



**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ**

**ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI**

**ROTATOR MANŞET RÜPTÜRÜNDE TEDAVİ AMACIYLA TASARLANAN
SUBAKROMİYAL BURSA REPLASMAN İMPLANTININ OMUZ
BİYOMEKANİK MODELİNDE UYGULANMASI**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Can ÇETİN

ANKARA - 2023



**BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
TIP FAKÜLTESİ**

**ORTOPEDİ VE TRAVMATOLOJİ
ANABİLİM DALI**

**ROTATOR MANŞET RÜPTÜRÜNDE TEDAVİ AMACIYLA TASARLANAN
SUBAKROMİYAL BURSA REPLASMAN İMPLANTININ OMUZ
BİYOMEKANİK MODELİNDE UYGULANMASI**

UZMANLIK TEZİ

Dr. Can ÇETİN

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. İlhami KURU
Doç. Dr. Ergin TÖNÜK**

ANKARA - 2023

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında bana yol gösteren ve yardımcı olan, uzmanlık eğitimim boyunca engin cerrahi tecrübe ve bilgisini paylaşan değerli danışman hocam Prof. Dr. İlhami Kuru'ya teşekkürü borç bilirim.

Tezimin planlanması ve gerçekleştirilmesinde mühendislik alanındaki görüşleriyle büyük katkı sağlayan değerli ortak danışman hocam Doç. Dr. Ergin Tönük'e sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum. Çalışmanın yöntemi başta olmak üzere her aşamasında beni yönlendirdiği için müteşekkirim.

Uzmanlık eğitimim süresince emek veren, bilgi ve tecrübelerini esirgemedi paylaşan değerli hocalarım; Prof. Dr. İsmail Cengiz Tuncay, Prof. Dr. Hüseyin Demirörs, Prof. Dr. Rahmi Can Akgün, Prof. Dr. Orçun Şahin, Doç. Dr. Bahtiyar Haberal ve Dr. Öğr. Üyesi Ekin Kaya Şimşek'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmam boyunca mühendislik alanında bana destek veren, çalışmanın uygulanmasında beraber çalıştığım ve çalışmaktan mutlu olduğum çalışma arkadaşım Arş. Gör. Koray Melih Yatağan'a teşekkürlerimi sunarım.

Tez öncesi hazırlık aşamasında Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi Anabilim Dalı'nda hem kadavra diseksiyonunda hem de çalışmada görüşlerini paylaşarak yol gösteren Prof. Dr. İbrahim Tekdemir, Prof. Dr. Halil İbrahim Açar, Dr. Yiğit Güngör ve bütün bölüm çalışanlarına da teşekkürlerimi sunuyorum.

Bugünlere gelmemi sağlayan, desteklerini hiçbir zaman eksik etmeyen ailem; annem, babam, kardeşim ve her zaman yanımda olan yol arkadaşım, sevgili eşime en içten sevgi ve teşekkürlerimi sunarım.

Dr. Can ÇETİN

ÖZET

Rotator manşet yırtığı (RMY) eşliğinde ortaya çıkan rotator manşet artropatisi (RMA); nüfusun yaşlanması, yaşlı nüfusun da kas gücü gerektiren işlerde daha fazla yer alması ve her yaştan nüfusun spor aktivitelerine katılması gibi nedenlerle dünya genelinde artış göstermektedir. RMY, omuz fonksiyonlarını bozan ve ağrıya sebep olan bir ortopedik sorundur ve sık görülmektedir. RMY ile omuzun fizyolojik biyomekanik işlevi bozulur ve yol açtığı değişiklikler ile RMA'ya neden olmaktadır. Yapılan tedavilerle, omuz eklemine koruyarak ideal biyomekanik çalışmasına geri döndürme amaçlanmaktadır. Bu amaçla tasarlanan implantın RMY ile glenohumeral eklemden oluşacak değişikliklerin önüne geçilmesi veya azaltılması amaçlanmaktadır. Ayrıca geliştirilen bilgisayar simülasyon modelinin, farklı durumlarda gerçekleşen omuz biyomekaniğindeki değişimleri açıklamasındaki etkinliğini göstermek amaçlanmıştır.

Çalışmada MSC ADAMS programı kullanıldı, literatürden elde edilen omuzdaki yapıların anatomik ve biyomekanik özellikleri tanımlanarak omuz simülasyon modeli oluşturuldu. Sağlıklı omuz simülasyon modelinde her bir patolojiye uygun olarak yapılan değişikliklerle dört farklı yırtık modeli oluşturuldu. Elde edilen sonuçlar literatürle doğrulandıktan sonra bu RMY modellerine tasarlanan prototipin uygulanmasıyla elde edilen değişiklikler incelendi. Prototiple elde edilen veriler, prototipsiz elde edilen verilerle karşılaştırıldı.

Sağlıklı omuz ve dört farklı yırtık modeli ile birlikte beş modelde elde edilen veriler literatürdeki biyomekanik verilerle uyumludur ve doğrulanabilmektedir. Bu da yapılan bilgisayar simülasyon modelinin biyomekanik model olarak başarılı ve uygulanabilir bir model olduğunu göstermektedir.

Prototip uygulanması sonrası bütün yırtık modellerinde gerçekleştirilebilen abduksiyon açısında artış sağlandı. Ayrıca bütün yırtık modellerinde glenoide binen kuvvetin azaldığı gözlemlendi, bu da prototiple glenohumeral eklemi koruyucu bir etki kazanıldığını göstermektedir. Tasarlanan bu prototipin abduksiyon açısını artırarak fonksiyon kazandırabilecek, eklem koruyucu bir implant olmaya aday olduğunu göstermektedir.

Anahtar kelimeler: Omuz Modeli, Omuz Biyomekaniği, Eklem Koruyucu Cerrahi, Rotator Manşet Yırtığı, Rotator Manşet Artropatisi

ABSTRACT

Rotator cuff arthropathy (RCA) accompanied by rotator cuff tear (RCT) is on the rise globally due to aging population, increased involvement of elderly in jobs requiring muscle strength, and participation in sports activities by people of all ages. RCT is a common orthopedic problem that disrupts shoulder functions and causes pain. It impairs the physiological biomechanical function of the shoulder and leads to RCA. The aim of the treatments is to restore the ideal biomechanical function of the shoulder joint while preserving it. A prototype implant was designed to prevent or reduce the changes caused by RCT in the glenohumeral joint. Additionally, the efficacy of the developed computer simulation model in explaining changes in shoulder biomechanics in different situations was intended to be demonstrated.

In the study anatomical and biomechanical characteristics of the structures in the shoulder were defined, and a shoulder simulation model was created in MSC ADAMS program. Four different tear models were created by making changes according to each pathology in the healthy shoulder simulation model. After the results were confirmed with the literature, the changes obtained by applying the prototype to these four different RCT models were examined. The data obtained with the prototype were compared with the data obtained without the prototype.

The data obtained from the healthy shoulder and five models with four different tear models are compatible with the biomechanical data in the literature and can be verified. This shows that the computer simulation model is a successful and applicable biomechanical model.

An increase in the abduction angle was observed in all tear models after the prototype was applied. Additionally, a decrease in the force on the glenoid was observed in all tear models, indicating a protective effect of the prototype on the glenohumeral joint. The designed prototype is a potential joint-protecting implant that can provide function by increasing the abduction angle.

Keywords: Shoulder Model, Shoulder Biomechanics, Joint-Protective Surgery, Rotator Cuff Tear, Rotator Cuff Arthropathy

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ÖZET.....	ii
ABSTRACT.....	iii
İÇİNDEKİLER.....	iv
KISALTMALAR DİZİNİ.....	vi
ŞEKİLLER.....	vii
TABLolar.....	x
GRAFİKLER.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
Amaç.....	3
2. GENEL BİLGİLER.....	4
2.1. Anatomi.....	4
2.2. Omuz Biyomekaniği.....	13
2.3. Rotator Manşet Yırtığı ve Rotator Manşet Artropatisi.....	19
2.4. RMY ve Omuz Artropatilerine Predispozan Teoriler.....	22
2.5. Tanı ve Tedavi.....	23
2.6. Biyomekanik Modeller.....	25
3. GEREÇ VE YÖNTEM.....	29
3.1. Kemik modellerin yapılması.....	30
3.2. Humerusun ağırlığı ve yer çekimi.....	34
3.3. Koordinat Sisteminin Tanımlanması.....	34
3.4. Ligamentlerin ve Labrumun Modellenmesi.....	35
3.5. Tendonların Modellenmesi.....	36
3.6. Sarılma (Wrapping).....	43
3.7. Abdüksiyonun yapılması.....	44
3.8. RMY modellenmesi.....	46
3.9. Subakromial İmplant Prototipinin Dizaynı.....	46
4. BULGULAR.....	51
4.1. Sağlıklı Omuz Simülasyonu.....	51
4.2. Supraspinatus Tam Kat Yırtığı ve İmplantlı Supraspinatus Tam Kat Yırtığı Simülasyonları.....	54
4.3. Posterosuperior Tam Kat Yırtığı ve İmplantlı Posterosuperior Tam Kat Yırtığı Simülasyonları.....	59

4.4. Anterosuperior Tam Kat Yırtığı ve İmplantlı Anterosuperior Tam Kat Yırtığı Simülasyonları	64
4.5. Masif Yırtık ve İmplantlı Masif Yırtık Simülasyonları	69
5. TARTIŞMA	76
6. SONUÇ	83
7. KAYNAKLAR	85



KISALTMALAR DİZİNİ

RMA:	Rotator Manşet Artropatisi
RMY:	Rotator Manşet Yırtığı
RMK:	Rotator Manşet Kasları
GH:	Glenohumeral eklem
AK:	Akromioklavikular eklem
KHL:	Korakohumeral Ligament
SGHL:	Superior Glenohumeral Ligament
MGHL:	Orta (Middle) Glenohumeral Ligament
İGHL:	İnferior Glenohumeral Ligament
HAGL:	Glenohumeral Ligamentin Humeral Avülsiyonu (Humeral Avulsion of Glenohumeral Ligament)
ROM:	Eklem hareket açıklığı (Range of Motion)
RMS:	Rotator Manşet Sendromu
OA:	Osteoartrit
CSA:	Kritik Omuz Açısı (Critical Shoulder Angle)
MR:	Manyetik Rezonans Görüntüleme
NSAİİ:	Non-steroid anti inflamatuvar ilaç
AAOS:	Amerikan Ortopedik Cerrahlar Akademisi (American Academy of Orthopaedic Surgeons)
-DOF:	Serbestlik Derecesi (Degree of Freedom)
ISB:	Uluslararası Biyomekanik Topluluğu (International Society of Biomechanics)
MPa:	Mega Paskal
EMG:	Elektromiyografi
SKR:	Superior Kapsüler Rekonstrüksiyon

ŞEKİLLER

Şekil 1: Omuz dört farklı eklemden meydana gelir.	4
Şekil 2: Anteriordan humerus başı inklinasyon açısı ve superiordan humerus başı retroversiyon açısı	5
Şekil 3: Rotator manşetlerinin humerus proksimaline tutunma yerleri	6
Şekil 4: Posteriordan görünüm, skapulaya tutuna kaslar	7
Şekil 5: Humerusun eklem yüzeyi glenoidin eklem yüzeyinin dört katıdır. Glenoidin hyalin kıkırdığı merkezinde incelik ve en incedir.	8
Şekil 6: Sağ GH eklemine humerus çıkartılmış olarak lateralden görünümü. Superior veya saat 12 yönünde bicepsin uzun başı labrumla kaynaşmış olarak bulunur, anteriorda ve posteroinferiorda Glenohumeral ligamentler labrumla kaynaşır	9
Şekil 7: GH eklemine anterior görünümü, Glenohumeral ligamentler olan SGHL, MGHL, İGHL anterior bandı görülüyor	10
Şekil 8: Deltoid kasın anterior, posterior görünümü	11
Şekil 9: Soldaki resimde kadavra sol omuz posterior görüntüsü görülüyor. Oblik okun sağında Aksiller sinir, solunda posterior humeral circumflex arter görülüyor. Yatay büyük ok ise humerus ve triceps kasını gösteriyor. Sağdaki resim de aynı bölgenin posteriordan bölgenin daha geniş bir halini gösteriyor.	12
Şekil 10: GH eklemine koronal görüntüsü. Çizgili alan rotator intervalin sınırlarını gösteriyor, rotator kablo ve distalinde rotator crescent alan görülüyor.	13
Şekil 11: GH eklemine 6 yönde hareket açıklığı vardır.	14
Şekil 12: Üst ekstremitenin ağırlığı ve ağırlık merkezi	15
Şekil 13: Abdüksiyon ile beraber glenoid üzerinde oluşan eklem tepki kuvveti abdüksiyon 90°'ye ulaştıkça artar	16
Şekil 14: Deltoid humerus başını eleve ederken rotator manşet kasları humerus başını glenoide bastırırlar.	18
Şekil 15: Rotator manşet kaslarının yetersiz kaldığı durumda deltoidin kasının etkisiyle humerus başı superiora yer değiştirir	19
Şekil 16: RMA gelişiminde mekanik ve kimyasal etkenlerin rolü	20
Şekil 17: A: Lateral akromion açısı için subakromial kenara teğet çizilen bir çizgi ile glenoid eklem yüzeyine teğet bir çizgi arasındaki açı kullanılıyor. B: Koronal MR T2 görüntüde lateral akromion açısı 80° olarak görülüyor	22
Şekil 18: Farklı kişilere ait PA omuz direkt grafilerinde CSA ölçülmüş. A grafisinde CSA 46.1° olan bir hastada deltoidin Y-eksenindeki kuvveti üstün gelerek humerus başı superiora yer değiştirdiği görülüyor. B grafisinde ise CSA 30.1° olarak ölçülen bir hastada deltoidin X-eksenindeki kuvveti üstün gelerek glenoide bastırıldığı ve omuzda artropati oluşturduğu görülüyor.	23
Şekil 19: Euler açıları üzerine tanımlanmış 3-DOF bir model	26
Şekil 20: Omuz kompleksini temsil eden açık döngülü (open-loop) 5-DOF model	27
Şekil 21: Maurel'in kapalı döngülü (closed-loop) modeli	27
Şekil 22: Modelin lateralden uzaktan görünümü	31
Şekil 23: Anteriordan görünüm	32
Şekil 24: Lateralden görünüm	32
Şekil 25: Posteriordan görünüm	33
Şekil 26: Superiordan görünüm	33

Şekil 27: Humerusun koordinat sistemi ve GH eklem hareketler	34
Şekil 28: Humerusun koordinat sistemi	35
Şekil 29: GH eklem anteriorından görünümü. Sarı çizgiler bicipital oluğun anterior ve posterioruna uzanan CHL'yi, kırmızı çizgi SGHL'yi, mavi çizgi MGHL'yi ve turuncu çizgi IGHL-A'yı gösteriyor.	36
Şekil 30: Supraspinatus tendonun 4 parçalı olarak origodan insersiyosuna uzanımı	38
Şekil 31: İnfraspinatus tendonun 3 parçalı olarak origodan insersiyosuna uzanımı.....	38
Şekil 32: Teres minor tendonun 2 parçalı olarak origodan insersiyosuna uzanım	39
Şekil 33: Modelin anteriorından görünümü. Subskapularis'in 4 parçası origodan insersiyon noktalarına uzanımları	40
Şekil 34: Modelin anteriorından görünümü. Teres majorun 2 parçası origodan medialden anteriora insersiyon noktalarına uzanımları	41
Şekil 35: Solda posterolateralinden görünümde posterior ve orta deltoidin ikişer origo noktasından insersiyon noktasına uzanımı görülüyor. Sağda anteriorından görünümde anterior deltoidin iki origo noktasından insersiyon noktasına uzanımı görülüyor.	42
Şekil 36: Kullanılan sarılma modelinin temsili. (O: Origo, I: İnsersiyon, C: Kürenin merkezi, A ve B: Temsili olarak teğet geçen noktalar	43
Şekil 37: Modele lateralinden bakış, infraspinatus'un 2. parçasının insersiyosuna yakın bir bölgede kırmızı okla işaretli alanda tanımlanan sarılma özelliği için tanımlanan küre ve kürenin etrafından rijit humerus başına sarılarak insersiyosuna uzanımı görülüyor.....	44
Şekil 38: Modelin anteriorından görünümü, sağlıklı omuzda 90° abduksiyon	45
Şekil 39: Modelin posteriorından görünümü, sağlıklı omuzda 90° abduksiyon	45
Şekil 40: Subakromial implant, Anteroposterior ve mediolateral uzanımda boyutları	47
Şekil 41: Subakromial implant yerleşimi ve boyutları 2.....	47
Şekil 42: Subakromial implant	48
Şekil 43: Abduksiyon sırasında tüberküle daha geniş hareket açısı sağlaması için koronal planda 19° inklinasyon verildi.	48
Şekil 44: Lateralinden görünüm.....	49
Şekil 45: Nötral pozisyonda anteriorından görünüm	49
Şekil 46: Nötral pozisyonda lateralinden ve yakından anterolateralinden görünüm	50
Şekil 47: Soldaki resimde nötr pozisyonda humerus başının glenoide temas noktası; sağdaki resimde 90° abduksiyondayken humerus başının temas noktası görülüyor.	53
Şekil 48: Acromiohumeral intervalin ölçümü.....	53
Şekil 49: Soldaki resimde supraspinatus tam kat yırtığında nötr pozisyonda humerus başının glenoide temas noktası; sağdaki resimde 66.2° abduksiyondayken humerus başının temas noktası görülüyor.....	55
Şekil 50: Soldaki resimde implantlı supraspinatus tam kat yırtığında nötr pozisyonda humerus başının glenoide temas noktası; sağdaki resimde 84.8° abduksiyondayken humerus başının temas noktası görülüyor.	58
Şekil 51: Supraspinatus tam kat yırtığı simülasyonunda abduksiyonun 66.2°'de son anı	58
Şekil 52: İmplantlı supraspinatus tam kat yırtığı simülasyonunda abduksiyonun 84.8°'de son anı	58
Şekil 53: Soldaki resimde posterosuperior tam kat yırtığında nötr pozisyonda humerus başının glenoide temas noktası; sağdaki resimde 59° abduksiyondayken humerus başının temas noktası görülüyor.....	60

Şekil 54: Soldaki resimde implantlı posterosuperior tam kat yırtığında nötr pozisyonda humerus başının glenoide temas noktası; sağdaki resimde 72.2° abduksiyondayken humerus başının temas noktası görülüyor.....	62
Şekil 55: Posterosuperior tam kat yırtığı simülasyonunda abduksiyonun 59°'de son anı	63
Şekil 56: İmplantlı posterosuperior tam kat yırtığı simülasyonunda abduksiyonun 72.2°'de son anı	63
Şekil 57: Soldaki resimde anterosuperior tam kat yırtığında nötr pozisyonda humerus başının glenoide temas noktası; sağdaki resimde 32.6° abduksiyondayken humerus başının temas noktaları görülüyor.....	65
Şekil 58: İmplantlı anterosuperior tam kat yırtığında nötr pozisyond, 32.6° ve 58.4° abduksiyondayken humerus başının temas noktaları görülüyor.	67
Şekil 59: Anterosuperior tam kat yırtığı simülasyonunda abduksiyonun 32.6°'de son anı	68
Şekil 60: İmplantlı anterosuperior tam kat yırtığı simülasyonunda abduksiyonun 58.4°'de son anı	69
Şekil 61: Masif yırtık simülasyonunda 20.7° abduksiyondayken humerus başının temas noktası	70
Şekil 62: İmplantlı masif yırtık simülasyonunda 53.6° abduksiyondayken humerus başının temas noktası	72
Şekil 63: Masif yırtık simülasyonunda abduksiyonun 20.7°'de son anı	73
Şekil 64: İmplantlı masif yırtık simülasyonunda abduksiyonun 53.6°'de son anı	74
Şekil 65: Sagittal planda implanta subakromial çizgiye göre 30° inklinasyon verildi.	80

TABLÖLAR

Tablo 1: Sağlıklı omuz simülasyonunda abdüksiyon sırasında glenoid tepki kuvveti ve temas merkezi koordinatları	52
Tablo 2: Sağlıklı omuz simülasyonunda abdüksiyon sırasında Acromiohumeral interval ve humerus başı merkezi ve akromion uzaklığı.....	53
Tablo 3: Sağlıklı omuz simülasyonunda abdüksiyon sırasında deltoid kuvveti	54
Tablo 4: Supraspinatus Tam Kat Yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında glenoid tepki kuvveti ve temas merkezi koordinatları	55
Tablo 5: Supraspinatus tam kat yırtığında simülasyonunda abdüksiyon sırasında Acromiohumeral interval ve humerus başı merkezi ve akromion uzaklığı	55
Tablo 6: Supraspinatus tam kat yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında deltoid kuvveti	55
Tablo 7: İmplantlı supraspinatus tam kat yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında glenoid tepki kuvveti ve temas merkezi koordinatları	57
Tablo 8: İmplantlı supraspinatus tam kat yırtığında simülasyonunda abdüksiyon sırasında acromiohumeral interval ve humerus başı merkezi ve akromion uzaklığı.....	57
Tablo 9: İmplantlı supraspinatus tam kat yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında deltoid kuvveti.....	57
Tablo 10: Posteriosuperior Tam Kat Yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında glenoid tepki kuvveti ve temas merkezi koordinatları	59
Tablo 11: Posteriosuperior tam kat yırtığında simülasyonunda abdüksiyon sırasında Acromiohumeral interval ve humerus başı merkezi ve akromion uzaklığı	60
Tablo 12: Posteriosuperior tam kat yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında deltoid kuvveti.....	61
Tablo 13: İmplantlı Posteriosuperior Tam Kat Yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında glenoid tepki kuvveti ve temas merkezi koordinatları	62
Tablo 14: İmplantlı posteriosuperior tam kat yırtığında simülasyonunda abdüksiyon sırasında Acromiohumeral interval ve humerus başı merkezi ve akromion uzaklığı	62
Tablo 15: İmplantlı posteriosuperior tam kat yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında deltoid kuvveti.....	63
Tablo 16: Anterosuperior Tam Kat Yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında glenoid tepki kuvveti ve temas merkezi koordinatları	64
Tablo 17: Anterosuperior tam kat yırtığında simülasyonunda abdüksiyon sırasında Acromiohumeral interval ve humerus başı merkezi ve akromion uzaklığı	65
Tablo 18: Anterosuperior tam kat yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında deltoid kuvveti.....	66
Tablo 19: İmplantlı Anterosuperior Tam Kat Yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında glenoid tepki kuvveti ve temas merkezi koordinatları	67
Tablo 20: İmplantlı anterosuperior tam kat yırtığında simülasyonunda abdüksiyon sırasında Acromiohumeral interval ve humerus başı merkezi ve akromion uzaklığı	68
Tablo 21: İmplantlı anterosuperior tam kat yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında deltoid kuvveti.....	68
Tablo 22: Masif Yırtık simülasyonunda abdüksiyon sırasında glenoid tepki kuvveti ve temas merkezi koordinatları	70

Tablo 23: Masif yırtık simülasyonunda abdüksiyon sırasında Acromiohumeral interval ve humerus başı merkezi ve akromion uzaklığı.....	71
Tablo 24: Masif yırtık simülasyonunda abdüksiyon sırasında deltoid kuvveti.....	71
Tablo 25: İmplantlı Masif Yırtık simülasyonunda abdüksiyon sırasında glenoid tepki kuvveti ve temas merkezi koordinatları	72
Tablo 26: İmplantlı masif yırtık simülasyonunda abdüksiyon sırasında Acromiohumeral interval ve humerus başı merkezi ve akromion uzaklığı.....	73
Tablo 27: İmplantlı masif yırtık simülasyonunda abdüksiyon sırasında deltoid kuvveti.....	73
Tablo 28: RMY simülasyonlarında maksimum abdüksiyon açısı değişimi.....	81



GRAFİKLER

Grafik 1: Sağlıklı omuz simülasyonunda abdüksiyon açısıyla glenoid üzerindeki tepki kuvveti değişimi	52
Grafik 2: Supraspinatus yırtık omuz simülasyonu ve implantlı simülasyonunda abdüksiyon açısıyla glenoid üzerindeki tepki kuvveti değişimi	56
Grafik 3: Posterosuperior yırtık simülasyonu ve implantlı simülasyonunda abdüksiyon açısıyla glenoid üzerindeki tepki kuvveti değişimi	60
Grafik 4: Anterosuperior yırtık simülasyonu ve implantlı simülasyonunda abdüksiyon açısıyla glenoid üzerindeki tepki kuvveti değişimi	65
Grafik 5: Masif yırtık simülasyonu ve implantlı simülasyonunda abdüksiyon açısıyla glenoid üzerindeki tepki kuvveti değişimi	70
Grafik 6: Abdüksiyonun sonunda glenoid üzerinde oluşan kuvvetin Newton olarak değerleri	74
Grafik 7: Simülasyonların kendi içinde aynı abdüksiyon açısında implantlı ve implantsız halde glenoid üzerindeki tepki kuvvetlerinin karşılaştırılması.	75
Grafik 8: Maksimum abdüksiyon açılarının değişimi.....	75
Grafik 9: Nikooyan'ın EMG çalışmasında elde ettiği abdüksiyon açısıyla glenoid tepki kuvveti değişimi grafiği ve sağda sağlıklı omuz simülasyonunda elde edilen abdüksiyon açısı glenoid tepki kuvveti değişim grafiği.....	79

1. GİRİŞ

Omuz artropatileri ve omuz artroplastisi, dünya çapında artış göstermektedir [1], [2]. Bu artış yaşanan nüfusun kas gücü gerektiren işlere katılması, her yaştan spor aktivitelerine katılımının artması gibi nedenlerden kaynaklanır [2].

Rotator manşet yırtığına (RMY) eşlik eden omuz artropatileri Rotator Manşet Artropatisi (RMA) olarak tanımlanır ve omuz artropatilerinin büyük bir kısmı RMA'dır [3]. RMY omuz fonksiyonlarını bozan ve ağrıya neden olan ciddi bir ortopedik sorundur. RMY toplumda oldukça sıktır ve RMY prevelansı yaş ile orantılı olarak artar. Tam kat veya parsiyel yırtık olup tanı konulan asemptomatik RMY'lerinin %4'ü 40 yaş ve altındayken, %54'ü 60 yaş ve üstündedir [4]. Yamaguchi ve arkadaşları [5] bu asemptomatik olan RMY'lerinin da %50'den fazlasının 3 yıl içinde semptomatik hale geldiğini bildirmişler. Yaygın ve semptomatik olarak da toplumu etkileyen RMY, ilerleyen yıllarda RMA'sine neden olduğundan Amerikan Ortopedik Cerrahlar Akademisi'ne (AAOS) göre RMA en yaygın önlenebilir kas-iskelet sistemi hastalıklarından birisidir [1][5].

RMY için konservatif takip veya cerrahi tedavi ile hastaların şikayetlerinin giderilmesi ve hastaların günlük işlevlerini yeniden kazanmaları amaçlanır; uzun vadede de RMA önlenir. Bu yüzden RMY'nın erken tanısı, RMA'ne progresyonunun önüne geçilmesinde oldukça önemlidir. Altın standart bir tedavi yöntemi olmamakla beraber tedavi yöntemleri; RMA gelişmeden RMY'na uygulanan önleyici tedavi yöntemleri ve RMA geliştikten sonra uygulanan tedavi yöntemleri olarak oldukça yalın bir şekilde düşünülebilir [6]. RMY tedavileri geniş bir yelpazeye sahiptir, invaziv olmayan konservatif yöntemlerden invaziv olan mini-açık veya artroskopik rotator manşet tamirlerine kadar cerrahi yöntemlere değişkenlik gösterir [7]–[9]. RMA geliştikten sonra ise artroplastilerden veya daha ileri evrede olan hastalar için artrodezden başka seçenek kalmaz [1], [10], [11]. Patolojinin başlangıcında tedavi yöntemleri daha az invazivken, patolojinin progresyonuyla beraber tedavi yöntemlerinin daha invaziv ve buna bağlı olarak komplikasyon oranlarının daha yüksek olabileceği yöntemlere doğru değiştiği göz önünde bulundurulmalıdır. Bu yüzden erken tanı ve etkili tedavi ile bu progresyonun önüne geçilmesi, hastaların tekrar günlük işlevlerine dönebilmeleri açısından oldukça değerlidir.

RMY ve RMA tedavisinde birçok faktör göz önünde bulundurulmalı ve tedavinin kişiye özel olması gerekir. Öncelikli olarak, hastanın yaşam tarzı, iş koşulları ve fiziksel aktiviteleri göz önünde bulundurulmalıdır. Bunlar tedavinin planlanmasında etkilidir. İlave olarak,

hastanın durumunun şiddeti, ağrı düzeyi ve ek hastalıkların varlığı da tedavi seçiminde önemli bir etken olarak göz önünde bulundurulmalıdır. Semptomatik RMY olan yaşlı ve sedanter yaşam süren hastalarda ters omuz artroplastisi ağrı ve fonksiyonel açıdan iyi sonuçlar verirken; aynı şekilde RMA veya psödoparalizi (nörolojik neden olmadan, omuz elevasyonunu gerçekleştirememesi durumu) olmayan genç ve aktif hastalarda eklem koruyucu tedaviler tercih edilir. Bu eklem koruyucu tedaviler içinde parsiyel tamir, interpozisyonel greft, tendon transferleri (latissimus dorsi, trapezius, pectoralis major vb.), superior kapsüler rekonstrüksiyon ve subakromial balon tedavisi yer alır [5]. Ayrıca daha hafif şiddette RMY olan RMA gelişmemiş hastalarda konservatif tedavi yöntemleri seçilebilir. Bunların arasında, fizik tedavi, ağrı kesici ve anti-inflamatuar ilaçlar (NSAİİ), sıcak/soğuk uygulamalar, egzersiz ve fizik terapi programları, PRP (Platelet Rich Plasma) ve steroid enjeksiyonları sayılabilir [6], [12].

Bu tedavi yöntemleri içinden hiçbirisi altın standart tedavi yöntemi olarak sayılamamakla beraber, hastalara en uygun tedavi yöntemi uygulayarak ağrıyı kesmek ve fonksiyonel bir yaşantı kazandırma amaçlanmaktadır. Burada özellikle erken dönemde uygulanabilecek eklem koruyucu cerrahiler ile fonksiyonel omuz hareket açıklığı kazandırarak hastalarımıza artroplasti öncesi bir basamak daha tedavi şansı sağlamaktadır. İleri RMY sonrası RMA'ya ilerlemeden önce eklem koruyucu cerrahiler uygulanabilir. Daha önce bahsi geçen bu cerrahilere ek olarak geliştirilecek yeni bir yöntem veya teknik hastalara artroplasti öncesi zaman kazandırır veya belki de şikayetlerini geçirerek fonksiyon kazandırarak RMA'ya ilerleyişin önünü keser. Bu cerrahi yöntemler omuz biyomekaniği ile birebir bağlantılı olup, omuz mekaniğini iyi anlamayı gerektirir. Sağlıklı bir omuz mekaniğine ek olarak RMY sonrası RMA'ya ilerleyiş boyunca oluşan süreçteki patofizyolojik ve biyomekanik değişiklikleri anlamak ve doğru yorumlamak oldukça önemlidir. Omuz biyomekaniğini anlamak için 1944 yılında Inman ve arkadaşları tarafından yapılan omuz matematik modelinden başlayarak günümüze kadar birçok model yapılmıştır [13]. Ayrıca bu omuz modellerinden yola çıkılarak farklı yöntemler ile omuz patolojilerini taklit eden birçok model yapılarak tedavi yöntemleri test edilmiştir. Bu sayede literatür her geçen gün daha da gelişerek yeni tedavi yöntemleri karşımıza çıkarmıştır.

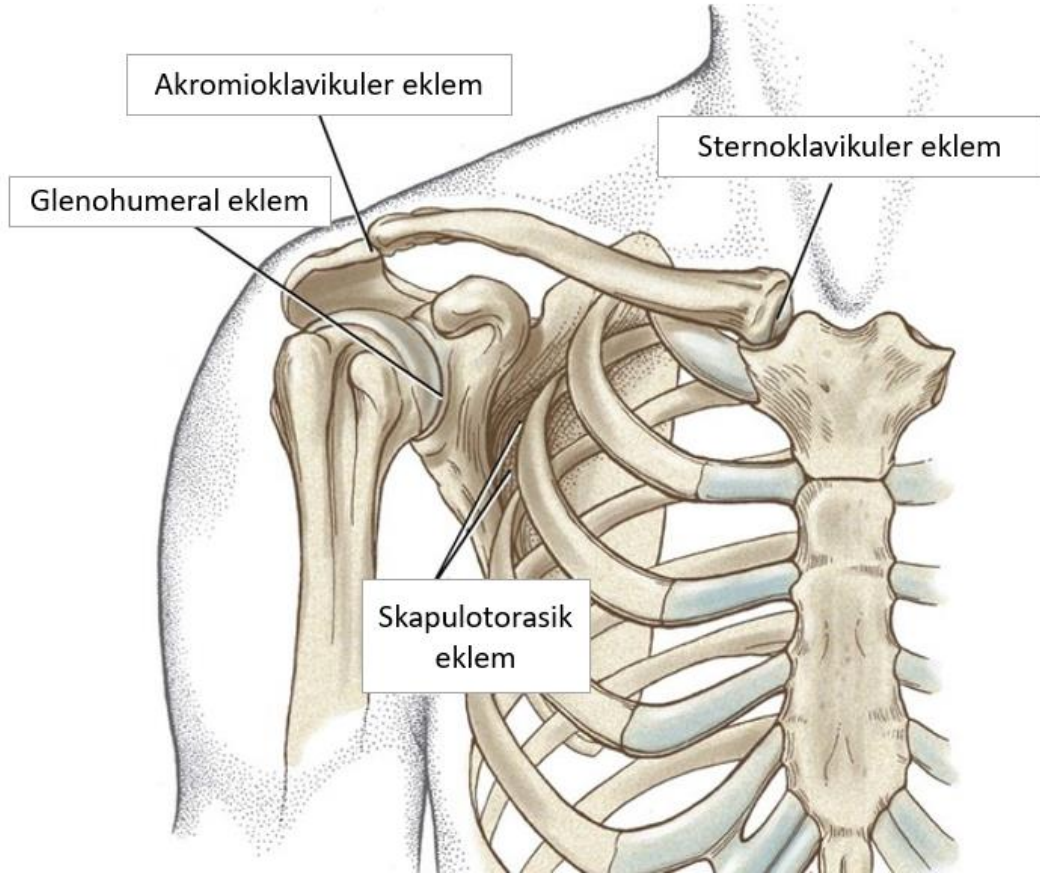
Amaç

Bu çalışmadaki amaç; RMY’de oluşan biyomekanik değişikliklerden yola çıkarak omuz andırım (simülasyon) modeli oluşturmak ve bu model üzerinde eklemi koruyarak subakromial aralığa yerleştirilecek bir implantın etkisini bilgisayar andırım (simülasyon) modelinde görmektir. Bu implantın humerus başını GH eklemin karşısında tutarak deltoidin en uygun çalışma pozisyonunu elde etmesini, GH ekleme yönelen kuvvetin azalmasını, eklem hareket açıklığını artırmasını ve sonuçta GH eklemden artropatiye neden olan değişikliklerin oluşmasını önlemesini bekliyoruz. Bu sayede sağlıklı omuz mekaniğine daha uygun olarak RMY hastalarına fonksiyonel kazanç sağlamayı amaçlamaktadır. Bu sayede hem yeni bir eklem koruyucu bir cerrahi yöntem sunulacak hem diğer tedavilerin etkisini artıracak hem de yapılan sağlık harcamalarında düşüşe zemin hazırlayacaktır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Anatomi

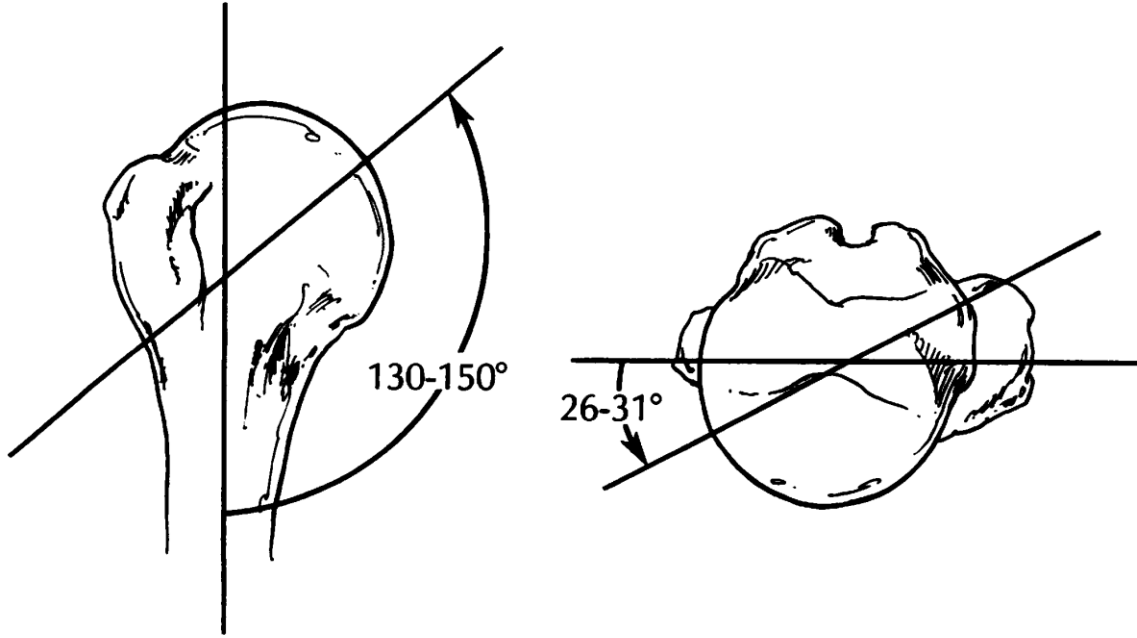
Omuz üç farklı kemik ve dört farklı eklemden oluşan karmaşık bir yapıdır (**Şekil 1**) [14]. Bu eklemler glenohumeral (GH), akromioklavikuler (AK), sternoklavikuler ve skapulotorasik eklemlerdir. Özellikle GH ve skapulotorasik eklemler beraber çalışarak eklem hareket açıklığını artırarak omuza fonksiyon kazandırır [15]. Bu yapıların dizilimi eklemi stabilize eden ligament ve eklemi hareket ettiren kasların ortak bir şekilde çalışmasına izin verir. Bu yüzden omuz anatomisinin ayrıntılı bilinmesi modelimizin oluşturulmasında önemli bir aşamadır.



Şekil 1: Omuz dört farklı eklemden meydana gelir.

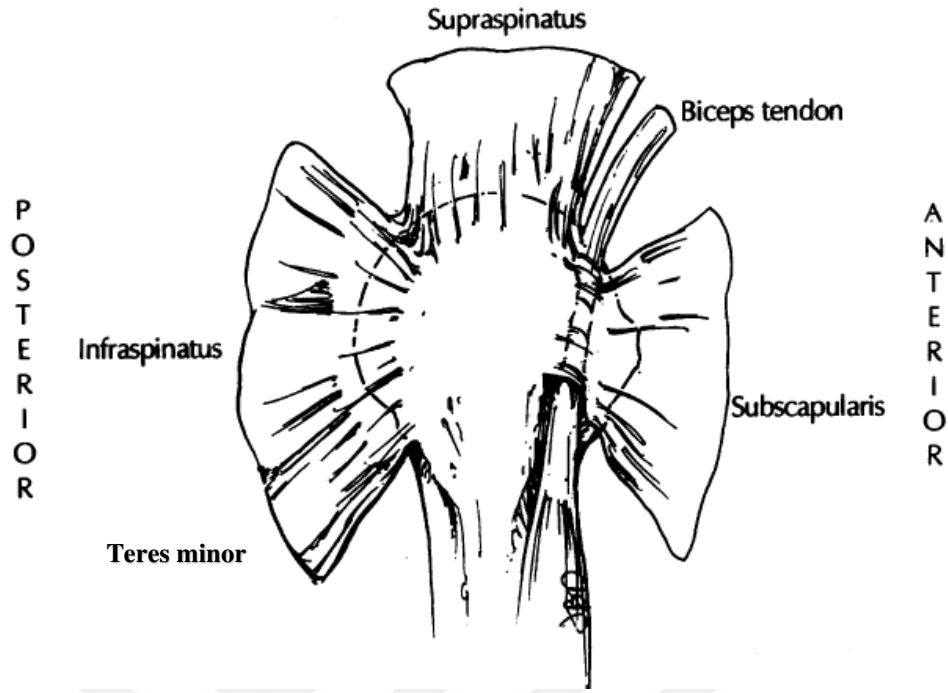
Humerus başı, humerus shaftına göre 130-150° açılarak inklinasyonu oluşturur[14], [16]. Humerus distalindeki medial ve lateral kondillerden geçecek bir eksene göre humerus başı 26-31° retroversiyon olacak şekilde açılır (**Şekil 2**) [14], [17]. Humerus başının eklem yüzeyi küreye yakın olan oval şekilde; mediale, posterior ve superiora bakacak şekilde yönlenir, eklem

yüzü humerus shaftıyla 45° açı yapar. Glenoidin tersine humerus eklem yüzeyinde merkeze doğru hyalin kıkırdak kalınlığı artarak merkezde en kalındır [16], [18].



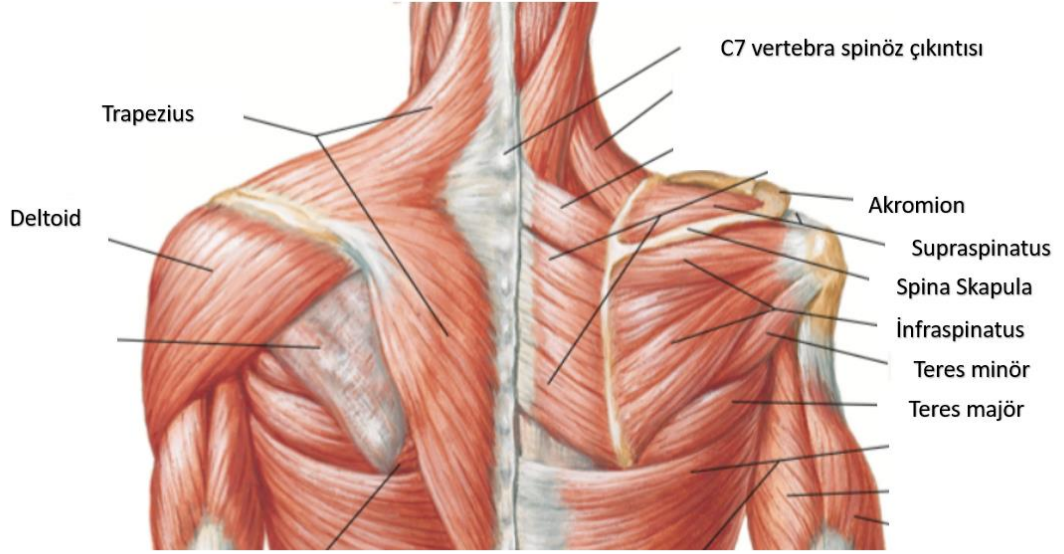
Şekil 2: Anteriordan humerus başı inklinasyon açısı ve superiordan humerus başı retroversiyon açısı

Humerus başının anteriorunda tuberculum minus ve lateral kenarında tuberculum majus yerleşir. Anteriordaki tuberculum minusun distaline doğru subskapularis tendonu tutunur. Tuberculum majus ise üç yüzlüdür, bunlar; superior, orta ve inferior yüzleridir. Supraspinatus tendonu superior yüz ve orta yüzün üst yarısına tutunur. Supraspinatus tendonunun anterior tutunma yüzeyi subskapularis tendonu ile örtüşür. Posterior gelen infraspinatus tendonu orta yüzün inferior yarısı ve inferior yüze tutunur. Supraspinatus posterior tutunma yüzü infraspinatus tendonu ile örtüşür. Teres minör tendonu da inferior yüze tutunur. İki tüberkül yapısı arasından sulcus intertubercularis geçer, bu sulcus yapısının üzerinde transvers ligament köprü yapar ve altından biceps kasının caput longum tendonu geçer (Şekil 3). Tüm bu yapılar ve humerusun cerrahi boynunun medial yüzü tendon ve ligamentlerin tutunmaları için hayali olarak halka şeklinde bir alan oluşturur. Bu halka şeklindeki alanın görevi, humerus başını hareket esnasında merkezde tutarak eklemi stabilize etmektir [18].



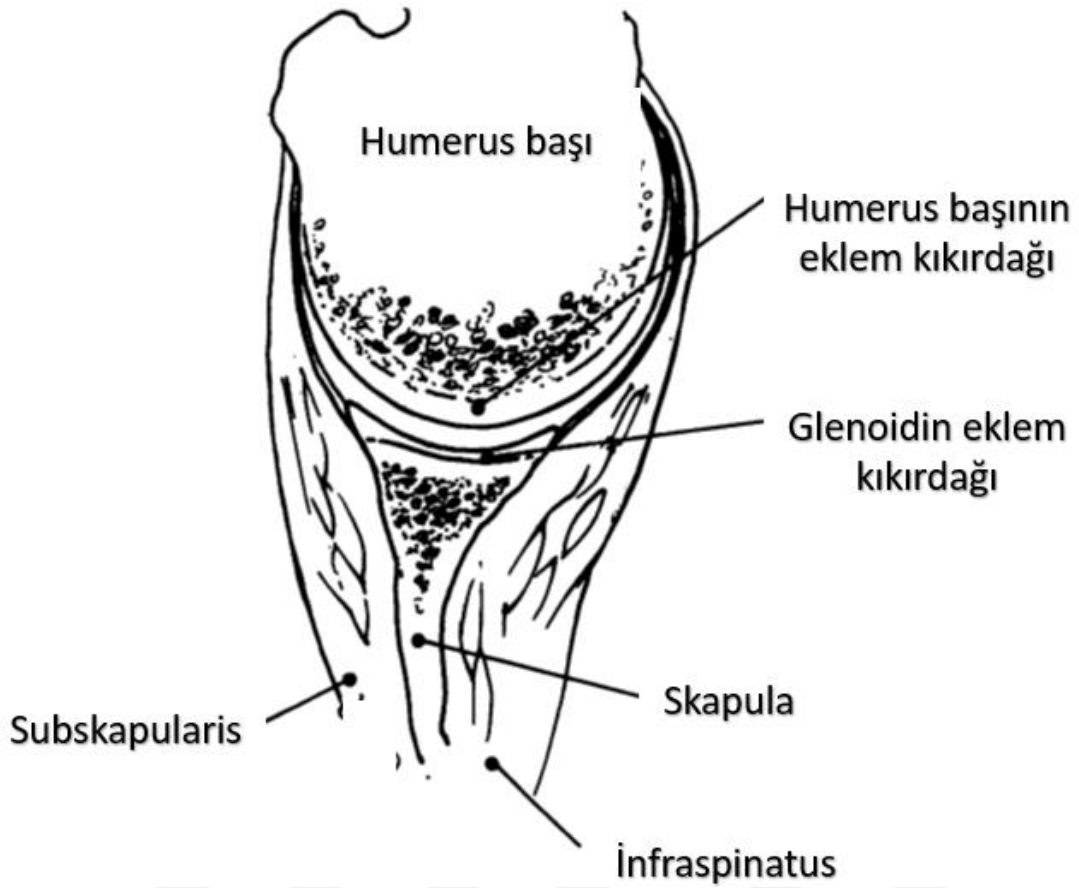
Şekil 3: Rotator manşetlerinin humerus proksimaline tutunma yerleri

Skapula toraksın posterolateralinde, 2. ve 7. kostalar arasında yerleşerek, kasların tutunması için geniş bir alan sağlar. Skapula vücudun koronal düzlemiyle 30-40° açı yaparak retrovert yerleşimli humerus başıyla karşılıklı olacak şekilde yerleşerek eklem yapar. Bu sayede GH eklem geniş bir hareket açıklığı kazanır[14]. Spina Skapula akromiondan başlayıp mediale uzanarak supraspinatus ve infraspinatus kaslarının arasında sınır olur. Spina Scapula üzerinde trapezius insersiyosu ve posterior deltoid kas orjini vardır (Şekil 4). Akromion deltoid kası hareketi için kaldıraç görevi görür ve klavikula ile eklem yaparak akromioklavikuler eklemi oluşturur. Akromion, rotator manşet kasları üzerindeki boşluğun üzerinde çatı oluşturur. Akromionun farklı anatomik varyasyonları ile belirli şekillerde sıkışma sendromuna neden olarak RMY'na zemin hazırlar [19].



Şekil 4: Posteriordan görünüm, skapulaya tutuna kaslar [20]

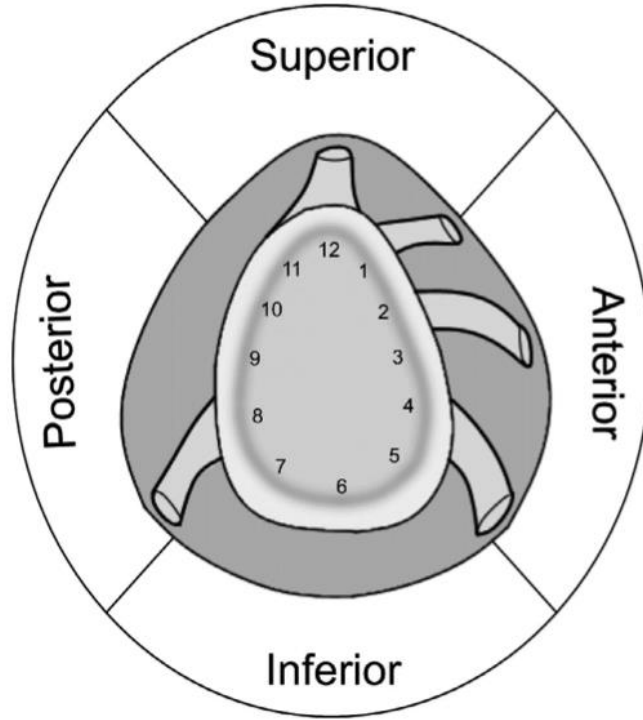
Akromionun distalinde glenoid eklem yüzü bulunur ve spinoglenoid çentik bu iki yapıyı birbirinden ayırır. Glenoid konkav yapıda olup literatürde ters virgül, oval veya armut şekillerine benzetilir. Superoinferior uzanımda eğriliği humerus başından daha geniştir ve toplam eklem yüzeyi humerus başının eklem yüzeyinin $\frac{1}{4}$ 'ü kadardır, bu yüzden de tek başına GH eklem stabilitesine katkısı düşüktür [21]. Glenoid fossanın merkezi humerus başının merkeziyle karşılıklı gelir. Glenoidin superoinferior eksenindeki derinliği anterosuperior eksenindeki derinliğinden daha fazladır. Bu yüzden humerus başı superoinferior doğrultudaki hareketi anteroposterior doğrultudaki hareketine göre daha stabildir. Daha önce bahsi geçtiği üzere, humerus başının tersine glenoidin hyalin kıkırdağı merkeze doğru inceler ve merkezde en incedir (**Şekil 3**). Glenoid laterale bakacak şekilde skapulanın medial kenarına göre superiora $10-15^\circ$ açılır. Düşey ekseninde skapulanın düzlemine göre glenoid neredeyse diktir[18]. Saha ve arkadaşlarının [22] çalışmasına göre çoğunlukla ortalama 7.4° 'lik retroversiyonu varken, daha nadir olarak $2-10^\circ$ 'lik anteversiyonu olabilir. Superiorunda supraglenoid tüberkülde bicepsin uzun başı orjin alır. İnferiorunda infraglenoid tüberkülde tricepsin uzun başı orjin alır [18].



Şekil 5: Humerusun eklem yüzeyi glenoidin eklem yüzeyinin dört katıdır. Glenoidin hyalin kıkırdığı merkezinde incelir ve en incedir.

Labrum kesitsel anatomisi üçgen şeklinde olan, glenoid fossa çevresinde halka şeklinde yerleşen yoğun fibröz bir dokudur. Glenoid fossa kenarına fibrokartilaj ve fibröz bağlarla tutunur. Glenohumeral ligamentlerle ve supraglenoid tüberküldeki bicepsin uzun başıyla kaynaşmış bir şekilde yerleşir (**Şekil 6**) [23]. Labrumun görevi glenoid fossanın kenarında eklem devamlılığını sağlayarak eklem uyumunu artırmak ve negatif basınç oluşturarak GH eklem stabilitesine katkıda bulunmaktır [24]. Lippitt ve arkadaşları labrumu çıkarılmış bir GH eklemde stabilitenin %20 azaldığını göstermiştir [25]. Labrum, glenoid fossayı sararak glenoid fossa yüksekliğini %50 artırır ve sadece bu etkisiyle statik omuz stabilizatörü olarak görev görür [23]. Alashkham ve arkadaşları [26] labrumun kalınlığı ve yüksekliğini ölçmüş ve homojen bir dağılımı olmadığını belirtir. Superiorda en yüksek (ortalama: 5.96 mm) ve kalın (ortalama: 6.02 mm); anteriorda en kısa (ortalama: 3.63 mm) ve incedir (ortalama: 3.94 mm) [23], [26]. Daha eski bir çalışmada da anterior ve posterior labrum arasında anlamlı kalınlık ve yükseklik farkı olmadığı bulunmuş ve sonraki araştırmalar bunu doğrulamaktadır [26], [27].

Superiorun en yüksek ve kalın olmasının nedeni superiorda biceps tendonunun labrumla kaynaşması olarak açıklanmıştır.

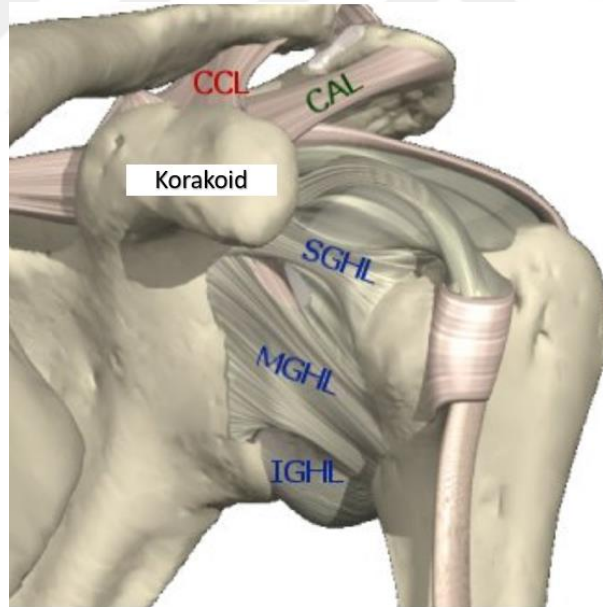


Şekil 6: Sağ GH eklemnin humerus çıkartılmış olarak lateralden görünümü. Superior veya saat 12 yönünde bicepsin uzun başı labrumla kaynaşmış olarak bulunur, anteriorda ve posteroinferiorda Glenohumeral ligamentler labrumla kaynaşır [26]

GH eklemi literatürde “top ve soket” eklem olarak tanımlanır. Bu eklemi oluşturan humerus başı ve glenoid temas yüzeylerinde hyalin kıkırdak bulunur. Daha önce de bahsi geçtiği üzere sadece humerus başının $\frac{1}{4}$ ’ü glenoidle eklem yapabilir [28].

GH eklemnin geniş bir kapsülü vardır, 10-15 ml hacminde ve humerus başının yüzey alanının iki katı yüzey alanına sahiptir. Labrumun dış kenarından başlayarak humerus başını sarar ve ayrıca aksiller alanda bir cep oluşturarak humerusun başının inferiorunda sonlanır. Kapsülün içinde sinovyal sıvı ve kapsülün dışında rotator manşet tendonları bulunur. Bu tendonlar kapsülün inferioru dışında çepeçevre sararak kapsülü çevreden korur. Hatta subskapularis ve supraspinatus tendonları kapsülle sıkı bir ilişkide humerus başındaki tutunma yerlerine kadar kapsülle devam eder. GH ligamentlerin kapsülünün iç duvarındaki kollajen dokuların organize olarak ve kalınlaşarak oluştuğu kabul edilir [28]. Bu yapılar da içeriden kapsülü destekler. Kapsülün en önemli fonksiyonlarından birisi eklem içinde negatif basıncı devam ettirerek eklem stabilitesini sağlamaktır.

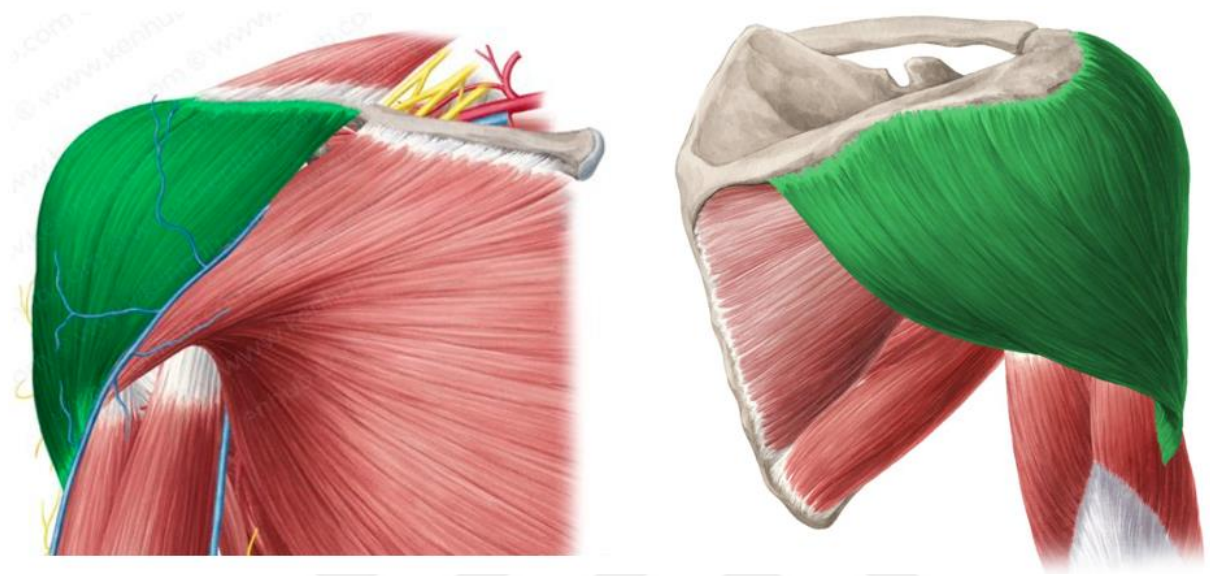
Eklem kapsülünü destekleyen dört adet GH ligament bulunur. Bunlar SGHL, MGHL, IGHL anterior bandı ve IGHL posterior bandıdır (Şekil 7). SGHL genelde anterior labrumdan (nadiren biceps tutunma yerine yakın superiordan) başlar, bu yüzden de anterior stabilizatör görevi görür [29]. MGHL genişlik ve başlangıç yeri olarak çok çeşitli varyasyonlara sahiptir; bazen kapsülden ayırt edilemeyecek kadar ince, bazen de subskapularis tendonu kadar geniş olur. Anterior labrumdan başlayıp tuberculum minusa subskapularis tendonunun derinine tutunur. MGHL omuz addüksiyonu ve nötral rotasyonda 90 derece abduksiyona kadar önemli bir stabilizatördür; fakat dış rotasyon ve abduksiyonda bu etkisini kaybeder. IGHL bütün kapsülden daha kalındır, ayrıca başlangıç ve tutunma yeri için çeşitli varyasyonları vardır. Anterior ve posterior bantları ve aradaki aksiller cep yapısıyla aynı bir hamak gibi fonksiyon görür. IGHL anterior bandı abduksiyon ve dış rotasyonda önemli bir stabilizatördür [30]. IGHL inferior bandı da fleksiyon-iç rotasyon ve abduksiyon iç rotasyonda posterior stabilizatördür [31]. Ayrıca IGHL anterior bandı, anterior labrumun yerinden ayrılmasıyla karakterize olan Bankart lezyonuyla sıklıkla ilişkilidir [30].



Şekil 7: GH eklem anterior görünümü, Glenohumeral ligamentler olan SGHL, MGHL, İGHL anterior bandı görülüyor

Deltoid kası dışarıdan bakıldığında omzun şeklini veren kastır. Anterior kısmı klavikulanın distalinin 1/3'ünden, orta kısmı acromiondan, posterior kısmı spina scapuladan başlar ve lateral humerusa geniş bir alana tutunur (Şekil 8). Aksiller sinir tarafından innerve

edilir. Thoracoacromial arterin deltoid dalının posterior humeral circumflex arteri tarafından vasküler olarak beslenir. Deltoid kasının görevi omza abdüksiyon yaptırmaktır. Ayrıca posterior ve anterior kısımları ile fleksiyon ve ekstensiyona yardımcı olur [32], [33].



Şekil 8: Deltoid kasın anterior, posterior görünümü [34]

Supraspinatus kası supraspinatus fossadan başlar humerus tuberculum majusta tendinöz bir şekilde sonlanır. Supraspinatus fossada geniş bir yüzeye tutunan kasın liflerinin %70'i intramuskuler tendon olarak, %30'u ektramuskuler tendon olarak devam eder. Bu özelliğinden dolayı “circumpennate” (kas lifleri tendonun etrafında tam bir daire oluşturacak şekilde düzenlendiği) bir kas olarak sınıflandırılır [35]. Supraspinatus hareketiyle humerus başını glenoid bastırırken abdüksiyonu başlatır. Suprascapular sinir (C4-6) tarafından innerve edilir.

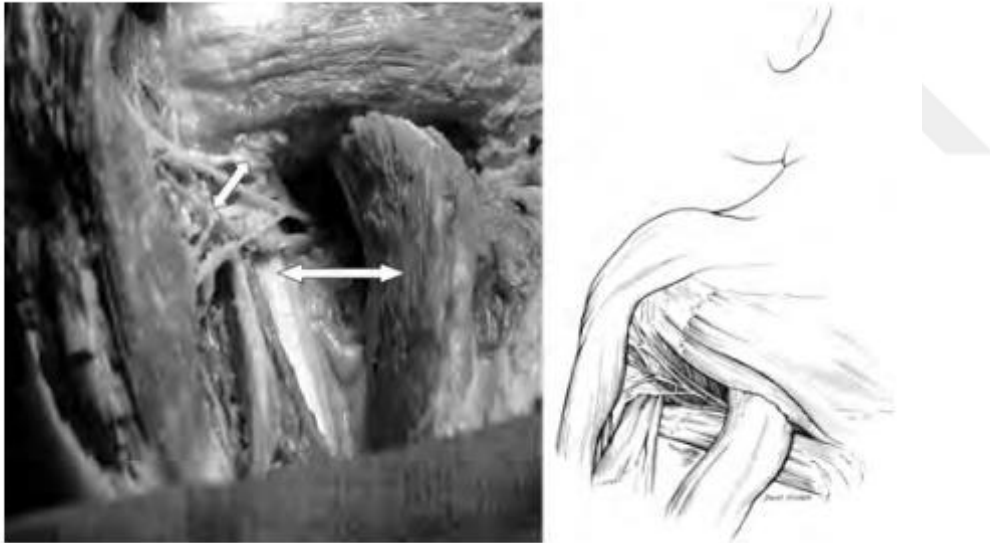
İnfraspinatus kası, infraspinatus fossadan köken alıp tuberculum majusa tutunur. İnfraspinatus da “circumpennate” bir kas olarak sınıflandırılır. Tendonu posterior translasyona karşı gelerek dış rotasyon yaptırır. Omuz dış rotasyon kuvvetinin %60'ını karşılar [36]. Abdüksiyonda humerus başını glenoid karşısında tutarak stabilize eder. Suprascapular sinir (C4-6) tarafından innerve edilir.

Subskapularis kası subskapularis fossadan köken alarak tuberculum minusa uzanır. Tutunma yerinde intertubercular şekilde geçerek bicipital olukta biceps tendonuna çatı oluşturur. Rotator manşet kaslarının GH ekleminde anteriordaki tek üyesi olarak anterior ve inferior kuvvetlere karşı koyar; bu yüzden önemli bir anterior stabilizatördür. Ayrıca tendon

kısının yoğun kollajen yapısı ve GH ligamentlerle yakın ilişkisinden dolayı pasif stabilizatör olarak kabul edilir[18]. İç rotasyon yaptırır. Ayrıca abdüksiyonda humerus başını glenoid karşısında tutarak stabilize eder. Subscapular sinir (C5-8) tarafından innerve edilir.

Teres Minor skapula laterali ve infraspinatus fasyadan başlayarak infraspinatus kasının inferiorundan tuberculum majustaki insersiyosuna uzanır. Diğer rotator manşet kasları gibi “circumpennate” bir kıştır. GH eklemden posterior kuvvetlere karşı koyar ve superior translasyonu önler [36]. Omuz dış rotasyon kuvvetinin %45’ini karşılar. Aksiller sinirin posterior dalı (C5-6) tarafından innerve edilir.

Teres Major kası skapulanın inferolateralinden köken alarak humerus shaftının medialine uzanır. İç rotasyon ve addüksiyon yaptırır. Subskapularis siniri tarafından innerve edilir. Humerus, triceps, teres minör ve teres majör beraber dörtgen (quadrangular) boşluğu oluşturur; bu boşluğun içinden aksiller sinir, posterior humeral circumflex arter ve scapular circumflex arter geçer (Şekil 9) [37].



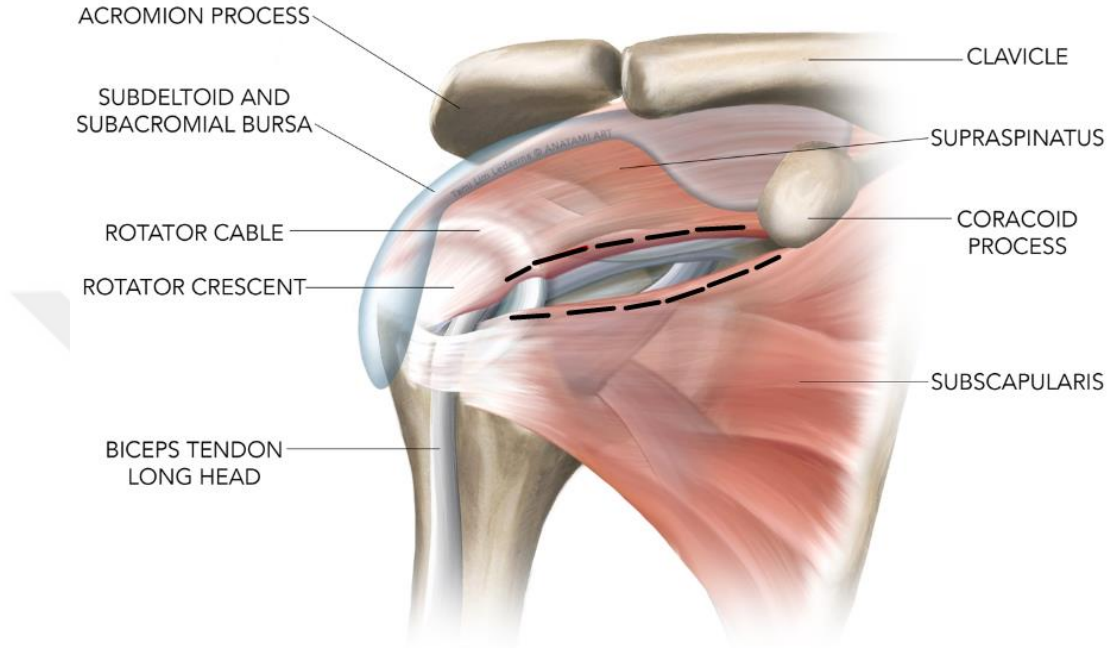
Şekil 9: Soldaki resimde kadavra sol omuz posterior görüntüsü görülüyor. Oblik okun sağında Aksiller sinir, solunda posterior humeral circumflex arter görülüyor. Yatay büyük ok ise humerus ve triceps kasını gösteriyor. Sağdaki resim de aynı bölgenin posteriordan bölgenin daha geniş bir halini gösteriyor [37].

Rotator manşet kasları ile ilgili üç özel anatomik yapı mevcuttur. Bunlar:

- Rotator interval: Supraspinatus ve subskapularis tendonları arasındaki boşluktur. Bu alanda kapsül, biceps tendonu uzun başı ve SGHL bulunur (Şekil 10) [38] [39].
- Rotator kablo: Supraspinatus ve infraspinatus tendonlarının üzerinde uzanan eklem kapsülünün semisirküler şeklinde kalınlaşması ile oluşur. Rotator kablo

bu iki tendona dik uzanır ve çapa gibi tutunur, böylece asma köprü gibi görev görür [40], [41].

- **Rotator crescent:** Rotator kablunun distalinde kalan supraspinatus ve infraspinatus tendonlarının sonlanmalarını kapsayan hilal şeklindeki alandır [41].

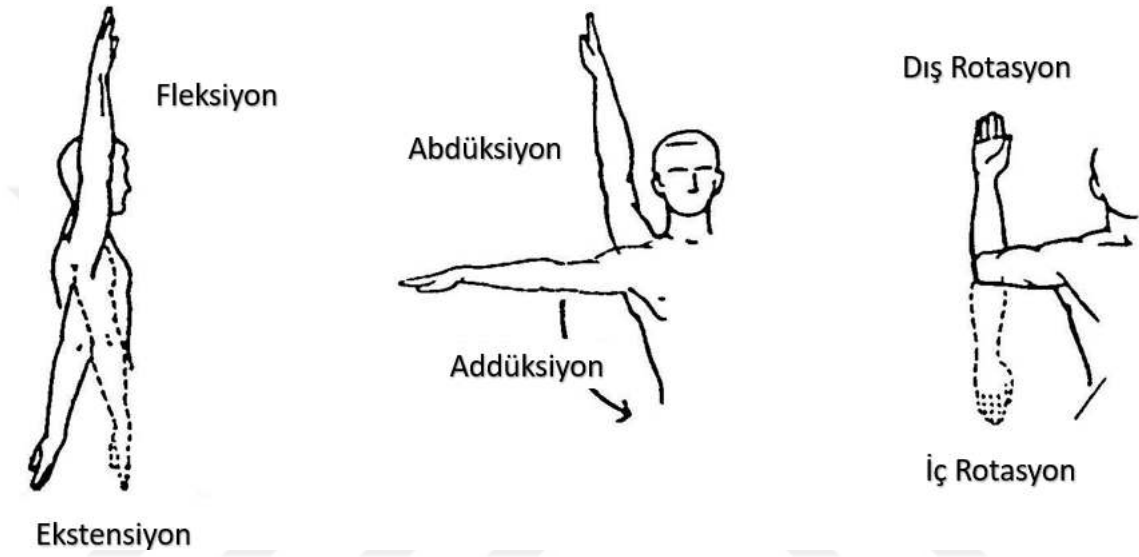


Şekil 10: GH eklemi koronal görüntüsü. Çizgili alan rotator intervalin sınırlarını gösteriyor, rotator kablo ve distalinde rotator crescent alan görülüyor (Tami Lim Ledesma- Anatamiart).

2.2. Omuz Biyomekaniği

Omuz eklemi hareket çoğu zaman sadece GH eklemdeymiş gibi düşünülse de omuzun hareketinde dört ayrı eklem etkilidir, bunlar: GH, AC, skapulotorasik ve sternoklavikuler eklemlerdir. GH eklemi altı yönde hareket açıklığı vardır (**Şekil 11**). Humerus başı ve glenoid morfolojik olarak oldukça yüksek bir uyumluluk gösterir. Soslowsky ve arkadaşları [42] stereofotogrametri ile humerus başının küreselliğini değerlendirmiş olup, humerus başının küre şeklinden çap olarak yalnızca %1 sapma gösterdiğini bulmuşlardır. Bu yüzden GH eklem morfolojik olarak mükemmel bir “top ve soket” (ball and socket) eklemdir; fonksiyonel olarak diartrodial, multiaksiyel bir eklemdir [43]. Humerus başı glenoidin üzerinde statik ve dinamik destekçileri sayesinde dururken, omuz her yöne gerçekleştirebildiği hareketleri ile vücudun en hareketli eklemidir [44]. Ayrıca humerusun glenoid üzerinde kayma

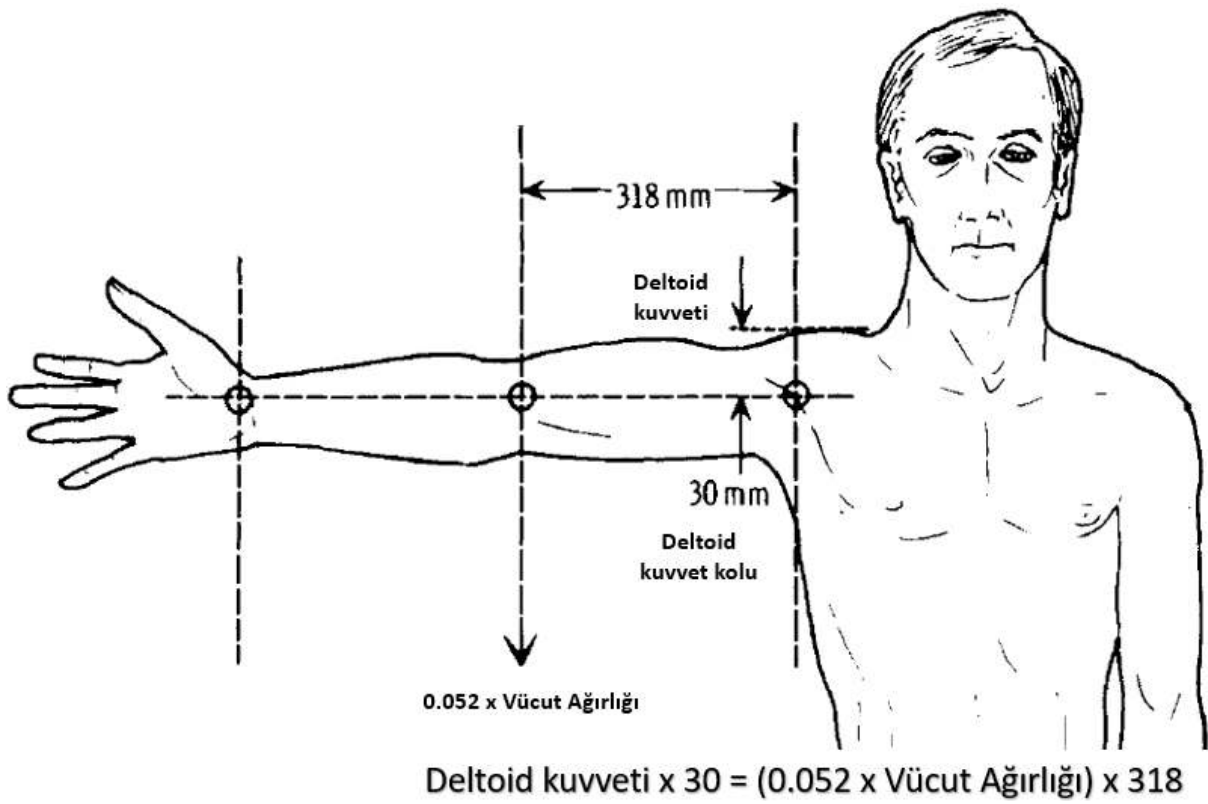
(translasyon) hareketleri ile bu hareket açıklığı daha da artar; bu kayma hareketinin fazla olması instabilite ve sıkışmaya neden olabilir [45]. Sağlıklı bir omuzda aktif ve pasif abdüksiyonda humerus başının superoinferior ekseninde sadece 0.3-0.35 mm kayar. Anteroposterior ekseninde ise kayma daha fazladır; fleksiyonda anteriora 3.8 mm, ekstensiyonda posteriora 4.9 mm kayar [18]. Bu durum daha önce glenoid anatomisinde bahsedildiği gibi glenoidin superoinferior ekseninde daha çukur olmasıyla ilişkilidir.



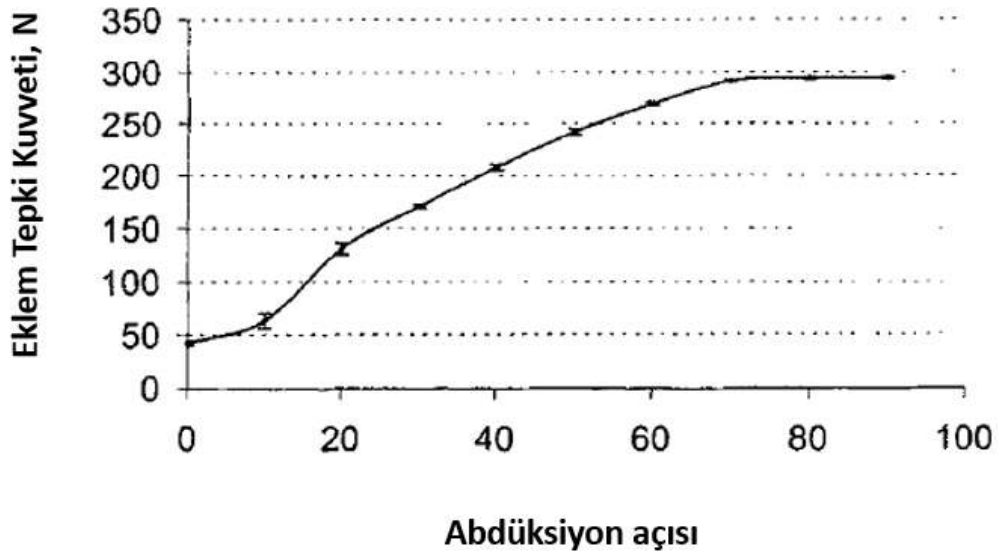
Şekil 11: GH eklemin 6 yönde hareket açıklığı vardır.

Her ne kadar GH eklem kalça eklemi gibi yük taşımasa ve hatta yük taşımayan eklem olarak düşünülse de üzerinde büyük miktarlarda kuvvet etki eder. Bunun için humerus başı ve glenoid üzerindeki kuvvetleri daha iyi anlamak gerekir, bu amaçla bu kuvvetleri X ve Y ekseninde olacak şekilde ikiye ayırabiliriz. X eksenindeki kuvvetler glenoidde doğru kompresif kuvvetleri oluştururken, Y eksenindeki kuvvetler humerusun glenoidde karşı kesme kuvvetlerini (shear force) oluşturur. Y eksenindeki düşey yöndeki değişmeyen kuvvetlerden birisi de humerusun kendi ağırlığıdır. Drillis ve arkadaşlarının ekstremiteler üzerindeki antropometrik çalışmalarından alınan tanımına göre ortalama bir kolun ağırlığı vücut ağırlığının 0.052 kadardır ve ağırlık merkezi GH eklemden itibaren 318 mm lateralde humerusun üzerindedir (Şekil 12) [46], [47]. Ayrıca buradan çıkarımla deltoidin kuvvet kolu 30 mm'dir. Inman ve arkadaşları yük kolunun, kuvvet kolunun yaklaşık 10 katı olmasından yola çıkarak deltoidin (deltoidin tek başına kompresif kuvvet uyguladığını varsayarak) 90 derece abdüksiyondayken glenoid üzerindeki tepki kuvvetinin ekstremitenin ağırlığının 10 katı veya vücut ağırlığının

yarısı kadar bir kuvvetin oluşacağını ön görmüşlerdir [13]. Poppen ve Walker ise deltoidin başlangıçta kuvvet kolunun başlangıçta sıfıra yakın olduğunu ve abdüksiyonla beraber bu kuvvet kolunun gittikçe uzadığı ve eklem üzerindeki X eksenindeki kuvveti artırdığını açıklar [46]. X eksenindeki kuvvet 90 derece abdüksiyona ulaştığında ise glenoid üzerindeki tepki kuvveti en yüksek değerine ulaşarak vücut ağırlığının 0.89 katı kadarken, abdüksiyon derecesi arttıkça gittikçe azalır. 150 derece abdüksiyonda vücut ağırlığının 0.4 katına düşer [46]. Daha sonra yapılan daha güncel çalışmalar da bu değişim trendini desteklemiştir (Şekil 13) [48]. Nötr pozisyonndaki bir GH eklemden rotator manşet kasların tonusuyla bir eklem tepki kuvveti vardır, abdüksiyonla bu değer artar.



Şekil 12: Üst ekstremitenin ağırlığı ve ağırlık merkezi [46]



Şekil 13: Abdüksiyon ile beraber glenoid üzerinde oluşan eklem tepki kuvveti abdüksiyon 90°'ye ulaştıkça artar [48].

GH eklemi statik destekçileri labrum, eklem kapsülü ve glenohumeral ligamentlerken; dinamik destekçileri rotator manşet kaslarıdır. Bu etkenler içinde pasif olarak en güçlü eklem stabilizasyonunu sağlayan etmen GH ekleminde kapsüler yapının etkisi ile oluşan negatif basınçtır [18].

Omuz eklemi intrinsik ve ekstrinsik destekleri ile stabilize edilirken; hareketini sınırlandıran kemik yapı olmadığından vücudun en hareketli eklemi haline gelir ve bu da ele uzayda geniş bir alanda yer değiştirme özgürlüğü sağlar [10], [45]. Omuz eklemi, eklemi stabilize eden yapılar ve eklemi hareketli kılan yapısı ile ince bir dengede durur. Omuz stabilitesinde statik ve dinamik destekçileri dengeli bir şekilde çalışarak görev alır. Bu denge ile omuz, hareketlerini stabil bir şekilde gerçekleştirir. Bu dengenin bozulması durumunda instabiliteden söz edilir.

GH eklemi statik destekleyicileri arasında kapsül, labrum ve glenoidin kemik mimarisi bulunur. Tarihsel olarak özellikle anterior omuz instabilitelerinin üzerinde durulmuş ve anterior yapılar hakkında ayrıntılı çalışmalar vardır [49], [50]. Glenohumeral ligamentler, eklem kapsülünün kalınlaşması ile oluşmuş primer statik destekçilerdir. Geniş hareket açıklığına izin vermek için sadece açının sonunda gergin hale gelirler [45]. SGHL addüksiyonda ve 45° abdüksiyona kadar gerginken; İGHL dış rotasyonda, 90° abdüksiyonda gergindir [50]. Bu yüzden İGHL en önemli statik stabilizatör olarak kabul edilir. İGHL avülsiyonu glenoid taraftan olursa antero-inferior labral lezyona neden olur; daha nadir olan humeral avülsiyonu olursa da

klinik olarak “glenohumeral ligamentin humeral avülsiyonu (HAGL)” lezyonuna neden olur [50], [51]. Posteroinferior kapsül ve yapılar, anterior yapılar kadar güçlü değildir ama yine de denge için çalışması için anterior yapıların tamirinde göz önünde bulundurulmalıdır. Humeral başın glenoid üzerinde kayma hareketi yapmasına izin veren eklem laksitesi fizyolojiktir ve asemptomatik olabilir [52]. Eklem hiperlaksitesi ise yapısal, çok yönlü, bilateral ve asemptomatik olabilir [53]; asemptomatik olduğunda tedavi gerektirmez, fakat humerusun glenoid üzerinde kayma hareketinin fazla olması instabiliteye hazırlayıcı bir faktördür. Hatta patolojik hale gelmiş hiperlaksitede eklem kapsülü hacminin arttığı yapılan çalışmalarda gösterilmiş olup, instabiliteye yönelik yapılan cerrahilerde kapsüller hacmi azaltmak amaçlanır [45]. Hiperlaksite saptanan kadavralarla yapılan çalışmalarda omuz kapsülünde daralacak yönde 1 cm kaydırma sonucunda kapsül hacminde ortalama %33.7 oranında (%25,3- %44,6) azalma sağlandığı bildirilmiştir [54], [55].

Humerus başı fleksiyonda anteriora, ekstensiyonda posteriora kayma hareketi yapar. Bu hareket kapsül ve ligamentlerin pasif gerilme veya stabilizasyon özelliğine bağlı oluşur [56]. Buna örnek olarak anterior kapsülorafi (daraltıcı) cerrahisi örnek verilebilir, eğer fazla gergin bir anterior kapsülorafi yapıldıysa humerus başı her hareketinde posteriora kayma hareketi yapacaktır.

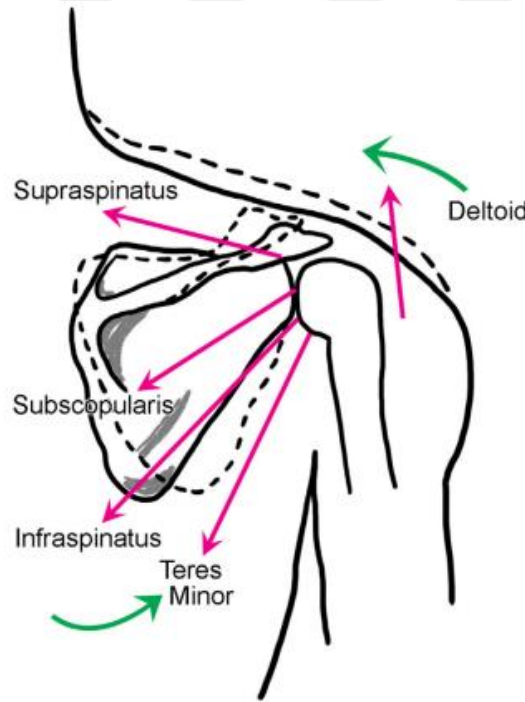
GH eklem dinamik destekleyicileri olan kasların rolünü anlamak için beş farklı mekanizmadan söz edebiliriz [18], [45]:

1. Kasların kendi kütleleri ve pasif kas gerginliği,
2. Kasların tonusundan kaynaklı humerusu glenoid üzerine komprese edici etkisi,
3. Kasların eklem hareketini başlatması ile oluşan ligament ve kapsülün pasif gerginliği,
4. GH eklem çevresinde yer alan ve omuzun hareketinde etkili on sekiz adet kasın aktif hareketi sırasında humerus başına bariyer etkisi göstermesi,
5. Kasların koordine hareketi sırasında glenoid üzerinde oluşan tepki kuvvetinin olması.

Rotator manşet kasları GH eklem stabilitesinde önemli dinamik stabilizatörken deltoid kasının sadece inferior yönde ulaşabilecek hareketlere karşı geldiği düşünülmektedir [18]. Sonuçta rotator manşet kasları deltoid kasıyla uyum içinde çalışarak GH dengeyi sağlarlar ve dengeli bir omuz hareketi oluştururlar.

Horizontal planda anterior (subskapularis) ve posterior (infraspinatus ve teres minör) taraftaki rotator manşet kasları karşılaştırıldıklarında kesit boyutları ve dolayısıyla oluşturdukları kuvvetler aynı olduğu görülmüş; bu sayede anterior ve posterior arasında dengeli bir uyum vardır [57]. Bu kaslar tarafından oluşturulan toplam kuvvetlerin %53'ü subskapularis, %14'ü supraspinatus, %22'si infraspinatus ve %10'u teres minör tarafından oluşturulur. Subskapularis fleksiyonda fonksiyonel olarak önemli bir kastır ve bu sırada infraspinatus humerus başının superior ve anterior kaymasını önler. Abdüksiyon ve dış rotasyondaki bir omuzun anterior stabilitesine supraspinatus, subskapularis, infraspinatus ve teres minör eşit katkıda bulunur [58].

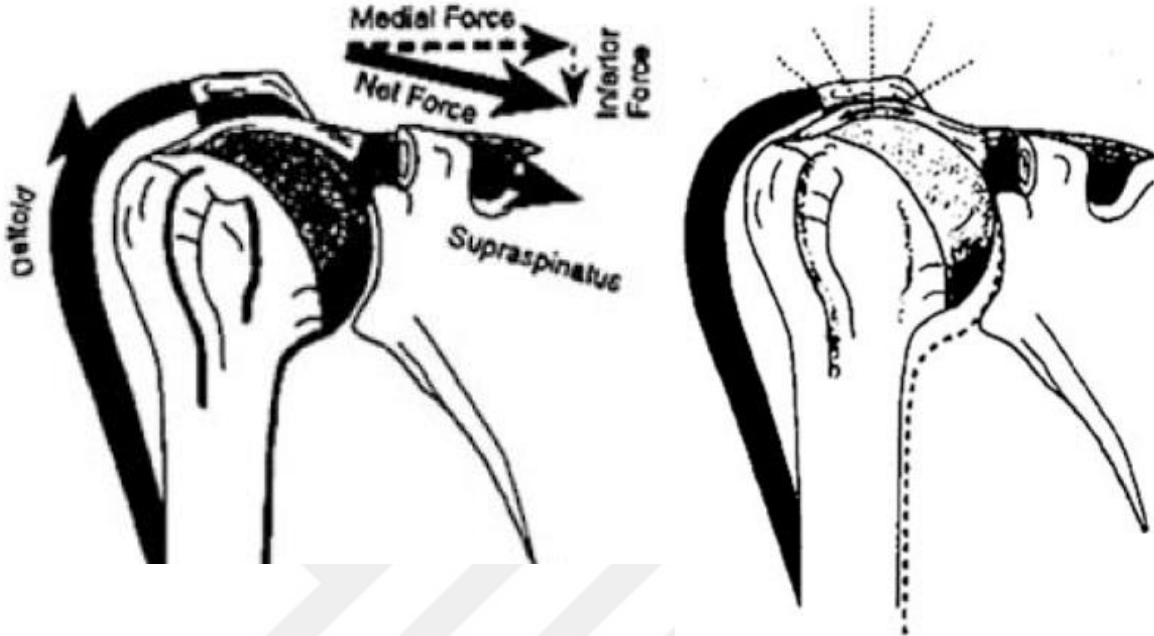
Frontal planda deltoid ve supraspinatus elevatörken diğer rotator manşet kasları depressör görev görür [13]. Supraspinatus ve diğer rotator manşet kasları bu görevleri dışında humerus başını glenoide komprese ederek bu dengeyi korurlar (Şekil 14).



Şekil 14: Deltoid humerus başını eleve ederken rotator manşet kasları humerus başını glenoide bastırırlar [59].

Birçok omuz modelinde rotator manşet kaslarının stabiliteye etkisi test edilmiştir. Bir kadavra çalışmasında rotator manşet kaslarının kuvveti %50 azaltılmış ve bütün pozisyonlarda dislokasyonların %50 arttığı gösterilmiştir [60]. Ayrıca başka bir kadavra çalışmasında RMY olmayan Bankart lezyonu olan ve RMY olan omuzlar karşılaştırılmış olup; RMY olanda dislokasyonun daha kolay olduğu gösterilmiştir [61].

Kısmi veya tam kat RMY varlığında humerus başı yeterince komprese edilemez ve humerus başı superiora yer değiştirir (Şekil 15). Abdüksiyon sırasında humerus başının superiora yer değişikliği ve dengesizliği RMY'nın büyüklüğü ile doğru orantılıdır [18].



Şekil 15: Rotator manşet kaslarının yetersiz kaldığı durumda deltoidin kasının etkisiyle humerus başı superiora yer değiştirir [62].

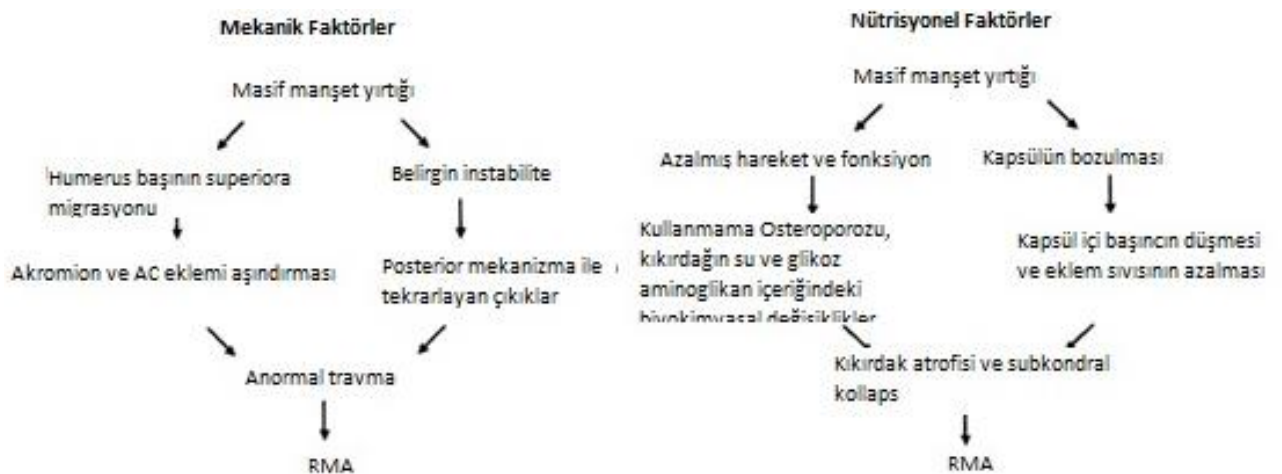
2.3. Rotator Manşet Yırıtığı ve Rotator Manşet Artropatisi

Tarihte ilk RMY tanımı 235 yıl önce 1788'de Alexander Monro tarafından yapılmış olup, "humerus'un kapsüler ligamenti üzerindeki pürüzlü kenarları olan delik" ("hole with ragged edges in the capsular ligament of the humerus") olarak ifade edilmiştir [4], [63]. Adams ve Smith 1850'de masif RMY'nın sonucu olarak ortaya çıkmış GH eklem artritini gözlemledikleri ilk vakalarını yayınladılar. Codman 1934'te bu tip vakaları derlediği kitabını yayınladı [11]. Bu tip vakalar bildirilmesine rağmen 1983'te Neer'a kadar tanımı yapılmamış olup, Neer tarafından detaylı bir şekilde tanımı yapılmış ve patofizyolojisi açıklanmıştır [1], [11]. Neer bu vakaları ilk defa RMA olarak adlandırmış olup bir takım açıkça ayırt edilebilir morfolojik özelliklere sahip olduğunu söylemiştir. Bu morfolojik özellikler: Masif RMY, proksimal humerusun proksimal migrasyonu, humerus eklem yüzeyinde bozulmalar ve akromionda erozyon olarak belirtilmiştir. Neer RMA için masif RMY olması gerektiğini belirtse de ilerleyen zamanda bütün masif RMY'larının RMA'ne neden olmadığı ve hatta tüm RMA'lerinde masif RMY olmadığı farkettiğinde RMA patofizyolojisi üzerine birtakım

düşünceler ortaya atmıştır. O dönemler RMA benzeri hastalık olarak adlandırılan Milwaukee omuz (hidroksiapatit kristalleri birikimi ile görülen artropati) ve çeşitli inflamatuvar artrit vakalarından esinlenerek “nütrisyon teorisi” ve “mekanik teorisi” tanımlamıştır.

Nütrisyon teorisinde eklem kartilajındaki hasar bölgesel biyolojide değişiklikler meydana getirir. RMY ile beraber eklem sıvısı basıncı düşer, bu da sıvı içerisindeki besleyici mayinin çevre dokulara difüzyonunu bozar. Bununla beraber kişi ağrı duymaya başlar ve omuz hareketlerini istemli olarak kısıtlar, bu durum oluşan hasarı derinleştirerek kullanmamaya bağlı osteoporoza neden olur. Eklem değişiklikleri ve erozyonu artırır. Mekanik teorisinde ise RMY ile humerus başı superior ve anteriora doğru yavaş yavaş migre olarak akromiona dayanır. Hareket ve tekrarlayan travmayla beraber kartilaj harabiyeti yaparak RMA’ni oluşturur (Şekil 16) [64]. Collins ve Harryman bu iki teorinin bir arada gerçekleşerek RMA’ne neden olduğu belirtmiş ve RMA’nin güncel tanımını yapmıştır. RMA’ni tanımlayan dört kavram üzerinde durmuşlardır, bunlar:

1. RMY ile beraber humerus başı anterosuperiora kaçar,
2. Humerus başının akromiona dayanması ile beraber kartilaj hasarı meydana gelir,
3. Kartilaj hasarına sekonder inflamasyonla ortaya çıkan enzimatik olaylar kartilaj harabiyetini derinleştirir,
4. Cevap olarak ortaya çıkan ağrı hareketi kısıtlar ve kullanmamaya bağlı eklem yüzeyinde artan bozulmalar olur [65].



Şekil 16: RMA gelişiminde mekanik ve kimyasal etkenlerin rolü [64]

Günümüzde daha genel bir tanı olan rotator manşet sendromu kavramı da kullanılmaktadır. Rotator manşeti ilgilendiren herhangi bir yaralanma ve dejeneratif değişiklik Rotator Manşet Sendromu olarak adlandırılır. Bunun içinde subakromial sıkışma sendromu, subakromial bursit, rotator manşet tendinit, parsiyel veya tam kat RMY yer alır.

Kronik rotator manşet sendromu GH ekleminde dejenerasyon ile RMA'ne neden olur [66].

RMY morfolojisine, anatomik yerine, yırtığın genişliğine, yırtığın şekline ve MR'da kas-yağ atrofisi miktarına göre çok çeşitli şekillerde sınıflandırılmıştır. Literatürde çok sayıda sınıflama olmasına rağmen yaygın olarak kabul görmüş on üç adet sınıflama mevcuttur. Bunların en sık kullanılan üç tanesine yer vermek gerekir:

- Yırtığın genişliğine göre (Cofield Sınıflaması) [67]:

Küçük yırtık	<1cm
Orta yırtık	1-3 cm
Büyük yırtık	3-5 cm
Masif yırtık	>5 cm

- Parsiyel RMY için Artroskopik Ellman Sınıflaması [68]:

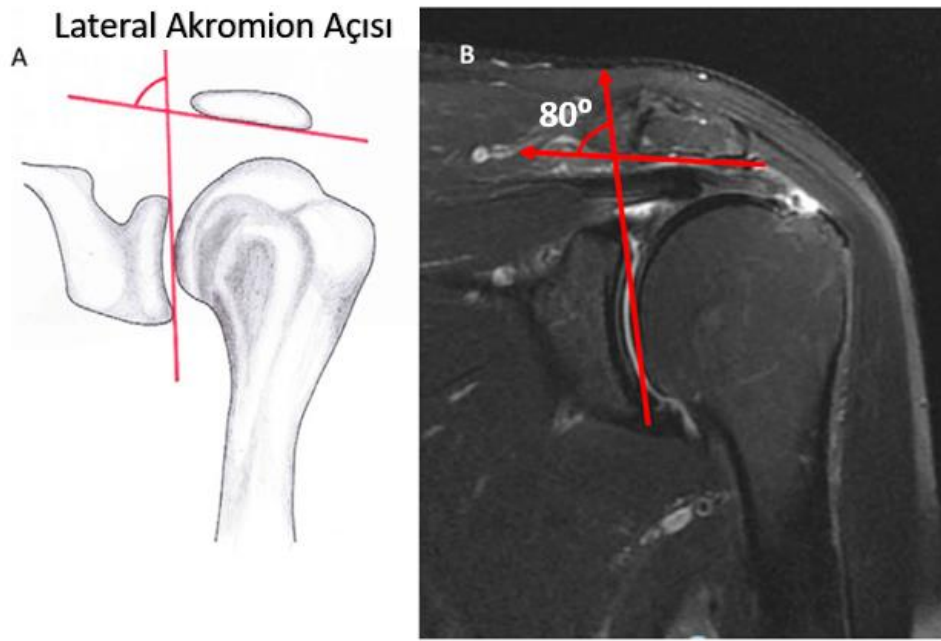
Grade 1:	Parsiyel yırtık <3 mm derinliğinde
Grade 2:	Parsiyel yırtık 3-6 mm derinliğinde (tendonun toplam kalınlığının yarsını geçmeyen yırtık)
Grade 3:	Parsiyel yırtık >6mm derinliğinde yırtık

- Tam kat yırtıkların şekline göre Ellman ve Gartsman Sınıflaması [69]:

1. Hilal (Crescent) şeklinde
2. Ters “L” şeklinde
3. “L” şeklinde
4. Trapezoid şekilde
5. Masif tam kat yırtık

2.4. RMY ve Omuz Artropatilerine Predispozan Teoriler

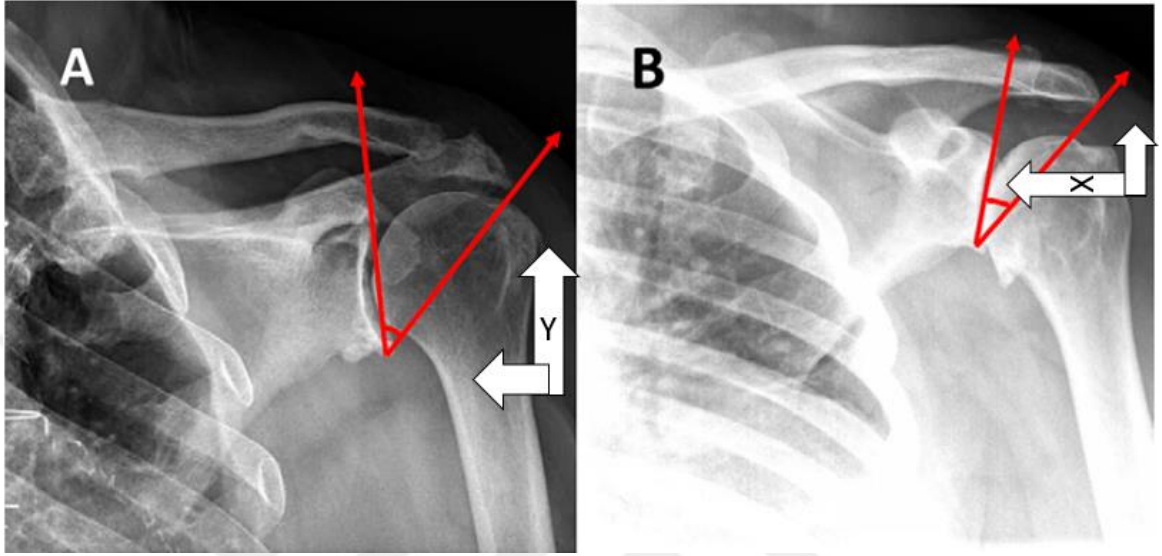
Akromial morfolojinin RMY ve omuz osteoartritine neden olduğuyla ilgili birçok mekanizma ortaya atılmıştır. Akromion ve glenoid anatomisi ve morfolojisi ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Belirli akromion morfolojilerinin sıkışma sendromuna, subakromial bursite ve RMY'na neden olduğu kabul edilmektedir. Bigliani ve Neer akromion anterolateralinin şeklinin subakromial ağrı ve RMY için hazırlayıcı bir neden olduğunu kabul etmektedir [19], [64]. Bigliani'nin akromion morfolojisiyle ilgili popüler sınıflamasına göre akromion şekline göre üçe ayrılır. Düz akromion tip 1 (%17), eğri akromion tip 2 (%43- en sık) ve kanca şeklinde tip 3'tür (%40) [70]. Bu sınıflamadan yola çıkarak Banas [71] MR'da akromionun koronal oblik görüntüsünden açı hesaplayarak lateral akromion açısını hesaplamıştır. Buna göre lateral akromion açısı $>70^\circ$ ise bu tam kat RMY'na hazırlayıcı neden olabilir (Şekil 17).



Şekil 17: A: Lateral akromion açısı için subakromial kenara teğet çizilen bir çizgi ile glenoid eklem yüzeyine teğet bir çizgi arasındaki açı kullanılıyor. B: Koronal MR T2 görüntüde lateral akromion açısı 80° olarak görülüyor [72].

Moore ve arkadaşları kritik omuz açısı (critical shoulder angle- CSA) tanımlamışlardır. CSA hesaplaması ile RMY ve omuz OA ön görülebilir. Buna göre AP omuz direkt grafisinde glenoidin inferior ve superior köşesinden bir doğru çizilir, sonra glenoidin inferiorundan akromionun inferolateraline uzanan diğer bir doğru çizilir. Aralarındaki açı CSA'dır, normali 33° 'dir ve 2 dereceden fazla değişimler anormaldir (normal aralık: $31-35^\circ$). CSA $<31^\circ$ ise deltoidin X eksenindeki komprese edici etkisi baskın gelecek ve eklem tepki kuvveti

yükselecektir. Bu durumda primer OA'ye hazırlayıcı bir etki oluşur. Eğer $>35^\circ$ ise deltoidin Y eksenindeki makaslayıcı etkisiyle humerusu superiora migrasyona zorlayacaktır. Bu durumda da subacromial sıkışmaya neden olarak RMY'na neden olacaktır (Şekil 18) [48], [73].



Şekil 18: Farklı kişilere ait PA omuz direkt grafiğinde CSA ölçülmüş. A grafiğinde CSA 46.1° olan bir hastada deltoidin Y-eksenindeki kuvveti üstün gelerek humerus başı superiora yer değiştirdiği görülüyor. B grafiğinde ise CSA 30.1° olarak ölçülen bir hastada deltoidin X-eksenindeki kuvveti üstün gelerek glenoidte bastırıldığı ve omuzda artropati oluşturduğu görülüyor [72].

2.5. Tanı ve Tedavi

Tanıda hasta anamnezi ve fizik muayenenin rolü oldukça büyüktür. Hastalar anamnezinde geçmeyen inatçı bir omuz ağrısından, baş üstü hareketlerle ağrı artışı, baş üstü hareketlerde hareketi tamamlayamama ve gece ağrısından yakınır. Anamnez hastalık öyküsüyle tamamlanır, sonrasında fizik muayene yapılmalıdır.

Servikal vertebra ve boyun muayenesi [74]: Fizik muayenede ilgili bölgeyle beraber boyun ve servikal vertebra muayenesi ihmal edilmemelidir. Servikal radikülopati dışlanmalıdır. Boyun postürü, kas simetrisi inspeksiyonda incelenmeli, boyun palpasyonu ve boyun hareketleri aktif ve pasif ROM bakılmalıdır. Tek taraflı ağrı varlığında Spurling manevrası (ilgili tarafa doğru başa kompresyon yaparak servikal kompresyona bakılması) ile muayene yapılabilir.

Omuz muayenesi [75], [76]: Omzu oluşturan dört eklem de inspeksiyonda incelenmeli. Simetrisi, postürü, genel görünümü değerlendirilmeli. Skapular kanatlanma ekarte edilmeli.

Yara yeri, cerrahi skar dokusu, renk değişimi vb. mutlaka değerlendirilmeli. İnspeksiyon sonrası aktif ve pasif ROM değerlendirilmeli, RMS varlığında aktif ROM tamamlayamazken pasif ROM tamamlanabilir. Kas gücüne bakılarak C4-T1 arası motor sinir muayenesi yapılabilir. Ayrıca rotator manşet kaslarına özel fizik muayene testleri uygulanır, bunlar kısaca:

- Supraspinatusu değerlendirmek için “Jobe” (direnç altında fleksiyona zorlama) ve “Drop arm” (90 derece altında abdüksiyonda tutamadan kolunun düşmesi) testi yapılabilir.
- İnfraspinatusu değerlendirmek için dış rotasyonda g testi ve dış rotasyonda takılma (lag) testi yapılabilir.
- Teres minoru değerlendirmek için dış rotasyonda g testi ve “Hornblower” (direnç altında dış rotasyon) belirtisine bakılabilir.
- Subskapularisi değerlendirmek için i rotasyonda takılma (lag) testi, pasif dış rotasyon, “Lift off” testi (i rotasyonda belin üzerindeki eli dirençli i rotasyona getirme) ve “Belly press” testi (dirençli i rotasyonla eli karna bastırma) yapılabilir.

Ayrıca RMS için kas muayenesinden ayrı olarak sıkışma (impingement) muayenesi mutlaka yapılmalıdır. Bunun için “Neer” (i rotasyondaki kolu pasif fleksiyona getirme) ve “Hawkins” (dirsek fleksiyundayken omzun dirence karşı pasif olarak i rotasyona zorlanması) testleri yapılmalıdır.

Fizik muayene doğrultusunda direkt grafi, MR ve nadiren ultrason değerlendirmesi yapılır.

AAOS RMY olan hastaları yırtığın derecesi ve semptomlarının durumuna göre sınıflandırıp uygulanacak tedavi önerisini yaptığı bir kılavuz yayınlamıştır. Buna göre [77]:

1. Grup: Parsiyel veya tam kat RMY olan asemptomatik hastalar:

Populasyonda geniş bir yer kaplar, AAOS’a göre MR ile insidental olarak sıklıkla tanı alan geniş bir popülasyon vardır. AAOS kılavuzunda bu gruba takip ve NSAİİ tedavisi önerilir [78].

2. Grup: Parsiyel RMY olan semptomatik hastalar: Başta konservatif tedavi ve takip önerilir. Semptomu devam eden hastaların ne kadar süre sonra cerrahi tedaviye karar verilmesi konusunda kesin bir anlaşma yoktur, bu süre 3-18 ay

arasında değişiklik gösterebilir. Hastanın yaşı, semptomlarının şiddeti, günlük işlevselliği burada cerrahi kararda önemli bir etmendir [66], [75], [78].

- 3. Grup: Kronik RMY olan semptomatik hastalar:** AAOS kılavuzu bu hasta grubunda konservatif tedavinin etkisinin kanıt derecesi düşük kabul eder ve hastanın durumunun değerlendirilerek cerrahi tedaviyi önerir [78].

Konservatif tedavi içinde fizik tedavi, NSAİİ, kortizon enjeksiyonu, istirahat ve aktivite modifikasyonu vardır. Fizik tedavi içinde germe ve güçlendirme egzersizleri bulunur.

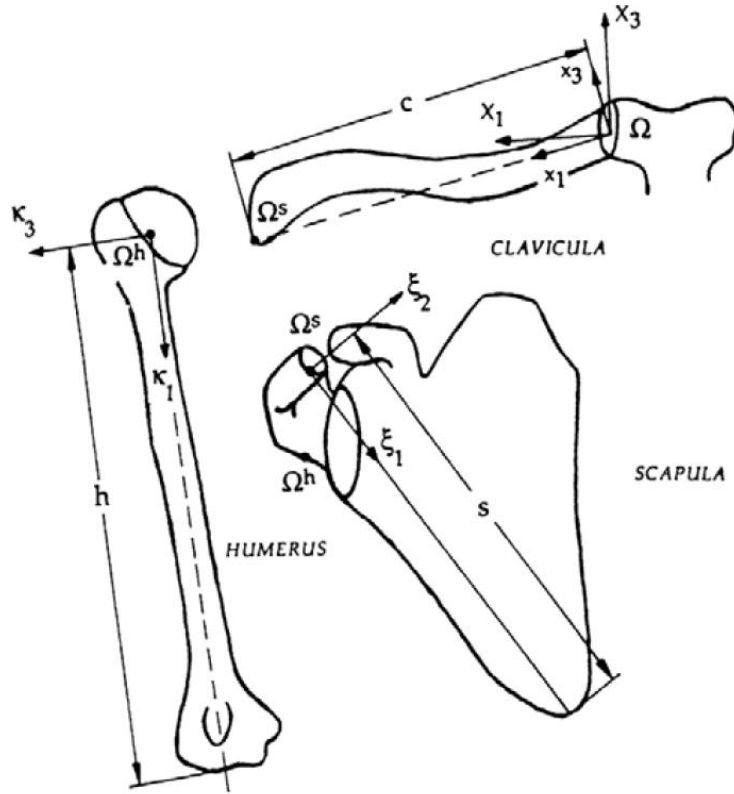
Cerrahi tedaviler yırtığın tipine ve oluşan sekonder sorunlara bağlı olarak geniş bir yelpazeye sahiptir. Bunların birkaçı subakromial dekompresyon, akromioplasti, subakromial balon, rotator manşet debridmanı, rotator manşet tendon tamiri ve GH eklemi bozulmuş olan ileri dejenerasyonlu hastalar için parsiyel veya total omuz artroplastileri yapılabilir.

2.6. Biyomekanik Modeller

Omuz daha önce anatomisinde bahsedildiği gibi dört eklemden oluşan hareketli kompleks bir yapıdır. Tarihte omzun anatomisi kadavra çalışmalarından başlanarak öğrenilmesiyle biyomekanik olarak çalışma prensipleri aydınlatılmaya çalışılmıştır. Başta yine kadavradan faydalanılmış, bu çalışmaların oluşturduğu literatür bilgilerinden yola çıkarak omzun matematik modellemeleri yapılmıştır. Bu matematik modellerden 1944 yılında Inman ve arkadaşlarının [13] yaptığı çalışma sonraki bütün modeller için değerli bilgiler sağlamıştır. Farklı çalışma gruplar farklı modeller geliştirerek bir sonraki daha ileri modeller için öncü olmuş günümüze kadar bilgi birikimini geliştirmişler. Bu bilgi birikimiyle insan omzunun yapabileceği hareket serbestisi iyi bir matematik modelleme ve biyomekanik özelliklere bağlı kalınarak aslına uygun bir bilgisayar andırımı aracılığıyla çok ayrıntılı incelenebilir.

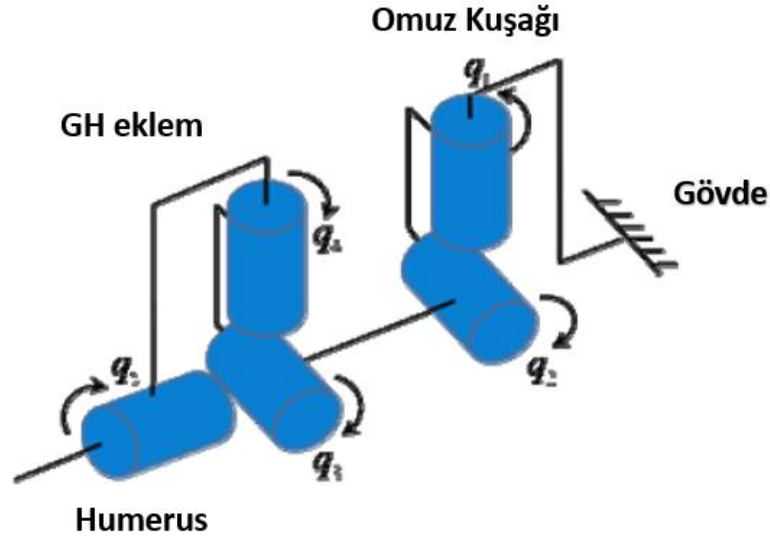
Högfors ve arkadaşları (1987-1991) omuz kompleksinin hareketlerini daha iyi tanımlamak için bir koordinat sistemi geliştirmişler [79], [80]. Bu modelde kemikler rijit elemanlar biçiminde tanımlanmış olup bütün eklemler sferik yapıdadır ve 3 derecede hareket açıklığı (3-DOF) hareketi vardır. Bu 3-DOF hareket de rijit bir materyalin koordinat sistemi üzerinde hareketini tanımlayan Euler açıları üzerinde tanımlanmış olup omuz ritmi buna göre

planlanmıştır. Bu hareket açıklıkları gerçekçi olmayıp yine de hareketi koordinat sistemine oturtup Euler eksenleriyle açıklaması açısından yenilikçi bir yaklaşım olmuştur.



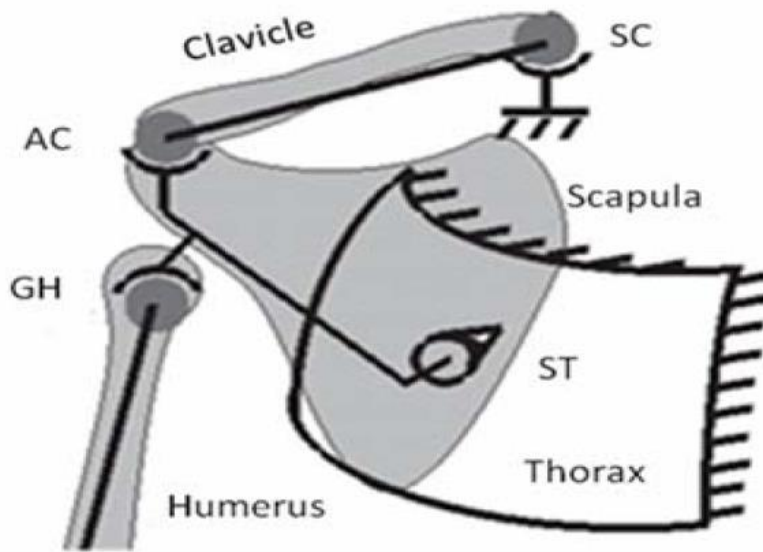
Şekil 19: Euler açıları üzerine tanımlanmış 3-DOF bir model [81].

Omuz kompleksi birçok eklemin eş zamanlı çalıştığı açık bir kinematik zincire benzetilebilir. Kinematik zincir, rijit yapıların harekete izin veren komşu uzuvlara bağlı olduğu bir yapıdır. Kinematik zincirler ikiye ayrılır, bunlar açık döngülü (open-loop) ve kapalı döngülü (closed-loop) olarak sınıflandırılır. Açık döngülü zincir her bağlantı noktasının başka herhangi bir bağlantıya tek ve yalnızca bir farklı yolla bağlı olduğu zincirdir (Şekil 20). Bu durum kas-iskelet sisteminde sadece bir kasın ekleme hareketini açıklayabilir.



Şekil 20: Omuz kompleksini temsil eden açık döngülü (open-loop) 5-DOF model [82].

Omzun kompleks yapısını daha iyi açıklayabilmek için kapalı döngülü (closed-loop) zincir modelleme de yapılmış olup eklemi geçen çok sayıdaki kas ve ligament ile eklemin yaptığı hareketi daha iyi açıklar. Kapalı döngülü zincirde rijit eleman bağlantı noktasından eklemlerle yaptığı bağlantı iki farklı yol izler. Maurel 1995'te eklemleri ideal sferik yapıda kabul ederek bu şekilde 3 boyutlu bir model geliştirmiştir (**Şekil 21**) [83]. Omuz kompleksinin ritmik hareketini açıklayabilse de modelinde eklemleri tamamen sferik yapıda kabul etmiş ve eklemin kayma hareketini tamamen ihmal etmiştir.



Şekil 21: Maurel'in kapalı döngülü (closed-loop) modeli [83].

Yang kinematik yapıları daha da geliştirerek 5-DOF sahip omuz modeli tanımlamış ve daha sonra 9-DOF modeliyle omuz hareketlerinin gerçek hayatta geçerliliğini karşılaştırmıştır [84]. Bu kinematik zincir modelleri bir yandan daha da geliştirilirken bir grup araştırmacı omuz kompleksinin hareket eden anatomik taklitlerini yapmak yerine, bu yapıların kinematik özelliklerine odaklanarak daha gerçekçi modeller geliştirmeyi amaçlamıştır. Artan dijital teknolojik imkanlar bu anatomik yapılara kinematik özellik tanımlanmasına ve gerçek insan gibi hareket eden modellerin yapılmasına olanak sağlamaktadır. İnsan omuz kompleksinin gerçekçiliğine odaklanan, yani sadece kemiklerin hareketine değil; aynı zamanda kas, ligament vb. yapıların özelliklerine odaklanarak bir bütün olarak değerlendiren andırım modellerinin yapımına doğru bir değişim söz konusudur.

Bu doğrultuda 2001’de Lindsay [85] Anybody® programında bir simülasyon modeli tanımladı. Bu modelde GH eklem sferik olarak geri kalan bütün eklemleri kiriş olarak tanımlandı. Lindsay modele kasları eklemiş olup kaslara herhangi bir sarma (wrapping) özelliği tanımlamadı (wrapping özelliği olmadan kaslar birbirlerinin içinden hatta kemiklerin içinden geçer), ayrıca herhangi bir ritmik omuz hareketi yoktu. 2007 yılında Delp OpenSim programıyla bir omuz simülasyon biyomekanik modeli oluşturdu. Bu modelde ek olarak sarma (wrapping) özelliği kazandırılmış olup daha gerçekçi bir model olma özelliğindedir [86]. Anatomik yapıların kinematik özelliklerinin tanımlanıp koordinat sisteminde gerçekçi omuz hareketlerini gerçekleştirecek olan eklem yapıların kullanılabileceği çeşitli simülasyon programları denenmektedir. Bütün programlarda kendine özel bir programlama dili ve parametreleri mevcuttur. Bu anlamda “Robotics Toolbox for MATLAB” program ara yüzünün ve aynı programlama diline ait programlamaların numerik analiz açısından uygun olduğu tanımlanmıştır [87].

3. GEREÇ VE YÖNTEM

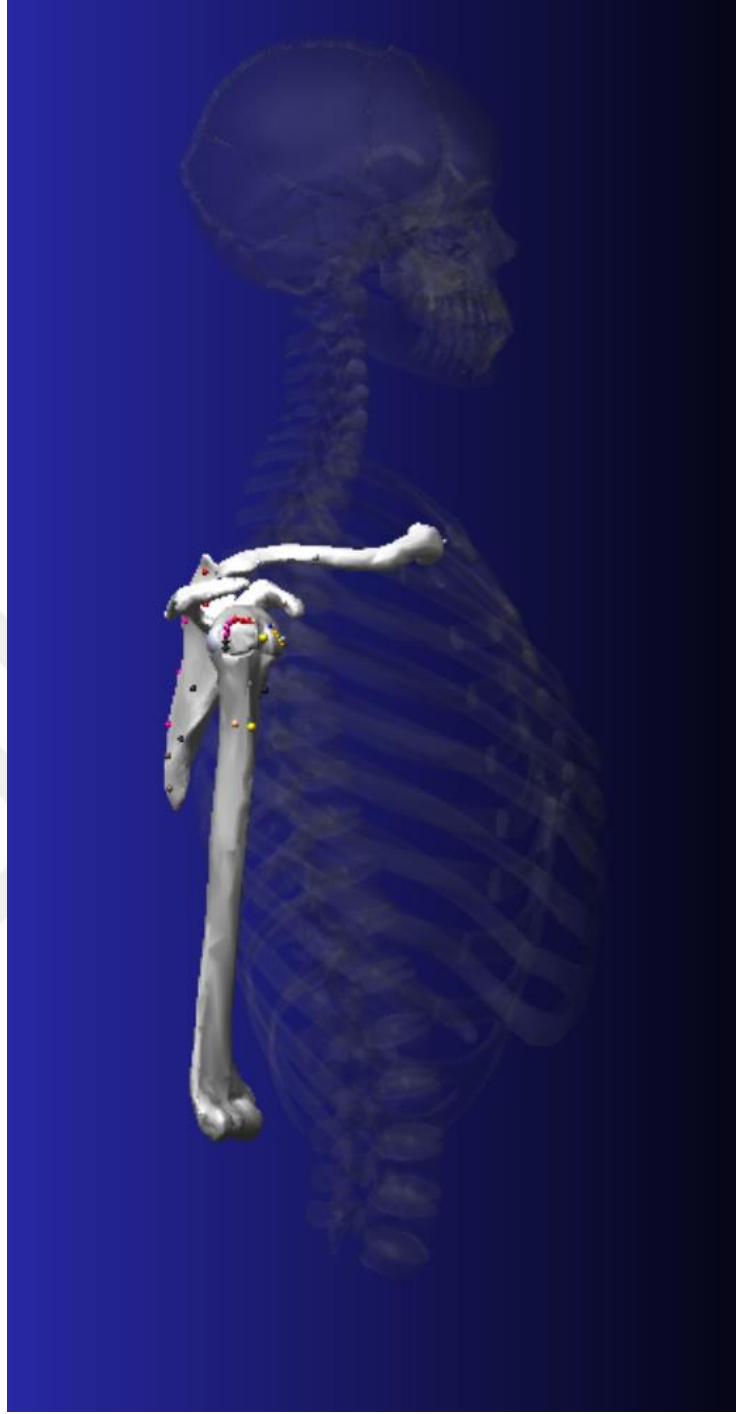
Çalışma, 10/09/2021 tarihinde başladı ve 29/01/2023 tarihinde tamamlandı. Bu çalışma Başkent Üniversitesi Tıp ve Sağlık Bilimleri Araştırma Kurulu tarafından onaylanmıştır (Proje no: DA23/04). Ayrıca Orta Doğu Teknik Üniversitesi Makina Mühendisliği Bölümü'nden gerekli izinler alınmıştır.

Çalışmada Orta Doğu Teknik Üniversitesi'nin (ODTÜ) tam sürüm lisansına sahip olduğu MSC Adams, MATLAB ve SolidWorks programları kullanıldı.

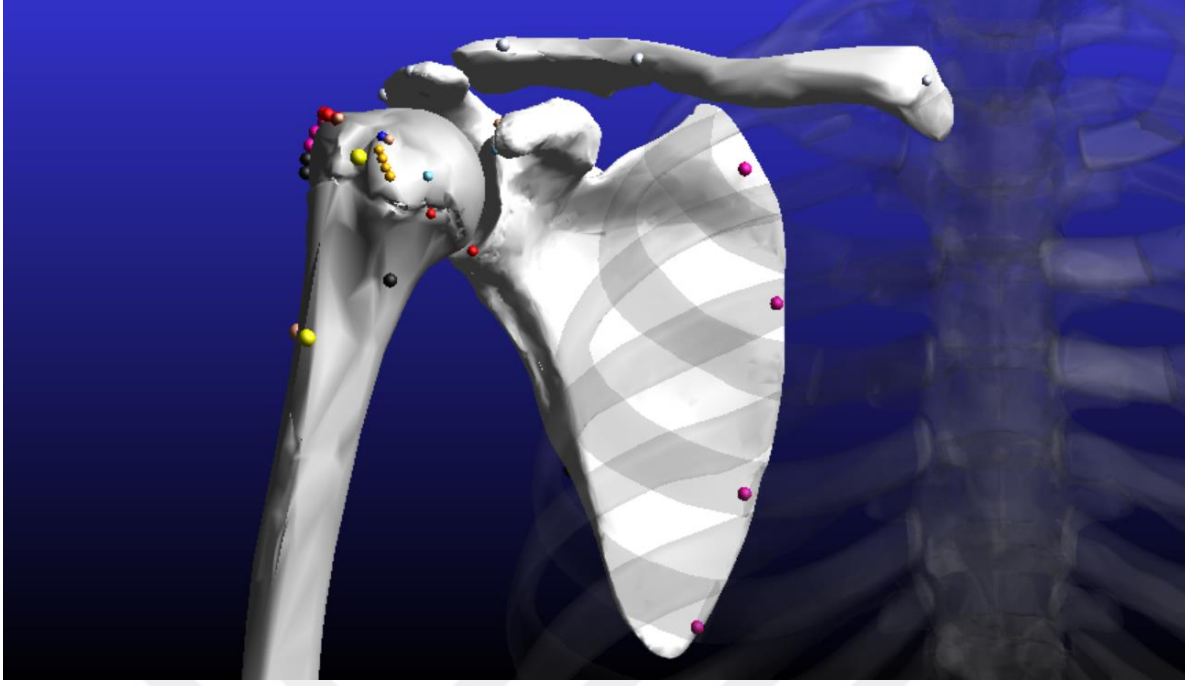
- MSC Adams programı kullanılarak sırasıyla:
 1. Kemik modeller yerleştirildi.
 2. Koordinat sistemi oluşturuldu.
 3. Ligament ve labrum anatomik olarak yerleştirildi
 4. Tendonlar anatomik olarak yerleştirildi.
 5. Ligament ve tendonlar için tanımlanmış olan sarma (wrapping) fonksiyonu eklendi.
 6. Hareket analizi yapıldı.
 7. Hazırlanan subakromiyal aralık implantı yerleştirdi ve test edildi.
 8. Sonuç analizleri alındı.
- MATLAB programı kullanılarak sırasıyla:
 1. Hareket analizleri numerik olarak kontrol edildi.
 2. Sarılma (wrapping) fonksiyonu için denklem yazılarak kodlaması yapıldı.
- SolidWorks programı kullanılarak subakromiyal aralık implantı oluşturuldu.

3.1. Kemik modellerin yapılması

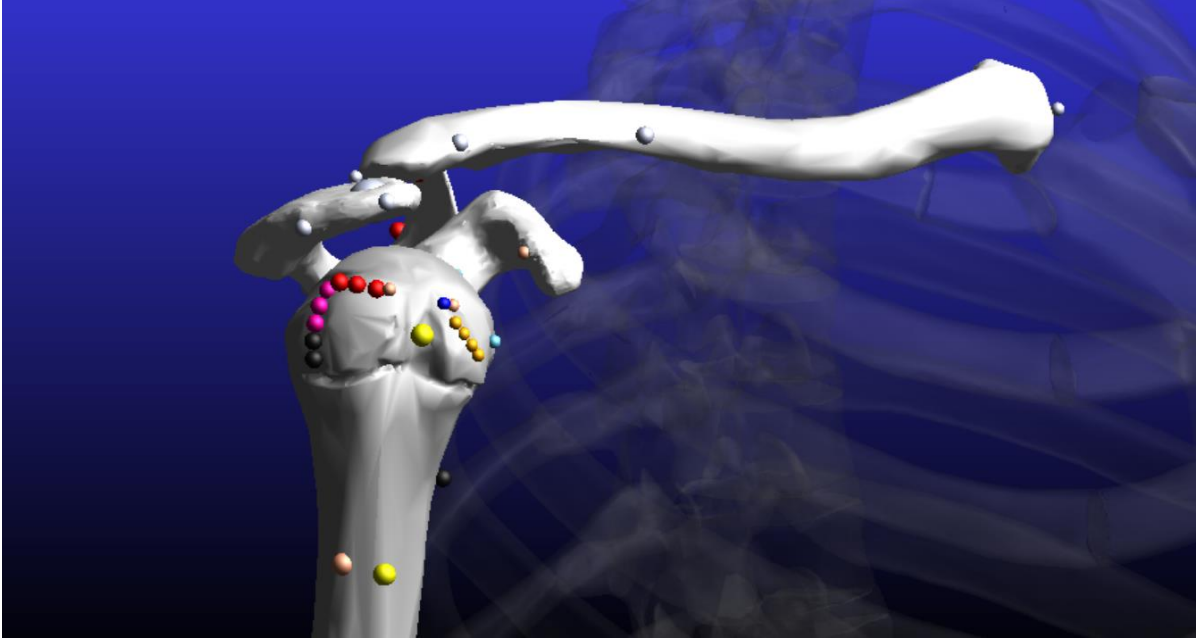
Bu omuz modelinde, bütün omuz kompleksine yer verilmemiş olup sadece GH eklem çalışılmıştır. Bu amaçla sağ humerus, sağ skapula ve sağ klavikula kemik modelleri kullanıldı. Bu modeller, ilgili insan kemiklerinin 3 boyutlu tarayıcıyla taranmış geometrileri açık kaynak bir web sitesinden [88] alınarak oluşturuldu. Bu üç kemik yapı rijit yapı olarak tanımlandı (**Şekil 22-26**). Humerus ve skapula (glenoid) rijit yapı teması olarak tanımlandı, GH eklemi oluşturan glenoid ve humerus başı arasına sabit eklem tanımlanmadı, iki rijit yapının serbest hareket edebildiği yüzey olarak tanımlanmıştır. Bu haliyle birbirine menteşeli iki yüzeyden daha çok, serbest hareketli gerçek eklem özelliğini gösteren yüzeyler olarak tanımlandılar. Ayrıca toraks ve kafatası görsel olarak oryantasyon sağlaması açısından çalışmanın ilerleyen kısımlarında eklendi fakat rijit yapı olarak tanımlanmadı, bu yüzden biyomekanik bir fonksiyonları bulunmamaktadır.



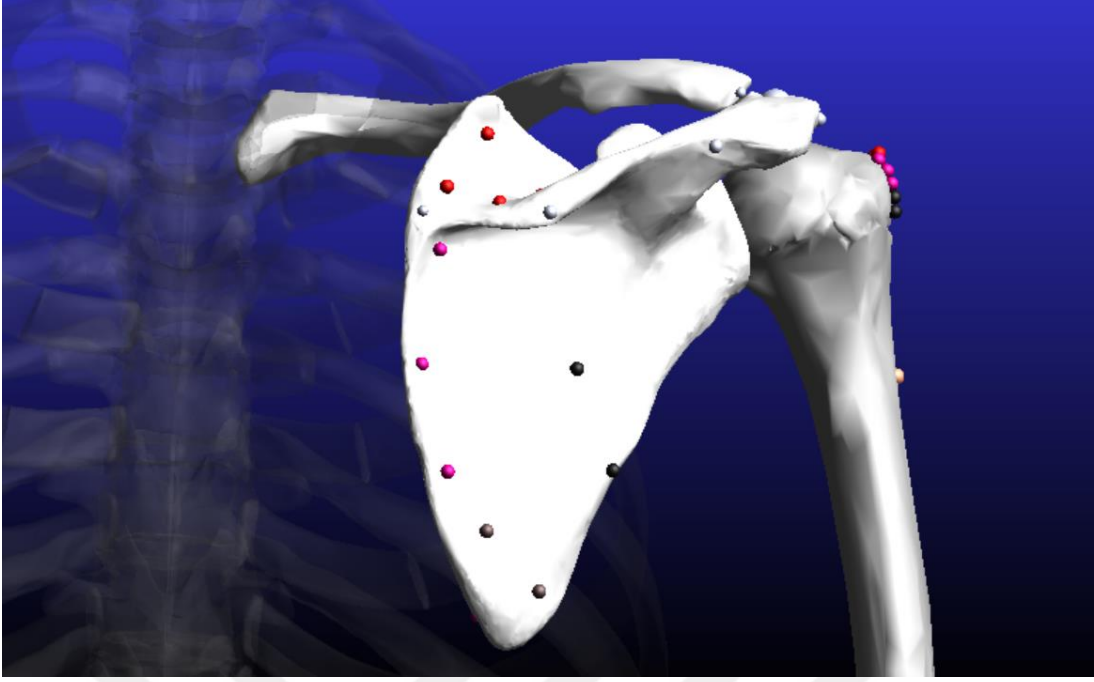
Şekil 22: Modelin lateralden uzaktan görünümü



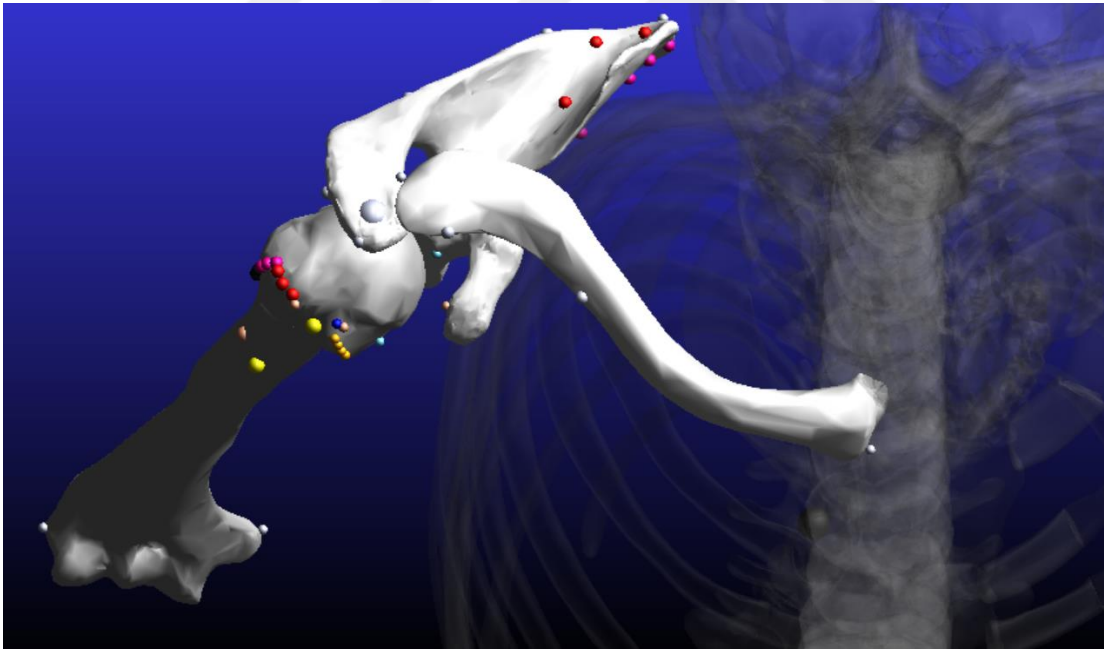
Şekil 23: Anteriordan görünüm



Şekil 24: Lateralden görünüm



Şekil 25: Posterioriordan görünüm



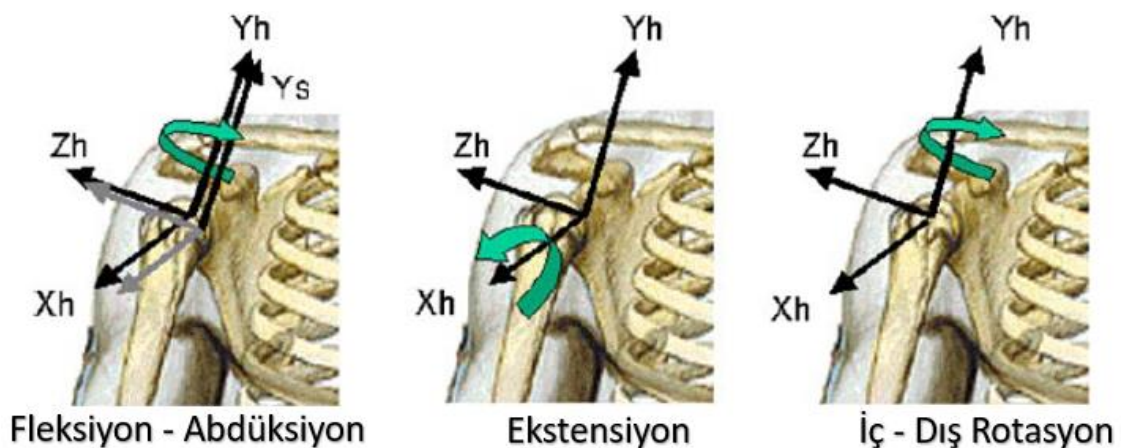
Şekil 26: Superioriordan görünüm

3.2. Humerusun ağırlığı ve yer çekimi

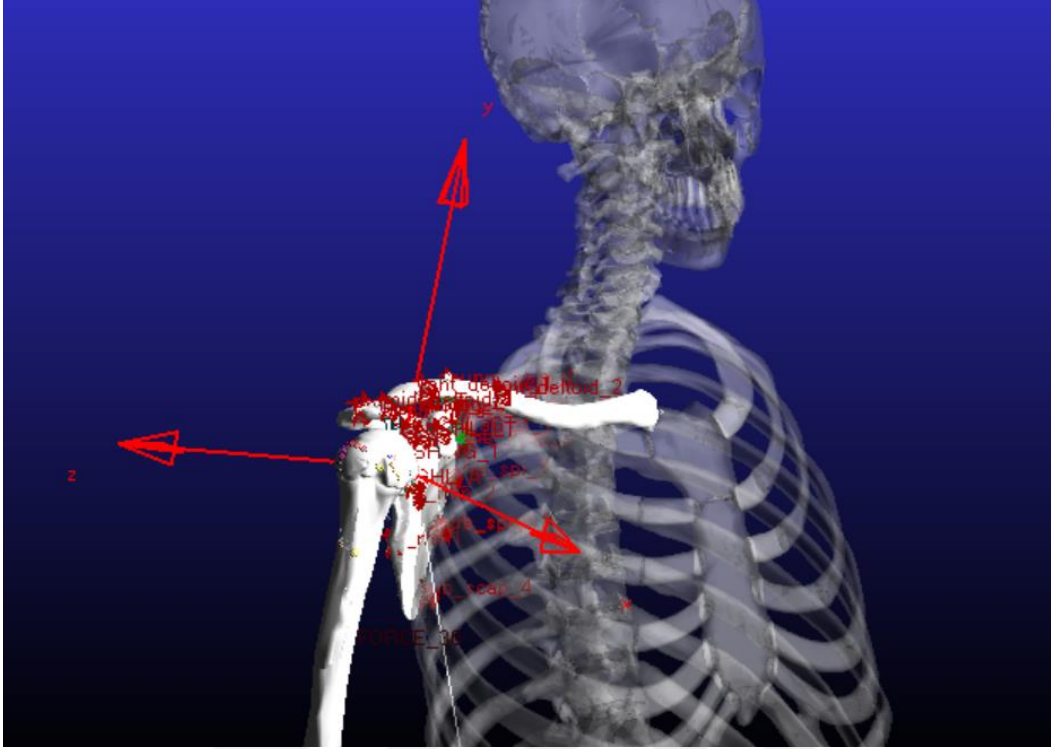
Daha önce de bahsi geçtiği üzere Drillis ve arkadaşlarının ekstremiteler üzerindeki antropometrik çalışmalarına göre ortalama bir üst ekstemitenin ağırlığı vücut ağırlığının 0.052 katıdır ve ağırlık merkezi GH eklemden itibaren 318 mm lateralde humerus shaftı üzerindedir [46], [47]. Buna uygun olarak modelimizdeki insan 80 kg kabul edilmiş ve sağ üst ekstemitesi de 0.05 katı olacak şekilde 4 kg olarak hesaplandı. Nötr pozisyonda humerusun en üst noktasından 318 mm inferiorunda kalınlığının orta noktası belirlenerek ağırlık merkezi olarak tanımlandı.

3.3. Koordinat Sisteminin Tanımlanması

Biyomekanik modellerin yapımında X, Y ve Z koordinat eksenlerinin tanımlanması oldukça önemli bir yer tutar. Yapılan hareketin objektif olarak tayin edilebilmesinde ve sonuçların objektif olarak okunmasında oldukça önemlidir. Dijital olarak tanımladığımız uzayda eksenleri doğru olarak tanımlanması gerekiyordu. Bu amaçla 2004 yılında Uluslararası Biyomekanik Topluluğu'nun (ISB) "Standardizasyon ve Terminoloji Komitesi" biyomekanik çalışmalar için eklem koordinat sistemi (JCS) geliştirip bunları tanımlayan bir kılavuz yayınlamıştır. Buna göre biyomekanik çalışma yapmak isteyen araştırmacılar için iki kısımdan oluşan bu kılavuz insan vücudundaki bütün eklemler için koordinat sistemi tanımı içermektedir. En çok çalışılan alt ekstremit eklemleri 1. kısım olarak yayınlanırken, üst ekstremit eklemleri 2. kısım olarak yayınlanmıştır [89]. Kılavuzda tarif edildiği üzere kemik ve eklem yapılar koordinat sistemi oluşturuldu ve MSC Adams'ta buna uygun tanımlama yapıldı.



Şekil 27: Humerusun koordinat sistemi ve GH eklem hareketler [89].



Şekil 28: Humerusun koordinat sistemi

3.4. Ligamentlerin ve Labrumun Modellenmesi

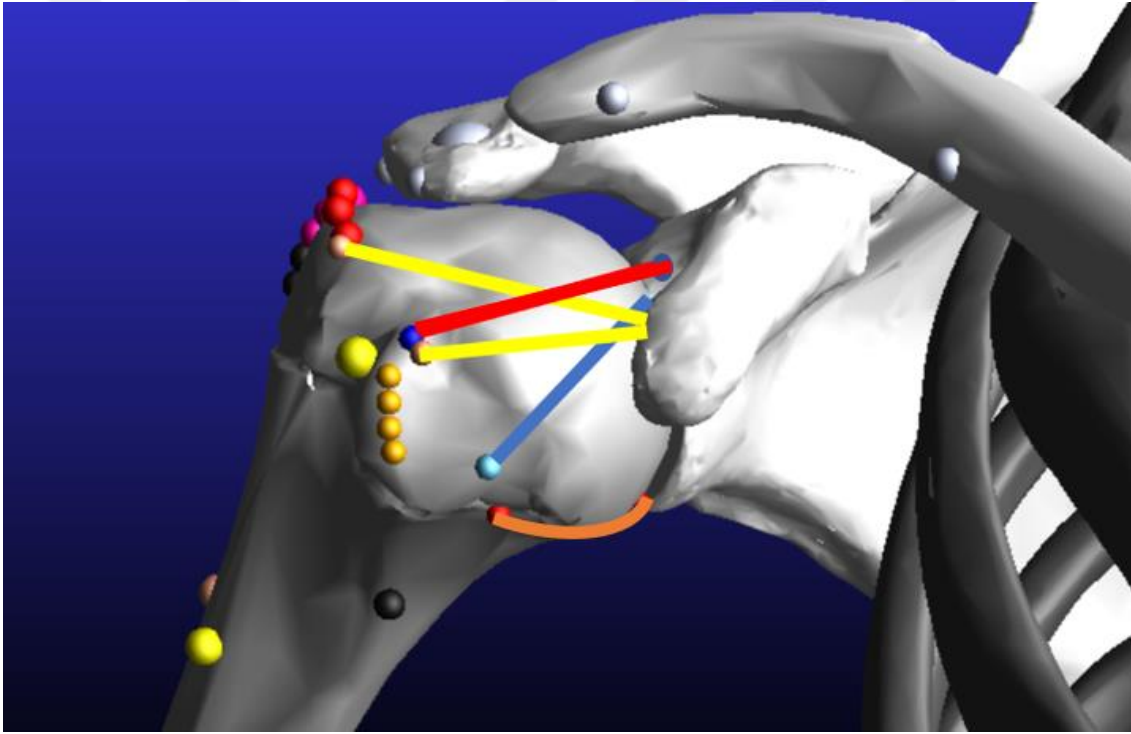
Modelde CHL ve GH ligamentler olan SGHL, MGHL, IGHL-A, IGHL-P yüzey anatomisine uygun olacak şekilde kemik geometrilerde orjin ve insersiyoları belirlendi (Şekil 29).

Her bir ligament için orjin ve insersiyoları arasındaki uzunluklar ölçülerek ligament uzunlukları belirlendi. Buna göre CHL 53.7 mm, SGHL 44.1 mm, MGHL 49.4 mm, IGHL-A 50.1 mm ve IGHL-P 50.7 mm olarak ölçüldü. Bu değerler Boardman CHL için ve Debski'nin GH ligamentlerin özelliklerini kapsamlı bir şekilde tanımladığı çalışmasıyla doğrulandı ve kabul edilebilir aralıklarda bulundu [90], [91]. Boardman ve Debski'nin çalışmasından yola çıkarak GH ligamentlerin her birinin ligament kesit alanı (cross-section) tanımlandı, buna göre CHL 53.7 mm², SGHL 18 mm², MGHL 20 mm², IGHL-A 37.2 mm² ve IGHL-P için 18.5 mm² olarak tanımlandı [90].

Ligamentlerin tensil (gerilme) özellikleri önceki yapılan çalışmalardan elde edildi. Broadman'ın yaptığı kadavra çalışmasında CHL ve SGHL'nin elastik modül değerleri alındı. Buna göre CHL'nin 36.7 MPa ve SGHL'nin 17.4 MPa olarak tanımlandı [91]. Bigliani'ye göre

MGHL ve IGHL-A ve IGHL-P'un benzer sertlik ve tensil özelliklere sahiptir [51]. Elastik modülleri IGHL-A için 47.75 MPa, IGHL-P için 39.97 MPa ve MGHL için de IGHL-A ile aynı olacak şekilde 47.75 MPa olarak tanımlandı.

Labrum için yapılan çalışmalardan elde edildiği gibi superiorda yükseklik 6 mm (çalışmada 5.96 mm) ve kalınlık 6 mm (çalışmada 6.02 mm); anteriorda yükseklik 4 mm (çalışmada 3.63 mm) ve kalınlık 4 mm (çalışmada: 3.94 mm); inferiorda yükseklik 4mm (çalışmada 3.74 mm) ve kalınlık 5 mm (çalışmada 5.14 mm); posteriorda yükseklik 4 mm (çalışmada 3.85 mm) ve kalınlık 4 mm (çalışmada 4.29 mm) olarak tanımlandı [23], [26]. Labrum için ortalama elastik modül 22.8 MPa olarak tanımlandı [92].



Şekil 29: GH eklemin anteriordan görünümü. Sarı çizgiler bicipital oluğun anterior ve posterioruna uzanan CHL'yi, kırmızı çizgi SGHL'yi, mavi çizgi MGHL'yi ve turuncu çizgi IGHL-A'yı gösteriyor.

3.5. Tendonların Modellenmesi

Modelde subskapularis, supraspinatus, infraspinatus, teres minor, teres major, anterior deltoid, orta deltoid ve posterior deltoidin tamamı tendon yapısı olarak modellendi. Anatomisine uygun olarak orjin ve insersiyosu belirlenen bu kaslar, sarkomer miyofibril yapıları olan gerçek kas yapısından daha çok kontraksiyon özellikleri olan tendonlar olarak

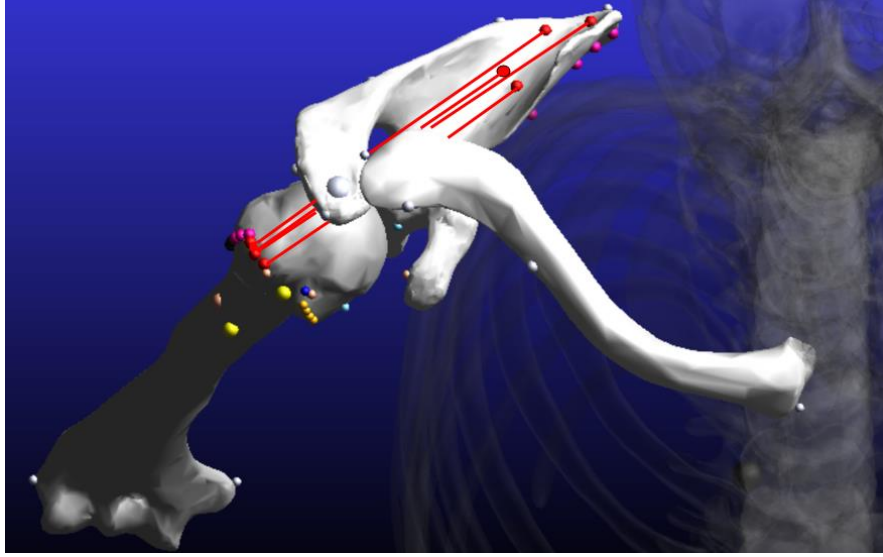
modellendi. Bu tendonların herbiri ilgili tendonu temsil etmesi için kendi ismi altında birkaç parçaya ayrılarak kendi içinde o tendonun özelliklerini taşıyacak şekilde modellendi. Bu sayede kasın yüzeyel geometrisi ve fonksiyonu daha iyi taklit edildi, ayrıca daha detaylı analiz yapabilecek imkân kazanılmış olundu.

Tendonlar için girilen veriler:

- Origo ve insersiyon noktaları
- Kesit alanı (cross-sectional area)
- Elastik modül
- Maksimum kuvvet

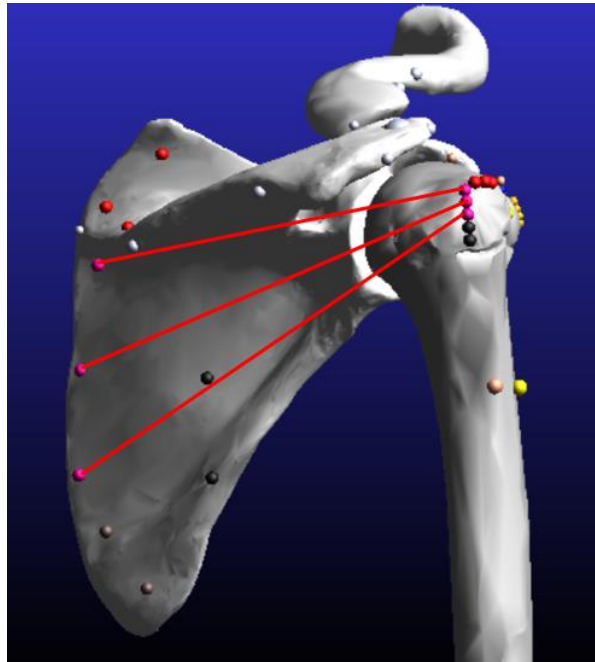
Maksimum kuvvetler, deltoid dışındaki kaslar için sağlıklı bir kişide abduksiyon sırasında ulaştıkları görülen maksimum değerlerdir [93], [94]. Deltoid kaslar için verilen maksimum kuvvet sağlıklı omuzda 90° abduksiyon için gereken kuvvetlerdir. Literatürde deltoidin kuvvetinin aralığının geniş bir aralıkta olduğu ve RMY yırtığında daha yüksek değerlere çıkabildiği görüldü [95]; bu nedenle deltoid için maksimum kuvvet sağlıklı omuzda geçerliken RMY modellerinde hareketi tamamlamak için bir üst sınır olarak belirtilmedi.

- **Supraspinatus:** Dört parçaya ayrıldı; her bir parça için birer origo ve insersiyon noktası belirlendi. Supraspinöz fossada dört origo noktası, tuberculum majusta dört insersiyonu olacak şekilde temsil edildi (**Şekil 30**). Uzunluklar “Supraspinatus 1” için 122.12 mm, “Supraspinatus 2” için 140,8 mm, “Supraspinatus 3” için 127.9 mm ve “Supraspinatus 4” için 108.6 mm olarak belirlendi. Kesit kalınlığı her bir parçanın kalınlığı 36.1 mm², toplamda 144.4 mm² olarak tanımlandı [96]. Her bir parça için elastik modül 17.3 MPa olarak tanımlandı [97]. Supraspinatus tendonu için maksimum kuvvet 117 N, herbir parçası için 29.25 N olarak tanımlandı [98].



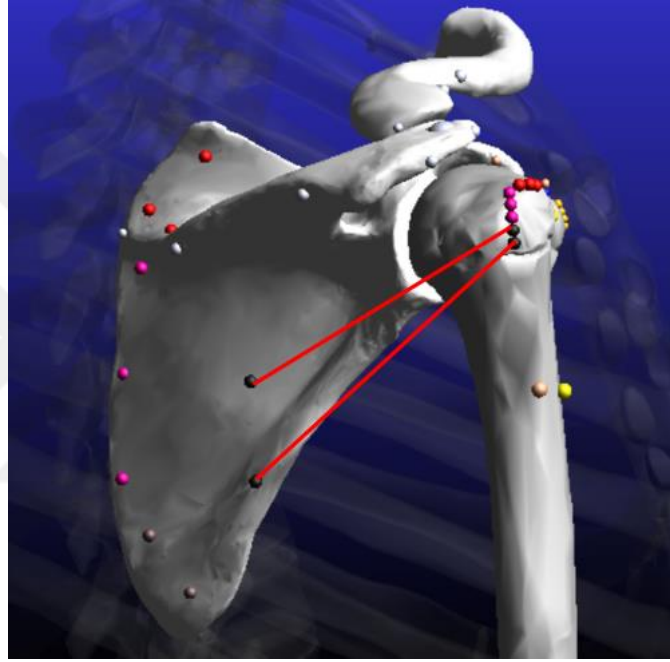
Şekil 30: Supraspinatus tendonun 4 parçalı olarak origodan insersiyosuna uzanımı

- **İnfraspinatus:** Üç parçaya ayrıldı; her bir parça için birer origo ve insersiyon noktası belirlendi. İnfrapinöz fossada üç origo noktası, tuberculum majusta üç insersiyosu olacak şekilde temsil edildi (Şekil 31). Uzunluklar “İnfraspinatus 1” için 143.8 mm, “İnfraspinatus 2” için 161.1 mm ve “İnfraspinatus 3” için 171.1 mm olarak belirlendi. Kesit alanı için her bir parçanın kalınlığı 50.6 mm², toplamda 151.8 mm² olarak tanımlandı [97]. Her bir parça için elastik modül 12.4 MPa olarak tanımlandı [97]. İnfraspinatus tendonu için maksimum kuvvet 205 N, herbir parçası için 68.3 N olarak tanımlandı [98].



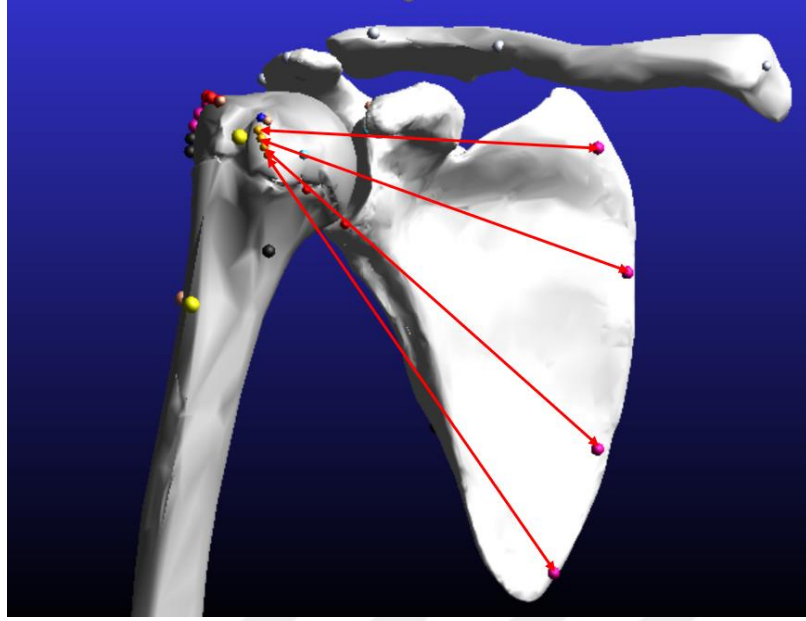
Şekil 31: İnfraspinatus tendonun 3 parçalı olarak origodan insersiyosuna uzanımı

- **Teres minor:** İki parçaya ayrıldı; her bir parça için birer origo ve insersiyon noktası belirlendi. Skapulanın lateral kenarında iki origo noktası, tuberculum majusta iki insersiyonu olacak şekilde temsil edildi (**Şekil 32**). Uzunluklar “Teres minor 1” için 123.3 mm ve “Teres minor 2” için 114.6 mm olarak belirlendi. Kesit alanı için her bir parçanın 30 mm², toplamda 60 mm² olarak tanımlandı. Literatürde tensil özellikleri infraspinatus tendonu ile benzer olduğu ifade edildiği için her bir parça için elastik modül 12.4 MPa olarak tanımlandı [97]. Teres minor tendonu için maksimum kuvvet 94 N, herbir parçası için 47 N olarak tanımlandı [98].



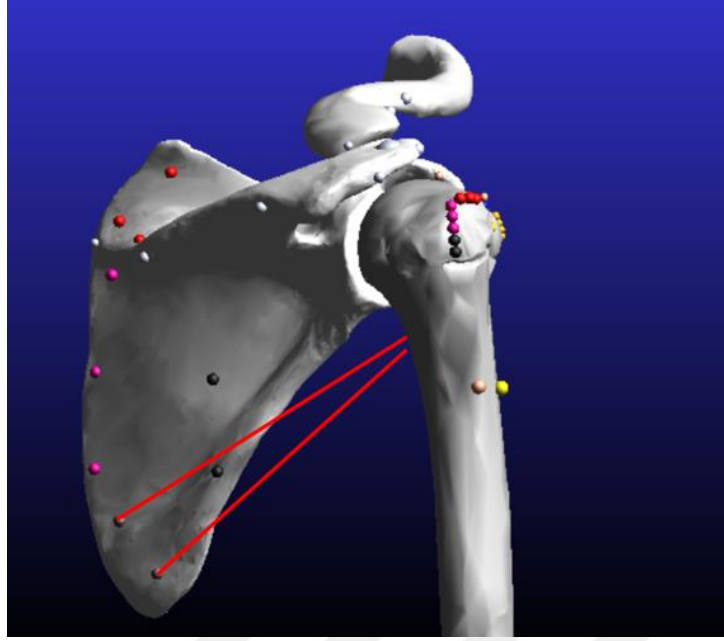
Şekil 32: Teres minor tendonun 2 parçalı olarak origodan insersiyonuna uzanım

- **Subskapularis:** Dört parçaya ayrıldı; her bir parça için birer origo ve insersiyon noktası belirlendi. Skapulanın anteriorunda medial kenarında dört origo noktası, tuberculum minusta dört insersiyonu olacak şekilde temsil edildi (**Şekil 33**). Uzunluklar “Subskapularis 1” için 129.3 mm, “Subskapularis 2” için 150 mm, “Subskapularis 3” için 167.5 mm ve “Subskapularis 4” için 178.8 mm olarak belirlendi. Kesit alanı her bir parçanın kalınlığı 30.745 mm², toplamda 122.980 mm² olarak tanımlandı [97]. Her bir parça için elastik modül 15.2 MPa olarak tanımlandı [97]. Subskapularis tendonu için maksimum kuvvet 283 N, her bir parçası için 70.75 N olarak tanımlandı [98].



Şekil 33: Modelin anteriordan görünümü. Subskapularis’in 4 parçası origodan insersiyoya noktalarına uzanımları

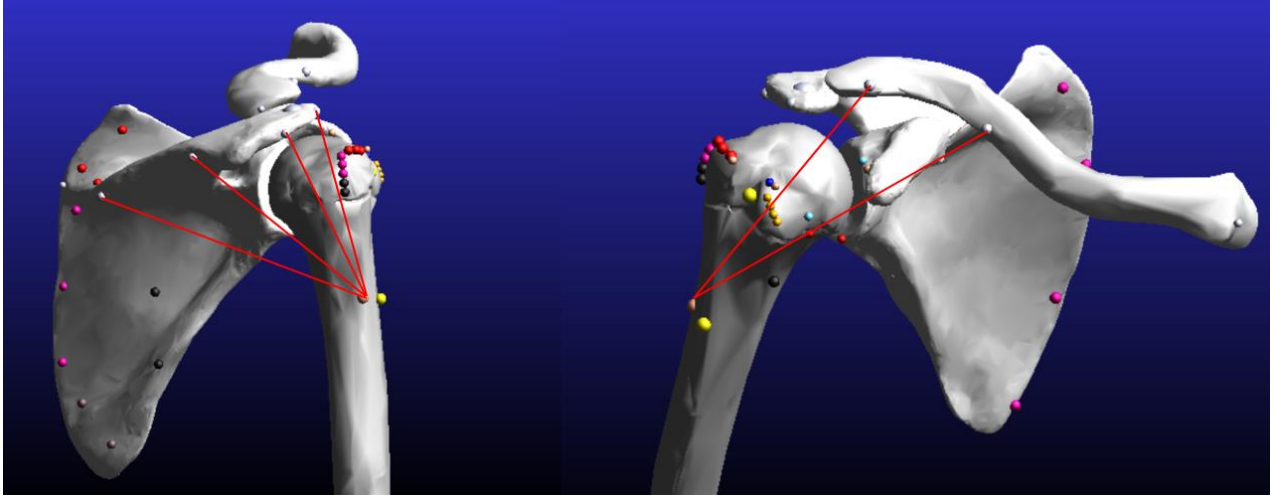
- **Teres major:** İki parçaya ayrıldı; her bir parça için birer origo ve insersiyoya noktası belirlendi. Skapulanın inferior kenarında iki origo noktası, intertubercular sulcus medial kenarında iki insersiyosu olacak şekilde temsil edildi (**Şekil 34**). Uzunluklar “Teres major 1” için 134.1 mm ve “Teres major 2” için 144.6 mm olarak belirlendi. Kesit alanı için her bir parçanın kalınlığı 40 mm², toplamda 80 mm² olarak tanımlandı. Literatürde tensil özellikleri infraspinatus tendonu ile benzer olduğu ifade edildiği için teres minör gibi her bir parça için elastik modül 12.4 MPa olarak tanımlandı [97]. Teres major tendonu için maksimum kuvvet 574 N, herbir parçası için 287 N olarak tanımlandı [98].



Şekil 34: Modelin anteriordan görünümü. Teres majorun 2 parçası origodan medialden anteriora insersiyoya noktalarına uzanımları

- **Anterior Deltoid:** İki parçaya ayrıldı; her bir parça için birer origo ve insersiyoya noktası belirlendi. Klavikula lateralinde iki origo noktası ve deltoid insersiyosunda tek nokta olacak şekilde temsil edildi (**Şekil 35**). Uzunluklar “Anterior Deltoid 1” için 114.1 mm ve “Anterior Deltoid 2” için 124.45 mm olarak belirlendi. Kesit alanı için her bir parçanın alanı 100 mm², toplamda 200 mm² olarak tanımlandı. Tendon yapısından daha çok kişiden kişiye belirgin değişkenlik gösteren musküler bölümden oluşan deltoid kas için literatürde belirli bir elastik modül tanımlanamıyor. Modelde deltoid kas geniş bir tendon yapısı olarak temsil edileceğinden elastik modülün de yüksek olacağını tahmin ederek 100 MPa olarak kabul edildi. Anterior deltoid için maksimum kuvvet 323 N, herbir parçası için 161.5 N olarak tanımlandı [94].
- **Orta Deltoid:** İki parçaya ayrıldı; her bir parça için birer origo ve insersiyoya noktası belirlendi. Akromionun lateral kenarından iki origo noktası ve deltoid insersiyosunda tek nokta olacak şekilde temsil edildi (**Şekil 35**). Uzunluklar “mid deltoid 1” için 89.92 mm ve “mid deltoid 2” için 80.19 mm olarak belirlendi. Kesit alanı için her bir parçanın kalınlığı 100 mm², toplamda 200 mm² olarak tanımlandı. Orta deltoid için elastik modül 100 MPa olarak kabul edildi. Orta deltoid için maksimum kuvvet 434 N, herbir parçası için 217 N olarak tanımlandı [94].

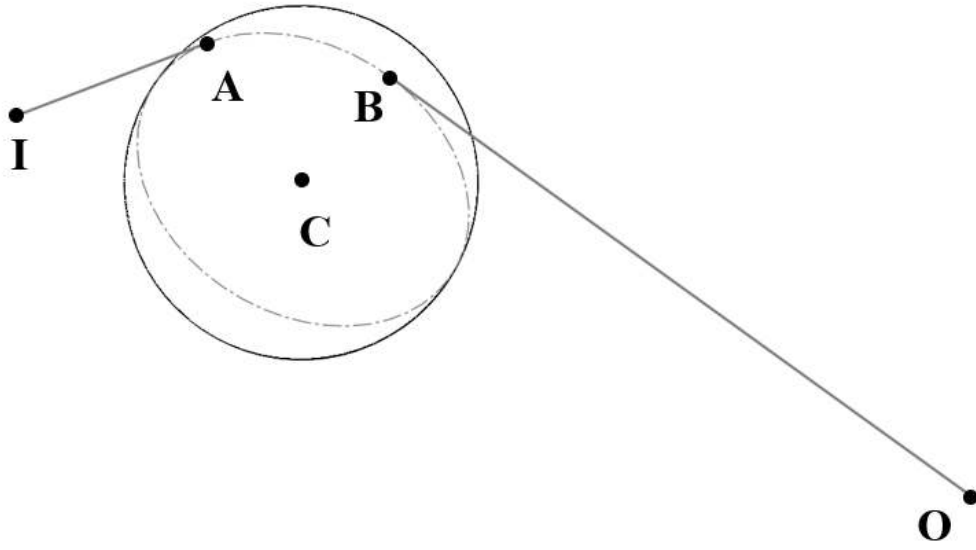
- **Posterior Deltoid:** İki parçaya ayrıldı; her bir parça için birer origo ve insersiyon noktası belirlendi. Skapula skapulanın iki origo noktası ve deltoid insersiyosunda tek nokta olacak şekilde temsil edildi (**Şekil 35**). Uzunluklar “posterior deltoid 1” için 127.68 mm ve “posterior deltoid 2” için 96.23 mm olarak belirlendi. Kesit alanı için her bir parçanın kalınlığı 100 mm², toplamda 200 mm² olarak tanımlandı. Posterior deltoid için elastik modül 100 MPa olarak kabul edildi. Hughes ve arkadaşlarının belirttiği üzere posterior deltoidin harekete katkısı oldukça sınırlı ve uyguladığı maksimum kuvvet 2 N, herbir parçası için 1 N olarak tanımlandı [98].



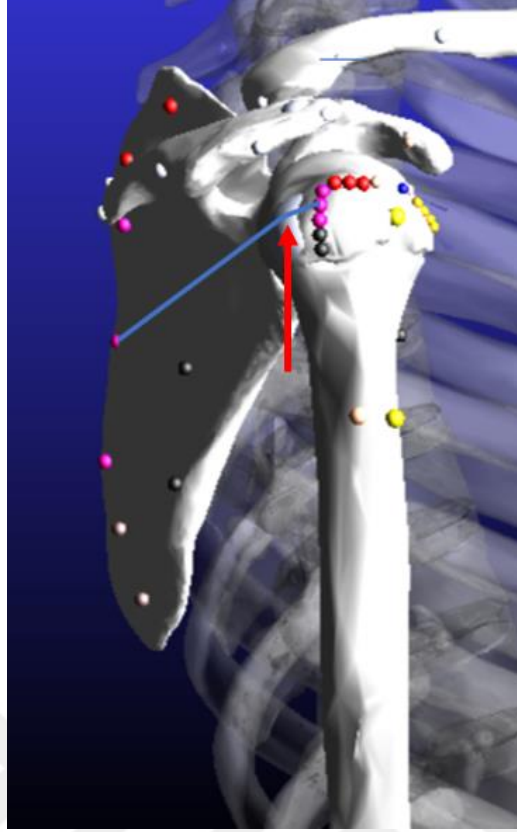
Şekil 35: Solda posterolateralden görünümde posterior ve orta deltoidin ikişer origo noktasından insersiyon noktasına uzanımı görülüyor. Sağda anteriordan görünümde anterior deltoidin iki origo noktasından insersiyon noktasına uzanımı görülüyor.

3.6. Sarılma (Wrapping)

Ligamentlerin ve tendonların kemik yüzeylerine sarılması da modele dahil edildi. Sarılmayı modellemek için Humerus yüzeyinde ligament veya tendonların temas edeceği bölgeleri kapsayacak şekilde farklı yarı çaplarda küreler oluşturuldu. Tendonun veya ligamentin orijin noktasından başlayıp tanımlanan kürelere teğet geçerek insertion noktasına bağlandığı var sayıldı (**Şekil 36**). Bu sayede uzama miktarlarının, pasif kuvvet miktarlarının ve moment kollarının hesaplanması mümkün oldu.



Şekil 36: Kullanılan sarılma modelinin temsili. (O: Origo, I: İnsersiyo, C: Kürenin merkezi, A ve B: Temsili olarak teğet geçen noktalar)

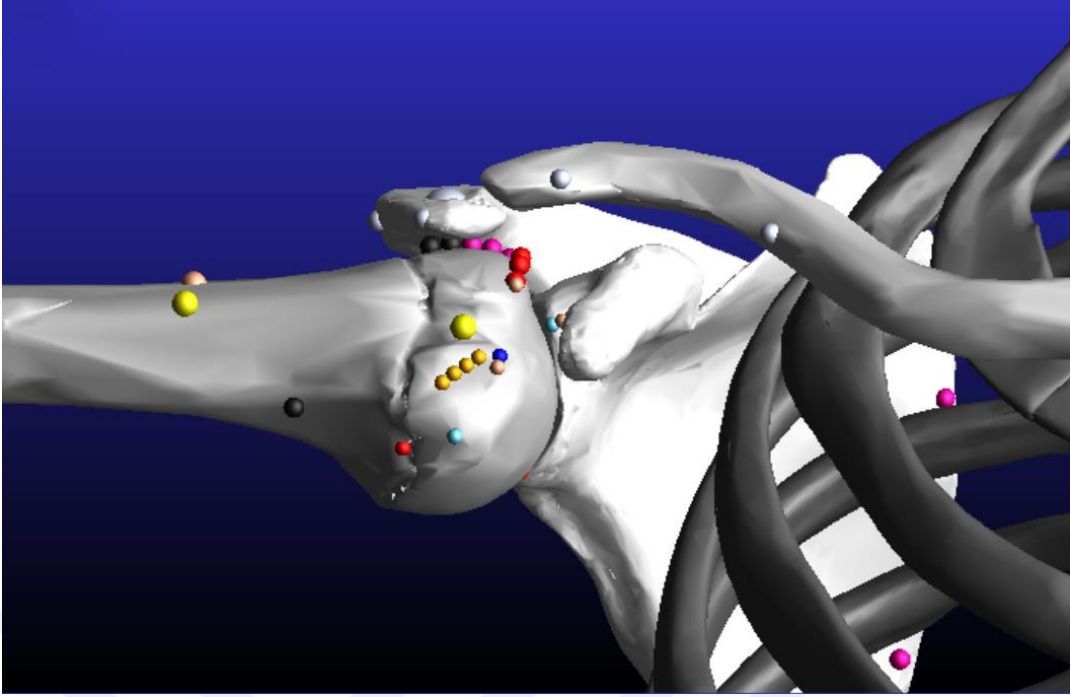


Şekil 37: Modele lateralden bakış, infraspinatus'un 2. parçasının insersiyosuna yakın bir bölgede kırmızı okla işaretli alanda tanımlanan sarılma özelliği için tanımlanan küre ve kürenin etrafından rijit humerus başına sarılarak insersiyosuna uzanımı görülüyor.

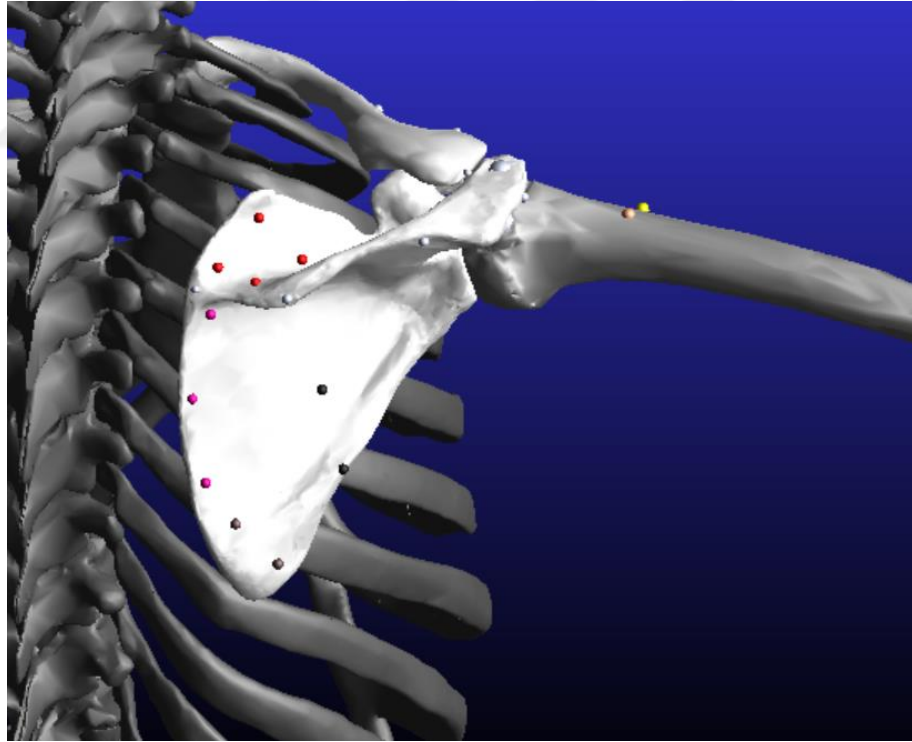
3.7. Abdüksiyonun yapılması

Andırımında GH eklemdede 15° dış rotasyon ve 90° abdüksiyon yapılması planlandı. Başlangıçta nötr pozisyonda olan GH eklem kasların kuvvetlerinin kademeli artışıyla 90° abdüksiyona ulaştı.

Başlangıç anında rotator manşet kaslarının başlangıç tonusu olarak maksimum kuvvetlerinin %10'undan başlayarak abdüksiyonun 15° 'ye ulaşana kadar doğrusal artarak maksimum kuvvete ulaşması planlandı. Abdüksiyon 15° 'ye ulaşana kadar deltoid kaslar kasılmadı. 15° abdüksiyona simulasyonun 6. saniyesinde ulaştığı görüldü. Deltoid kaslar simulasyonun 6. saniyesinde maksimum kuvvetlerinin %10'undan başlayarak doğrusal olarak GH eklemdede 90 derece abdüksiyon yapılacak şekilde artırıldı (Şekil 37, 38). Deltoid kasların RMY'ında uyguladığı kas kuvveti yüzdelik değişimi literatürden alınarak her bir durum için belirlenerek andırımında maksimum deltoid kas kuvvetleri olarak tanımlandı [95]. 90° abdüksiyona ulaşan modelde simülasyon tamamlandı, bütün kasların çalıştığı bu simülasyon “sağlıklı omuz modeli” olarak tanımlandı.



Şekil 38: Modelin anteriordan görünümü, sağlıklı omuzda 90° abdüksiyon



Şekil 39: Modelin posteriordan görünümü, sağlıklı omuzda 90° abdüksiyon

3.8. RMY modellenmesi

Sağlıklı model simülasyonunda çalışan kaslarda değişiklikler yapılarak RMY modellendi. RMY yırtığı olarak tam kat yırtık seçildi ve tam kat yırtıklar en az bir tendonun tamamını etkisiz hale getirecek şekilde yapıldı. Buna göre Patte'nin sagittal planda topografik sınıflamasına göre dört farklı tam kat yırtık senaryosu oluşturuldu [99]. Bunlar:

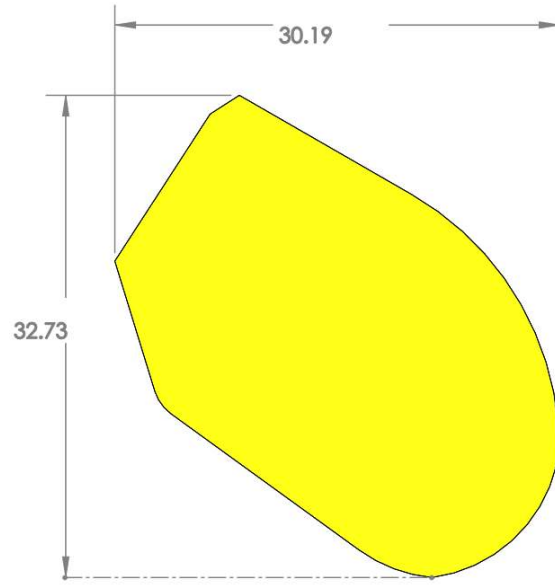
- Supraspinatus tam kat yırtık
- Posterosuperior tam kat yırtık (supraspinatus ve infraspinatus rüptürü)
- Anterosuperior tam kat yırtık (supraspinatus ve subskapularis rüptürü)
- Masif yırtık (supraspinatus, subskapularis ve infraspinatus rüptürü)

Rüptürü yapılan tendonlar inaktive edildi. Deltoid kas sağlıklı omuz simülasyonunda olduğu gibi abdüksiyon sırasında 15°'de çalışmaya başlayarak kas kuvveti doğrusal bir artış gösterdi. Bu şekilde abdüksiyon hareketi izlendi.

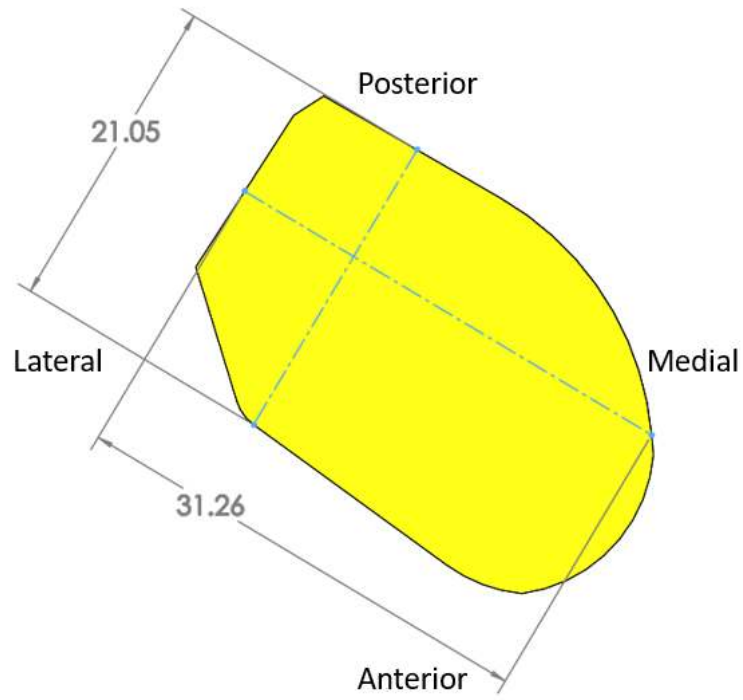
3.9. Subakromial İmplant Prototipinin Dizaynı

İmplant bir prototiptir ve bu çalışmadan yola çıkılarak geliştirilecektir. Boyutları 31.26 x 21.05 x 9 mm'dir (**Şekil 39, 40, 41**). Subakromial bölgeye yerleştirildi. Rijit cisim olarak tanımlandı. Koronal planda subakromial düzleme göre 19° inklinasyon, sagittal planda yer düzlemiyle 14° açı yaparak akromiona tespit edildi (**Şekil 42, 43**).

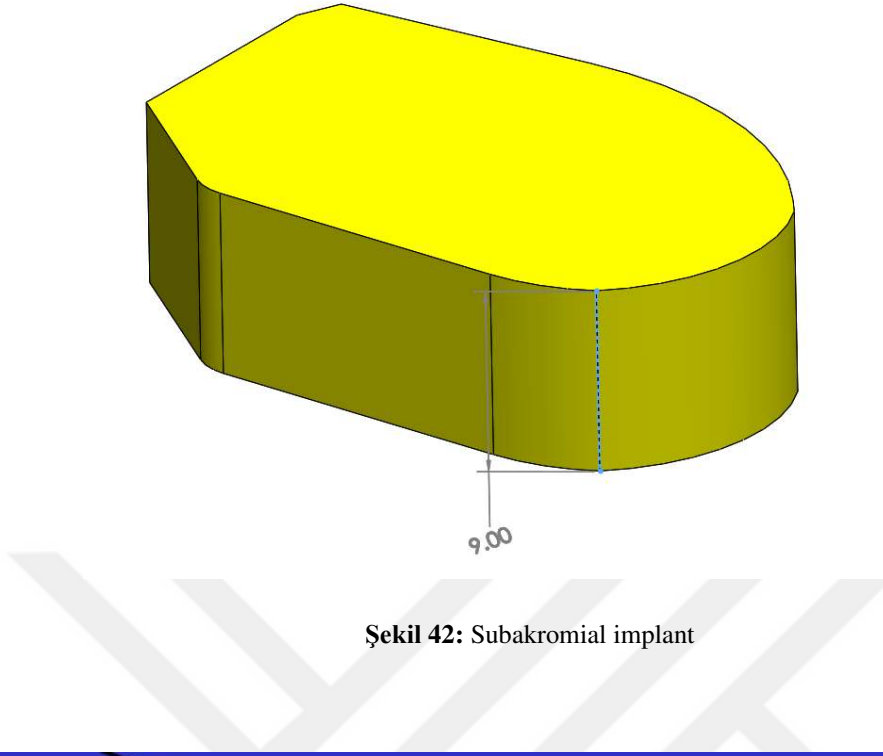
İmplantın eğri tarafı mediale gelecek şekilde akromion ve coracoacromial ligamentin altına yerleştirildi. Abdüksiyon sırasında tüberküle daha geniş hareket açısı sağlaması için frontal planda inklinasyon verildi (**Şekil 42**). İmplant koyulduktan sonra humerus başının anteriora tranlasyon yaparak anterior instabilite yaratmaması için sagittal planda yer düzlemiyle 14° açı yapacak şekilde planlandı (**Şekil 43**).



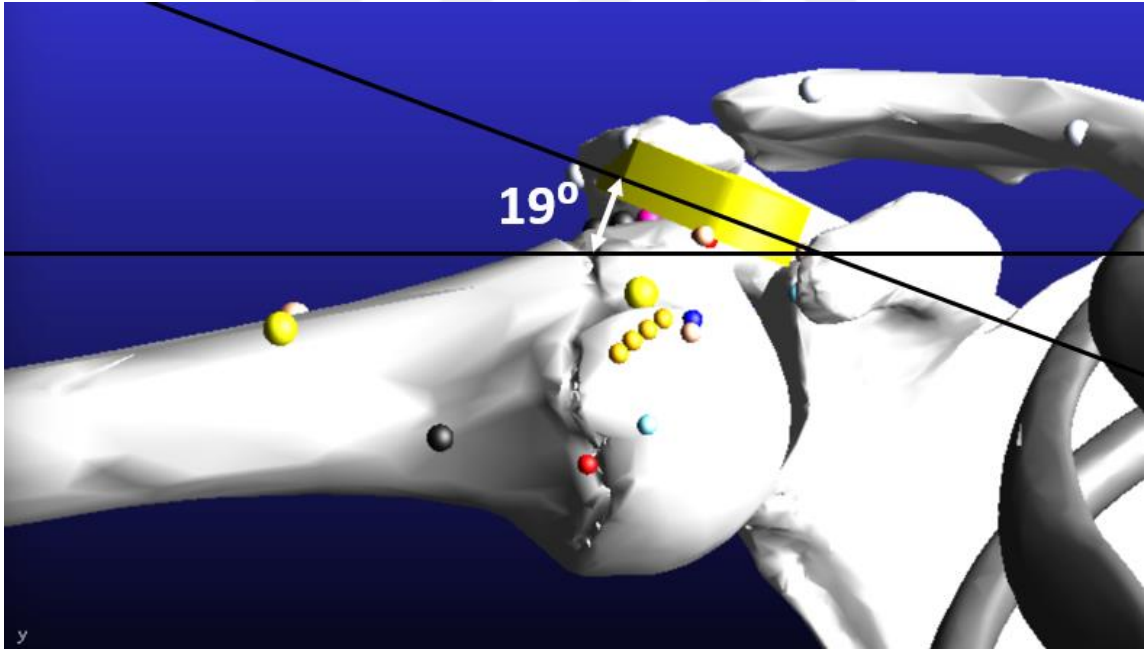
Şekil 40: Subakromial implant, Anteroposterior ve mediolateral uzanımında boyutları



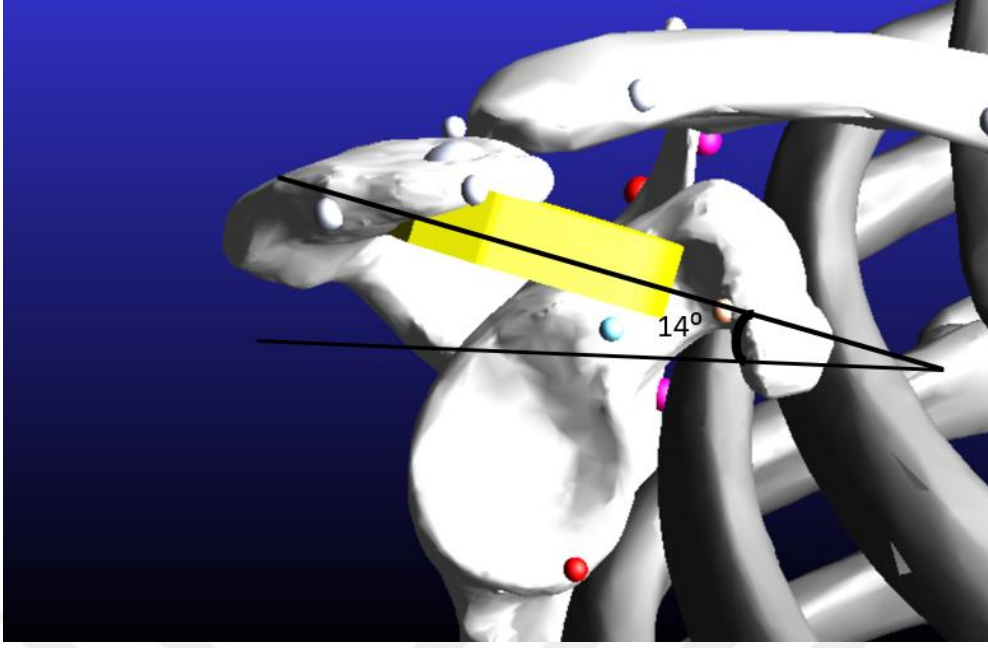
Şekil 41: Subakromial implant yerleşimi ve boyutları 2



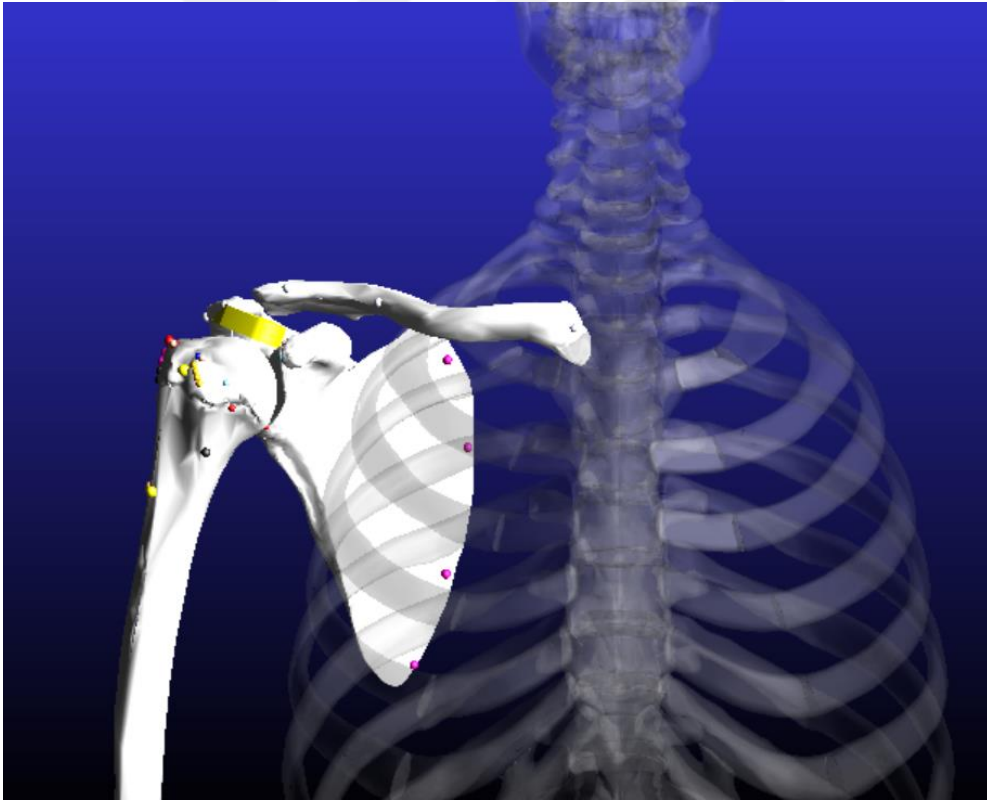
Şekil 42: Subakromial implant



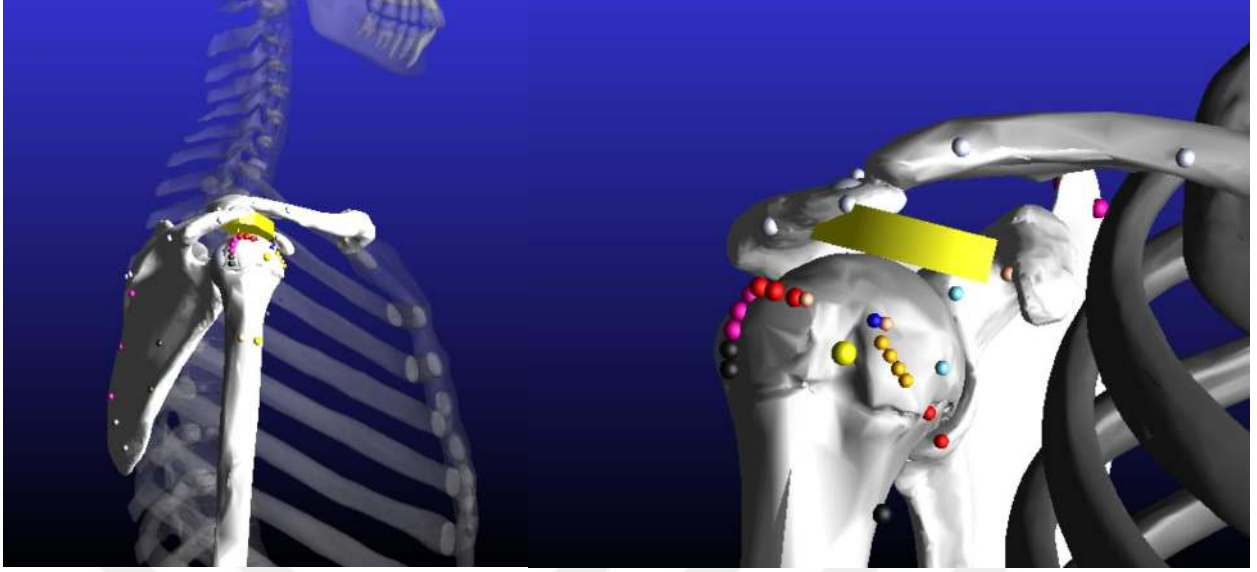
Şekil 43: Abdüksiyon sırasında tüberküle daha geniş hareket açısı sağlaması için koronal planda 19° inklinasyon verildi.



Şekil 44: Lateralden görünüm.



Şekil 45: Nötral pozisyonda anteriordan görünüm



Şekil 46: Nötral pozisyonda lateralden ve yakından anterolateralden görünüm

4. BULGULAR

İmplant yerleştirilmeden önce beş ayrı simülasyon yapıldı ve veriler kaydedildi. Yapılan simülasyonlar: Sağlıklı omuz, supraspinatus tam kat yırtık, posterosuperior tam kat yırtık, anterosuperior tam kat yırtık, masif yırtık. İmplant yerleştirildikten sonra dört ayrı simülasyon yapıldı, bunlar: İmplantlı supraspinatus tam kat yırtık, implantlı posterosuperior tam kat yırtık, implantlı anterosuperior tam kat yırtık, implantlı masif yırtık. Toplamda dokuz ayrı simülasyon yapıldı ve veriler kaydedildi.

Herbir simülasyonda toplanan veriler:

- Nötr pozisyonda glenoid üzerinde oluşan tepki kuvveti miktarı (X ekseninde)
- Hareket sırasında ve/veya sonunda glenoid ve labrumda oluşan tepki kuvveti miktarı (X ekseninde)
- Glenoid üzerindeki tepki kuvvetinin en yoğun olduğu noktanın (temas noktasının) koordinatları
- Hareketin 6. saniyesinde (15° abduksiyonda) humerus – akromion uzaklığı (acromiohumeral interval)
- Nötr pozisyonda ve hareketin sonunda humerus başı merkezi – akromion uzaklığı
- Anterior deltoidin hareketin sonunda uyguladığı kuvvet miktarı
- Orta deltoidin hareketin sonunda uyguladığı kuvvet miktarı
- Posterior deltoidin hareketin sonunda uyguladığı kuvvet miktarı

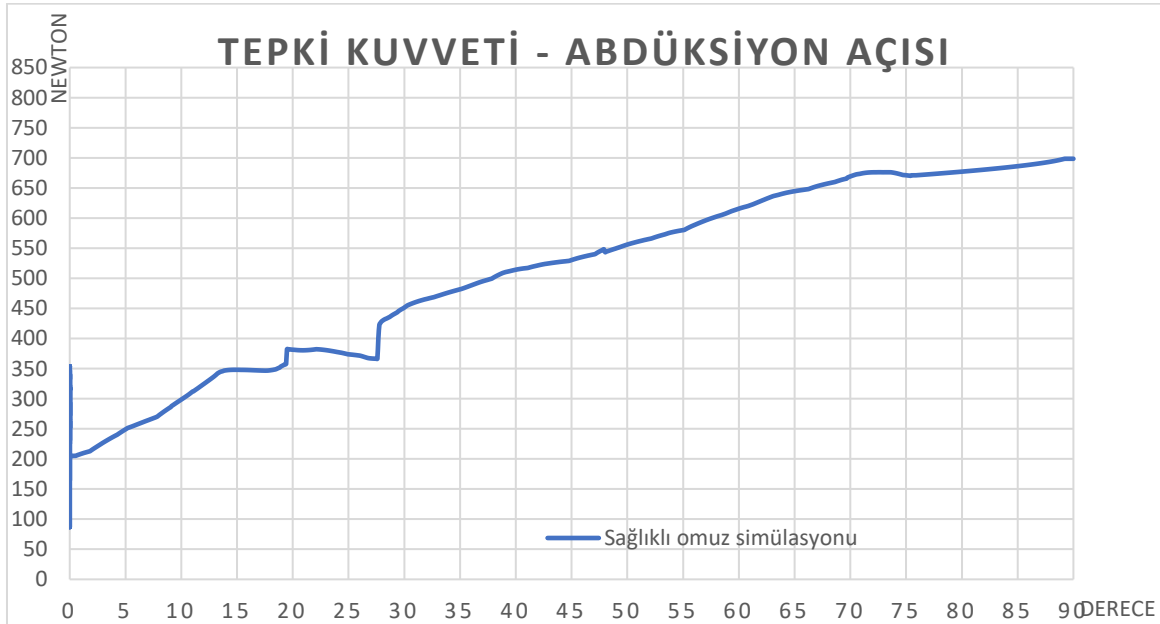
4.1. Sağlıklı Omuz Simülasyonu

Andırım nötr pozisyondan 90° abduksiyona hareketini sorunsuz bir şekilde tamamladı. **Tablo 1**'de hareketin başında RMK'nın tonusu ile glenoid üzerinde 267 N'luk bir kuvvet oluştuğu, 90° abduksiyona geldiğinde glenoid üzerinde oluşan tepki kuvveti 698 N'a ulaştığı görülüyor. Bu artış doğrusal bir şekilde gerçekleşti (**Grafik 1**). Ayrıca X ekseninde oluşan tepki kuvvetinin en yüksek olduğu koordinatlar belirlenerek glenoide temas noktası olarak tayin edildi. **Tablo 1**'de koordinatları paylaşılan temas merkezleri Şekil 33'de işaretlendi.

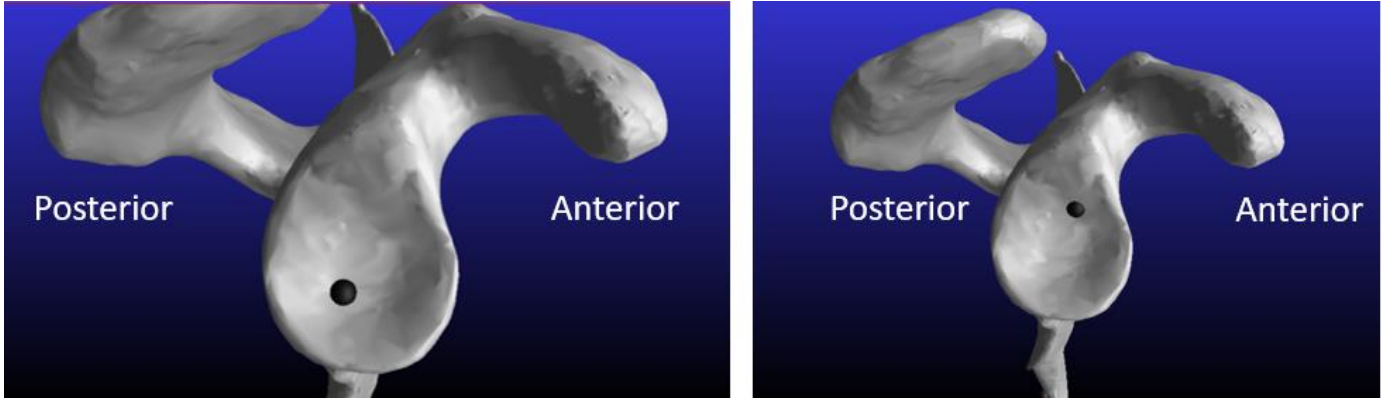
Koordinatlardaki değişimler milimetre cinsinden yorumlandı. Buna göre X-ekseninde yaklaşık 6 mm, Y-ekseninde yaklaşık 10 mm, z ekseninde 5 mm yer değiştirdiği anlaşılmaktadır. Burada başlangıç anındaki humerus başının temas noktasının hareketin sonundaki yeri görülüyor. **Tablo 2'**de acromiohumeral intervalin abdüksiyonla tüberkülün akromiona yaklaşmasıyla azaldığı, humerus başı merkezi ile akromion arasındaki uzaklığın ise arttığı görülüyor. 15°de uzaklığın azalması deltoid kas çekmesinin başlamasına bağlıdır. **Tablo 3'**de deltoid kaslar simülasyonda planlandığı şekilde humerus 15° abdüksiyona ulaşınca kasılmaya başladı ve giderek daha fazla kuvvet uygulamaya başladı. Simülasyonlarda 15° abdüksiyon açısı RMK ve deltoidlerin kasılı olduğu aralığın başlagıcı olduğundan özel olarak incelendi. Sonraki simülasyonlarda özellikle bu evrede acromiohumeral interval ölçüldü.

Abdüksiyon açısı	Glenoid Tepki Kuvveti	Temas merkezi (x, y, z)
0°	267 N	(-148.42 , 535.40 , 73.13)
90°	698 N	(-142.86 , 545.64 , 78.28)

Tablo 1: Sağlıklı omuz simülasyonunda abdüksiyon sırasında glenoid tepki kuvveti ve temas merkezi koordinatları



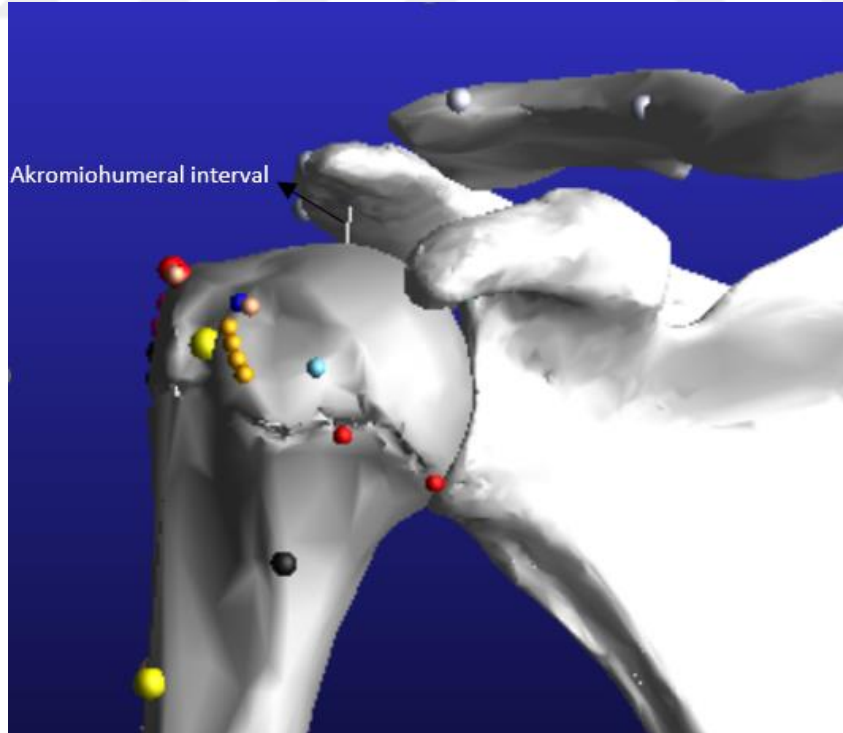
Grafik 1: Sağlıklı omuz simülasyonunda abdüksiyon açısıyla glenoid üzerindeki tepki kuvveti değişimi



Şekil 47: Soldaki resimde nötr pozisyonda humerus başının glenoide temas noktası; sağdaki resimde 90° abduksiyondayken humerus başının temas noktası görülüyor.

Abduksiyon açısı	Acromiohumeral İnterval	Merkez-acromion uzaklık
0°	8.29 mm	32.8 mm
15°	6.65 mm	32 mm
90°	3.48 mm	34.7 mm

Tablo 2: Sağlıklı omuz simülasyonunda abduksiyon sırasında Acromiohumeral interval ve humerus başı merkezi ve akromion uzaklığı



Şekil 48: Acromiohumeral intervalin ölçümü

Abdüksiyon açısı	Anterior Deltoid	Orta Deltoid	Posterior Deltoid
0°	0 N	0 N	0 N
15°	32.3 N	43.4 N	0.2 N
90°	323 N	434 N	2 N

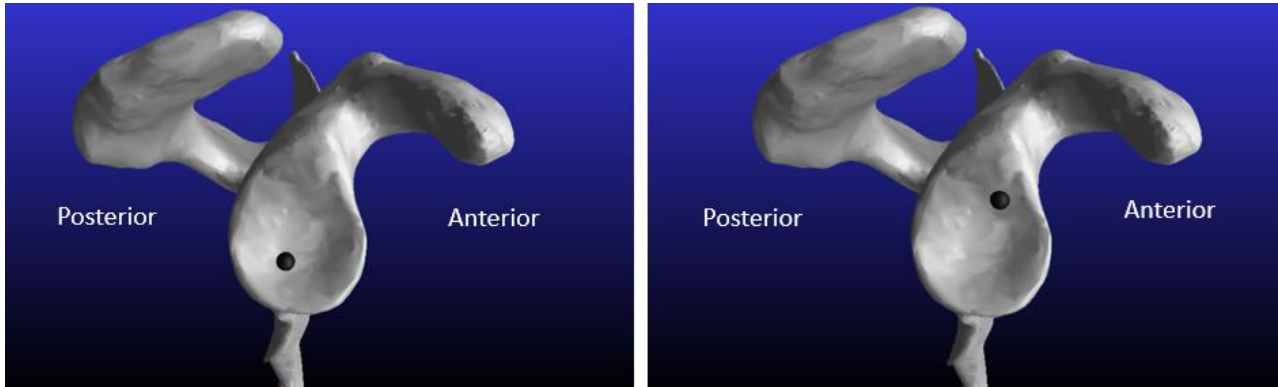
Tablo 3: Sağlıklı omuz simülasyonunda abdüksiyon sırasında deltoid kuvveti

4.2. Supraspinatus Tam Kat Yırtığı ve İmplantlı Supraspinatus Tam Kat Yırtığı Simülasyonları

Tam kat supraspinatus yırtığında simülasyon nötr pozisyondan 90° abdüksiyona hareketini tamamlayamadı, 66.2°'de glenoidin anterosuperiorunda labruma dayandı. **Tablo 4**'te hareketin başında supraspinatus olmadan RMK'nın tonusu ile glenoid üzerinde 200 N'luk bir kuvvet oluştuğu. 66.2° abdüksiyona geldiğinde superoanteriorde labruma dayandığı için hem glenoid hem de labrum üzerinde tepki kuvveti oluşturdu. Glenoid üzerinde oluşan tepki kuvvetinin X eksenindeki bileşeninin 678 N'a ulaştığı görülüyor. Bu artış doğrusal bir şekilde gerçekleşti (**Grafik 2**). Glenoid ve labrumda oluşan X eksenindeki tepki kuvvetinin toplamı 834 N. X ekseninde oluşan tepki kuvvetinin en yüksek olduğu koordinatlar belirlenerek glenoide temas noktası olarak tayin edildi. **Tablo 4**'te koordinatları paylaşılan temas merkezleri **Şekil 48**'de işaretlendi. Burada başlangıç anındaki humerus başının temas noktasının hareketin sonunda superoanteriora yer değiştirdiği görülüyor. **Tablo 5**'da 15° abdüksiyondayken deltoidin de aktive olmasıyla acromiohumeral intervalin 7.02 mm olduğu görüldü, hareketin sonunda subakromial aralık kapandığı için son anda ölçüm yapılmadı. Humerus başının anterosuperiora hareketinden dolayı Y ekseninde humerus başı ile akromion arası mesafe azalırken (yaklaşık 12 mm) anteriora yer değişimiyle artan mesafe sonucunda başlangıçtaki mesafeyle sondaki mesafe arasındaki fark fazla görülüyor. **Tablo 6**'da deltoid kaslar simülasyonda planlandığı şekilde humerus 15° abdüksiyona ulaşınca kasılmaya başladı ve supraspinatus tam kat rüptüründe tanımlanan değerlerine ulaştı.

Abdüksiyon açısı	Glenoid Tepki Kuvveti	Temas merkezi (x, y, z)
0°	200 N	(-148.771 , 534.65 , 73.26)
66.2°	678 N (+155 N labrum üzerinde)	(-143.25 , 546.95 , 79.84)

Tablo 4: Supraspinatus Tam Kat Yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında glenoid tepki kuvveti ve temas merkezi koordinatları



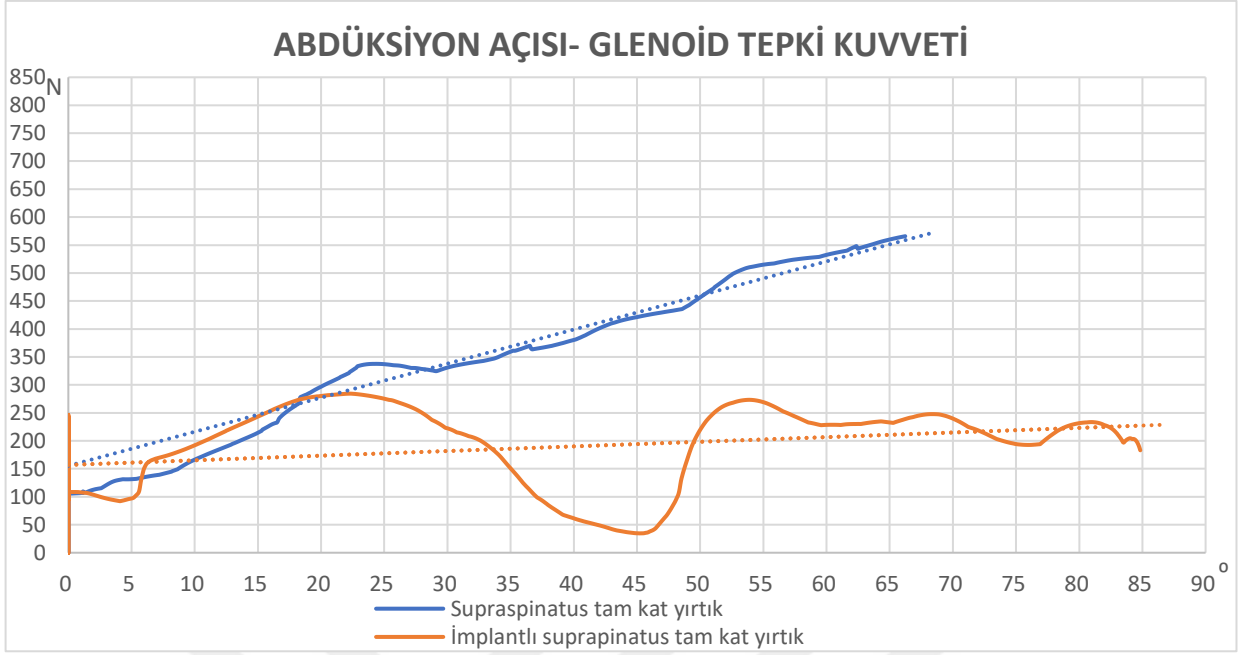
Şekil 49: Soldaki resimde supraspinatus tam kat yırtığında nötr pozisyonda humerus başının glenoid temas noktası; sağdaki resimde 66.2° abdüksiyondayken humerus başının temas noktası görülmektedir.

Abdüksiyon açısı	Acromiohumeral İnterval	Merkez-acromion uzaklık
0°	-	33 mm
15°	7.02 mm	-
66.2°	-	32 mm

Tablo 5: Supraspinatus tam kat yırtığında simülasyonunda abdüksiyon sırasında Acromiohumeral interval ve humerus başı merkezi ve akromion uzaklığı

Abdüksiyon açısı	Anterior Deltoid	Orta Deltoid	Posterior Deltoid
0°	0 N	0 N	0 N
15°	32.3 N	43.4 N	0.2 N
66.2°	392 N	528 N	2.91 N

Tablo 6: Supraspinatus tam kat yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında deltoid kuvveti



Grafik 2: Supraspinatus yırtık omuz simülasyonu ve implantlı simülasyonunda abdüksiyon açısıyla glenoid üzerindeki tepki kuvveti değişimi

İmplant yerleşimi sonrası nötr pozisyondan abdüksiyona başlayarak hareketini aynı kas kuvvetleri altında 84.8°'de glenoidin anteroinferiora labruma dayanarak kaldı. **Tablo 7'**de hareketin başında supraspinatus olmadan RMK'nın tonusu ile glenoid üzerinde 161 N'luk bir kuvvet oluştuğu, 66.2° abdüksiyona geldiğinde superiora hareketinin implanttan dolayı daha sınırlı olduğu ve labruma dayanmadığı görüldü. Glenoid üzerindeki tepki kuvvetinin implantla azaldığı görüldü (toplam 834 N'dan 241 N'a). Ayrıca implantla abdüksiyonunu devam ettirip 84.8°'ye ulaştı, bu sırada anteroinferior labruma dayandığı için hem glenoid hem de labrum üzerinde tepki kuvveti oluşturdu. Glenoid üzerinde oluşan tepki kuvvetinin X eksenindeki bileşeni 183 N'a ulaştığı görülüyor. **Grafik 2'**de implantsız ve implantlı simülasyonlarda glenoid üzerinde oluşan tepki kuvvetlerine yer verildi. Glenoid ve labrumda oluşan X eksenindeki tepki kuvvetinin toplamı 447 N. Böylece implantla X eksenin oluşan toplam tepki kuvveti 387 N azaldı. X ekseninde oluşan tepki kuvvetinin en yüksek olduğu koordinatlar belirlenerek glenoidde temas noktası olarak tayin edildi. **Tablo 7'**de koordinatları paylaşılan temas merkezleri **Şekil 49'**da işaretlendi. Burada glenoid temas noktasının superiora yer değiştirmeyip, abdüksiyonla anteriora yer değiştirdiği ve glenoidin kenarına labruma dayandığı görülüyor. **Tablo 8'**de 15° abdüksiyondayken deltoidin de aktive olmasıyla acromiohumeral intervalin 7.19 mm olduğu, deltoid kasılmasıyla kısa süre sonra humerus başı implanta dayandı. İmplanta dayanarak hareketini tamamladı. Hareketin sonunda subakromial implanta dayandığı

için hareketin sonunda ölçüm yapılmadı. Tüberkülün implanta dayanması ile artan abdüksiyon derecesi ile humerus başı ile akromion arası mesafenin arttığı dikkat çekti. **Tablo 9**'da deltoid kaslar simülasyonda planlandığı şekilde humerus 15° abdüksiyona ulaşınca kasılmaya başladı ve supraspinatus tam kat rüptürüyle aynı şekilde değerlere tanımlandığı şekilde ulaştı.

Abdüksiyon açısı	Glenoid Tepki Kuvveti	Temas merkezi (x, y, z)
0°	161 N	(-148.49 , 535.18 , 73.17)
66.2°	241 N	(-149.45 , 528.57 , 81.46)
84.8°	183 N (+329 N labrum üzerinde)	(-145.08 , 531.09 , 86.53)

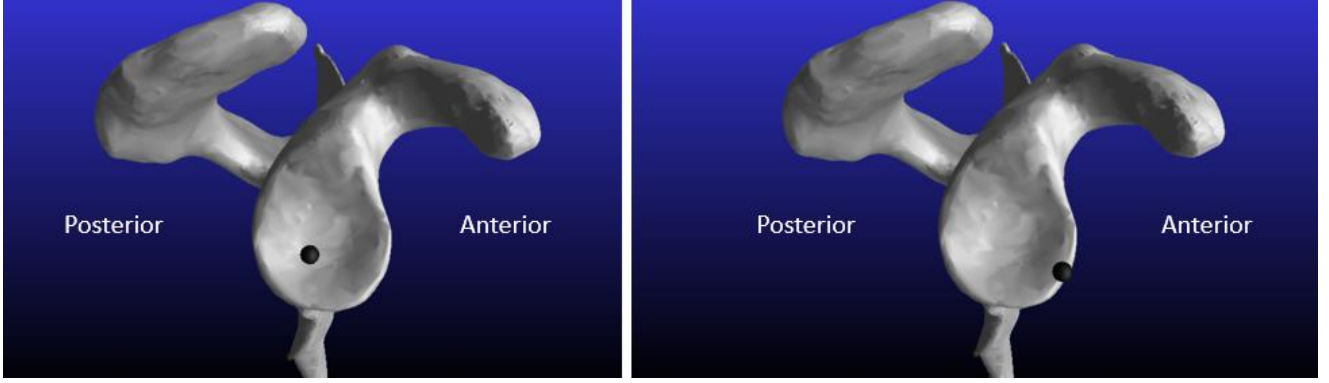
Tablo 7: İmplantlı supraspinatus tam kat yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında glenoid tepki kuvveti ve temas merkezi koordinatları

Abdüksiyon açısı	Acromiohumeral İnterval	Merkez-acromion uzaklık
0°	-	33.2 mm
15°	7.19 mm	-
66.2°	-	40 mm
84.8°	-	46.3 mm

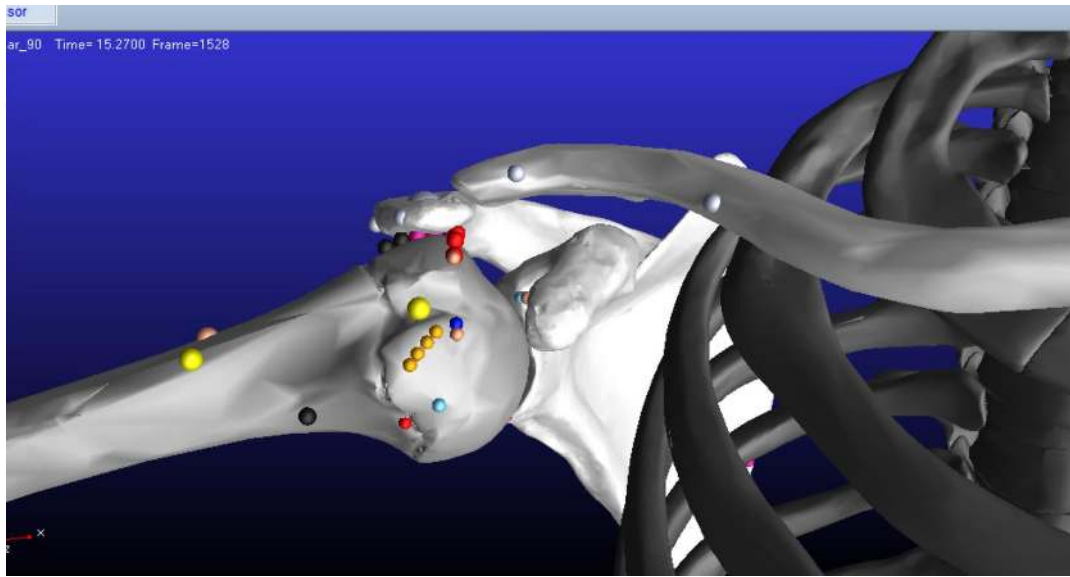
Tablo 8: İmplantlı supraspinatus tam kat yırtığında simülasyonunda abdüksiyon sırasında acromiohumeral interval ve humerus başı merkezi ve akromion uzaklığı

Abdüksiyon açısı	Anterior Deltoid	Orta Deltoid	Posterior Deltoid
0°	0 N	0 N	0 N
15°	32.3 N	43.4 N	0.2 N
66.2° ve 84.8°	392 N	528 N	2.91 N

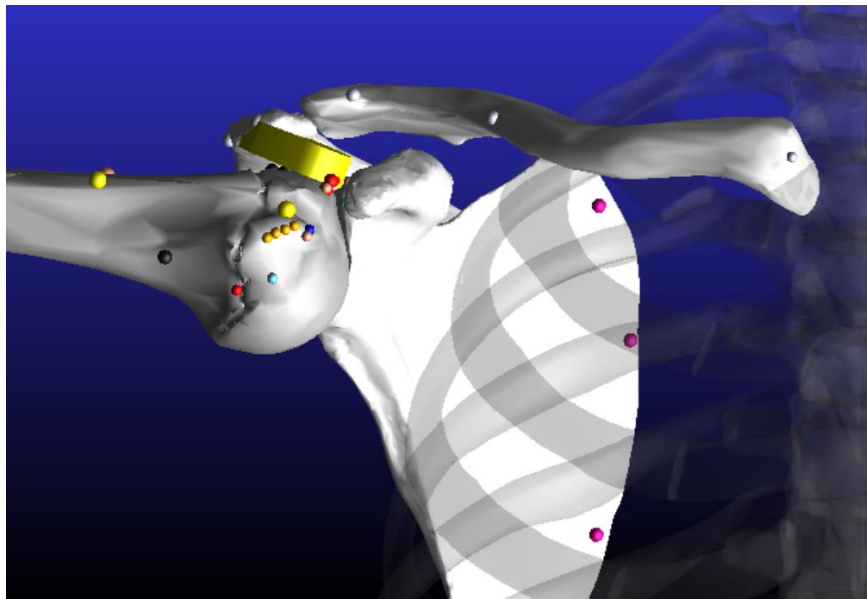
Tablo 9: İmplantlı supraspinatus tam kat yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında deltoid kuvveti



Şekil 50: Soldaki resimde implantlı supraspinatus tam kat yırtığında nötr pozisyonda humerus başının glenoide temas noktası; sağdaki resimde 84.8° abdüksiyondayken humerus başının temas noktası görülüyor.



Şekil 51: Supraspinatus tam kat yırtığı simülasyonunda abdüksiyonun 66.2°'de son anı



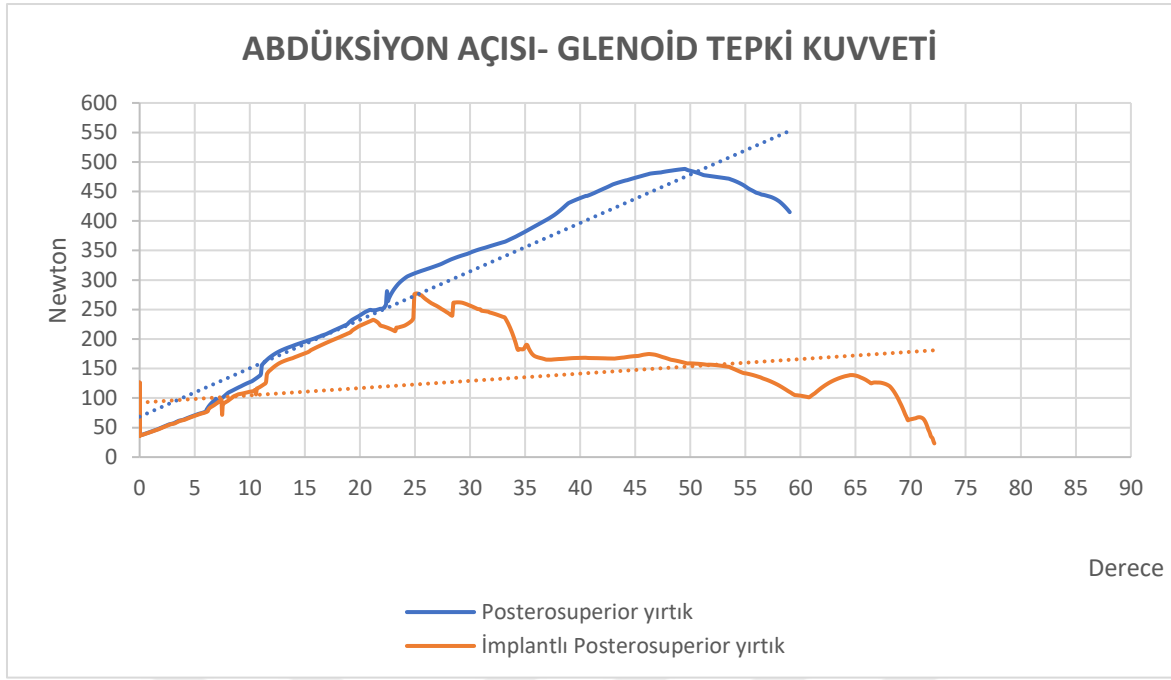
Şekil 52: İmplantlı supraspinatus tam kat yırtığı simülasyonunda abdüksiyonun 84.8°'de son anı

4.3. Posterosuperior Tam Kat Yırtığı ve İmplantlı Posterosuperior Tam Kat Yırtığı Simülasyonları

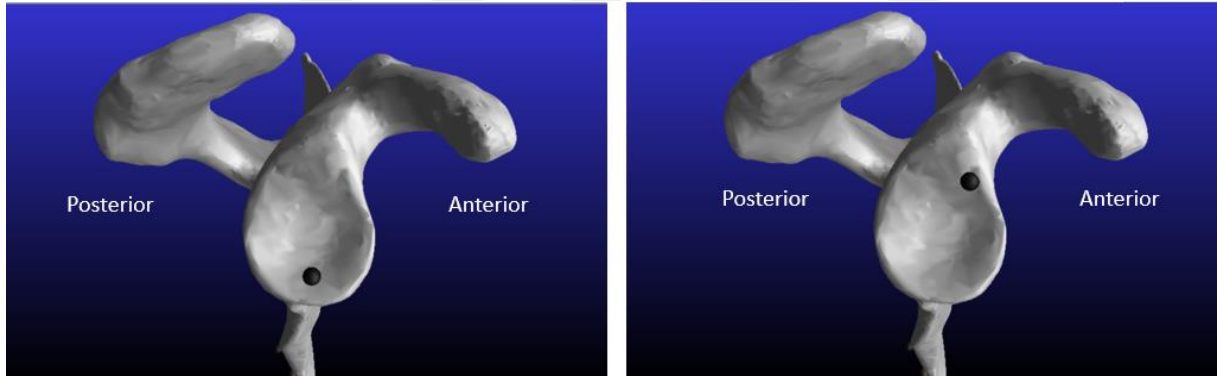
Andırım nötr pozisyonundan 90° abdüksiyona hareketini tamamlayamadı, 59° 'de glenoidin anterosuperiorunda labrumda dayandı. Hareketin başında supraspinatus ve infrapinatus olmadan RMK'nın tonusu ile glenoid üzerinde **Tablo 10**'da görüldüğü gibi 114 N kuvvet oluştu. Hareketin başlamasından sonra 59° abdüksiyona geldiğinde superoanteriorıda labruma dayandığı için hem glenoid hem de labrum üzerinde tepki kuvveti oluşturdu. Glenoid üzerinde oluşan tepki kuvvetinin X eksenindeki bileşeni 546 N olduğu görülüyor. Bu artış büyük ölçüde doğrusal olan bir şekilde değişimi **Grafik 3**'te gösterildi. Glenoid ve labrumda oluşan X eksenindeki tepki kuvvetinin toplamı 619 N olarak hesaplandı. X ekseninde oluşan tepki kuvvetinin en yüksek olduğu koordinatlar belirlenerek glenoide temas noktası olarak tayin edildi. **Tablo 10**'da koordinatları paylaşılan temas merkezleri **Şekil 52**'de işaretlendi. Burada başlangıç anındaki humerus başının temas noktasının hareketin sonunda superoanteriora yer değiştirdiği görülüyor. **Tablo 11**'de 15° abdüksiyondayken deltoidin de aktive olmasıyla acromiohumeral intervalin 5.72 mm olduğu, hareketin sonunda subakromial aralık kapandığı için son anda ölçüm yapılmadı. Humerus başının anterosuperiora hareketinden dolayı Z eksenindeki hareketinin fazla olmasından dolayı superiora gitmesine rağmen humerus başı merkezi ve akromion arası aralık açılıyor. **Tablo 12**'de deltoid kaslar simülasyonda planlandığı şekilde humerus 15° abdüksiyona ulaşınca kasılmaya başladı ve posterosuperior tam kat rüptüründe tanımlanan değerlerine ulaştı.

Abdüksiyon açısı	Glenoid Tepki Kuvveti	Temas merkezi (x, y, z)
0°	114 N	(-149.81 , 530.65 , 76.97)
59.01°	546 N (+73.2 N labrum üzerinde)	(-142.51 , 549.50 , 82.89)

Tablo 10: Posterosuperior Tam Kat Yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında glenoid tepki kuvveti ve temas merkezi koordinatları



Grafik 3: Posterosuperior yırtık simülasyonu ve implantlı simülasyonunda abduksiyon açısıyla glenoid üzerindeki tepki kuvveti değişimi



Şekil 53: Soldaki resimde posterosuperior tam kat yırtığında nötr pozisyonda humerus başının glenoide temas noktası; sağdaki resimde 59° abduksiyondayken humerus başının temas noktası görülüyor.

Abduksiyon açısı	Acromiohumeral İnterval	Merkez-acromion uzaklık
0°	-	31 mm
15°	5.72 mm	-
59°	-	33.3 mm

Tablo 11: Posterosuperior tam kat yırtığında simülasyonunda abduksiyon sırasında Acromiohumeral interval ve humerus başı merkezi ve akromion uzaklığı

Abdüksiyon açısı	Anterior Deltoid	Orta Deltoid	Posterior Deltoid
0°	0 N	0 N	0 N
15°	32.3 N	43.4 N	0.2 N
59°	526 N	527 N	3.97 N

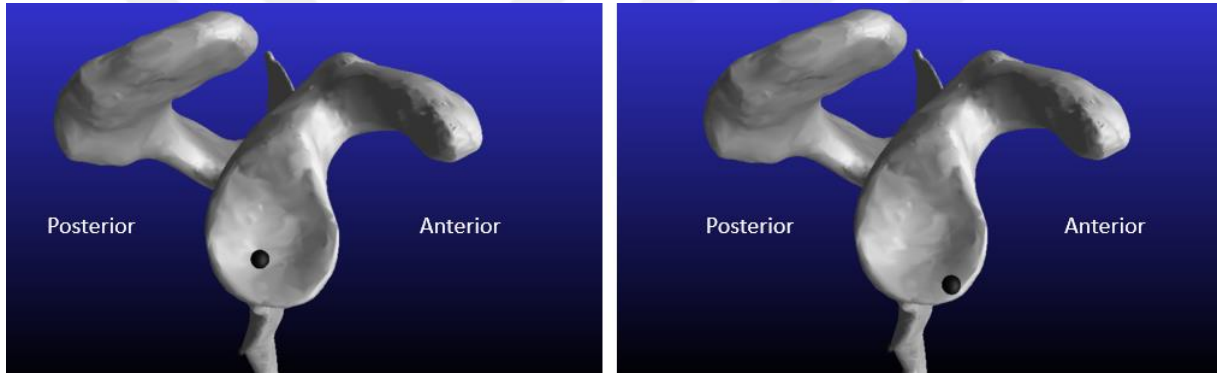
Tablo 12: Posterosuperior tam kat yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında deltoid kuvveti

İmplant yerleşimi sonrası nötr pozisyondan abdüksiyona başlayarak hareketini aynı kas kuvvetleri altında 72.2°'de glenoidin anteroinferiora labruma dayanarak kaldı. **Tablo 13'**te hareketin başında supraspinatus ve infraspinatus olmadan çalışan RMK'nın tonusu ile glenoid üzerinde 94.8 N kuvvet olduğu, 59° abdüksiyona geldiğinde superiora hareketinin implanttan dolayı daha sınırlı olduğu ve labruma dayanmadığı görüldü. Glenoid üzerindeki tepki kuvvetinin implantla azaldığı görüldü (toplam 619 N'dan 108 N'a). Ayrıca implantla abdüksiyonunu devam ettirip 72.2°'ye ulaştı, bu sırada anteroinferior labruma dayandığı için hem glenoid hem de labrum üzerinde tepki kuvveti oluşturdu. Glenoid üzerinde oluşan tepki kuvvetinin X eksenindeki bileşeni 23.2 N olarak görülüyor. **Grafik 3'**te implantsız ve implantlı simülasyonlarda glenoid üzerinde oluşan tepki kuvvetlerine yer verildi. Glenoid üzerindeki tepki kuvveti oldukça sınırlıyken labrum üzerinde 793 N kuvvet oluşturdu. Buradan humerus başının çıkmak üzere olduğu ve abdüksiyon sırasında humerus başının labruma dayanmasıyla X eksenindeki kuvvetlerin çok büyük kısmının labruma uygulandığı görülüyor. Glenoid ve labrumda oluşan X eksenindeki tepki kuvvetinin toplamı 817 N. Bu durumda abdüksiyon açısının artmasına ve glenoid üzerindeki kuvvetin azalmasına rağmen humerus başının hareketin sonunda labruma dayanmasıyla labrumda ciddi bir tepki kuvvetinin oluştuğunu görüyoruz. X ekseninde oluşan tepki kuvvetinin en yüksek olduğu koordinatlar belirlenerek glenoidde temas noktası olarak tayin edildi. **Tablo 13'**te koordinatları paylaşılan temas merkezleri **Şekil 53'**ta işaretlendi. Burada glenoid temas noktasının superiora yer değiştirmeyip, abdüksiyonla anteroinferiora yer değiştirdiği ve glenoidin kenarına labruma dayandığı görülüyor. **Tablo 14'**te 15° abdüksiyondayken deltoidin de aktive olmasıyla akromiohumeral intervalin 6.17 mm olduğu görüldü. Daha sonra deltoid kasılmasıyla kısa süre sonra humerus başı implanta dayandı. Bu şekilde implanta dayanarak hareketini tamamladı. Hareketin sonunda subakromial implanta dayandığı için hareketin sonunda ölçüm yapılmadı. Tüberkülün implanta dayanması ile artan abdüksiyon derecesi ile humerus başının anteroinferiora hareketi ile akromion arası mesafenin arttığı dikkat çekti. **Tablo 15'**te deltoid

kaslar simülasyonda planlandığı şekilde humerus 15° abdüksiyona ulaşınca kasılmaya başladı ve posterosuperior tam kat rüptürüyle aynı şekilde değerlere tanımlandığı şekilde ulaştı.

Abdüksiyon açısı	Glenoid Tepki Kuvveti	Temas merkezi (x, y, z)
0°	94.8 N	(-150.158 , 534.84 , 74.18)
59°	108 N	(-148.52 , 528.77 , 82.79)
72.2°	23.2 N (+793 N labrum üzerinde)	(-144.55 , 531.39 , 87.06)

Tablo 13: İmplantlı Posterosuperior Tam Kat Yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında glenoid tepki kuvveti ve temas merkezi koordinatları



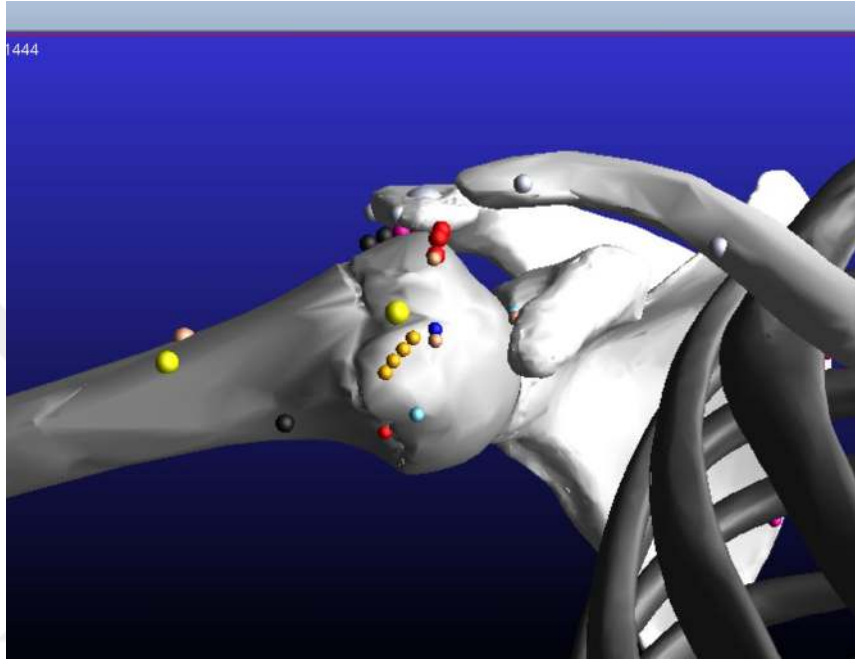
Şekil 54: Soldaki resimde implantlı posterosuperior tam kat yırtığında nötr pozisyonda humerus başının glenoid temas noktası; sağdaki resimde 72.2° abdüksiyondayken humerus başının temas noktası görülüyor.

Abdüksiyon açısı	Akromiohumeral İnterval	Merkez-acromion uzaklık
0°	-	32 mm
15°	6.17 mm	-
59°	-	39.4 mm
72.2°	-	49 mm

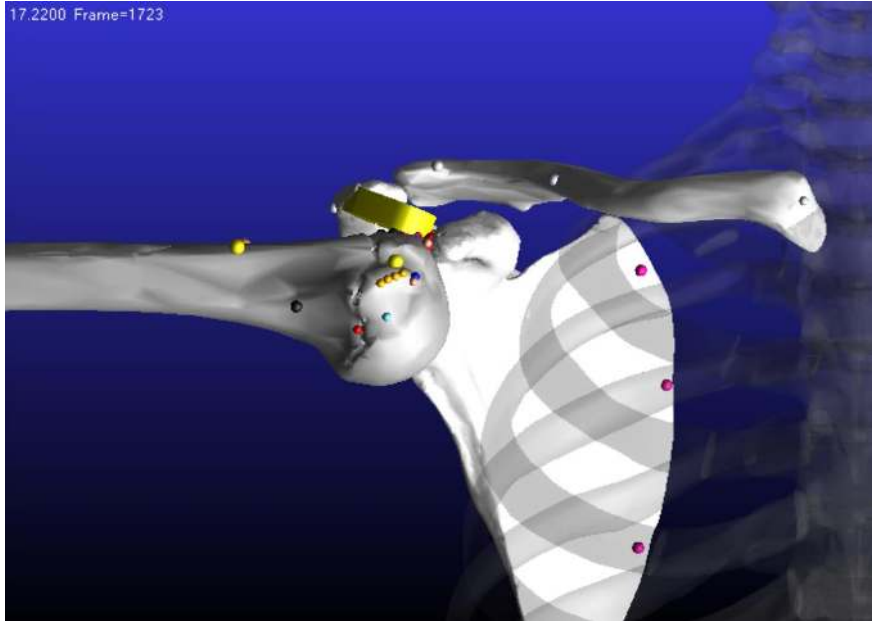
Tablo 14: İmplantlı posterosuperior tam kat yırtığında simülasyonunda abdüksiyon sırasında Acromiohumeral interval ve humerus başı merkezi ve akromion uzaklığı

Abdüksiyon açısı	Anterior Deltoid	Orta Deltoid	Posterior Deltoid
0°	0 N	0 N	0 N
15°	32.3 N	43.4 N	0.2 N
59° ve 72.2°	526 N	527N	3.97 N

Tablo 15: İmplantlı posterosuperior tam kat yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında deltoid kuvveti



Şekil 55: Posterosuperior tam kat yırtığı simülasyonunda abdüksiyonun 59°'de son anı



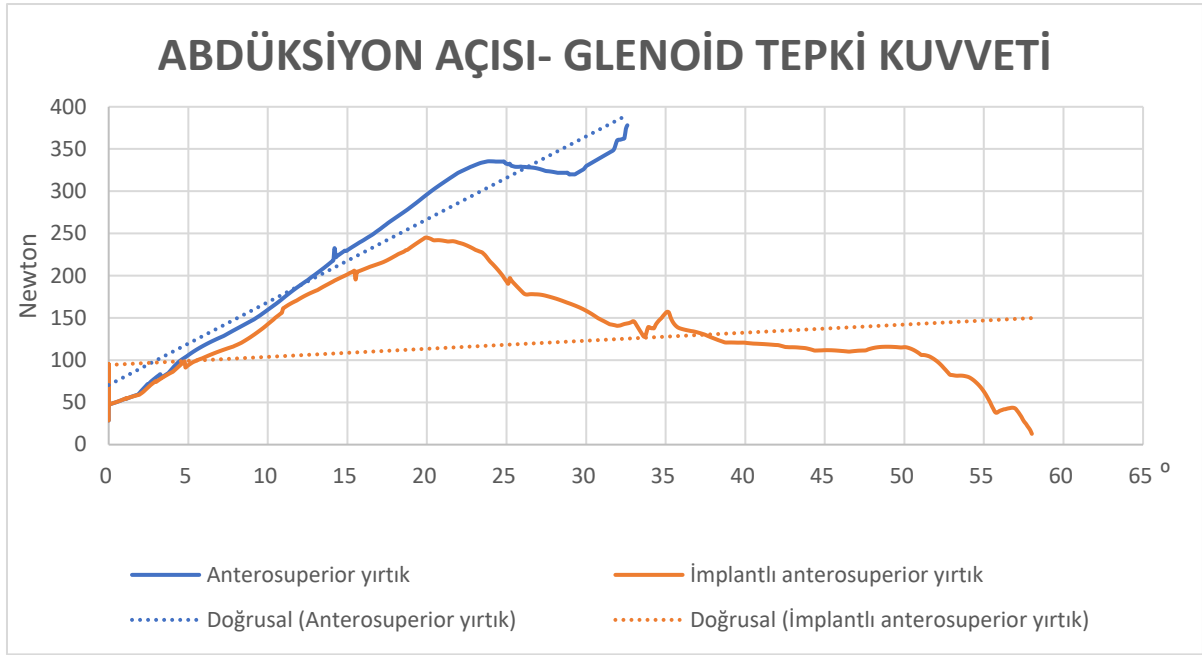
Şekil 56: İmplantlı posterosuperior tam kat yırtığı simülasyonunda abdüksiyonun 72.2°'de son anı

4.4. Anterosuperior Tam Kat Yırtığı ve İmplantlı Anterosuperior Tam Kat Yırtığı Simülasyonları

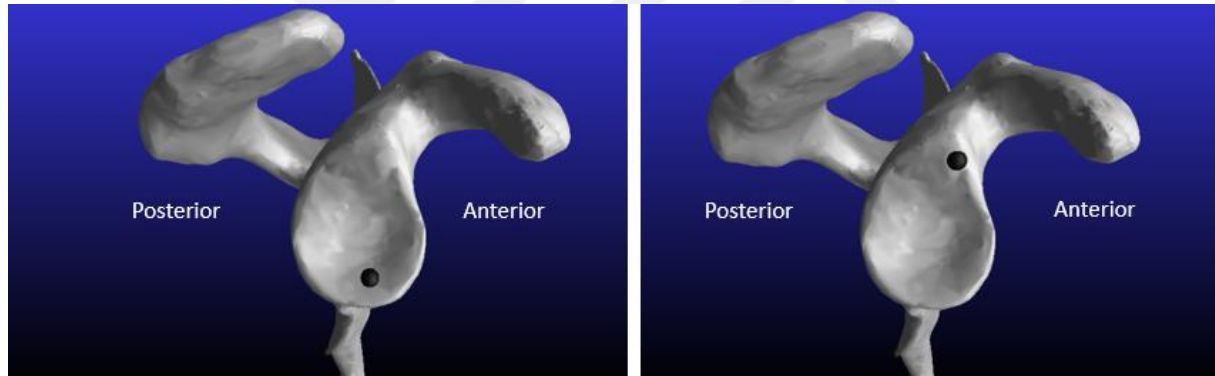
Simulasyon nötr pozisyondan 90° abdüksiyona hareketini tamamlayamadı, 32.6°'de glenoidin anterosuperiorunda labrumda dayananarak kaldı. Hareketin başında supraspinatus ve subskapularis olmadan RMK'nın tonusu ile glenoid üzerinde 156 N kuvvet olduğu görüldü (**Tablo 16**). 32.6° abdüksiyona geldiğinde superoanteriora labruma dayandığı için hem glenoid hem de labrum üzerinde tepki kuvveti oluşturdu. Glenoid üzerinde oluşan tepki kuvvetinin X eksenindeki bileşeni 378 N olduğu görülüyor. Bu değişim **Grafik 4**'te görülüyor. Glenoid ve labrumda oluşan X eksenindeki tepki kuvvetinin toplamı 392 N olarak hesaplandı. X ekseninde oluşan tepki kuvvetinin en yüksek olduğu koordinatlar belirlenerek glenoide temas noktası olarak tayin edildi. **Tablo 16**'da koordinatları paylaşılan temas merkezleri **Şekil 56**'da işaretlendi. Burada başlangıç anındaki humerus başının temas noktasının hareketin sonunda superoanteriora yer değiştirdiği görülüyor. **Tablo 17**'de 15° abdüksiyondayken deltoidin de aktive olmasıyla acromiohumeral intervalin 5.67 mm iken, hareketin sonunda subakromial aralık kapandığı için son anda ölçüm yapılmadı. Humerus başının ağırlıklı olarak superiora hareketinden dolayı Z eksenindeki hareketinin fazla olmasından dolayı diğer simülasyonlardan farklı olarak humerus başı merkezi ile akromion arası mesafe azalıyor. **Tablo 18**'de deltoid kaslar simülasyonda planlandığı şekilde humerus 15° abdüksiyona ulaşınca kasılmaya başladı ve anterosuperior tam kat rüptüründe tanımlanan değerlerine ulaştı.

Abdüksiyon açısı	Glenoid Tepki Kuvveti	Temas merkezi (x, y, z)
0°	156 N	(-148.99, 530.43 , 78.58)
32.6°	378 N(+13.5 N labrum üzerinde)	(-142.65 , 554.602 , 83.65)

Tablo 16: Anterosuperior Tam Kat Yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında glenoid tepki kuvveti ve temas merkezi koordinatları



Grafik 4: Anterosuperior yırtık simülasyonu ve implantlı simülasyonunda abduksiyon açısıyla glenoid üzerindeki tepki kuvveti değişimi



Şekil 57: Soldaki resimde anterosuperior tam kat yırtığında nötr pozisyonda humerus başının glenoide temas noktası; sağdaki resimde 32.6° abduksiyondayken humerus başının temas noktaları görülüyor.

Abduksiyon açısı	Acromiohumeral İnterval	Merkez-acromion uzaklık
0°	-	31.05 mm
15°	5.67 mm	-
32.6°	-	29.10 mm

Tablo 17: Anterosuperior tam kat yırtığında simülasyonunda abduksiyon sırasında Acromiohumeral interval ve humerus başı merkezi ve akromion uzaklığı

Abdüksiyon açısı	Anterior Deltoid	Orta Deltoid	Posterior Deltoid
0°	0 N	0 N	0 N
15°	32.3 N	43.4 N	0.2 N
32.6°	687 N	874 N	3.98 N

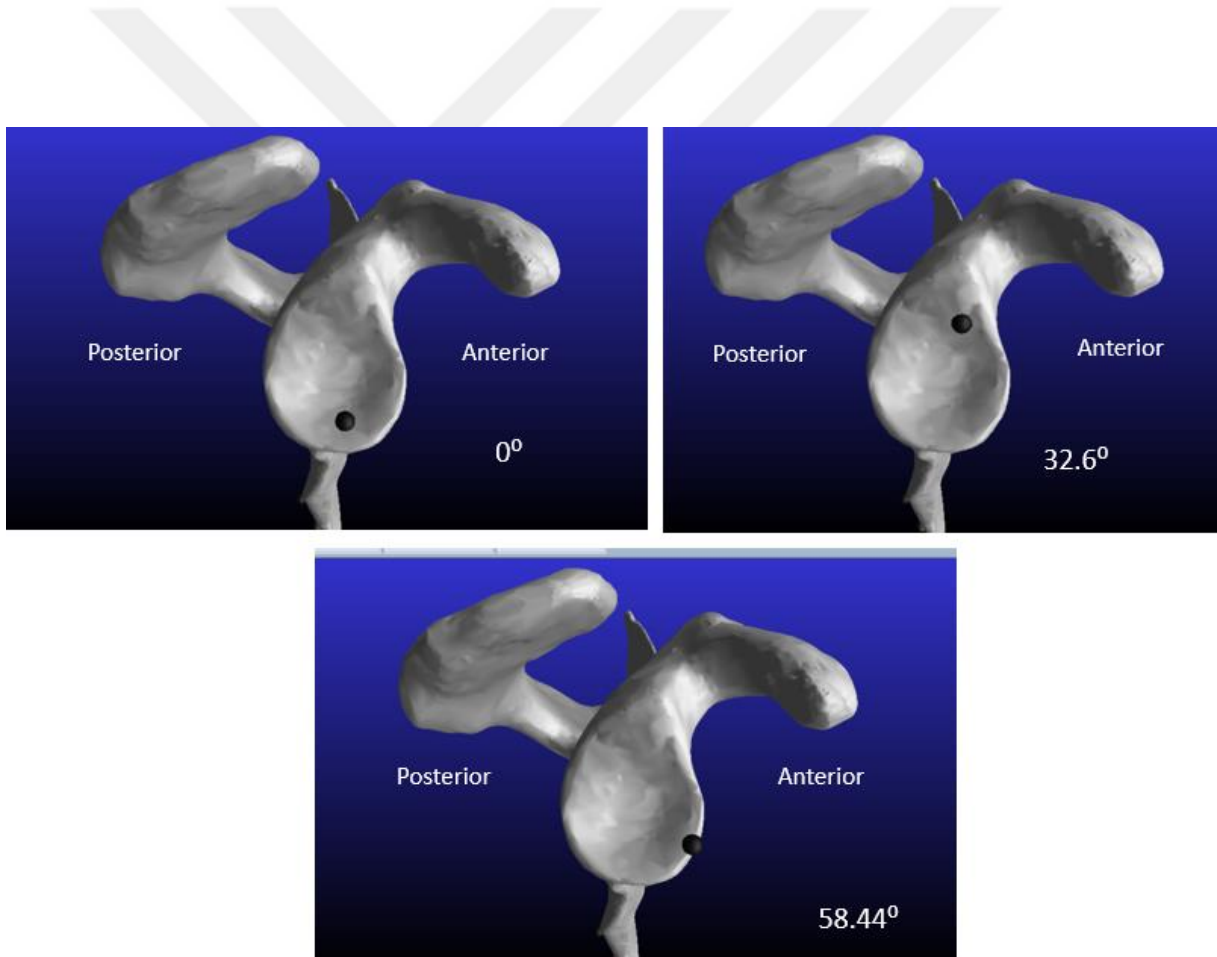
Tablo 18: Anterosuperior tam kat yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında deltoid kuvveti

İmplant yerleşimi sonrası nötr pozisyondan abdüksiyona başlayarak hareketini aynı kas kuvvetleri altında 58.4°'de glenoidin anteroinferior kenarına labruma dayanarak kaldı. **Tablo 19'**da hareketin başında supraspinatus ve subskapularis olmadan çalışan RMK'nın tonusu ile glenoid üzerinde 94 N kuvvet oluştuğu, 32.6° abdüksiyona geldiğinde labruma dayanmadığı görüldü (**Şekil 57**). Glenoid üzerindeki tepki kuvvetinin implantla azaldığı görüldü (378 N'dan 143 N'a). Ayrıca implantla abdüksiyonunu devam ettirip 58.4°'ye ulaştı, bu sırada anteroinferior labruma dayandığı için hem glenoid hem de labrum üzerinde tepki kuvveti oluşturdu. Glenoid üzerinde oluşan tepki kuvvetinin X eksenindeki bileşeni 12.8 N olarak görülüyor. **Grafik 4'**te implantsız ve implantlı simülasyonlarda glenoid üzerinde oluşan tepki kuvvetlerine yer verildi. Glenoid üzerindeki tepki kuvveti oldukça sınırlıyken labrum üzerinde 773 N kuvvet oluştu. Buradan implantlı posterosuperior yırtıkta görülen durum gibi humerus başının çıkmak üzere olduğu ve abdüksiyon sırasında humerus başının labruma dayanmasıyla X eksenindeki kuvvetlerin çok büyük kısmının labruma uygulandığı görülüyor. Glenoid ve labrumda oluşan X eksenindeki tepki kuvvetinin toplamı 785 N. Bu durumda abdüksiyon açısının artmasına ve glenoid üzerindeki kuvvetin azalmasına rağmen humerus başının hareketin sonunda labruma dayanmasıyla labrumda ciddi bir tepki kuvvetinin oluştuğunu görüyoruz. X ekseninde oluşan tepki kuvvetinin en yüksek olduğu koordinatlar belirlenerek glenoidde temas noktası olarak tayin edildi. **Tablo 19'**da koordinatları paylaşılan temas merkezleri **Şekil 57'**de işaretlendi. Burada glenoid temas noktasının superiora yer değiştirmeyip, abdüksiyonla anteroinferiora yer değiştirdiği ve glenoidin kenarına labruma dayandığı görülüyor. **Tablo 20'**de 15° abdüksiyondayken deltoidin de aktive olmasıyla acromiohumeral intervalin 6.17 mm olduğu, deltoid kasılmasıyla kısa süre sonra humerus başı implanta dayandı. İmplantla dayanarak hareketini tamamladı. Hareketin sonunda subakromial implanta dayandığı için hareketin sonunda ölçüm yapılmadı. Tüberkülün implanta dayanması ile artan abdüksiyon derecesi ile humerus başının anteroinferiora hareketi ile akromion arası mesafenin arttığı dikkat çekti. **Tablo 21'**de deltoid kaslar simülasyonda planlandığı şekilde

humerus 15° abdüksiyona ulaşınca kasılmaya başladı ve anterosuperior tam kat rüptürüyle aynı şekilde değerlere tanımlandığı şekilde ulaştı.

Abdüksiyon açısı	Glenoid Tepki Kuvveti	Temas merkezi (x, y, z)
0°	94 N	(-149.15 , 530.45 , 78.29)
32.6°	143 N	(-143.09 , 548.89 , 81.11)
58.4°	12.8 N (+773 N labrum üzerinde)	(-144.51 , 531.56 , 87.00)

Tablo 19: İmplantlı Anterosuperior Tam Kat Yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında glenoid tepki kuvveti ve temas merkezi koordinatları



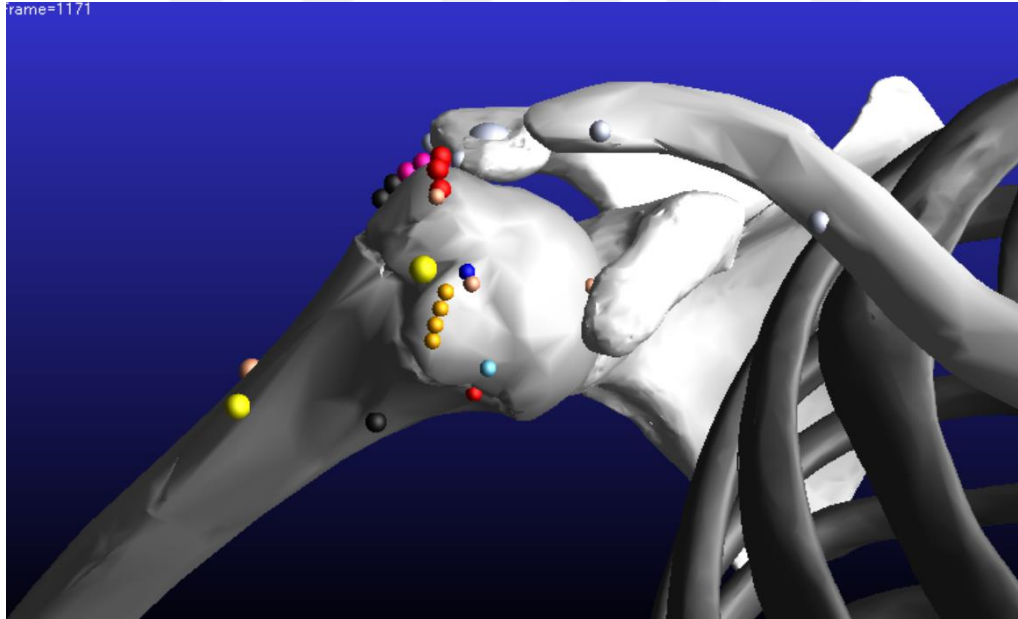
Şekil 58: İmplantlı anterosuperior tam kat yırtığında nötr pozisyond, 32.6° ve 58.4° abdüksiyondayken humerus başının temas noktaları görülüyor.

Abdüksiyon açısı	Acromiohumeral İnterval	Merkez-acromion uzaklık
0°	-	31.5 mm
15°	6.17 mm	-
32.6°	-	33.2 mm
58.4°	-	46 mm

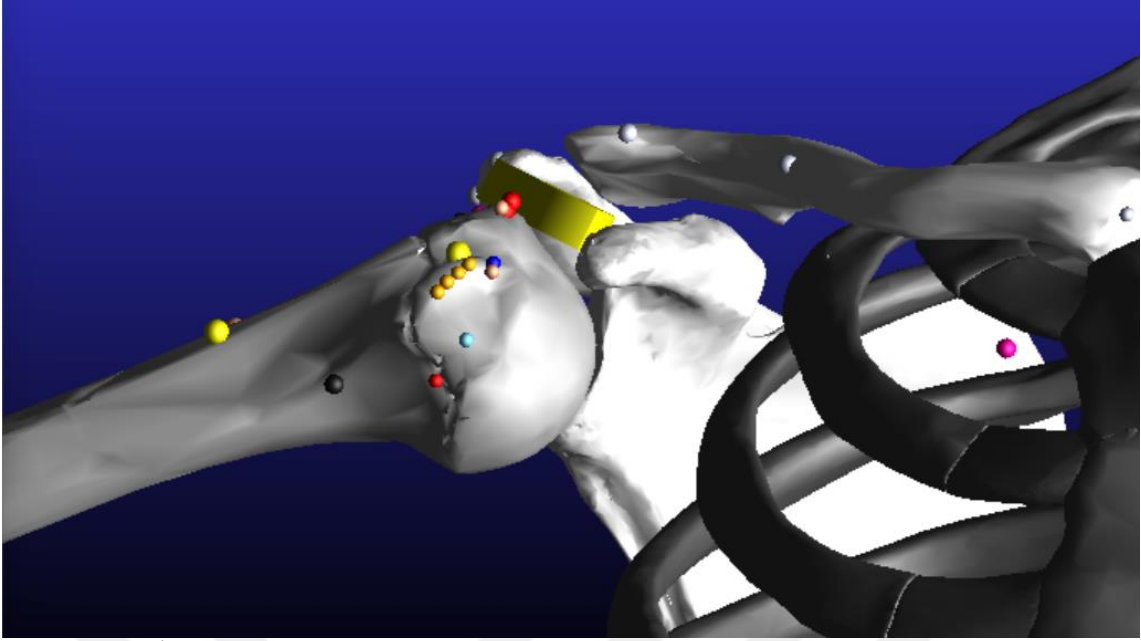
Tablo 20: İmplantlı anterosuperior tam kat yırtığında simülasyonunda abdüksiyon sırasında Acromiohumeral interval ve humerus başı merkezi ve akromion uzaklığı

Abdüksiyon açısı	Anterior Deltoid	Orta Deltoid	Posterior Deltoid
0°	0 N	0 N	0 N
15°	32.3 N	43.4 N	0.2 N
32.6° ve 58.4°	687 N	874 N	3.98 N

Tablo 21: İmplantlı anterosuperior tam kat yırtığı simülasyonunda abdüksiyon sırasında deltoid kuvveti



Şekil 59: Anterosuperior tam kat yırtığı simülasyonunda abdüksiyonun 32.6°'de son anı



Şekil 60: İmplantlı anterosuperior tam kat yırtığı simülasyonunda abdüksiyonun 58.4°'de son anı

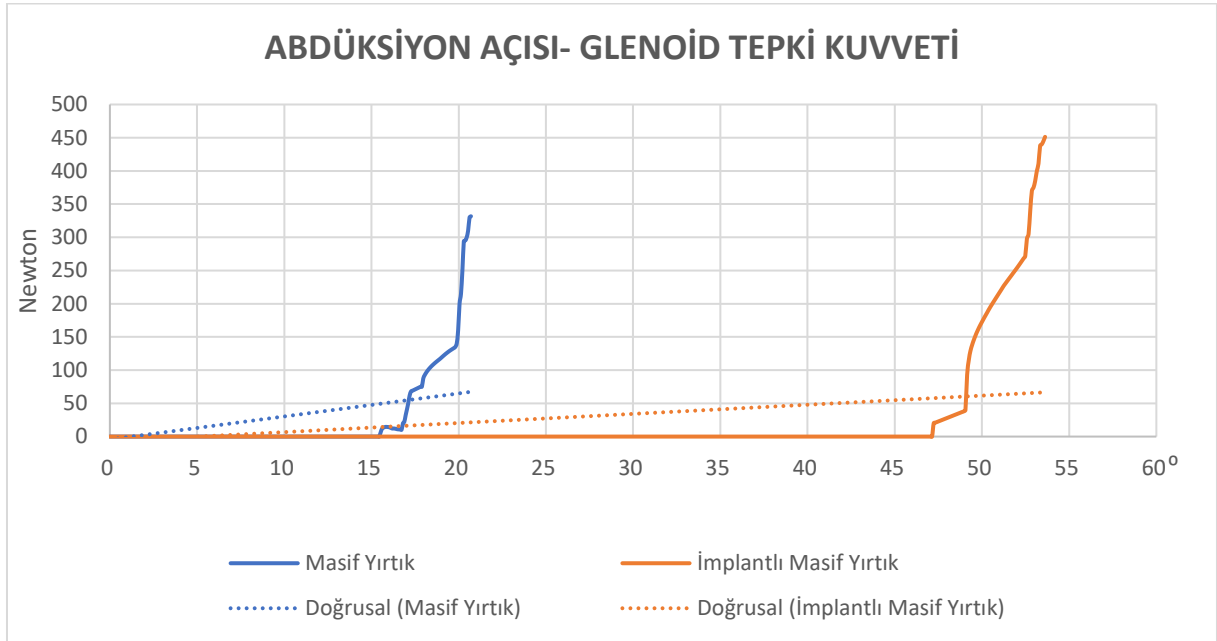
4.5. Masif Yırtık ve İmplantlı Masif Yırtık Simülasyonları

Supraspinatus, infraspinatus ve subskapularis tendonları inaktive edilen humerus başı simülasyonun başlamasıyla glenoid teması olmayan humerus başının inferiora hareket ettiği ve ligamentler ile asılı kaldığı görüldü. Başlangıçta deltoid kuvvetleri de olmadan, sadece dış rotator olarak aktive olan tek kas olan teres minor etkisiyle 15° dış rotasyonunu tamamladı. Simülasyonun devamında nötr pozisyonundan deltoidlerin aktive olmasıyla hızlıca akromiona dayanan humerus başı sonrasında akromiondan destek alarak abdüksiyona başladı, ilk kez 15.51°'de glenoid teması olan humerus başı ancak 20.7°'ye ulaşarak glenoidin anterosuperiorunda labruma dayandı. **Tablo 22'**de simülasyonun başında glenoid teması olmadığı için 0 N ölçülen tepki kuvveti 20.7°'de 332 N olduğu görülüyor. **Grafik 5'**te görüldüğü gibi ilk kez glenoid temasının 15.5°'de olmasıyla glenoid tepki kuvveti oluştu ve 20.7°'ye kadar hızlı bir şekilde artış gösterdi. 20.7°'de labruma dayanmasıyla labrumda X ekseninde oluşan tepki kuvvetiyle toplam 428 N kuvvet oluştu. X ekseninde oluşan tepki kuvvetinin en yüksek olduğu koordinat belirlenerek glenoid temas noktası olarak tayin edildi. **Tablo 22'**de abdüksiyonun en sonunda glenoidde temas ettiği noktanın sistemdeki koordinatı **Şekil 60'**ta işaretlendi, burada glenoid anterosuperior kenarında görülüyor. **Tablo 23'**te 15° abdüksiyondayken deltoidin de aktive olmasıyla acromiohumeral intervalin 1.89 mm olduğu, hareketin devamında subakromial aralık kapandığı için son anda ölçüm yapılmadı. Simülasyonun başlamasından sonra masif yırtık simülasyonu abdüksiyon hareketini

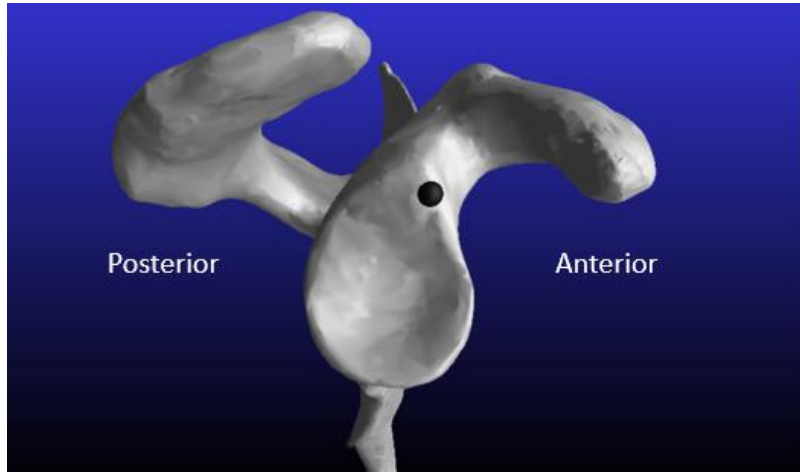
başlatamadı, bu yüzden 15° dış rotasyonunu tamamlamasından bir süre sonra önceki simülasyonlardan farklı olarak 15° abdüksiyona gelmesi beklenmeden deltoid kaslar aktive olarak **Tablo 24**'te deltoid kaslar masif yırtıkta tanımlanan değerlerine ulaştı.

Abdüksiyon açısı	Glenoid Tepki Kuvveti	Temas merkezi (x, y, z)
0°	0 N	Temas yok
20.7°	332 N (+96.3 N labrum üzerinde)	(-142.40 , 555.40 , 84.47)

Tablo 22: Masif Yırtık simülasyonunda abdüksiyon sırasında glenoid tepki kuvveti ve temas merkezi koordinatları



Grafik 5: Masif yırtık simülasyonu ve implantlı simülasyonunda abdüksiyon açısıyla glenoid üzerindeki tepki kuvveti değişimi



Şekil 61: Masif yırtık simülasyonunda 20.7° abdüksiyondayken humerus başının temas noktası

Abdüksiyon açısı	Acromiohumeral İnterval	Merkez-acromion uzaklık
0°	-	28.4 mm
15°	1.89 mm	-
20.7°	-	29.6 mm

Tablo 23: Masif yırtık simülasyonunda abdüksiyon sırasında Acromiohumeral interval ve humerus başı merkezi ve akromion uzaklığı

Abdüksiyon açısı	Anterior Deltoid	Orta Deltoid	Posterior Deltoid
0°	0 N	0 N	0 N
15°	32.3 N	43.4 N	0.2 N
20.7°	528 N	556 N	3.36 N

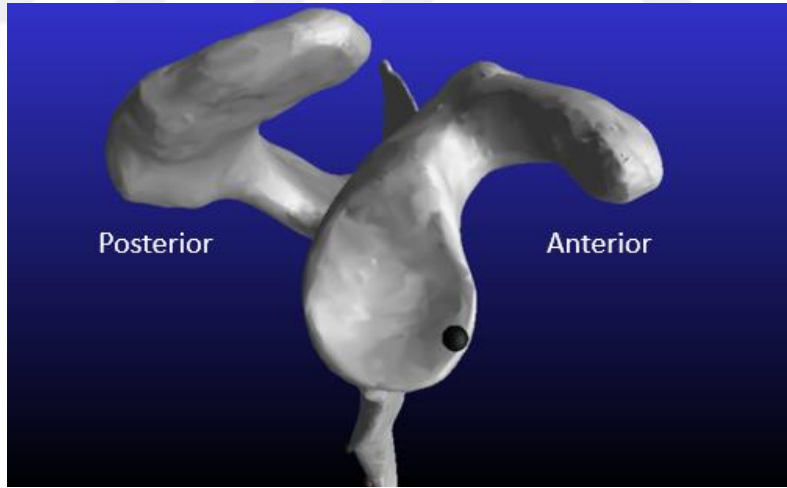
Tablo 24: Masif yırtık simülasyonunda abdüksiyon sırasında deltoid kuvveti

İmplant yerleştirilmiş masif yırtık simülasyonunda implantsız simülasyondaki gibi başlangıçta glenoid teması olmadan dış rotasyon sonrası aktive olan deltoidlerle beraber kısa sürede superiora hareket etti ve implanta temas etti. Abdüksiyona başlayarak hareketini aynı kas kuvvetleri altında 53.6°'ye kadar devam ettirdi. Abdüksiyon sırasında implanttan dolayı superior migrasyonu sınırlı kaldı ve anteriora giderek hareketini devam ettirdi. En son olarak 53.6°'de glenoidin anteroinferior kenarına, labruma dayandı. **Tablo 25'**te hareketin başında glenoid teması olmadığında glenoid üzerinde tepki kuvveti oluşturmadı, implanta dayanarak abdüksiyon yapan humerus başı ilk kez 47.2°'de glenoide temas etti (**Grafik 5**) ve anteriora hareketini devam ettirerek 53.6° abdüksiyona geldiğinde labruma dayandığı görüldü (**Şekil 61**). Humerus başının anteroinferior labruma dayanmasıyla hem glenoid hem de labrum üzerinde tepki kuvveti oluşturdu (**Tablo 25**). Glenoid ve labrumda toplamda 769 N tepki kuvveti oluşturarak bu kez implantsız haline göre oluşturduğu kuvvetinin arttığı görülüyor. **Grafik 5'**te implantsız ve implantlı simülasyonlarda glenoid üzerinde oluşan tepki kuvvetlerinin değişimine yer verildi. X ekseninde oluşan tepki kuvvetinin en yüksek olduğu koordinatlar belirlenerek glenoide temas noktası olarak tayin edildi. **Tablo 25'**te koordinatı paylaşılan temas merkezi **Şekil 61'**de işaretlendi. Burada glenoid temas noktasının superiora yer değiştirmeyip, abdüksiyonla anteroinferiora yer değiştirdiği ve glenoidin kenarına labruma dayandığı

görülyor. **Tablo 26**'da 15° abdüksiyondayken deltoidlerin de aktive olmasıyla akromiohumeral intervalin 8.67 mm olduğu görüldü. Daha sonra deltoidin kasılmasıyla kısa sürede humerus başı implanta dayandı. Bu şekilde implanta dayanarak hareketini tamamladı. Hareketin sonunda subakromial implanta dayandığı için hareketin sonunda ölçüm yapılmadı. Tüberkülün implanta dayanması ile artan abdüksiyon derecesi ile humerus başının anteroinferiora hareketi ile akromion arası mesafenin arttığı dikkat çekti. Simülasyonun başlamasından sonra masif yırtık simülasyonunda olduğu gibi humerus abdüksiyon hareketini başlatamadı, bu yüzden 15° dış rotasyonunu tamamlamasından bir süre sonra, masif yırtık simülasyonundaki gibi 15° abdüksiyona gelmesi beklenmeden deltoid kaslar aktive olarak **Tablo 27**'de deltoid kaslar masif yırtıkta tanımlanan değerlerine ulaştı.

Abdüksiyon açısı	Glenoid Tepki Kuvveti	Temas merkezi (x, y, z)
0°	0 N	Temas yok
20.7°	0 N	Temas yok
53.6°	451 N (+317 N labrum üzerinde)	(-145,47 , 533,44 , 91,40)

Tablo 25: İmplantlı Masif Yırtık simülasyonunda abdüksiyon sırasında glenoid tepki kuvveti ve temas merkezi koordinatları



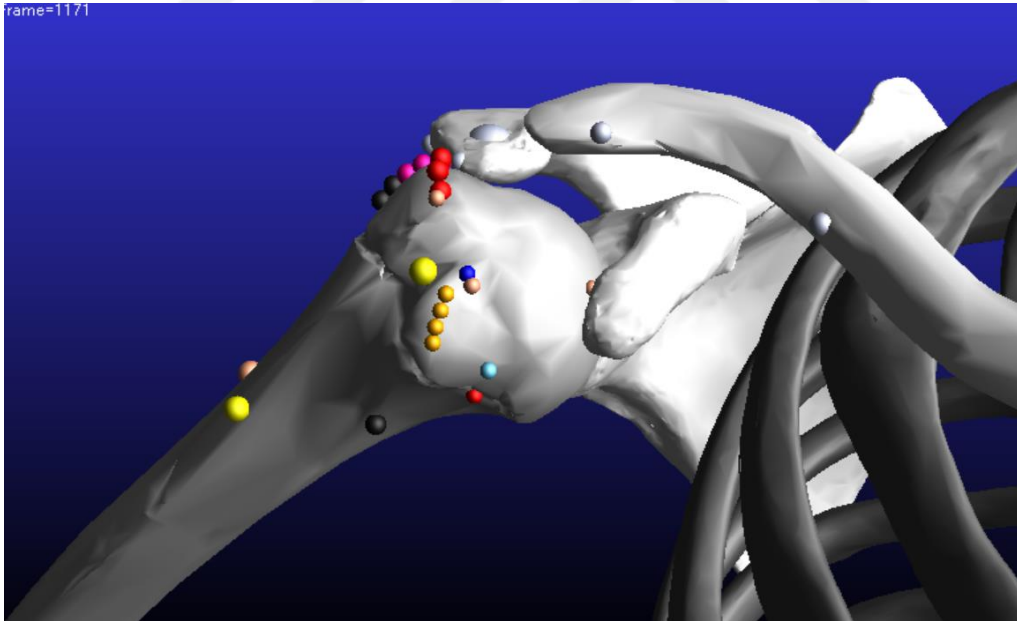
Şekil 62: İmplantlı masif yırtık simülasyonunda 53.6° abdüksiyondayken humerus başının temas noktası

Abdüksiyon açısı	Acromiohumeral İnterval	Merkez-acromion uzaklık
0°	-	34.8 mm
15°	8.67 mm	-
20.7°	-	34.7 mm
53.6°	-	50.7 mm

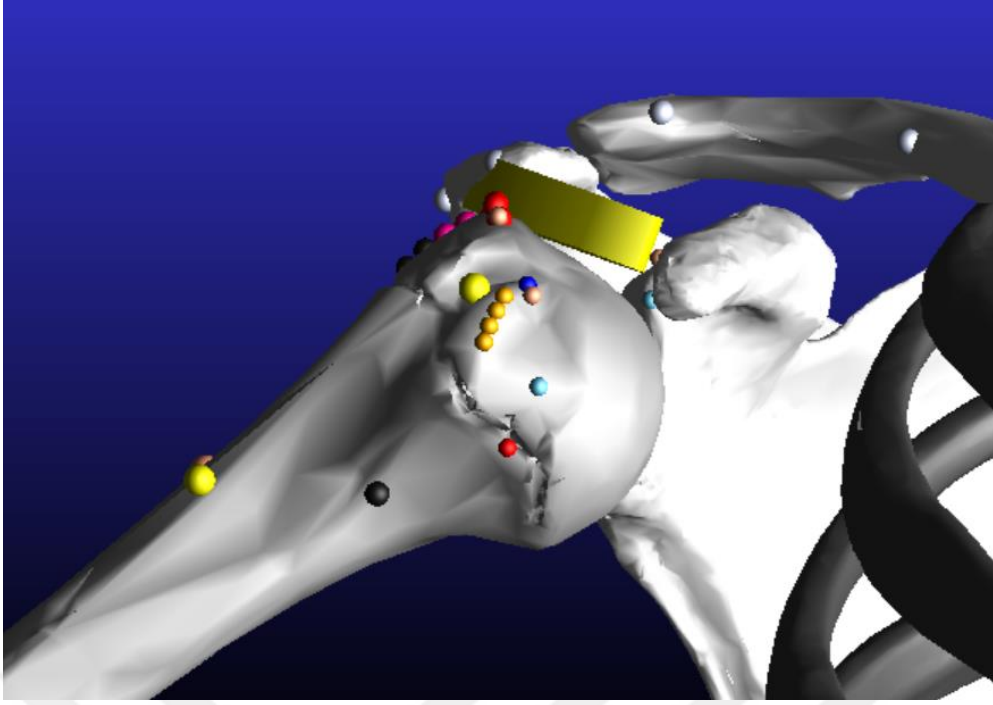
Tablo 26: İmplantlı masif yırtık simülasyonunda abdüksiyon sırasında Acromiohumeral interval ve humerus başı merkezi ve akromion uzaklığı

Abdüksiyon açısı	Anterior Deltoid	Orta Deltoid	Posterior Deltoid
0°	0 N	0 N	0 N
15°	32.3 N	43.4 N	0.2 N
20.7° ve 53.6°	528 N	556 N	3.36 N

Tablo 27: İmplantlı masif yırtık simülasyonunda abdüksiyon sırasında deltoid kuvveti

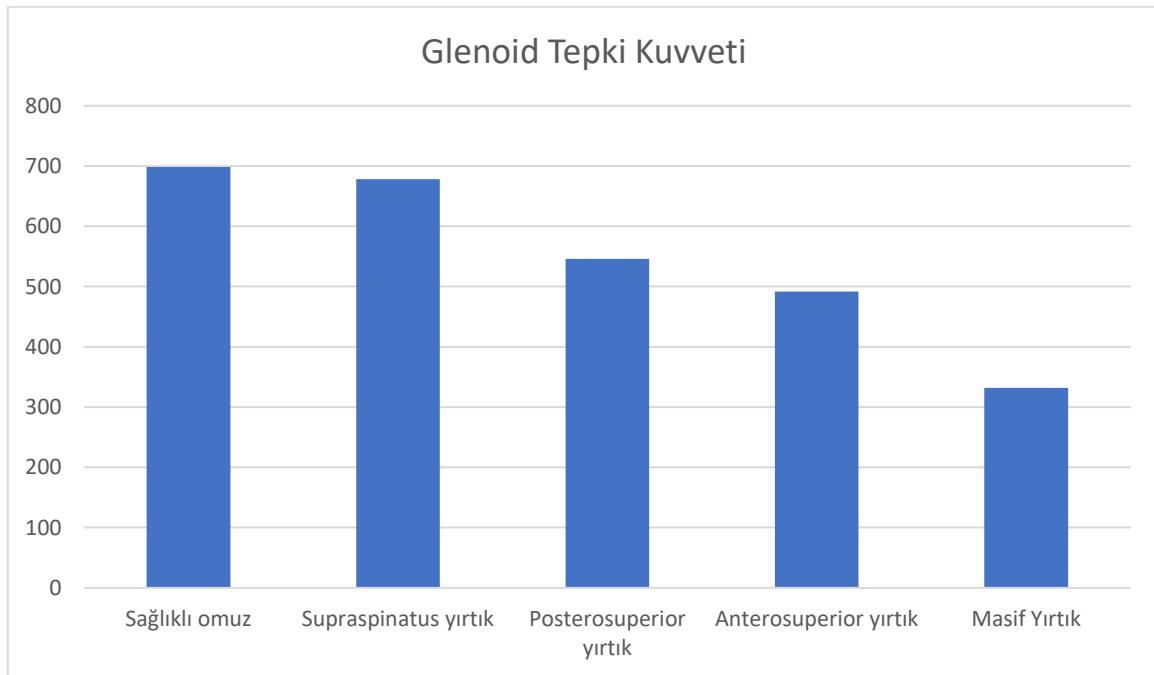


Şekil 63: Masif yırtık simülasyonunda abdüksiyonun 20.7°'de son anı

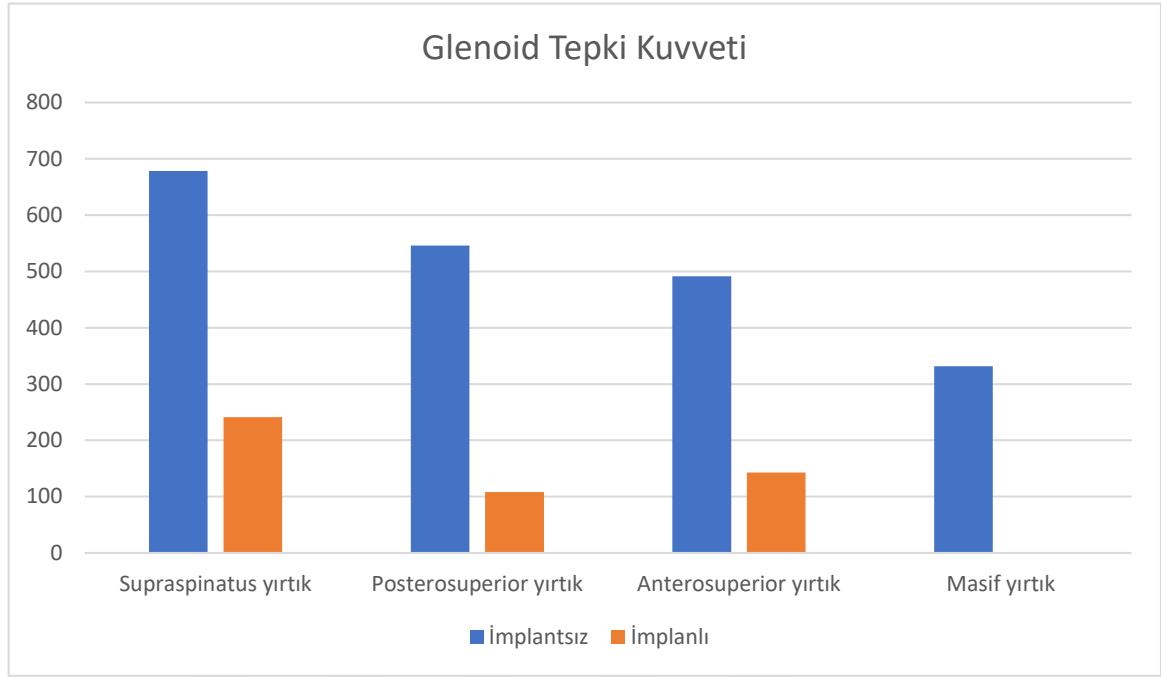


Şekil 64: İmplantlı masif yırtık simülasyonunda abdüksiyonun 53.6°'de son anı

Sağlıklı omuz simülasyonu ve 4 yırtık simülasyonunda abdüksiyonun son anında oluşan tepki kuvvetleri N olarak **Grafik 6**'da belirtildi. **Grafik 7**'de implant yerleştirildikten sonra implantsız olarak ölçülen önceki abdüksiyon açılarındaki glenoid tepki kuvveti ile karşılaştırıldı. Bütün simülasyonlarda glenoid tepki kuvvetinin değişimi görülüyor, masif yırtıkta implantlıyken o açıda glenoid teması olmadığı için tepki kuvveti görülüyor.

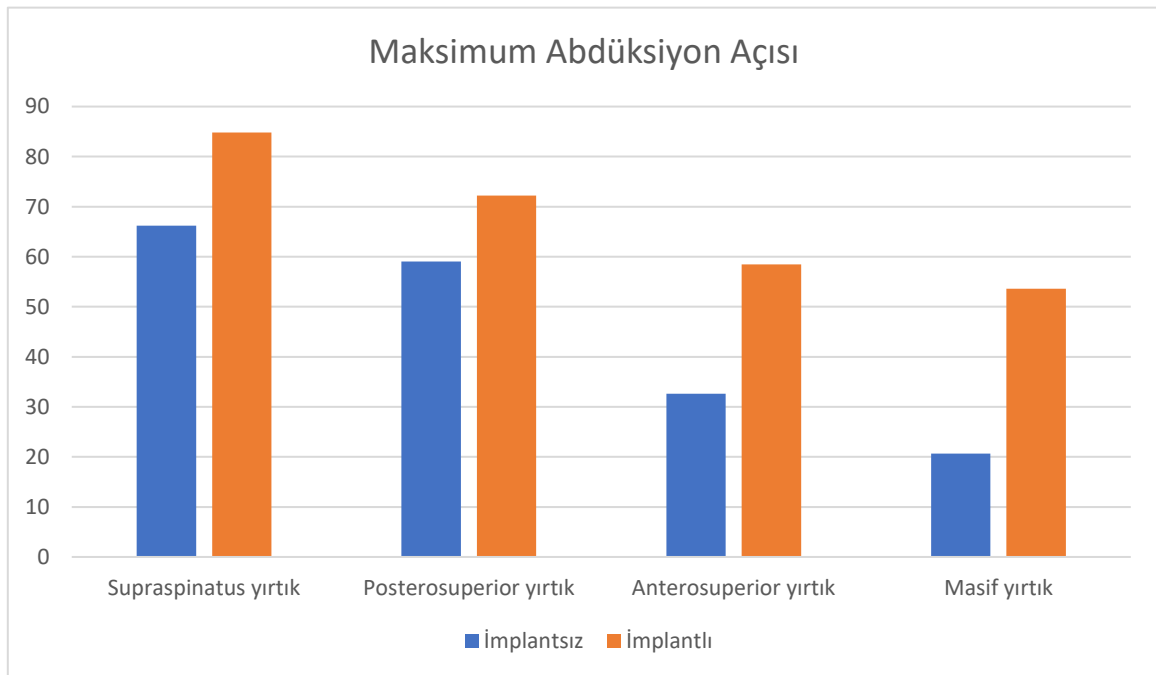


Grafik 6: Abdüksiyonun sonunda glenoid üzerinde oluşan kuvvetin Newton olarak değerleri



Grafik 7: Simülasyonların kendi içinde aynı abdüksiyon açısında implantlı ve implantsız halde glenoid üzerindeki tepki kuvvetlerinin karşılaştırılması.

Grafik 8'de implantsız iken maksimum abdüksiyon açıları ve implant sonrası maksimum abdüksiyon açıları karşılaştırıldı.



Grafik 8: Maksimum abdüksiyon açılarının değişimi

5. TARTIŞMA

Rotator manşet yırtıkları (RMY) bugüne kadar 13 farklı şekilde sınıflandırılmış ve hala daha yeni sınıflandırmalar getirilen, geniş bir yaş grubunda görülen ve tedavileri çok çeşitli olan kompleks bir hastalık grubudur. Bu hastalık grubunun etiyolojisi, hastanın yaşı, hastanın günlük fonksiyonu, yırtığın yeri, yırtığın derecesi, artrit varlığı vb. birçok faktör bize tedavinin seçimi noktasında etkili olmaktadır.

Bu nedenle literatürde de çok çeşitli çalışmalar bulunmaktadır. Literatür RMY'ları konservatif mi yoksa cerrahi mi tedavi edilmeli tartışılmaktadır. AOSS'da 2019 yılında rotator manşet yaralanmaları isminde bir kılavuz yayınlamış olup tedavilerin kanıt düzeylerini karşılaştırmıştır. Buna göre genel anlamda RMY'larına uygulanacak cerrahi tedavinin kanıt düzeyi ortadır [77]. Güncel çalışmalardan bu konuyu inceleyen bir metaanalizde hastalara post-op “constant score” (subjektif değerlendirme) karşılaştırması yapmış olup istatistiksel ve klinik anlamda konservatif tedaviye üstün bulunmamıştır. Tachdjian ve arkadaşları [100] ise tanı konulduktan sonra ilk basamak olarak konservatif tedaviyi önerse de yırtıklarının akut ve kronik olarak incelenmesi gerektiğini vurgulamaktadır. Buna göre akut yırtıkların uzun süre takibinin kronik sürece girip kronik değişiklikler oluşturabileceğini, özellikle genç yaştaki hastaların akut dönemde küçük de olsa yırtıkların onarılması gerektiğini savunmaktadır. Ruotolo da bunu destekleyecek şekilde cerrahinin ağrı kesici ve kas koruyucu özelliği olduğunu savunmaktadır [101]. Celement genç hastalar dışında akut yırtıklara konservatif tedavi önermektedir [4]. Franceschi ve Schmidt farklı olarak her zaman önce konservatif sonra cerrahi tedavi önermektedir [102], [103]. Başka bir analiz ise ikisinin de tek başına olmayıp önce konservatif daha sonra cerrahi ve rehabilitasyonu vurgulamaktadır [12].

Literatürde oldukça geniş yer tutan bütün bu çalışmalar genel anlamda RMY'ları konservatif mi cerrahi mi tedavi edilmesi gerektiği üzerinde durmaktadır. Tedavi kararını verirken hastaya ait faktörler, yırtık akut mu kronik mi, yırtığın büyüklüğü gibi birtakım faktörlerin üzerinde durulmaktadır. Bu tartışmalardaki genel kaygı RMY'nın ilerleyerek GH eklemden geri dönülmez değişikliklere yol açmadan patolojinin önüne geçilmesidir. Hastaların ağrıların kesilip, günlük fonksiyonlarını gerçekleştirecek duruma gelmeleri ve daha ileri zamanda eklemden değişiklik meydana gelmeyecek şekilde tedavi edilmeleri amaçlanmaktadır. Eklemden artrit gerçekleşikten sonra tedavi genel olarak artroplastidir, literatür bu konuda hem fikirdir [2], [65], [104]. RMY omuz biyomekaniğini değiştirerek neden olduğu değişiklikler

hastada başta ağrı, fonksiyon kaybı ve kronik dönemde artritle karşımıza çıkar. Bu nedenle tedaviler normal omuz biyomekaniğinin geri kazanılmasını amaçlar.

Cerrahi tedaviler içinde RMY tamir edilebiliyorsa ilk başta tamir edilebilir. Tamir bu kronik değişiklikler ortaya çıkmadan yapıldıysa sağlıklı omuz biyomekaniğine geri dönmeyi sağlayabilir[78], [100]. Büyük ve masif RMY'larına yapılan tamirlerin iki yıl içinde %25-94 sıklığında tendon kemik birleşiminde başarısız olduğu bulunmuştur [105], [106]. Bu veri ışığında tamir edilemeyen rotator manşet yırtıkları tanımlanmıştır. Cofield ve Gerber'in tanımlarına göre 5 cm'den büyük olan veya iki veya daha fazla tendonu kapsayan tam kat yırtıklar masif RMY'dır [106], [107]. Masif yırtıkların hepsi tamir edilemez değildir çünkü bazı masif yırtıklar akut dönemde tamir edilebilir. Tamir edilemeyen RMY olması için masif yırtığın kronikleşmiş olması gerekir [5]. Kronik olduğuna karar verdiren etkenler de MR'da tendonun retrakte olması, kas atrofisi, yağ infiltrasyonudur. Ayrıca hastalarda psödoparalizi, eksternal rotasyonda lag belirtisi olması tamir edilemeyeceğinin veya tamir edilse de başarısızlıkla sonuçlanacağını belirtirlerdir. Bu hastalarda da son dönemde eklem biyomekaniğini geri kazandırıcı ve eklem koruyucu cerrahi tedaviler adı altında birtakım yeni cerrahi tedaviler geliştirmeyi amaçlayan gelişmeler olmuştur. Bu cerrahi tedavilerin amacı tendon tamiri yapılsın veya yapılmasın direkt olarak GH eklem müdahale etmeden, GH eklemi olması gerektiği gibi çalışmasını sağlamayı amaçlar. Bunlar tendon transferleri, superior kapsüler rekonstrüksiyon (SKR) ve subakromial balon spacer yerleştirme yöntemidir [5].

SKR yönteminin temelleri ilk defa Hanada tarafından ortaya atılmış olup ondan 20 yıl sonra Mihata fascia lata allograft yama ile mükemmel klinik ve biyomekanik sonuçlar aldığını yayınlamıştır [108], [109]. Mihata artroskopik olarak tekniği modifiye ederek tendon tamiri, subakromial dekompresyon ile beraber uygulamaya başlamıştır.

Subakromial balon spacer yerleştirilmesi ise ilk defa 2012'de masif tamir edilemeyen RMY'ları için tanımlanmıştır (InSpace, OrthoSpace, Inc., Caesarea, Israel) [110]. Bu yöntemde subakromial alana kopolimerden (poli-L-lactid-ko-ε-kapro-lakton) yapılmış serum fizyolojik ile şişen (yaklaşık 25 cc) bir balon yerleştirilir. Bu balon 2-12 ay arası değişen sürede çözünür özellikte olup bu süre boyunca superiora migre olan humerus başını olması gereken yerine indirerek GH ekleme normal biyomekaniğini geri kazandırır. [111], [112].

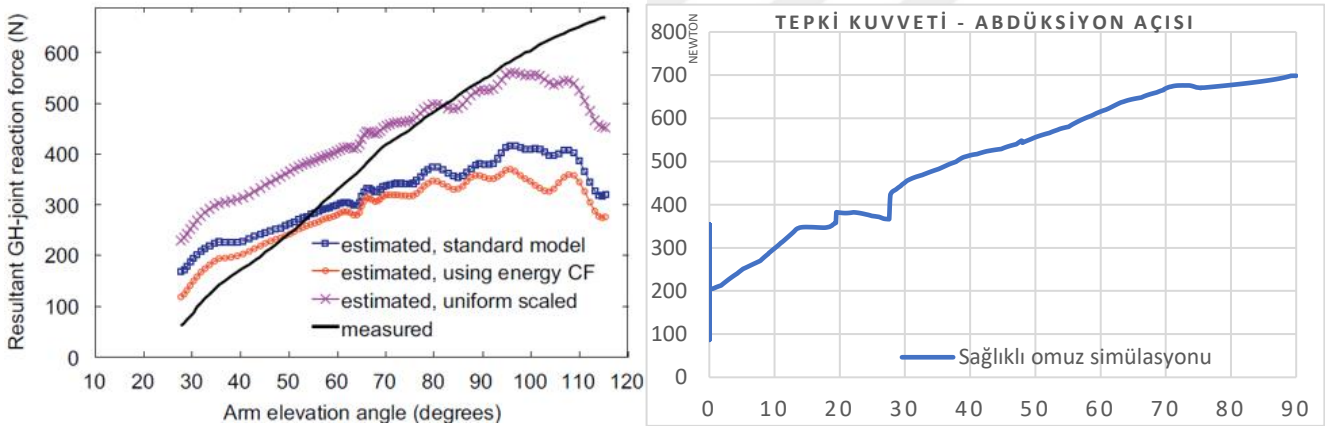
Tendon transferi, SKR ve subakromial balon spacer yönteminde ortak olarak amaç: GH eklem dinamik stabilizatörü olarak çalışan rotator manşet kaslarının çalışmaması sonucu deltoid kasların güçlü kontraksiyonu ile koronal planda superiora migre olan humerus başını

pasif olarak direnç koyarak glenoidin karşısına getirmektir [111], [113]. Ayrıca subakromial sıkışma olan hastalarda başlayan bursa hipertrofisi de omuzun doğal bir savunma mekanizması olarak düşünülebilir. Bursa hipertrofisi yetersiz kalsa da subakromial boşukta yastıkçık yapısıyla sanki humerusu glenoidin karşısına getirmeyi amaçlamaktadır; ama yetersiz kalmaktadır.

Sağlıklı omuz biyomekaniğini anlamak, patolojik durumlarda ortaya çıkan değişiklikleri daha iyi anlamaya yardımcı olur. Omuz biyomekaniğini anlamak için başta anatomik çalışmalar, yapıların işlevlerini anlamak için kadavra çalışmaları, hayvan deneyleri vb. farklı şekillerde çalışmalar yapılmıştır. Daha sonra yapıların işleyişleri matematik modeller üzerine kurularak matematiksel olarak kanıtlamaya başlanmıştır [13], [114]. EMG'den faydalanarak kasların işlevleri daha da detaylandırılmıştır [115]. Kompleks bir eklem olan omuzu açıklamak için hem kadavra hem de matematiksel modeller birleştirilerek mühendislerin ağırlıkta çalıştığı modeller oluşturulmuştur [116]. Farklı amaçlarla çok çeşitli modeller geliştirilmiş olup tıp alanında olan araştırmacılar için hala kadavra modelleri popülerliğini yitirmemiştir. Biyomekanik çalışmalarda amaca ve elde edilmesi gereken verilere göre farklı modellemeler yapılabilir. Bazı spesifik biyomekanik verilere tam ve doğru ulaşmak için ya invazif olarak in vivo ölçüm gerekir ya da gerçeğe olabildiğince yakın biyomekanik bir model yapılabilir. Tercihen gerçeğe yakın bir biyomekanik model daha avantajlıdır. Sıklıkla kadavra ve farklı disiplinlerde hesaplama modelleri de kullanılabilir. Kadavra günümüzde ulaşımı zor, pahalı ve gerçek canlı dokuların verilerini almak için elverişsizdir. Son dönemlerde bilgisayar üzerinden yapılan andırımlar üzerinden hesaplama modelleri geliştirilmektedir [85]–[87]. Yapıya özgü özellikleri ayarlamak için çok sayıda değişkenin dahil edilmesine olanak sağlar. Değişen koşullarda önceden yapılan varsayımları sorgulamaya ve defalarca deneme yapma şansına ulaşmayı sağlar. Bu amaçla farklı yazılımlar farklı amaçlarla kullanılabilir. Oluşturulan andırım modeli hali hazırda literatürde yer alan bilgilerle doğrulanarak gerçek bir omzun biyomekaniğine yaklaştırılabilir. Daha sonrasında her bir hastalık senaryosu için farklı modeller oluşturularak hastalık biyomekaniği test edilebilir ve sanki in vivo invaziv ölçüm yapıyormuş gibi defalarca ölçüm alınabilir. Bu sayede omuz biyomekaniği ile ilgili değerli bilgiler edinilebilir.

Çalışmamızda ilk başta oluşturduğumuz sağlıklı omuz modeli simülasyonunu doğrulamak için abdüksiyonla değişen glenoid tepki kuvveti kullanıldı. Poppen ve Walker'ın matematik modelinde omuz 90° abdüksiyondayken oluşacak olan tepki kuvveti vücut ağırlığının 0.89 katı olacağını belirtmiştir. Buna göre 80 kg olarak belirlediğimiz modelimizde

712 N kuvvet oluşmalıdır [46]. Karlsson'ın biyomekanik modelinde ise 80 kg bir insana göre yaptığı hesaplamalar sonucu 650 N olarak belirlemiştir [117]. Daha sonra yapılan Newcastle modelinde vücut ağırlığının 0.75'i kadar bir kuvvet oluşacağını ön görmüş olup kendi modellerinde ön gördükleri 78.5 kg kişide 578 N kuvvet oluşacağını ön görmüşlerdir [118]. Buna göre bizim modelimizde de 80 kg ağırlığında bir insana göre 600 N kuvvet oluşacağını ön görebiliriz. Bu literatürdeki modeller göz önüne alındığında 600-712 N arası bir kuvvet oluşmalı, bizim modelimizde 698 N kuvvet oluştu. İlerleyen yıllarda bu matematik modeller kabul görüp Nikooyan'ın glenoid üzerindeki tepki kuvvetini bulmak için yaptığı EMG çalışmaları ve hatta Westerhoff'un telemetri ile yaptığı in vivo ölçümlerinde örnek çalışma olarak kullanılmıştır [119], [120]. Nikooyan'ın EMG ile tahminine göre yaptığı hesaplamalarla elde ettiği grafik, **Grafik 9**'da paylaşılmış olup glenoid tepki kuvveti için geniş bir aralık belirtir. Sağlıklı omuz simülasyonunda elde ettiğimiz eğilimle uyumludur [119].

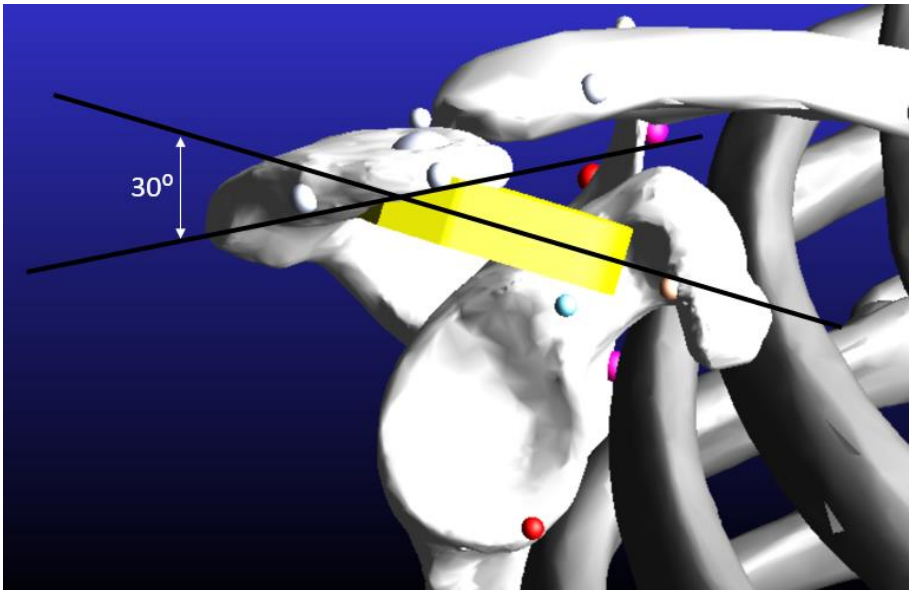


Grafik 9: Nikooyan'ın EMG çalışmasında elde ettiği abdüksiyon açısıyla glenoid tepki kuvveti değişimi grafiği ve sağda sağlıklı omuz simülasyonunda elde edilen abdüksiyon açısı glenoid tepki kuvveti değişim grafiği [119]

RMY andırımlarındaki Glenoid üzerinde oluşan tepki kuvvetinin azalması literatürde de ön görüldüğü şekilde gerçekleşti. Parsons'ın Pittsburg modeliyle supraspinatus, supraspinatus + infraspinatus (Posterosuperior), masif yırtık modelleri test edilmiş. Buna göre normal omuzda en yüksek glenoid tepki kuvveti ölçülmüş, sonra sırasıyla supraspinatus yırtığı, ardında posterosuperior yırtık, en düşük olarak da masif yırtıkta ölçülmüştür [121]. Pittsburg modeli sıralama olarak modelimizle uyumlu olmasına karşın bulduğu değerler değerlerimizin yarısı kadardır.

Glenoide temas noktaları koordinatları üzerinden abdüksiyonla bu temas noktalarının yer değiştirme miktarları mm cinsinden yorumlanabilir. Buna göre sağlıklı omuzda Y ekseninde ~10 mm, supraspinatus yırtığında ~12mm, posterosuperior yırtıkta ~19 mm, anterosuperior yırtıkta ~24 mm temas noktası superiora yer değiştirmiştir. Masif yırtık için bu ölçülemedi. Buna göre stabilden daha instabile gittikçe bu superiora yer değiştirmenin arttığını söyleyebiliriz. İmplant yerleşimi sonrası beklendiği üzere Y ekseninde yer değişimleri neredeyse gözlemlenmemiştir.

Abdüksiyonun son noktasındaki temas iz düşümüne bakarak bütün RMY simülasyonlarında anterosuperiora yer değişim olduğunu görüyoruz. Daha yüksek abdüksiyon derecelerine çıktığında (pasif olarak) anterior instabilite yaratacağını düşündürüyor. Anterior dislokasyon sonrası RMY gelişebilceği gibi RMY varlığında da anterior instabilite oluşabilir, bu gözlemimiz literatürde de desteklenmektedir [122]. İmplant yerleşimi sonrası RMY simülasyonlarında superior migrasyon yapamayan humerus başı inferiora ve deltoid kuvvetlerin etkisiyle anteriora hareket etmektedir. Singh subakromial balon spacer için yaptığı çalışmada humerus başının artan abdüksiyon açısı ile anteriora yer değiştirdiğini belirtmiş, çalışma öncesi literatür taramasına bulunan bu veriden yola çıkarak implantın yerleşiminde buna dikkat edildi [112]. İmplantı subakromial alana olduğu gibi yerleştirmek yerine, sagittal planda subakromial alan teğet geçen bir doğruya 30° anteriora açı vererek yerleştirildi. Bu sayede ön görülebilir anteriora hareketin önüne tamamen geçmese de daha az olması ile daha fazla abdüksiyon açısı kazandırıyor.



Şekil 65: Sagittal planda implanta subakromial çizgiye göre 30° inklinasyon verildi.

Akromiohumeral interval ölçümü sağlıklı omuzda nötr pozisyonda, abdüksiyon 15° ve 90°'de yapıldı. Nötr pozisyonda 8.29 mm olarak ölçüldü, daha sonra 15° abdüksiyona ulaştığında deltoid kasların aktive olmasıyla 6.65 mm'ye, 90°'ye ulaştığında ise 3.48 mm'ye geriledi. Burada humerus başının superior migrasyonu yorumlamak oldukça zordur; çünkü abdüksiyonla beraber büyük tüberkül acromiona yaklaştığından olması gerektiğinden daha fazla bir şekilde değişiklik gösterdi. Bu yüzden diğer simülasyonlarda acromiohumeral interval ölçümleri deltoid kasların rotator manşet kaslarıyla beraber ilk defa aktive olduğu an olan 15°'de yapıldı. Bu bize implantsız simülasyonları karşılaştırma şansı verdi. Masif yırtıkta interval en düşükken daha sonra anterosuperior, posterosuperior ve supraspinatus tendon yırtıkları şeklinde sıralandı. Beklenmedik sonuç olarak supraspinatus yırtığında interval 7.02 mm iken sağlıklı omuzda 6.65 mm olarak belirlendi. Y eksenli sonuçlarına bakarsak da hareketin sonunda supraspinatusun belirgin olarak superiora migre olduğu görülmektedir.

Yapılan diğer bir ölçüm olan humerus başı merkezi ile akromion arası mesafede sağlıklı omuz, posterosuperior ve masif yırtık simülasyonlarında artış görülürken; supraspinatus yırtığı ve anterosuperior yırtıkta azalma görüldü. Sağlıklı omuzda artışın nedeni yüksek abdüksiyon açısıyla merkezin akromiona uzaklaşmasına bağlanabilir. Diğer simülasyonlarda belirli bir örüntü oluşturulamadı.

İmplant yerleşimi sonrası dört RMY andırımında da aktif olarak yapılabilen maksimum abdüksiyon derecelerinde artış görüldü (**Tablo 28**). Supraspinatus rüptüründe 66.2° abdüksiyon yapabilirken, implantla 84.8°'ye çıkarak 18.6° artış görüldü. Posterosuperior yırtıkta 59° abdüksiyon yapabilirken, implantla 72.2°'ye çıkarak 13.2° artış görüldü. Anterosuperior yırtıkta 32.6° abdüksiyon yapabilirken, implantla 58.4°'ye çıkarak 25.8° artış görüldü. Masif yırtıkta 20.7° abdüksiyon yapabilirken, implantla 53.6°'ye çıkarak 32.9° artış görüldü. Bu sayede RMY hastaları daha yüksek abdüksiyon açıları ile daha fonksiyonel olabilirler.

Simülasyon	İmplantsız abd. açısı	İmplantlı abd. açısı	Açı artışı
Supraspinatus yırtığı	66.2°	84.8°	18.6°
Posterosuperior yırtık	59°	72.2°	13.2°
Anterosuperior yırtık	32.6°	58.4°	25.8°
Masif yırtık	20.7°	53.6°	32.9°

Tablo 28: RMY simülasyonlarında maksimum abdüksiyon açısı değişimi

Glenoid tepki kuvveti nötr pozisyonda bütün implantlı RMY simülasyonlarında implantsız RMY simülasyonlarına göre azalmış olarak bulundu. Ayrıca implantsız RMY simülasyonlarının maksimum abdüksiyon derecelerinde oluşan glenoid tepki kuvveti ile aynı derecelerde implantlı simülasyonlarına göre azaldığı görüldü. Bu durumda hareket aynı açılarda kalsa bile glenoidin maruz kaldığı kuvvet azalacak. Masif yırtık hariç implantlı simülasyonlarda daha yüksek olan maksimum abdüksiyon derecelerinde oluşan glenoid tepki kuvvetlerinin de implantsız maksimum abdüksiyon derecelerinde oluşan glenoid tepki kuvvetlerinden daha düşük olduğu görülüyor. Viehöfer glenoidde uygulanan kuvvetin artmasıyla GH artritlerin arttığını belirtmiş [48]. Bu durumda glenoidin maruz kaldığı kuvveti azaltarak, implantın GH eklemi artritlen koruyabileceği sonucuna varabiliriz.

Subakromial balon spacer ve SKR incelemesi yapan yayınlar anterior translasyonun arttığını bu nedenle subskapularis yırtığının olduğu durumlarda anterior instabiliteye neden olacağından kontraendike olduğunu belirtir [111]–[113]. İmplantlı simülasyonda anterosuperior yırtıkta 58.4°'de glenoid anteroinferioruna dayanması ve labrumda yüksek reaksiyon kuvveti oluşturması instabilite endişesi yarattı. Subskapularis yırtığında daha yüksek hareket açısı elde edilse de anterior instabilite açısından riskli olabilir.

Chevalier'in çalışmasında RMY oluşturulan kadavralarda subakromial balon spacer'ı test etmiş, glenohumeral eklemden ve subakromiale binen yükün dağılımının dengeli olduğunu belirtmiştir. Ayrıca yazarlar humerus başını deprese ederek hem normal biyomekaniğin tekrar sağlandığını hem de yerine inen humerus başıyla rotator manşet kaslarındaki gerilimin azalacağını varsaymışlardır [123]. Subakromiale yerleştirilen humerusu deprese eden bir implantın rotator manşet kaslarının gerilimini azaltacağından tendon tamiri yapıldıktan sonra yerleştirilmesinin tamiri koruyucu bir etkisi olacağını düşünebiliriz. Bu yüzden subakromial bir implant rotator manşet tamiri yapıldıktan sonra tamiri koruyucu olması için yerleştirilebilir. Ayrıca subscapularis yırtığı olan hastalarda subskapularis tamiri sonrası kullanımı anterior stabilite açısından daha güvenilir olacaktır.

6. SONUÇ

Çalışmada, sık karşılaşılan ve müdahale edilmezse omuz eklemine daha ileri sorunlara yol açan bu omuz patolojisine eklem koruyucu bir tedavi yöntemi olarak subakromial rijit bir prototip denenmiştir. Öncelikle, glenohumeral eklem için yapılan bilgisayar simülasyon modelinden elde edilen sonuçların literatürle uyumlu olduğu ve biyomekanik olarak doğru sonuçlara ulaştığı görülmüştür. Bu özelliği ile omuz patolojilerinin açıklanmasında ve tedavisinde seçiminde kullanılacak modeller için bilgisayar simülasyon modellerinin biyomekanik modeller için iyi bir alternatif olduğu gösterilmiştir. Çalışmada olduğu gibi bir tedavi yönteminin biyomekanik sonuçlarının görülmesi için kullanılabilir. Farklı tedavi modelleri oluşturarak farklı yöntemlerin sonuçları karşılaştırılabilir. Bu özellikleriyle klinik uygulamalara yön verebilir.

Subakromial implant prototipi amaçlandığı şekilde humerus başının glenoid karşısında yerleşimini sağlayarak abduksiyonun hareket açısını simülasyonu yapılan bütün durumlarda artırmıştır. Ayrıca implantla bütün simülasyonlarda, implantsız durumlarda gerçekleştirilen eklem açıklığı aralığında, glenohumeral eklem üzerinde oluşan kuvveti azaltmıştır. Bulunan veriler doğrultusunda, rotator manşet yırtıklarında uygulandığında abduksiyonda artan hareket açıklığıyla hastalara fonksiyon kazandırabilir ve eklem üzerine gelen kuvveti azaltarak glenohumeral eklemde artropatik değişimlerin oluşmasının önüne geçebilir. Bu umut vadeden prototip geliştirilip ileri araştırmalarla doğrulandıktan sonra klinikte uygulanabilir.

Simülasyonlarda subakromial sıkışmanın daha iyi gösterilebilmesi abduksiyon hareketi üzerine çalışıldı. Ayrıca literatürde yapılan modellerde abduksiyon hareketi çalışıldığı için modelimizi doğrulayabilmek için abduksiyon hareketi seçildi. Fleksiyonun da rotator manşet patolojilerinde kısıtlandığı biliniyor ve bu yüzden fleksiyon da incelenmelidir. Fleksiyonda hareket için gerekli kas kuvvetleri çalışılarak modele veri sağlanarak kolaylıkla bu yönde simülasyonlar geliştirilebilir. Bu amaçla yapılacak çalışma için yine aynı bilgisayar simülasyon modeli üzerine belirli parametrelere sahip bir yapay zekâ yazılımı geliştirerek gerçekçi sonuçlar alınabilir.

Subakromial implant diğer eklem koruyucu cerrahi yöntemlerle karşılaştırılmalıdır. Bu amaçla yine aynı bilgisayar simülasyon modeli kullanılabilir. Bu şekilde model altyapı kullanılarak model daha iyiye doğru gidebilir.

Geliştirilen bu bilgisayar simülasyon modeli kullanılarak tedavi yöntemlerinin denenmesi dışında yeni biyomekanik verilerin alınmasına da olanak sağlar. Geliştirilmiş olan altyapı üzerine yeni yapılar kurularak omuz biyomekaniğini daha iyi anlamamızı sağlayacak yeni bilgiler edinebiliriz.



7. KAYNAKLAR

- [1] D. Nam, T. G. Maak, B. S. Raphael, C. K. Kepler, M. B. Cross, and R. F. Warren, “Rotator cuff tear arthropathy: Evaluation, diagnosis, and treatment: AAOS exhibit selection,” *Journal of Bone and Joint Surgery*, vol. 94, no. 6. Journal of Bone and Joint Surgery Inc., p. e34(1), Mar. 21, 2012. doi: 10.2106/JBJS.K.00746.
- [2] J. S. Day, E. Lau, K. L. Ong, G. R. Williams, M. L. Ramsey, and S. M. Kurtz, “Prevalence and projections of total shoulder and elbow arthroplasty in the United States to 2015,” *J Shoulder Elbow Surg*, vol. 19, no. 8, pp. 1115–1120, Dec. 2010, doi: 10.1016/j.jse.2010.02.009.
- [3] K. J. Ecklund, T. Q. Lee, J. Tibone, and R. Gupta, “Rotator cuff tear arthropathy,” *J Am Acad Orthop Surg*, vol. 15, no. 6, pp. 340–349, 2007, doi: 10.5435/00124635-200706000-00003.
- [4] N. D. Clement, Y. X. Nie, and J. M. Mcbirnie, “Management of degenerative rotator cuff tears: a review and treatment strategy,” *Sports Medicine, Arthroscopy, Rehabilitation, Therapy & Technology*, vol. 4, p. 1, 2012, doi: 10.1186/1758-2555-4-48.
- [5] G. L. Cvetanovich, B. R. Waterman, N. N. Verma, and A. A. Romeo, “Management of the Irreparable Rotator Cuff Tear,” *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 27, no. 24. Lippincott Williams and Wilkins, pp. 909–917, Dec. 15, 2019. doi: 10.5435/JAAOS-D-18-00199.
- [6] U. G. Longo, F. Franceschi, A. Berton, N. Maffulli, and V. Denaro, “Conservative Treatment and Rotator Cuff Tear Progression,” 2012.
- [7] S. Weber and J. Chahal, “Management of Rotator Cuff Injuries,” *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 28, no. 5, pp. E193–E201, Mar. 2020, doi: 10.5435/JAAOS-D-19-00463.
- [8] C. C. Schmidt, C. D. Jarrett, and B. T. Brown, “Management of Rotator Cuff Tears,” *J Hand Surg Am*, vol. 40, no. 2, pp. 399–408, Feb. 2015, doi: 10.1016/j.jhsa.2014.06.122.
- [9] N. M. Raizman and S. F. Kane, “AAOS Appropriate Use Criteria: Management of Rotator Cuff Pathology,” *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 30, no. 11, pp. E808–E810, Jun. 2022, doi: 10.5435/JAAOS-D-21-00828.

- [10] A. Eajazi *et al.*, “Rotator cuff tear arthropathy: Pathophysiology, imaging characteristics, and treatment options,” *American Journal of Roentgenology*, vol. 205, no. 5. American Roentgen Ray Society, pp. W502–W511, Nov. 01, 2015. doi: 10.2214/AJR.14.13815.
- [11] B. T. Feeley, R. A. Gallo, and E. v. Craig, “Cuff tear arthropathy: Current trends in diagnosis and surgical management,” *J Shoulder Elbow Surg*, vol. 18, no. 3, pp. 484–494, May 2009, doi: 10.1016/j.jse.2008.11.003.
- [12] A. Ryösä, K. Laimi, V. Äärimaa, K. Lehtimäki, J. Kukkonen, and M. Saltychev, “Surgery or conservative treatment for rotator cuff tear: a meta-analysis,” *Disability and Rehabilitation*, vol. 39, no. 14. Taylor and Francis Ltd, pp. 1357–1363, Jul. 03, 2017. doi: 10.1080/09638288.2016.1198431.
- [13] “Inman VT, dec M Saunders JB, Abbott LC: Observations of the function of the shoulder joint. *J Bone Joint Surg* 26A: 1-3 1, 1944”.
- [14] G. C. Terry and T. M. Chopp, “Functional Anatomy of the Shoulder by the National Athletic Trainers,” Association, Inc, 2000. [Online]. Available: www.journalofathletictraining.org
- [15] A. M. Halder, E. Itoi, and K.-N. An, “CONSERVATIVE MANAGEMENT OF SHOULDER INJURIES ANATOMY AND BIOMECHANICS OF THE SHOULDER.”
- [16] P. Boileau and G. Walch, “THE THREE-DIMENSIONAL GEOMETRY OF THE PROXIMAL HUMERUS,” *J Bone Joint Surg Br*, vol. 79-B, no. 5, pp. 857–865, Sep. 1997, doi: 10.1302/0301-620X.79B5.0790857.
- [17] M. Kronberg, L. A. Brostrom, and V. Soderlund, “Retroversion of the humeral head in the normal shoulder and its relationship to the normal range of motion,” *Clin Orthop Relat Res*, no. 253, pp. 113–117, Apr. 1990, doi: 10.1097/00003086-199004000-00015.
- [18] A. M. Halder, E. Itoi, and K.-N. An, “CONSERVATIVE MANAGEMENT OF SHOULDER INJURIES ANATOMY AND BIOMECHANICS OF THE SHOULDER.”
- [19] L. U. Bigliani, J. B. Ticker, E. L. Flatow, L. J. Soslowsky, and V. C. Mow, “The relationship of acromial architecture to rotator cuff disease,” *Clin Sports Med*, vol. 10, no. 4, pp. 823–838, Oct. 1991, doi: 10.1016/s0278-5919(20)30586-x.
- [20] Frank H. Netter, *Netter Atlas of Human Anatomy International Edition, 7th Edition*. 2019.

- [21] J. P. Iannotti, J. P. Gabriel, S. L. Schneck, B. G. Evans, and S. Misra, "The normal glenohumeral relationships. An anatomical study of one hundred and forty shoulders.," *J Bone Joint Surg*, vol. 74, no. 4, pp. 491–500, Apr. 1992, doi: 10.2106/00004623-199274040-00004.
- [22] A. L. Eyre-Brook, "Theory of Shoulder Mechanism: Descriptive and Applied. By A. K. Saha, B.Sc., M.B., B.S., F.R.C.S.(Eng.), F.R.C.S.(Edin.), M. Ch. Orth.(L'pool), Professor of Surgery, Nilratan Sircar Medical College 1961. Springfield, Illinois," *J Bone Joint Surg Br*, vol. 44-B, no. 4, pp. 967–968, Nov. 1962, doi: 10.1302/0301-620X.44B4.967-a.
- [23] A. Alashkham, A. Alraddadi, P. Felts, and R. Soames, "Blood supply and vascularity of the glenoid labrum: Its clinical implications," *Journal of Orthopaedic Surgery*, vol. 25, no.3, Sep. 2017, doi: 10.1177/2309499017731632/ASSET/IMAGES/LARGE/10.1177_2309499017731632-FIG2.JPEG.
- [24] Y. A. Almajed, A. C. Hall, T. H. Gillingwater, and A. Alashkham, "Anatomical, functional and biomechanical review of the glenoid labrum," *Journal of Anatomy*, vol. 240, no. 4. John Wiley and Sons Inc, pp. 761–771, Apr. 01, 2022. doi: 10.1111/joa.13582.
- [25] S. B. Lippitt, J. E. Vanderhooft, S. L. Harris, J. A. Sidles, D. T. Harryman, and F. A. Matsen, "Glenohumeral stability from concavity-compression: A quantitative analysis," *J Shoulder Elbow Surg*, vol. 2, no. 1, pp. 27–35, Jan. 1993, doi: 10.1016/S1058-2746(09)80134-1.
- [26] A. Alashkham, A. Alraddadi, and R. Soames, "Morphometric parameters of the glenoid labrum," 2019.
- [27] Y. Hata, Y. Nakatsuchi, S. Saitoh, M. Hosaka, and S. Uchiyama, "Anatomic study of the glenoid labrum," *J Shoulder Elbow Surg*, vol. 1, no. 4, pp. 207–214, Jul. 1992, doi: 10.1016/1058-2746(92)90015-U.
- [28] C. R. Adams, A. M. DeMartino, G. Rego, P. J. Denard, and S. S. Burkhart, "The Rotator Cuff and the Superior Capsule: Why We Need Both," *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, vol. 32, no. 12, pp. 2628–2637, Dec. 2016, doi: 10.1016/j.arthro.2016.08.011.

- [29] H. Ogul *et al.*, “Anatomy, Variants, and Pathologies of the Superior Glenohumeral Ligament: Magnetic Resonance Imaging with Three-Dimensional Volumetric Interpolated Breath-Hold Examination Sequence and Conventional Magnetic Resonance Arthrography,” *Korean J Radiol*, vol. 15, no. 4, pp. 508–522, 2014, doi: 10.3348/KJR.2014.15.4.508.
- [30] R. E. Debski, J. A. Weiss, W. J. Newman, S. M. Moore, and P. J. McMahon, “Stress and strain in the anterior band of the inferior glenohumeral ligament during a simulated clinical examination,” *J Shoulder Elbow Surg*, vol. 14, no. 1, pp. S24–S31, Jan. 2005, doi: 10.1016/j.jse.2004.10.003.
- [31] G. J. Passanante *et al.*, “Inferior glenohumeral ligament (IGHL) complex: anatomy, injuries, imaging features, and treatment options,” *Emerg Radiol*, vol. 24, no. 1, pp. 65–71, Feb. 2017, doi: 10.1007/s10140-016-1431-0.
- [32] J. M. Potau *et al.*, “Quantitative Analysis of the Deltoid and Rotator Cuff Muscles in Humans and Great Apes,” *Int J Primatol*, vol. 30, no. 5, pp. 697–708, 2009, Accessed: Oct. 22, 2022. [Online]. Available: https://www.academia.edu/48990895/Quantitative_Analysis_of_the_Deltoid_and_Rotator_Cuff_Muscles_in_Humans_and_Great_Apes
- [33] D. M. Rispoli, G. S. Athwal, J. W. Sperling, and R. H. Cofield, “The anatomy of the deltoid insertion,” *J Shoulder Elbow Surg*, vol. 18, no. 3, pp. 386–390, May 2009, doi: 10.1016/j.jse.2008.10.012.
- [34] “<https://www.kenhub.com/en/start/upper-extremity>.”
- [35] J. Fallon, F. T. Blevins, K. Vogel, and J. Trotter, “Functional morphology of the supraspinatus tendon,” *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 20, no. 5, pp. 920–926, Sep. 2002, doi: 10.1016/S0736-0266(02)00032-2.
- [36] J. E. Labriola, T. Q. Lee, R. E. Debski, and P. J. McMahon, “Stability and instability of the glenohumeral joint: The role of shoulder muscles,” in *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, Mosby Inc., 2005, pp. S32–S38. doi: 10.1016/j.jse.2004.09.014.
- [37] R. S. Tubbs *et al.*, “Surgical anatomy of the axillary nerve within the quadrangular space,” *J Neurosurg*, vol. 102, no. 5, pp. 912–914, May 2005, doi: 10.3171/jns.2005.102.5.0912.

- [38] M. T. Provencher and N. S. Saldua, "The Rotator Interval of the Shoulder: Anatomy, Biomechanics, and Repair Techniques," *Oper Tech Orthop*, vol. 18, no. 1, pp. 9–22, Jan. 2008, doi: 10.1053/j.oto.2008.07.001.
- [39] B. Jost, P. P. Koch, and C. Gerber, "Anatomy and functional aspects of the rotator interval," *J Shoulder Elbow Surg*, vol. 9, no. 4, pp. 336–341, 2000, doi: 10.1067/mse.2000.106746.
- [40] M. T. Podgórski, Ł. Olewnik, P. Grzelak, M. Polguj, and M. Topol, "Rotator cable in pathological shoulders: comparison with normal anatomy in a cadaveric study," *Anat Sci Int*, vol. 94, no. 1, pp. 53–57, Jan. 2019, doi: 10.1007/s12565-018-0447-9.
- [41] S. S. Burkhart, J. C. Esch, and R. S. Jolson, "The rotator crescent and rotator cable: An anatomic description of the shoulder's 'suspension bridge,'" *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, vol. 9, no. 6, pp. 611–616, Dec. 1993, doi: 10.1016/S0749-8063(05)80496-7.
- [42] L. J. Soslowky, E. L. Flatow, L. U. Bigliani, and V. C. Mow, "Articular geometry of the glenohumeral joint.," *Clin Orthop Relat Res*, no. 285, pp. 181–90, Dec. 1992.
- [43] C. McCausland, E. Sawyer, B. J. Eovaldi, and M. Varacallo, *Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Shoulder Muscles*. 2022.
- [44] C. M. Rugg *et al.*, "Surgical stabilization for first-time shoulder dislocators: a multicenter analysis," *J Shoulder Elbow Surg*, vol. 27, no. 4, pp. 674–685, Apr. 2018, doi: 10.1016/J.JSE.2017.10.041.
- [45] P. Goetti, P. J. Denard, P. Collin, M. Ibrahim, P. Hoffmeyer, and A. Lädermann, "Shoulder biomechanics in normal and selected pathological conditions," *EFORT Open Rev*, vol. 5, no. 8, pp. 508–518, Aug. 2020, doi: 10.1302/2058-5241.5.200006.
- [46] N. K. Poppen and P. S. Walker, "Forces at the glenohumeral joint in abduction.," *Clin Orthop Relat Res*, vol. 135, no. 135, pp. 165–170, Sep. 1978, doi: 10.1097/00003086-197809000-00035.
- [47] "Drillis, R., Contini, R. and Bluestein, M.: Body Segment parameters. A survey of measurement techniques, *Artif. Limbs* 8:329, 1964."
- [48] A. F. Viehöfer, J. G. Snedeker, D. Baumgartner, and C. Gerber, "Glenohumeral joint reaction forces increase with critical shoulder angles representative of osteoarthritis - A

- biomechanical analysis,” *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 34, no. 6, pp. 1047–1052, Jun. 2016, doi: 10.1002/jor.23122.
- [49] J. J. P. Warner, X.-H. Deng, R. F. Warren, and P. A. Torzilli, “Static capsuloligamentous restraints to superior-inferior translation of the glenohumeral joint,” *Am J Sports Med*, vol. 20, no. 6, pp. 675–685, Nov. 1992, doi: 10.1177/036354659202000608.
- [50] N. Pouliart and O. Gagey, “Simulated humeral avulsion of the glenohumeral ligaments: A new instability model,” *J Shoulder Elbow Surg*, vol. 15, no. 6, pp. 728–735, Nov. 2006, doi: 10.1016/J.JSE.2005.11.013.
- [51] L. U. Bigliani, R. G. Pollock, L. J. Soslowsky, E. L. Flatow, R. J. Pawluk, and V. C. Mow, “Tensile properties of the inferior glenohumeral ligament,” *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 10, no. 2, pp. 187–197, Mar. 1992, doi: 10.1002/jor.1100100205.
- [52] C. Gerber, F. Terrier, and R. Ganz, “The Trillat procedure for recurrent anterior instability of the shoulder,” *J Bone Joint Surg Br*, vol. 70-B, no. 1, pp. 130–134, Jan. 1988, doi: 10.1302/0301-620X.70B1.3339045.
- [53] M. F. Saccomanno, M. Fodale, L. Capasso, G. Cazzato, and G. Milano, “Generalized joint laxity and multidirectional instability of the shoulder,” *Joints*, vol. 1, no. 4, p. 171, Oct. 2013, doi: 10.11138/JTS/2013.1.4.171.
- [54] A. J. Farber, N. S. Elattrache, J. E. Tibone, M. H. McGarry, and T. Q. Lee, “Biomechanical analysis comparing a traditional superior-inferior arthroscopic rotator interval closure with a novel medial-lateral technique in a cadaveric multidirectional instability model,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 37, no. 6, pp. 1178–1185, Jun. 2009, doi: 10.1177/0363546508330142/ASSET/IMAGES/LARGE/10.1177_0363546508330142-FIG2.JPEG.
- [55] D. J. Schneider, J. E. Tibone, M. H. McGarry, M. G. Grossman, S. Veneziani, and T. Q. Lee, “Biomechanical evaluation after five and ten millimeter anterior glenohumeral capsulorrhaphy using a novel shoulder model of increased laxity,” *J Shoulder Elbow Surg*, vol. 14, no. 3, pp. 318–323, May 2005, doi: 10.1016/j.jse.2004.07.006.

- [56] D. T. Harryman, J. A. Sidles, J. M. Clark, K. J. McQuade, T. D. Gibb, and F. A. Matsen, "Translation of the humeral head on the glenoid with passive glenohumeral motion.," *J Bone Joint Surg Am*, vol. 72, no. 9, pp. 1334–43, Oct. 1990.
- [57] J. Keating, P. Waterworth, J. Shaw-Dunn, and J. Crossan, "The relative strengths of the rotator cuff muscles. A cadaver study," *J Bone Joint Surg Br*, vol. 75-B, no. 1, pp. 137–140, Jan. 1993, doi: 10.1302/0301-620X.75B1.8421011.
- [58] R. B. Blasier, R. E. Guldberg, and E. D. Rothman, "Anterior shoulder stability: Contributions of rotator cuff forces and the capsular ligaments in a cadaver model," *J Shoulder Elbow Surg*, vol. 1, no. 3, pp. 140–150, May 1992, doi: 10.1016/1058-2746(92)90091-G.
- [59] S. S. Yeşilyaprak, "Kinesiology of the shoulder complex," in *Comparative Kinesiology of the Human Body*, Elsevier, 2020, pp. 157–190. doi: 10.1016/B978-0-12-812162-7.00011-4.
- [60] M. W. Rodosky, C. D. Harner, and F. H. Fu, "The Role of the Long Head of the Biceps Muscle and Superior Glenoid Labrum in Anterior Stability of the Shoulder," *Am J Sports Med*, vol. 22, no. 1, pp. 121–130, Jan. 1994, doi: 10.1177/036354659402200119.
- [61] N. Pouliart and O. Gagey, "Concomitant Rotator Cuff and Capsuloligamentous Lesions of the Shoulder: A Cadaver Study," *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, vol. 22, no. 7, pp. 728–735, Jul. 2006, doi: 10.1016/j.arthro.2006.03.015.
- [62] S. Lippitt and F. Matsen, "Mechanisms of glenohumeral joint stability.," *Clin Orthop Relat Res*, vol. 291, no. 291, pp. 20–28, Jun. 1993, doi: 10.1097/00003086-199306000-00004.
- [63] A. Monro, *A description of all the Bursae mucosae of the human body* /. Edinburgh : Elliot & Kay, 1788. doi: 10.5962/bhl.title.119927.
- [64] C. S. Neer, E. V Craig, and H. Fukuda, "Cuff-tear arthropathy.," *J Bone Joint Surg Am*, vol. 65, no. 9, pp. 1232–44, Dec. 1983.
- [65] D. N. Collins and D. T. Harryman, "ARTHROPLASTY FOR ARTHRITIS AND ROTATOR CUFF DEFICIENCY," *Orthopedic Clinics of North America*, vol. 28, no. 2, pp. 225–239, Apr. 1997, doi: 10.1016/S0030-5898(05)70282-0.
- [66] M. Varacallo, Y. el Bitar, and S. D. Mair, *Rotator Cuff Syndrome*. 2022.

- [67] R. H. Cofield, "Subscapular muscle transposition for repair of chronic rotator cuff tears.," *Surg Gynecol Obstet*, vol. 154, no. 5, pp. 667–72, May 1982.
- [68] H. Ellman, "Diagnosis and treatment of incomplete rotator cuff tears.," *Clin Orthop Relat Res*, no. 254, pp. 64–74, May 1990.
- [69] H. Ellman, S. P. Kay, and M. Wirth, "Arthroscopic treatment of full-thickness rotator cuff tears: 2- to 7-year follow-up study," *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, vol. 9, no. 2, pp. 195–200, Apr. 1993, doi: 10.1016/S0749-8063(05)80374-3.
- [70] "Bigliani, L. U. (1986). The morphology of the acromion and its relationship to rotator cuff tears. *Orthop. Trans.*, 10, 228."
- [71] M. P. Banas, R. J. Miller, and S. Totterman, "Relationship between the lateral acromion angle and rotator cuff disease," *J Shoulder Elbow Surg*, vol. 4, no. 6, pp. 454–461, Nov. 1995, doi: 10.1016/S1058-2746(05)80038-2.
- [72] X. Li, N. Olszewski, H. Abdul-Rassoul, E. J. Curry, J. W. Galvin, and J. K. Eichinger, "Relationship Between the Critical Shoulder Angle and Shoulder Disease," *JBJS reviews*, vol. 6, no. 8. NLM (Medline), p. e1, Aug. 01, 2018. doi: 10.2106/JBJS.RVW.17.00161.
- [73] B. K. Moor, S. Bouaicha, D. A. Rothenfluh, A. Sukthankar, and C. Gerber, "Is there an association between the individual anatomy of the scapula and the development of rotator cuff tears or osteoarthritis of the glenohumeral joint?," *Bone Joint J*, vol. 95-B, no. 7, pp. 935–941, Jul. 2013, doi: 10.1302/0301-620X.95B7.31028.
- [74] C. H. Linaker and K. Walker-Bone, "Shoulder disorders and occupation," *Best Pract Res Clin Rheumatol*, vol. 29, no. 3, pp. 405–423, Jun. 2015, doi: 10.1016/j.berh.2015.04.001.
- [75] W. Bakhsh and G. Nicandri, "Anatomy and Physical Examination of the Shoulder," *Sports Med Arthrosc Rev*, vol. 26, no. 3, pp. e10–e22, Sep. 2018, doi: 10.1097/JSA.0000000000000202.
- [76] R. Doxey, M. S. Thiese, and K. T. Hegmann, "Reliability of Common Provocative Tests for Shoulder Tendinitis," *J Occup Environ Med*, vol. 60, no. 12, pp. 1063–1066, Dec. 2018, doi: 10.1097/JOM.0000000000001430.

- [77] “Clinical Practice Guideline on the Management of Rotator Cuff Injuries Evidence-Based Clinical Practice Guideline 2019,” 2019. [Online]. Available: www.aaos.org/rccpg.
- [78] R. Z. Tashjian, “AAOS Clinical Practice Guideline: Optimizing the Management of Rotator Cuff Problems,” *American Academy of Orthopaedic Surgeon*, vol. 19, no. 6, pp. 380–383, Jun. 2011, doi: 10.5435/00124635-201106000-00008.
- [79] C. Högfors, G. Sigholm, and P. Herberts, “Biomechanical model of the human shoulder—I. Elements,” *J Biomech*, vol. 20, no. 2, pp. 157–166, Jan. 1987, doi: 10.1016/0021-9290(87)90307-1.
- [80] C. Högfors, B. Peterson, G. Sigholm, and P. Herberts, “Biomechanical model of the human shoulder joint—II. The shoulder rhythm,” *J Biomech*, vol. 24, no. 8, pp. 699–709, Jan. 1991, doi: 10.1016/0021-9290(91)90334-J.
- [81] J. Feng, X. H. Kim, and J. H. Rajulu, “Review of biomechanical models for human shoulder complex,” 2010.
- [82] J. Feng, X. H. Kim, and J. H. Rajulu, “Review of biomechanical models for human shoulder complex,” 2010.
- [83] É. Polytechnique, F. De Lausanne, and W. Maurel, “3D MODELING OF THE HUMAN UPPER LIMB INCLUDING THE BIOMECHANICS OF JOINTS, MUSCLES AND SOFT TISSUES,” 1906.
- [84] J. (James) Yang and K. Abdel-Malek, “Human reach envelope and zone differentiation for ergonomic design,” *Hum Factors Ergon Manuf*, vol. 19, no. 1, pp. 15–34, Jan. 2009, doi: 10.1002/hfm.20135.
- [85] Lindsay N., “Lindsay, N. (2001) ‘Modelling of the shoulder mechanism. A report describing the development of a three-dimensional biomechanical model of the human shoulder complex’, Report No. 106, Institute of Mechanical Engineering, Aalborg University, Denmark, ISSN 0905-4219”.
- [86] Delp S., “Delp, S. (2007) <https://simtk.org/home/opensim>,” 2007.
- [87] P. I. Corke, “A computer tool for simulation and analysis: the Robotics Toolbox f o r M A TLAB.”

- [88] “<http://www.thingiverse.com/thing:367268> - 368312 - 4950821,” 2014.
- [89] G. Wu *et al.*, “ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand,” *J Biomech*, vol. 38, no. 5, pp. 981–992, May 2005, doi: 10.1016/j.jbiomech.2004.05.042.
- [90] R. E. Debski, E. K. Wong, L.-Y. Woo, F. H. Fu, and J. J. P. Warner, “An Analytical Approach to Determine the in Situ Forces in the Glenohumeral Ligaments,” 1999. [Online]. Available: <http://biomechanical.asmedigitalcollection.asme.org/pdfaccess.ashx?url=/data/journals/jbendy/26020/>
- [91] N. D. Boardman *et al.*, “Tensile properties of the superior glenohumeral and coracohumeral ligaments,” *J Shoulder Elbow Surg*, vol. 5, no. 4, pp. 249–254, Jul. 1996, doi: 10.1016/S1058-2746(96)80050-4.
- [92] C. D. Smith, S. D. Masouros, A. M. Hill, A. L. Wallace, A. A. Amis, and A. M. J. Bull, “Tensile properties of the human glenoid labrum,” *J Anat*, vol. 212, no. 1, pp. 49–54, Jan. 2008, doi: 10.1111/j.1469-7580.2007.00832.x.
- [93] R. E. Hughes and K.-N. An, “CLINICAL ORTHOPAEDICS AND RELATED RESEARCH Force Analysis of Rotator Cuff Muscles,” Lippincott-Raven Publishers, 1996.
- [94] R. F. Escamilla, K. Yamashiro, L. Paulos, and J. R. Andrews, “Shoulder Muscle Activity and Function in Common Shoulder Rehabilitation Exercises.”
- [95] F. Dyrna *et al.*, “Relationship Between Deltoid and Rotator Cuff Muscles During Dynamic Shoulder Abduction: A Biomechanical Study of Rotator Cuff Tear Progression,” *American Journal of Sports Medicine*, vol. 46, no. 8, pp. 1919–1926, Jul. 2018, doi: 10.1177/0363546518768276.
- [96] T. Matsushashi *et al.*, “Tensile properties of a morphologically split supraspinatus tendon,” *Clinical Anatomy*, vol. 27, no. 5, pp. 702–706, 2014, doi: 10.1002/ca.22322.
- [97] E. J. Nightingale, C. P. Allen, D. H. Sonabend, J. Goldberg, and W. R. Walsh, “Mechanical properties of the rotator cuff: Response to cyclic loading at varying abduction angles,” *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, vol. 11, no. 6, pp. 389–392, 2003, doi: 10.1007/s00167-003-0404-5.

- [98] R. E. Hughes and K.-N. An, "CLINICAL ORTHOPAEDICS AND RELATED RESEARCH Force Analysis of Rotator Cuff Muscles," Lippincott-Raven Publishers, 1996.
- [99] "Patte, D. 'Cuff tear retraction in the frontal plane: Patte classification.' CORR 254 (1990): 81-86."
- [100] R. Z. Tashjian, "Epidemiology, Natural History, and Indications for Treatment of Rotator Cuff Tears," *Clinics in Sports Medicine*, vol. 31, no. 4, pp. 589–604, Oct. 2012. doi: 10.1016/j.csm.2012.07.001.
- [101] C. Ruotolo and W. M. Nottage, "Surgical and nonsurgical management of rotator cuff tears," *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, vol. 18, no. 5, pp. 527–531, May 2002, doi: 10.1053/jars.2002.31707.
- [102] C. C. Schmidt, C. D. Jarrett, and B. T. Brown, "Management of Rotator Cuff Tears," *J Hand Surg Am*, vol. 40, no. 2, pp. 399–408, Feb. 2015, doi: 10.1016/j.jhsa.2014.06.122.
- [103] "Franceschi F, Papalia R, Palumbo A, et al. Operative management of partial- and full-thickness rotator cuff tears. Med Sport Sci. 2012;57:100–113".
- [104] M. W. Maier *et al.*, "Motion patterns in activities of daily living: 3- year longitudinal follow-up after total shoulder arthroplasty using an optical 3D motion analysis system," *BMC Musculoskelet Disord*, vol. 15, no. 1, Jul. 2014, doi: 10.1186/1471-2474-15-244.
- [105] S.-J. Kim, S.-H. Kim, S.-K. Lee, J.-W. Seo, and Y.-M. Chun, "Arthroscopic Repair of Massive Contracted Rotator Cuff Tears," *J Bone Joint Surg*, vol. 95, no. 16, pp. 1482–1488, Aug. 2013, doi: 10.2106/JBJS.L.01193.
- [106] C. GERBER, B. FUCHS, and J. HODLER, "The Results of Repair of Massive Tears of the Rotator Cuff*†," *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, vol. 82, no. 4, pp. 505–515, Apr. 2000, doi: 10.2106/00004623-200004000-00006.
- [107] R. H. Cofield, J. Parvizi, P. J. Hoffmeyer, W. L. Lanzer, D. M. Ilstrup, and C. M. Rowland, "Surgical Repair of Chronic Rotator Cuff Tears," *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, vol. 83, no. 1, pp. 71–77, Jan. 2001, doi: 10.2106/00004623-200101000-00010.

- [108] T. Mihata *et al.*, “Clinical Results of Arthroscopic Superior Capsule Reconstruction for Irreparable Rotator Cuff Tears,” *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, vol. 29, no. 3, pp. 459–470, Mar. 2013, doi: 10.1016/j.arthro.2012.10.022.
- [109] K. Hanada, H. Fukuda, K. Hamada, and T. Nakajima, “Rotator cuff tears in the patient with paraplegia,” *J Shoulder Elbow Surg*, vol. 2, no. 2, pp. 64–69, Mar. 1993, doi: 10.1016/1058-2746(93)90002-X.
- [110] E. Savarese and R. Romeo, “New Solution for Massive, Irreparable Rotator Cuff Tears: The Subacromial ‘Biodegradable Spacer,’” *Arthrosc Tech*, vol. 1, no. 1, pp. e69–e74, Sep. 2012, doi: 10.1016/j.eats.2012.02.002.
- [111] M. A. Wright, J. A. Abboud, and A. M. Murthi, “Subacromial Balloon Spacer Implantation,” *Current Reviews in Musculoskeletal Medicine*, vol. 13, no. 5. Springer, pp. 584–591, Oct. 01, 2020. doi: 10.1007/s12178-020-09661-9.
- [112] S. Singh, J. Reeves, G. D. G. Langohr, J. A. Johnson, and G. S. Athwal, “The effect of the subacromial balloon spacer on humeral head translation in the treatment of massive, irreparable rotator cuff tears: a biomechanical assessment,” *J Shoulder Elbow Surg*, vol. 28, no. 10, pp. 1841–1847, Oct. 2019, doi: 10.1016/j.jse.2019.03.036.
- [113] R. M. Frank, G. Cvetanovich, D. Savin, and A. A. Romeo, “Superior Capsular Reconstruction: Indications, Techniques, and Clinical Outcomes,” *JBJS reviews*, vol. 6, no. 7. NLM (Medline), p. e10, Jul. 01, 2018. doi: 10.2106/JBJS.RVW.17.00141.
- [114] P. Favre, J. G. Snedeker, and C. Gerber, “Numerical modelling of the shoulder for clinical applications,” *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, vol. 367, no. 1895. Royal Society, pp. 2095–2118, May 28, 2009. doi: 10.1098/rsta.2008.0282.
- [115] J. A. Ringelberg, “EMG AND FORCE PRODUCTION OF SOME HUMAN SHOULDER MUSCLES DURING ISOMETRIC ABDUCTION.”
- [116] C. Quental, J. Folgado, J. Ambrósio, and J. Monteiro, “A multibody biomechanical model of the upper limb including the shoulder girdle,” *Multibody Syst Dyn*, vol. 28, no. 1–2, pp. 83–108, Aug. 2012, doi: 10.1007/s11044-011-9297-0.

- [117] D. Karlsson and B. Peterson, “Towards a model for force predictions in the human shoulder,” *J Biomech*, vol. 25, no. 2, pp. 189–199, Feb. 1992, doi: 10.1016/0021-9290(92)90275-6.
- [118] I. W. Charlton and G. R. Johnson, “A model for the prediction of the forces at the glenohumeral joint,” *Proc Inst Mech Eng H*, vol. 220, no. 8, pp. 801–812, 2006, doi: 10.1243/09544119JEIM147.
- [119] A. A. Nikooyan, H. E. J. Veeger, P. Westerhoff, F. Graichen, G. Bergmann, and F. C. T. van der Helm, “Validation of the Delft Shoulder and Elbow Model using in-vivo glenohumeral joint contact forces,” *J Biomech*, vol. 43, no. 15, pp. 3007–3014, Nov. 2010, doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.06.015.
- [120] P. Westerhoff, F. Graichen, A. Bender, A. Rohlmann, and G. Bergmann, “An instrumented implant for in vivo measurement of contact forces and contact moments in the shoulder joint,” *Med Eng Phys*, vol. 31, no. 2, pp. 207–213, Mar. 2009, doi: 10.1016/j.medengphy.2008.07.011.
- [121] I. M. Parsons, M. Apreleva, F. H. Fu, and S. L. Y. Woo, “The effect of rotator cuff tears on reaction forces at the glenohumeral joint,” *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 20, no. 3, pp. 439–446, 2002, doi: 10.1016/S0736-0266(01)00137-1.
- [122] M. M. Gomberawalla and J. K. Sekiya, “Rotator cuff tear and glenohumeral instability: A systematic review,” in *Clinical Orthopaedics and Related Research*, Springer New York LLC, 2014, pp. 2448–2456. doi: 10.1007/s11999-013-3290-2.
- [123] Y. Chevalier *et al.*, “Biodegradable spacer reduces the subacromial pressure: A biomechanical cadaver study,” *Clinical Biomechanics*, vol. 52, pp. 41–48, Feb. 2018, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2017.12.008.