. M. Bone in growth simulation for a concept glenoid component design. *J. Biomech.*, (2005), 1023–1033.
- [117] Van der Helm, F.C.T.A, Finite element musculoskeletal model of the shoulder mechanism. *J. Biomech.*, (1994b), 551–569.
- [118] Lacroix, D., Murphy L.A., Prendergast P.J., Three-dimensional finite element analysis of glenoid replacement prostheses: a comparison of keeled and pegged anchorage systems. *J. Biomech. Eng. 122*, (2000), 430–436.
- [119] Hopkins A.R., Hansen U.N., Amis, A.A., Finite element models of total shoulder replacement: application of boundary conditions. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng. 8*, (2005), 39–44.
- [120] Garner B.A., Pandy M.G., Musculoskeletal model of the upper limb based on the Visible Human male dataset. *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng. 4*, (2001), 93–126.
- [121] Happee, R., van der Helm, F.C.T., The control of shoulder muscles during goal directed movements, an inverse dynamic analysis. *J. Biomech.*, (1995), 28, 1179–1191.
- [122] Favre, P., Sheikh, R., Fucentese, S. F., Jacob, H. A. An algorithm for estimation of shoulder muscle forces for clinical use. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon) 20*, (2005), 822–833.
- [123] Erdemir, A., McLean, S., Herzog, W. & van den Bogert, A. J. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon) 22*, (2007), 131–154.
- [124] Inman, V. T., Ralston, H. J., Saunders, J. B., Feinstein, B. & Wright Jr, E. W. Relation of human electromyogram to muscular tension. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. 4(Suppl.)*, (1952), 187–194.
- [125] Gupta, S., van der Helm, F. C. T., Sterk, J. C., van Keulen, F. & Kaptein, B. L. Development and experimental validation of a three-dimensional finite element model of the human scapula. *Proc. Inst. Mech. Eng. [H] 218*, (2004a), 127–142.
- [126] Maurel, N., Diop, A., Grimberg, J. A 3D finite element model of an implanted scapula: importance of a multiparametric validation using experimental data. *J.*

- Biomech.* 38, (2005), 1865–1872.
- [127] Ahir, S. P., Walker, P. S., Squire-Taylor, C. J., Blunn, G. W. & Bayley, J. I. Analysis of glenoid fixation for a reversed anatomy fixed-fulcrum shoulder replacement. *J. Biomech.* 37, (2004), 1699–1708.
- [128] Viceconti, M., Olsen, S., Nolte, L. P. & Burton, K. Extracting clinically relevant data from finite element simulations. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 20, (2005), 451–454.
- [129] Terrier, A., Vogel, A., Capezzali, M. & Farron, A. An algorithm to allow humerus translation in the indeterminate problem of shoulder abduction. *Med. Eng. Phys.* 30, (2008), 710–716.
- [130] Dubowsky, S.R., Rasmussen, J., Sisto, S.A., Langrana, N.A. Validation of a musculoskeletal model of wheelchair propulsion and its application to minimizing shoulder joint forces. *J. Biomech.* 41, (2008), 2981–2988.
- [131] Pfirmann, C. W., Huser, M., Szekely, G., Hodler, J. & Gerber, C. Evaluation of complex joint motion with computer-based analysis of fluoroscopic sequences. *Invest. Radiol.* 37, (2002), 73–76.
- [132] Graichen, H., Stammberger, T., Bonel, H., Englmeier, K.-H., Reiser, M. & Eckstein, F. Glenohumeral translation during active and passive elevation of the shoulder a 3D open-MRI study. *J. Biomech.* 33, (2000), 609–613.
- [133] Bey, M.J., Kline, S.K., Zael, R., Lock, T.R., Kolowich, P.A. Measuring dynamic in-vivo glenohumeral joint kinematics: technique and preliminary results. *J. Biomech.* 41, (2008), 711–714.
- [134] Bergmann, G., Graichen, F., Bender, A., Kaab, M., Rohlmann, A., Westerhoff, P. In vivo glenohumeral contact forces measurements in the first patient 7 months postoperatively. *J. Biomech.* 40, (2007), 2139–2149.
- [135] Young, P.G., Beresford-West, T.B., Coward, S.R., Notarberardino, B., Walker, B., Abdul-Aziz, A. An efficient approach to converting three-dimensional image data into highly accurate computational models. *Phil. Trans. R. Soc. A* 366, (2008), 3155–3173.
- [136] Ulrich, D., Hildebrand, T., van Rietbergen, B., Muller, R. & Ruegsegger, P. The quality of trabecular bone evaluated with micro-computed tomography, FEA and

- mechanical testing. *Stud. Health Technol. Inform.* 40, (1997), 97–112.
- [137] Pistoia, W., van Rietbergen, B., Lochmuller, E.M., Lill, C.A., Eckstein, F., Ruegsegger, P., Estimation of distal radius failure load with micro-finite element analysis models based on three-dimensional peripheral quantitative computed tomography images *Bone, The Physical Measurement of Bone*, (2002), 842-8.
- [138] Fox, J.A., Cole, B.J., Romeo, A.A., Meininger, A.K., Williams, J.M., Glenn, R. E., Jr., Bicos, J., Hayden, J.K., Dorow, C.B.,. Articular cartilage thickness of the humeral head: an anatomic study. *Orthopedics* 31, (2008), 216.
- [139] Soslowsky, L.J., Flatow, E.L., Bigliani, L.U., Mow, V.C., Articular geometry of the glenohumeral joint. *Clin Orthop Relat Res*, (1992), 181-90.
- [140] F, Simon (iv) Scapulothoracic fusion. Yorkshire and Humber Deanery, Leeds, West Yorkshire, UK.: *Orthopaedics and Trauma*, Volume 26, Issue 6, December (2012), Pages 385–390.
- [141] Wu, G., van der Helm, F. C., Veeger, H. E., Makhsous, M., Van Roy, P., Anglin, C., ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion–part II: shoulder, elbow, wrist and hand, *Journal of Biomechanic*, (2005), Volume 38, Issue 5, 981–992.
- [142] Abdel-Aziz, K. Direct linear transformation from comparator coordinates into objects space coordinates in close-range photogrammetry. *In Proceedings of the symposium on close-range photogrammetry, Falls Church, Virginia, USA.* (1971).
- [143] Van der Helm, F.C.T.,. A standardized protocol for motions recordings of the shoulder In: Veeger, H.E.J., VanderHelm, F.C.T., Rozing, P.M. (Eds.), *Proceedings of the First Conferenc*, (1996).
- [144] Grood, E.S., Suntay, W.J., A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: Application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering* 105, (1983), 136-144.
- [145] Winter, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement* (3rd ed.). New Jersey: Wiley. (2005).
- [146] Theodoridis D, Ruston S., The effect of shoulder movements on thoracic spine 3D motion. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, (2002), 17:418–421.

- [147] Meskers, G., Van der Helm, F., Rozendaal, L., Rozing, P., In vivo estimation of the glenohumeral joint rotation center from scapula bony landmarks by linear regression. *Journal of Biomechanics*, 31(1), (1998), 93–96.
- [148] Ingram D., Engelhardt C., Farron A., Terrier A., Müllhaupt P., "A Minimal Set of Coordinates for Describing Humanoid Shoulder Motion", *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS)*, (2013), 5537-5544.
- [149] Anonim, <http://biomechanics.uoregon.edu/> (Erişim Tarihi: 01 Ocak 2015)
- [150] Senalp AZ, Kayabasi O, Kurtaran H. Static, dynamic and fatigue behavior of newly designed stem shapes for hip prosthesis using finite element analysis. *Materials & Design*, (2007), 1577-83, 28(5).
- [151] Favre P., Senteler M., Hipp J., Scherrer S., Gerber C., Snedeker J.G., An integrated model of active glenohumeral stability, *Journal of Biomechanics*, (2012), 2248–2255.
- [152] Buttaci CJ, Stitik TP, Yonclas PP, Foye PM. Osteoarthritis of the acromioclavicular joint: a review of anatomy, biomechanics, diagnosis, and treatment. *Am J Phys Med Rehabil*, (2004), 83(10):791-7.
- [153] Dalton SE. The Shoulder. Rheumatology, (Ed: Klippel JH). *Philadelphia, Mosby*, (1994), 5.8.1-16.
- [154] Çetin, N. M.N Akman ve M. Karataş (Ed.). Temel Omuz. ve Uygulanan Kinezyoloji. *Ankara: Haberal Eğitim Vakfı*, (2003).
- [155] Şarlak A.Y., Buluç L., Arpacı A., Alıcı T., Scapulothoracic Arthrodesis With a Spinal Rod and Pedicle Screw Construct, *Techniques in Shoulder and Elbow Surgery*, (2005), 6(3):155–159.

# ÖZGEÇMİŞ

## *Kişisel Bilgiler*

Soyadı, adı : UĞUR LEVENT  
Uyruğu : T.C.  
Doğum tarihi ve yeri : 03.01.1982 İzmit  
Telefon : 0 358 2525212 /1534  
Faks : 0 544 267 94 09  
E-posta : leventozge@gmail.com

## *Eğitim*

<i>Derece</i>	<i>Eğitim Birimi</i>	<i>Mezuniyet tarihi</i>
Yüksek Lisans	Kocaeli Üniv. Fen Bil. Enst. Mak.Eğt.	2009
Lisans	Kocaeli Üniv T.E.F. Otomotiv Öğr.	2006
Lise	Körfez E.M.L. Mak. Res.	1998

## *İş Deneyimi*

<i>Yıl</i>	<i>Yer</i>	<i>Görev</i>
2011-....	Amasya Üniversitesi T.B.M.Y.O	Öğretim Görevlisi
2007-2011	Uzer Makine Kalıp Sanayi A.Ş.	Cad/Cam Designer
2006-2011	Ahmet Elginkan Tek. Eğitim Mrk.	Eğitmen

## *Yabancı Dil*

İngilizce

## *Yayımlar*

### *1.Uluslararası hakemli dergilerde yayınlanan makaleler (SCI & SSCI & Arts and Humanities)*

**A1.**Atmaca H., Mutlu İ., Özkan A., Çelik, T.,**Uğur,L.**, Kişioğlu, Y.,(2013). "*The effect of proximal tibial corrective osteotomy on menisci, tibia and tarsal bones: a finite element model study of tibia vara*", Int J Med Robotics Comput Assist Surg (2013). DOI: 10.1002/rcs.1528

**A2.**Özkan A., Atmaca H., Mutlu İ., Çelik, T.,**Uğur,L.**, Kişioğlu, Y.,"*Stress distribution*

*coMParisons of foot bones in patient with tibia vara: a finite element study*", Acta of Bioengineering and Biomechanics, Vol. 15, No. 4, 2013, DOI: 10.5277/abb130409, (2014)

**A3.** Mutlu, İ., **Uğur,L.**, Çelik, T., Buluç, L., Muezzinoğlu, S., Kişioğlu, Y., "Evaluation of contact characteristics of a patient-specific artificial dysplastic hip joint" Acta of Bioengineering and Biomechanics, (IMPact Factor: 0.33). 03/2014; 16(2). DOI:10.5277/abb140213 (2014)

## **2.Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında (Proceedings)**

### **basılan sözlü bildiriler:**

**B1.** Mutlu İ., Özkan A., **Uğur,L.**, Muezzinoğlu, Ü.S., Kişioğlu, Y., "3d Topological Evaluation Of Biomodels And Its Optimum Finite Element Model In The Mimucs", , IMS 2010 7th International Symposium on Intelligent Manufacturing Systems, International University of Sarajevo, Bosnia i Herzegovina, (2010)

**B2.**Gökkuş K, Atmaca H, **Uğur L**, Özkan A, Aydın AT. "The Relationship between Medial Meniscal Subluxation and Stress Distribution Pattern of the Knee Joint: A Finite Element Analysis Study." International Society of Orthopaedic Surgery and Traumatology (SICOT) 26th Triennial World Congress. Rio de Janeiro, Brazil, November 19-22, 2014.

**B3.** Kan, B. , Çoşkunes, M.F.,Mutlu İ., **Uğur,L.**,Meral, D. G., "Dental İmplant Uzunluğunun Travmatik Sağital Kuvvetler Atrofik Mandibulaya Etkilerinin Deneysel Olarak İncelenmesi", , TOAMS 2014 21ST International Scientific Congress , (2014)

**B4.** Yıldız, A., Özlü B., Yaka, H., **Uğur, L.** (2014) "A Fuzzy Multi Criteria Decision Making Method for Selection of CNC Machine Tool. "First International Symposium on Industrial Design Engineering (ISIDE14), 8-9 May 2014, Karabük, Turkey.

## **3.Ulusal bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitabında basılan bildiriler**

**E1.** Mutlu İ., Özkan A., Uğur,L., Cırpıcı, Y., Kişioğlu, Y., Muezzinoğlu, Ü.S., "Yüksek Tibial Osteotomi Operasyonunun Ayak Kemikleri Üzerindeki Gerilme Dağılımına Etkisi ", Ulusal Makina Teorisi Sempozyumu, Niğde(2011)

**E2.** Atmaca H., **Uğur,L.**, Mutlu İ., Özkan A., Memişoğlu K., "Omurga Cerrahisinde

*Uygulanan Pedikül Vidalarının Yerleşim Bozukluklarının İmplant Ömrü Üzerine Etkileri: Sonlu Elemanlar Analiz Çalışması*” 23. Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi

**E3.** Atmaca H., Memişoğlu K., **Uğur,L.**, Özkan A., Mutlu İ.,Baran,T., Muezzinoğlu, Ü.S., “Travma Sonrası Kalça Eklemine Etki Eden Dolaylı Yüklenmede Cam Tipi Femoroasetabuler Sıkışma Sendromun Etkisi” 23. Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi

**E4.** Atmaca H, Uğur L, Özkan A, Erzincanlı F. "*Skapulotorasik füzyon sonrası glenohumeral ve akromiyoklavikular eklemlerde oluşan yüklenmelerdeki değişimler: sonlu elemanlar model çalışması*". 24.Ulusal Türk Ortopedi ve Travmatoloji Kongresi Belek, Antalya, 12-16 Kasım 2014

**E5.** Gökkuş K, Atmaca H, **Uğur L**, Özkan A, Aydın At. "*Medial menisküs subluksasyonu sonrası diz ekleminde ortaya çıkan yüklenmelerdeki değişimler: sonlu elemanlar analiz çalışması*". 12. TUSYAD( Türkiye Spor Yaralanmaları Artroskopisi ve Diz Cerrahisi Derneği) Kongresi. İzmir, 23-27 Eylül 2014.

**E6.****Uğur,L.**, Özkan A., Buluç, L., Kişioğlu, Y., Cırpıcı, Y.,Muezzinoğlu , S., “*Lateral Kamalı Tabanlı Tasarımının Alt Ekstremitte Yük Dağılımı Üzerine Etkisi*” ACTA ORTHOPAEDICA ET TRAUMATOLOGICA TURCICA, Cilt 45 (2011) Supplementum - I, 286, (2011)