

DOKUZ EYLÜL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

OMUZ EKLEMİNDE FARKLI KAS
GRUPLARININ SONLU ELEMANLAR METODU
İLE ANALİZİ VE DEĞERLENDİRİLMESİ



Devrim TÜMER

Şubat, 2021

İZMİR

**OMUZ EKLEMİNDE FARKLI KAS
GRUPLARININ SONLU ELEMANLAR METODU
İLE ANALİZİ VE DEĞERLENDİRİLMESİ**

Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Yüksek Lisans Tezi

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Mekanik Programı

Devrim TÜMER

Şubat, 2021

İZMİR

YÜKSEK LİSANS TEZİ SINAV SONUÇ FORMU

DEVİRİM TÜMER, tarafından **PROF. DR. YUSUF ARMAN** yönetiminde hazırlanan “**OMUZ EKLEMİNDE FARKLI KAS GRUPLARININ SONLU ELEMANLAR METODU İLE ANALİZİ VE DEĞERLENDİRİLMESİ**” başlıklı tez tarafımızdan okunmuş, kapsamı ve niteliği açısından bir Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Yusuf ARMAN

Yönetici

Prof. Dr. Hasan YILDIZ

Jüri Üyesi

Prof. Dr. Hasan HAVİTÇİOĞLU

Jüri Üyesi

Prof. Dr. Özgür ÖZÇELİK

Müdür

Fen Bilimleri Enstitüsü

TEŞEKKÜR

Değerli danışman hocam, Prof. Dr. Yusuf ARMAN'a beni biyomekanik gibi önemli bir alana yönelttiği, multidisipliner çalışmalarına imkan sağladığı bu süreçte, çok değerli bilgi ve deneyimlerini benimle paylaştığı ve yol gösterdiği için sonsuz teşekkür ederim.

Çalışmalarım süresince, spesifik olarak biyomekanik alanda, genel olarak bilimsel anlamda, düşünce, araştırma, değerlendirme, fikir üretme gibi çok önemli yetileri kazanmam ve geliştirmem açısından önemli katkılarından dolayı değerli hocam, Prof. Dr. Hasan HAVİTÇİOĞLU'na sonsuz teşekkür ederim.

Değerli hocam, Prof. Dr. Ramazan KARAKUZU'ya tez çalışmam sürecinde çok önemli bir yeri olan, çalışmaların hızlanması ve devamını mümkün kılan magnetic resonance imaging (MRI) eldesinde sağladığı çok değerli katkılarından dolayı sonsuz teşekkür ederim.

Biyomekanik analizler, literatürdeki karşılıkları, eldeki verilerin yorumu, değerlendirilmesine olan katkılarından dolayı değerli arkadaşım Musa GÜNGÖRÜR'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Çalışma kapsamında, mekanik malzeme özelliklerin belirlenmesinde ve yorumundaki önemli katkılarından dolayı değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Mahmut PEKEDİS'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Son olarak, bu zorlu ama bir o kadar güzel süreçte ve hayatımın her evresinde, desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen her zaman yanımda olan çok değerli aileme, sevgili annem, Nazmiye TÜMER'e, sevgili babam Recai TÜMER'e, sevgili kardeşim Meltem TÜMER'e ve değerli arkadaşlarım sevgili Baran GÜNİNDİ'ye, sevgili Onur EROL'a ve sevgili Semih YÜKSEL'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Devrim TÜMER

OMUZ EKLEMİNDE FARKLI KAS GRUPLARININ SONLU ELEMENLAR METODU İLE ANALİZİ VE DEĞERLENDİRİLMESİ

ÖZ

Glenohumeral eklemden, rotator cuff, deltoid gibi farklı kas gruplarında, kasların aşırı kullanımı, kazalar sonucu yaralanmalar veya akut rahatsızlanmalara bağılı ciddi gerilimler ve takiben yırtılmalar görülmektedir. Bu kas gruplarında meydana gelen değışimlerini omuz kapsülündeki etkilerini incelenmek adına 31 yaşında sağılıklı bir erkek donörün sağı humerus magnetic resonance imaging (MRI) verileri elde edilmiştir. MRI'dan faydalanılarak ITK – SNAP medikal görüntüleme programı ile sağı humerusun üç boyutlu katı modeli elde edilmiştir. Elde edilen model SolidWorks 2019 programına aktarıldı ve montajı yapılan sonlu elemanlar modeli, analizleri gerçekleştirmek için Ansys 19.3 programına aktarılmıştır. Bu aşamadan sonra rotator cuff ve deltoid middle kaslarının humerus ve skapula üzerindeki koordinatlarına göre kuvvet yönleri belirlenmiş, devamında ise external rotasyonda zamana bağılı kuvvet değıerlerinin eldesi için OpenSim 4.1 programı üzerinde jenerik bir model kullanılmış ve bu model üzerinden 11 derecelik abduction ve 60 derecelik external rotasyonda, statik optimizasyon analizleri, yüzde 100, 50 ve 0 infraspinatus kas kuvveti değıerlerinde gerçekleştirilmiştir. Elde edilen değışken kas kuvveti değıerleri sonlu elemanlar modelinde humerusa entegre edilmiştir. Sonlu elemanlar modelinin transient analizleri, infraspinatus kasının tam, yarı güç ve yırtılma durumları göz önünde bulundurularak gerçekleştirilmiştir. Infraspinatustaki güç kayıplarına bağılı, diğıer rotator cuff grubu kaslarının ve deltoid middle kasının nasıl etkilendiğı ve bu kuvvet değışimlerinin omuz ekleminde labruma ve glenoid kıkırdağı olan etkileri incelenmiştir.

Anahtar kelimeler: Omuz eklemi, rotator cuff, deltoid, glenoid labrum, sonlu elemanlar analizi

ANALYZING AND ASSESSMENT OF DIFFERENT MUSCLE GROUPS IN SHOULDER JOINT WITH FINITE ELEMENT METHOD

ABSTRACT

In glenohumeral joint, critical strains and tears may be stemmed from excessive utilization of different muscle groups such as rotator cuff, deltoid, or from the injuries related to accidents or acute disorders. To investigating the effects of the alteration of these muscle groups in shoulder capsule, data of right humerus magnetic resonance imaging (MRI), which are belonged to a 31 years healthy male donor have been obtained. Three dimensional solid model of right humerus was obtained with ITK – SNAP medical imaging program by benefiting from the MRIs. The constituted model was imported into SolidWorks 2019 and the assembled finite element model was imported into Ansys 19.3. After this stage, force directions of rotator cuff and deltoid middle muscles were determined according to the coordinates of humerus and scapula. In the sequel, to obtain the time – related force values in external rotation, a generic model was utilized in OpenSim 4.1 program and static optimisation analyses were performed for 100, 50 and 0 percent infraspinatus activities in 11 degree abduction and 60 degree external rotation. Obtained variable muscle force values were integrated to the finite element humerus model. Transient analyses of the finite element model were fulfilled considering full, half power and the tear conditions of infraspinatus muscle. Related to the power losses in infraspinatus, it has been investigated how other rotator cuff muscles and deltoid middle muscle have been affected and the effects of these force variations to labrum and glenoid cartilage in the shoulder joint.

Keywords: Shoulder joint, rotator cuff, deltoid, glenoid labrum, finite element analysis

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
YÜKSEK LİSANS TEZİ SINAV SONUÇ FORMU	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖZ	iv
ABSTRACT	v
ŞEKİLLER LİSTESİ	viii
TABLolar LİSTESİ	xiv

BÖLÜM BİR – GİRİŞ 1

1.1 Biyomekanik Tanım	1
1.2 Omuz Anatomisi	3
1.2.1 Humerus	5
1.2.2 Skapula	7
1.2.3 Labrum	8
1.2.4 Artiküler Kıkırdak	10
1.3 Omuz Biyomekaniği	11
1.4 Line Segment ve Üç Boyutlu Kas Modelleri	15
1.5 Omuz Patolojisi	17
1.5.1 Rotator Cuff Patolojisi	19
1.5.2 Deltoid Patolojisi	21
1.6 Tedavi Yöntemleri	24
1.7 Sonlu Elemanlar Analizi	26
1.7.1 Biyomekanik Uygulamalar	27

BÖLÜM İKİ – MATERYAL VE METOT 37

2.1 MRI Verilerinin Eldesi, Humerus ve Glenoid Solid Yapıların Oluşturulması.....	37
2.2 Humerus ve Glenoid Yapısının SolidWorks Programına Aktarımı	43

2.2.1 SEM Eldesi	44
2.2.1.1 SEM Detayları, Anatomik Yapıların Radyus ve Kalınlık Değerleri.....	44
2.3 Kinetik Analizler	47
2.4 Malzeme Özellikleri	49
2.5 Kas Yönelimleri İçin Vektörel Değerler, SEA Verileri ve Sınır Şartlarının Belirlenmesi	52
BÖLÜM ÜÇ – GENEL SONUÇLAR	62
3.1 Labrum’un %100, %50 ve %0 Infraspınatus Kası Etkinliğinde Transient Olarak İncelenmesi	63
3.1.1 Maksimum von – Mises Gerilme Değerleri	63
3.1.2 Maksimum von – Mises Gerinim Değerleri	65
3.2 Gleniod Kıkırdak’ın %100, %50 ve %0 Infraspınatus Kası Etkinliğinde Transient Olarak İncelenmesi	66
3.2.1 Maksimum von – Mises Gerilme Değerleri	66
3.2.2 Maksimum von – Mises Gerinim Değerleri	67
BÖLÜM DÖRT – TARTIŞMA	69
BÖLÜM BEŞ – SONUÇ	77
KAYNAKLAR	79
EKLER	91
EK 1: %100 Infraspınatus Etkinliği Zamana Bağlı Kas Kuvveti Değerleri	91
EK 2: %50 Infraspınatus Etkinliği Zamana Bağlı Kas Kuvveti Değerleri	96
EK 3: %0 Infraspınatus Etkinliği Zamana Bağlı Kas Kuvveti Değerleri	101

ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 1.1 Omuz kemikleri anterior görüntü	3
Şekil 1.2 Omuz kemikleri posterior görüntü	4
Şekil 1.3 Skapula yanal görünüm ve glenoid	4
Şekil 1.4 Sol humerus anatomik görünüm	6
Şekil 1.5 Skapula posterior anatomik görünüm	8
Şekil 1.6 Sublabral foramen ve kordon benzeri middle glenohumeral ligament (MGHL) sol omuz şematik ve artroskopik posterior portal görüntümleri	9
Şekil 1.7 Buford complex şematik görünümde buford complexe ait üç temel element kordon benzeri middle glenohumeral ligament (MGHL) ki bu yapı superior labrumda biceps tendonunun yanında uzantı yapar, biceps tendon ve antero superior glenoid quadrant kısmı bulunmayan labral doku ve sağ omuz anterior artroskopik görünüm, h, humeral baş; b, biceps tendon; m, MGHL; g, glenoid	9
Şekil 1.8 Artiküler kıkırdak kesit görünümü, artiküler kıkırdak bölgelerindeki hücresel yönelimler ve kollajen fiber yönelimleri	11
Şekil 1.9 Koronal ve sagittal düzlemlerdeki glenohumeral eklem hareketleri	12
Şekil 1.10 Sırasıyla superior – inferior, medial – lateral ve anterior – posterior skapula için hareket yönleri	13
Şekil 1.11 Herhangi bir ağırlık olmadan abductio hareketini gerçekleştiren kol için serbest cisim diyagramı ve kas kuvveti hesabı	14
Şekil 1.12 Line segment modeli nötral, external rotasyon pozisyonlarında deltoid kasının değişimi (A, B), üç boyutlu model için deltoid kasının nötral ve external rotasyon konumları için geometrik değişimi (C, D)	16
Şekil 1.13 Rotator cuff kasları posterior – anterior görüntümleri ve bir tendon yırtığı örneği	19
Şekil 1.14 Deltoid kası cranial ve lateral anatomik görüntümleri, A anterior ya da clavicular kısım, M middle ya da acromial kısım, P posterior ya da spinal kısım	21

Şekil 1.15 Deltoid kası hareketleri, flexion, medial rotasyon ve adduction hareketleri sağlayan anterior kısım, extension ve lateral rotasyon sağlayan posterior kısım, abduction hareketi sağlayan middle kısım ve humeral başın stabilizasyonu	22
Şekil 1.16 Geleneksel bir acromioplasty, yaklaşık %70 deltoid acromion bağlantısında meydana gelen ayrılma görülmektedir	23
Şekil 1.17 İki farklı hasta için deltoid yırtılmalarının klinik görüntüleri a) 77 yaşında bir kadına ait rotator cuff yırtılmalarıyla ilişkili akut gerçekleşen deltoid yırtılması coronal MRI b) 50 yaşında bir kadına ait calcific tendinitis kaynaklı kronik deltoid yırtığı radyograf görüntüsü	24
Şekil 1.18 Unconventional acromioplasty, beyaz ok detach deltoidi belirtmekte	26
Şekil 1.19 Glenoid – superior labrum arayüzeyinde meydana gelebilecek SLAP yırtığını incelemek adına geliştirilen model	28
Şekil 1.20 Deneysel veriler ile tutarlılığı karşılaştırmak adına geliştirilen model	29
Şekil 1.21 Sağlıklı tendona, %10 yırtık bulunduran tendon b, %50 yırtık bulunduran tendon, %90 yırtık bulunduran tendon, full – thickness yırtılmalarına ait anterior, central ve posterior görünimleri	30
Şekil 1.22 100 N a, 200 N b, 400 N c, uygulanmış supraspinatus tendonu full – thickness yırtılmasının yırtık boyutuna bağlı anterior, central ve posterior ilerleme hacimleri	31
Şekil 1.23 Sağ omuz GH eklemdaki kapsül bölgeler anterior ve posterior kısımlar..	32
Şekil 1.24 Sol omuza ait tam kapsül bölgeye sahip SEM ile sadece IGHL bulunan SEM'e ait maksimum asal gerinim ve deforme şekillerin, inferior, anterior, posterior görünümü, A ve B sırasıyla, %85 ve %437 gerinim değerlerini göstermektedir	33
Şekil 1.25 Tam kapsül bölgeye sahip SEM ile sadece IGHL bulunan SEM'e ait kapsül bölgedeki IGHL için maksimum asal gerinim değerleri, A, glenoid bölge B, humeral bölge	33
Şekil 1.26 Humerus, skapula, kıkırdaklar, labrum ve supraspinatus kası SEM görünümü a, 90° abduction durumunda labrum gerilme dağılımı b, 90° abduction ve 30°external rotasyon durumlarında labrum gerilme dağılımı c.....	34

Şekil 2.1 Sağ humerus, nötral ve 11° abduction durumu için gerçekleştirilen external rotasyon MR görüntüleri	37
Şekil 2.2 ITK-SNAP medikal görüntüleme programına aktarılan I00001.dcm uzantılı MR görüntülerinin programda açılma aşaması	38
Şekil 2.3 Sağ humerus nötral MRI verilerinin ITK – SNAP üzerine aktarılmış görüntüleri, segmentasyon öncesi kesikli çizgiler ile katı model eldesi yapılacak kısımlar belirlenmiştir	39
Şekil 2.4 Humerus ve skapula glenoid eldesinde katı model oluşumunun gerçekleşeceği yerlerin belirlenmesi ve segmentasyon ayarlarının uygulanması	39
Şekil 2.5 Kesik mavi çizgiler (koordinat eksenleri) yardımı ile humerus üzerine işaretlemelerin yapılması ve işaretlemelerin humerus üzerinde ilerlemesi..	40
Şekil 2.6 Eksenler ile humerus üzerinde yapılan işaretlemelerin son hali ve katı modeli oluşturulmuş humerus	41
Şekil 2.7 Glenoidin çerçeveselenmesi ve solid yapı eldesinde kullanılacak modelin oluşturulmasında kullanılan segmentasyon ayarları	42
Şekil 2.8 Glenoid için eksenler yardımı ile yapılan işaretlemelere bağlı görünüm ve glenoidin ITK – SNAP üzerinde oluşturulan modeli	42
Şekil 2.9 Kaydı gerçekleştirilen .stl uzantılı dosyalarını solidworks ortamına aktarılırken kullanılan dosya formatı seçimi (a) options ayarları için solid body ve milimetre birim seçimleri (b)	43
Şekil 2.10 SEM anatomik yapıları ve montaj yapısı (a) humerus, (b) humerus kırkırdak, (c) glenoid kırkırdak, (d) labrum, (e) glenoid, (f) SEM	44
Şekil 2.11 SEM kesiti ve anatomik uygunluk; kesit görünüm (a), humerus başı radyus değeri (b)	45
Şekil 2.12 Anatomik yapılara ait kalınlık ve radyus değerleri; humeral kırkırdak kalınlık (a) radyus (b), glenoid kırkırdak kalınlık (c) radyus (d), labrum kalınlık (e) radyus (f), glenoid kalınlık (g) radyus (h)	46
Şekil 2.13 11° abduction ve 60° external rotasyona sahip hareket verisi, jenerik model girilmesi ve analiz seçimi	48

Şekil 2.14 Kinetik analizler için kullanılan, kas – iskelet sistemine ait jenerik model görünümleri, 11° abduction 0° external rotasyon (a), 11° abduction 60° external rotasyon (b)	48
Şekil 2.15 Ansys engineering data üzerinden belirlenen, bilinear isotropic hardening değerlerine bağlı elde edilen gerilme – gerinim grafikleri, kortikal kemik (a), kırık dokusu (b), labrum (c)	51
Şekil 2.16 Kas vektörel değerleri için referans geometrik yer	52
Şekil 2.17 Kas kuvvetleri gösterimi başlangıç ve bitiş noktalarına göre doğrultuların belirlenmesi, infraspinatus kası humerus teması (a), skapula teması (b), subscapularis kası humerus teması (c), skapula teması (d), deltoid middle kası humerus teması (e), skapula teması (f) ve son olarak supraspinatus kası humerus teması (g), skapula teması (h), (her görsel için sağ alt köşede paylaşılan değerlere ait birim mm'dir).....	53
Şekil 2.18 OpenSim 4.1 programından elde edilen vektörel değerlerin SEM'e uygulanması ve belirlenen kas grupları için eksen takımlarının eldesi, infraspinatus kası humerus ve skapula eksen takımları (a), subscapularis kası humerus ve skapula eksen takımları (b), deltoid middle kası humerus ve skapula eksen takımları (c) ve supraspinatus kası humerus ve skapula eksen takımları (d)	53
Şekil 2.19 %100 infraspinatus kası etkinliğinde, 11° abduction ve 60° external rotasyon hareketinde, 0 – 3,88 s zaman aralığında kas kuvvetlerinde meydana gelen değişimler	54
Şekil 2.20 %50 infraspinatus kası etkinliğinde, 11° abduction ve 60° external rotasyon hareketinde, 0 – 3,88 s zaman aralığında kas kuvvetlerinde meydana gelen değişimler	55
Şekil 2.21 %0 infraspinatus kası etkinliğinde, 11° abduction ve 60° external rotasyon hareketinde, 0 – 3,88 s zaman aralığında kas kuvvetlerinde meydana gelen değişimler	56

Şekil 2.22	%100, %50, %0 infraspinatus kası etkinliklerinde, 3 farklı SEA için, infraspinatus kası, subscapularis kası, deltoid middle kası ve supraspinatus kası humeral temas yüzeyleri, kas kuvvetlerinin doğrultuları, SEM'in sabitlenmesi ve tüm analizler için 11° abduction konumunda 60° external rotasyonu sağlamak için SEM'e eklem hareketinin verilmesi (external rotasyon işlemi için belirlenen harekette moment M_z olarak görülmektedir ancak 0° – 60° arası girilen değerler negatiftir)	57
Şekil 2.23	Anatomik yapılar için kontaklar ve 60° external rotasyon revolute joint, humerus ve humeral kıkırdak bonded temas (a), labrum ve glenoid kıkırdak bonded temas (b), labrum ve glenoid bonded temas (c), glenoid kıkırdak ve glenoid bonded temas (d), humeral kıkırdak ve glenoid kıkırdak arası frictionless temas (e), humeral baş external Z eksenini rotasyonu için humeral kıkırdak ve glenoid kıkırdak revolute joint tanımlanması (f)	58
Şekil 2.24	Tetrahedral mesh uygulanması, SEM mesh işlemi sonrası genel yapı (a), humerus için tanımlanan 4 mm mesh (b) ve 1 mm mesh uygulanan humeral kıkırdak (c), labrum (d), glenoid kıkırdak (e) ve glenoid (f)	59
Şekil 2.25	SEM mesh, aspect ratio görünüm ve grafiği, farklı boyutlarda uygulanmış mesh işlemi için wireframe görünümü (a), tetrahedral mesh yapısı (b), 1 optimal değer için belirlenen 1 – 2 aralığı aspect ratio – eleman sayısı dağılımı (c)	61
Şekil 3.1	Transient SEA maksimum von – Mises gerilmesi sonuçları ile labrum ve glenoid kıkırdak temas yüzeyleri arası maksimum gerilme değerleri, %100 infraspinatus kası etkinliğinde maksimum von – Mises gerilmesi ile labrum ve glenoid temas yüzeyleri maksimum gerilme değeri (a), %50 infraspinatus kası etkinliğinde maksimum von – Mises gerilmesi ile labrum ve glenoid temas yüzeyleri maksimum gerilme değeri (b), %0 infraspinatus kası etkinliğinde maksimum von – Mises gerilmesi ile labrum ve glenoid temas yüzeyleri maksimum gerilme değeri (c)	64

- Şekil 3.2 Transient SEA maksimum von – Mises gerinim sonuçları ile labrum ve glenoid kıkırdak temas yüzeyleri arası maksimum gerinim değerleri, %100 infraspinatus kası etkinliğinde maksimum von – Mises gerinimi ile labrum ve glenoid temas yüzeyleri maksimum gerinim değeri (a), %50 infraspinatus kası etkinliğinde maksimum von – Mises gerinimi ile labrum ve glenoid temas yüzeyleri maksimum gerinim değeri (b), %0 infraspinatus kası etkinliğinde maksimum von – Mises gerinimi ile labrum ve glenoid temas yüzeyleri maksimum gerinim değeri (c) 66
- Şekil 3.3 Transient structural olarak gerçekleştirilen analizler için SEM üzerinde meydana gelen maksimum gerilmenin bulunduğu anatomik yapı, glenoid kıkırdak için, %100 infraspinatus kası etkinliğinde glenoid kıkırdakta meydana gelen maksimum von – Mises gerilme değeri (a), %50 infraspinatus kası etkinliğinde glenoid kıkırdakta meydana gelen maksimum von – Mises gerilme değeri (b) %0 infraspinatus kası etkinliğinde glenoid kıkırdakta meydana gelen maksimum von – Mises gerilme değeri (c) 67
- Şekil 3.4 Transient structural olarak gerçekleştirilen analizler için SEM üzerinde meydana gelen maksimum gerinimlerin bulunduğu anatomik yapı, glenoid kıkırdak için, %100 infraspinatus kası etkinliğinde glenoid kıkırdakta meydana gelen maksimum von – Mises gerinim değeri (a), %50 infraspinatus kası etkinliğinde glenoid kıkırdakta meydana gelen maksimum von – Mises gerinim değeri (b) %0 infraspinatus kası etkinliğinde glenoid kıkırdakta meydana gelen maksimum von – Mises gerinim değeri (c) 68
- Şekil 4.1 MİK durumunda infraspinatus kası statik optimizasyon sonuçlarıkas kuvveti – zaman grafiği, 0° elevation external rotasyon, infraspinatus analiz 1 ile, 90° elevation external rotasyon uygulaması ise infraspinatus analiz 2 ile gösterilmiştir 70

TABLÖLAR LİSTESİ

	Sayfa
Tablo 1.1 Farklı sebeplere bağlı omuz rahatsızlıkları	18
Tablo 1.2 Mekanik testlerden elde edilen tüm kapsül bölgeler için isotropic hypoelastic malzeme özellikleri	32
Tablo 1.3 Farklı omuz hareketleri için supraspinatus kası ve labrumda meydana gelen maksimum von – Mises gerilme değerleri	35
Tablo 2.1 SEM humerus ve glenoid için radyus değerleri	45
Tablo 2.2 SEM anatomik yapıları için kalınlık verileri	47
Tablo 2.3 Kinetik analizler sonucu kaslara ait %EMG, %SS değerleri ve kas kuvveti girdileri	49
Tablo 2.4 Malzeme özellikleri	51

BÖLÜM BİR

GİRİŞ

1.1 Biyomekanik Tanım

Biyomekanik, kelime kökeni olarak antik yunana dayanır ve βίος “canlı”, μηχανική “mekanik” kelimelerinin birleşiminden oluşur. İnsan, hayvan, bitki, temel düzey yaşam formları ve hücre gibi canlı organizmaları, mekanik prensiplerinin uygulandığı açısından inceleyen bir bilim dalıdır (Innocenti, 2018).

Mekanik açıdan, biyolojik sistemlerin hareketlerini, boyut, şekil gibi yapısal süreçlerini, bu sistemlerin üzerine uygulanan yükleri, hareketleri veya yapılar üzerinde meydana gelen gerilme ve gerinim değerlerini analiz eder ve değerlendirir. Bu mekanik etkiler biyolojik sistemlerde çeşitli seviyelerde, moleküler veya hücresel doku, organ ve sistem düzeyinde uygulanabilir ve çıktıları gözlemlenebilir (Lu ve Chang, 2012). Bu nedendir ki insan biyomekaniğine yönelik çalışmalar hücresel düzeyden, nöral kas – iskelet sistemlerinde yumuşak ve sert dokuya kadar geniş bir aralıkta sürdürülebilmektedir. Mühendislik prensipleri açısından, insan hareketlerini analiz etmenin temel amacı, bedensel motor görevler esnasında kas – iskelet sisteminde meydana gelen mekaniksel fonksiyonları anlamaktır (Lu ve diğer., 2012).

Kas – iskelet sistemlerinde mekaniksel fonksiyonları anlamak adına literatürde Aristotel’in “De Motu Animalium”, hayvanların hareketleri kitabında hayvan bedenlerini ilk kez mekanik sistem olarak nitelendirmiş kas hareketlerini geometrik analizler açısından ele almıştır (Nigg ve Herzog, 2007). Sonrasında, rönesansın önemli figürlerinden Leonardo da Vinci mekanik açıdan gerçekleştirdiği anatomi çalışmaları nedeni ile bu alanın öncüsü olarak görülmüştür. Kendisi de bu alanda yaptığı çalışmalar sayesinde fonksiyonel anatomiye dair bilgilerini genişletmiştir (Innocenti, 2018). Leonardo da Vinci’nin 16. yüzyılın ortalarına kadar insan bedeni üzerine yaptığı detaylı çalışmalara rağmen, yayınladığı ve modern anlamda ilk anatomi kitabı olarak değerlendirilen “De Humani Corporis Fabrica” kitabıyla

Andreas Vesalius modern anatominin kurucusu olarak kabul edilmektedir (Nigg ve diğer., 2007).

Tarihsel süreçte anatomi ve biyomekaniğe, önemli katkıları bulunan isimlerden Galileo Galilei, Giovanni Alfonso Borelli harekete bağlı mekaniksel teoriler ve kas dinamiği konuları üzerine çalışmalar gerçekleştirmişlerdir. Özellikle Borelli, rijit platform üzerinde beden germe hareketleri ile beden kütle merkezini bulmaya çalışmış ve yaptığı çalışmalarla biyomekaniğin kurucusu olarak görülmektedir (Nigg ve diğer., 2007).

19. yüzyıla gelindiğinde biyomekaniğe yönelik modern uygulamalar daha da ilerlemiştir. Bu uygulamalara örnek olarak Eadweard Muybridge gait (yürüyüş) analizlerini ilk inceleyen bilim insanlarından biridir (Allard, Stokes ve Blanchi, 1995). Muybridge' in çalışmalarının en önemli yönü gözle algılanamayacak derecede hızlı hareketleri incelemek adına geliştirdiği kamera sistemi olmuştur ki bu da, fotoğraflama, video görüntüleme, radyografi, yapay zeka gibi bilgisayar temelli tekniklerin gelişimini başlatmıştır (Andriacchi ve Alexander, 2000; Lu ve diğer., 2012).

Modern dönemde (20. yüzyıl – günümüz), insan hareket analizlerine yönelik çalışmalar anatomi ve mekanik bilimindeki hızlı gelişmeler sayesinde önemli derecede ilerleme göstermiştir. Bu gelişmelere Harold Eugene Edgerton'un öncülük ettiği yüksek hızlı stroskopik fotoğraflama örnek olarak verilebilir ki bu sayede nesnelerin hareket halinde belirli frekanslarda saniyede (s) birkaç milyon görüntülenmesi mümkün kılınmış ve sonrasında video kamera sistemlerinin patolojik gait analizlerinde kullanımları daha da yaygın hale gelerek detaylı, gerçek zamanlı analizlerin yapılmasına olanak sağlanmıştır (Lu ve diğer., 2012).

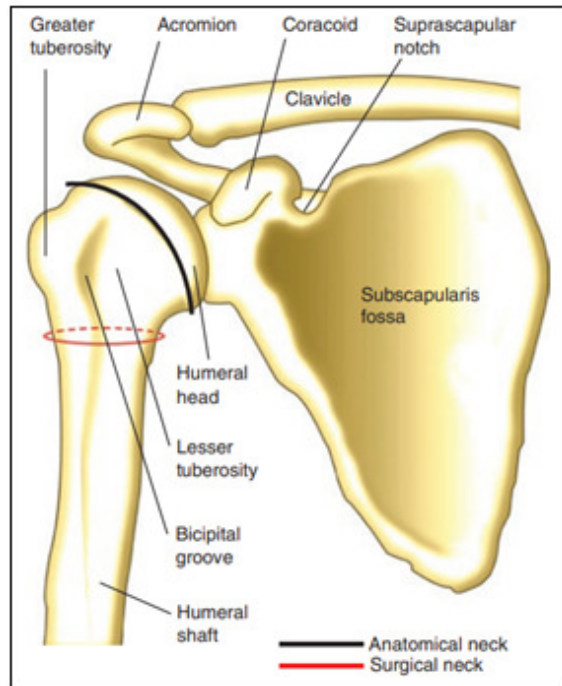
Kinematik ölçümlerin yanı sıra, günümüzde de sıklıkla kullanılmakta olan biyomekanik çalışmalarda Doktor Close'un ilk defa senkronize uyguladığı kinesiyojik elektromiyografi (KEMG) kas – iskelet sistemlerinde aktivasyona

yönelik, elektriksel verilerin eldesinde oldukça önemli bir yere sahiptir (Sutherland, 2002).

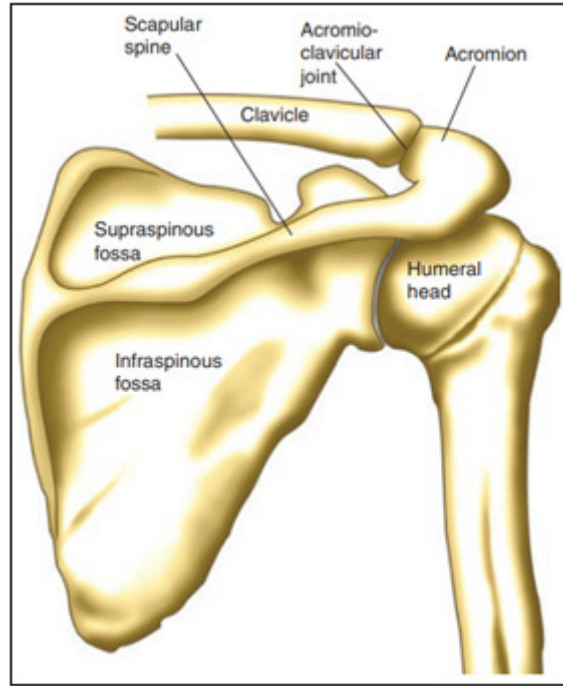
Temelde, anatomi ve mekanik bilimlerine dayanan biyomekanik çalışmalar, tarihsel süreçlerden günümüze, özellikle insan odaklı, organizmadan hücresel seviyeye kadar yapılan deneysel çalışmalar, süreç içerisinde geliştirilen teknik yöntemler ve matematik modellemeler ile canlı yapısını fonksiyonel açıdan izah etmeye çalışmıştır.

1.2 Omuz Anatomisi

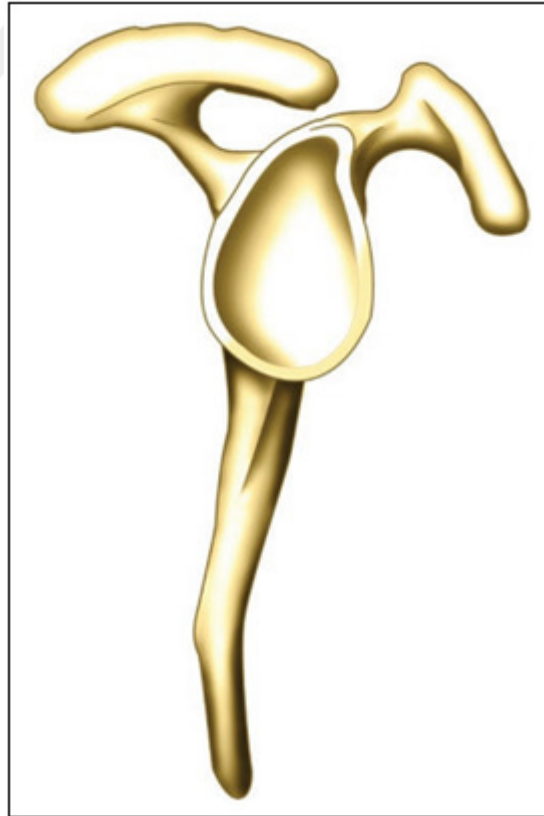
Omuzu anatomik olarak, kemik, eklem kapsülü ve ligamanlar, kaslar ve tendonlar, subcutaneous doku ve deri olarak inceleyebiliriz. Omuz, skapula, humerus, klavikula, torasik duvar ve sternum kemiklerindne meydana gelmektedir. Glenohumeral (GH) eklem, akromio – klavikular eklem, skapula – torasik artikülasyon ve sterno – klavikular eklem şeklindedir ve anatomik yapısı Şekil 1.1’de anterior, Şekil 1.2’de posterior, Şekil 1.3’te skapula ve glenoid yanal görünümü ile gösterilmiştir (Panayiotou Charalambous, 2019).



Şekil 1.1 Omuz kemikleri anterior görüntü (Panayiotou Charalambous, 2019)



Şekil 1.2 Omuz kemikleri posterior görüntü (Panayiotou Charalambous, 2019)



Şekil 1.3 Skapula yanal görünüm ve glenoid (Panayiotou Charalambous, 2019)

1.2.1 Humerus

Humerus üst ekstremité için en büyük kemiktir. Proksimalde skapula glenoid ile gelnohumeral eklem vasıtasıyla ve distalde ise dirsek ekleminde radyus ve ulna ile artikülasyon yapar. Humerus, skapula glenoid kısmı ile olan artikülasyonu küresel mafsall bağlantı ile gerçekleştirir (Capo, Criner ve Shamian, 2014). Humerus başı inferioru, humerus anatomik boyun olarak nitelendirilir ve humeral baş, bisipital oluk ile büyük ve küçük tüberkül olarak ayrılır. Tüberkül yapılarını cerrahi boyun takip eder ve cerrahi boyunla ilgili en önemli durum, humerusta kırılmaların yaygın görüldüğü hassas bir bölge olmasıdır (Mostafa, Imonugo ve Varacallo, 2020).

Humerus silindirik yapıllı şaft geometrisini takiben distalinde, lateral kısımda deltoid tüberkül, posteriorunda radyal bir başka deyişle spiral oluk mevcuttur (Paryavi, Pensy, Higgings, Chia ve Eglseder, 2014).

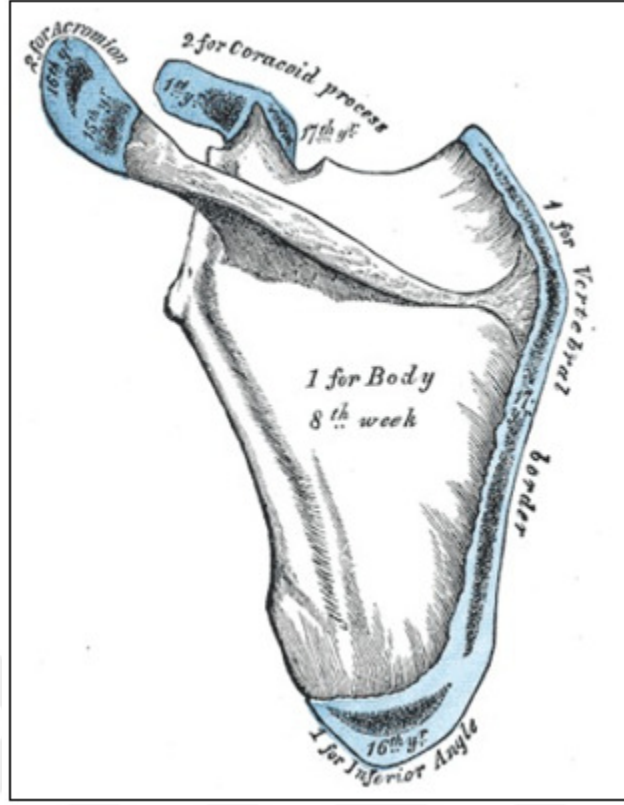
Humerus distal uçta lateral ve medial epikondilden meydana gelen geniş bir alan yer almaktadır. Bu distal uç kondil olarak nitelendirilir ve troklea, kapitulum, olekranon, koronoid ve radyal fossadan meydana gelir (Samart, Apivatgaraoon, Lakchayapakorn ve Chemchujit, 2014).

Kondil lateral anterior yüzeyinde, radyus kemiği ile artikülasyon yapan, lateral kapitulum mevcuttur. Kondilin medial yüzeyinde ise troklea ulna ile artikülasyon yapar. Koronoid fossa ise troklea superiorda yer alır. Ulna ve kondil anterior yüzeyde kapitulum superior koronoid prosesinde rolü vardır. Bu kısımlar dirsek flexion, extension hareketinde önem arz etmektedir. Kondil posterior yüzey, olekranon fossadır. Dirsek flexion ve extension eklem hareketlerinde, ulnar kemiğin olekranu ile artikülasyon sağlar, anatomik olarak Şekil 1.4'te gösterilmiştir (Hamilton ve diğer., 2015).

1.2.2 Skapula

Humerusa klavikula ile bağlantı yapan kemiktir. Üçgensel yapısı ile torasik duvarın posteriorunda vertebral sütunun lateralinde yer almaktadır. Skapula yapısı, gövde kısmı, skapular boyun, glenoid ve korakoidden meydana gelmektedir. Gövde kısmının medial, inferior ve süperior kısımları mevcuttur. Skapula anterior yüzeyi düz yapıdadır. Posterior yüzey ise skapula spine kısmına sahiptir ve lateralde ileri doğru eğilerek yassılaştıran acromion kısmına sahiptir. Skapula posterior yüzeyinde spine yapısının superioru supraspinous fossa olarak, spine inferioru ise infraspinous fossa olarak nitelendirilir. Skapula korakoid, skapula anteriorunda yer alır, önce yükselerek sonrasında ise alçalarak devam eden bir şekle sahiptir. Gaga şeklindeki yapısı ile ismini yunanca karga anlamına gelen “coracas” kelimesinden almıştır. Korakoid kısmın medialinde, skapula superior kısmında çentik kısmı bulunur. Bu kısım supraskapular notch (çentik) olarak nitelendirilmektedir ve buradan supraskapular sinirler, damarlar geçiş yapmaktadır. Skapula glenoidi ise, GH eklemdaki soket şeklindeki yapıdır ve omuz eklem yeridir. Eklemsele bağlantı için yapısında artiküler (hiyalin) kıkırdak bulundurmaktadır (Panayiotou Charalambous, 2019).

Şekil 1.5’te gösterilen skapula üzerinde bağlantı yapan birkaç farklı kas grubu mevcuttur. Bu kas grupları, rotator cuff kasları, supraspinatus, infraspinatus, subscapularis, teres minor şeklindedir. Bu kaslar, skapula yüzeyine bağlanır ve GH eklemda abduction, adductionda, external ve internal rotasyonlarda rol alırlar. Diğer bir kas grupları ise triseps, biceps ve deltoid kaslarıdır. Üçüncül olarak, levator skapula, trapezius, romboid ve serratus anterior kaslarıdır. Bu kaslar, rotasyonel hareketlerden ve skapula stabilizasyonundan sorumludur (Cowan, Mudreac ve Varacallo, 2020).



Şekil 1.5 Skapula posterior anatomik görünüm (Cowan ve diğer., 2020)

1.2.3 Labrum

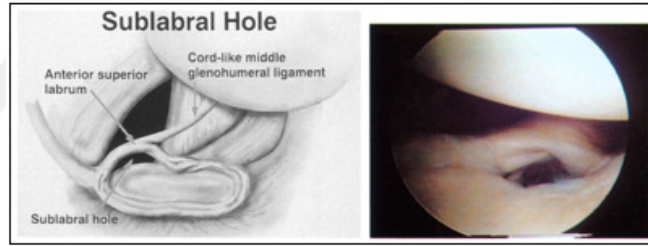
Fibrokartilajinöz yapısı ile labrum, skapula glenoid kısmında yer alır. İç yüzeyi, sinovyum ile kaplıdır ve kıkırdak ile temas yapar, dış yüzeyi ise eklem kapsülüne tutunur (Culham ve Peat, 1993; Terry ve Chopp, 2000).

GH eklemdede labrum birden fazla fonksiyon sağlamaktadır. Glenoid derinliğini dolayısı ile artikülasyon yüzeyini artırır. GH ligamanları ile bağlantıyı sağlar. Glenoidin biceps kasının uzantısında, biceps tendonu ile olan bağlantısını sağlar. Çoğu omuzda labrum, glenoidi tam olarak çevreler ve sıkıca bağlantı yapar ancak bazı omuzlarda bu durum anatomik değişkenler sebebi ile farklılık göstermektedir (Dunham, Bencardino ve Rokito, 2012).

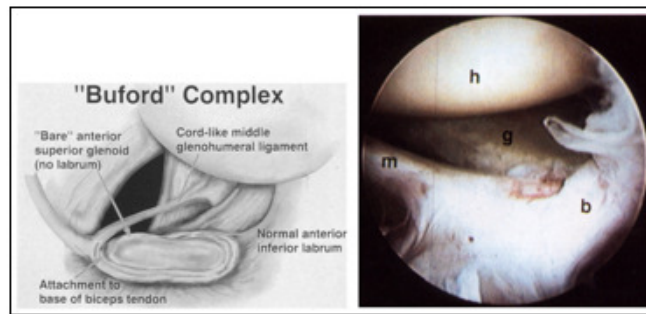
Bu anatomik değişkenlere örnek olarak, anterior labrum recess verilebilir, Şekil 1.6'da gösterilmiştir. Anterior superior labrumun, glenoide sağlam bir şekilde

bağlanmamasından aralarında bir boşluk olmasından kaynaklanır. Bir diğer örnek Şekil 1.7’de gösterilen buford complex değişkenidir ve anterior superior labruma sahip değildir. Bu nedenle middle glenohumeral ligament (MGHL) daha kalın bir yapıya sahip olur ve superior labrum distalinden biceps bağlantı yerine kadar dik bir kordon şeklinde yönlenir. Bu örneklerle benzer bir çok labral değişken mevcuttur (Panayiotou Charalambous, 2019).

Bu anatomik değişkenlerin önemi şu şekilde izah edilebilir; Magnetic Resonance Imaging (MRI) ya da artroskopik cerrahide, labrumda herhangi bir ayrılma olup olmadığına yönelik yanlış bir değerlendirmenin önüne geçebilir. Bu nedenle, anatomik değişkenlere bağlı superior ya da anterosuperior labrum ayrıkları ile patolojik ayrılmaların ayırımında dikkatli olmak gerekmektedir. Ancak belirtmek gerekir, dokusal anlamda bozulmalar sıklıkla patolojik kaynaklıdır (Williams, Stephen, Snyder ve Don Buford, 1994)



Şekil 1.6 Sublabral foramen ve kordon benzeri middle glenohumeral ligament (MGHL) sol omuz şematik ve artroskopik posterior portal görünümü (Williams ve diğer., 1994)



Şekil 1.7 Buford complex şematik görünümde buford complexe ait üç temel element, kordon benzeri middle glenohumeral ligament (MGHL) ki bu yapı superior labrumda biceps tendonunun yanından uzantı yapar, biceps tendon ve anterosuperior glenoid quadrant kısmı bulunmayan labral doku ve sağ omuz anterior artroskopik görünüm, h, humeral baş; b, biceps tendon; m, MGHL; g, glenoid (Williams ve diğer., 1994)

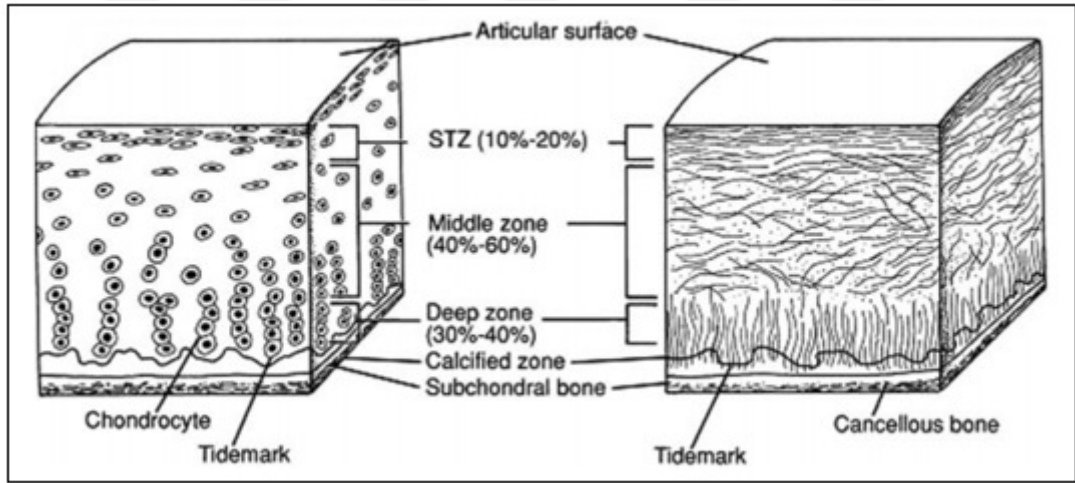
1.2.4 Artiküler Kıkırdak

Artiküler kıkırdak, diarthrodial (sinovyal) eklemdede, yüksek derecede özelleşmiş bağ dokudur. Temel fonksiyonu, artikülasyon için, pürüssüz ve kaygan bir yüzey imkanı sağlamaktır. Bununla birlikte yüzeye gelen yüklerin, düşük sürtünme katsayılarıyla iletimini kolaylaştırmaktır. Artiküler kıkırdak, kan damarları, lenfatik ve sinirlerden yoksundur. Bu nedenledir ki biyomekanik açıdan olumsuz bir duruma sahiptir. En önemlisi, artiküler kıkırdak, bu olumsuz durumdan dolayı tam anlamıyla iyileşeme ve eski haline geri dönmeyi sınırlı düzeyde gerçekleştirebilmektedir. Bu açıdan, artiküler kıkırdak sağlığının eklem sağlığındaki yeri çok önemlidir. Artiküler kıkırdakta meydana gelebilecek bir sakatlanma durumu, kas – iskelet sisteminde ciddi hastalıklara sebebiyet verir. Bu gibi durumlardan dolayı, hastalar, cerrahlar ve fizyoterapistler için, eşsiz ve kompleks yapısı ile artiküler kıkırdak tedavileri oldukça güçtür (Sophia Fox, Bedi ve Rodeo, 2009).

Artiküler kıkırdak, hiyalin kıkırdaktır. Yapısında yoğun bulunan extracellular matrix (ECM) ve kondrosit olarak isimlendirilen yüksek derecede özelleşmiş hücrelerin seyrek dağılımından meydana gelmektedir. ECM temelde, su, kollajen ve proteoglikanlardan meydana gelmektedir. Kollajenöz olmayan proteinler ve glikoproteinler de kıkırdak yapısında bulunur ancak daha az miktardadır (Buckwalter ve Mankin, 1998; Buckwalter ve diğer., 1988). ECM eşsiz mekanik özelliklerini devam ettirebilmeyi su ile sağlar ve ifade edilen tüm bileşenler bu suyun korunumu için yardım eder (Sophia Fox ve diğer., 2009).

Kollajen fiber mikroskobik yapısı ve ECM'nin yanı sıra kondrositler de artiküler kıkırdak yapısında çeşitli bölgelere katkı sağlar. Bunlar (superficial zone) yüzeysel bölümü, (middle zone) orta bölüm ve (deep zone) alt bölüm olarak ifade edilebilir. Her bölüm içerisinde, üç kısım ile tanımlanabilir. Şekil 1.8'de gösterilen bu kısımlar, (pericellular region) periselüler kısım, (territorial region) iç kısım ve (interterritorial region) bölgeler arası yapılarıdır. İnce (superficial ya da tangential) yüzeysel bölge, artiküler kıkırdağın tabakalarını, kayma gerilmelerinden korur ve kıkırdak yapısının yaklaşık %10 – %20 kalınlıktaki kısmıdır. Bu kısımdaki kollajen fiberler, tip 2, tip 9

kollajendir. Sıkı ve artiküler yüzeye paralel şekilde yerleşmişlerdir. Sinovyal sıvı ile temas eden bu bölge kıkırdakta daha çok çeki özelliklerinde önem arz eder ki bu da bu yüzeyin, kıkırdağın artikülasyonu sırasında çeki, bası ya da kayma kuvvetlerine karşı mukavemetli olmasına olanak tanır. Sonrasında, toplam kıkırdak hacminin %40 – %60'ını oluşturan (middle, transitional zone) orta ya da geçiş bölgesi gelmektedir. Yüzey kısmı ile alt kısım arasındaki anatomik ve fonksiyonel köprüyü sağlar. Yapısında proteoglikan ve daha kalın kollajen fibriller mevcuttur. Bu kısımda kollajenler oblik olarak yönelim gösterir ve kondrositler daha az yoğun küreseldir. Fonksiyonel açıdan orta kısım, kıkırdaktaki bası kuvvetlerine dayanım gösteren ilk kısımdır. Son olarak alt kısım, artiküler kıkırdağa gelen bası kuvvetlerine, artiküler yüzeye olan dik yönelimli kollajen fibril yapıları ile en mukavim olan kısımdır. Alt bölge, en yüksek proteoglikan yoğunluğuna ve radyal olarak en büyük kollajen fibril çapa sahiptir. Bu kısımda su seviyesi diğer kısımlara göre en düşük seviyededir. Kıkırdak yapısının %30 – %40 düzeyinde hacmini oluşturur (Sophia Fox ve diğer., 2009).



Şekil 1.8 Artiküler kıkırdak kesit görünümü, artiküler kıkırdak bölgelerindeki hücresel yönelimler ve kollajen fiber yapıları (Sophia Fox ve diğer., 2009)

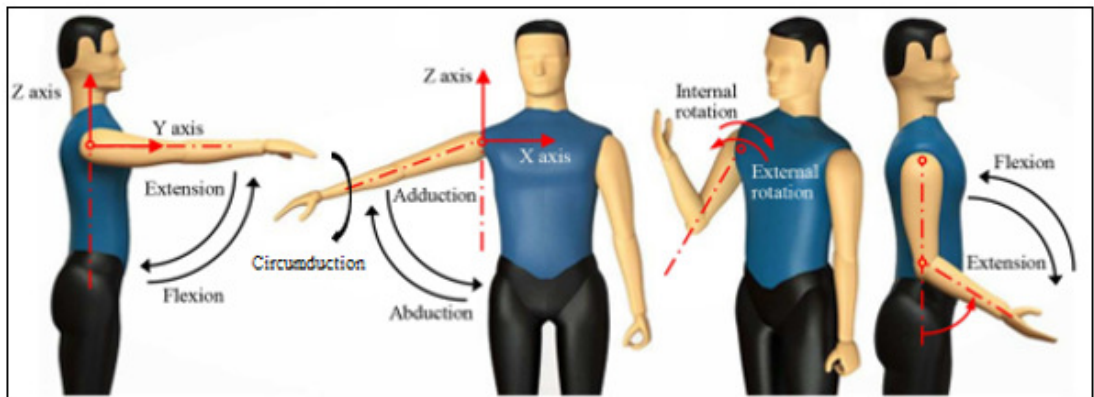
1.3 Omuz Biyomekaniği

Omuz biyomekanik açıdan, çoklu düzlemde, geniş açılardan hareket eden bir yapıdadır ve temel fonksiyonu üst extremite hareketleri üzerinedir. Bu mekanik

hareketlerin gerçekleşmesinde, eller fonksiyonel verimliliği etkiler. Bu verimlilikten kasıt şudur: Çoğu üst ekstremite fonksiyonu eller aracılığı ile bedensel olarak yanall yöne nazaran öne doğrudur. Bu nedenledir ki omuz hareketlerinde forward elevation, lateral elevation ya da diğer ismi ile abductiona göre daha sık gerçekleşir. Omuz hareketleri, glenohumeral, skapula – torasik, sterno – klavikular, akromio – klavikular kısımların artikülasyonları sonucunda oluşmaktadır (Panayiotou Charalambous, 2019).

Glenohumeral eklem hareketlerinde, humeral baş, yuvarlanma, kayma ve dönme hareketleri gerçekleştirir. Bu hareketler bilimsel isimleri ile, flexion – extension, abduction – adduction, internal – external rotasyon ve circumduction olarak nitelendirilir (An, Browne, Korinek, Tanaka ve Morrey, 1991; Halder, Itoi ve An, 2000).

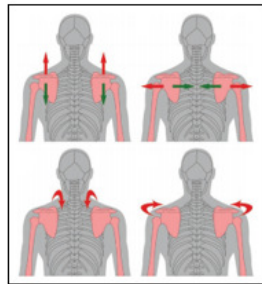
Abduction – adduction omuz hareketleri sırası ile, humerusun bedenden uzaklaşacak şekilde lateral yukarı yönlü ve humerusun abduction halinden bedene medial aşağı yönlü, skapula düzleminde gerçekleşen hareketlerdir. Flexion – extension hareketleri sırası ile, humerusun direkt olarak beden anteriora doğru yönelimini ve humerusun direkt olarak beden posteriora yönelimini ifade eder. External– internal rotasyonel hareketleri sırası ile, humerusun kendi eksenini etrafında lateral olarak dönmesi ve humerusun kendi eksenini etrafında mediale dönmesidir. Circumduction hareketi ise omuz ekleminin dairesel hareket etmesidir (Miniato, Anand ve Varacallo, 2020).



Şekil 1.9 Koronal ve sagittal düzlemlerdeki glenohumeral eklem hareketleri (Cai ve diğer., 2019)

Şekil 1.9’da gösterilen omuz hareketleri, teorik, anatomik olarak forward elevation, extension, abduction ve external rotasyon hareket açıklıkları yaklaşık olarak sırasıyla, 170°, 60°, 180° , 90° – 100° değerlerindedir. Ancak, gerçek hayat koşullarında teori ile uyuşmayan büyük farklılıklara sebep olabilecek anatomik veya farklı fonksiyonel durumlardan kaynaklı hareket açıklık değerleri değişim gösterebilir. Bu nedenledir ki sağlıklı bir koldan ziyade, fonksiyonel rahatsızlıklar ya da çeşitli değişkenlere bağlı sınırlayıcı faktörler göz önünde bulundurulmalıdır. Bu açıdan, glenohumeral eklemden günlük aktivitelerin rahat bir şekilde yerine getirilebilmesi için gerekli minimum hareket açıklık değerleri, forward elevation, extension, abduction, external rotasyon ve internal rotasyon hareket açıklıkları olarak sırasıyla, 120°, 45°, 130°, 60° ve 100° değerlerindedir ¹ (Greene ve Heckman, 1994; Namdari ve diğer., 2012).

Omuz eklemine hareketlere, skapula açısından değinildiğinde, gerçekleşen yönelimler, Şekil 1.10’da görüldüğü gibi superior – inferior, medial – lateral, anterior – posterior şeklindedir. Bu hareketlerde superior – inferior translasyonda omuz eklemi elevation – depression hareketi gerçekleştirir ki bu da omuzların bir silkme hareketi yapmasına eş değerdir. Diğer yandan, medial ve lateral yönde yapılan hareketlerde, skapula göğüs kafesi eğrisini takiben protraksiyon ve retraksiyonu gerçekleştirir. Anterior tilt ve posterior tilt hareketlerde skapula bedensel öne ve arkaya olacak şekilde hareket eder (McClure, Michener, Sennett ve Karduna, 2001; Struyf, Nijs, Baeyens, Mottram ve Meeusen, 2011).

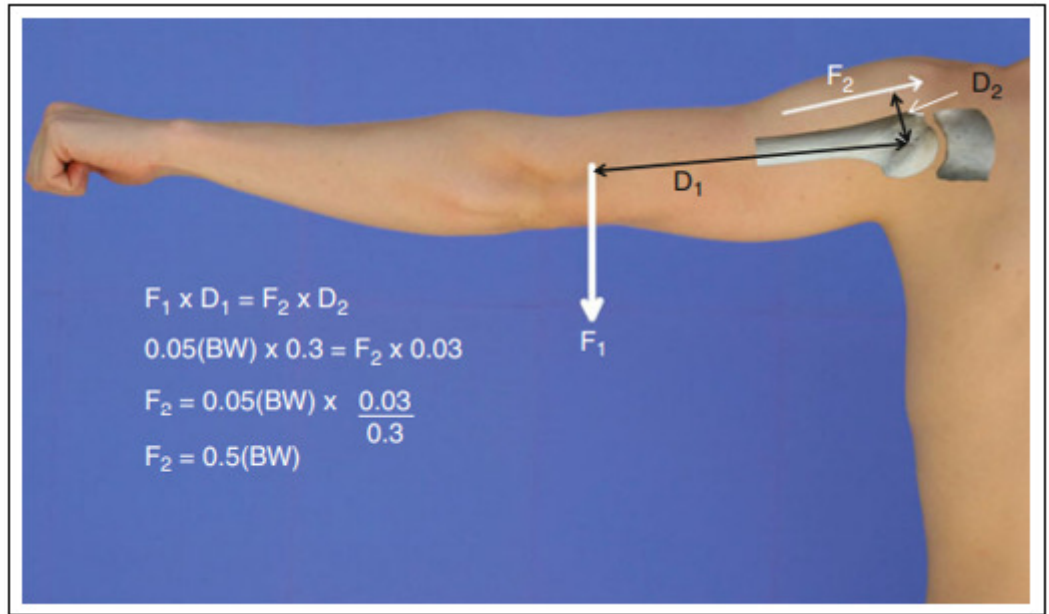


Şekil 1.10 Sırası ile superior – inferior, medial – lateral ve anterior – posterior skapular hareket yönleri (Panayiotou Charalambous, 2019)

¹ Tez çalışması için MRI eldesinde, donörün 60° external rotasyon yapması, literatür verilerinin donörde direkt olarak gözlemlenmesi açısından çalışma kapsamında oldukça önemlidir.

Skapular hareketler birçok fonksiyona sahiptir. Omuz hareketlerinde göğüs kafesi boyunca rotasyonel hareket sağlar. Bu rotasyonel hareket sadece glenohumeral eklem varsayılarak yapıldığı harekete kıyasla, skapular glenohumeral hareket birlikte olduğunda eklem hareket açıklığı daha fazla serbestlik derecesi sağlamaktadır. Hareket esnasında humeral baş ile koordine bir şekilde hareket eden skapula, humeral başın abduction ya da forward elevation yapması sonucunda acromion alt yüzeyine sıkışmasını engeller. Glenohumeral stabilite açısından, glenoidin omuz hareketi boyunca humeral başı takibini dolayısı ile humeral baş ve glenoidin koordine hareketinin gerçekleşmesini sağlar. Rotator cuff kaslarının ve tendonların burulmalarını, birbirlerine geçmelerini önler ve optimum fonksiyonel çalışmayı mümkün kılar (Flatow, 1993).

Glenohumeral veya skapular hareketler esnasında, tez kapsamında da hesapları yapılan ve hareketlere direkt etkisi olan kas kuvvetlerini biyomekanik açıdan incelemek gereklidir. Bu hareketler gerçekleştirilirken kaslardaki fiber kuvvet değerleri kol ağırlığı ve moment kolu uzunluğu baz alınarak hesap edilebilmekte. Basit bir mekanik kuvvet, kol ağırlığı ve moment kolu uzunlukları baz alınarak Şekil 1.11’ de bir hesaplama gösterilmiştir (Limb, 2014).



Şekil 1.11 Herhangi bir ağırlık olmadan abduction hareketini gerçekleştiren kol için serbest cisim diyagramı ve kas kuvveti hesabı (Limb, 2014)

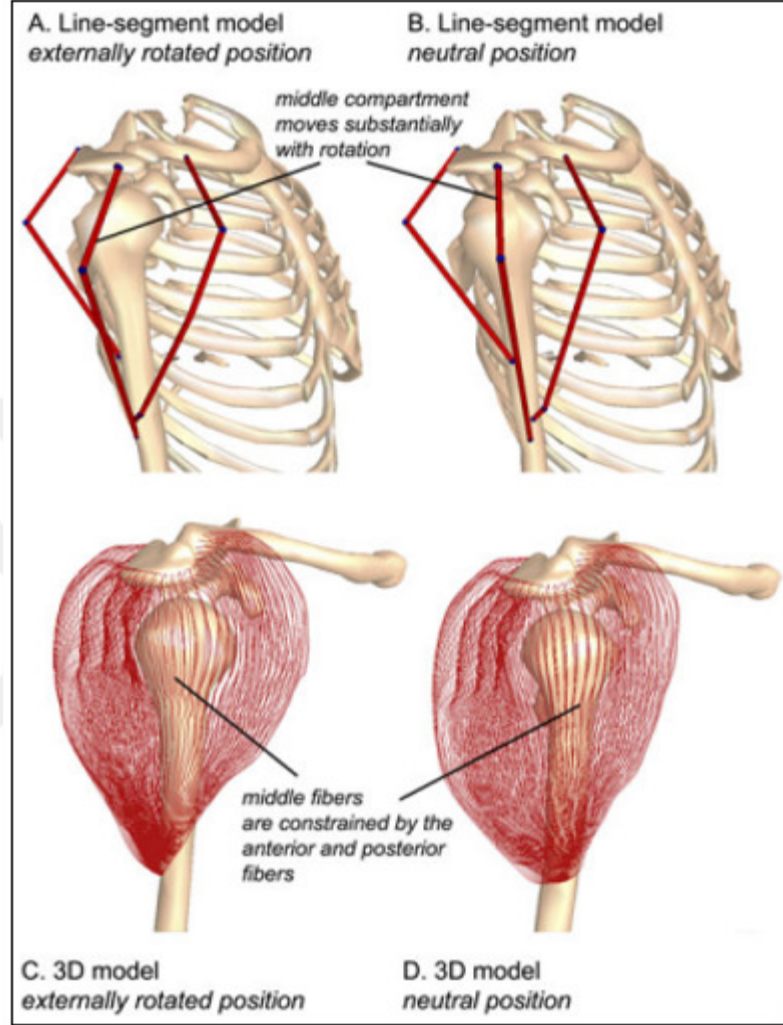
Serbest cisim diyagramı kuvvet değerleri ve moment kolu uzunlukları gösterilen yapıda glenohumeral eklemden gerçekleşen 90° abduction hareketinde kol ağırlık merkezinden uygulanan kuvvetin moment koluna uzaklığı 30 – 35 cm civarındadır. Diğer açıdan, deltoid middle kasının statik denge açısından humeral baş dönme eksenine olan mesafesi 2 – 3 cm değerlerindedir. Elde herhangi bir ağırlık taşınmadan dahi sadece kol ağırlığına bağlı gerilmeler ve buna bağlı kasılmalar meydana gelmektedir. Meydana gelen kuvvet değerleri humeral baş ile glenoid fossaya iletilmektedir. Kol ağırlığına ek olarak, ağır yük taşınması nedeniyle omuz ekleminde rotator cuff kaslarında yırtılmalara ve dolayısı ile güç kayıplarına neden olabilir. Bu durum skapula glenoidini de etkileyebilir (Limb, 2014).

1.4 Line Segment ve Üç Boyutlu Kas Modelleri

Line segment ve üç boyutlu kas modelleri biyomekanik çalışmalar, analizler açısından kullanımı yaygın model türleridir (Holzbaur, Murray ve Delp, 2005). Üç boyutlu kas modeli düşünüldüğünde, line segment modeline göre omuz kaslarının karakteristik yapıları gereği geniş bağlantı alanları kullanmaları, kompleks fiber yönelimleri, farklı kas gruplarını ve kemikleri de etkilemeleri yönünden daha avantajlı bir modeldir. Bahsedilen anatomik özelliklerden kaynaklı kasların geniş bağlantı yapıları, geometrik açıdan tek bir line olarak değil çoklu line segmentleri kullanımına neden olmaktadır. Kas ve tendon parametrelerinin, fiber uzunluklarının, maksimum izometrik kuvvet değerlerinin her bir bağlantı elemanı için tanımlanması gibi durumlar bu model için dezavantajlı durumlardan biridir (Van der Helm ve Veenbaas, 1991).

Omuz kasları özelinde de olmakla birlikte kaslar birbirlerini ve çevre dokuları sararlar. Bu nedenle omuz kas geometrisini net bir şekilde izah etmek güçtür. Bunun için kasın kas ile ve kasın kemik ile olan bağlantıları üzerinde ayrı ayrı durulur. Line segment modelinde geometrik yer tespiti için dokuların temas noktaları sınır yerleri olarak kullanılır (Blemker ve Delp, 2005). Bu tespit üç boyutlu modele göre daha kolaydır çünkü üç boyutlu model için geometrik yer

tesbitinde, üç boyutta kasların her bir segment için deforme olma durumu göz önünde bulundurulur (Webb, Blemker ve Delp, 2012).



Şekil 1.12 Line segment modeli nötral, external rotasyon pozisyonlarında deltoid kasının değişimi (A, B), üç boyutlu model için deltoid kasının nötral ve external rotasyon konumları için geometrik değişimi (C, D) (Webb ve diğer., 2012)

Line segment ve üç boyutlu kas model yapıları için nötral pozisyondan 45° external rotasyona doğru deltoid kasının geometrik yer değişimi Şekil 1.12’de görülmektedir. Humerus external rotasyon hareketi sırasında, özellikle deltoid middle kası posterior yönde yer değiştirmektedir. Üç boyutlu modelde ise kas hacminin korunumu ve middle fiberlerin anterior ve posterior fiberleri tarafından sınırlandırılması nedeni ile line segment modelindeki kadar bir yer değişim görülmemektedir (Webb ve diğer., 2012).

Kas – iskelet sistemlerine ait bu modeller arasında, üç boyutlu modelin kaslar, tendonlar ve kemikleri arasındaki mekanik etkileşimleri sınır yerlerinin çokluğuna bağlı daha düzgün gerçekleşir. Ancak line segment modeline üstün gelen bu özellik, bir sonlu elemanlar analizi (SEA) gerçekleştirilmek istenildiğinde daha uzun süreçler gerektirir. Buna karşılık line segment modelinde yapılan analizler eş zamanlı olarak kontrol edilebilmektedir ve zamanın özellikle önem arz ettiği nöro – prostetik gibi durumlar için line segment modeli oldukça önemlidir (Blana, Hincapie, Chadwick ve Kirsche, 2008).

Kasların ve tendonların sonlu elemanlar modelinde (SEM) mesh işlemi üç boyutlu modelin dezavantajlarından biridir. Mesh refinement ile üç boyutlu model üzerinde herhangi bir elemana ait gerilme – gerinim değerlerinde tahminler yapılmakta ancak üç boyutlu daha kompleks yapısı gereği mesh convergence işlemlerinde zorlanılmaktadır. Bir diğer yönden komplike yapısı gereği, line segment modeline göre daha fazla girdiye ihtiyaç duyar. Sarkomer uzunluklarına bağlı fiberlerin yönelimlerindeki dağılımların belirlenmesine yönelik girdiler buna örnek verilebilir. Genel anlamda, üç boyutlu model ve line segment modelinin birbirine göre avantaj ve dezavantajlarının bulunmaktadır. Line segment modeline kıyasla bahsedilen eş zamanlı analizlerin gerçekleşememesi, uzun komplike analizler sebebi ile, sonlu eleman analizlerinde karşılaşılan mesh işlemlerindeki zorluklar ve kas geometrisinin belirlenmesinde iyi bir model olmasından dolayı line segment modeli, önce kinetik analizler için sonrasında ise verilerin SEM’e entegre edilmesinde kullanılmıştır (Llewellyn, Barretto, Delp ve Schnitzer, 2008; Webb ve diğer., 2012;).

1.5 Omuz Patolojisi

Toplum genelinde %18 – 26 ihtimal ile, bireyler yaşamlarında omuz ağrıları ile karşılaşmaktadır (Allander, 1974; Andersson, Ejlertsson, Leden ve Rosenberg, 1993; Chard, Hazleman, Hazleman, King ve Reiss, 1991; Walker-Bone, Reading, Coggon, Cooper ve Palmer, 2004).

Ağrılara ilişkin semptomlar sürekli bir şekilde devam edebilir, bireyin günlük aktivitelerini dahi yapamamasına sebebiyet verebilir (Kuijpers, van der Windt, van der Heijden ve Bouter, 2004; Pope, Silman, Cherry, Pritchard ve Macfarlane, 2001).

Omuz, ağır fiziksel aktivitelerin gerçekleştirilebilmesine yönelik evrimleşmiştir. Bu aktiviteleri küresel mafsallarıyla gerçekleştirir ancak basit bir küresel mafsal olarak düşünülmemelidir çünkü dört farklı artikülasyonu (gleno – humeral, acromio –clavicular, sterno – clavicular, scapula – thoracic) mevcuttur ayrıca eklem kapsülü içinde ve dışında da kaslar tendonlar ve ligamentlerin düzenini sağlar. Bu kompleks durum serbestlik derecesi açısından pozitif etki yaratırken omuz eklemi artiküler ve periartiküler patolojik durumlar için daha duyarlı, dayanıksız hale getirir. Çoğu omuz rahatsızlıklarının gerçekleşmesinde bu durum önemli bir sebeptir (Linaker ve Walker – Bone, 2015).

Tablo 1.1 Farklı sebeplere bağlı omuz rahatsızlıkları (Linaker ve diğer., 2015)

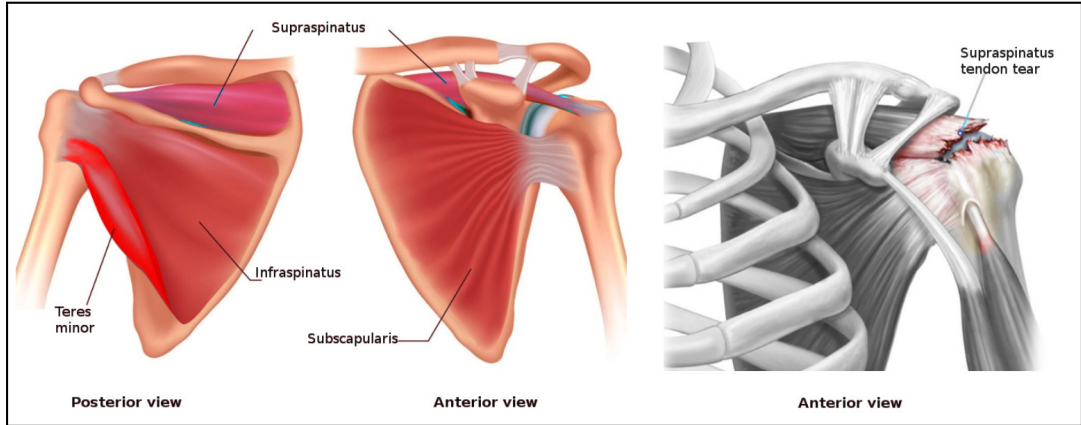
Referred pain		Inflammatory rheumatic diseases	Polymyalgia rheumatica
Neck	Mechanical neck pain		Rheumatoid arthritis
	Cervical spondylosis		Psoriatic arthritis
	Brachialgia		Crystal arthritis
Intra-abdominal	Liver disease	Articular pathology	Osteoarthritis of gleno-humeral joint
	Splenomegaly		Osteoarthritis of acromio-clavicular joint
	Perforated bowel		Milwaukee shoulder
Pulmonary	Apical lung cancer	Bone pathology	Tumour (primary or secondary)
	Pulmonary oedema		Avascular necrosis
	Pulmonary embolus		Paget's disease
Diaphragmatic	Phrenic nerve palsy		Fracture
	Pleural plaques	Soft tissue local pathology	Rotator cuff tendinopathy /Impingement syndrome
Cardiovascular	Stroke		Biceps tendinopathy
	Acute coronary syndrome (typically left sided)		Adhesive capsulitis
Systemic disease	Malignancy (primary /secondary)		Calcific tendinitis
	Infection (septic arthritis, Tuberculosis)		Sub-acromial bursitis

Tablo 1.1’de gösterildiği gibi omuz rahatsızlanmalarının çok fazla sebebi olabilir. Lokal patolojik durumlara ek olarak, anatomik veya cerrahi boyun semptomları görülebilir ve klinik açıdan ayırt edilmesi güçtür. Bundan daha da ötesi, diyaframı etkileyen abdominal patolojiye bağlı omuz rahatsızlanmaları görülebilir. Özellikle ifade edilen omuz rahatsızlıkları ağır iş gerektiren, sürekli ve ciddi derece kol gücüne dayalı meslek gruplarındaki insanların daha sık karşılaştıkları rahatsızlıklardır (Linaker ve diğer., 2015).

1.5.1 Rotator Cuff Patolojisi

Omuz rahatsızlıklarında, rotator cuff gibi rahatsızlıkların patoanatomik sınıflandırma sistemlerinden ayrılarak alt tip rahatsızlıklar olarak görülmeleri uzun bir tarihsel sürece dayanır (Croft, 1998; Cyriax, 1982). Bu patoanatomik alt kategoriler 1934 yılında Codman tarafından yayınlanan “The Shoulder” kitabında da bilimsel olarak izah edilmiştir. Bu alt kategorilerden biri de rotator cuff rahatsızlıklarıdır (Codman, 1934).

Rotator cuff, skapula ve humerus stabilitesini sağlayan dört adet kastan meydana gelmektedir. Subscapularis, humerus küçük tüberkül ile bağlantı yapar ve fonksiyonel olarak internal rotasyonda etkindir. Supraspinatus kası, humerus büyük tüberkül ile bağlantı yapar ve fonksiyonel olarak başlangıç 30° abduction için abductor olarak çalışır. Infraspinatus, büyük tüberkül ile bağlantı yapar ancak supraspinatus inferiorunda yer alır ve external rotator olarak çalışır. Son olarak teres minor, infraspinatus inferiorunda, büyük tüberküle bağlanır ve external rotator olarak çalışır. Tüm rotator cuff kasları GH’de stabilizasyon için görev alır (May ve Garmel, 2020).



Şekil 1.13 Rotator cuff kasları posterior – anterior görünüşleri ve bir tendon yırtığı örneği (May ve diğer., 2020)

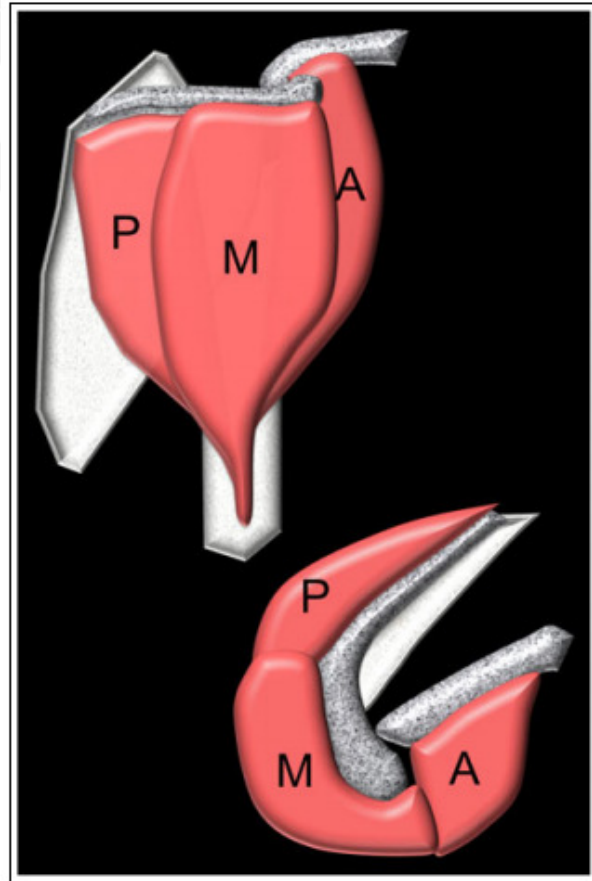
Şekil 1.13’de gösterilen rotator cuff kasları ve yırtık durumu göz önünde bulundurulduğunda, rahatsızlıklar, spektrum olarak tendinopathy, kısmi yırtılmalar ve sonucunda tam yırtılma şeklinde takip eder. Yaş, bu rahatsızlıklarda önemli bir

faktördür. Rahatsızlıklar %9,7 olarak 20 yaş ve altı, %62 olarak ise 80 yaş ve üzeri olarak gerçekleşmektedir. Daha genç yaşlarda meydana gelen rotator cuff yırtılmalarında gen faktöründe önemli bir korelasyon mevcuttur. İlginç bir şekilde, zayıf postür bireylerde rotator cuff rahatsızlıklarına sebep olabilmektedir ve bu durum genlerden kaynaklı olabilmektedir (Coddington ve Keener, 2018; Sambandam, Khanna, Gul ve Mounasamy, 2015). Yetişkinlerde ise rotator cuff rahatsızlıkları daha sık görülmekle birlikte en yaygın olarak tendonlarda meydana gelmektedir. İstatistiksel olarak 60 yaş bireylerde yaklaşık olarak %30 değerinde, 80 yaş bireylerde ise %62 değerinde rotator cuff yırtılmaları oluşmaktadır (Dang ve Davies, 2018). Almanya’ da yapılan bir çalışma da bu verileri destekler niteliktedir. Asemptomatik 411 adet omuzda yapılan bir çalışmaya göre 70 yaş bireylerin %31 kısmında, 80 yaş bireylerin ise %51 değerinde rotator cuff yırtılmaları gözlemlenmiştir (Tempelhof, Rupp ve Seil, 1999).

Rotator cuff yırtıkları, akut veya travmatik durumlara bağlı gerçekleşebilir. Bu yırtıklar dereceli olarak büyük veya küçük olabilir ancak ilerleme yönünde seyreder. Buna bağlı meydana gelen acı hisleri bireylerde günlük aktivitelerini, spor veya iş gibi faaliyetleri yapmalarını engeller. Bu gibi durumlarda biyomekanik açıdan aktif kalabilmek için biyomekanik olarak farklı fiziksel adaptasyonlara yönelirler. Bu duruma örnek olarak, bir beyzbol oyuncusu topu fırlatırken eğer rotator cuff rahatsızlığı var ise sidearm atış yerine overhead atışı gerçekleştirmektedir. Bu duruma paralel olarak bireylerin günlük aktivitelerini gerçekleştirirken overhead aktivitelerde, ağır yük taşıma ya da kaldırma gibi işlemlerde zorluklar ve buna bağlı acı hissinde artış yaşamaları olasıdır. Rotator cuff rahatsızlıkları, deltoid kasına da yayılma gösterebilmektedir. Bu nedenle, çalışma kapsamında rotator cuff kaslarına ek olarak deltoid kası da ele alınmıştır. Genel olarak rotator cuff rahatsızlıkları genç yaşlarda daha çok tendinopathy, ileri yaşlarda ise osteoarthritis kaynaklı gerçekleşir (May ve diğer., 2020).

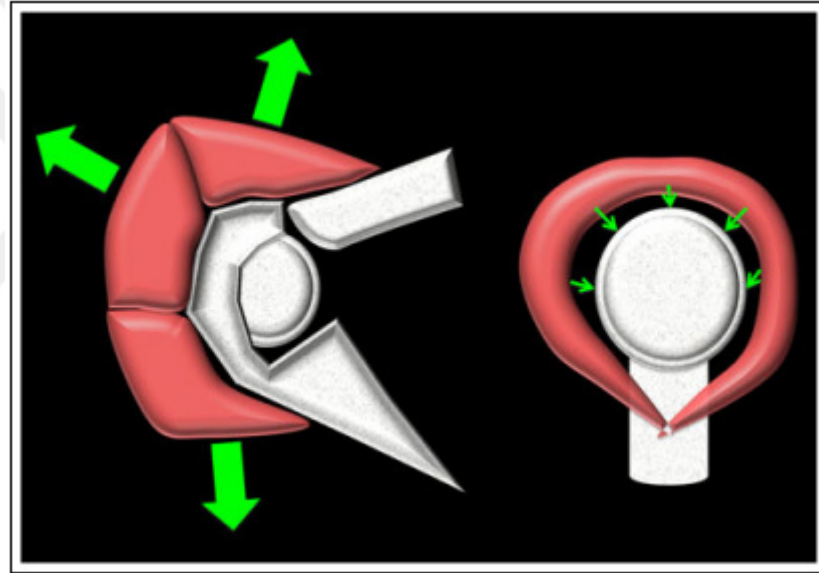
1.5.2 Deltoid Patolojisi

Deltoid, anterior ya da clavicular, middle ya da acromial, posterior ya da spinal kısımlardan meydana gelir. Şekil 1.14' te gösterildiği gibi bu proksimal bağlantı yerlerinden, tüm kas fiberleri, proksimal humerusun lateralinde yer alan deltoid tuberosity kısmında birleşirler. Deltoid anterior, pectoralis major clavicular baş ile bitişiktir, cephalic damara sahip deltopectoral sulcus ile birbirlerinden ayrılırlar. Nadir olmakla birlikte bahsedilen sulcus yapısı mevcut olmayabilir. Bu durumlarda pectoralis major ve deltoid kasları birleşirler. Diğer yönden deltoid kası, trapezius kası ile skapula ve lateral clavicle üzerinde bağlantılar yapar. Deltoid ve trapezius kasları superficial deltotrapezial fascia tarafından kaplıdır (Le double, 1897; Moser ve diğer., 2013).



Şekil 1.14 Deltoid kası cranial ve lateral anatomik görüntüleri, A anterior ya da clavicular kısım, M middle ya da acromial kısım, P posterior ya da spinal kısım (Moser ve diğer., 2013)

Deltoid, Şekil1.15’te gösterildiği gibi GH eklemi bir zarf gibi sarar ve tam olarak omuzun şeklini alır, hareketsel olarak kompleks bir yapıya sahiptir. Deltoid posterior, extension, adduction ve kolun lateral rotasyon hareketlerini latimus dorsi ile birlikte gerçekleştirir. Anterior kısım ise, flexion, adduction ve pectoralis major kası ile birlikte medial rotasyon yapar. Delotid kası gruplarından en büyüğü olan, deltoid middle, kolun abduction hareketine izin verir ve bu da deltoidin yanal ileri yönde hareket etmesidir. Kolun hareketinde, yükselmesinde deltoid kası oldukça önemlidir ancak deltoid üzerine yapılan çalışmalar, deltoidin aynı zamanda humeral baş için stabilizasyon sağladığını da göstermektedir (Billuart, Devun, Skalli, Mitton ve Gagey, 2008).

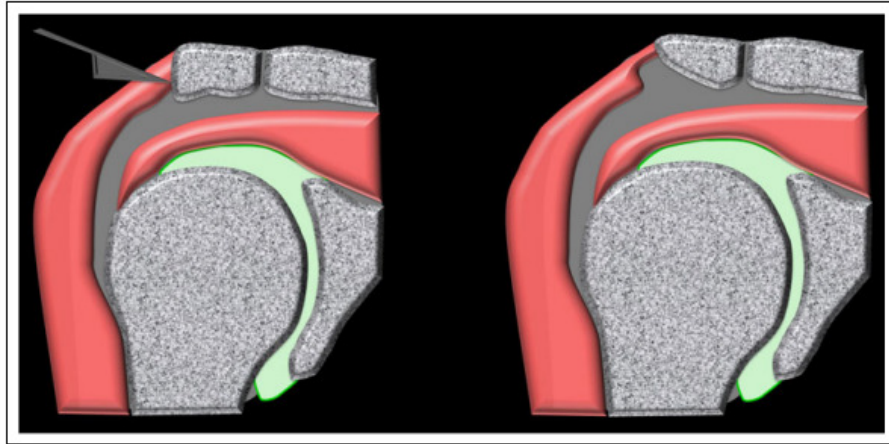


Şekil 1.15 Deltoid kası hareketleri, flexion, medial rotasyon ve adduction hareketleri sağlayan anterior kısım, extension ve lateral rotasyon sağlayan posterior kısım, abduction hareketi sağlayan middle kısım ve humeral başın stabilizasyonu (Moser ve diğer., 2013)

Genel olarak, omuz hareketlerinde deltoid kritiktir. Bu nedenle bu kas grubunda meydana gelebilecek herhangi bir patoloji, omuz normal fonksiyonlarının bile yerine getirilememesine sebebiyet verecek kadar hasar vericidir. Deltoid kasına ait rahatsızlıklar akut ya da kronik olarak gerçekleşebilir. Çalışma kapsamında rotator cuff kas kuvveti hesapları yapılsa da rotator cuff kaslarına ait rahatsızlıklar ciddi anlamda deltoid kaslarını etkilemektedir. Bu nedenle incelenen deltoid patolojilerine ilişkin kronik olarak gerçekleşen deltoide bağlı rahatsızlıklara ek olarak rotator cuff

kaslarında meydana gelene yırtılmalara bağlı seyreden deltoid yırtılmalarına, rahatsızlıklarına değinilmesi gerekir. Bu durum nedeniyle rotator cuff kaslarında meydana gelen yırtılmalara bağlı gelişen deltoid rahatsızlıklar ile ilgili, geçmişe göre çalışmalarda artış görülse de üzerinde durulması gereken önemli bir husustur (Moser ve diğer., 2013).

Deltoid bazlı yırtılmalarda, ameliyat sonrası ayrılmalar sıklıkla karşılaşılan omuz komplikasyonlarındandır. Bu komplikasyonların oluşumunun temel nedeni acromioplastydir ve Şekil 1.16’da gösterilmiştir. Şekil 1.17’de belirtilen rahatsızlıklar ise, akut ve kronik olarak gelişen rotator cuff ve calcific tendinitis ile ilişkilidir. A durumunda gözlemlenen rotator cuff ile ilişkili deltoid yırtılması oldukça ağrı verici ve akut gerçekleşen bir durum olmakla birlikte b’de gösterilen kronik rahatsızlık için rotator cuff kasında hiçbir rahatsızlık bulunmamaktadır. Calcific tendinitis kaynaklı bu gibi kronik rahatsızlıklar kol hareketlerinin fonksiyonel olarak çalışabilmesini önemli derecede etkilemektedir (Moser ve diğer., 2013).



Şekil 1.16 Geleneksel bir acromioplasty, yaklaşık %70 deltoid acromion bağlantısında meydana gelen ayrılma görülmektedir (Moser ve diğer., 2013)



Şekil 1.17 İki farklı hasta için deltoid yırtılmalarının klinik görüntüleri a) 77 yaşında bir kadına ait rotator cuff yırtılmalarıyla ilişkili akut gerçekleşen deltoid yırtılması coronal MRI b) 50 yaşında bir kadına ait calcific tendinitis kaynaklı kronik deltoid yırtığı radyograf görüntüsü (Moser ve diğer., 2013)

1.6 Tedavi Yöntemleri

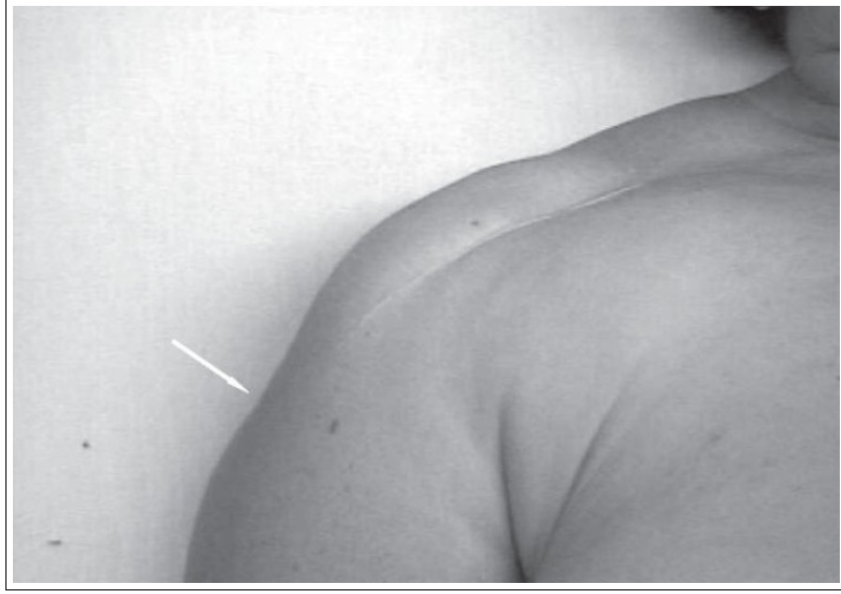
Tedaviler, hastanın yaşına, fonksiyonel ihtiyaçlarına ve yırtılmaların akut veya kronik olarak gerçekleşmesine bağlıdır. 40 yaş altı bireylerde meydana gelen full – thickness (tam) yırtılmalarda, uygun rehabilitasyon sağlanarak cerrahi tedavilerin yapılması tavsiye edilendir. Bu rahatsızlıklar genellikle travmatik yaralanmalar olduğu için cerrahi tedavi gerektirir. Ancak bu yönde yapılan çalışmalar daha çok yaşça büyük bireylere uygulandığı için daha genç bireylerdeki etkilerin incelenmesine yönelik veriler sınırlıdır (Lazarides ve diğer., 2015).

Rahatsızlanmalara, yırtılmalara ilişkin konular üzerinde çalışan amerikan akademi ve ortopedi cerrahisinin önerdiği bazı tedavilerden söz edilebilir. Özellikle full – thickness yırtılmaları için yapılan cerrahi tedavilerin zayıf kaldığına yönelik önemli derecede veriler elde etmişlerdir (Schmidt, Jarrett ve Brown, 2015). Aynı

makalede, eldeki veriler ile uygun kullanılabilir tedavilere yönelik önerilerde bulunmuşlardır. Bu tedavileri beş temel başlıkla izah etmişlerdir. Öncelikle cerrahi olmayan tedaviler ile rahatsızlanmalara bağlı fonksiyonel kayıpların geri kazanılabileceği ve acı hissinde azalmalar sağlanabileceğine yönelik. İkincil olarak hastaların cerrahi olmayan yöntemlere cevap verse dahi ciddi durumlarda operasyon geçirmesi gerektiği yönünde. Üçüncül olarak, sağlıklı ancak semptom gösteren haslara yönelik. Bu hastalarda ise cerrahi operasyonların daha uygun olacağına yönelik düşünceler mevcuttur. Dördüncül olarak değindikleri rahatsızlıklar kronik ve ciddi yırtılmalar ile ilgili, ki bu gibi durumlarda debridement/partial yada rekonstrüksiyon olarak operasyonların gerçekleştirilmesinin uygun olduğu yönünde ifade edilmiştir. Son olarak ise, onarılamayacak yırtılmalar ile meydana gelen acı verici pseudoparalysis durumlarında, arthroplasty uygun olacaktır. Genel anlamda öneriler bu şekildedir (Schmidt ve diğer., 2015).

Asemptomatik yırtık durumlarında hastalar nonoperative yöntemlerle tedavi olmalıdır. Diğer yönden semptomatik rotator cuff yırtıklarında, skapular kasları güçlendirmek gibi fizik tedavi yöntemleri uygulanabilir. Bu yaklaşımdan elde edilecek sonuçlar, küçük ve orta boyuttaki yırtıklar için uygulanan cerrahi tedavi yöntemlerinden elde edilen sonuçlar ile klinik benzerlikler taşır. Küçük ve orta boyutlu rotator cuff yırtıklarına ek olarak, full – thickness yırtıklar için dahi fizik tedavi yöntemleri çoğu hastada uygulanabilir (Dang ve Davies, 2018).

Çalışma kapsamında deltoid kası ayrılmaları ya da rotator cuff kaynaklı deltoid rahatsızlıklarına ilişkin tedavi yöntemlerinin öneminden bahsedilmelidir. Deltoid detachment olarak literatürde yer alan ve Şekil 1.18’de örneği verilen deltoid ayrılma durumları, hastalarda subacromial impingement sendrom nedeniyle cerrahi operasyona bağlı gelişen bir rahatsızlıktır (Akgün, Kocaoglu ve Karahan, 2008).



Şekil 1.18 Unconventional acromioplasty, beyaz ok detach deltoidi belirtmekte (Akgün ve diğer., 2008)

Teknolojik ilerlemeler ile birlikte, deltoidde meydana gelen rotator cuff ya da acromion kaynaklı rahatsızlıkların çoğu tedavi edilebilmekte ve hastalık öncesi seviyede bireyler aktivitelerini gerçekleştirebilmektedir. Ancak başarısız cerrahi operasyonlar sonucunda hastalarda ciddi rahatsızlıklar meydana gelebilir. Başarısız bir operasyon kaynaklı, bir rotator cuff yırtığı, daha da ilerleyebilir ve daha ciddi sonuçlar doğurabilir. Bu duruma ek olarak, yetersiz düzey rotator cuff mobilizasyonu, süreç içerisinde yetersiz onarım nedeni ile ağırlara sebebiyet verecektir. Benzer şekilde yanlış tedaviler sonucunda süreç içerisinde deltoidde lateral ya da radical acromionectomy olsun olmasın hasarlar ya da acromion anterior kısmının alınması gibi durumlar meydana gelebilir. Bu nedenledir ki uygulanan tedavi yöntemleri önemli olduğu kadar başarısız sonuçlanan tedavilerin sonucunda oluşan rahatsızlıklarda ayrıca göz önünde bulundurulmalıdır (Akgün ve diğer., 2008).

1.7 Sonlu Elemanlar Analizi

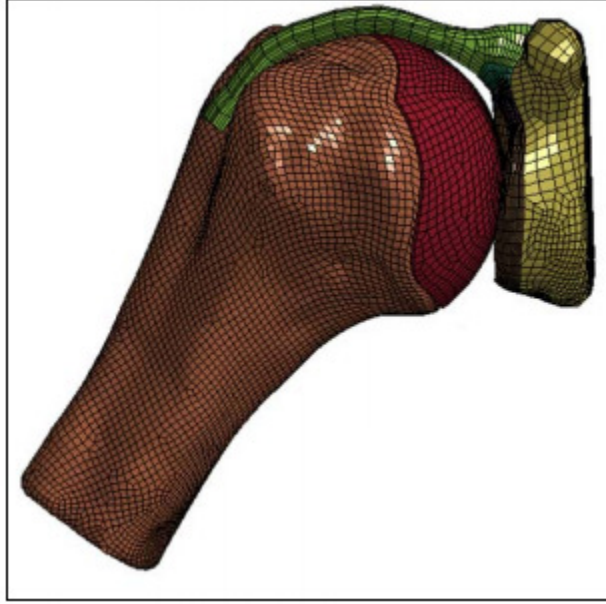
SEA teorisi ve metodu, mühendislikte kompleks elastisite ve yapısal analiz problemlerin çözümü için geliştirilmiştir. Tarihsel olarak ilk çalışmaları, Hrennikoff ve Courant'a aittir. Hrennikoff 1941 yılında bir kafes analojisi üzerine çalışmıştır. Diğer yandan Courant 1943'te içi boş bir milin burulması üzerine çalışmış ve

interpolasyon işlemi için parçalı şekil fonksiyonlarını kullanmıştır. Özellikle belirtilmesi gerekir ki Rayleigh, Ritz ve Galerkin gibi matematikçilerin kısmi diferansiyel denklemlerin gelişimine olan katkıları ile SEM teorisinin gelişiminde önemli bir yeri vardır. Geçmişteki farklı zamanlarda yapılan benzeri çalışmalar birbirlerinden ayrılmalarda SEA'ya temel, esas, katkıları sağlamış, ve günümüzde sistemlerin modellenmesinde montajlarında mesh işlemlerinin gerçekleştirilmesinde önemli bir yer edinmişlerdir. Clough tarafından 1960 yılında SEA ifadesini kullandı ve buna yönelik de uçak kanatlarıdaki gerilmeleri düzlem gerilme durumuna göre analiz etti. Zienkiewicz ve Cheung 1967 yılında SEA alanındaki ilk kitabı yayınladılar. Bunlara paralel olarak SEA'ya ait uygulamalı veri araştırmaları ve yazılımsal anlamda ilk prototip 1965 yılında geliştirildi. Ticari amaçlı kullanılan bu yazılım NASA tarafından geliştirilmiş olan NASA structural analysis (NASTRAN) dir. Devamında Abaqus, Ansys gibi nümerik programların ticari ilk versiyonları 1970'li yıllarda geliştirilmiştir ve bu programlara ek günümüzde yaygın bir şekilde SEA için çok sayıda deneysel verilerle de koordine olabilecek şekilde farklı analiz programları kullanılmaktadır (Bi, 2018).

1.7.1 Biyomekanik Uygulamalar

SEA kapsamında, günümüzde yapısal analizler, modal analiz, yorulma analizleri, termal analizler, akış analizleri, çarpma testleri, transient analizler gibi lineer ya da nonlinear olarak çeşitli analizler gerçekleştirilmektedir (Bi, 2018).

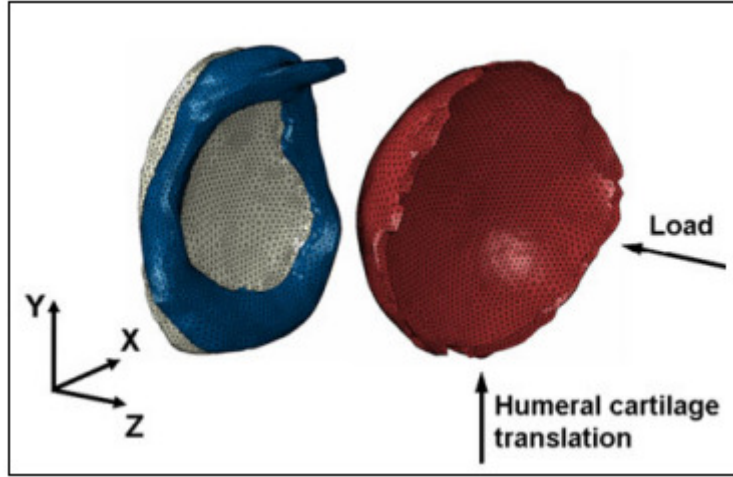
Bu kapsamda, biyomekanik analizler açısından Hwang, Carpenter, Hughes ve Palmer (2014), bir superior glenoid labrum SEM'i geliştirmiştir. Genel olarak, superior glenoid labruma ait mekaniksel davranışları SEA ile izah etmeye çalışmışlardır. Yaptıkları çalışmada, GH ekleminde superior labrumda meydana gelen deplasman artışının orantılı olarak labrumda yırtılmalar meydana getirmesinin olası olduğu yönünde yargıya varmışlardır. Devamında ise labrumda meydana gelen yırtıkların ilerlemesine yönelik long head biceps tendonda (LHBT) yırtık oluşacağını ve bundan kaynaklı kas gruplarında da yırtıkların meydana geleceğini belirtmişlerdir. Oluşturdukları SEM'e ait yapı Şekil 1.19'da gösterilmiştir.



Şekil 1.19 Glenoid – superior labrum arayüzeyinde meydana gelebilecek SLAP yırtığını incelemek adına geliştirilen model (Hwang ve diğer., 2014)

Yaptıkları analizler sonucunda, labrum – glenoid arayüzünde meydana gelen bir yırtık durumunda, superior labrumun tamamen yırtılmasını önlemek adına biseps tendonunu kesmenin riski azaltacağı yönünde bir sonuca varmışlardır. Bu çalışma, (superior labrum anterior posterior) SLAP yırtıklarının başlangıç ve gelişimlerini gerinim açısından ele alan ilk sonlu elemanlar çalışmasıdır (Hwang ve diğer., 2014).

Gatti, Maratt, Palmer, Hughes ve Carpenter (2010), laboratuvar deneylerinde superior humeral baş translasyonunun simüle edebilmek adına, glenoid labrum sonlu elemanlar modeli geliştirmeyi amaçlamışlardır. Glenoid ve kıkırdaktan oluşan sonlu elemanlar modelinde glenoid 6 serbestlik derecesinden sınırlandırılmış ve humeral başa skapular düzlemde 30° GH abduction verilerek 50 N kuvvet değerinde humeral baştan yükleme yapılmıştır. Yapılan analizler sonucunda labrumdan elde ettikleri deplasman değerlerini deneysel olarak okumuşlardır. Oluşturdukları SEM'in deneysel verilerle tutarlı olduğundan kullanılabilir olduğunu ve gelecek çalışmalarda daha kaliteli hexahedral mesh yapıları kullanılarak dokulara ait kompleks yapıların yansıtılmasında modelin metodolojik olarak geliştirilebileceğini ifade etmişlerdir.

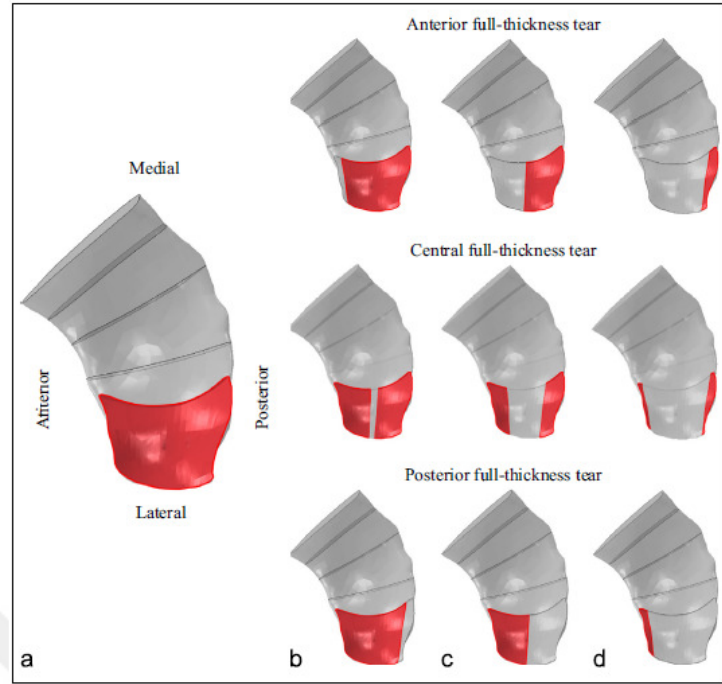


Şekil 1.20 Deneyisel veriler ile tutarlılığı karşılaştırmak adına geliştirilen model (Gatti ve diğer., 2010)

Şekil 1.20’de gösterilen SEM’in gelecek çalışmalardaki gelişimine yönelik, labral patolojiyi farklı yükleme koşulları altında incelemeyi mümkün kılacağını belirtmişlerdir. Bu tez çalışmasındaki amaca bir açıdan benzer nitelikte, yaptıkları çalışmanın temel amacının, kadavra modellerinde deneysel olarak gerçekleştirilmesine yönelik zorluklar nedeniyle, labrumda meydana gelebilecek patolojik durumları, dokusal davranışları incelemek ve tedavi yöntemlerine bir çözüm bulabilmektir (Gatti ve diğer., 2010).

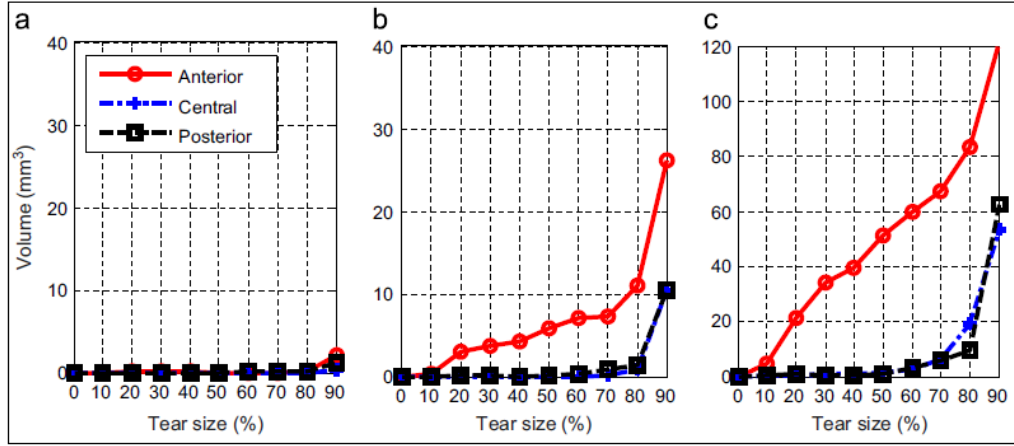
Quental, Folgado, Monteiro ve Sarmiento (2016), rotator cuff dört kas grubundan olan supraspinatus kası tendonuna ait bir sonlu elemanlar çalışması yapmışlardır. Yaptıkları çalışmada supraspinatus tendonunda gerçekleşen full – thickness yırtığını incelemişlerdir. Supraspinatus tendonunda posterior, central ve anterior da meydana getirdikleri farklı boyutlardaki yırtıkların potansiyel ilerlemelerini incelemişlerdir.

Şekil 1.21’de çalışma kapsamında oluşturdukları SEM ve model üzerinde meydana getirdikleri yırtık tipleri görülmektedir. 100 N, 200 N ve 400 N değerinde supraspinatus kuvvet değerini her bir yırtık durumu için uygulamışlardır. External yüklere bağlı, supraspinatus tendonu üzerinde meydana gelen mekanik cevapları SEA kullanarak elde etmişlerdir (Quental ve diğer., 2016)



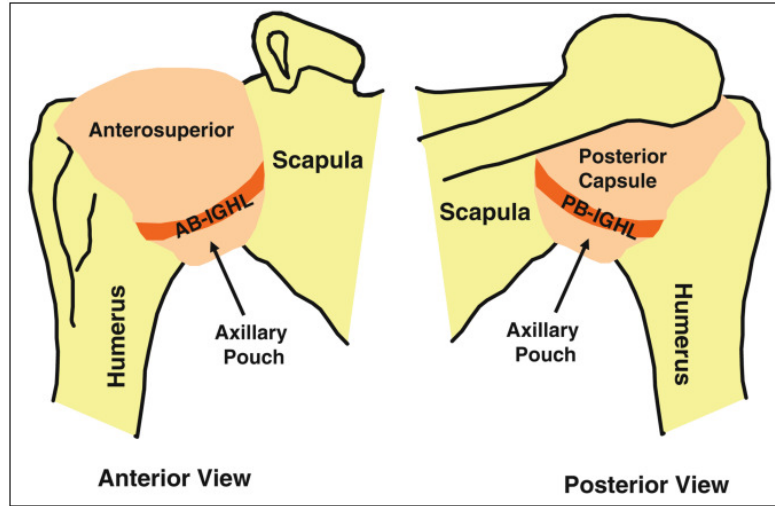
Şekil 1.21 Sağlıklı tendona, %10 yırtık bulunduran tendon b, %50 yırtık bulunduran tendon, %90 yırtık bulunduran tendon, full – thickness yırtılmalarına ait anterior, central ve posterior görünüşleri (Quental ve diğer., 2016).

Rotator cuff yırtıklarının kas – tendon özelinde, özellikle anterior kısımlarında meydana geldiğini, çünkü anterior kısma, posterior ve central kısma göre daha fazla yük bindiğini belirtmişler, bu nedenle anterior kısımda meydana gelen full – thickness yırtılmasının posterior ve centrala göre daha fazla olacağını hipotez olarak sunmuşlardır. Elde ettikleri sonuçlar ise hipotezlerini doğrular niteliktedir ve Şekil 1.22’ de görülmektedir (Quental ve diğer., 2016).



Şekil 1.22 100 N a, 200 N b, 400 N c, uygulanmış supraspinatus tendonu full – thickness yırtılmasının yırtık boyutuna bağlı anterior, central ve posterior ilerleme hacimleri (Quental ve diğer., 2016)

Moore, Ellis, Weiss, McMahon ve Debski (2010), omuz kapsülünde, inferior glenohumeral ligamentte (IGHL) gerinim dağılımları ve deforme şekil üzerine iki farklı SEM incelemişlerdir. İlk SEM’de dokuda bulunan tüm kapsül yapılar mevcut iken diğer SEM’de sadece IGHL mevcuttur. Analiz sonuçlarını, deneysel veriler ile karşılaştırmışlardır. İki farklı SEA için de, deneysel veriler ile karşılaştırılabilmesi adına bir kadavra omuzu kullanılmıştır. Model için deneysel girdiler, kapsül bölgeler, humerus ve skapula geometrik yapıları, her eleman için mekanik özellikler ve simüle edilmiş klinik çalışma sırasında eklem kinematiği verileri olarak belirlenmiştir. Şekil 1.23’te gösterilen anterior band inferior glenohumeral (AB – IGHL), posterior band inferior glenohumeral (PB – IGHL), anterosuperior capsular region, axillary pouch ve posterior capsular region bölgeleri için mekanik özellikleri Tablo 1.2’de gösterilmiş olup tüm capsular yapı, isotropic hypoelastic olarak belirlenmiştir.

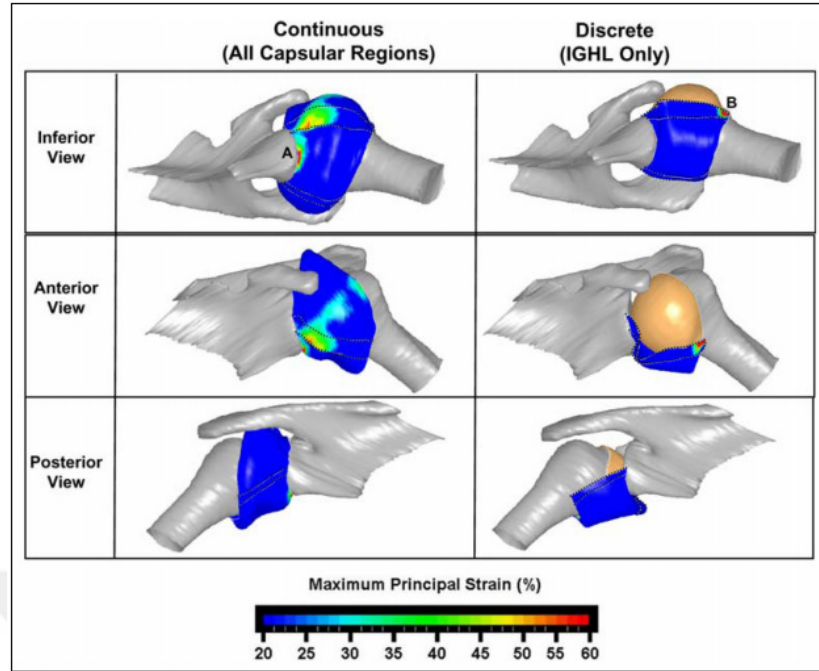


Şekil 1.23 Sağ omuz GH eklemdaki kapsül bölgeler anterior ve posterior kısımlar (Moore ve diğer., 2010)

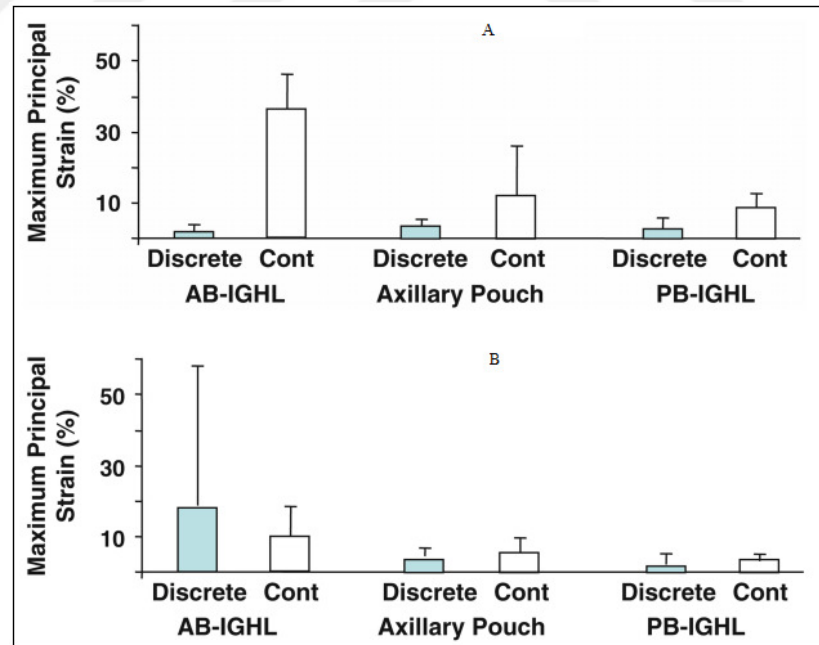
Tablo 1.2 Mekanik testlerden elde edilen tüm kapsül bölgeler için isotropic hypoelastic malzeme özellikleri (Moore ve diğer., 2010)

Capsular region	E	ν
AB - IGHL	2,05	0,4995
PB - IGHL	3,73	0,4995
Anterosuperior	2,12	0,4995
Axillary pouch	4,92	0,4995
Posterior	2,05	0,4995

Elde ettikleri sonuçlara göre, omuz kapsülünde her kapsül bölge için tam modeldeki AB – IGHL’de ve axillary pouchda meydana gelen gerinim değerlerindeki sapmayı deneysel verilere göre %5, sadece IGHL bulunan modeldeki gerinim değerlerindeki sapmayı ise %20 olarak elde etmişlerdir. Bu nedenle, GH kapsülün ayrı yapılar halinde incelenmesinden ziyade, tek bir fibröz doku olarak ele alınması gerektiğini belirtmişlerdir. İki modele ait SEA sonuçları Şekil 1.24 ve Şekil 1.25’te gösterilmiştir. Sonuç olarak, GH’deki kompleks yapıdan kaynaklı sonuçların doğruluğu açısından gelecek çalışmalarda bu SEM’lerde bulunmayan labrum yapısının da eklenmesinin, daha genel ve doğru sonuçlar vereceğini öne sürmüşlerdir (Moore ve diğer., 2010).

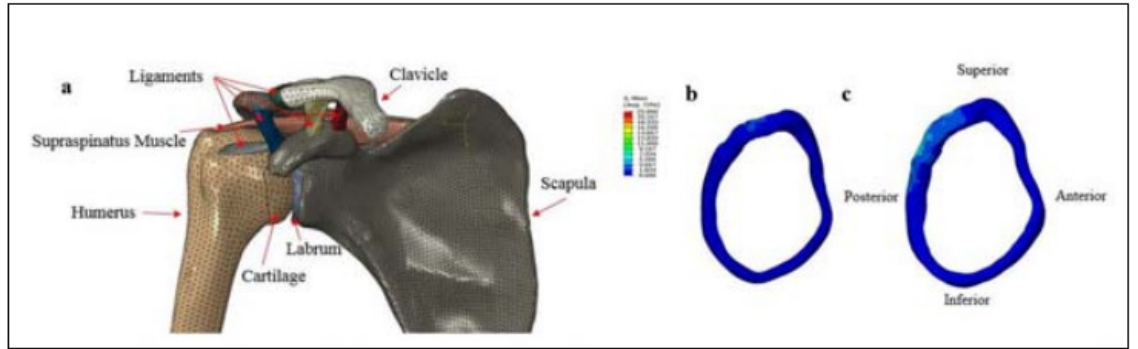


Şekil 1.24 Sol omuza ait tam kapsül bölgeye sahip SEM ile sadece IGHL bulunan SEM'e ait maksimum asal gerinim ve deforme şekillerin, inferior, anterior, posterior görünümü, A ve B sırasıyla, %85 ve %437 gerinim değerlerini göstermektedir (Moore ve diğer., 2010)



Şekil 1.25 Tam kapsül bölgeye sahip SEM ile sadece IGHL bulunan SEM'e ait kapsül bölgedeki IGHL için maksimum asal gerinim değerleri, A, glenoid bölge B, humeral bölge (Moore ve diğer., 2010)

Gupta, Joukar, O'Connell ve Goel (2017), subacromial impingement syndrome (SIS), omuzda meydana gelen en yaygın rahatsızlıklardan biri olduğunu öne sürmüşlerdir. SIS'in subacromialdeki yumuşak doku ile, anterolateral acromial arch inferiorun sorunlu temasından kaynaklandığını belirtmişlerdir. Subacromial impingement in vivo patofizyolojisinin tam anlamıyla anlaşılmadığından yola çıkmışlardır. Günümüz biyomekanik çalışmaların, farklı omuz hareketlerine bağlı impingement etkilerini araştırdığını ancak klinik subacromial impingement testlerinin ve coracoacromial ligamentteki gerinim hesaplarının sınırlı olduğuna değinmişlerdir. Bu nedenle çalışma kapsamında, farklı omuz hareketlerinin, omuz yumuşak dokularına olan etkilerini, supraspinatus tendon ve labrum özelinde SEA ile incelemişlerdir. Hipotezleri, yaptıkları çalışmanın, impingement ve labral patoloji üzerine yapılmış mekanik çalışmaları doğrulayacağına ve yumuşak doku üzerinde meydana gelen gerilmeler açısından, in vivo çalışmalarını daha geniş bir perspektiften destekleyici nitelikte olduğuna yöneliktir. Çalışma kapsamında oluşturdukları SEM Şekil 1.26'da omuz hareketlerine yönelik değerler Tablo 1.3'te gösterilmiştir.



Şekil 1.26 Humerus, skapula, kıkırdaklar, labrum ve supraspinatus kası SEM görünümü a, 90° abduction durumunda labrum gerilme dağılımı b, 90° abduction ve 30° external rotasyon durumlarında labrum gerilme dağılımı c (Gupta ve diğer., 2017)

Tablo 1.3 Farklı omuz hareketleri için supraspinatus kası ve labrumda meydana gelen maksimum von – Mises gerilme değerleri (Gupta ve diğer., 2017)

Motion	Maximum von Mises Stress Value at Supraspinatus Muscle (Mpa)	Maximum von Mises Stress Value at Labrum (Mpa)	Location of Maximum Stress on Labrum
90° Abduction	33	17	Superior
90° Abduction with 30° Internal Rotation	31	7	Superior-Anterior
90° Abduction with 30° External Rotation	28	22	Superior-Posterior
90° Forward Flexion	22	2	Superior-Posterior Inferior-Anterior

Yürüttükleri bu çalışma ile, SIS ve SLAP yırtılmalarına neden olabilecek farklı omuz hareketlerini incelemişlerdir. Rotator cuff ve labrum in vivo etkilerini SEA açısından inceleyen bir çalışmanın bulunmadığını, bu çalışmalarının ise gelecekte başka modellere uyarlanabileceğini ve SIS üzerine farklı acromion morfolojilerinin etkilerinin de incelenebileceğini ifade etmişlerdir (Gupta ve diğer., 2017).

Genel olarak, omuz üzerine yapılan, implantasyon bulunmayan çalışmalarda direkt olarak labrumda, kaslarda, omuz kapsül yapıda, meydana gelen yırtılmalar, yırtılmaların seyri, gerilme – gerinim açısından değerlendirilmiş ya da omuz hareketlerine bağlı meydana gelebilecek yırtılmalar, rahatsızlanmalar incelenmiştir. Farklı yapıda yırtılmalar incelenmiş olmasına rağmen, omuzda bir kas grubunda meydana gelebilecek bir kas yırtığına bağlı kuvvet kayıplarının, ya da bir full – thickness (tam yırtılma) durumunun omuz ekleminde zamana bağlı ilerlemesinin ne gibi etkileri olabileceği yönünde, deneysel ya da SEA açısından, bir verisi bulunmamaktadır. Bu duruma bir çözüm getirebilmek adına, rotator cuff kasları ve deltoid middle kasına ait kinetik analizler 11° abduction pozisyonunda, nötral konumdan 60° external rotasyon konumuna omuz hareketi, infraspinatus kasının %100, %50 ve %0 aktivasyonlarında gerçekleştirilerek, infraspinatus kasında meydana gelen kuvvet kayıplarını, hangi rotator cuff kasının ve deltoid middle kasının, ne derece kompanze edebildiği incelenmiştir. Kaslarda meydana gelen kuvvet değişimleri zamana bağlı analiz edilmiş, veriler sonlu elemanlar programında transient

olarak çözülmek için SEM üzerine aktarılarak, omuz ekleminde labral yapı ve glenoid kıkırdak özelinde etkileri incelenmiştir. Bu çalışmada, infraspinatus kasında oluşabilecek kısmi veya tam yırtılmanın, diğer rotator cuff kaslarını, labral ve glenoid kıkırdak yapılarını önemli derecede etkileyeceği hipotezi ile, gelecekteki SEA çalışmalarına ve cerrahi operasyonlara rehberlik etmesi amaçlanmıştır.

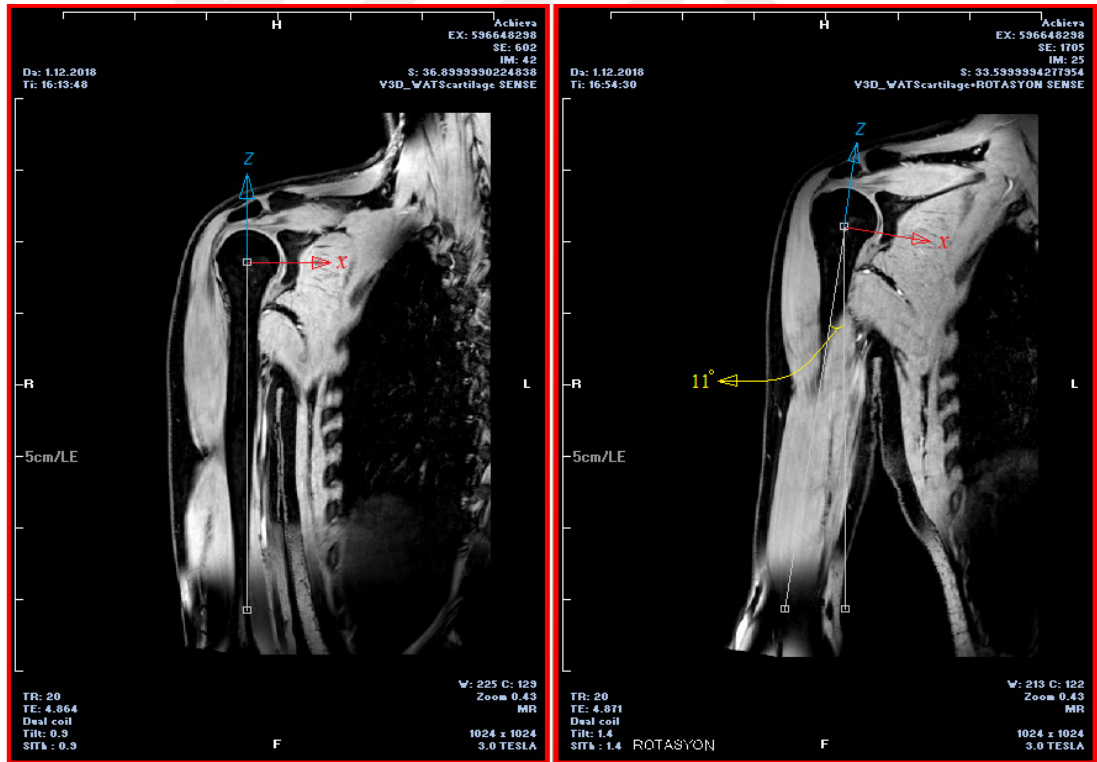


BÖLÜM İKİ

MATERYAL VE METOT

2.1 MRI Verilerinin Eldesi, Humerus ve Glenoid Solid Yapıların Oluşturulması

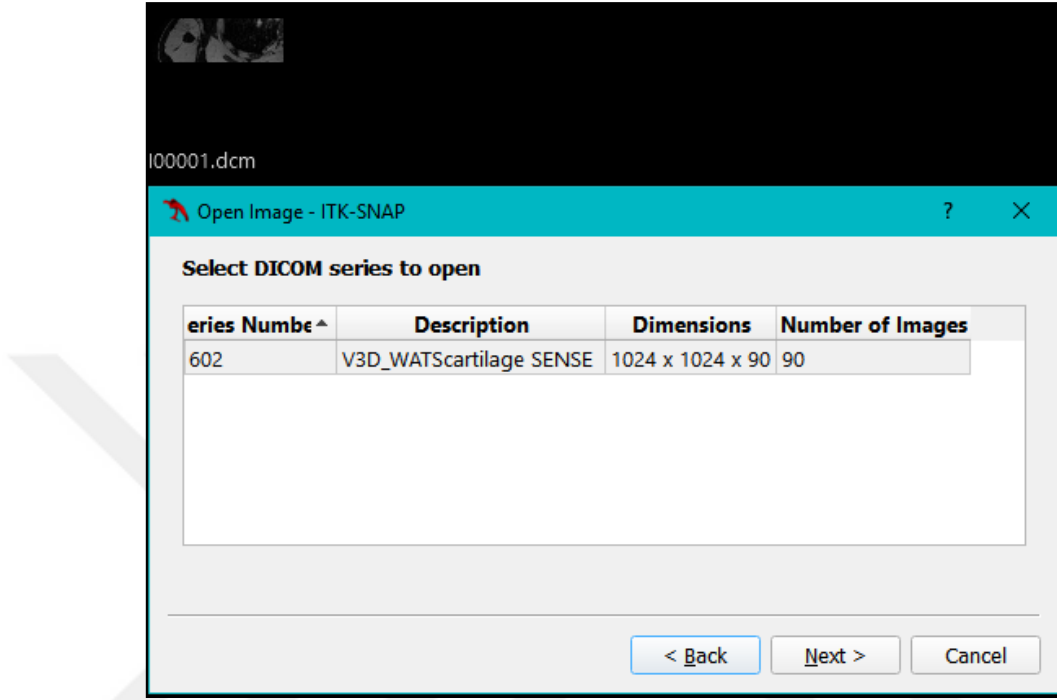
Çalışma kapsamında, SEM'in oluşturulması ve SEA'nın yürütülmesinde kritik bir yeri olan MRI verilerinin eldesi için, bir tıbbi görüntüleme merkezi ile çalışılmıştır. Yapılan, çalışmada modeli oluşturulan sağ humerus için 31 yaşında üzerinde herhangi bir implantasyon olmayan, histolojik, patolojik rahatsızlıkları bulunmayan, sağlıklı bir donörün MRI verileri kullanılmıştır. Donöre ait MRI verileri, 3.0 Tesla Philips Ingenia Magnetic Resonance (MR) cihazı kullanılarak, yüksek çözünürlükte olacak şekilde 1,2 mm kesit kalınlığında elde edildi. Şekil 2.1'de donöre ait sağ humerus MR görüntüleri verilmiştir.



Şekil 2.1 Sağ humerus, nötral ve 11° abduction durumu için gerçekleştirilen external rotasyon MR görüntüleri

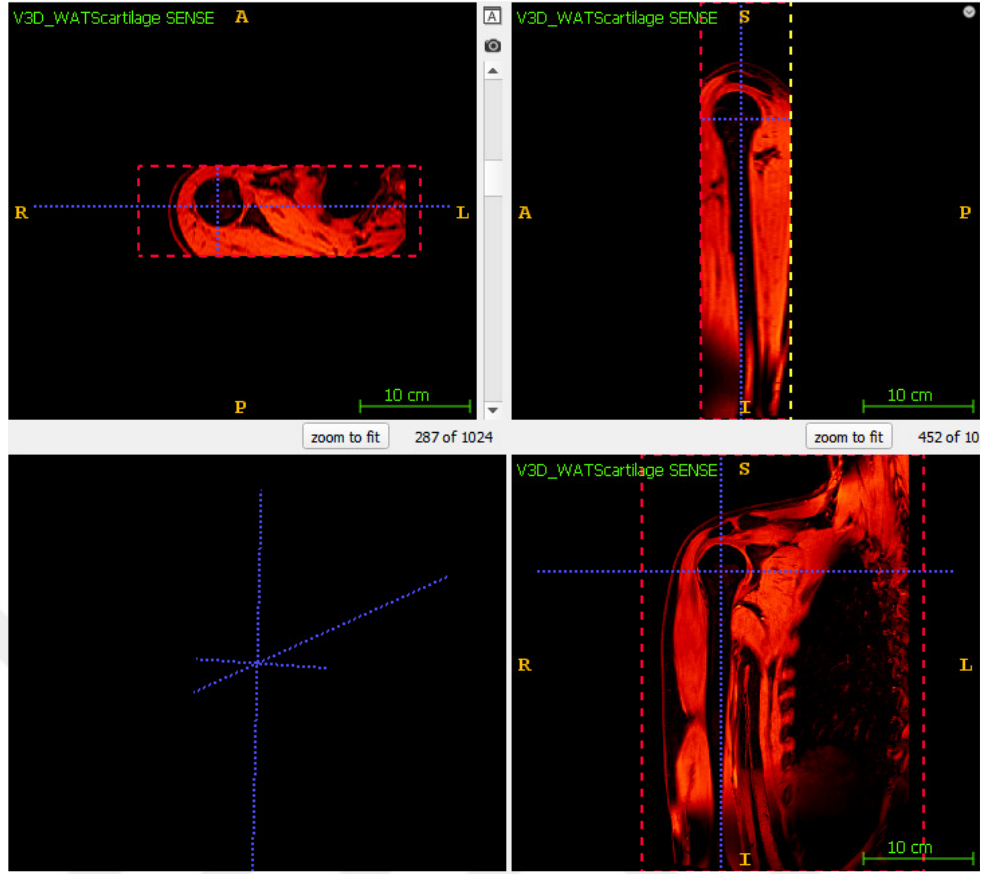
Elde edilen MR görüntüleri, ITK – SNAP 3.8.0 medikal görüntüleme programına aktarıldı. MR görüntüleri kullanılarak, humerus ve skapula glenoidi elde edildi.

Humerus ve skapula glenoid eldesinde, öncelikle ITK – SNAP üzerinde DICOM Image Series formatında bir dosya seçildi. Seçilen dosyaya ait bilgiler Şekil 2.2’de gösterilmiştir.

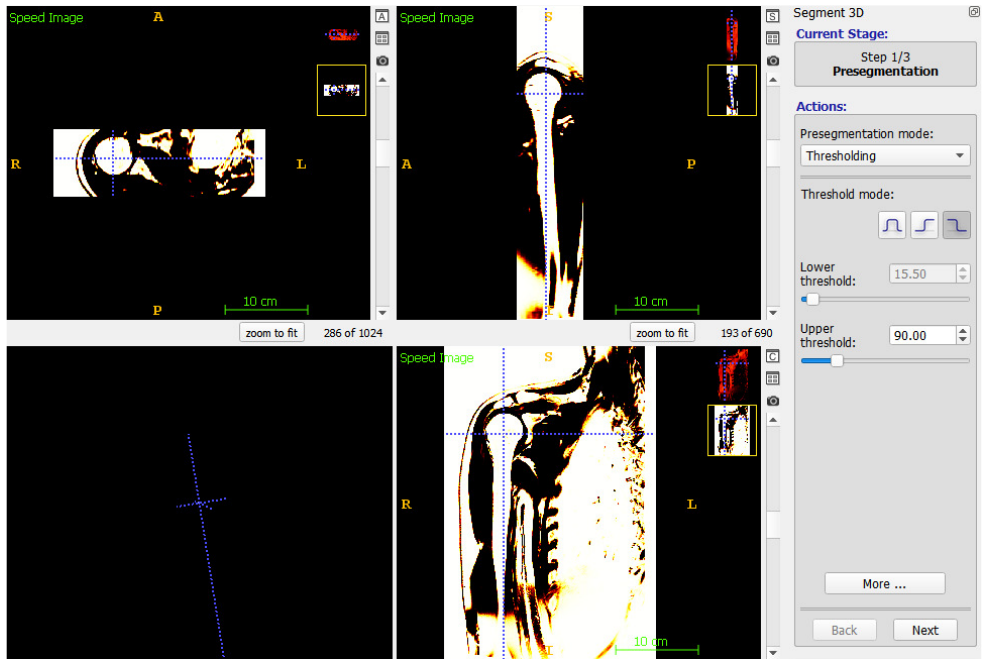


Şekil 2.2 ITK-SNAP medikal görüntüleme programına aktarılan I00001.dcm uzantılı MR görüntülerinin programda açılma aşaması

Bu aşamadan sonra next ve finish yapılarak, MR görüntülerinin medikal yazılım programına aktarımı gerçekleştirilmiştir. Aktarılan sağ humerus nötral MRI verileri Şekil 2.3’de gösterilmiştir. Aktarılan görüntülerde de görüldüğü gibi kesikli çizgiler yardımı ile üzerinde segmentasyon yapılacak olan kısımlar seçilmiştir. Segmentasyon aşamasında katı modeli oluşturulacak yapılar MR üzerinde belirlenmiştir. Bu işlem yapılırken katı modeli istenen kısımların dolu olmasına özen gösterilmiştir. Medikal program katı model eldesinde dolu kısımlar üzerinde işlem yapmaktadır. Öncelikle optimum segmentasyon işlemi için upper threshold only modu seçilmiş ve sonrasında sınır değeri olarak, upper threshold 90,00 olarak belirlenmiştir. Humerus ve skapula glenoid eldesi için belirlenen segmentasyon ayarlarına yönelik görüntüler Şekil 2.4’te verilmiştir.

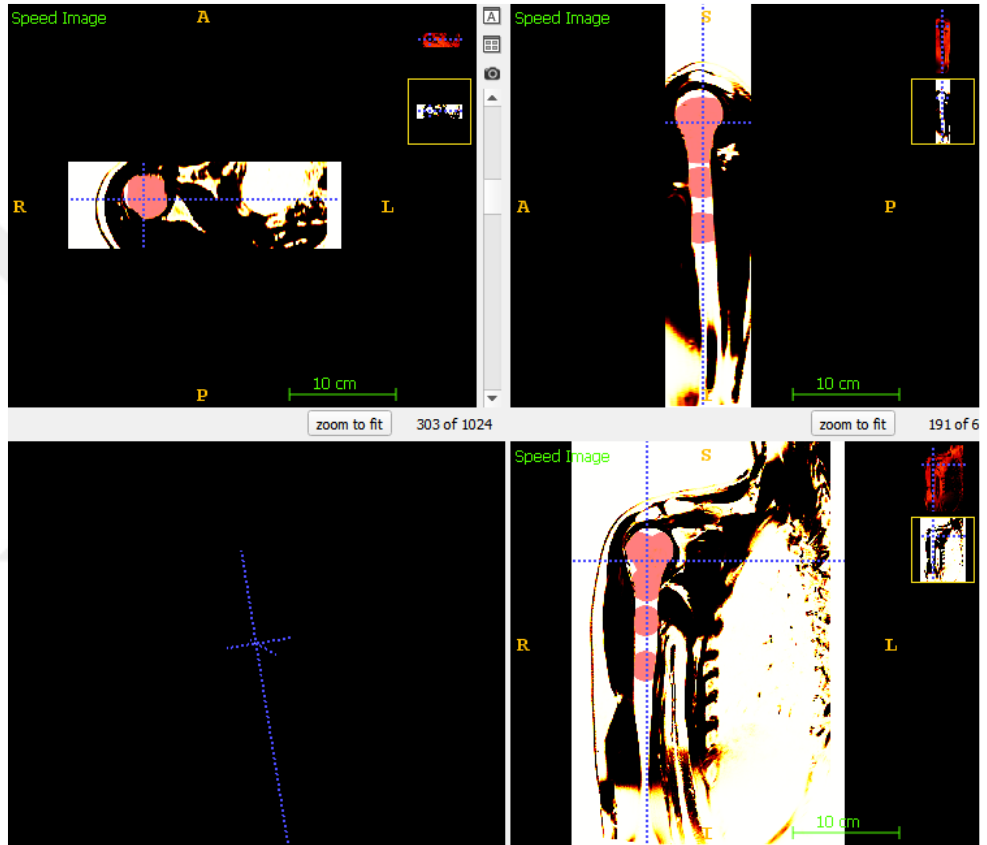


Şekil 2.3 Sağ humerus nötral MRI verilerinin ITK – SNAP üzerine aktarılmış görüntüleri, segmentasyon öncesi kesikli çizgiler ile katı model eldesi yapılacak kısımlar belirlenmiştir

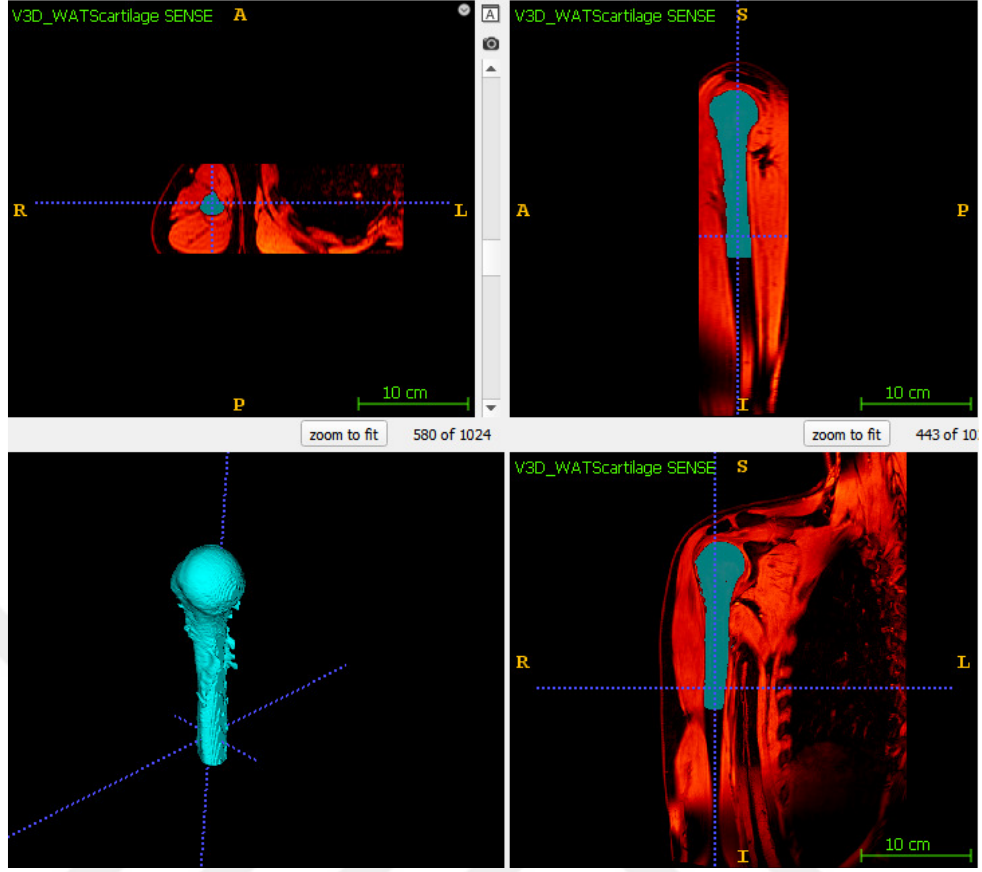


Şekil 2.4 Humerus ve skapula glenoid eldesinde katı model oluşumunun gerçekleşeceği yerlerin belirlenmesi ve segmentasyon ayarlarının uygulanması

Segmentasyon aşamalarından sonra, katı model eldesine geçilmiştir. Katı model eldesinde Şekil 2.5'te gösterilen kesikli mavi çizgiler yardımı ile humerus üzerine belirli boyutlarda işaretlemeler yapılmıştır. İşaretleme yapılmasının ardından katı model oluşumu başlatılmıştır ve pembe renkler ile gösterilen şekilde işaretlemeler ilerlemiş ve son şeklini Şekil 2.6'da gösterildiği gibi almıştır. Bu işlemler sonucunda humerus modeli elde edilmiştir.

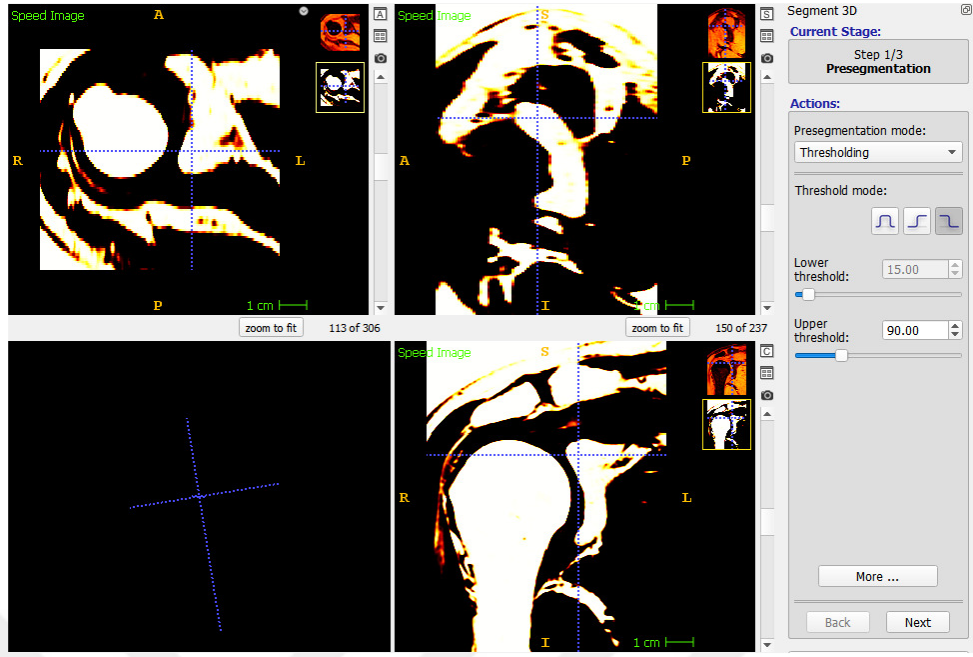


Şekil 2.5 Kesik mavi çizgiler (koordinat eksenleri) yardımı ile humerus üzerine işaretlemelerin yapılması ve işaretlemelerin humerus üzerinde ilerlemesi

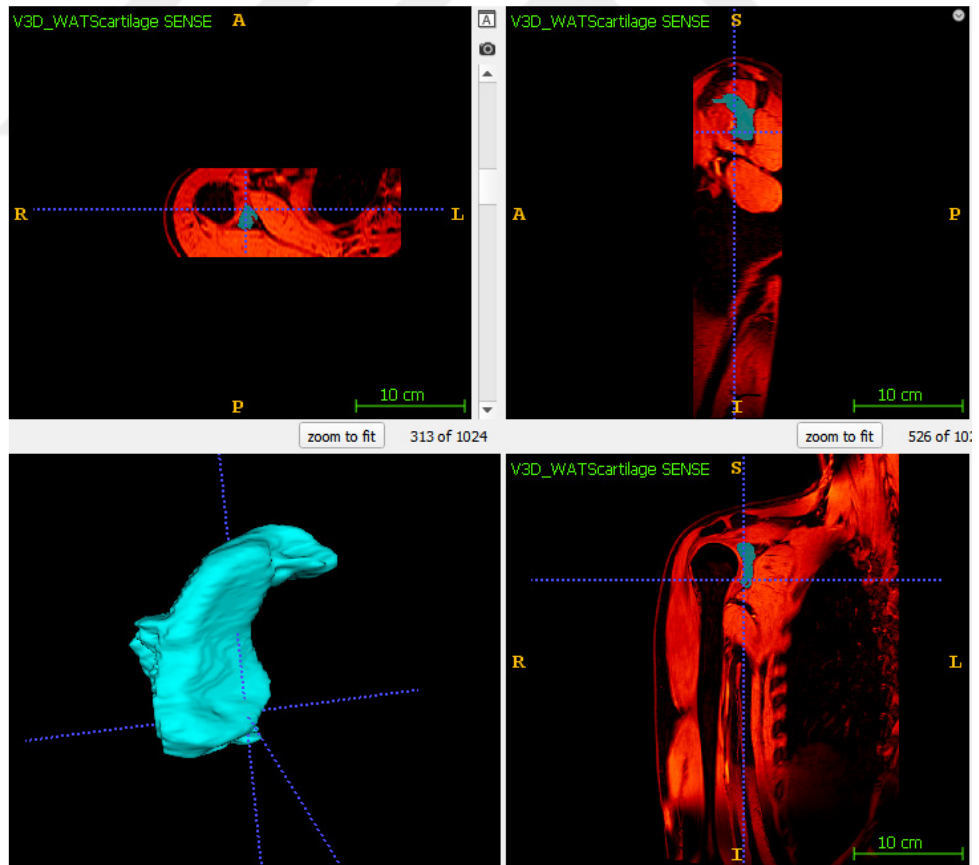


Şekil 2.6 Eksenler ile humerus üzerinde yapılan işaretlemelerin son hali ve katı modeli oluşturulmuş humerus

Humerus eldesinde olduğu gibi, skapula glenoid kısmı için de sağ humerus nötral MRI verileri kullanılmıştır. Glenoid oluşumunda kullanılan MR görüntüleri için öncelikle glenoid çerçevesi ve segmentasyon ayarlarına devam edildi. Segmentasyon işlemi için upper threshold only modu seçilmiş ve sınır değeri, upper threshold için 90,00 olarak belirlenmiştir. Glenoid eldesinde kullanılan segmentasyon işlemine ait görüntüler Şekil 2.7’de verilmiştir. Solid yapı için gerekli ayarlar ve işaretlemelerin sonucunda glenoid ait model elde edildi. Elde edilen modele ait görüntüler ise Şekil 2.8’de gösterildi. Model oluşumunda, glenoid ile temaslı uzantı yapan, coronal, sagittal ve transvers yüzeylerde bulunan ek bölgeler olduğundan dolayı glenoid ve humerusa ait orijinal yapılar üzerinde düzenlemeler yapılmıştır. Bu işlemler modellerin yüzey pürüzlülükleri dolayısıyla ile montajlanabilirliği ve analizlerin doğruluğu düşünülerek gerçekleştirilmiştir.



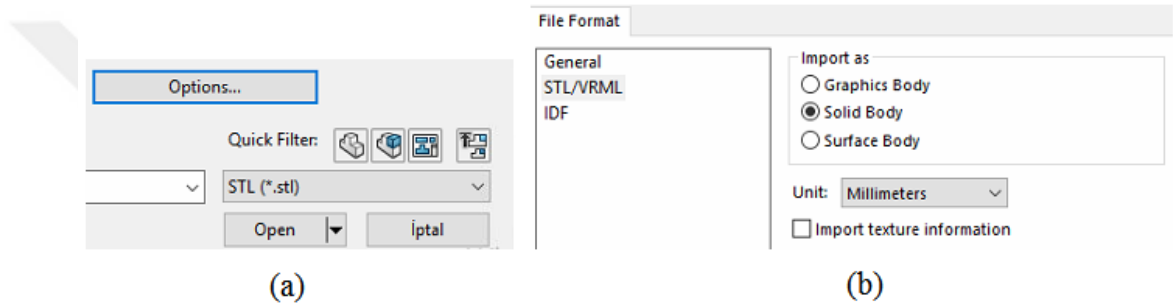
Şekil 2.7 Glenoidin çerçevesi ve solid yapı elde edilmesinde kullanılacak modelin oluşturulmasında kullanılan segmentasyon ayarları



Şekil 2.8 Glenoid için eksenler yardımı ile yapılan işaretlemelere bağlı görünüm ve glenoidin ITK – SNAP üzerinde oluşturulan modeli

2.2 Humerus ve Glenoid Yapısının SolidWorks Programına Aktarımı

ITK – SNAP medikal görüntüleme programı kullanılarak oluşturulan humerus ve glenoid yapıları, programın segmentation kısmı kullanılarak surface mesh olarak export edildi. Export işlemi gerçekleştirilirken, dosya formatı olarak stl mesh file seçildi. Kaydedilen stl dosyaları SoliWorks 2019 programında açılmıştır. Aktarma işlemi gerçekleştirilirken, all files kısmında .stl uzantısı seçildi. SolidWorks options için solid body ve birim olarak milimetre seçilmesi önem arz etmektedir. Şekil 2.9’da dosya aktarımında kullanılan format ve options kısmı izah edilmiştir.

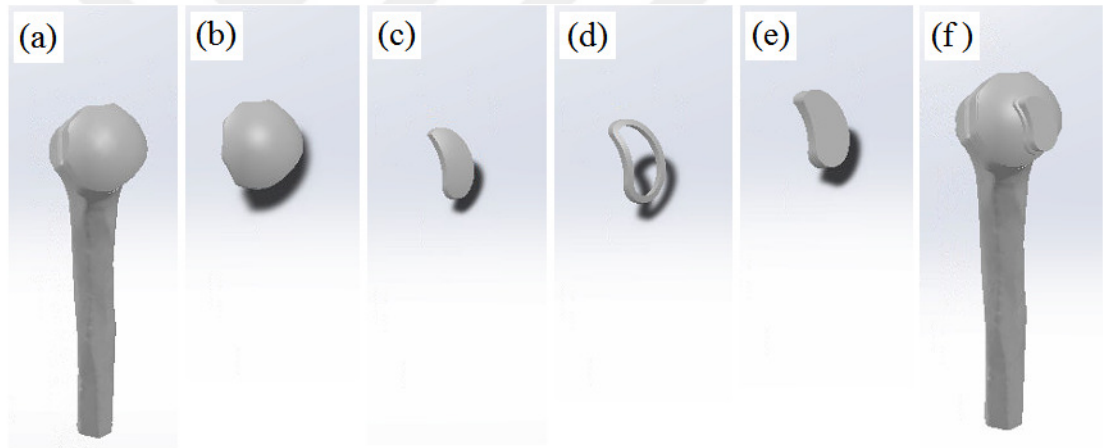


Şekil 2.9 Kaydı gerçekleştirilen .stl uzantılı dosyalarının solidworks ortamına aktarılırken kullanılan dosya formatı seçimi (a) options ayarları için solid body ve milimetre birim seçimleri (b)

Ayarları yapılmış ve solid yapı olarak açılmış dosyalar, SolidWorks üzerinde imported olarak elde edilmiştir. Ancak bu import edilen dosya görünümü istenen şekilde olmadığından ve humerus, glenoid üzerinde istenilen şekilde düzenleme yapılamadığından, import edilen dosya üzerine gelinerek feature works ve recognize feature kısmı seçilerek modeller üzerinde gerekli dönüşüm yapılmıştır. ITK – SNAP programı üzerinde, humerus ve glenoid eldesinde kullanılan MR görüntülerinde bir modelin eldesinde, örneğin glenoid düşünülürse, model oluşturulurken modelle temas halinde başka kısımlar da olduğundan, glenoid ya da humerusa ait ITK – SNAP ‘te verilen son model yapılarında modellerin üzerinde eklentiler meydana gelmiştir. Bu eklentiler SolidWorks üzerinde detaylı işlemler yapılarak kaldırılmıştır. Humerus ve glenoid ait bu işlemler gerçekleştirildikten sonra, SEA için planlanan montaj yapısındaki diğer kısımlar, labrum ve kıkırdak dokuları oluşturulmuştur.

2.2.1 SEM Eldesi

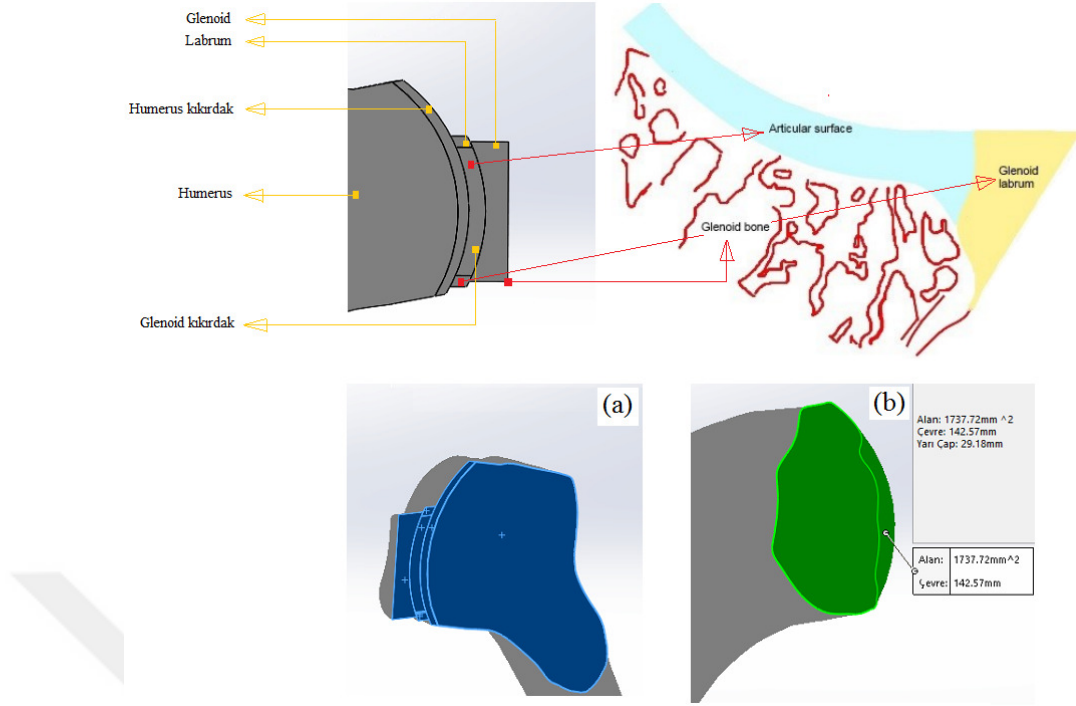
Humerus başında ve glenoid üzerinde montaj işlemleri için osteotomi yapılmıştır. SolidWorks'e aktarılan humerus baş kısmına osteotomi işlemi yapıldıktan sonra humerus başı ve humerus kıkırdak doku literatür verilerine göre belirli radyus ve kalınlıkta oluşturulmuştur. Glenoidin montaj işlemini gerçekleştirebilmek için benzer şekilde literatür verilerine bağlı kalınarak glenoid osteotomisi radyus ve kalınlık gözetilerek uygulanmıştır. Humerus başı, kıkırdak dokusu ve glenoid için anatomik ölçülere uygun işlemler gerçekleştirildikten sonra, glenoid kıkırdak dokusu ve labrum için anatomik kalınlık ve radyus değerleri elde edilmiştir. SEM eldesi için kullanılan tüm anatomik yapıların SolidWorks programındaki görünüşleri Şekil 2.10'da gösterilmiştir.



Şekil 2.10 SEM anatomik yapıları ve montaj yapısı (a) humerus, (b) humerus kıkırdak, (c) glenoid kıkırdak, (d) labrum, (e) glenoid, (f) SEM

2.2.1.1 SEM Detayları, Anatomik Yapıların Radyus ve Kalınlık Değerleri

SEM genel montaj yapısına ait detay görünümü için kesit alınmıştır. Kesit görünümünde her eleman gösterilmiştir. SEM'e ait kesit görünümü ve humerus radyusu Şekil 2.11'de izah edilmiştir. Oluşturulan SEM'de sırasıyla humerus, humerus kıkırdak doku, glenoid kıkırdak doku, labrum ve glenoid olmak üzere, montaj elemanlarına ait kalınlık ve radyus değerleri Şekil 2.12'de gösterilmiştir.

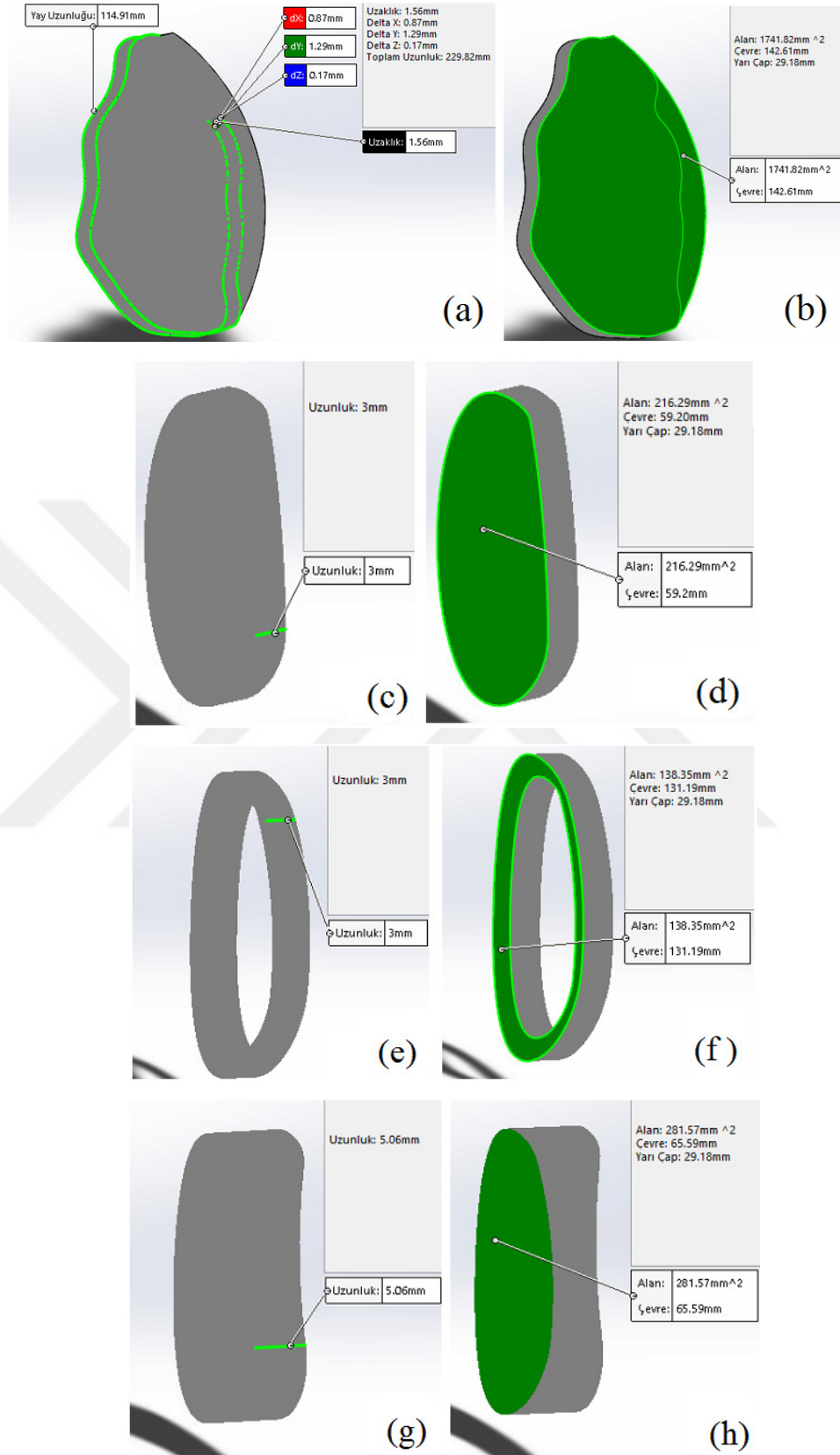


Şekil 2.11 SEM kesiti ve anatomik uygunluk; kesit görünüm (a), humerus başı radyus değeri (b) (Alashkham, Alraddadi ve Soames, 2019)

Humerus başı, humerus kıkırdak, glenoid kıkırdak, labrum ve glenoid, montaj temas yüzeyleri baz alınarak radyus değerleri belirtilmiştir. Glenoid artiküler yüz radyusu, humeral kısma göre daha fazladır. Cinsiyet, anatomik gibi çeşitli varyasyonlar bağlı farklı koşullar için radyus değerleri farklılaşmaktadır (Schleich ve diğer., 2017). Diğer yandan, montaj işlemleri için temas yüzeylerine ait tüm anatomik yapıların radyusları 29,18 mm olarak belirlenmiştir. Humeral baş – humeral kıkırdak, humeral kıkırdak – glenoid kıkırdak ve labrum temas yüzeyleri, son olarak ise labrum ve glenoid kıkırdak – glenoid olacak şekilde montajı tamamlanan SEM için temas yüzeyleri arasında belirlenen radyus değerleri humeral baş ve glenoid referans alınarak belirlenmiş ve Tablo 2.1’de gösterilmiştir (Sahu ve diğer., 2020; Zumstein ve diğer., 2014).

Tablo 2.1 SEM humerus ve glenoid için radyus değerleri (Sahu ve diğer., 2020; Schleich ve diğer., 2017; Zumstein ve diğer., 2014)

Doku yapısı	Ortalama $\pm$ SS (mm)	Minimum (mm)	Maksimum (mm)	Belirlenen değer (mm)
Humeral baş	22,9 $\pm$ 1,7	19,5	25,9	29,18
Glenoid	23,3 $\pm$ 3,4	15,8	29,9	29,18



Şekil 2.12 Anatmik yapıları ait kalınlık ve radyus değeri; humeral kıkırdak kalınlık (a) radyus (b), glenoid kıkırdak kalınlık (c) radyus (d), labrum kalınlık (e) radyus (f), glenoid kalınlık (g) radyus (h)

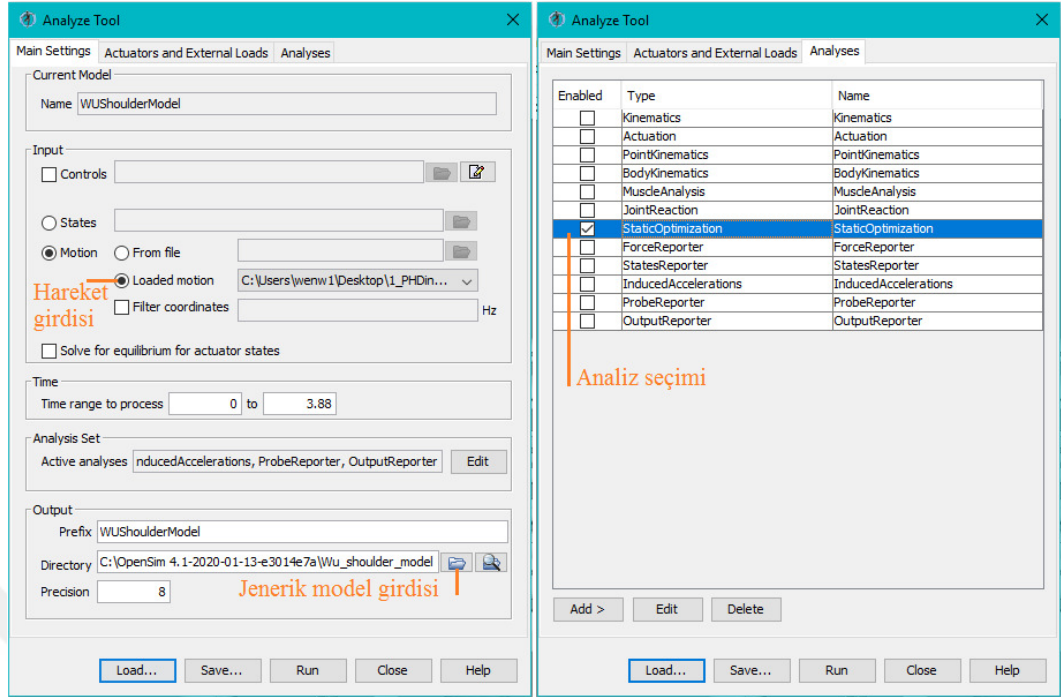
Radyus değerleri aynı olan SEM elemanları için kalınlık değerleri farklılık göstermektedir. Kalınlık değerleri bazında, sırasıyla humeral kıkırdak için 1,56 mm, glenoid kıkırdak doku ve labrum için 3 mm, glenoid için ise 5,06 mm olarak belirlenmiştir ve Tablo 2.2’de gösterilmiştir. ITK – SNAP medikal programından alınan humerus ve glenoid üzerinde gerçekleştiren literatüre dayalı osteotomi işlemlerinden sonra, SEM elemanlarının, humeral kıkırdak , glenoid kıkırdak ve labrum, montajlanması ile SEA için SEM’e son hali verilmiştir (Alashkham ve diğer., 2019; De Coninck, Ngai, Tafur ve Chung, 2016; Fox ve diğer., 2008; Iannotti, Gabriel, Schneck, Evans ve Misra, 1992; Schleich ve diğer., 2017; Strauss, Roche, Flurin, Wright ve Zuckerman, 2009).

Tablo 2.2 SEM anatomik yapıları için kalınlık verileri (Alashkham ve diğer., 2019; De Coninck ve diğer., 2016; Fox ve diğer., 2008; Iannotti ve diğer., 1992; Scleich ve diğer., 2017; Strauss ve diğer., 2009)

Doku yapısı	Kalınlık (mm)	Belirlenen değer (mm)
Humeral baş	19 ± 2,4	-
Humeral kıkırdak	0,28 – 2,09	1,56
Glenoid kıkırdak	0,9 – 2,8	3
Labrum	0,72 – 8,83	3
Glenoid	5 - 7	5,06

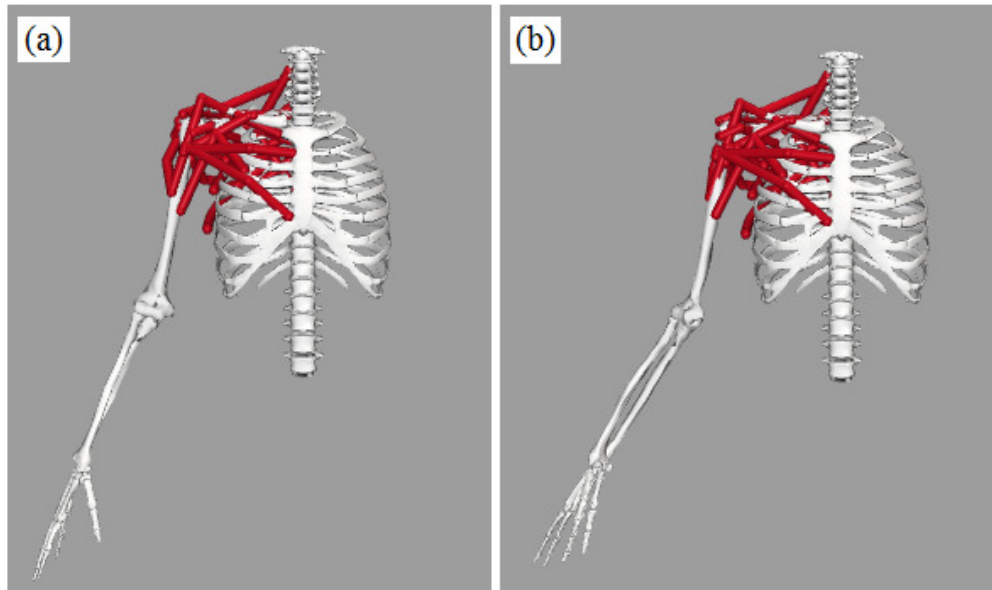
2.3 Kinetik Analizler

SEA için SEM üzerine uygulanacak kuvvet değerlerine ilişkin verilerin eldesi amacıyla, 11° abduction ve 60° external rotasyon konumunda, %100, %50 ve %0 etkinlik değerlerindeki infraspinatus kası değişimi baz alınarak, OpenSim 4.1 biyomekanik modelleme, simülasyon ve analiz programı üzerinde statik optimizasyon analizleri gerçekleştirilmiştir. Analiz işlemleri için program üzerinden tools ve analyze sekmeleri üzerinden açılan pencerede uygulanan işlemler Şekil 2.13’te gösterilmiştir.



Şekil 2.13 11° abduction ve 60° external rotasyona sahip hareket verisi, jenerik model girilmesi ve analiz seçimi

OpenSim 4.1 programında, belirtilen işlemlerden sonra statik optimizasyon analizleri için, modellenen Şekil 2.14'te gösterilen jenerik bir kas – iskelet modeli kullanılmıştır (Wu, Lee, Bryant, Galea ve Ackland, 2016).



Şekil 2.14 Kinetik analizler için kullanılan, kas – iskelet sistemine ait jenerik model görüntüleri, 11° abduction 0° external rotasyon (a), 11° abduction 60° external rotasyon (b)

Kinetik analizler için, jenerik modelde kaslara ait maksimum izometrik kasılma (MİK) değerleri kullanılmamıştır. Kaslar için normal aktivasyon sırasında gerçekleştirdikleri electromyography (EMG) yüzde etkinlik değerleri baz alınmıştır. Analizler gerçekleştirilirken, herhangi bir dış girdi verilmemiştir. Diğer bir deyişle, kas – iskelet sistemi 11° abduction 0° external rotasyon pozisyonundan 11° abduction 60° external rotasyon konumuna hareketinde, yüksüz durum için statik optimizasyonlar yapılmıştır. Analizler için, MİK değerleri baz alınarak belirlenen %EMG ve %standart sapma (SS) değerleri ve maksimum kas kuvveti değerleri Tablo 2.3'te gösterilmiştir. Belirlenen kas kuvveti değerlerinin, 0 – 3,88 s süresince değişimleri %100, %50 ve %0 infraspinatus kası etkinliklerinde incelenmiştir (Alizadehkhayat, Hawkes, Kemp ve Frostick, 2015; Wu ve diğer., 2016).

Tablo 2.3 Kinetik analizler sonucu kaslara ait %EMG, %SS değerleri ve maksimum kas kuvveti girdileri (Alizadehkhayat ve diğer., 2016)

Kaslar	11° abduction 60° external rotasyon %EMG	11° abduction 60° external rotasyon %SS	Maksimum kas kuvveti (N)
Anterior deltoid	30,4	5	169,3
Middle deltoid	10,7	2,2	93,4
Posterior deltoid	6,4	1,4	60,5
Upper trapezius	32	6,7	89,8
Middle trapezius	26,8	3,4	43,5
Lower trapezius	23	3,1	128,2
Serratus anterior	37,1	5,1	135,5
Teres major	18,2	1,8	42,8
Upper latissimus dorsi	20,1	2,9	227,1
Lower latissimus dorsi	15,8	2,6	178,5
Upper pectoralis major	70,2	9,2	690,3
Lower pectoralis major	62	10,2	277
Supraspinatus	32,6	3,7	102,7
Infraspinatus	28,2	3,2	246,4
Subscapularis	32,4	3,3	274,8
Rhomboid major	32,7	4,8	36,5

2.4 Malzeme Özellikleri

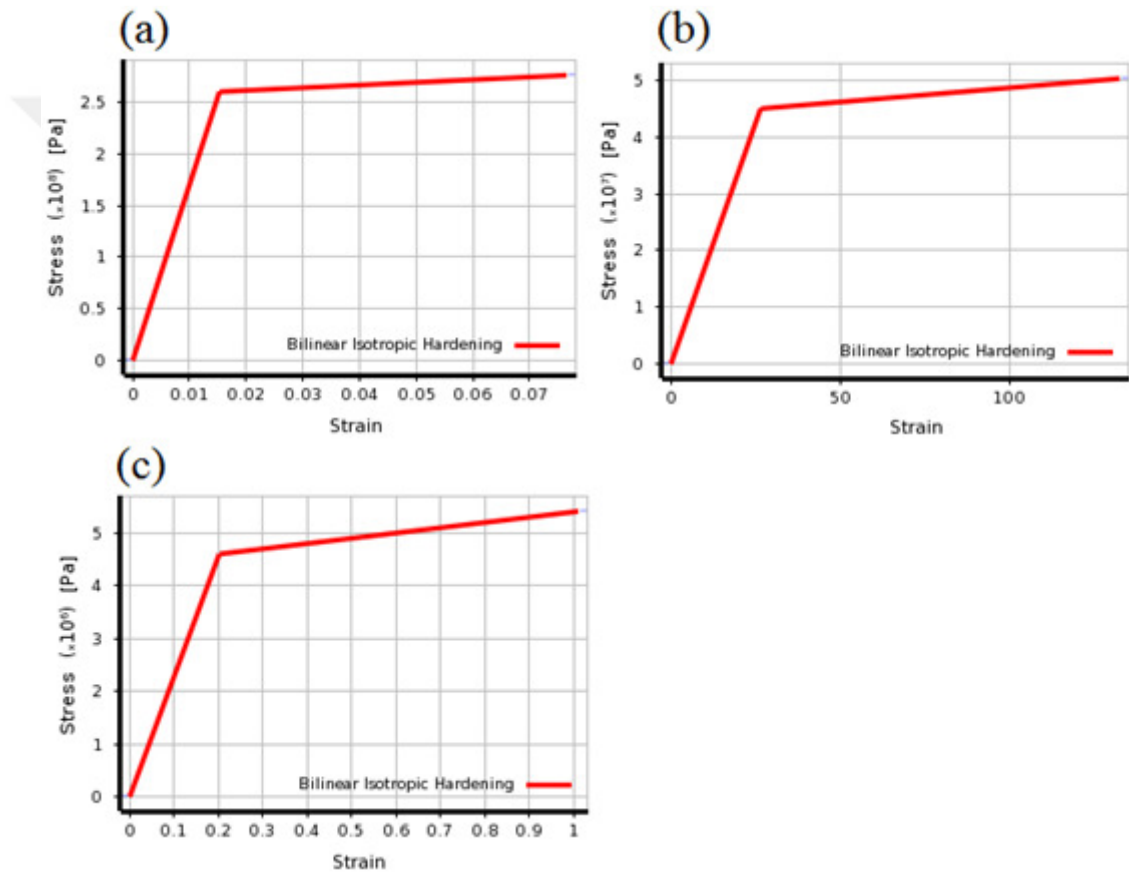
Modellenen yapıdaki elemanlar için, humerus, humeral kıkırdak, glenoid kıkırdak, labrum ve glenoid, izotropik elastik malzeme özellikleri belirlenmiştir.

Kıkırdak doku ve labrum yapısı gereği nonlinear özellik göstermektedir. Analizlerin yürütülebilmesi ve kontrolü amacıyla kortikal kemik, kıkırdak ve labrum için bilinear isotropic hardening akma gerilmesi değerleri Ansys Engineering Data Source'a dahil edilmiştir. Şunu belirtmek gerekir ki; SEM'de kullanılan humerus ve glenoid yapıları diğer dokulara göre elastisite modülleri yüksek olduğundan rijit olarak da modellenebilir. İzotropik malzeme özellikleri; humerus için Young modülü 17 GPa, Poisson oranı 0,3 ve, humeral kıkırdak için Young modülü 0,66 MPa, Poisson oranı 0,08, glenoid kıkırdak doku için, Young modülü 1,7 MPa, Poisson oranı 0,018, labrum için, Young modülü $22,8 \pm 11,4$ MPa, Poisson oranı 0,10 ve son olarak glenoid için Young modülü 100 MPa, Poisson oranı 0,263 olarak belirlenmiştir (Anglin, Tolhurst, Wyss ve Oichora, 1999; Carey, Small ve Pichora, 2000; Ellis, Debski, Moore, McMahon ve Weiss, 2007; Frich ve diğer., 1997; Gatti ve diğer., 2010; Grimal ve Laugier, 2018; Henak, 2013; Smith ve diğer., 2008). Akma gerilmesi hesabında ise Mercer, He, Wang ve Evans (2006), kortikal kemik için 250 – 300 MPa aralığında elde etmişlerdir. Diğer yandan, Hansen, Ziopus, Simpson, Currey ve Hynd (2008), linear ve quadratic hatlarla belirledikleri gerinim oranı (s^{-1}) – gerilme değişimlerine bağlı akma gerilmesi aralığını 200 – 250 MPa olarak elde etmişlerdir. Bu verilere göre, kortikal kemik akma gerilmesi 260 MPa girilmiştir. Bir diğer anatomik yapı kıkırdak doku için Oinas ve diğer. (2018), yaptıkları çalışmada kollajen fibril oryantasyon derecelerine bağlı akma grafiği oluşturmuşlar ve 45 MPa olarak elde etmişlerdir. Bu nedenle, kıkırdak dokuya ait akma gerilmesi 45 MPa olarak alınmıştır. Son olarak labrum için, Smith ve diğer. (2008), glenoid labrum mekanik özelliklerini belirlemeye yönelik yaptıkları çalışmada, her deney sonucu için deney başı ve sonunda 5 dakikalık aralıklar ile gerilim gevşeme uygulamasını 16 donör üzerinde test ederek akma gerilmesini 4,6 MPa olarak hesaplamışlardır. Sonuç olarak labrum için akma değeri 4,6 MPa olarak belirlenmiştir. Anatomik yapılara ait malzeme özellikleri Tablo 2.4'te gösterilmiştir. Diğer yandan kortikal kemik, kıkırdak doku ve labrum için bilinear isotropic hardening grafikleri Şekil 2.15'te gösterilmiştir.

Tablo 2.4 Malzeme özellikleri (Anglin ve diğer., 1999; Carey ve diğer., 2000; Ellis ve diğer., 2007; Frich ve diğer., 1997; Gatti ve diğer., 2010; Grimal ve diğer., 2018; Hansen ve diğer., 2008; Henak, 2013; Mercer ve diğer., 2006; Oinas ve diğer., 2018; Smith ve diğer., 2008)

Doku yapısı	E (MPa)	ν	σ_a (MPa)
Humerus	17 000	0,3	260
Humeral kırık	0,66	0,08	45
Glenoid kırık	1,7	0,018	45
Labrum	$22,8 \pm 11,4$	0,1	4,6
Glenoid	100 – 400	0,263	-

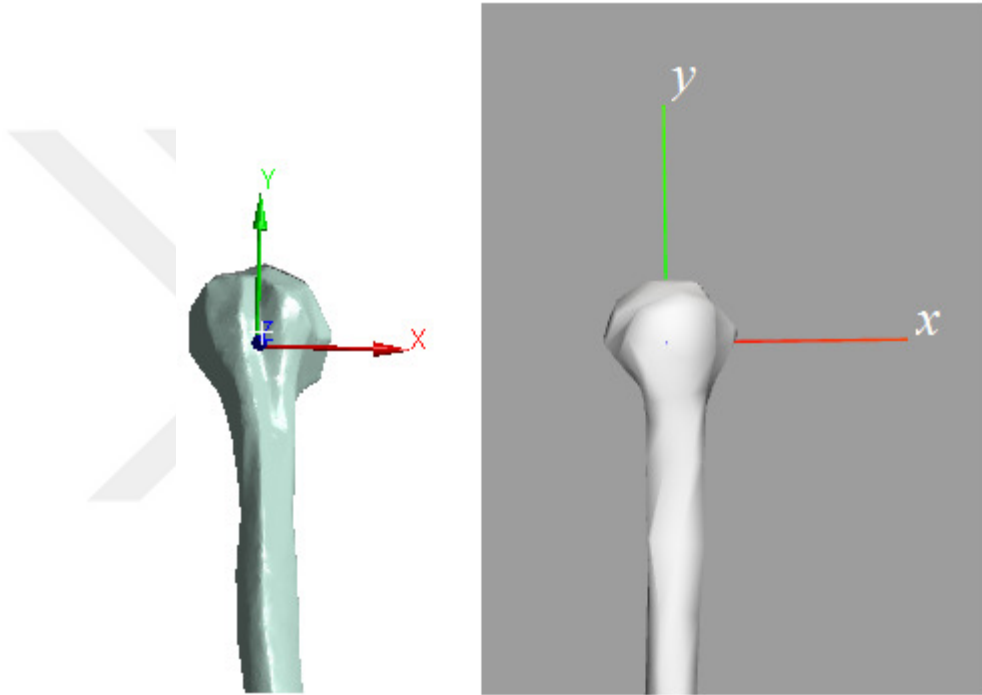
(E : Elastisite modülü, ν : Poisson oranı, σ_a : Akma gerilmesi)



Şekil 2.15 Ansys engineering data üzerinden belirlenen, bilinear isotropic hardening değerlerine bağlı elde edilen gerilme – gerinim grafikleri, kortikal kemik (a), kırık doku (b), labrum (c)

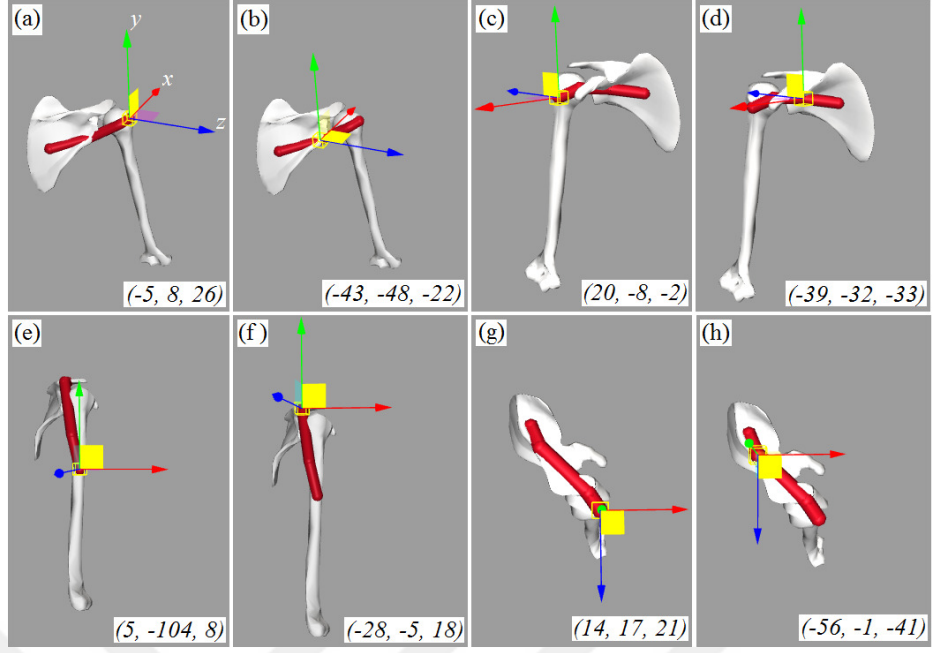
2.5 Kas Yönelimleri İçin Vektörel Değerler, SEA Verileri ve Sınır Şartlarının Belirlenmesi

Kaslara ait vektörlerin SEM üzerine uygulanabilmesi için OpenSim 4.1 programından humerus kemiği seçilmiştir. Glenohumeral kaslara ait vektörel değerler humeral baş koordinat sistemi referans alınarak belirlenmiştir. Humeral baş koordinat sistemine ait görünüm Şekil 2.16’da verilmiştir.

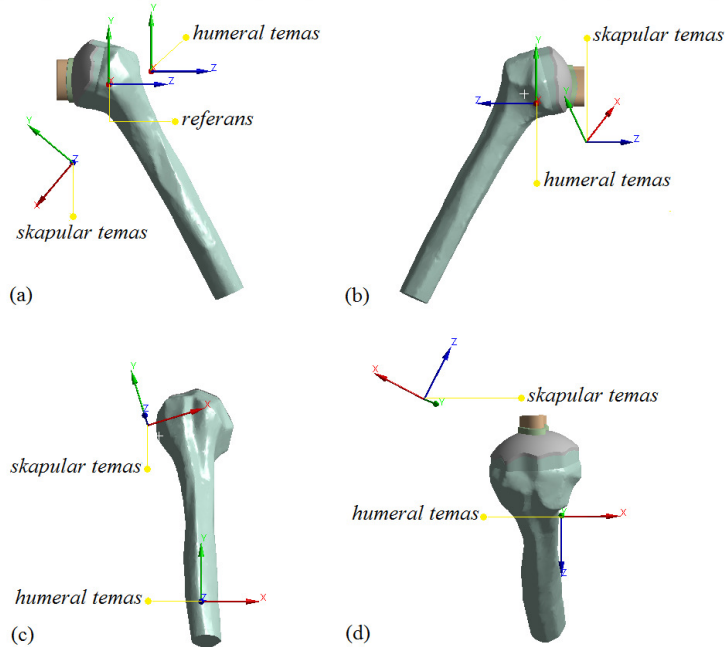


Şekil 2.16 Kas vektörel değerleri için referans geometrik yer

Referansa göre, infraspinatus, subscapularis, deltoid middle ve supraspinatus kasları için geometrik başlangıç yer humeral baş, bitiş kısmı ise skapula temas yeri olarak belirlenmiştir. Kaslara ait geometrik yerlere ilişkin değerler her kas için Şekil 2.17’de gösterilmiştir. Belirtilen değerler Ansys 19.3 programında SEM üzerine uygulanmıştır. Kas kuvvetlerini uygulayabilmek adına Coordinate Systems üzerinden her kas grubu için bir başlangıç noktası (humeral baş) ve bir bitiş noktası (skapula) olacak şekilde koordinat atanmıştır. Atanan koordinat sisteminde bir eksen baz alınarak kas kuvvetine ait doğrultu sağlanmıştır. Şekil 2.18’de kaslara ait girilen koordinat değerlerine bağlı eksen takımlarının SEM’e uygulanması gösterilmiştir.



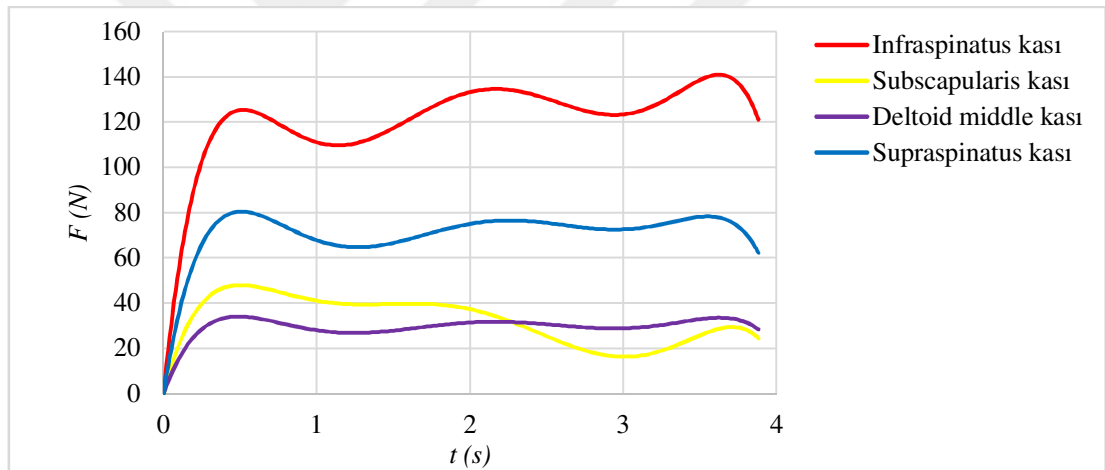
Şekil 2.17 Kas kuvvetleri gösterimi başlangıç ve bitiş noktalarına göre doğrultuların belirlenmesi, infraspinatus kası humerus teması (a), skapula teması (b), subscapularis kası humerus teması (c), skapula teması (d), deltoid middle kası humerus teması (e), skapula teması (f) ve son olarak supraspinatus kası humerus teması (g), skapula teması (h), (her görsel için sağ alt köşede paylaşılan değerlere ait birim mm'dir)



Şekil 2.18 OpenSim 4.1 programından elde edilen vektörel değerlerin SEM'e uygulanması ve belirlenen kas grupları için eksen takımlarının eldesi, infraspinatus kası humerus ve skapula eksen takımları (a), subscapularis kası humerus ve skapula eksen takımları (b), deltoid middle kası humerus ve skapula eksen takımları (c) ve supraspinatus kası humerus ve skapula eksen takımları (d)

Eksen takımlarına bağlı olarak her kas grubu için OpenSim 4.1 programı üzerinde gerçekleştirilen kinetik analizler sonucu elde edilen kas kuvveti değerleri, belirlenen doğrultularda SEM'e uygulanmıştır. Kinetik analizler sonucu elde edilen kas kuvvetleri için MİK ve %EMG, %100 infraspinatus kas etkinliğine bağlı olarak ek 1'de, %50 infraspinatus kası etkinliğine bağlı olarak ek 2'de ve %0 infraspinatus kası etkinliğine bağlı olarak ise ek 3'te gösterilmiştir.

OpenSim 4.1 programı üzerinde gerçekleştirilen kinetik analizlere bağlı elde edilen kas kuvveti değerleri excel ortamına aktarılmıştır. Aktarılan kas kuvveti değerlerinden infraspinatus, subscapularis, deltoid middle ve supraspinatus kasları için kas kuvveti değerlerinin zamana bağlı denklemleri yazılmış ve buna bağlı grafikleri elde edilmiştir.



Şekil 2.19 %100 infraspinatus kası etkinliğinde, 11° abduction ve 60° external rotasyon hareketinde, 0 – 3,88 s zaman aralığında kas kuvvetlerinde meydana gelen değişimler

$$F(t) = -8,2t^6 + 102,8t^5 - 493,9t^4 + 1145,5t^3 - 1309,9t^2 + 674,9t \quad (2.1)$$

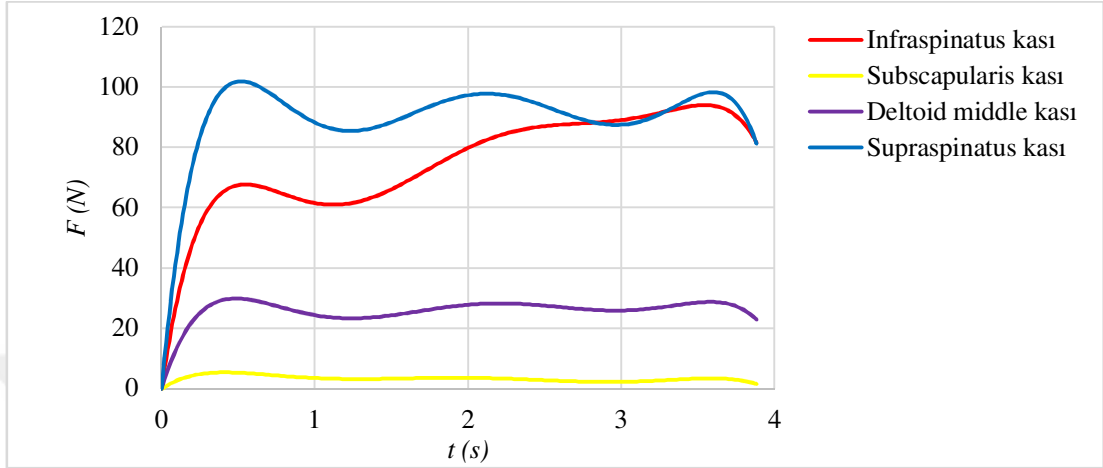
$$F(t) = -3,7t^6 + 45,1t^5 - 210,1t^4 + 470,6t^3 - 525,7t^2 + 264,8t \quad (2.2)$$

$$F(t) = -2,3t^6 + 28,2t^5 - 136,8t^4 + 321,1t^3 - 371,1t^2 + 189t \quad (2.3)$$

$$F(t) = -4,7t^6 + 59,9t^5 - 293,5t^4 + 699,2t^3 - 824,5t^2 + 431,5t \quad (2.4)$$

Şekil 2.19'da %100 infraspinatus kası etkinliğinde $F(N) - t(s)$ grafiği verilen kaslar için, infraspinatus kası eğrisi, subscapularis kası eğrisi, deltoid middle kası eğrisi ve

supraspinatus kası eğrisine ait matematiksel denklemler sırasıyla denklem (2.1), (2.2), (2.3) ve (2.4)'de ifade edilmiştir. Eğrilere ait denklemlerde, $F(t)$ kas kuvveti değerini, t ise zaman değerini belirtmektedir.



Şekil 2.20 %50 infraspinatus kası etkinliğinde, 11° abduction ve 60° external rotasyon hareketinde, 0 – 3,88 s zaman aralığında kas kuvvetlerinde meydana gelen değişimler

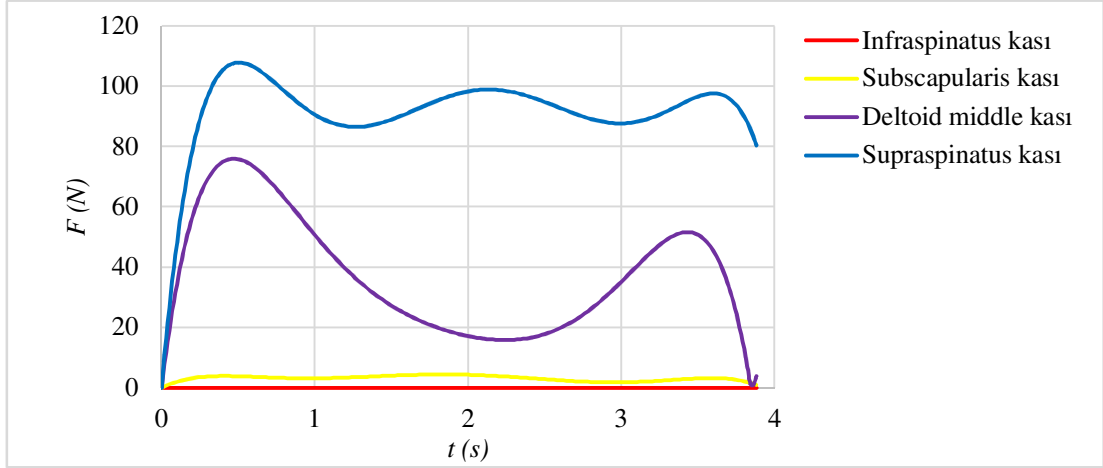
$$F(t) = -3,6t^6 + 46,2t^5 - 229,4t^4 + 552,3t^3 - 653,8t^2 + 349,9t \quad (2.5)$$

$$F(t) = -0,5t^6 + 6,5t^5 - 30,4t^4 + 68,1t^3 - 74,4t^2 + 34,3t \quad (2.6)$$

$$F(t) = -2t^6 + 24,8t^5 - 120,6t^4 + 283,6t^3 - 328t^2 + 166,6t \quad (2.7)$$

$$F(t) = -6,3t^6 + 78,6t^5 - 380,5t^4 + 893,4t^3 - 1040,5t^2 + 543,6t \quad (2.8)$$

Şekil 2.20'de %50 infraspinatus kası etkinliğinde $F(N) - t(s)$ grafiği verilen kaslar için, infraspinatus kası eğrisi, subscapularis kası eğrisi, deltoid middle kası eğrisi ve supraspinatus kası eğrisine ait matematiksel denklemler sırasıyla denklem (2.5), (2.6), (2.7) ve (2.8)'de ifade edilmiştir.



Şekil 2.21 %0 infraspinatus kası etkinliğinde, 11° abduction ve 60° external rotasyon hareketinde, 0 – 3,88 s zaman aralığında kas kuvvetlerinde meydana gelen değişimler

$$F(t) = -0,6t^6 + 6,7t^5 - 29,7t^4 + 61,7t^3 - 61,1t^2 + 26,2t \quad (2.9)$$

$$F(t) = -4,9t^6 + 57,6t^5 - 269,2t^4 + 640t^3 - 789,6t^2 + 416,8t \quad (2.10)$$

$$F(t) = -6,6t^6 + 83,4t^5 - 406,6t^4 + 960,5t^3 - 1123,3t^2 + 583,1t \quad (2.11)$$

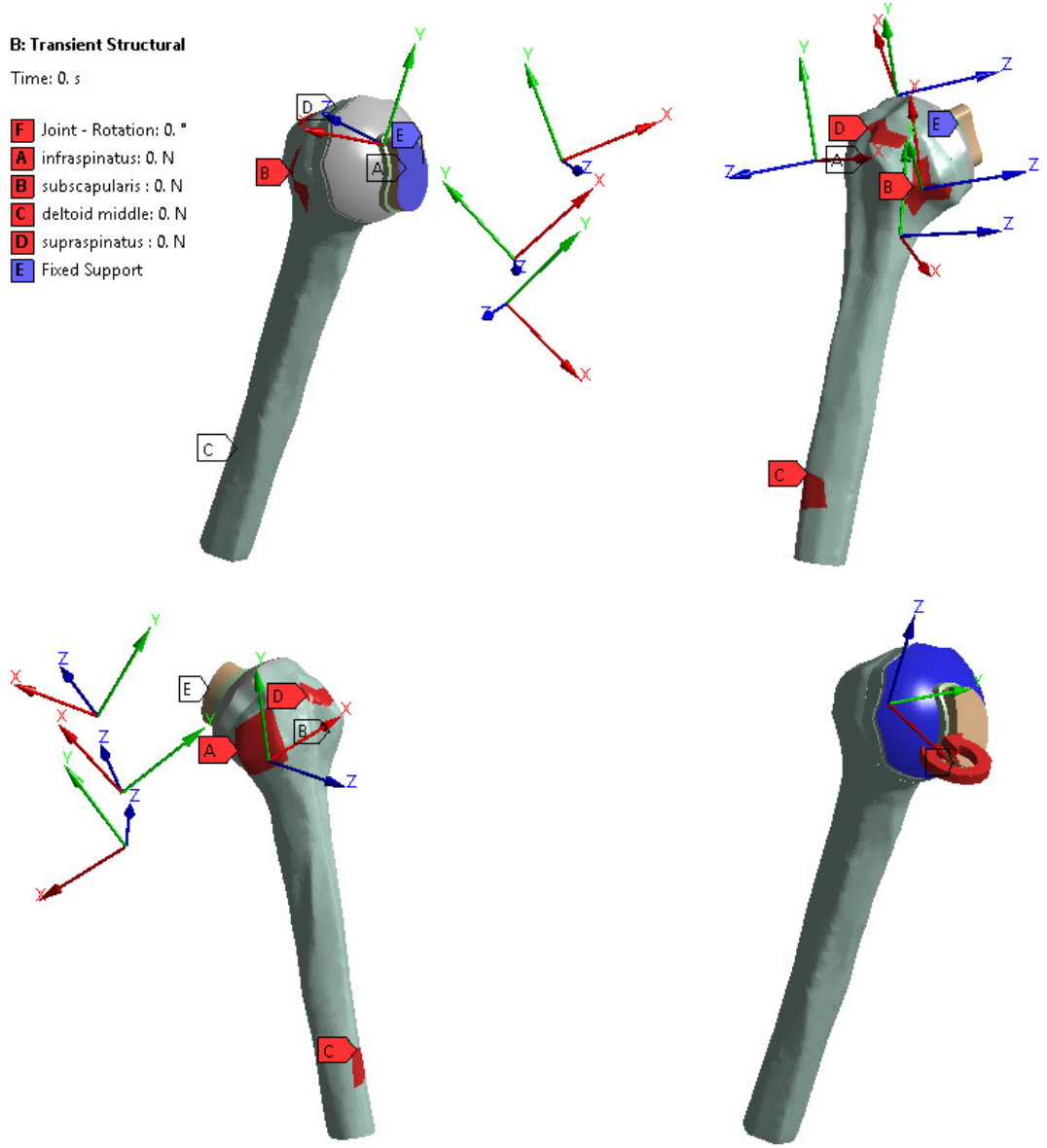
Şekil 2.21’de %0 infraspinatus kası etkinliğinde $F(N) - t(s)$ grafiği verilen kaslar için, subscapularis kası eğrisi, deltoid middle kası eğrisi ve supraspinatus kası eğrisine ait matematiksel denklemler sırasıyla denklem (2.9), (2.10) ve (2.11)’de ifade edilmiştir.

OpenSim 4.1 biyomekanik modelleme, simülasyon ve analiz programı ile gerçekleştirilen statik optimizasyon analizlerine ait kas kuvveti değerleri ile belirlenen matematiksel denklemleri verilen eğrisel değerler, SEA için SEM’e uygulanmıştır. %100, %50 ve %0 infraspinatus kası etkinliklerinde gerçekleştirilen 3 farklı analiz için SEM üzerine uygulanan kas kuvvetlerinin humeral ve skapular temasları aynı geometrik yerlerdir. Bu nedenle, kas kuvvetlerinin humeral temas yüzeyleri, SEM’in sabitlenmesi ve 11° abduction konumunda 60° external rotasyon yapacak bir eklem hareketinin SEM’e uygulanması açısından, 3 farklı SEA için de anlatılan durumların aynı olmasından dolayı, tüm analizler için bir uygulama, Şekil 2.22’de gösterilmiştir.

B: Transient Structural

Time: 0. s

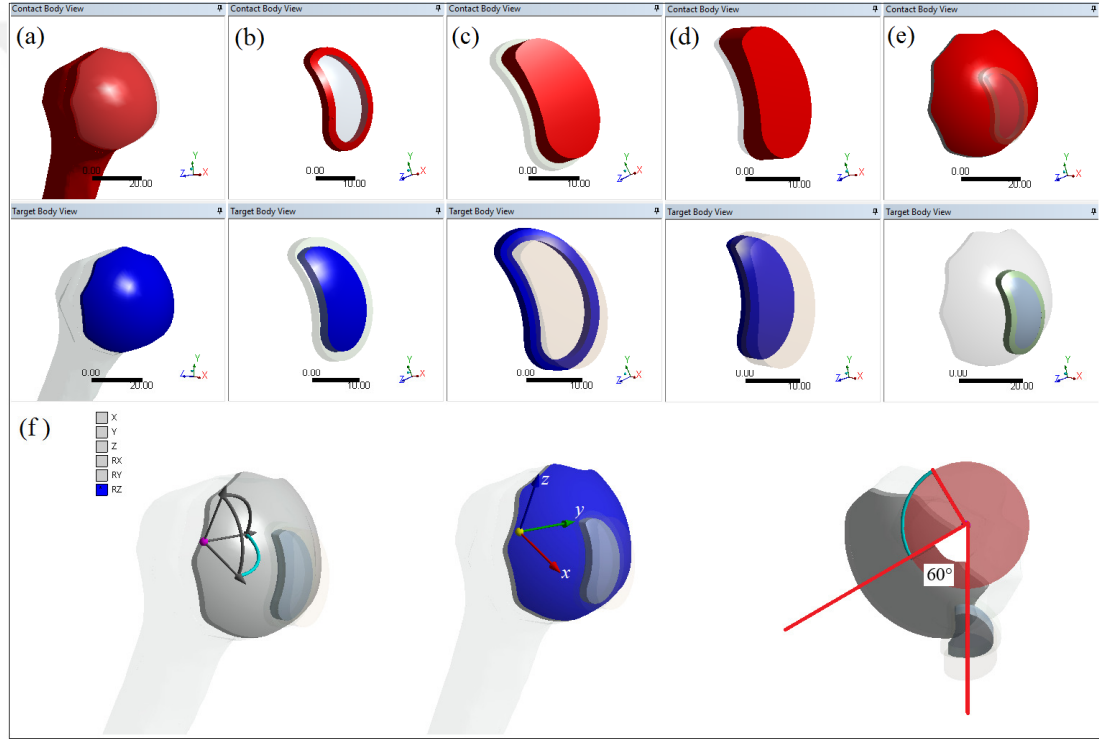
- F** Joint - Rotation: 0. °
- A** infraspinatus: 0. N
- B** subscapularis : 0. N
- C** deltoid middle: 0. N
- D** supraspinatus : 0. N
- E** Fixed Support



Şekil 2.22 %100, %50, %0 infraspinatus kası etkinliklerinde, 3 farklı SEA için, infraspinatus kası, subscapularis kası, deltoid middle kası ve supraspinatus kası humeral temas yüzeyleri, kas kuvvetlerinin doğrultuları, SEM'in sabitlenmesi ve tüm analizler için 11° abduction konumunda 60° external rotasyonu sağlamak için SEM'e eklem hareketinin verilmesi (external rotasyon işlemi için belirlenen harekette moment M_z olarak görülmektedir ancak 0° – 60° arası girilen değerler negatiftir) (Hwang ve diğer., 2014)

SEA'nın yürütülebilmesi için SEM anatomik yapıları üzerinde kontaklar tanımlanmıştır. Kontak elemanlara ek olarak humrusun glenoid temasında rotasyon yapabilmesi için eklem hareketi tanımlanmıştır.

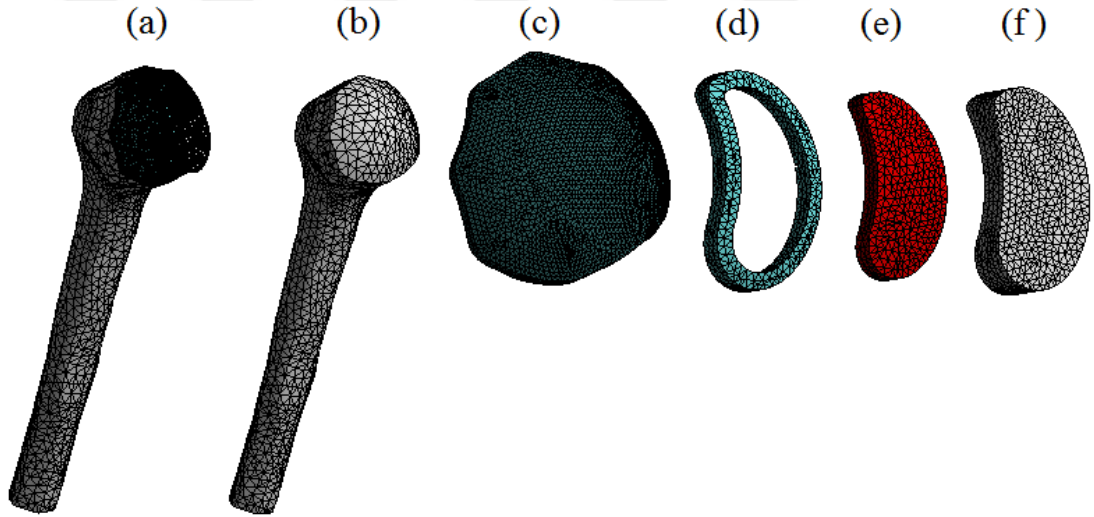
Bağlantılar kısmında kontak olarak, humerus ve humeral kıkırdak bonded, labrum ve glenoid kıkırdak bonded, labrum ve glenoid bonded, glenoid kıkırdak ve glenoid bonded tanımlanmıştır. Bu kontaklara ek olarak, sinoviyal sıvı eklem hareketlerinde sürtünme açısından son derece önemli olduğundan dolayı, humeral kıkırdak ile glenoid kıkırdak teması arası frictionless olarak tanımlanmıştır. SEM ilişkileri açısından son olarak, external rotasyonun sağlanması amacıyla, humeral kıkırdak ile labrum ve glenoid kıkırdak teması için revolute joint tanımlanmıştır. Tanımlanan joint için humerus rotasyon hareketi serbestliği sadece Z eksenindedir. Belirlenen kontaklar ve revolute joint Şekil 2.23'te gösterilmiştir.



Şekil 2.23 Anatmik yapılar için kontaklar ve 60° external rotasyon revolute joint, humerus ve humeral kıkırdak bonded temas (a), labrum ve glenoid kıkırdak bonded temas (b), labrum ve glenoid bonded temas (c), glenoid kıkırdak ve glenoid bonded temas (d), humeral kıkırdak ve glenoid kıkırdak arası frictionless temas (e), humeral baş external Z eksenini rotasyonu için humeral kıkırdak ve glenoid kıkırdak revolute joint tanımlanması (f)

Analizleri gerçekleştirmek amacıyla SEM üzerine farklı mesh boyutları tanımlanmıştır. Mesh değerleri anatomik yapılardaki boyutsal farklılıklar ve buna bağlı yapıda meydana gelebilecek gerilme, gerinim vb. mekanik özelliklere ilişkin

analiz sonuçlarının daha doğru bir şekilde değerlendirilebilmesi, analizler için belirlenen düğüm ve eleman sayılarına bağlı çözüm süreleri düşünülerek SEM'e uygulanmıştır. Eleman boyutları açısından, humerus için 4 mm, humeral kıkırdak, labrum, glenoid kıkırdak ve glenoid için 1 mm body sizing değerleri girilmiştir. Değerler belirlendikten sonra mesh işlemi standart mekanik olarak gerçekleştirilmiştir. Mesh işlemi sonrası SEM için, 98571 düğüm sayısı ve 60915 eleman sayısı olarak elde edilmiştir. Anatomik yapılar bazında, humerus node ve eleman sayısı sırası ile, 20913 ve 13265, humeral kıkırdak node ve eleman sayısı sırası ile, 42996 ve 25614, labrum node ve eleman sayısı sırası ile, 6749 ve 3807, glenoid kıkırdak node ve eleman sayısı sırası ile, 9143 ve 5775 son olarak glenoid node ve eleman sayısı sırası ile, 18770 ve 12434 olarak elde edilmiştir. SEM'e ait mesh yapısı Şekil 2.24'te verilmiştir.



Şekil 2.24 Tetrahedral mesh uygulanması, SEM mesh işlemi sonrası genel yapı (a), humerus için tanımlanan 4 mm mesh (b) ve 1 mm mesh uygulanan humeral kıkırdak (c), labrum (d), glenoid kıkırdak (e) ve glenoid (f)

Farklı eleman tipleri için SEA gerçekleştirilebilir. Eleman tipleri hexahedral, tetrahedral, pyramid vb. olabilmektedir. Biyomekanik çalışmalar kapsamında yürütülen SEA için kullanılan mesh tipi genellikle hexahedral tipi mesh'tir (Hwang ve diğer., 2014). Ancak hexahedral mesh ile gerçekleştirilen çözümlerin daha uzun sürmesinden ve 3 farklı analizin omuz biyomekaniği açısından incelenmesinden dolayı eleman tipi olarak tetrahedral mesh tipi seçilmiştir. Seçilen mesh tipine yönelik elde edilen sonuçlarının kalitesi açısından, SEM'e ait aspect ratio faktörü

değerlendirilmiştir. Değerlendirilmesi açısından ilk kriter tetrahedral Minimal Dihedral Angle (MDA) α_{min} değeridir ki bu değer bir tetrahedral için $70,5^\circ$ dir. Bir tetrahedral için belirtilen MDA'da aspect rationun 1 değerine yaklaşması kaliteli mesh işlemini belirtmektedir ki 1 değeri bir tetrahedral geometrisine ait yüzeyin eşkanar üçgen olduğunu ifade eder. Tetrahedral geometrik mesh kalite kontrolü için, aspect ratio denklemi 2.12'de verilmiştir. Verilen denklemde, l köşegenler arası uzunluğu, A tetrahedrale ait yüzey alanını, V ise tetrahedral hacmini ifade eder (Dardenne, Siauve, Valette, Prost ve Burais, 2009).

$$\frac{12}{\sqrt{6}} \frac{3V}{l_{max} \sum A_i} \quad (2.12)$$

Belirtilen denklemde alan hesabı için heron formülünden yararlanılabilir (2.13). Denklem (2.14)'te a_1 , a_2 ve a_3 , üçgene ait kenar uzunluklarını, p ise üçgen çevre uzunluğunun yarısıdır (Cho, 1995).

$$A = \sqrt{p(p - a_1)(p - a_2)(p - a_3)} \quad (2.13)$$

$$p = \frac{a_1 + a_2 + a_3}{2} \quad (2.14)$$

Denklem (2.15)'te verilen tetrahedral hacim hesabı için, p değeri denklem (2.16), q değeri denklem (2.17) ve A değeri common value olmak üzere denklem (2.18) ile hesaplanır. Tetrahedral geometri W_1 , W_2 , W_3 ve W_4 vektörleri için a_{ij} , $[W_i, W_j]$ köşelerine ait uzunluk olmak üzere, denklem (2.19) ve (2.20) sınır şartlarını sağlıyor olmalıdır (Cho, 1995).

$$V = \frac{1}{6} \sqrt{A(4p(p - a_{12})(p - a_{23})(p - a_{31})) - q^2} \quad (2.15)$$

$$p = \frac{a_{12} + a_{23} + a_{31}}{2} \quad (2.16)$$

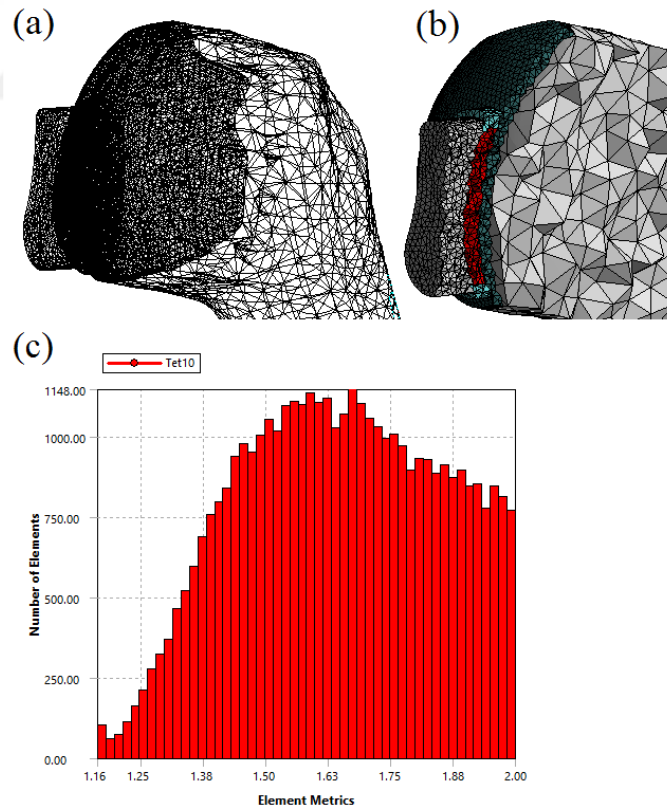
$$q = a_{12} \cdot a_{23} \cdot a_{31} \quad (2.17)$$

$$A = (a_{12})^2 + (a_{34})^2 \quad (2.18)$$

$$(a_i)^2 \leq (a_j)^2 + (a_k)^2, i, j, k \in \{1, 2, 3\} \quad (2.19)$$

$$(a_{12})^2 + (a_{34})^2 = (a_{13})^2 + (a_{24})^2 = (a_{14})^2 + (a_{23})^2 \quad (2.20)$$

Mesh işlemi gerçekleştirilen SEM için elde edilen maksimum aspect ratio değeri 37,67, minimum aspect ratio değeri ise 1,1628'dir. Analizler için daha detaylı ve kaliteli mesh yapılabilir ancak çözüm süresini önemli derecede etkilemektedir. SEM'e uygulanan mesh işlemi sonucunda elde edilen maksimum aspect ratio değerinin 37,67 olmasından kaynaklı SEM için ortalama aspect ratio değeri 1,9856 ve SS 0,89298 olarak elde edilmiştir. Eşkenar üçgen düşünüldüğünde 1 optimum değerine yakınlık kapsamında SEM'e ait aspect ratio geometrisi ve 1 – 2 arası değerler Şekil 2.25 ile gösterilmiştir. SEM için 60915 toplam eleman sayısı içerisinde 1 – 2 aralığı eleman sayısı 39587 olarak elde edilmiştir. Bu kapsamda analiz sonuçlarının daha önem arz ettiği bölgelerde daha yoğun mesh kullanılarak ortalamaya yakın kalitede bir mesh gerçekleştirilmiştir.



Şekil 2.25 SEM mesh, aspect ratio görünüm ve grafiği, farklı boyutlarda uygulanmış mesh işlemi için wireframe görünümü (a), tetrahedral mesh yapısı (b), 1 optimal değer için belirlenen 1 – 2 aralığı aspect ratio – eleman sayısı dağılımı (c)

BÖLÜM ÜÇ

GENEL SONUÇLAR

Tez kapsamında, omuz eklemindeki farklı kas gruplarının SEA ile değerlendirilmesine yönelik, öncelikle 31 yaşında sağlıklı bir erkek donöre ait MR görüntüleri elde edilmiştir. MR görüntüleri, ITK – SNAP programına aktarılarak SEM ve SEA için gerekli anatomik yapılardan humerus ve labruma ait geometriler elde edilmiştir. Elde edilen modeller .stl uzantılı kaydedilerek, sonrasında diğer anatomik yapıların eldesi ve genel SEM montaj işlemleri için SolidWorks 2019 programına aktarıldı. SolidWorks 2019 programı üzerinde SEM’e nihai montajı verildikten sonra SEA işlemleri için montaj yapısı Ansys 19.3 programına aktarıldı.

SEM’e uygulanması gereken kas kuvveti değerlerinin belirlenmesi amacı ile literatürde tanımlı, subject – spesifik olarak kullanılan jenerik bir model ile OpenSim 4.1 programı üzerinde statik optimizasyon analizleri gerçekleştirildi. Analizler MR çekimi sırasında donör duruşundan kaynaklı 11°’lik bir abduction konumunda 60° external rotasyon hareketi için gerçekleştirilmiştir. Analizler sonucu elde edilen kuvvet değerlerinin doğruluğu açısından %100 infraspinatus kası etkinliğinde kaslar için MİK durumunda analiz gerçekleştirilmiş ve elde edilen kuvvet değerleri literatür ile kıyaslamalı olarak yorumlanmış ve doğrulanmıştır. Sonrasında, tez kapsamında planlanan çalışma için, statik optimizasyon analizleri 11° abduction konumunda 60° external rotasyon hareketi %100, %50, %0 infraspinatus kası etkinliklerinde gerçekleştirilmiştir. Analizler sonucu, infaspinatus kasında meydana gelen kuvvet kaybının, rotator cuff kaslarından, subscapularis ve supraspinatus kası ile deltoid middle kaslarının kuvvet değişimlerine olan etkileri elde edilmiştir (Uga, Endo, Nakazawa ve Sakamoto, 2016; Wu ve diğer., 2016).

%100 infraspinatus kası etkinliğindeki , subscapularis, deltoid middle ve supraspinatus kaslarına ait kuvvetler, %50 infraspinatus kası etkinliğindeki, subscapularis, deltoid middle ve supraspinatus kaslarına ait kuvvetler, %0 infraspinatus kası etkinliğindeki , subscapularis, deltoid middle ve supraspinatus kaslarına ait kuvvetler, 3 farklı transient olarak belirlenen SEA’yı gerçekleştirmek

üzere Ansys 19.3 programında SEM üzerine 0 – 3,88 s zaman aralığı olacak şekilde uygulanmıştır.

Geçekleştirilen işlemler sonrasında, SEM anatomik yapıları için belirlenen literatüre dayalı malzeme özellikleri girildi. SEM kas kuvveti verileri ile birlikte humerusun glenoid temaslı rotasyonu için sınır şartı belirlendi. Anatomik yapılar arası kontaklar, 60° external rotasyonu gerçekleştirecek revolute joint tanımlandı ve son olarak analiz sonuçlarının daha çok önem arz ettiği labrum ve kıkırdak gibi elastisite modülü ve poisson oranının daha düşük olduğu dokular ve boyutsal farklılıkları göz önünde bulundurularak SEM mesh işlemi yapıldı. SEA için gerekli tüm şartlar sağlandıktan sonra, %100, %50 ve %0 infraspinatus kası etkinliklerinde analizler, transient structural olarak gerçekleştirildi.

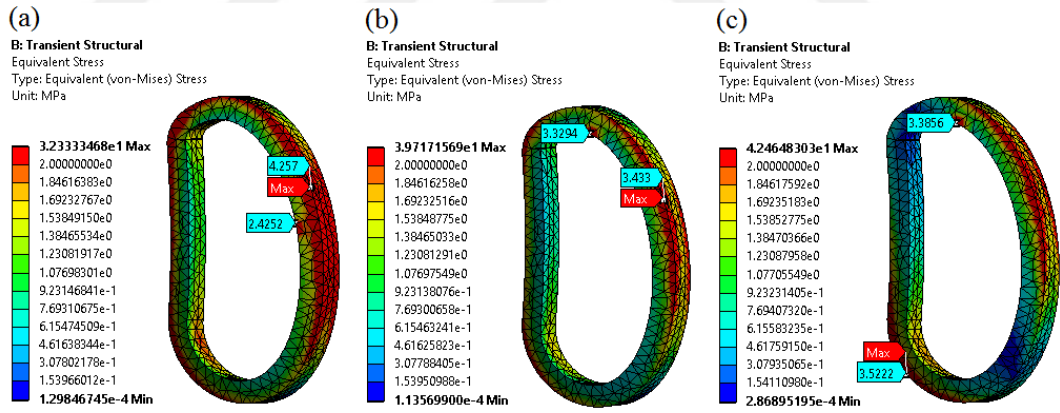
Transient analizler sonucunda, labrum ve glenoid kıkırdak için gerilme ve gerinim değerleri, humerus ve glenoid gibi sert dokulara ve humeral kıkırdağa göre yüksek olmasından kaynaklı göz önünde bulunduruldu ve sonuçlar labrum ve glenoid kıkırdak açısından değerlendirildi. Bu kapsamda SEA sonuçları açısından, labrum ve glenoid kıkırdak için maksimum von – Mises gerilme değerleri ve maksimum von – Mises gerinim değerleri, %100, %50 ve %0 infraspinatus kası etkinliklerinde incelenmiştir.

3.1 Labrum'un %100, %50 ve %0 Infraspinatus Kası Etkinliğinde Transient Olarak İncelenmesi

3.1.1 Maksimum von – Mises Gerilme Değerleri

Glenoid labrum, maksimum von – Mises gerilmesi açısından %100, %50 ve %0 infraspinatus kası etkinliklerinde değerlendirilmiş ve elde edilen transient structural analiz sonuçlarına göre maksimum gerilme değerleri %100, %50 ve %0 infraspinatus kası etkinlikleri için sırasıyla, 4,257 MPa, 3,433 MPa ve 3,5222 MPa olarak elde edilmiştir ($p < 0,001$). Labrum için maksimum gerilme değerleri glenoid temas yüzeyinde meydana gelmiştir. Bu sonuçlara göre, infraspinatus kasında meydana gelen %50 kuvvet kaybının diğer kas gruplarındaki kuvvet değişimleri ile olan

korelasyonuna bağılı olarak labrumda bir gerilme düşüşü sağlamıştır ancak %50 – 0 arası infraspinatus kası etkinliğinde diğer kas gruplarındaki artışlar labrum üzerindeki gerilme değerinde artışa neden olmuştur. Diğer yandan, labrum ve glenoid kıkırdak teması olası labrum yırtılmaları açısından oldukça önem arz etmektedir. Bu kapsamda, infraspinatus kasındaki kuvvet azalımına bağılı labrum maksimum von – Mises gerilme değerlerinde azalma olmasına rağmen, labrum ve glenoid kıkırdağın temas yüzeyinde meydana gelen gerilmelerde %100, %50 ve %0 infraspinatus kası etkinlikleri için sırasıyla, 2,4252 MPa, 3,3294 MPa ve 3,3856 MPa olarak gerilme artışları gözlenmiştir. Labrum ve glenoid kıkırdak arasında meydana gelen bu gerilme artışları SLAP yırtılmalarına neden olabilmektedir. Sonuçlara ilişkin değerler Şekil 3.1’de gösterilmiştir. Şunu belirtmek önemlidir ki, analiz sonuçları kapsamında, %100, %50 ve %0 infraspinatus kası etkinliklerinde, kaslardaki kuvvet değişimlerinden kaynaklı maksimum gerilmeler 0 – 3,88 s zaman aralığında, anatomik yapılarda farklı konumlarda elde edilebilmektedir. Bu kapsamda belirtilen değerler von – Mises gerilmelerinin maksimum olduğu 0,48 s için verilmiştir.

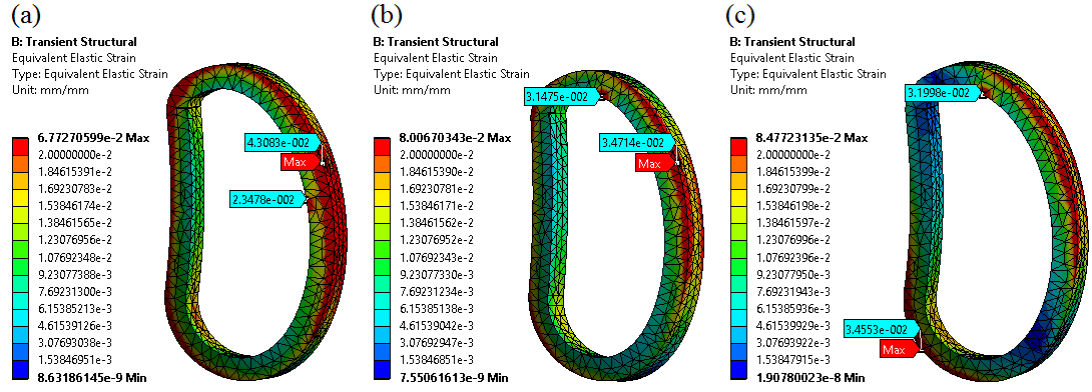


Şekil 3.1 Transient SEA maksimum von – Mises gerilmesi sonuçları ile labrum ve glenoid kıkırdak temas yüzeyleri arası maksimum gerilme değerleri, %100 infraspinatus kası etkinliğinde maksimum von – Mises gerilmesi ile labrum ve glenoid temas yüzeyleri maksimum gerilme değeri (a), %50 infraspinatus kası etkinliğinde maksimum von – Mises gerilmesi ile labrum ve glenoid temas yüzeyleri maksimum gerilme değeri (b), %0 infraspinatus kası etkinliğinde maksimum von – Mises gerilmesi ile labrum ve glenoid temas yüzeyleri maksimum gerilme değeri (c)

3.1.2 Maksimum von – Mises Gerinim Değerleri

SEM için maksimum von – Mises gerinim değerleri, maksimum von – Mises gerilme değerleri ile benzer şekilde, analiz 0,48 s değerine ulaştığında meydana gelmiştir. Bu nedenle, labrumda meydana gelen gerinim değerleri 0,48 s için verilmiştir. Bu kapsamda, labrumda meydana gelen maksimum elastik gerinim değerleri %100, %50 ve %0 infraspinatus kası etkinlikleri için sırasıyla, 0,043083, 0,034714 ve 0,034553 olarak elde edilmiştir ($p < 0,001$). Bu sonuçlara göre, %100 – 50 arası infraspinatus kas etkinliğinde maksimum von – Mises geriniminde %1'e yakın bir azalış görülürken %50 – 0 arası etkinlik için önemli bir fark gözlemlenmemiştir.

Diğer bir konu ise, labrum ve glenoid kıkırdak temas yüzeyleridir. Temas yüzeyleri arasında labrumda meydana gelen maksimum elastik gerinim değerleri %100, %50 ve %0 infraspinatus kası etkinlikleri açısından sırasıyla, 0,023478, 0,031475 ve 0,031998 olarak elde edilmiştir. Bu sonuçlar açısından ise, maksimum von – Mises gerilme değerleri ile benzer bir artış gözlemlenmiş ve artış geometrik olarak labrum superioruna doğru gerçekleşmiştir. Bu elastik gerinim artışları labrum glenoid ara yüzeylerinde zorlanmalara ve dolayısı ile yırtılmalara neden olabilmektedir. Labrum'da meydana gelen maksimum von – Mises gerinim değerleri ve labrum glenoid kıkırdak temas yüzeyleri arası meydana gelen gerinim artışları Şekil 3.2'de görülmektedir.



Şekil 3.2 Transient SEA maksimum von – Mises gerinim sonuçları ile labrum ve glenoid kırıkda temas yüzeyleri arası maksimum gerinim değerleri, %100 infraspinatus kası etkinliğinde maksimum von – Mises gerinimi ile labrum ve glenoid temas yüzeyleri maksimum gerinim değeri (a), %50 infraspinatus kası etkinliğinde maksimum von – Mises gerinimi ile labrum ve glenoid temas yüzeyleri maksimum gerinim değeri (b), %0 infraspinatus kası etkinliğinde maksimum von – Mises gerinimi ile labrum ve glenoid temas yüzeyleri maksimum gerinim değeri (c)

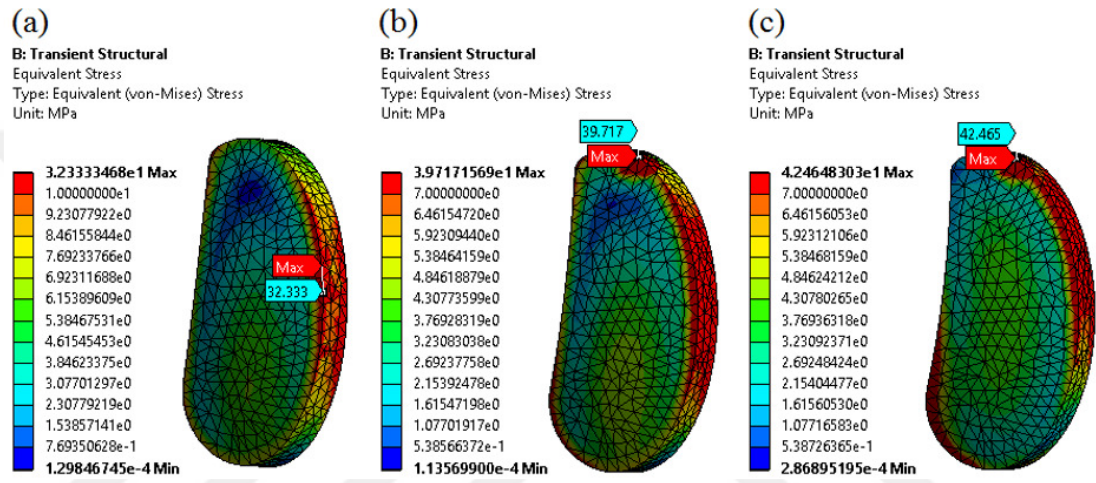
3.2 Glenoid Kırıkdağın %100, %50 ve %0 Infraspinatus Kası Etkinliğinde Transient Olarak İncelenmesi

3.2.1 Maksimum von – Mises Gerilme Değerleri

Gerçekleştirilen analizler sonucunda, SEM üzerindeki maksimum von – Mises gerilmesi, glenoid kırıkdağda meydana gelmiştir. Maksimum gerilme 60° external rotasyon hareketi sırasında 0,48 s’de elde edilmiştir. Bu nedenle 0 – 3,88 s zaman aralığı için labruma benzer şekilde, maksimum von – Mises gerilme değerleri 0,48 s için verilmiştir. Bu kapsamda, glenoid kırıkdağ için, %100, %50 ve %0 infraspinatus kası etkinliklerinde meydana gelen gerilme değerleri sırasıyla, 32,333 MPa, 39,717 MPa ve 42,465 MPa olarak elde edilmiştir ($p < 0,001$). Bu değerlere göre, infraspinatus kasında meydana gelen kas kuvveti kaybına bağlı glenoid kırıkdağdaki maksimum gerilme değerlerinde artış olduğu belirlenmiştir. Bu artış yerlerinin labrum sonuçlarında da belirtildiği gibi glenoid ve labrum ara yüzeylerinde meydana gelmiştir.

Labrum incelemesinde değinildiği gibi, labrum ve glenoid arasında meydana gelen gerilme artışları yırtılmalara sebebiyet verebilir. Labrum gerilme değerleri arasındaki

artıya paralel olarak, glenoid kırıkta düşünülünce %100 – 0 infraspinatus kası etkinlikleri arası, 10 MPa üzerinde önemli bir artış gözlemlenmiştir. Infraspinatus kasındaki kuvvet kaybına bağlı diğer kas gruplarındaki değişimlerin glenoid ve labrum arasındaki gerilme değerlerini arttırdığı belirlenmiş ve bunlara bağlı özellikle geometrik olarak gerilmelerin labrum superioruna doğru ilerlemesinden kaynaklı SLAP yırtıklarının oluşumu oldukça muhtemeldir. Glenoid kırıkta için elde edilen maksimum von – Mises gerilme değerleri Şekil 3.3’te gösterilmiştir.

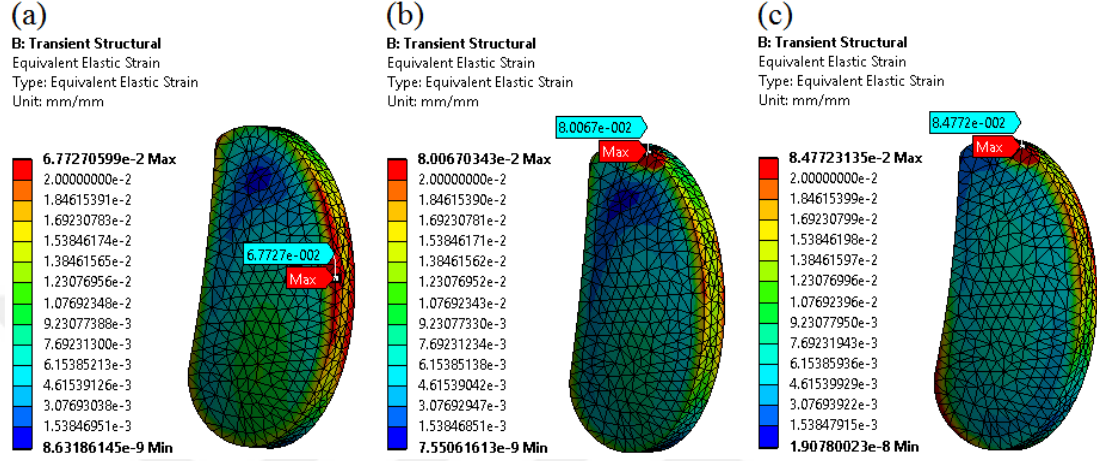


Şekil 3.3 Transient structural olarak gerçekleştirilen analizler için SEM üzerinde meydana gelen maksimum gerilmenin bulunduğu anatomik yapı, glenoid kırıkta için, %100 infraspinatus kası etkinliğinde glenoid kırıkta meydana gelen maksimum von – Mises gerilme değeri (a), %50 infraspinatus kası etkinliğinde glenoid kırıkta meydana gelen maksimum von – Mises gerilme değeri (b) %0 infraspinatus kası etkinliğinde glenoid kırıkta meydana gelen maksimum von – Mises gerilme değeri (c)

3.2.2 Maksimum von – Mises Gerilme Değerleri

Yürütülen SEA sonucunda glenoid kırıkta maksimum von – Mises gerilmelerinin bulunduğu labrum ve glenoid temas yerlerinde, maksimum von – Mises gerilmeleri elde edilmiştir. Maksimum gerilme değerleri infraspinatus kası etkinlikleri açısından %100, %50 ve %0 durumları için sırasıyla, 0,067727, 0,080067 ve 0,084772 olarak elde edilmiştir ($p < 0,001$). Elde edilen analiz sonuçları için maksimum gerilme değerlerindeki artışa benzer şekilde infraspinatus kasındaki kuvvet azalımı ve buna bağlı diğer rotator cuff kaslarındaki ve deltoid middle

kasındaki değişimler göz önünde bulundurulduğunda, glenoid kırıkta elastik gerinim değerlerinde artış olduğu belirlenmiştir. %100 – 0 arası etkinliklerdeki kas kuvveti değişimleri düşünüldüğünde gerinim değerlerinde %2’lik önemli bir artış olduğu gözlemlenmiştir. Analiz sonuçları Şekil 3.4’te verilmiştir.



Şekil 3.4 Transient structural olarak gerçekleştirilen analizler için SEM üzerinde meydana gelen maksimum gerinimlerin bulunduğu anatomik yapı, glenoid kırıkta için, %100 infraspinatus kası etkinliğinde glenoid kırıkta meydana gelen maksimum von – Mises gerinim değeri (a), %50 infraspinatus kası etkinliğinde glenoid kırıkta meydana gelen maksimum von – Mises gerinim değeri (b) %0 infraspinatus kası etkinliğinde glenoid kırıkta meydana gelen maksimum von – Mises gerinim değeri (c)

BÖLÜM DÖRT

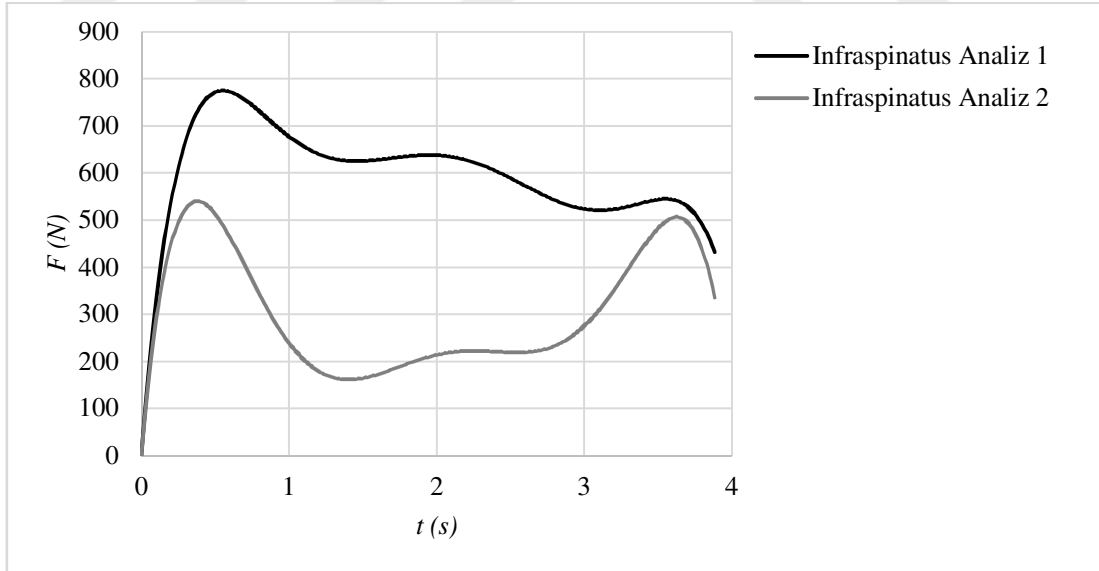
TARTIŞMA

Sonlu elemanlar yöntemi, yaygın kullanımı, deneysel sonuçlara yakınlığı, test edilebilmesi, yükleme koşulları, sınır şartları vb. özellikler açısından oldukça güç durumlar için alternatif olabilmesi ve en önemlisi de güvenilirliği nedeniyle özellikle karmaşık problemlerin nümerik çözümlerinde tercih edilmektedir. SEA yardımı ile, malzemelere ait gerilme, gerinim vb. özellikler belirlenebilmekte ve bu doğrultuda deneysel verilere oldukça yakın sonuçlar elde edilerek değerlendirmeler yapılabilmektedir. Bu durumlar göz önünde bulundurularak, tez çalışması kapsamında, %100, %50 ve %0 infraspinatus kası etkinliklerinin, subscapularis, deltoid middle ve supraspinatus kaslarında meydana getirdiği kuvvet değişimleri belirlendikten sonra ve omuz ekleminde labruma olan etkileri sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak test edilmiş ve sonuçlar literatür verileri ile kıyaslamalı olarak değerlendirilmiştir (Bi, 2018; Ogorodnik, 2020).

Öncelikle, SEM'e uygulanan kas kuvveti değerlerinden bahsetmek gerekir ki değerler OpenSim 4.1 programı ile gerçekleştirilen statik optimizasyonlar sonucu elde edilmiştir. %100, %50 ve %0 infraspinatus kası etkinliklerine ait kas kuvveti değişimleri elde edilmeden önce, GH'deki kas gruplarının tümü için MİK durumu göz önünde bulundurularak external rotasyon işlemi gerçekleştirilmiştir. External rotasyon hareketine ait sonuçların kontrolü için, literatürde daha önce çalışılmış bir hareket olduğundan dolayı, model üzerine skapular düzlemde 0° elevationda ve 90° elevationda external rotasyon hareketi verilmiştir. Gerçekleştirilen hareketler sonucunda 0° elevationda infraspinatus kasındaki MİK değeri %89,7, 90° elevationda infraspinatus kasındaki MİK değeri ise %56,1 olarak elde edilmiştir. Bu etkinlik değerleri için infraspinatus kasında elde edilen kuvvet değerleri sırasıyla, 775,1 N ve 540,8 N'dur. Literatür verileri ile kıyaslandığında, 0° elevationda ve 90° elevationda gerçekleştirilen external rotasyon hareketleri için sırasıyla, %2,1 ve %17,6'lık sapma elde edilmiştir. Bu değerler daha önceki çalışmalara kıyasla, sırasıyla, %20,3 ve %25,0'lık sapma miktarları göz önünde bulundurulduğunda anlamlıdır (* $p < 0,01$). Elde edilen sonuçlara göre omuz eklemine uygulanabilecek bir elevation işleminin kas

kuvveti değerlerini düşürdüğü gözlemlenmektedir. Tez kapsamında infraspinatus kasının MİK değerde incelenebilmesi amacıyla bu durum göz önünde bulundurularak external rotasyon işlemi 0° abduction için planlanmış ancak donör kaynaklı durumdan 60° 'lik external rotasyon hareketi abductionda 11° 'lik bir sapma ile gerçekleştirilmiştir. Bu durum OpenSim 4.1 programı üzerinde statik optimizasyon işlemleri ve Ansys 19.3 programı üzerinde SEA işlemleri için göz önünde bulundurulmuştur ve analizler 11° abduction konumunda ve 60° external rotasyon için gerçekleştirilmiştir (Kronberg, Németh ve Broström, 1990; Uga ve diğer., 2016).

0° elevation konumunda gerçekleştirilen external rotasyon hareketi için statik optimizasyon analizi sonuçları infraspinatus analiz 1, 90° elevation konumunda gerçekleştirilen external rotasyon hareketi için statik optimizasyon analizi sonuçları infraspinatus analiz 2 olarak nitelendirilmiş ve analiz sonuçlarına ait grafikler Şekil 4.1'de gösterilmiştir. Infraspinatus analiz 1 ve infraspinatus analiz 2 için sırasıyla grafikteki eğrisel fonksiyonlara ait denklemler, denklem (2.21) ve (2.22)'de verilmiştir.



Şekil 4.1 MİK durumunda infraspinatus kası statik optimizasyon sonuçları $F(N) - t(s)$ grafiği, 0° elevation external rotasyon, infraspinatus analiz 1 ile, 90° elevation external rotasyon uygulaması ise infraspinatus analiz 2 ile gösterilmiştir

$$F(t) = -37,7t^6 + 479,5t^5 - 2376,6t^4 + 767,8t^3 - 7051,8t^2 + 3896,6t \quad (2.21)$$

$$F(t) = -54,8t^6 + 667t^5 - 3168,3t^4 + 7250t^3 - 8055t^2 + 3597,3t \quad (2.22)$$

Literatürde, omuz eklemi üzerine bir çok çalışma mevcuttur. Çalışmalar, deneysel veya sonlu elemanlar yöntemi ile ya da kıyaslamalı olarak yürütülmüştür. Ancak, infraspinatus kasını kuvvet kaybı açısından sonlu elemanlar yöntemi ile inceleyen bir çalışma bulunmamaktadır ve deneysel çalışmalar ise sınırlıdır. Bu nedenle özellikle omuz eklemindeki farklı kas gruplarının infraspinatus kası özelinde incelenmesi düşünülmüştür. Infraspinatus kasındaki değişimler ise en etkin external rotasyon hareketi ile gözlemlenebileceğinden dolayı, bu hareket tipi belirlenmiştir. Ancak daha da önemlisi ise tez özgün değeri olarak da nitelendirilebilen konu şudur ki : Infraspinatus kasında meydana gelen kuvvet kayıplarına bağlı diğer kas gruplarının nasıl etkilendiğine ve daha da spesifik olarak labrum ve glenoid kıkırdak bazında etkilerinin incelenmesine yönelik bir çalışma mevcut değildir. Bu hipotez ile infraspinatus kasındaki bu kuvvet kayıplarının omuz eklemindeki olası etkileri incelenmiş ve değerlendirilmiştir. Omuz eklemine yönelik yürütülen farklı çalışmalar açısından, Mozes, Elbaz, Nissan ve Arbel (2001), proprioception (kinestezi) olarak nitelendirilen, insan kas, beden hareketlerini farkında olarak gerçekleştirmesine yönelik yeni bir metot öne sürdükleri çalışmada, omuz eklem hareketinin önemli derecede etkin olduğu çeşitli aktivitelerde, hastalarda sürekli olarak meydana gelen anterior GH dislokasyonunu incelemişlerdir. Çalışma kapsamında, kinestezi verilerinin yeni bir aparat ile eldesi ve grafiksel olarak incelenmesini GH’de herhangi bir problem bulunmayan omuz ve dislokasyonların olduğu omuz eklemleri açısından kıyaslamalı olarak incelemişlerdir. Klinik olarak gerçekleştirdikleri bu çalışmada, 20 gönüllü üzerinde toplamda 40 omuz üzerinde testleri skapular düzlemde, abduction ve flexion konumlarında external rotasyon hareketleri için gerçekleştirmişlerdir. Uygulanan bu teknik ile, farklı omuz hareketlerine bağlı, GH’deki dislokasyonların cerrahi operasyon öncesi ve sonrası gelişmelerine yönelik güvenilir veriler elde edebileceği ya da üst ekstremité için dislokasyonlarda meydana gelen dominant faktörün ne olduğunun belirlenebileceği sonucuna varmışlardır (Taylor, 2009).

Augé II (2001), labrum yırtılmaların, Arthroscopic Debridement (AD) bağlantısının karakterize edilmediğini belirtmiştir. Bu rahatsızlığa bağlı gerçekleştirilen tedavilerin uzun süreçte tutarlı sonuçlar vermediğini öne sürmüştür. Bu kapsamda, semptomatik GH mikroinstabilitenin de labrumdaki yırtılmalara bağlı olarak gelişen labral zayıflıktan kaynaklı olabileceği üzerinde durmuştur ki bu labral zayıflığın AD sürecinde tedavileri takiben meydana geldiğini belirtmiştir. Daha net bir ifade ile labral zayıflığa bağlı GH mikroinstabilitesinin, omuz ekleminde labrum yırtıklarının daha muhtemel olabileceği kısımlardaki AD işlemleri sonucunda meydana geldiğini belirtmiştir. Çalışma kapsamında, instabiliteye neden olan ve AD'yi gerektiren çeşitli internal glenoid impingement ya da secondary outlet impingement gibi klinik semptomların yanı sıra capsuloligamentous detachment, intracapsular/rotator cuff rahatsızlıklarını da içeren klinik semptomların, labrum yırtıkları ile korelasyonunu incelemiştir. 23 hasta üzerinde gerçekleştirdiği çalışmalar sonucunda, klinik semptomlar ile labrum yırtıklarının %80 korelasyon gösterdiğini elde etmiştir. Bu sonuçlar tez kapsamında analiz edilen ve değerlendirilen rotator cuff kaslarından infraspinatus kasında meydana gelen kuvvet kayıplarının neden olabileceği muhtemel labrum yırtılmasının incelenmesi açısından destekleyici nitelik taşımaktadır.

Jang ve diğer. (2015) in vivo omuz hareketi esnasında, superior labral kompleks ve rotator cuff üzerinde meydana gelen gerilim dağılımını sonlu elemanlar yöntemi ile incelemiş ve değerlendirmişlerdir. Gerçekleştirdikleri çalışmada amaç sonlu elemanlar yöntemini kullanarak GH'nin abduction ve external rotasyon hareketlerini gerçekleştirirken omuz eklemindeki anatomik yapılar arasında olası bir impingement sonuçlarını nicelik ve nitelik olarak elde etmektir. Hipotezlerinden ilki, rotator cuff ile labrum arasındaki temasın abduction ve external rotasyon hareketleri esnasında, labrum posteriosuperior kısmında meydana geleceğini belirtmiştir. Diğer hipotezlerinde ise, iki farklı şekilde birincisi intact ikinci durum ise SLAP yırtığının olduğu bir durum için modelleme gerçekleştirdiklerini ve oluşturdukları SLAP modelinde labrum ve glenoid arası temasta labrum posteriosuperior kısmında temasın azalmasından kaynaklı rotator cuffta bir gerilme düşüşü olacağını belirtmişlerdir. 29

yaşında bir donöre ait veriler ile, 120° abduction hareketini external rotasyon ile koordine bir şekilde skapula sabit olacak şekilde gerçekleştirmişlerdir. Geçekleştirdikleri analizler sonucunda elde ettikleri veriler hipotezlerini doğrulamıştır. Sonuçlara göre belirtilen geometrik hareketler kapsamında labrumda meydana gelen maksimum gerilmeler labrum posteriorunda superiora doğrudur. Diğer bir konu ise labrumda oluşabilecek bir SLAP yırtılması durumunda labrum üzerinde elde ettikleri maksimum gerilme değerini 5,8 MPa olarak elde etmişlerdir. Tez kapsamında yürütülen çalışmada labrum üzerinde glenoid temas kısmında elde edilen maksimum gerilme değeri, infraspinatus kasındaki kuvvet kaybına bağlı %0 infraspinatus kası etkinliğinde 3,3856 MPa olarak elde edilmiştir. Labrum akma gerilmesi değeri 4,6 MPa olduğundan dolayı, 3,3856 MPa olarak labrum glenoid teması üzerinde elde edilen maksimum gerilme değeri ve 4,257 MPa olarak labrum yapısında elde edilen maksimum gerilme bu değerden düşük olduğundan labrum ve glenoid arasında herhangi bir ayrılma olmamıştır. Ancak belirtilen çalışmada elde ettikleri değer 5,8 MPa gibi bir değerdir ki bu da labrum ve glenoid arasında bir yırtılmaya neden olmuştur. Meydana gelen yırtılma, tez kapsamında da benzer geometrik yerde elde edilen gerilme artışlarının bulunduğu labrum posteriosuperior kısmında oluşmuştur. Çalışmalarında da humeral baş ve rotator cuff abduction ve external rotasyon hareketlerinden kaynaklı labrum posteriosuperior kısmında ayrılma meydana geldiğini ve bu durumun fonksiyonel kayıplara neden olacağını belirtmişlerdir.

Labrum posteriosuperiorunda meydana gelen gerilme artışları, glenoid ve labrum temas kısmında glenoid yapısında da gözlemlenmiştir. Glenoid üzerinde ki aynı zamanda labrum teması üzerinde elde edilen maksimum gerilme değeri 42,465 MPa'dır ve bu değer glenoid kıkırdak akma gerilmesi değeri olan 45 MPa'dan düşük olduğundan, elastik sınırlar içerisinde kalmıştır. Ancak %100, %50 ve %0 infraspinatus kası etkinlikleri esnasında infraspinatus kasındaki düşüşe paralel olarak glenoiddeki maksimum gerilme değerlerinde önemli artış meydana gelmiştir. 45 MPa üzeri gerilmelere neden olacak zorlayıcı kas kuvveti değerleri labrum ve glenoid arası external rotasyon hareketi sırasında posteriosuperior yırtılmalara neden olabilecektir.

Gupta ve diğer. (2017) labrum ve supraspinatus kasını, sonlu elemanlar çalışması ile farklı omuz hareketleri için incelemiştir. Çalışma kapsamında SIS üzerinde durulmuştur. SIS'in izole omuz rahatsızlıklarının en yaygın nedeni olduğunu belirtmişlerdir. Çalışmalarında, güncel biyomekanik çalışmaların, impingement durumuna neden olan farklı omuz hareketlerini incelediğini ancak klinik subacromial impingement testlerinin coracoacromial ligament gerinimlerini belirlemekle sınırlı kaldığını öne sürmüşlerdir. Bu kapsamda, supraspinatus kası ve labrum gibi yumuşak dokuları, SEA ile farklı omuz hareketleri açısından incelemiştir. Çalışmaya ait sonuçların, literatürdeki impingement ve labral patoloji üzerine yürütülmüş mekanik çalışmaları doğrulayacağını ve bu verilere ek olarak belirtilen omuz hareketleri bazında, yumuşak dokulardaki gerilme değerlerinin in vivo olarak daha iyi anlaşılmasını sağladıklarını, hipotezlerinde öne sürmüşlerdir. Bilgisayarlı tomografi ve MRI verileriyle elde ettikleri, izotropik elastik ve hiperleistik olarak belirledikleri anatomik yapıları, 90° abduction, 90° abduction ve 30° internal rotasyon, 90° abduction ve 30° external rotasyon ve son olarak , 90° forward flexion olacak şekilde 4 farklı hareket için incelemiştir. Elde ettikleri sonuçlara göre labrum üzerinde meydana gelen maksimum gerilmenin, 90° abduction ve 30° external rotasyon hareketi ile oluştuğunu belirtmişlerdir ki bu değer 22 MPa olarak labrum posteriosuperiorunda gözlemlenmiştir. Bu sonuçlar kapsamında, SIS'e ve SLAP patolojisine neden olan durumları incelemiştir ki tez kapsamında da labrum ve glenoid temasında elde edilen maksimum gerilmelerin gözlemlendiği labrum posteriosuperior kısmı ve buna bağlı oluşabilecek bir SLAP patolojisi açısından benzerlik göstermektedir.

Hwang ve diğer. (2014) omuz labral patolojisini, rotator cuff yırtılmaları açısından ele almıştır. Hipotezlerinde, humeral baş superior translasyonuna bağlı, rotator cuff rahatsızlanmalarında da görülebileceği gibi, Long Head Biceps Tendon'un (LHBT), rotator cuff yırtılmalarıyla bağlantılı labral patolojinin ilerlemesinde bir rolü olabileceğini öne sürmüşlerdir. Sağ omuza yönelik 84 yaşında bir kadavra deneysel çalışmalar için kullanılmış ve SEA'yı gerçekleştirmek için ise bilgisayarlı tomografi verileri segmentasyon işlemlerinde

kullanılmış ve SEM elde edilmiştir. Deneysel ve sonlu elemanlar olarak yürütülen bu çalışmada malzemeler elastik ve hiperelastik olarak modellenmiş iki farklı duruma yönelik sonuçlar deneysel verilerle kıyaslanmıştır. Çalışma kapsamında labrumdaki gerinim değerleri LHBT'nin 22 N değeri için elde edilmiş olup labruma ait farklı kısımlar için verilmiştir. Tez kapsamında 11° abduction konumunda 60° external rotasyon hareketi gerçekleştirilmiş olup, SEA sonucu labrum glenoid kıkırdak arası maksimum gerinim %0 infraspinatus kası etkinliğinde labrum posteriosuperiorunda 0,031998 olarak elde edilmişti. Literatürdeki bu çalışma ile kıyaslandığında, 5 mm'lik bir humeral translasyonda 22 N'luk LHBT kuvvetinde labrum posteriosuperiorunda meydana gelen gerinim değerleri 0,04 – 0,06 olarak elde edilmiştir. Tez kapsamında yürütülen çalışmada humeral başa uygulanan kuvvet değerleri 22 N'un üzerindedir. Dolayısı ile gerinim değerlerinin daha yüksek seyretmesi beklenebilir ancak tez çalışmasında labruma direkt bir bası söz konusu değildir. Kuvvetler uygulanırken bir external rotasyon hareketi söz konusudur. 22 N olarak uygulanan LHBT ise labrum üzerinde direkt olarak bir bası gerilmesi yaratmaktadır ki bu durum humeral başta 5mm'lik bir translasyona neden olmakla birlikte labrumda daha yüksek bir gerinim meydana getirmiştir.

Limitasyon olarak, çalışmada donöre ait MRI verilerinin eldesinde, donör kaynaklı 11°'lik abduction, infraspinatus kasının kuvvet kaybına bağlı yürütülen 60° external rotasyon hareketinde, diğer kas kuvvetlerinin değişimi ve bunu takiben SEA sonucu anatomik yapılarda meydana gelen gerilme ve gerinim değerlerini etkilemiştir. Çalışmaya, kasların da modellenmesi eklenerek oluşturulacak bir SEM üzerinde gerçekleştirilecek analizler sonucu kaslardaki gerilme ve gerinim değerleri de elde edilerek literatür ile kıyaslamalı olarak tartışılabilir. Bu tez çalışmasında kaslar modellenmemiştir, 0 – 3,88 s zaman aralığındaki kuvvet değişimleri humerusa uygulanmış ve labrum, glenoid kıkırdağa olan etkileri incelenmiştir. Diğer bir yandan, SEM üzerine glenohumeral capsular ligamentler (GHCL) eklenerek, benzer omuz hareketlerinin omuz ekleminde kaslar, GHCL, labrum, glenoid kıkırdak yapıları üzerindeki etkileri, deneysel ve sonlu eleman çalışmaları ile kıyaslamalı olarak yürütülebilir ve daha genel sonuçlara varılabilir. Çalışmada malzemeler izotropik elastik olarak belirlenmiştir ancak farklı kas

gruplarının, GHCL'nin vb. anatomik yapıların da bulunduğu bir SEM üzerine hiperelastik özellikler gibi farklı mekanik özelliklerin tanımlanması ile de analizler ve değerlendirmeler genişletilebilir.



BÖLÜM BEŞ

SONUÇ

Çalışmada, infraspinatus kasında meydana gelebilecek %50 kuvvet kaybında ve tam yırtılma durumunu ifade eden %0 etkinlikte, subscapularis, deltoid middle ve supraspinatus kaslarındaki kuvvet değişimlerinin eldesi ve bu kuvvet değişimlerinin omuz kapsülünde labrum ve glenoid kıkırdak üzerindeki etkileri sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak incelenmiş ve değerlendirilmiştir. Bu kapsamda intact olarak nitelendirilebilecek %100 etkinlik, %50 ve %0 infraspinatus etkinlikleriyle kıyaslanmıştır. Literatürde omuz eklemi üzerine daha spesifik olarak labrum ve kaslar üzerine sonlu eleman çalışmaları ya da deneysel çalışmalar mevcuttur. Ancak infraspinatus kasındaki kuvvet kaybına bağlı belirtilen kasların nasıl etkilendiği ve kaslardaki etkiye bağlı meydana gelen kuvvet değişimlerinin, omuz kapsülünde labrum ve glenoid üzerindeki gerilme ve gerinim değerlerini nasıl etkilediğine yönelik bir çalışma mevcut değildir. Bu durum çalışmanın özgün değerini ifade etmektedir.

Gerçekleştirilen SEA sonuçlarına göre infraspinatus kasındaki kuvvet kaybının diğer kas kuvvetlerinde subscapularis haricinde bir artışa neden olduğu ve bu artışın labrum posteriosuperiorunda bir SLAP patolojisine neden olabileceği belirlenmiştir. 11° abduction konumunda 60° external rotasyon olarak gerçekleştirilen analizler sonucunda infraspinatus kasındaki kuvvet kaybına bağlı, deltoid middle ve supraspinatus kaslarında bir kuvvet artışı ve subscapularis kasında ise kuvvet kaybı beklenmiştir. Bu durumun temel sebebi, infraspinatus, deltoid middle ve supraspinatus kasları external rotasyon hareketinde etkinken, subscapularis kası daha çok internal rotasyon, adduction ve extension hareketlerinde etkindir. Bu duruma rağmen subscapularisin SEM'e dahil edilmesinin nedeni analiz sonuçlarının doğruluğunun değerlendirilmesi içindir. SLAP patolojisine neden olabilecek, gerilme ve gerinim değerleri açısından, labrum glenoid temasında meydana gelen maksimum gerilme değerleri %100, %50 ve %0 infraspinatus etkinliklerinde devamlı bir artış göstererek sırasıyla, 2,4252 MPa, 3,3294 MPa ve 3,3856 MPa olarak elde edilmiştir. Gerinim değerleri de %100, %50 ve %0 infraspinatus etkinliklerinde devamlı bir artış göstererek sırasıyla, 0,023478, 0,031475 ve 0,031998 olarak elde edilmiştir. Benzer

gerilim ve gerinim artışları glenoid kıkırdakta da elde edilmiştir. Bu kapsamda %100, %50 ve %0 infraspinatus kası etkinlikleri için glenoid kıkırdakta posteriosuperior kısımda meydana gelen gerilme değerleri sırasıyla, 32,333 MPa, 39,717 MPa ve 42,465 MPa olarak, gerinim değerleri ise sırasıyla, 0,067727, 0,080067 ve 0,084772 olarak artış göstermiştir.

Bu sonuçlar kapsamında, infraspinatus kasında %100 etkinlikten %50 ve %0 etkinliklere doğru gerçekleşen kuvvet kayıplarının, beklenildiği gibi deltoid middle ve supraspinatus kaslarında kuvvet artışına, subscapularis kasında ise kuvvet azalımına neden olduğu belirlenmiştir. Genel olarak değerlendirildiğinde, kuvvet değişimlerinin omuz kapsülünde, 0 – 3,88 s zaman aralığında, 11° abduction konumunda gerçekleştirilen 60° external rotasyon hareketinin, labrumda SLAP patolojisine neden olabileceği, labrum dahilinde glenoid kıkırdakta da hasar meydana gelebileceği belirlenmiştir.

Çalışma kapsamında, omuz eklemine herhangi bir ağırlık uygulanmamasına rağmen, infraspinatus kasındaki kuvvet kaybına bağlı labrum ve glenoid kıkırdakta gerilme ve gerinim artışları gözlemlenmiştir. Omuz ekleminde infraspinatusta bir kas yırtılması bulunduğu halde ciddi ağırlıklar ile birlikte belirtilen omuz hareketinin gerçekleştirilmesi, labral patolojilere neden olabileceği gibi, omuz kapsülünde farklı kas gruplarındaki kuvvet artışlarına bağlı gerilim artışları sonucu kaslarda da yırtılmaların görülmesi yüksek olasılıktır. Infraspinatus kasındaki kuvvet kaybının ve bunu takiben tam bir yırtılmanın, farklı kas gruplarını nasıl etkilediğini ve spesifik olarak labral patoloji üzerindeki etkilerini inceleyen bu çalışma ile elde edilen sonuçların, gelecekteki omuz eklemi deneysel ve sonlu eleman çalışmalarında kullanımına yönelik bir temel oluşturulmuştur.

KAYNAKLAR

- Akgün, U., Kocaoglu, B. ve Karahan, M. (2008). Full recovery of muscle function after delayed primary repair of deltoid muscle detachment. *International Journal of Shoulder Surgery*, 2 (4), 79 – 82.
- Alashkham, A., Alraddadi, A. ve Soames, R. (2019). Morphometric parameters of the glenoid labrum. *European Journal of Anatomy*, 23 (1), 41 – 47.
- Alizadehkhayat, O., Hawkes, D.H., Kemp, G.J. ve Frostick, S.P. (2015). Electromyographic analysis of the shoulder girdle musculature during external rotation exercises. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 3 (11), 1 – 9.
- Allard, P., Stokes, I.A.F. ve Blanchi, J.P. (1995). *Three – dimensional analysis of human movement* (1st ed.). The USA, Champaign, IL : Human Kinetics.
- Allander, E. (1974). Prevalence, incidence, and remission rates of some common rheumatic diseases or syndromes. *Scandinavian Journal of Rheumatology*, 3 (3), 145 – 53.
- An, K.N., Browne, A.O., Korinek, S., Tanaka, S. ve Morrey, B.F. (1991). Three – dimensional kinematics of glenohumeral elevation. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 9 (1), 143 – 149.
- Andersson, H.I., Ejlertsson, G., Leden, I. ve Rosenberg, C. (1993). Chronic pain in a geographically defined general population: studies of differences in age, gender, social class, and pain localization. *Clinical Journal of Pain*, 9 (3), 174 – 182.
- Andriacchi, T.P. ve Alexander, E.J. (2000). Studies of human locomotion: Past, present and future. *Journal of Biomechanics*, 33 (10), 1217 – 1224.

- Anglin, C., Tolhurst, P., Wyss, U.P. ve Oichora, D.R. (1999). Glenoid cancellous bone strength and modulus. *Journal of Biomechanics*, 32, 1091 – 1097.
- Auge' II, W.K. (2001). The glenohumeral “mild” complex (microinstability induced by labral deficiency) : Distribution of labral tears correlated with symptom pattern. *International Society of Arthroscopy, Knee Surgery and Orthopaedic Sport Medicine*, 122.
- Bi, Z. (2018). Applications – solid mechanics problems. *Finite Element Analysis Applications*, 1 – 339.
- Billuart, F., Devun, L., Skalli, W., Mitton, D. ve Gagey, O. (2008). Role of deltoid and passives elements in stabilization during abduction motion (0 degrees – 40 degrees): An ex vivo study. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 30 (7), 563 – 568.
- Blana, D., Hincapie, J.G., Chadwick, E.K. ve Kirsch, R.F. (2008). A musculoskeletal model of the upper extremity for use in the development of neuroprosthetic systems. *Journal of Biomechanics* 41 (8), 1714 – 1721.
- Blemker, S.S. ve Delp, S.L. (2005). Three – dimensional representation of complex muscle architectures and geometries. *Annals of Biomedical Engineering*, 33, 661 – 673 .
- Buckwalter, J., Hunziker, E., Rosenberg, L., Coutts, R., Adams, M. ve Eyre, D. (1988). *Articular cartilage : Composition and structure. In : Woo SL – J, Buckwalter JA (eds) injury and repair of the musculoskeletal soft tissues* (405 – 425). The USA, Park Ridge, IL : American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Buckwalter, J.A. ve Mankin, H.J. (1998). Articular cartilage : Tissue design and chondrocyte – matrix interactions. *Instructional Course Lectures*, 47, 477 – 486.

- Cai, S., Chen, Y., Huang, S., Wu, Y., Zheng, H., Li, X. ve Xie, L. (2019). SVM – based classification of sEMG signals for upper – limb self – rehabilitation training. *Frontiers in Neurorobotics*, 13, 31.
- Capo, J.T., Criner, K.T. ve Shamian, B. (2014). Exposures of the humerus for fracture fixation. *Hand Clinics*, 30 (4), 401 – 414.
- Carey, J., Small, C.F. ve Pichora, D.R. (2000). In situ compressive properties of the glenoid labrum. *Journal of Biomedical Materials Research*, 51, 711 – 716.
- Chard, M.D., Hazleman, R., Hazleman, B.L., King, R.H. ve Reiss, B.B. (1991). Shoulder disorders in the elderly : A community survey. *Arthritis & Rheumatology*, 34 (6), 766-769.
- Cho, E.C. (1995). The volume of a tetrahedron. *Applied Mathematics Letters*, 8 (2), 71 – 73.
- Codding, J.L. ve Keener, J.D. (2018). Natural history of degenerative rotator cuff tears. *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, 11 (1), 77 – 85.
- Codman, E.A. (1934). *The shoulder : Rupture of the supraspinatus tendon and other lesions in or about the subacromial bursa*. The USA, Boston : Todd.
- Cowan, P.T., Mudreac, A., ve Varacallo, M. (2020). *Anatomy, back, scapula*. The USA, Florida, Treasure Island : StatPearls Publishing.
- Croft, P. (1998). Measuring up to shoulder pain. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 57 (2), 65 – 66.
- Culham, E., ve Peat, M. (1993). Functional anatomy of the shoulder complex. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 18 (1), 342 – 350.

- Cyriax, J.H. (1982). *Diagnosis of soft tissue lesions. Textbook of orthopaedic medicine* (8th ed.). London : Balliere Tindall.
- Dang, A. ve Davies, M. (2018). Rotator Cuff Disease : Treatment options and considerations. *Sports Medicine and Arthroscopy Review*, 26 (3), 129 – 133.
- Dardenne, D., Siauue, N., Valette, S., Prost, R. ve Burais, N. (2009). Impact of tetrahedral mesh quality for electromagnetic and thermal simulations. *Compumag*, 1044.
- De Coninck, T., Ngai, S.S., Tafur, M., & Chung, C.B. (2016). Imaging the glenoid labrum and labral tears. *Radiographics : A Review Publication of the Radiological Society of North America, Inc*, 36 (6), 1628–1647.
- Dunham, K.S., Bencardino, J.T., ve Rokito, A.S. (2012). Anatomic variants and pitfalls of the labrum, glenoid cartilage, and glenohumeral ligaments. *Magnetic Resonance Imaging Clinics of North America*, 20 (2), 213 – 228.
- Ellis, B.J., Debski, R.E., Moore, S.M., McMahon, P.J. ve Weiss, J.A., 2007. Methodology and sensitivity studies for finite element modeling of the inferior glenohumeral ligament complex. *Journal of Biomechanics* 40 (3), 603 – 612.
- Flatow, E.L. (1993). The biomechanics of the acromioclavicular, sternoclavicular, and scapulothoracic joints. *Instructional Course Lectures*, 42, 237–245.
- Fox, J.A., Cole, B.J., Romeo, A.A., Meininger, A.K., Williams, J.M., Glenn, R.E., Jr, Bicos, J., Hayden, J.K., ve Dorow, C.B. (2008). Articular cartilage thickness of the humeral head: An anatomic study. *Orthopedics*, 31 (3), 216.
- Frich, L.H., Jensen, N.C., Odgaard, A., Pedersen, C.M., Søjbjerg, J.O., ve Dalstra, M. (1997). Bone strength and material properties of the glenoid. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 6 (2), 97 – 104.

- Gatti, C.J., Maratt, J.D., Palmer, M.L., Hughes, R.E. ve Carpenter, J.E., (2010). Development and validation of a finite element model of the superior glenoid labrum. *Annals of Biomedical Engineering* 38, 3766 – 3776.
- Greene, W.B. ve Heckman, J.D. (1994). *The clinical measurement of joint motion* (1st ed.) (15 – 26). The USA : American Academy of Orthopaedic Surgeons.
- Grimal, Q. ve Laugier, P. (2018). Quantitative ultrasound assessment of cortical bone properties beyond bone mineral density. *Innovation and Research in BioMedical Engineering*, 40, 16 – 24.
- Gupta, A.K., Joukar, A., O’Connell, R. ve Goel, V.K. (2017). The evaluation of shoulder abduction with and without rotation on the supraspinatus tendon and labrum : A finite element study. *Orthopaedic Journal of Sports Medicine*, 5 (7), 1 – 2.
- Halder, A.M., Itoi, E., ve An, K.N. (2000). Anatomy and biomechanics of the shoulder. *The Orthopedic Clinics of North America*, 31 (2), 159 – 176.
- Hamilton, M.A., Diep, P., Roche, C., Flurin, P.H., Wright, T.W., Zuckerman, J.D. ve Routman, H. (2015). Effect of reverse shoulder design philosophy on muscle moment arms. *Journal of Orthopaedic Research : Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 33 (4), 605 – 613.
- Hansen, U., Zioupos, P., Simpson, R., Currey, J.D. ve Hynd, D. (2008). The effect of strain rate on the mechanical properties of human cortical bone. *Journal of Biomechanical Engineering*, 130 (1), 011011.
- Henak, C.R. (2013). *Cartilage and labrum mechanics in the normal and pathomorphologic human hip*. Doctor of Philosophy. The University of Utah, Utah.

- Holzbaumer, K.R.S., Murray, W.M. ve Delp, S.L. (2005). A Model of the upper extremity for simulating musculoskeletal surgery and analyzing neuromuscular control. *Annals of Biomedical Engineering* 33, 829–840.
- Hwang, E., Carpenter, J.E., Hughes, R.E. ve Palmer, M.L. (2014). Shoulder labral pathomechanics with rotator cuff tears. *Journal of Biomechanics*, 47 (7), 1733–1738.
- Iannotti, J.P., Gabriel, J.P., Schneck, S.L., Evans, B.G. ve Misra, S. (1992). The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 74 (4), 491 – 500.
- Innocenti, B. (2018). Biomechanics: A fundamental tool with a long history (and even longer future!). *Muscles, Ligaments and Tendons Journal*, 7 (4), 491 – 492.
- Jang, S.W., Yoo, Y.S., Lee, H.Y., Kim, Y.S., Srivastava, P.K. ve Nair, A.V. (2015). Stress distribution in superior labral complex and rotator cuff during in vivo shoulder motion: a finite element analysis. *Arthroscopy : The Journal of Arthroscopic & Related Surgery : Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 31 (11), 2073 – 2081.
- Kronberg, M., Németh, G. ve Broström, L.A. (1990). Muscle activity and coordination in the normal shoulder. An electromyographic study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 257, 76 – 85.
- Kuijpers, T., van der Windt, D.A., van der Heijden, G.J. ve Bouter, L.M. (2004). Systematic review of prognostic cohort studies on shoulder disorders. *Pain*, 109 (3), 420 – 431.

- Lazarides, A.L., Alentorn – Geli, E., Choi, J.H., Stuart, J.J., Lo, I.K., Garrigues, G.E. ve Taylor, D.C. (2015). Rotator cuff tears in young patients: A different disease than rotator cuff tears in elderly patients. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 24 (11), 1834 – 1843.
- Le Double, A.F. (1897). *Traité des variations du système musculaire de l'homme et de leur signification au point de vue de l'anthropologie zoologique*. Paris : Schleicher frères.
- Limb, D. (2014). *Biomechanics of the shoulder*. In: Bentley G. (eds) *European Surgical Orthopaedics and Traumatology*. Berlin, Heidelberg : Springer.
- Linaker, C.H. ve Walker – Bone, K. (2015). Shoulder disorders and occupation. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 29 (3), 405 – 423.
- Llewellyn, M., Barretto, R., Delp, S. ve Schnitzer, M.J. (2008). Minimally invasive high – speed imaging of sarcomere contractile dynamics in mice and humans. *Nature*, 454, 784 – 788.
- Lu, T.W.E. ve Chang, C.F. (2012). Biomechanics of human movement and its clinical applications. *The Kaohsiung Journal of Medical Sciences*, 28, S13 – S25.
- May, T. ve Garmel, G.M. (2020). *Rotator cuff injury*. The USA, Florida, Treasure Island : StatPearls Publishing.
- McClure, P.W., Michener, L.A., Sennett, B.J. ve Karduna, A.R. (2001). Direct 3 – dimensional measurement of scapular kinematics during dynamic movements in vivo. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 10 (3), 269 – 277.
- Mercer, C., He, M.Y., Wang, R. ve Evans, A.G. (2006). Mechanisms governing the inelastic deformation of cortical bone and application to trabecular bone. *Acta Biomaterialia*, 2 (1), 59 – 68.

- Miniato, M.A., Anand, P. ve Varacallo, M. (2020). *Anatomy, shoulder and upper limb, shoulder*. The USA, Florida, Treasure Island : StatPearls Publishing.
- Moore, S.M., Ellis, B., Weiss, J.A., McMahon, P.J. ve Debski, R.E. (2010). The glenohumeral capsule should be evaluated as a sheet of fibrous tissue: A validated finite element model. *Annals of Biomedical Engineering*, 38 (1), 66 – 76.
- Moser, T., Lecours, J., Michaud, J., Bureau, N.J., Guillin, R. ve Cardinal, É. (2013). The deltoid, a forgotten muscle of the shoulder. *Skeletal Radiology*, 42 (10), 1361 – 1375.
- Mostafa, E., Imonugo, O. ve Varacallo, M. (2020). *Anatomy, shoulder and upper limb, humerus*. The USA, Florida, Treasure Island : StatPearls Publishing.
- Mozes, G., Elbaz, A., Nissan, M. ve Arbel, R. (2001). A new method to record proprioception. *International Society of Arthroscopy, Knee Surgery and Orthopaedic Sport Medicine*, 116.
- Namdari, S., Yagnik, G., Ebaugh, D.D., Nagda, S., Ramsey, M.L., Williams, G.R., Jr, ve Mehta, S. (2012). Defining functional shoulder range of motion for activities of daily living. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 21 (9), 1177 – 1183.
- Nigg, B.M. ve Herzog, W. (2007). *Biomechanics of the musculo – skeletal system* (3th ed.). Canada, Alberta, Calgary : Wiley Publishing.
- Ogrodnik, P. (2020). Evaluation (validation and verification). *Medical Device Design*, 317 – 375.

- Oinas, J., Ronkainen, A.P., Rieppo, L., Finnilä, M.A.J., Iivarinen, J.T., van Weeren, P.R., Helminen, H.J., Brama, P.A.J., Korhonen, R.K. ve Saarakkala, S. (2018). Composition, structure and tensile biomechanical properties of equine articular cartilage during growth and maturation. *Scientific Reports* 8, 11357.
- Panayiotou Charalambous, C. (2019). *Shoulder anatomy, shoulder biomechanics. In : The shoulder made easy* (3 – 67). Switzerland : Springer Nature.
- Paryavi, E., Pensy, R.A., Higgins, T.F., Chia, B. ve Eglseder, W.A. (2014). Salvage of upper extremities with humeral fracture and associated brachial artery injury. *Injury*, 45 (12), 1870 – 1875.
- Pope, D.P., Silman, A.J., Cherry, N.M., Pritchard, C. ve Macfarlane, G.J. (2001). Association of occupational physical demands and psychosocial working environment with disabling shoulder pain. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 60 (9), 852–858.
- Quental, C., Folgado, J., Monteiro, J. ve Sarmento, M. (2016). Full – thickness tears of the supraspinatus tendon: A three – dimensional finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 49 (16), 3962 – 3970.
- Sahu, D., Joshi, M., Rathod, V., Nathani, P., Valavi, A.S. ve Jagiasi, J.D. (2020). Geometric analysis of the humeral head and glenoid in the Indian population and its clinical significance. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 4 (4), 992 – 1001.
- Samart, S., Apivatgaroon, A., Lakchayapakorn, K. ve Chemchujit, B. (2014). The correlation between acromion – axillary nerve distance and upper arm length; a cadaveric study. *Journal of the Medical Association of Thailand = Chotmaihet Thangphaet*, 97, 8, S27 – S33.
- Sambandam, S.N., Khanna, V., Gul, A. ve Mounasamy, V. (2015). Rotator cuff tears: An evidence based approach. *World Journal of Orthopedics*, 6 (11), 902 – 918.

- Schleich, C., Bittersohl, B., Antoch, G., Krauspe, R., Zilkens, C. ve Kircher, J. (2017). Thickness distribution of glenohumeral joint cartilage : A normal value study on asymptomatic volunteers using 3 – tesla magnetic resonance tomography. *Cartilage*, 8 (2), 105 – 111.
- Schmidt, C.C., Jarrett, C.D. ve Brown, B.T. (2015). Management of rotator cuff tears. *The Journal of Hand Surgery*, 40 (2), 399 – 408.
- Smith, C.D., Masouros, S.D., Hill, A.M., Wallace, A.L., Amis, A.A. ve Bull, A.M.J. (2007). Tensile properties of the human glenoid labrum. *Journal of Anatomy*, 212, 49 – 54.
- Sophia Fox, A.J., Bedi, A. ve Rodeo, S.A. (2009). The basic science of articular cartilage : Structure, composition, and function. *Sports Health : A Multidisciplinary Approach*, 1 (6), 461 – 468.
- Strauss, E.J., Roche, C., Flurin, P.H., Wright, T. ve Zuckerman, J.D. (2009). The glenoid in shoulder arthroplasty. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18 (5), 819 – 833.
- Struyf, F., Nijs, J., Baeyens, J.P., Mottram, S. ve Meeusen, R. (2011). Scapular positioning and movement in unimpaired shoulders, shoulder impingement syndrome, and glenohumeral instability. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 21 (3), 352 – 358.
- Sutherland, D.H. (2002). The evolution of clinical gait analysis. Part II kinematics. *Gait & Posture*, 16 (2), 159 – 179.
- Taylor, J.L. (2009). Proprioception. *Encyclopedia of Neuroscience*, 1143 – 1149.

- Tempelhof, S., Rupp, S. ve Seil, R. (1999). Age – related prevalence of rotator cuff tears in asymptomatic shoulders. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 8 (4), 296 – 299.
- Terry, G.C., ve Chopp, T.M. (2000). Functional anatomy of the shoulder. *Journal of Athletic Training*, 35 (3), 248 – 255.
- Uga, D., Endo, Y., Nakazawa, R. ve Sakamoto, M. (2016). Electromyographic analysis of the infraspinatus and scapular stabilizing muscles during isometric shoulder external rotation at various shoulder elevation angles. *Journal of Physical Therapy Science*, 28 (1), 154 – 158.
- Van der Helm, F.C. ve Veenbaas, R. (1991). Modelling the mechanical effect of muscles with large attachment sites : Application to the shoulder mechanism. *Journal of Biomechanics*, 24 (12), 1151 – 1163.
- Walker – Bone, K., Reading, I., Coggon, D., Cooper, C. ve Palmer, K.T. (2004). The anatomical pattern and determinants of pain in the neck and upper limbs : An epidemiologic study. *Pain* 109 (1-2), 45 – 51.
- Webb, J.D., Blemker, S.S. ve Delp, S.L. (2012). 3D finite element models of shoulder muscles for computing lines of actions and moment arms. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17 (8), 829 – 837.
- Williams, M.M., Snyder, S.J. ve Buford, D., Jr (1994). The Buford complex – the "cord – like" middle glenohumeral ligament and absent anterosuperior labrum complex : A normal anatomic capsulolabral variant. *Arthroscopy : The Journal of Arthroscopic & Related Surgery : Official Publication of the Arthroscopy Association of North America and the International Arthroscopy Association*, 10 (3), 241 – 247.

Wu, W., Lee, P.V.S., Bryant, A.L., Galea, M. ve Ackland, D.C. (2016). Subject – specific musculoskeletal modeling in the evaluation of shoulder muscle and joint function. *Journal of Biomechanics*, 49 (15), 3626 – 3634.

Zumstein, V., Kraljević, M., Hoechel, S., Conzen, A., Nowakowski, A.M., ve Müller – Gerbl, M. (2014). The glenohumeral joint – a mismatching system? A morphological analysis of the cartilaginous and osseous curvature of the humeral head and the glenoid cavity. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 9, 34.



EKLER

EK 1: %100 Infraspinatus Etkinliği Zamana Bağlı Kas Kuvveti Değerleri

Tablo A.1 %100 infraspinatus etkinliğinde kaslardaki MİK ve %EMG değerleri

% 100 INFRASPINATUS KASI ETKİNLİĞİ								
Zaman (s)	INFRASPINATUS (N)		SUBSCAPULARIS (N)		DELTOID MIDDLE (N)		SUPRASPINATUS (N)	
	MİK	EMG %28,5	MİK	EMG %29,1	MİK	EMG %8,5	MİK	EMG %25
0	431,84	123,07	202,44	58,91	377,38	32,08	257,16	64,29
0,02	357,71	101,95	133,67	38,90	354,97	30,17	283,06	70,77
0,04	358,41	102,15	127,29	37,04	347,83	29,57	281,67	70,42
0,06	354,61	101,06	123,08	35,82	347,48	29,54	283,43	70,86
0,08	359,31	102,40	130,29	37,92	352,75	29,98	284,04	71,01
0,1	362,89	103,42	135,00	39,28	356,03	30,26	284,87	71,22
0,12	461,63	131,57	231,95	67,50	381,62	32,44	243,15	60,79
0,14	351,04	100,05	117,98	34,33	347,66	29,55	289,90	72,47
0,16	365,84	104,26	133,27	38,78	354,20	30,11	284,75	71,19
0,18	460,03	131,11	248,44	72,30	409,79	34,83	273,88	68,47
0,2	483,58	137,82	262,39	76,36	405,97	34,51	249,80	62,45
0,22	359,87	102,56	119,48	34,77	345,68	29,38	286,79	71,70
0,24	371,21	105,79	132,99	38,70	348,57	29,63	283,22	70,80
0,26	409,70	116,77	178,45	51,93	352,71	29,98	254,73	63,68
0,28	441,55	125,84	200,40	58,32	368,67	31,34	254,21	63,55
0,3	348,80	99,41	122,98	35,79	319,63	27,17	269,34	67,34
0,32	374,82	106,82	137,00	39,87	352,66	29,98	280,56	70,14
0,34	334,23	95,26	93,69	27,26	339,51	28,86	303,99	76,00
0,36	366,14	104,35	124,56	36,25	351,27	29,86	292,62	73,16
0,38	359,88	102,57	112,94	32,87	344,16	29,25	292,58	73,15
0,4	436,25	124,33	194,16	56,50	366,47	31,15	258,86	64,71
0,42	383,92	109,42	150,60	43,82	351,34	29,86	289,22	72,31
0,44	369,30	105,25	119,03	34,64	345,07	29,33	288,79	72,20
0,46	375,05	106,89	126,04	36,68	349,93	29,74	289,60	72,40
0,48	413,64	117,89	168,09	48,91	359,82	30,58	273,18	68,29
0,5	345,00	98,33	96,50	28,08	340,68	28,96	306,27	76,57
0,52	393,17	112,05	138,54	40,31	352,70	29,98	284,89	71,22
0,54	406,93	115,98	152,95	44,51	357,70	30,40	273,68	68,42
0,56	421,34	120,08	177,44	51,63	352,42	29,96	256,24	64,06
0,58	331,80	94,56	83,09	24,18	337,04	28,65	314,93	78,73
0,6	373,37	106,41	121,08	35,23	345,86	29,40	294,86	73,72
0,62	355,74	101,39	102,85	29,93	342,77	29,14	303,69	75,92

Tablo A.1 devamı

0,64	362,33	103,26	106,75	31,06	343,23	29,17	300,51	75,13
0,66	374,39	106,70	114,37	33,28	343,82	29,23	293,04	73,26
0,68	363,58	103,62	104,98	30,55	342,13	29,08	301,44	75,36
0,7	376,34	107,26	113,66	33,08	342,92	29,15	292,35	73,09
0,72	385,96	110,00	121,59	35,38	345,44	29,36	288,30	72,08
0,74	371,60	105,91	129,33	37,63	320,95	27,28	266,41	66,60
0,76	316,84	90,30	61,33	17,85	329,21	27,98	327,15	81,79
0,78	389,10	110,89	133,22	38,77	348,02	29,58	291,97	72,99
0,8	475,39	135,49	231,01	67,22	376,69	32,02	248,30	62,08
0,82	406,64	115,89	157,02	45,69	349,08	29,67	277,13	69,28
0,84	522,52	148,92	264,68	77,02	392,19	33,34	252,52	63,13
0,86	412,75	117,63	164,50	47,87	334,36	28,42	256,95	64,24
0,88	440,42	125,52	339,54	98,81	354,64	30,14	208,03	52,01
0,9	373,93	106,57	104,61	30,44	341,35	29,01	300,41	75,10
0,92	389,82	111,10	138,84	40,40	324,18	27,56	265,57	66,39
0,94	431,12	122,87	173,07	50,36	350,78	29,82	265,24	66,31
0,96	377,14	107,49	112,03	32,60	336,35	28,59	296,99	74,25
0,98	410,27	116,93	260,44	75,79	357,83	30,42	280,28	70,07
1	456,17	130,01	204,51	59,51	351,40	29,87	245,87	61,47
1,02	377,50	107,59	106,01	30,85	344,45	29,28	306,48	76,62
1,04	394,52	112,44	118,70	34,54	347,69	29,55	297,72	74,43
1,06	420,06	119,72	140,94	41,01	354,61	30,14	284,55	71,14
1,08	492,26	140,29	206,41	60,07	365,17	31,04	244,37	61,09
1,1	404,39	115,25	124,25	36,16	349,97	29,75	295,20	73,80
1,12	483,09	137,68	220,57	64,19	358,31	30,46	239,50	59,88
1,14	390,76	111,37	107,82	31,38	344,15	29,25	300,02	75,01
1,16	363,79	103,68	82,76	24,08	331,55	28,18	311,69	77,92
1,18	335,86	95,72	64,07	18,65	311,14	26,45	307,13	76,78
1,2	254,09	72,42	9,63	2,80	295,96	25,16	370,84	92,71
1,22	346,14	98,65	65,62	19,10	327,41	27,83	321,09	80,27
1,24	411,54	117,29	121,89	35,47	350,73	29,81	293,54	73,38
1,26	371,87	105,98	84,12	24,48	338,38	28,76	311,65	77,91
1,28	462,68	131,86	199,80	58,14	346,39	29,44	243,58	60,90
1,3	449,62	128,14	186,11	54,16	340,65	28,96	242,61	60,65
1,32	402,20	114,63	105,54	30,71	345,19	29,34	297,27	74,32
1,34	328,01	93,48	55,67	16,20	330,50	28,09	339,39	84,85
1,36	395,15	112,62	95,82	27,88	342,13	29,08	299,86	74,97
1,38	427,74	121,90	127,18	37,01	353,99	30,09	288,53	72,13
1,4	588,74	167,79	303,98	88,46	392,07	33,33	215,22	53,81
1,42	539,36	153,72	247,29	71,96	387,59	32,95	262,57	65,64
1,44	477,89	136,20	193,20	56,22	358,60	30,48	250,79	62,70
1,46	325,66	92,81	29,01	8,44	323,46	27,49	338,17	84,54
1,48	568,42	162,00	294,88	85,81	377,82	32,11	205,89	51,47

Tablo A.1 devamı

1,5	375,19	106,93	109,86	31,97	338,37	28,76	325,66	81,42
1,52	453,63	129,29	152,26	44,31	344,81	29,31	256,78	64,20
1,54	457,94	130,51	183,11	53,28	335,31	28,50	238,89	59,72
1,56	400,40	114,11	88,03	25,62	342,32	29,10	300,83	75,21
1,58	475,67	135,57	208,11	60,56	346,12	29,42	239,69	59,92
1,6	467,02	133,10	179,62	52,27	353,89	30,08	276,02	69,01
1,62	355,71	101,38	48,73	14,18	329,78	28,03	325,10	81,27
1,64	556,67	158,65	265,06	77,13	380,68	32,36	235,82	58,96
1,66	550,87	157,00	259,59	75,54	378,54	32,18	239,64	59,91
1,68	409,40	116,68	143,34	41,71	321,97	27,37	266,81	66,70
1,7	399,93	113,98	82,93	24,13	344,29	29,26	308,02	77,01
1,72	417,18	118,90	99,83	29,05	350,16	29,76	300,16	75,04
1,74	489,21	139,42	193,14	56,20	335,59	28,53	228,51	57,13
1,76	435,99	124,26	155,94	45,38	329,29	27,99	271,47	67,87
1,78	382,14	108,91	99,09	28,83	307,29	26,12	263,06	65,77
1,8	423,26	120,63	99,00	28,81	350,67	29,81	299,02	74,75
1,82	527,30	150,28	221,83	64,55	378,27	32,15	251,65	62,91
1,84	391,40	111,55	108,59	31,60	320,89	27,28	277,42	69,35
1,86	416,85	118,80	85,05	24,75	345,87	29,40	298,56	74,64
1,88	503,26	143,43	182,16	53,01	367,64	31,25	271,72	67,93
1,9	470,03	133,96	144,04	41,92	356,78	30,33	276,09	69,02
1,92	409,28	116,64	79,07	23,01	345,86	29,40	307,10	76,78
1,94	389,12	110,90	59,74	17,38	332,51	28,26	308,61	77,15
1,96	514,22	146,55	190,49	55,43	367,84	31,27	253,43	63,36
1,98	406,31	115,80	70,83	20,61	343,70	29,21	306,72	76,68
2	447,88	127,65	129,56	37,70	347,92	29,57	280,66	70,17
2,02	415,39	118,39	72,62	21,13	344,26	29,26	301,60	75,40
2,04	523,61	149,23	179,88	52,35	369,94	31,44	254,20	63,55
2,06	416,58	118,73	74,62	21,71	346,08	29,42	303,25	75,81
2,08	428,70	122,18	86,41	25,15	350,33	29,78	302,76	75,69
2,1	425,18	121,18	81,51	23,72	349,07	29,67	302,74	75,69
2,12	414,39	118,10	66,94	19,48	344,33	29,27	303,95	75,99
2,14	426,20	121,47	81,68	23,77	350,12	29,76	303,30	75,83
2,16	416,03	118,57	118,86	34,59	354,68	30,15	313,62	78,41
2,18	433,00	123,40	89,91	26,17	357,35	30,38	313,79	78,45
2,2	418,27	119,21	67,18	19,55	346,00	29,41	304,08	76,02
2,22	427,31	121,78	78,57	22,86	350,66	29,81	304,35	76,09
2,24	425,98	121,40	75,33	21,92	349,79	29,73	304,22	76,06
2,26	420,44	119,83	65,95	19,19	346,73	29,47	304,16	76,04
2,28	417,58	119,01	59,78	17,40	344,98	29,32	304,38	76,10
2,3	503,54	143,51	140,76	40,96	368,35	31,31	283,84	70,96
2,32	425,42	121,25	68,97	20,07	349,00	29,67	304,64	76,16
2,34	421,69	120,18	61,98	18,04	346,94	29,49	304,51	76,13

Tablo A.1 devamı

2,36	432,92	123,38	75,74	22,04	352,30	29,95	305,21	76,30
2,38	597,75	170,36	228,58	66,52	395,65	33,63	249,28	62,32
2,4	422,34	120,37	58,27	16,96	346,92	29,49	304,62	76,16
2,42	424,10	120,87	60,62	17,64	348,11	29,59	305,97	76,49
2,44	412,95	117,69	51,30	14,93	345,42	29,36	312,87	78,22
2,46	378,93	108,00	15,48	4,50	336,34	28,59	330,29	82,57
2,48	571,62	162,91	200,12	58,23	389,71	33,13	263,28	65,82
2,5	422,13	120,31	51,08	14,87	346,77	29,48	305,35	76,34
2,52	423,86	120,80	56,86	16,55	348,21	29,60	307,60	76,90
2,54	554,51	158,03	167,62	48,78	382,11	32,48	268,58	67,14
2,56	428,82	122,21	55,28	16,09	349,01	29,67	305,79	76,45
2,58	420,52	119,85	46,16	13,43	346,85	29,48	309,28	77,32
2,6	430,30	122,63	54,08	15,74	349,55	29,71	306,47	76,62
2,62	484,14	137,98	103,59	30,14	362,85	30,84	287,90	71,97
2,64	427,46	121,83	47,78	13,90	348,59	29,63	306,88	76,72
2,66	572,11	163,05	190,50	55,44	388,02	32,98	260,42	65,11
2,68	521,89	148,74	140,76	40,96	371,38	31,57	282,84	70,71
2,7	578,21	164,79	181,19	52,73	388,37	33,01	253,51	63,38
2,72	447,03	127,40	66,47	19,34	354,53	30,13	316,09	79,02
2,74	536,84	153,00	142,91	41,59	377,78	32,11	266,80	66,70
2,76	492,36	140,32	100,49	29,24	367,07	31,20	279,27	69,82
2,78	425,62	121,30	47,77	13,90	348,14	29,59	315,90	78,98
2,8	379,10	108,04	8,81	2,56	338,74	28,79	352,25	88,06
2,82	468,15	133,42	88,79	25,84	354,80	30,16	294,15	73,54
2,84	501,89	143,04	128,67	37,44	366,13	31,12	292,92	73,23
2,86	444,71	126,74	60,51	17,61	342,56	29,12	295,90	73,98
2,88	445,73	127,03	51,12	14,87	354,75	30,15	307,10	76,78
2,9	445,92	127,09	50,35	14,65	354,87	30,16	308,02	77,00
2,92	425,75	121,34	28,66	8,34	348,09	29,59	317,35	79,34
2,94	488,16	139,12	108,13	31,47	359,25	30,54	283,78	70,95
2,96	432,19	123,17	55,77	16,23	344,79	29,31	314,40	78,60
2,98	433,87	123,65	32,92	9,58	347,80	29,56	315,55	78,89
3	415,01	118,28	46,09	13,41	326,67	27,77	297,97	74,49
3,02	479,43	136,64	97,29	28,31	359,79	30,58	285,55	71,39
3,04	457,69	130,44	75,80	22,06	350,79	29,82	302,18	75,55
3,06	465,96	132,80	60,34	17,56	360,93	30,68	305,84	76,46
3,08	481,56	137,25	106,67	31,04	361,19	30,70	285,85	71,46
3,1	469,61	133,84	63,74	18,55	365,68	31,08	292,17	73,04
3,12	446,94	127,38	42,59	12,40	357,93	30,42	307,52	76,88
3,14	450,95	128,52	44,24	12,87	358,68	30,49	308,90	77,22
3,16	455,14	129,71	47,57	13,84	360,36	30,63	306,11	76,53
3,18	470,69	134,15	81,35	23,67	358,89	30,51	303,04	75,76
3,2	454,12	129,42	60,80	17,69	356,27	30,28	301,37	75,34

Tablo A.1 devamı

3,22	472,38	134,63	89,78	26,13	359,80	30,58	295,96	73,99
3,24	455,01	129,68	42,64	12,41	360,79	30,67	307,80	76,95
3,26	456,65	130,15	43,07	12,53	361,20	30,70	309,17	77,29
3,28	465,35	132,63	50,09	14,58	364,06	30,95	303,48	75,87
3,3	459,40	130,93	44,83	13,05	363,08	30,86	307,13	76,78
3,32	459,10	130,84	42,96	12,50	363,03	30,86	307,40	76,85
3,34	457,68	130,44	49,30	14,35	360,41	30,64	305,81	76,45
3,36	444,61	126,71	33,00	9,60	354,55	30,14	312,38	78,09
3,38	471,56	134,39	159,33	46,36	331,19	28,15	292,11	73,03
3,4	476,16	135,71	158,32	46,07	332,69	28,28	297,82	74,45
3,42	421,34	120,08	33,04	9,62	338,43	28,77	325,88	81,47
3,44	469,98	133,94	49,30	14,35	368,24	31,30	306,45	76,61
3,46	432,01	123,12	14,17	4,12	356,52	30,30	329,36	82,34
3,48	457,37	130,35	37,15	10,81	363,20	30,87	308,22	77,06
3,5	483,97	137,93	56,40	16,41	372,42	31,66	295,38	73,84
3,52	467,63	133,27	40,92	11,91	368,09	31,29	306,80	76,70
3,54	464,86	132,48	35,28	10,27	367,49	31,24	307,20	76,80
3,56	512,36	146,02	162,77	47,37	355,59	30,23	251,54	62,88
3,58	474,03	135,10	45,01	13,10	371,28	31,56	305,01	76,25
3,6	465,80	132,75	35,18	10,24	369,02	31,37	309,21	77,30
3,62	567,50	161,74	164,63	47,91	405,70	34,48	280,49	70,12
3,64	493,72	140,71	58,41	17,00	378,42	32,17	295,73	73,93
3,66	624,29	177,92	230,48	67,07	405,69	34,48	265,81	66,45
3,68	463,26	132,03	33,38	9,71	368,35	31,31	309,24	77,31
3,7	555,17	158,22	254,81	74,15	397,39	33,78	311,46	77,87
3,72	536,34	152,86	174,49	50,78	403,62	34,31	278,42	69,60
3,74	454,27	129,47	26,90	7,83	354,44	30,13	287,18	71,79
3,76	389,76	111,08	100,98	29,39	341,01	28,99	220,50	55,13
3,78	539,71	153,82	125,20	36,43	399,34	33,94	296,10	74,02
3,8	418,33	119,23	10,53	3,07	362,53	30,81	363,12	90,78
3,82	521,91	148,75	249,28	72,54	301,07	25,59	161,99	40,50
3,84	539,46	153,74	128,73	37,46	398,18	33,85	308,09	77,02
3,86	440,28	125,48	8,62	2,51	364,48	30,98	317,98	79,50
3,88	469,09	133,69	40,52	11,79	368,52	31,32	293,69	73,42

EK 2: %50 Infraspinatus Etkinliği Zamana Bağlı Kas Kuvveti Değerleri

Tablo A.2 %50 infraspinatus etkinliğinde kaslardaki MİK ve %EMG değerleri

%50 INFRASPINATUS KASI ETKİNLİĞİ								
Zaman (s)	INFRASPINATUS (N)		SUBSCAPULARIS (N)		DELTOID MIDDLE (N)		SUPRASPINATUS (N)	
	MİK	EMG %28,5	MİK	EMG %29,1	MİK	EMG %8,5	MİK	EMG %25
0	197,67	56,34	14,22	4,14	326,56	27,76	357,52	89,38
0,02	204,07	58,16	19,54	5,68	323,25	27,48	355,85	88,96
0,04	199,51	56,86	7,99	2,33	320,21	27,22	361,42	90,36
0,06	201,55	57,44	11,95	3,48	333,82	28,38	358,45	89,61
0,08	201,25	57,35	11,99	3,49	321,04	27,29	360,97	90,24
0,1	200,57	57,16	11,84	3,44	321,20	27,30	360,39	90,10
0,12	202,25	57,64	14,77	4,30	325,77	27,69	361,09	90,27
0,14	202,44	57,69	13,85	4,03	324,05	27,54	361,54	90,38
0,16	203,72	58,06	15,03	4,37	325,58	27,67	362,01	90,50
0,18	202,01	57,57	8,39	2,44	305,73	25,99	359,89	89,97
0,2	204,24	58,21	13,58	3,95	322,51	27,41	362,87	90,72
0,22	272,37	77,63	181,26	52,75	391,54	33,28	335,90	83,98
0,24	204,01	58,14	17,08	4,97	323,37	27,49	361,51	90,38
0,26	193,41	55,12	7,79	2,27	322,09	27,38	352,47	88,12
0,28	192,80	54,95	8,46	2,46	283,26	24,08	342,45	85,61
0,3	219,57	62,58	10,92	3,18	292,44	24,86	343,37	85,84
0,32	198,22	56,49	7,64	2,22	329,03	27,97	351,37	87,84
0,34	206,51	58,85	10,54	3,07	314,46	26,73	365,84	91,46
0,36	196,52	56,01	8,55	2,49	283,17	24,07	343,86	85,96
0,38	197,73	56,35	8,55	2,49	283,39	24,09	344,63	86,16
0,4	209,74	59,78	14,71	4,28	320,56	27,25	364,27	91,07
0,42	212,36	60,52	11,55	3,36	315,47	26,81	366,81	91,70
0,44	203,23	57,92	7,67	2,23	325,63	27,68	352,56	88,14
0,46	191,63	54,62	8,74	2,54	300,20	25,52	376,94	94,24
0,48	203,50	58,00	8,80	2,56	283,00	24,05	342,75	85,69
0,5	204,93	58,40	8,88	2,58	282,78	24,04	341,62	85,41
0,52	183,84	52,39	20,53	5,97	307,12	26,10	354,61	88,65
0,54	210,52	60,00	9,97	2,90	309,73	26,33	370,55	92,64
0,56	212,31	60,51	12,15	3,54	314,29	26,71	369,88	92,47
0,58	209,28	59,65	24,18	7,04	325,96	27,71	343,23	85,81
0,6	205,46	58,56	7,93	2,31	293,84	24,98	364,20	91,05
0,62	213,17	60,75	8,87	2,58	281,70	23,94	339,60	84,90
0,64	221,18	63,04	14,43	4,20	317,07	26,95	370,59	92,65
0,66	208,48	59,42	8,60	2,50	304,65	25,90	372,61	93,15
0,68	215,57	61,44	9,96	2,90	308,16	26,19	372,04	93,01

Tablo A.2 devamı

0,7	217,64	62,03	12,70	3,69	313,45	26,64	371,60	92,90
0,72	219,26	62,49	11,37	3,31	311,21	26,45	370,65	92,66
0,74	222,28	63,35	8,74	2,54	280,30	23,83	336,26	84,06
0,76	225,09	64,15	8,73	2,54	279,95	23,80	334,12	83,53
0,78	211,79	60,36	14,32	4,17	310,18	26,37	369,47	92,37
0,8	214,53	61,14	9,63	2,80	302,43	25,71	374,09	93,52
0,82	226,85	64,65	13,83	4,02	314,76	26,75	371,18	92,80
0,84	220,70	62,90	9,14	2,66	306,19	26,03	372,63	93,16
0,86	199,05	56,73	16,51	4,81	279,85	23,79	352,18	88,05
0,88	202,16	57,62	12,93	3,76	285,76	24,29	352,85	88,21
0,9	223,03	63,56	9,70	2,82	306,74	26,07	373,39	93,35
0,92	204,11	58,17	30,13	8,77	311,84	26,51	353,13	88,28
0,94	193,09	55,03	16,66	4,85	286,22	24,33	369,36	92,34
0,96	201,47	57,42	7,83	2,28	293,35	24,94	369,60	92,40
0,98	219,84	62,65	8,75	2,55	298,28	25,35	373,00	93,25
1	195,17	55,62	10,28	2,99	277,82	23,61	355,36	88,84
1,02	253,49	72,25	10,75	3,13	286,55	24,36	375,68	93,92
1,04	245,59	69,99	15,16	4,41	306,54	26,06	360,08	90,02
1,06	235,76	67,19	11,40	3,32	310,48	26,39	372,34	93,08
1,08	209,44	59,69	7,87	2,29	294,31	25,02	372,30	93,08
1,1	259,35	73,91	11,45	3,33	312,16	26,53	362,01	90,50
1,12	237,90	67,80	16,29	4,74	304,73	25,90	374,33	93,58
1,14	246,30	70,20	23,71	6,90	283,89	24,13	354,98	88,75
1,16	268,13	76,42	71,70	20,87	331,32	28,16	366,03	91,51
1,18	231,68	66,03	8,39	2,44	304,24	25,86	375,82	93,95
1,2	244,64	69,72	14,20	4,13	315,82	26,84	372,03	93,01
1,22	183,37	52,26	12,04	3,50	276,46	23,50	365,12	91,28
1,24	241,58	68,85	10,59	3,08	309,47	26,30	373,70	93,43
1,26	244,33	69,63	10,95	3,19	308,82	26,25	372,49	93,12
1,28	246,75	70,32	11,89	3,46	312,01	26,52	373,21	93,30
1,3	239,76	68,33	9,12	2,65	306,91	26,09	374,92	93,73
1,32	249,70	71,17	13,54	3,94	314,46	26,73	372,48	93,12
1,34	258,80	73,76	12,48	3,63	309,30	26,29	369,36	92,34
1,36	240,66	68,59	8,62	2,51	306,20	26,03	375,39	93,85
1,38	241,14	68,73	8,52	2,48	306,10	26,02	375,49	93,87
1,4	186,23	53,07	11,34	3,30	274,72	23,35	368,74	92,19
1,42	250,54	71,41	11,32	3,29	312,05	26,52	373,31	93,33
1,44	248,89	70,93	11,84	3,44	313,81	26,67	371,31	92,83
1,46	255,69	72,87	12,65	3,68	314,24	26,71	372,75	93,19
1,48	252,90	72,08	11,23	3,27	313,35	26,63	372,99	93,25
1,5	253,33	72,20	11,39	3,31	313,05	26,61	369,16	92,29
1,52	215,03	61,28	10,95	3,19	288,81	24,55	375,60	93,90
1,54	199,16	56,76	10,05	2,92	276,38	23,49	371,42	92,86

Tablo A.2 devamı

1,56	266,21	75,87	10,07	2,93	312,86	26,59	367,83	91,96
1,58	248,37	70,78	10,95	3,19	311,78	26,50	376,09	94,02
1,6	253,36	72,21	9,11	2,65	309,29	26,29	374,48	93,62
1,62	203,24	57,92	9,58	2,79	276,66	23,52	372,02	93,00
1,64	204,62	58,32	9,59	2,79	276,76	23,52	372,33	93,08
1,66	308,80	88,01	55,44	16,13	344,98	29,32	369,50	92,37
1,68	239,58	68,28	11,55	3,36	293,58	24,95	362,57	90,64
1,7	268,69	76,58	11,44	3,33	313,68	26,66	372,69	93,17
1,72	258,90	73,79	10,26	2,98	308,41	26,22	372,59	93,15
1,74	213,41	60,82	9,08	2,64	278,74	23,69	373,23	93,31
1,76	260,21	74,16	10,77	3,13	307,61	26,15	372,85	93,21
1,78	261,93	74,65	11,06	3,22	314,58	26,74	373,17	93,29
1,8	260,84	74,34	8,59	2,50	310,24	26,37	373,67	93,42
1,82	255,60	72,85	9,62	2,80	302,20	25,69	367,69	91,92
1,84	273,52	77,95	11,38	3,31	316,51	26,90	370,45	92,61
1,86	271,84	77,47	8,54	2,48	306,20	26,03	368,33	92,08
1,88	257,06	73,26	8,89	2,59	304,26	25,86	368,07	92,02
1,9	224,57	64,00	8,58	2,50	281,17	23,90	374,06	93,51
1,92	278,27	79,31	12,47	3,63	318,50	27,07	371,52	92,88
1,94	266,68	76,00	8,42	2,45	311,11	26,44	374,57	93,64
1,96	252,10	71,85	8,61	2,51	302,25	25,69	371,37	92,84
1,98	295,51	84,22	11,07	3,22	309,96	26,35	372,60	93,15
2	277,63	79,12	10,69	3,11	316,52	26,90	372,20	93,05
2,02	280,75	80,02	10,04	2,92	315,72	26,84	372,77	93,19
2,04	264,62	75,42	8,57	2,49	309,97	26,35	374,91	93,73
2,06	280,79	80,03	10,72	3,12	317,35	26,97	371,93	92,98
2,08	287,07	81,82	9,55	2,78	315,77	26,84	373,40	93,35
2,1	277,89	79,20	9,24	2,69	314,99	26,77	372,99	93,25
2,12	285,99	81,51	11,34	3,30	319,16	27,13	371,38	92,85
2,14	282,85	80,61	10,06	2,93	317,22	26,96	372,06	93,01
2,16	217,36	61,95	18,73	5,45	305,94	26,00	325,15	81,29
2,18	285,36	81,33	10,08	2,93	317,88	27,02	371,73	92,93
2,2	283,43	80,78	9,37	2,73	316,66	26,92	372,41	93,10
2,22	303,31	86,44	9,90	2,88	318,72	27,09	372,05	93,01
2,24	286,78	81,73	9,63	2,80	317,77	27,01	371,98	92,99
2,26	292,03	83,23	10,97	3,19	320,58	27,25	370,94	92,74
2,28	285,54	81,38	8,94	2,60	316,84	26,93	372,57	93,14
2,3	293,29	83,59	10,58	3,08	320,52	27,24	370,95	92,74
2,32	293,70	83,70	10,46	3,04	320,62	27,25	370,94	92,73
2,34	296,11	84,39	10,84	3,15	321,61	27,34	370,61	92,65
2,36	294,33	83,88	10,00	2,91	320,40	27,23	371,04	92,76
2,38	285,79	81,45	8,24	2,40	316,37	26,89	373,64	93,41
2,4	290,52	82,80	8,73	2,54	318,19	27,05	372,22	93,05

Tablo A.2 devamı

2,42	298,53	85,08	10,32	3,00	321,96	27,37	370,66	92,66
2,44	301,90	86,04	8,40	2,44	317,66	27,00	372,70	93,17
2,46	317,75	90,56	8,68	2,53	319,00	27,12	369,79	92,45
2,48	291,20	82,99	8,38	2,44	318,36	27,06	373,14	93,28
2,5	291,82	83,17	8,26	2,40	318,42	27,07	372,81	93,20
2,52	306,64	87,39	10,77	3,13	324,54	27,59	369,76	92,44
2,54	303,76	86,57	9,79	2,85	323,06	27,46	370,19	92,55
2,56	307,26	87,57	9,24	2,69	321,23	27,30	370,47	92,62
2,58	326,43	93,03	8,71	2,54	318,85	27,10	365,49	91,37
2,6	305,14	86,96	9,41	2,74	323,31	27,48	370,43	92,61
2,62	301,14	85,83	8,44	2,46	321,43	27,32	370,79	92,70
2,64	319,37	91,02	8,95	2,61	319,16	27,13	368,40	92,10
2,66	314,24	89,56	10,27	2,99	326,27	27,73	369,20	92,30
2,68	315,47	89,91	9,21	2,68	321,72	27,35	368,10	92,03
2,7	316,86	90,30	9,75	2,84	325,90	27,70	369,35	92,34
2,72	320,11	91,23	10,61	3,09	318,17	27,04	370,75	92,69
2,74	313,98	89,49	8,96	2,61	325,19	27,64	369,10	92,28
2,76	321,08	91,51	9,07	2,64	319,76	27,18	366,19	91,55
2,78	314,95	89,76	8,51	2,48	325,01	27,63	368,62	92,16
2,8	310,03	88,36	8,48	2,47	324,62	27,59	369,65	92,41
2,82	319,42	91,04	9,75	2,84	325,66	27,68	367,77	91,94
2,84	327,84	93,43	10,54	3,07	310,86	26,42	370,89	92,72
2,86	322,11	91,80	8,62	2,51	326,40	27,74	368,46	92,12
2,88	318,67	90,82	9,77	2,84	314,43	26,73	369,77	92,44
2,9	324,37	92,45	8,65	2,52	328,02	27,88	367,33	91,83
2,92	331,85	94,58	16,59	4,83	327,18	27,81	371,70	92,93
2,94	327,23	93,26	9,24	2,69	329,42	28,00	369,40	92,35
2,96	321,43	91,61	9,01	2,62	324,75	27,60	367,93	91,98
2,98	327,87	93,44	9,60	2,79	330,80	28,12	370,12	92,53
3	323,96	92,33	9,42	2,74	319,21	27,13	364,90	91,23
3,02	327,51	93,34	9,35	2,72	331,40	28,17	370,09	92,52
3,04	324,60	92,51	9,86	2,87	328,04	27,88	367,09	91,77
3,06	322,00	91,77	10,78	3,14	314,61	26,74	362,46	90,61
3,08	321,86	91,73	9,37	2,73	325,81	27,69	364,67	91,17
3,1	327,98	93,47	9,44	2,75	330,84	28,12	370,89	92,72
3,12	317,00	90,34	11,24	3,27	297,75	25,31	357,73	89,43
3,14	326,50	93,05	11,76	3,42	323,83	27,53	370,83	92,71
3,16	327,08	93,22	9,55	2,78	327,26	27,82	371,71	92,93
3,18	327,68	93,39	9,13	2,66	332,33	28,25	371,79	92,95
3,2	327,08	93,22	10,45	3,04	331,66	28,19	371,56	92,89
3,22	326,14	92,95	12,71	3,70	326,88	27,78	371,19	92,80
3,24	327,02	93,20	8,50	2,47	330,22	28,07	371,88	92,97
3,26	326,57	93,07	9,90	2,88	330,94	28,13	369,93	92,48

Tablo A.2 devamı

3,28	326,41	93,03	8,41	2,45	333,57	28,35	371,75	92,94
3,3	325,92	92,89	9,84	2,86	329,53	28,01	371,60	92,90
3,32	325,68	92,82	8,72	2,54	330,66	28,11	371,63	92,91
3,34	325,29	92,71	9,06	2,64	328,36	27,91	369,91	92,48
3,36	325,08	92,65	8,34	2,43	330,48	28,09	371,51	92,88
3,38	324,74	92,55	9,03	2,63	332,97	28,30	371,45	92,86
3,4	324,41	92,46	8,35	2,43	330,93	28,13	371,39	92,85
3,42	324,07	92,36	8,36	2,43	332,67	28,28	371,32	92,83
3,44	323,38	92,16	13,47	3,92	326,49	27,75	371,11	92,78
3,46	323,38	92,16	8,36	2,43	326,73	27,77	371,20	92,80
3,48	323,00	92,06	8,75	2,55	328,78	27,95	371,09	92,77
3,5	322,70	91,97	8,37	2,44	336,45	28,60	371,07	92,77
3,52	322,35	91,87	8,44	2,46	321,83	27,36	371,01	92,75
3,54	320,70	91,40	11,73	3,41	295,02	25,08	369,42	92,36
3,56	321,66	91,67	8,66	2,52	326,35	27,74	370,88	92,72
3,58	321,32	91,57	8,39	2,44	321,17	27,30	370,81	92,70
3,6	320,96	91,47	8,49	2,47	329,03	27,97	370,74	92,69
3,62	320,60	91,37	8,44	2,46	326,69	27,77	370,67	92,67
3,64	320,27	91,28	8,52	2,48	311,79	26,50	370,62	92,65
3,66	319,92	91,18	8,51	2,48	327,66	27,85	370,55	92,64
3,68	319,57	91,08	9,10	2,65	329,58	28,01	370,49	92,62
3,7	313,24	89,27	27,32	7,95	310,19	26,37	368,28	92,07
3,72	318,57	90,79	9,95	2,90	317,17	26,96	370,35	92,59
3,74	318,51	90,77	8,81	2,57	321,84	27,36	370,29	92,57
3,76	318,14	90,67	8,58	2,50	315,52	26,82	370,21	92,55
3,78	317,79	90,57	9,54	2,78	323,00	27,46	370,16	92,54
3,8	317,44	90,47	8,42	2,45	321,60	27,34	370,09	92,52
3,82	317,09	90,37	8,42	2,45	329,56	28,01	370,02	92,51
3,84	316,73	90,27	8,43	2,45	331,34	28,16	369,92	92,48
3,86	316,36	90,16	8,46	2,46	314,92	26,77	369,23	92,31
3,88	316,01	90,06	8,43	2,45	325,38	27,66	369,79	92,45

EK 3: %0 Infraspinatus Etkinliği Zamana Bağlı Kas Kuvveti Değerleri

Tablo A.3 %0 infraspinatus etkinliğinde kaslardaki MİK ve %EMG değerleri

%0 INFRASPINATUS KASI ETKİNLİĞİ								
Zaman (s)	INFRASPINATUS (N)		SUBSCAPULARIS (N)		DELTOID MIDDLE (N)		SUPRASPINATUS (N)	
	MİK	EMG %28,5	MİK	EMG %29,1	MİK	EMG %8,5	MİK	EMG %25
0	0,00	0,00	7,49	2,18	807,17	68,61	378,66	94,67
0,02	0,00	0,00	8,00	2,33	805,38	68,46	378,50	94,63
0,04	0,00	0,00	7,51	2,18	729,21	61,98	378,62	94,65
0,06	0,00	0,00	7,53	2,19	802,35	68,20	378,59	94,65
0,08	0,00	0,00	7,63	2,22	796,96	67,74	378,57	94,64
0,1	0,00	0,00	7,55	2,20	799,96	68,00	378,55	94,64
0,12	0,00	0,00	7,54	2,19	793,29	67,43	378,53	94,63
0,14	0,00	0,00	7,55	2,20	792,54	67,37	378,50	94,62
0,16	0,00	0,00	7,54	2,20	795,58	67,62	378,48	94,62
0,18	0,00	0,00	7,62	2,22	791,36	67,27	378,45	94,61
0,2	0,00	0,00	7,56	2,20	782,35	66,50	378,43	94,61
0,22	0,00	0,00	8,12	2,36	782,53	66,51	378,37	94,59
0,24	0,00	0,00	106,40	30,96	747,56	63,54	376,61	94,15
0,26	0,00	0,00	8,07	2,35	787,60	66,95	378,35	94,59
0,28	0,00	0,00	22,87	6,66	624,70	53,10	378,26	94,56
0,3	0,00	0,00	7,59	2,21	783,63	66,61	378,31	94,58
0,32	0,00	0,00	7,60	2,21	774,18	65,81	378,28	94,57
0,34	0,00	0,00	19,79	5,76	771,95	65,62	377,98	94,50
0,36	0,00	0,00	7,61	2,21	780,18	66,32	378,23	94,56
0,38	0,00	0,00	7,61	2,21	711,17	60,45	378,20	94,55
0,4	0,00	0,00	7,69	2,24	766,16	65,12	378,17	94,54
0,42	0,00	0,00	7,63	2,22	775,39	65,91	378,15	94,54
0,44	0,00	0,00	7,71	2,24	764,90	65,02	378,11	94,53
0,46	0,00	0,00	7,64	2,22	770,47	65,49	378,09	94,52
0,48	0,00	0,00	7,64	2,22	760,23	64,62	378,07	94,52
0,5	0,00	0,00	7,71	2,24	761,40	64,72	378,03	94,51
0,52	0,00	0,00	7,97	2,32	757,98	64,43	377,99	94,50
0,54	0,00	0,00	7,66	2,23	758,68	64,49	377,98	94,50
0,56	0,00	0,00	7,74	2,25	757,36	64,38	377,94	94,49
0,58	0,00	0,00	7,68	2,23	761,50	64,73	377,92	94,48
0,6	0,00	0,00	8,02	2,33	751,79	63,90	377,89	94,47
0,62	0,00	0,00	7,80	2,27	752,16	63,93	377,85	94,46
0,64	0,00	0,00	8,86	2,58	754,64	64,14	377,75	94,44
0,66	0,00	0,00	7,79	2,27	748,95	63,66	377,80	94,45
0,68	0,00	0,00	7,86	2,29	748,05	63,58	377,77	94,44

Tablo A.3 devamı

0,7	0,00	0,00	7,71	2,24	753,99	64,09	377,75	94,44
0,72	0,00	0,00	7,71	2,24	752,67	63,98	377,71	94,43
0,74	0,00	0,00	7,72	2,25	751,96	63,92	377,68	94,42
0,76	0,00	0,00	7,72	2,25	731,48	62,18	377,65	94,41
0,78	0,00	0,00	7,83	2,28	737,86	62,72	377,61	94,40
0,8	0,00	0,00	32,84	9,56	705,76	59,99	377,06	94,27
0,82	0,00	0,00	72,84	21,20	610,35	51,88	371,18	92,80
0,84	0,00	0,00	7,83	2,28	736,68	62,62	377,51	94,38
0,86	0,00	0,00	7,79	2,27	737,88	62,72	377,49	94,37
0,88	0,00	0,00	7,77	2,26	731,97	62,22	377,45	94,36
0,9	0,00	0,00	7,91	2,30	730,22	62,07	377,41	94,35
0,92	0,00	0,00	7,78	2,27	737,07	62,65	377,39	94,35
0,94	0,00	0,00	7,92	2,31	727,54	61,84	377,34	94,34
0,96	0,00	0,00	7,78	2,26	732,31	62,25	377,33	94,33
0,98	0,00	0,00	7,88	2,29	726,87	61,78	377,28	94,32
1	0,00	0,00	7,94	2,31	730,65	62,11	377,25	94,31
1,02	0,00	0,00	8,04	2,34	719,84	61,19	377,21	94,30
1,04	0,00	0,00	7,99	2,33	720,39	61,23	377,18	94,29
1,06	0,00	0,00	7,85	2,28	720,09	61,21	377,13	94,28
1,08	0,00	0,00	7,93	2,31	716,25	60,88	377,10	94,27
1,1	0,00	0,00	7,83	2,28	717,33	60,97	377,08	94,27
1,12	0,00	0,00	8,03	2,34	715,60	60,83	377,02	94,26
1,14	0,00	0,00	8,02	2,33	711,30	60,46	376,99	94,25
1,16	0,00	0,00	8,03	2,34	711,29	60,46	376,96	94,24
1,18	0,00	0,00	8,02	2,33	710,06	60,36	376,93	94,23
1,2	0,00	0,00	7,86	2,29	715,55	60,82	376,90	94,22
1,22	0,00	0,00	7,95	2,31	706,61	60,06	376,85	94,21
1,24	0,00	0,00	7,87	2,29	711,10	60,44	376,83	94,21
1,26	0,00	0,00	7,93	2,31	227,52	19,34	376,78	94,20
1,28	0,00	0,00	7,87	2,29	226,17	19,22	376,75	94,19
1,3	0,00	0,00	7,88	2,29	225,45	19,16	376,71	94,18
1,32	0,00	0,00	7,88	2,29	282,63	24,02	376,67	94,17
1,34	0,00	0,00	15,76	4,59	289,03	24,57	376,20	94,05
1,36	0,00	0,00	8,00	2,33	222,58	18,92	376,59	94,15
1,38	0,00	0,00	58,66	17,07	368,52	31,32	370,28	92,57
1,4	0,00	0,00	7,92	2,30	219,70	18,67	376,51	94,13
1,42	0,00	0,00	42,44	12,35	265,98	22,61	367,62	91,91
1,44	0,00	0,00	7,95	2,31	222,72	18,93	376,44	94,11
1,46	0,00	0,00	7,92	2,31	217,38	18,48	376,40	94,10
1,48	0,00	0,00	15,31	4,46	232,83	19,79	376,32	94,08
1,5	0,00	0,00	8,02	2,33	214,95	18,27	376,30	94,08
1,52	0,00	0,00	7,98	2,32	217,65	18,50	376,28	94,07
1,54	0,00	0,00	8,22	2,39	215,15	18,29	376,22	94,06

Tablo A.3 devamı

1,56	0,00	0,00	7,94	2,31	221,19	18,80	376,20	94,05
1,58	0,00	0,00	7,99	2,33	215,55	18,32	376,14	94,03
1,6	0,00	0,00	7,99	2,33	220,89	18,78	376,11	94,03
1,62	0,00	0,00	43,85	12,76	282,89	24,05	367,06	91,77
1,64	0,00	0,00	7,97	2,32	215,13	18,29	376,03	94,01
1,66	0,00	0,00	33,29	9,69	230,40	19,58	372,44	93,11
1,68	0,00	0,00	8,02	2,33	220,98	18,78	375,94	93,98
1,7	0,00	0,00	35,02	10,19	234,79	19,96	366,63	91,66
1,72	0,00	0,00	50,42	14,67	316,39	26,89	364,79	91,20
1,74	0,00	0,00	40,89	11,90	257,65	21,90	367,83	91,96
1,76	0,00	0,00	8,10	2,36	206,81	17,58	375,75	93,94
1,78	0,00	0,00	8,02	2,34	207,60	17,65	375,72	93,93
1,8	0,00	0,00	8,47	2,46	207,01	17,60	375,62	93,91
1,82	0,00	0,00	8,02	2,33	214,31	18,22	375,64	93,91
1,84	0,00	0,00	51,95	15,12	311,70	26,49	367,87	91,97
1,86	0,00	0,00	8,03	2,34	214,01	18,19	375,55	93,89
1,88	0,00	0,00	8,04	2,34	216,46	18,40	375,50	93,88
1,9	0,00	0,00	8,03	2,34	217,25	18,47	375,46	93,86
1,92	0,00	0,00	8,68	2,53	206,95	17,59	375,38	93,85
1,94	0,00	0,00	39,99	11,64	251,84	21,41	366,14	91,54
1,96	0,00	0,00	8,06	2,35	216,68	18,42	375,32	93,83
1,98	0,00	0,00	8,52	2,48	204,55	17,39	375,25	93,81
2	0,00	0,00	12,57	3,66	221,03	18,79	375,22	93,81
2,02	0,00	0,00	8,09	2,35	209,46	17,80	375,18	93,79
2,04	0,00	0,00	8,08	2,35	208,81	17,75	375,12	93,78
2,06	0,00	0,00	8,07	2,35	214,78	18,26	375,08	93,77
2,08	0,00	0,00	8,07	2,35	214,88	18,26	375,04	93,76
2,1	0,00	0,00	8,08	2,35	213,10	18,11	374,99	93,75
2,12	0,00	0,00	8,15	2,37	214,44	18,23	374,94	93,74
2,14	0,00	0,00	8,18	2,38	207,82	17,66	374,88	93,72
2,16	0,00	0,00	8,09	2,35	208,16	17,69	374,84	93,71
2,18	0,00	0,00	8,10	2,36	214,62	18,24	374,80	93,70
2,2	0,00	0,00	8,10	2,36	213,74	18,17	374,75	93,69
2,22	0,00	0,00	8,12	2,36	201,36	17,12	374,70	93,67
2,24	0,00	0,00	9,67	2,81	207,33	17,62	374,65	93,66
2,26	0,00	0,00	8,12	2,36	212,25	18,04	374,60	93,65
2,28	0,00	0,00	8,20	2,39	213,52	18,15	374,55	93,64
2,3	0,00	0,00	8,12	2,36	211,86	18,01	374,50	93,62
2,32	0,00	0,00	18,47	5,38	206,80	17,58	374,34	93,59
2,34	0,00	0,00	8,13	2,37	212,38	18,05	374,40	93,60
2,36	0,00	0,00	9,08	2,64	197,33	16,77	374,28	93,57
2,38	0,00	0,00	17,38	5,06	200,52	17,04	374,13	93,53
2,4	0,00	0,00	8,14	2,37	192,30	16,35	374,24	93,56

Tablo A.3 devamı

2,42	0,00	0,00	13,77	4,01	204,42	17,38	374,17	93,54
2,44	0,00	0,00	8,16	2,37	206,58	17,56	374,14	93,54
2,46	0,00	0,00	8,19	2,38	211,12	17,94	374,09	93,52
2,48	0,00	0,00	8,17	2,38	204,27	17,36	374,04	93,51
2,5	0,00	0,00	8,38	2,44	202,14	17,18	373,98	93,50
2,52	0,00	0,00	8,36	2,43	196,60	16,71	373,90	93,47
2,54	0,00	0,00	8,31	2,42	207,75	17,66	373,87	93,47
2,56	0,00	0,00	8,18	2,38	202,36	17,20	373,82	93,46
2,58	0,00	0,00	8,19	2,38	209,07	17,77	373,77	93,44
2,6	0,00	0,00	8,25	2,40	202,61	17,22	373,72	93,43
2,62	0,00	0,00	8,19	2,38	174,13	14,80	373,65	93,41
2,64	0,00	0,00	9,79	2,85	195,06	16,58	373,60	93,40
2,66	0,00	0,00	8,21	2,39	205,75	17,49	373,55	93,39
2,68	0,00	0,00	8,25	2,40	199,80	16,98	373,48	93,37
2,7	0,00	0,00	8,21	2,39	223,60	19,01	373,44	93,36
2,72	0,00	0,00	8,22	2,39	330,38	28,08	373,38	93,35
2,74	0,00	0,00	8,23	2,40	197,41	16,78	373,33	93,33
2,76	0,00	0,00	8,24	2,40	493,12	41,92	373,28	93,32
2,78	0,00	0,00	8,23	2,39	397,30	33,77	366,12	91,53
2,8	0,00	0,00	8,23	2,40	419,21	35,63	373,17	93,29
2,82	0,00	0,00	8,24	2,40	328,91	27,96	373,10	93,28
2,84	0,00	0,00	8,24	2,40	332,14	28,23	373,06	93,26
2,86	0,00	0,00	8,25	2,40	364,67	31,00	372,99	93,25
2,88	0,00	0,00	8,25	2,40	548,63	46,63	372,94	93,24
2,9	0,00	0,00	8,26	2,40	189,39	16,10	372,87	93,22
2,92	0,00	0,00	8,26	2,40	465,50	39,57	372,83	93,21
2,94	0,00	0,00	8,26	2,40	189,14	16,08	372,77	93,19
2,96	0,00	0,00	8,27	2,41	514,73	43,75	372,71	93,18
2,98	0,00	0,00	8,61	2,50	207,61	17,65	371,23	92,81
3	0,00	0,00	8,30	2,41	353,01	30,01	370,53	92,63
3,02	0,00	0,00	8,28	2,41	428,43	36,42	372,53	93,13
3,04	0,00	0,00	13,29	3,87	559,73	47,58	372,36	93,09
3,06	0,00	0,00	8,30	2,41	325,28	27,65	372,41	93,10
3,08	0,00	0,00	20,24	5,89	350,14	29,76	361,48	90,37
3,1	0,00	0,00	8,29	2,41	533,00	45,30	372,30	93,07
3,12	0,00	0,00	8,30	2,41	513,28	43,63	372,24	93,06
3,14	0,00	0,00	8,32	2,42	451,63	38,39	372,15	93,04
3,16	0,00	0,00	8,31	2,42	616,85	52,43	372,12	93,03
3,18	0,00	0,00	8,31	2,42	552,29	46,94	372,04	93,01
3,2	0,00	0,00	8,31	2,42	619,86	52,69	372,00	93,00
3,22	0,00	0,00	8,32	2,42	613,36	52,14	371,94	92,99
3,24	0,00	0,00	8,38	2,44	575,35	48,91	371,86	92,96
3,26	0,00	0,00	8,32	2,42	608,43	51,72	371,82	92,95

Tablo A.3 devamı

3,28	0,00	0,00	8,33	2,42	614,88	52,26	371,76	92,94
3,3	0,00	0,00	14,90	4,34	404,81	34,41	339,82	84,96
3,32	0,00	0,00	8,33	2,43	612,79	52,09	371,63	92,91
3,34	0,00	0,00	8,34	2,43	611,87	52,01	371,51	92,88
3,36	0,00	0,00	8,47	2,47	592,27	50,34	370,98	92,74
3,38	0,00	0,00	8,37	2,44	596,67	50,72	370,89	92,72
3,4	0,00	0,00	8,35	2,43	591,16	50,25	371,37	92,84
3,42	0,00	0,00	8,35	2,43	605,64	51,48	371,32	92,83
3,44	0,00	0,00	8,36	2,43	574,96	48,87	371,24	92,81
3,46	0,00	0,00	8,60	2,50	545,10	46,33	366,17	91,54
3,48	0,00	0,00	8,36	2,43	602,10	51,18	371,13	92,78
3,5	0,00	0,00	8,37	2,43	572,76	48,68	371,07	92,77
3,52	0,00	0,00	8,41	2,45	577,69	49,10	368,67	92,17
3,54	0,00	0,00	8,39	2,44	565,14	48,04	370,47	92,62
3,56	0,00	0,00	8,39	2,44	580,69	49,36	370,77	92,69
3,58	0,00	0,00	8,39	2,44	551,34	46,86	370,35	92,59
3,6	0,00	0,00	8,38	2,44	571,10	48,54	370,74	92,69
3,62	0,00	0,00	8,39	2,44	589,83	50,14	370,68	92,67
3,64	0,00	0,00	8,39	2,44	564,79	48,01	370,62	92,65
3,66	0,00	0,00	8,40	2,44	527,80	44,86	370,55	92,64
3,68	0,00	0,00	8,40	2,44	548,30	46,61	370,48	92,62
3,7	0,00	0,00	8,42	2,45	548,42	46,62	370,36	92,59
3,72	0,00	0,00	8,41	2,45	531,77	45,20	370,34	92,58
3,74	0,00	0,00	8,41	2,45	40,53	3,44	369,48	92,37
3,76	0,00	0,00	8,41	2,45	57,37	4,88	370,22	92,55
3,78	0,00	0,00	8,42	2,45	59,17	5,03	370,11	92,53
3,8	0,00	0,00	8,42	2,45	53,06	4,51	370,09	92,52
3,82	0,00	0,00	8,43	2,45	37,01	3,15	370,01	92,50
3,84	0,00	0,00	8,43	2,45	48,04	4,08	369,96	92,49
3,86	0,00	0,00	8,43	2,45	11,67	0,99	369,82	92,46
3,88	0,00	0,00	8,44	2,45	46,68	3,97	369,75	92,44