



T.C.
DUMLUPINAR ÜNİVERSİTESİ /
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
(ORTAK PROGRAM)

FARKLI Q AÇILARINA SAHİP GONARTROZLU HASTALARDA
DİZ EKLEMİNDE OLAN ANGERLİMLERİN SONLU
ELEMENLAR YÖNTEMİYLE BELİRLENMESİ

Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Emrah AFAR

KÜTAHYA

2015

T.C.

DUMLUPINAR ÜNİVERSİTESİ /PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ

SALIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(ORTAK PROGRAM)

**FARKLI Q AÇILARINA SAHİP GONARTROZLU HASTALARDA
DİZ EKLEMİNDE OLUŞAN GERİLMELERİN SONLU
ELEMENLER YÖNTEMİYLE BELİRLENMESİ**

Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Emrah AFAR

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Ferruh TAŞPINAR

Yardımcı Danışman: Yrd. Doç. Dr. Bilge BAĞAKÇI ÇALIK

KÜTAHYA

2015

Dumlupınar Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne:

Bu çalışmamız jürimiz tarafından Fizik Tedavi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı Ortak Programında Yüksek lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

(Tarih : / / 20...)

İmzalar

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Yavuz YAKUT

Hacettepe Üniversitesi

.....

Danışman: Doç. Dr. Ferruh TAŞPINAR

Dumlupınar Üniversitesi

.....

Üye: Doç. Dr. Suat EREL

Pamukkale Üniversitesi

.....

ONAY:

Bu tez Dumlupınar Üniversitesi, Lisansüstü Eğitim-Öğretim ve Sınav Yönetmeliği'nin ilgili maddeleri uyarınca yukarıdaki jüri üyeleri tarafından uygun görülmesi ve Enstitü Yönetim Kurulu kararı ile kabul edilmiştir.

Doç. Dr. Figen TAŞER

Enstitü Müdürü

TE EKKÜR

Yüksek lisans eğitimim boyunca bilgi ve deneyimi ile her zaman bana destek olan, beni sürekli cesaretlendiren, tez çalışmam sırasında da bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan değerli hocam, danışmanım Sayın Doç. Dr. Ferruh TA PINAR' a,

Hiçbir zaman yardımını esirgemeyen ve yol gösteren yardımcı danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Bilge BA AKÇI ÇALIK' a,

Tez çalışmam sırasında konuyla ilgili engin bilgilerinden daima faydalandığım, birgün bile olsun beni geri çevirmeyen, bana gösterdiği ilgiyi hiçbir zaman unutmayacağım değerli A abeyim ve hocam Sayın Ö retim Görevlisi Dr. Kadir GÖK' e,

Hasta bulma sürecinde her zaman kapısını çaldığım ve her zaman güler yüzüyle karşılaştığım hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Yasemin ÖZKAN'a,

Beni tez çalışmam sırasında daima destekleyen kardeşlerim ve meslektaşlarım Smail OKUR ve Vedat KURT'a,

Hasta alma sürecinde yardımlarını esirgemeyen değerli meslektaşlarım Fzt. Elif Dilara DURMAZ, Fzt. Özge GÜVENÇ, Dumlupınar Üniversitesi Evliya Çelebi Eğitim ve Araştırma Hastanesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Ünitesi'nde çalışan tüm fizyoterapist ve stajyerlere,

Mesleki bilgilerini ve deneyimlerini benimle sürekli paylaşan hocam Sayın Ö retim Görevlisi Selim Hartomacıo lu'na,

Berber çalışmaktan ve zaman geçirmekten sonsuz mutluluk duyduğum değerli çalışmam arkadaşlarıma,

Tüm hayatım boyunca bana karıksız sevgi ve anlayış gösteren, her zaman arkamda duran ve mutluluğumun gerçek sahibi olan canım aileme,

En derin sevgi ve teşekkürlerimi sunarım...

ÖZET

AF AR E. Farklı Q Açıklarına Sahip Gonartrozlu Hastalarda Diz Eklemінде Olu an Gerilmelerin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Belirlenmesi Q açısının normal de erlerinden sapmasının diz eklemine binen gerilimi de i tirdi i ve alt ekstremitte biyomekani inde bozulmaya neden oldu u belirtilmektedir. Bu nedenle çalı mamızın amacı farklı Q açılarına sahip gonartozlu hastalarda diz eklemindeki yapıların gerilme ve deformasyonlarının sonlu elemanlar metoduyla belirlenmesidir. Çalı maya sa gonartrozlu 20 kadın hasta dahil edildi. Hastaların sa dizlerinin Q açıları dijital gonyometreyle supin pozisyonda ölçüldü. En büyük, en küçük ve ortanca sıradaki Q açısına sahip 3 hasta seçildi. Hastaların Q açıları sırasıyla 22 , 15 ve 10 olarak belirlendi. Sıralama sonunda sa dizlerinin Manyetik Rezonans Görüntüleri alındı ve Mimics 10.01 programıyla üç boyutlu hale getirildi. Geomagic Studio programıyla düzenleme, temizleme ve segmentasyon i lemleri yapıldı. Daha sonra Solidworks programıyla diz eklemine kemik ve yumu ak dokuları katı modele dönü türüldü. Son olarak Ansys Workbench programında ayakta durma sırasında uygun fizyolojik artlar modellere uygulandı ve analizler alındı. Ansys Workbench programında elde edilen analiz sonuçlarına göre hastaların tibial, femoral, patellar kartilaj ve menisküslerinde en yüksek stresler 22 derece Q açısına sahip hastada sırasıyla 14.592, 9.2456, 2.2262, 301.2 MPa, 15 derece Q açısına sahip hastada sırasıyla 4.2719, 4.8664, 1.2026, 11.177 MPa ve 10 derece Q açısına sahip hastada sırasıyla 12.481, 8.3948, 3.7838, 62.434 MPa olarak bulundu. Bulgularımıza göre Q açısının artmasının ya da azalmasının diz eklemine menisküs ve kartilaj yapılarındaki gerilmeleri ve deformasyonu artırdı ı belirlendi. Yüksek ya da dü ük Q açısı diz eklemine dizilimini bozmaktadır. Dizilim bozuklu u diz eklemi yapılarının dejenerasyonunu artırarak osteoartrit sürecini olumsuz yönde etkileyebilir. Bu nedenle diz rehabilitasyonunda Q açısı göz önünde bulundurulmalıdır.

Anahtar Kelimeler: Diz Eklemi, Genu Varum, Genu Valgum, Osteoartrit, Sonlu Elemanlar Analizi

ABSTRACT

AF AR E. Determination of Stress using the Finite Element Method in Knee Joints with Gonarthrosis Joints with Different Q Angles It has been stated that deviation of the Q angle from the normal value changes the stress of the knee joint and causes deterioration in lower extremity biomechanics. Therefore, the aim of this study was to determine stress and deformation of the structure of the knee using the finite element method in patients with gonarthrosis with different Q angles. The study comprised 20 female patients with right knee gonarthrosis. The Q angles of the right knees were measured in the supine position with a digital goniometer. The patients with the largest, the smallest and the median Q angle were selected. These Q angles were determined as 22°, 15° and 10° respectively. Magnetic resonance images of the right knee were then taken and made three-dimensional using the Mimics 10.01 program. Organisation cleaning and segmentation procedures on the images were applied using Geomagic Studio software. Bone and soft tissues of the knee joint were converted to a solid model using the SolidWorks program. Finally, physiological conditions appropriate to a standing position were applied and analyses were made with the Ansys Workbench program. According to the results obtained from the Ansys Workbench program, the highest stress values in tibial, femoral and patellar cartilage and in the meniscus were found to be 14.592, 9.2456, 2.2262, 301.2 MPa respectively in the patient with a 22° Q angle, 4.2719, 4.8664, 1.2026, 11.177 MPa respectively in the patient with a 15° Q angle, and 12.481, 8.3948, 3.7838, 62.434 MPa respectively in the patient with a 10° Q angle. According to these findings it can be concluded that an increase or decrease in the Q angle may enhance the stress in the meniscus and the cartilage of the knee joint. When there is a high or low Q angle, knee joint alignment deteriorates, which may adversely affect the osteoarthritis process increasing degeneration of the knee joint structures. Therefore, the Q angle should be taken into account in knee rehabilitation.

Key Words: Knee Joint, Genu Varum, Genu Valgum, Osteoarthritis, Finite Element Analysis

Ç İNDEK İLER

	Sayfa
ONAY SAYFASI	iii
TE EK KÜR	iv
ÖZET	v
ABSTRACT	vi
Ç İNDEK İLER	vii
S İMGELER VE KISALTMALAR	ix
EK İLLER D İZ İN	x
TABLolar D İZ İN	xi
1. G İR	1
1.1. Problemin Tanımı ve Önemi	1
1.2. Çalışmanın Amacı	2
2. GENEL B İLG İLER	3
2.1. Diz Eklemi	3
2.1.1. Kemikleri	3
2.1.1.1. Femur	3
2.1.1.2. Tibia	4
2.1.1.3. Fibula	4
2.1.1.4. Patella	4
2.1.2. Yumuşak Dokuları	5
2.1.2.1. Kaslar	5
2.1.2.2. Menisküsler	6
2.1.3. Dizin Kinezyolojisi	8
2.1.3.1. Tibiofemoral eklem	8
2.1.3.2. Patellofemoral eklem	11
2.2. Postural Dizilim	13
2.2.1. Q Açısı	14
2.3. Osteoartrit	16
2.4. Sonlu Elemanlar Analizi	17
2.4.1. Sonlu Elemanlar Metodunda Yer Alan Temel Mekanik Kavramlar	19
2.4.1.1. Gerilim (stres)	19

2.4.1.2. Asal Gerilme	20
2.4.1.3. Birim çekil deformasyonu (strain)	20
2.4.1.4. Elastik modül	20
2.4.1.5. Elastik sınır	20
2.4.1.6. Elastiklik	20
2.4.1.7. İzotropik malzeme	20
2.4.1.8. Anizotropik malzeme	20
2.4.1.9. Akma dayanıklılığı (Yield Strength)	21
2.4.1.10. Poison oranı	21
2.4.1.11. Kopma (çekme) dayanıklılığı	21
2.4.1.12. Sertlik	21
2.4.1.13. Von Mises Stres	21
2.4.1.14. Yorgunluk dayanıklılığı	21
3. GEREÇ VE YÖNTEM	22
3.1. MR Görüntülerinden 3D Yüzey Modelin Oluşturulması	24
3.2. 3D Katı Modelin Oluşturulması	26
3.2.1. Yumuşak Dokuların Katı Modelinin Oluşturulması	27
3.3. Sonlu Elemanlar Analizi	30
3.3.1. Biyomodellere Ait Mekanik Özelliklerin Tanımlanması	30
3.3.2. Yükleme Ve Sınırları	32
4. BULGULAR	33
4.1. Hastaların Menisküslerindeki Etkin Gerilme Dağılımı Sonuçları	34
4.2. Hastaların Tibial Kartilajlarındaki Etkin Gerilme Dağılımı Sonuçları	36
4.3. Hastaların Femoral Kartilajlarındaki Etkin Gerilme Dağılımı Sonuçları	38
4.4. Hastaların Patellar Kartilajlarındaki Etkin Gerilme Dağılımı Sonuçları	40
5. TARTIŞMA	42
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	51
KAYNAKLAR	52
EKLER	
EK.1 Etik Kurul Onayı	
EK.2 Kurs Belgesi	

S İMGELER VE KISALTMALAR

N	: Newton
m	: Kütle
kg	: Kilogram
Pa	: Pascal (N/cm ²)
	: Poisson Oranı
E	: Elastisite Modülü
m²	: Metrekare
cm	: Santimetre
mm	: Milimetre
mm²	: Milimetre kare
MPa	: Mega Pascal (N/mm ²)
F	: Kuvvet
A	: Alan
	: Stres (normal)
σ_3	: Maksimum principal stress
σ_v	: Von Mises stresi
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
Q	: Kuadriseps
TB	: İliotibial Band
ACL	: Anterior Kruşiyat Ligament
PCL	: Posterior Kruşiyat Ligament
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
SEA	: Sonlu Elemanlar Analizi
3D	: 3 Boyutlu
DICOM	: Digital Imaging and Communications in Medicine
SIAS	: Spinaliaka Anterior Superior
VK	: Vücut Kitle İndeksi

EK LER D Z N

2.1. Q (Kuadriseps) Açısı	16
3.1. Supin pozisyonda Q açısının ölçülmesi	23
3.2. MIMICS programında diz ekleminin 3D Görüntüsü	24
3.3. 3B Biyomodelin Geomagic Studio programında açılması	24
3.4. Diz Ekleminin Yüzey Modele Dönü türülmü Hali	25
3.5. Biyomodelin SolidWorks programında 3D katı modele dönü türülmü Hali	26
3.6. Diz ekleminin menisküs, femoral-tibial-patellar kartilaj, kuadriseps ve patellar tendonunun modellenmi hali	27
3.7. Hastaların Diz Eklemlerinin Anteriordan Görünü leri	28
3.8. Hastaların Diz Eklemlerinin Medialden Görünü leri	28
3.9. Hastaların Diz Eklemlerinin Lateralden Görünü leri	29
3.10. Hastaların Diz Eklemlerinin Posteriorından Görünü leri	29
3.11. Tetrahedral Eleman Tipinde A Örülmü Biyomodel	31
3.12. Analiz Modeli için Yükleme ve Sınır Ko ulları	32
4.1. Menisküslerdeki E de er Gerilim Da ılımı	35
4.2. Tibial Kartilajlardaki E de er Gerilim Da ılımı	37
4.3. Femoral Kartilajlardaki E de er Gerilim Da ılımı	39
4.4. Patellar kartilajlardaki E de er Gerilim da ılımı	41

TABLÖLAR D Z N

3.1. Çalı mada Kullanılan Modellere Ait Materyallerin Young Modülü Kat Sayıları, Poision Oranı, Bulk ve Shear Modülleri	30
3.2. Çalı mada Kullanılan Bilgisayarın Özellikleri	31
4.1. Bireylere Ait Demografik Veriler	33

1.G R

1.1 Problemin tanımı ve önemi

Postural dizilim tüm vücut segmentlerinin pozisyonlarının belli bir noktaya göre kompozisyonu olarak tanımlanır. Bu kompozisyonun bozulması vücut segmentlerinin mobilitesini ve fonksiyonunu olumsuz yönde etkiler. Sağlıklı bir bireyde vücut segmentlerinde uyum ve denge vardır. Bu uyum ve yapıların arasındaki etkileşime bağlı olarak alt ekstremitedeki deşilik sadece komu segmentleri değil üst gövde kinematiğini de etkiler ve yaralanma riskini artırır.

Yapılan çalışmalar alt ekstremitede dizilimindeki herhangi bir deşikliğin bireyi alt ekstremitayı ilgilendiren birçok hastalıkla karşı karşıya getirebileceğini ve yaralanmaya eğilimli hale getirdiğini göstermiştir.

Alt ekstremitede dizilimini etkileyen faktörlerden biri de Q açısıdır. Q açısı, frontal düzlemde ilium 'un spina iliaca anterior superior'undan patella orta noktasına çizilen eksen ile patella orta noktasından tibia kemiğinin tüberkülüne çizilen eksen arasındaki açıdır. Literatürde Q açısı birçok farklı diz rahatsızlığıyla ilişkilendirilir. Yapılan çalışmalar Q açısının ekleminde stresleri artırması sonucu diz ağrısı, tekrarlı patella dislokasyonu, patellofemoral sendrom, kondromalazik patella ve diz kırıklarında kayımları tetikleyerek artrit hastalıklarına neden olabileceğini belirtmektedir.

Diz ekleminde dizilime bağlı olarak ortaya çıkan stresleri deneysel ortamda canlı yapılarda ölçmek amacıyla birçok problemle karşı karşıya bırakılmaktadır. Sonlu elemanlar metodu gibi yöntemler canlı dokuların birebir bilgisayar modelini oluşturarak bu problemlere çözüm getirmektedir. Sonlu elemanlar metoduyla diz ekleminde normal canlı yapılarda hesaplanamayan stres (gerilme) dağılımları hesaplanabilmekte hem de sayısal sonuçlara ulaşılabilmektedir. Sonlu elemanlar analizinin bu özelliğinden yararlanılarak çeşitli artlar altında dokuların verdiği cevaplar belirlenebilir. Sonlu elemanlar analiziyle implant dizaynları ve bu dizaynların analizi yapılabilir. Ayrıca hastalıklar ve yapılardaki deşilikler sonucu dokulara binen gerilmeler gerçeğe çok yakın şekilde belirlenebilir.

Literatürde Q açısındaki de i imin gonartrozlu bireylerde diz eklemindeki yapılara binen gerilmeleri ve hastalık sürecini nasıl etkiledi i oldukça yetersizdir. Biz gonartrozlu bireylerde Q açısının artmasının ya da azalmasının diz eklemi yapılarındaki gerilmeyi artıracağını ve artritlik süreci olumsuz yönde etkileyeceğini düşünmekteyiz.

1.2. Çalışmanın Amacı

Çalışmamızın amacı; farklı Q açılara sahip gonartrozlu hastalarda diz ekleminde oluşan gerilmelerin sonlu elemanlar analiziyle belirlenmesidir.

Hipotezler

1. Hipotez: Q açısındaki de i im menisküslerdeki gerilmelerin dağılımını ve şiddetini etkiler.
2. Hipotez: Q açısındaki de i im femoral kartilajlardaki gerilmelerin dağılımını ve şiddetini etkiler.
3. Hipotez: Q açısındaki de i im tibial kartilajlardaki gerilmelerin dağılımını ve şiddetini etkiler.
4. Hipotez: Q açısındaki de i im patellar kartilajlardaki gerilmelerin dağılımını ve şiddetini etkiler.

2.GENEL B LG LER

2.1. Diz Eklemi

Diz eklemi insan kas-iskelet sistemindeki en büyük ve en karmaşık eklemlerden biridir. Anatomik olarak femur, tibia, patella, çeyitli ligamentler, menisküs ve diğeryumuak dokulardan oluşur. Günlük hayatta vücut ağırlığını taşıma, fleksiyon, ekstansiyon, abduksiyon, adduksiyon ve biraz da rotasyon gibi 3 boyutlu hareketler yapılması için yaralanmaya çok açıktır (1). Çok sayıda ligamentin yapması, çeyitli kasların eklemi katetmesi, eklem mobilitesi ve stabilitesi eklemin daha derin incelenmesini gerektirmektedir. Diz, kalça ve ayak bileği eklemi arasında vücudun erekt postürüne destek olacak şekilde dinamik olarak rutin ve zorlu aktiviteler sırasında vücudu hareket ettirmek ve destek sağlamakla sorumludur (2).

Diz eklemi medial tibiofemoral eklem, lateral tibiofemoral eklem ve patellofemoral eklemlerden oluşur (3) ve bu eklemler arasında temasli kisi vardır (4). Proksimal tibiofibular eklem, kapsülün içinde yer almamış ve fonksiyonel olarak ayak bileği eklemiyle ilişkili olduğu için diz eklem kompleksinin bir parçası olarak kabul edilmez (2).

2.1.1. Kemikleri

2.1.1.1 Femur

Diz ekleminin proksimal yüzeyi femurun medial ve lateral kondilinden oluşur (2). Distal femurun asimetrik ve kuboid bir yapısı vardır. Bu yapı birçok ligament ve tendon için yapıma bölgesidir (5). Femur başının oblikliği nedeniyle kondiller femur başına göre hafifçe medialdedir. Femur başının angülasyonuna bağlı olarak femurun distali horizontallikini devam ettirmek için lateral kondil medial kondilden daha fazla distale uzanır. Lateral kondil medial kondilden daha küçük ve çıkıntılıdır. Kondiler eksen sallıklı bir dizde medial kondilin sulkusu ve lateral kondilin prominensinden geçer. Bu çizgi posterior kondiler aksisle ilişkili olarak erkeklerde 3,5 derece ve kadınlarda 1 derece eksternal rotasyon pozisyonundadır (5). Artiküler kartilaj femoral kondilin büyük bir bölümünün yüzeyini kaplar ve distal ucu hemen hemen düzdür, dolayısıyla ağırlık taşıma için alanın artmasını sağlar. Lateral ve medial oluklar femoral kondilin kartilajında hafif kabarıntı yaparlar. Diz tam ekstansiyondayken tibianın anterior kenarı bu oluklarla hizalanır. Olukların

pozisyonu femurun medial ve lateral eklem yüzlerinin ekillerindeki asimetrinin belirlenmesinde önemlidir. Kondillerin ekindeki bu asimetri sagittal düzlemdeki kinemati i etkilemektedir (3).

2.1.1.2 Tibia

Tibianın primer fonksiyonu dizdeki a ırlı ın ayak bile ine aktarılmasıdır (3). Tibia femurla eklem yapan medial ve lateral kondillerden olu ur (5). Medial tibial plato anteroposterior yönde lateral tibial platodan daha büyüktür. Medial ve lateral tibial kondiller pürüzlü bir alan ve interkondiler tüberküller olarak adlandırılan iki kemik çıkıntıyla birbirinden ayrılır (2). Bu tüberküller anteriora do ru depresyon yaparak medial ve lateral menisküsün anterior boynuzuna ve Anterior Kru iat Ligamente (ACL) yapı ma deste i sa lar (5). Tüberküller diz ekstansiyonu sırasında femurun interkondiler çenti i içine yerle irler. Tibial platolar anterior ve posterior kenarlarda hafif konveks yapıya sahip olmalarına ra men büyük oranda düz bir yapıdalardır. Tibial platoların bu kemik mimarisi femur kondillerinin konveks yapısıyla güzel ekilde uyu maz. Bu kemik uyumsuzlu unu gidermek için menisküs gibi destekleyici yapılara ihtiyaç vardır (2).

2.1.1.3. Fibula

Fibula esas olarak yük ta ımayan, tibianın lateraline ba lanıp ve dizilimine yardımcı olan bir kemiktir. Ayrıca fibula ba ı biceps femoris ve lateral kollateral ligament için yapı ma yeridir (3).

2.1.1.4. Patella

Patella distal femurun trochleasıyla eklem yapan kuadriseps kasıyla bütünle ik, düz, üçgen ekinde vücudun en büyük sesamoid kemi idir (5). Apeks kısmı inferiorda ba a a ı bir üçgen ekinde dir. Posterior yüzeyi vertikal bir çıkıntı ile ayrılma ve artiküler kartilaj tarafından kaplanmı tır. Bu çıkıntı yakla ık olarak patellanın tam ortasındadır ve artiküler yüzeyi medial ve lateral olarak e it iki fasete ayırmaktadır (5,6). Lateral faset mediale göre daha derin ve geni bir yapıya sahiptir (5). Ço u patella medial kenara do ru ikinci bir vertikal çıkıntıya sahiptir ve medial faseti uç medial kenardan ayırır. Ayrılan bu kısma da patellanın odd faseti denmektedir (6). Patellanın anterioru hem dizin önünü korur hem de kuadriseps

femoris tendonunun kaldıraç gücünü artırır (5). Patellanın arka yüzü 4-5 mm kalınlıkta artiküler kartilajla kaplıdır. Bu yüzey femurun interkondilar olu uyla temas eder ve patellofemoral eklemi olu turur. Bu kalın kartilaj büyük kompresyon kuvvetlerinin eklemde da ılmasına yardım eder (3).

Kuadriseps kasının fonksiyonu patellanın pozisyonundan ve yapısından etkilenmektedir. Mekanik verimlilik açısından patella, kuadriseps tendonu ve patellar tendon arasındaki mesafeyi diz eklemi aksisinden artırıp kuvvet kolunu uzatır. Patella kuadriseps femoris kasının hareket yolunu eklem merkezinden de i tirerek çekme açısını artırır ve kasın ekstansiyon torkunu meydana getirir. Patella bu özellikleriyle tüm kenarlarında e it gerilime sahip basit bir makara gibi fonksiyon görmez. Patellar tendonun gerilimi kuadriseps tendonun geriliminden daha azdır (7).

2.1.2 Yumu ak Dokuları

2.1.2.1 Kaslar

Dizin anteriorunda rektus femoris, vastus intermedius, vastus lateralis ve vastus medialis olmak üzere dört parçadan olu an ve ortak bir tendona sahip olan kuadriceps kası bulunur. Rectus femoris iliumdan iki ba lı olarak ba lar ve en i kin kısmı uylu un ön tarafında yer alır. Daha sonra patellanın 5-8 cm üzerinde daralarak tendonla ır (5). Bu tendon patellanın basisine yapı ır. Kuadriceps tendonu distalde patellar ligament olarak devam eder ve patellanın apeksini tibial tuberositaya ba lar. Uzun vastus grubu dizin total ekstansiyon torkunun %80'ini olu tururken, rektus femoris kası %20'sini olu turur. Vastus lateralis kuadriceps kas grubunun en uzun kasıdır. Distal kısmı lateral patellar retinaculumu do ru geni ler ve son olarak tibiayla ba lantı yapar (8).

Vastus medialis, obliquus ve longus olarak ikiye ayrılır (8). Kas fibrilleri intertorakanterik çizginin alt yarısından ba layarak linea asperanın medialine do ru ilerler. Vastus medialis obliquus fibrilleri, longus fibrillerine göre daha distaldedir ve 55-70 derece daha obliktir. Distalde lateral kısım gibi fibröz bir geni lemeyle medial patellar retinakulumu insersiyon yapar. Son olarak vastus intermedius femurun anterior ve lateral aftından orjin alır. Rectus femoris en yüzeysel tabakayı olu tururken, vastus medialis ve vastus lateralis orta tabakayı en son olarak da

intermedius en derin tabakayı olu turur (3). Bu kaslar bir araya gelerek konsentrik kontraksiyonla dizi ekstansiyona getirir. Kuadriseps kasının eksentrik kontraksiyonu deseleratör ve dizin ok abzormanı olarak görev yapar. Diz ekstansiyonu ve deselerasyon sırasında patellanın dinamik olarak stabilize edilmesi için bu kaslar arasında denge kazanılmı olmalıdır. E er vastus medialis ve vastus lateralis arasında bir imbalans olursa patella subluksasyona yatkın olur (8). Bu kasların insersiyosu patella üzerinde uzanır ve patellar tendon haline gelir. Patellar tendon patellanın inferior kısmından ba layarak tibial tüberküle do ru seyredir. Bu bant güçlü, düz bir banttır ve uzunlu u yakla ık 5 cm dir (3). Kuadriseps kası sinerjik olarak posterior kru iat ligamentle birlikte dizi posterior subluksasyona kar ı stabilize etmektedir (8).

Dizin posteriorunda hamstringler, semitendinozus, semimembranozus ve biceps femoris kasları bulunur. Dizin medial kenarında sartorius, gracilis, semitendinozus, semimembranozus kasları ve gastroknemiusun medial ba ı yer alır. Pes anserius kasları (sartorius, gracilis, ve semimembranozus) dinamik medial stabilizatörlerdir, dize fleksiyon ve internal rotasyon yaptırırlar. Dizin lateral kısmı ise iliotibial band (TB), biceps femoris, popliteus ve lateral gastroknemius kaslarından olu ur (8).

2.1.2.2 Menisküsler

Menisküsler tibianın distal femurla eklemelesi için tibianın yüzeyini derinle tiren iki hilal ekinde yapıdır. Bu yapılar primer kollajen (%75) ve nonkollajen proteinlerden (%8-13) olu ur. Tip 1 kollajen primer kollajendir ve total kollajenin yakla ık %90'ını olu turur. Bu sirkümfleks yapılar dizdeki kompresif yüklenmeleri absorbe eder. Ayrıca tibial platoya paralel radial fibriller de rijiditeyi sa larlar ve longitudinal ayrılmayı azaltmaya yardım ederler (5). Menisküsler anterior boynuz, posterior boynuz, ve gövde olarak üç tanımlayıcı kısımdan olu ur. Posterior boynuz, genel olarak gövde ve anterior boynuzdan daha kalındır (8). Bu yapılar tibianın interkondiler bölgesine anterior ve posterior boynuzları vasıtasıyla ba lanmı tır ve eksternal kenarları tibiaya ve bitik eklem kapsülüne koroner ligament aracılı ıyla birle irler (3). Anterior boynuzlar intermeniskal ya da transvers ligamentlerle birbirlerine ba lıdır (8). Menisküsleri tibiaya ve eklem kapsülüne ba layan ligamentlerin gev ek olması rahat hareket etmesini sa lar (3). Menisküsler

tibianın eklem yüzünün periferal 2/3 ünü sıkıca kaplar ve periferal kısımları kalın, konveks ve eklem kapsülüne yapışmıştır. İç kısımlar ise ince, konkav ve serbest kenara sahiptir (5). Menisküsler temas alanını artırarak yük iletimini sağlar, sinovyal sıvıyı dağıtır, artiküler uyumu iyileştirir ve hareket sırasında friksiyonu azaltır gibi birçok fonksiyona sahiptir (3).

Posteriora doğru daha geniştir ve C ekinde olan medial menisküsün yapısı medial lateral menisküse göre daha mobildir (8). Posterior yapısı medial lateral menisküsün tibianın interkondiler fossasından Posterior Kreuzband Ligamentin (PCL) insersiyosuna kadar sıkıca bağlanmıştır. Anterior yapısı genellikle interkondiler fossanın anteriorunda ACL'nin insersiyosunun karşısındadır. Periferal yapısı medial lateral menisküsün kapsülle devam eder (5). Medial menisküsün özellikle de posterior boynuzun yırtılması çok görülmektedir (8). Özellikle anterior cruciate ligamentin yanında ACL yetersizliği olan dizde anteroposterior stabiliteyi de sağlar (5).

Medial menisküsün aksine lateral menisküs hemen hemen sirkülerdir ve daha büyük bir yüzeyi kaplar (3). Posterior yapısı medial lateral menisküsün tibianın posterior eminensiasının hemen arkasındadır. Anteriyorda lateral menisküs interkondiler eminensianın lateral prosesinin ön kısmına yapışır. Lateral menisküslerin meniskofemoral ligamentler olarak adlandırılan fibröz bantları vardır. Önemi tam olarak anlaşılamamış olan bu yapılar lateral menisküsü medial femoral kondilin interkondiler duvarına bağlar. Humphrey ve Wrisberg ligamentleri ise kadavra çalışmalarında oldukça nadir görülür. Humphrey ligamenti PCL'nin anteriorundan geçerken, Wrisberg ligamenti posteriorundan geçer (5).

Menisküsler tibial plato üzerinde oturur, femoral ve tibial konturları uyumlu hale getirir. Bu ekinde femorotibial eklemdaki temas alanı belirgin ekinde artar ve tibial kartilajdaki gerilimler azalır. Menisküs kökleri menisküsü tibial platonun merkezine bağlayan anatomik yapılar olarak tanımlanır. Menisküsün anterior ve posterior kökleri biyomekanik fonksiyonu açısından oldukça önemli parçalarıdır. Anterior ve posterior menisküs kökleri çekme gerilimine karşı koymaya yardımcı ve aksiyal yüklenme sırasında menisküsün normal pozisyonunu devam ettirerek dizde doğru olan yerdeki yerleşimine engel olmaktadır (9).

2.1.3. Kinezyolojisi

2.1.3.1 Tibiofemoral eklem

Diz eklemi yıllardır üzerinde çalışılmaya başlanan, üç boyutlu anatomisi oldukça karmaşık, vücudun en büyük eklemidir (5). Dizin asıl hareketleri fleksiyon ve ekstansiyondur ama fleksiyon pozisyonundayken bir miktar rotasyon da yapabilmektedir. Tam ekstansiyon pozisyonundayken ise rijittir. Medial kondil lateral kondilden daha büyük olduğu için medial kondil üzerinde birlikte hareket eder (10). Bu hareketlerin büyüklüğü değişebilir fakat tanımlanabilir eksenlerde gerçekleşir. Bu açısal hareketlere ek olarak medial ve lateral tibial platolarda anteroposterior doğrultuda translasyon hareketi vardır. Bu anteroposterior translasyonlara göre daha küçük boyutta gerçekleşen medial ve lateral translasyonlar varus ve valgus kuvvetlerine cevap olarak oluşur. Anteroposterior ve medial/lateral translasyonlar normal dizde eklem uyumsuzluğu ve ligament elastisitesinin varyasyonlarının sonucudur. Bu translasyonlar istenmeyen hareketler olarak görülse de normal eklem hareketleri için gereklidir (2).

Diz eklemi sagittal düzlemde fleksiyon ve ekstansiyon derecelerine sahipken semifleksiyonda horizontal düzlemde internal ve eksternal rotasyon hareketine sahiptir. Fleksiyon ve ekstansiyon, eklemde medial-lateral ekseninde meydana gelir (3). Femur tibia üzerinde fleksiyona başlarken artiküler yüzeyi ve tibial kondiller potansiyel bir problem ortaya çıkarır. Eğer femoral kondillerin tibial plato üzerinde posterioara yuvarlanmasına izin verilirse femur tibia üzerinden dışarı çıkacak ve fleksiyonu limiteleyecektir. Femoral kondillerin fleksiyon arttıkça tibial platodan ayrılmadan yuvarlanmaya devam edebilmesi için eş zamanlı olarak anteriora kayması gerekmektedir. Fleksiyonun başlangıcında (0-25) primer olarak tibianın üzerinde femoral kondillerin yuvarlanması femoral kondillerin posterioarda tibial kondille temas etmesine neden olur. Fleksiyon devam ettikçe femoral kondillerin yuvarlanması eş zamanlı olarak femurun anteriora kaymasıyla birlikte gerçekleşir. Bu anteriora kayma 25 fleksiyondan sonra tibia üzerinde femoral kondillerin çok az linear yer değiştirmesiyle femurun yeterli dönme hareketini ortaya çıkarmaktadır (2).

Dizin fleksiyondan ekstansiyona olan hareketi bu hareketlerin tam tersidir. Tibiofemoral ekstansiyon ilk olarak femoral kondillerin tibial plato üzerinde anteriora yuvarlanmasıyla gerçekleşir ve femoral kondiller tibial plato üzerinde geriye kayarak nötral pozisyonuna gelir. Femur ilk olarak anteriora yuvarlanma yaptıktan sonra femur kondilleri ekstansiyonu devam ettirebilmek için tibia üzerinde posteriora kayar (2).

Tibianın femur üzerindeki fleksiyon ekstansiyon hareketi daha farklıdır. Tibia femur üzerinde fleksiyon yaparken femoral kondiller üzerinde hem yuvarlanma hem de posteriora kayma hareketi yapar. Tibianın femur üzerindeki ekstansiyonu tibial platonun anteriora doğru yuvarlanma ve kayma hareketini birlikte içerir (2). Fleksiyon sırasında femurun anterior kayması menisküslerin ekli sayesinde kolayla tırılmaktadır. Kama eklemindeki menisküs diz fleksiyona giderken femoral kondili yukarı doğru yuvarlanması için desteklemektedir. Menisküsün oblik temas kuvveti fleksiyon sırasında femura anteriora doğru yol göstermesi açısından yardımcı eder. Femurun menisküs üzerindeki reaksiyon kuvveti menisküsün posteriorunu tibial plato üzerinde deforme eder. Meniskal boynuzlarındaki rijit bağlantılar menisküsün bütün olarak hareket kabiliyetini engellediği için posteriorunda deformasyon gelişir (11). Posterior deformasyon ayrıca yuvarlak femoral kondil ile düz tibial plato arasında kalmayı sağlar. Diz eklemi tam fleksiyondan ekstansiyona giderken menisküsün posterior parçası nötral pozisyonuna döner. Ekstansiyon devam ederken menisküslerin anterior parçası femoral kondiller tarafından deforme olur (2).

Diz ekleminin medial ve lateral rotasyonu tibianın femur üzerinde yaptığı açısal hareketlerdir. Dizin bu aksiyal rotasyonları medial interkondiler tüberkülün medialinden geçen longitudinal ekseninde meydana gelir (12). Bu nedenle rotasyonun doğrultusuna bakılmaksızın lateral kondiller daha büyük hareket arkı meydana getirirken medial kondil pivot noktası gibi davranır. Tibia femur üzerinde lateral rotasyon yaparken medial femoral kondil üzerinde sadece anteriora doğru hafif hareket eder. Bu sırada lateral tibial kondil ise lateral femoral kondil üzerinde mesafe olarak daha fazla posteriora hareket eder. Tibial medial rotasyon sırasında medial tibial kondil sadece hafif posteriora hareket ederken lateral kondil daha büyük hareket arkında anteriora hareket eder (2).

Normal eklem hareketi ya ve cinsiyete göre de i mesine ra men, genel olarak sa lıklı dizde fleksiyon 130-140 derece iken hiperekstansiyon 5-10 derecedir (13). Ekstansiyon açısı bu limit de erlerini a arsa genu rekurvatum olarak adlandırılır. Çömelme hareketinde oldu u gibi diz ve kalça aynı anda fleksiyona giderken vücut a ırlı ının binmesiyle fleksiyon eklem hareket açıklı ı 160 ye kadar çıkar. Normal yürüme yakla ık 60, merdiven çıkma 80 ve sandalyeye oturma-kalkma aktivitesi 90 diz fleksiyonu gerektirir (14).

Tibianın femur üzerinde yaptı ı ekstansiyonda tibianın artiküler yüzeyi femurun kondilleri üzerinde yuvarlanır ve öne do ru kayar. Femurun tibia üzerinde yaptı ı ekstansiyonda, yani çömelme pozisyonundan ayakta durma pozisyonuna gelirken e zamanlı olarak femoral kondiller tibianın eklem yüzeyi üzerinde anteriora do ru yuvarlanır ve posteriora do ru kayar. Böylece femurun tibia üzerindeki anterior translasyonunun büyüklü ü limitlenmi olur. Kuadriseps kası femoral kondillerin yuvarlanmasını yönlendirir ayrıca femurun kayması sırasında menisküsün posterior yırtıklarına kar ı menisküsü stabilize eder (3). Dizin tam ekstansiyonda kilitlemesi için 10 derece eksternal rotasyona ihtiyaç vardır. Bu kilitleyici rotasyon screw home (vida-yuva) rotasyonu olarak adlandırılır ve dizin son 30 derecelik ekstansiyonunda gerçekleşir. Tam ekstansiyondaki dizi açmak için eklem öncelikle internal rotasyon yapmalıdır. Bu i lemi yapan primer yapı popliteus kasıdır. Bu kas femurun tibia üzerindeki fleksiyonunu ba latmak için femura eksternal, tibianın femur üzerindeki fleksiyonunu ba latmak içinse tibiaya internal rotasyon yaptırabilir (3).

Dizin internal ve eksternal rotasyonu horizontal düzlemde meydana gelir. Bu hareket aynı zamanda aksiyal rotasyon olarak adlandırılır. 90 derece fleksiyonda diz 40-50 derece rotasyona izin verir. Eksternal rotasyon normal eklem hareketinin internal rotasyon normal hareketine oranı genel olarak 2/1 dir. Tam ekstansiyonda ise rotasyon yoktur. Rotasyon hareketi ligamentlerin pasif gerimi ve eklemdeki artım kemik uyumu tarafından engellenir (3). Tibia mediale rotasyon yaparken medial menisküs tibial kondilin üzerinde anteriora hareket eden medial femoral kondilin altında kalmayı sürdürebilmek için anteriora distorsiyon yapar. Lateral menisküs de posteriora hareket eden lateral femoral kondilin altında kalmayı sürdürebilmek için

posteriora distorsiyon yapar. Bu ekleminde menisküs femurun hareketini kısıtlamadan friksiyonu azaltmaya ve kuvvet da ılımını sa lamaya devam eder (2).

Dizin frontal düzlemde hareketi minimal olmasına rağmen tibiofemoral eklem normal fonksiyonuna katkıda bulunmaktadır. Frontal düzlemde eklem hareket açıklığı diz tam ekstansiyonda 8° ve diz fleksiyonda iken de 13-20° arasında değişmektedir. Ayrı frontal düzlem hareketi ligament yetersizliğini göstermektedir. Kanıtlar diz eklemine kateden (çaprazlayan) kasların valgus ve varus torklarını hem oluşturduğunu hem de kontrol ettiğini göstermektedir. Ligamentöz laksitesi olduğunda ayrı valgus/varus hareketi ve ayrı hareketi kontrol etmek için dinamik aktivitesi artan kaslar eklem çevresindeki gerilmelerin daha da artırmasına neden olabilmektedir (2).

2.1.3.2 Patellofemoral eklem

Patellofemoral eklem patellanın artiküler yüzü ve femurun interkondiler olu u arasındadır ve bu eklemi kuadriseps kası, artiküler yüzey ve retinaküler fibriller stabilize eder (3). Patella tuberositas tibiaya patellar tendon aracılığıyla bağlanmaktadır. Artiküler yüzeylerinin ekli ve patellanın artiküler yüzeyinin femurdaki karşılığından daha küçük olması patellofemoral eklemi vücudun en uyumsuz eklemlerinden biri yapmaktadır. Patella primer olarak kuadriseps kası için anatomik makara fonksiyonu görür (2). Diz fleksiyon ve ekstansiyon yaparken patella femurun interkondiler olu unda kayma hareketi yapar. Tibianın femur üzerindeki fleksiyonu sırasında patella kayma hareketini femurun aksine yaparken, femurun tibia üzerindeki fleksiyonu sırasında femur kayma hareketini patellanın aksine yapar (3).

Patellanın diz fleksiyonu sırasında sagittal düzlemde femurun interkondiler olu unun altına doğru kayması patellar fleksiyon olarak adlandırılır. Diz ekstansiyonuyla patellanın orijinal pozisyonuna, femoral sulkusa doğru gelmesi ise patellar ekstansiyon olarak adlandırılır. Patellar fleksiyon ve ekstansiyona ek olarak patella longitudinal eksen etrafında rotasyon ve anteroposterior eksen etrafında tilt yapar. Longitudinal ekseninde yapılan rotasyon medial ve lateral patellar tilt olarak adlandırılır ve patellanın anterior yüzeyinin hareket ettiği yöne göre isimlendirilir.

Patellanın anteroposterior ekseninde rotasyonu medial ve lateral rotasyon olarak adlandırılır (15,16).

Normal yürüyüş sırasında diz sallanma fazı sırasında en fazla 60 derece, duru faz sırasında ise 20 derece fleksiyon yapar. Fleksiyon kesin miktarı hareketin hızına, bireye değerlendirme metoduna bağlı olarak değişmesine rağmen çoğu yazar maksimum fleksiyonun 60-70 derece arasında olduğunu belirtmektedirler (8).

Patellanın performans yeteneği diz hareketlerini engellemeden mobilitesine bağlıdır. Patellofemoral eklem uyumsuzluğu statik ve dinamik yapıların stabilitesini etkiler. Bunun için patellanın tuhaf eğimli ve düz olmayan yüzeyini incelemek, diz eklemine ilişkili olan patellanın normal hareketini, patella ve patellofemoral eklem yüzeyine etki eden kuvvetleri derinlemesine incelemek oldukça önemlidir (2).

135 derece fleksiyonda patella femurun süperior kenarıyla temas halindedir. Bu fleksiyon pozisyonunda, patella interkondiler olukta oturmaktadır ve patellanın lateral ve odd fasetleri femurla temas halindedir. Diz 90 derece fleksiyona doğru ekstansiyon yaptıkça patellanın temas bölgesi inferiora doğru kayar. 90-60 derece fleksiyonda patellofemoral eklem femurla en büyük temas alanı oluşturur. Bu temas alanı yaklaşık olarak patellanın total yüzey alanının %30'u kadardır. Bu sebeple patellofemoral eklem basıncı kayda değer düzeylere yükselebilmektedir (3).

60 derece fleksiyondan 20 derece fleksiyona kadar primer patella temas noktası inferior kenara kayar. Tam ekstansiyondaki dizde patella femoral sulkusa yerleşmiştir. Patella interkondiler olukta henüz girmemiş için eklem uyumu minimaldir ve patellar instabilite için büyük bir potansiyel vardır. Patellanın stabilitesi patellanın femoral sulkusundaki vertikal pozisyonundan etkilenmektedir (2). Tam ekstansiyonda kuadriseps gevşekken patella interkondiler olukta rahatça hareket edebilirken dizi 20 yada 30 derece fleksiyona getirmek bu mobilitiyi azaltır (3).

Normal diz kinematikleri olarak bu değerler verilmesine rağmen farklı metodolojiler ve literatürdeki farklı çalışmalar sonucunda normal diz kinematiklerinin olduğu konusunda ortak bir fikir birliğine varılamamıştır. Çalışmalar sonucunda

olu an bu farklı sonuçlar intrinsik ve ekstrinsik faktörlere ba lanabilir. Bu faktörler arasında farklı kuadriseps kuvvetleri, hamstring kokontraksiyonu, yüklenme ve mekanik kısıtlanmalar sayılabilirken yapılan matematiksel modeller de sayılabilir (5).

2.2. Postural Dizilim

Postural dizilim tüm vücut segmentlerinin pozisyonlarının belli bir noktaya göre kompozisyonu olarak tanımlanmaktadır (17). İnsan vücudu kemikler ve kemikler etrafındaki yumu ak dokuları içeren anatomik segmentlerden oluşur. Biyomekanik bakı açıısıyla bakıldığında birbirlerinin durumuna göre hareket edebilen rijit katıların eklem zincirleri sistemi olarak düşünülebilir. Eklem zincirinin mobilitesi ayrı ayrı eklemlerin hareketlerinin fonksiyonuna ve derecelerine ba lıdır. Her vücut segmenti kom u segmentlerle uyum içinde ve dengededir. Uyum ve dengenin sonucu olarak her mekaniksel kuvvet diğer vücut segmentlerine iletilir (18). Yapıların arasındaki etkileşime ba lı olarak alt ekstremideki bir de i iklik üst gövde kinematiğini, lokasyonu ve hızı de i tirerek yaralanma riskini etkileyebilmektedir (19). Bu yüzden do ru postural dizilim sağlıklı için önemli bir i aret olarak düşünülmektedir (20).

Manyetik rezonans (MR) ve bilgisayarlı tomografi (BT) gibi görüntüleme yöntemlerinin kullanılmaya başlanmasıyla patolojilerin diagnozu, patella hareket bozukluğu, implant dizaynı ve cerrahide komponent yerleşimine karar verirken bireye özel anatomi incelenebilmektedir. Hastalarda bireysel anatomik farklılıklara ba lı olarak yapıların ekli ve dizilimi farklı olmaktadır (21,22).

Hastaların anatomik ve dizilimsel farklılıklarını anlamak cerrahinin nasıl yapılacağına karar verme ve implantların mekanik dizilimlerinin cerrahi sonuçlarını nasıl etkileyeceğini belirleme açısından oldukça önemlidir (23).

Alt ekstremitte kötü dizilim olasılıkları frontal düzlemde genu valgum ve genu varum, sagittal düzlemde genu rekurvatum ve genu fleksum, transvers düzlemde ise femoral ve tibial torsiyondur (24). Diz eklemi iki kompartmana sahiptir ve bu kompartmanlara olan yük dağılımı femur ve tibia arasındaki dizilime ba lıdır (25). Alt ekstremitte yapılarının anatomik dizilimindeki de i iklikler alt ekstremitte,

özellikle de diz yaralanmaları için risk faktörüdür (26,27). Bu yapıların dizilimindeki de i iklikler diz eklemindeki temas basıncını de i tirir. Diz eklemindeki temas basıncının artması ya da de i mesi osteoartrit ya da diz a rısının mekanizması için kritik olabilir (28).

2.2.1 Q Açısı

Alt ekstremitte dizilimini etkileyen faktörlerden biri de Kuadriseps (Q) açısıdır (29). Literatürde sıklıkla çalı ılan Q açısı, frontal düzlemde ilium'un spina iliaka anterior superior'undan patella orta noktasına çizilen eksen ile patella orta noktasından tibia kemi inin tüberkülüne çizilen eksen arasındaki açı olarak tanımlanmı tır (30). (ekil 2.2) Geleneksel olarak ölçüm supin pozisyonda, dizler ekstansiyonda olacak ekilde ve kuadriiceps gev ek durumda yapılırken Q açısını ayakta de erlendiren çalı malar da bulunmaktadır (31,32). Normal de erler, cinsiyet farklılı ı, semptomatik ve asemptomatik hastalardaki de erleri bildirilmı tir. Q açısı normal olarak 6-27 derece arasında de i mektedir (33).

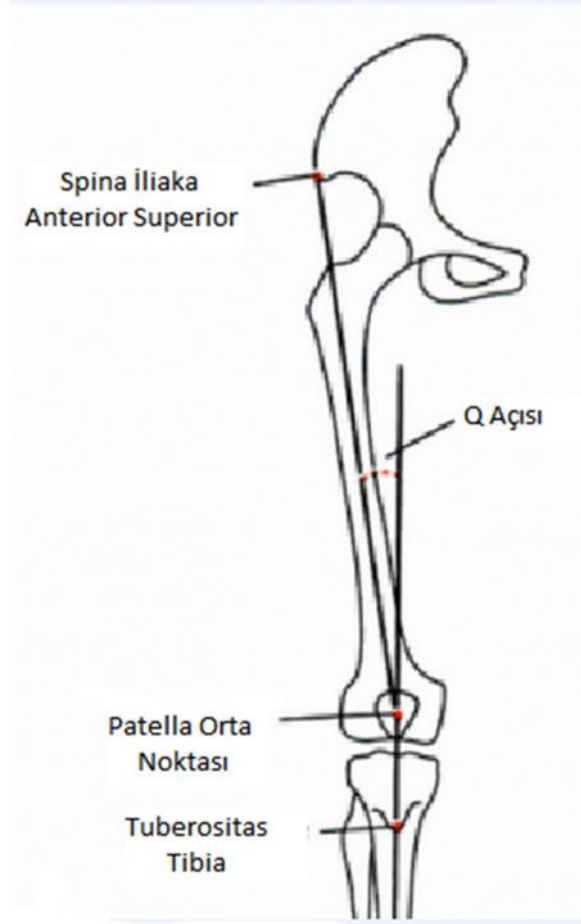
Literatürde normal de erlerinin hangi aralıklarda oldu u kesin de ildir fakat kaynaklarda belirtilen genel kanıya göre 15° nin normal 20° nin üzerindeki de erlerin ise hem erkek hem de kadın bireyler için anormal kabul edilmesi gerekti i bildirilmektedir. Yine yapılan çalı malarda kadınların Q açı de erleri erkeklerinkinden daha yüksek bulunmu tur (34). Q açısının cinsiyette farklılı mın sebebinin ise kadınların erkeklere göre daha geni pelvise sahip olmalarıdır (35).

Kadınların ayaklarında pronasyon fazla oldu u ve daha büyük Q açılarına sahip oldukları için dizlerindeki valgus dereceleri daha büyüktür. Genu valgumda tibia tuberositası normalden daha lateraldedir ve bu durumda Q açısı artar e er eksternal tibial torsiyon da varsa Q açısı daha da büyük olur. Genu varumda tibiyanın tuberositası normalden daha medialdedir ve bu durum sadece dizin medial kompartmanında a rı yüklenmeye neden olmaz, ayrıca patellofemoral eklemin medial bölgesinde de orta derecede artı a neden olur (24).

Q açısı kuadriiceps femoris kası ve patellar tendonun çeki inin bile ik vektörlerinin olu turdu u açı olarak tanımlanmaktadır ve valgus vektörü olarak adlandırılır (36). Q açısı kalça anteversiyonu, eksternal tibial torsion, genu valgum,

fascia lata ve iliotibial bandın gerginliği, gluteus mediusun zayıflığı ve ayaktaki ağırlı pronasyon nedeniyle artmaktadır. Diz fleksiyona gittikçe Q açısı ve valgus vektörü azalır. 20-30 fleksiyondan sonra lateral subluksasyona direnç lateral femoral kondil tarafından sağlanır. Dizin fleksiyonu arttıkça patellofemoral reaksiyon kuvveti artar (24).

Q açısı birçok farklı diz rahatsızlığıyla ilişkilendirilmiştir. Bazı çalışmalar Q açısının diz ağrısıyla ve tekrarlı patellofemoral eklem dislokasyonu ile ilişkili olduğunu belirtmişlerdir. Q açısındaki herhangi bir artışı patellayı laterale çekmektedir ve patellayı mediale döndürerek lateral patellofemoral temas basıncını artırmaktadır (37). Patellofemoral temas basıncının artması ağrıya neden olur, patellofemoral sendrom için zemin hazırlar ve sonunda artiküler kartilajın dejenerasyonuna bağlıdır (31,32). Lateral kuvvet çok artarsa kuadriseps kası aktive olduğunda ya da diz ekstansiyona alındığında patella femoral sulkus üzerinden sublukse ya da disloke olabilir (2). Valgus vektörü sadece medial patellofemoral ligamente karşı patellanın laterale olan subluksasyonunu ortaya çıkarmaz ayrıca patellar tendonun insersiyosundaki traksiyon gerilimini de artırır (36). Yine yapılan çalışmalar kabul edilen birçok faktör olmasına rağmen artmış Q açısının kondromalazik patellada dominant rol oynadığını belirtmektedir (38). Q açısı patellofemoral rahatsızlık için güvenilirliği hakkındaki tartışmalara rağmen alt ekstremite biyomekaniği ile ilişkili patellar dizilimin tahmin edilmesi için kullanılmaktadır (39,40). Q açısındaki azalma ise patellanın mediale gitmesine neden olmamaktadır fakat medial tibiofemoral temas basıncını oluşturan varus dizilimi artırmaktadır (37).



ekil 2-2 Q (Kuadriseps) açısı

2.3. Osteoartrit

Vücudun eklemlerini etkileyen en yaygın iki artrit formu osteoartrit ve romatoid artrittir. Osteoartritin tipik olarak nedeni overuse ve a rı yüklenme sonucu eklemlerde yüksek derecede kartilaj yıpranması ve sinovyal sıvının kaybedilmesidir ve a rılı inflamasyonla sonuçlanır. En sık olarak ya lılarda görülen osteoartrit 21 milyon Amerikalıyı etkilemekte ve 60 ya üstü toplumun %10 ununda disabiliteye neden olarak Amerikan ekonomisine yılda 60 milyar dolar yük getirdi i tahmin edilmektedir (41).

Osteoartrit tüm diz dokularının kademeli olarak de i ti i nihai olarak da kartilajın kalınlı nı tamamen yitirmesiyle karakterize bir hastalıktır (42). Mekanik gerilmenin hastalı nı gidi atına katkıda bulundu u dü ünülmektedir ve ekleme

etkiyen gerilmeden dolayı oluşan kartilajın yüzeyel bölgesinin kaybının orta ve derin kartilaj bölgesinde hızlı bir artıma sebep olacaktır (43).

Osteoartrit için obezite ve artmış dizilim bozukluğu net şekilde belirlenmiş epidemiyolojik risk faktörleridir fakat bu faktörler anormal eklem mekaniğini sadece dolaylı olarak etkiler ve osteoartrit patogeneziyle ilgili lokal biyomekanik faktörleri açıklayamaz. Eklem temas gerilmesi eklem sağlığında direkt ve kritik faktördür. Bireylerin eklem yüzeyindeki temas gerilmesi belirlenerek tibiofemoral osteoartrit insidansı tahmin edilebilmekte ve anatomik kötleme insidansı belirlenebilmektedir (44). Temas gerilmesi kartilajın maruz kaldığı sayısal olarak multiaksiyal gerilmede erlendirmesidir. Fonksiyonel yüklenme altında temas gerilmesi, osteokondrial kavaktaki makaslama gerilmesi ve önemli gerilmelerle ilişkilidir (45). Bu temas gerilmesi dağılımlarını incelemek için yürüme analizi ya da görüntüleme yöntemleri gibi bilgisayar modelleri kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar analizi normal, yaralanmış ya da total diz artroplastili dizdeki temas davranışlarını belirlemek için kullanılmaktadır. Bu modeller oluşturulurken amaç hem gerilme dağılımlarını hem de temas basıncının tepe degerinin lokasyonunu öğrenerek artıma ya da bozunumu tahmin etmektir (46).

Gerilmelerin yerini ya da degerini ölçmeye yarayan fotoelastik kuvvet analiz yöntemi, gerilimölçerli kuvvet analiz yöntemi, kırılma vernik tekniği ile kuvvet analizi, lazer ışıklı kuvvet analiz yöntemi gibi birçok yöntem vardır. Sonlu elemanlar analizi de bunların arasında en etkili yöntemlerden biridir.

2.4. Sonlu Elemanlar Analizi

İnsan beyni çevresindeki kompleks durumları ve problemleri tek şekilde kavrayamayacak ya da çözemeyecek kadar sınırlı bir yapıdır. Bu yüzden bütün bu karmaşık sistemler daha kolay anlaşılabilir alt sistemler olan tekil komponentlere ya da 'eleman'lara bölünüp çözüldükten sonra yeniden birleştirilmektedir. Birçok durumda uygun model iyi tanımlanmış finite (sonlu olan, ölçülebilir) komponentler kullanarak elde edilebilir. Bu tür problemler sonlu olarak adlandırılır (47).

Digital bilgisayarlarla birlikte bu sonlu problemler eleman sayısı çok büyük bile olsa kolaylıkla çözülebilmektedir. Bilgisayarların kapasitesi sonlu olduğu için

sonsuz giden problemler ise ancak matematiksel i lemlerle çözülebilmektedir ve çözüm için gerekli mevcut matematiksel teknikler yapıların basite indirgenmesini genellikle limitlemektedir (47). Sonlu elemanlar analizi (SEA) birçok farklı probleme çözüm üreten bir metoddur. Üzerinde çalı ılacak problem geometrisi sonlu olan (ölçülebilir) geometrik alt bölümlere bölünür. Bu alt bölümler sonlu eleman olarak bilinir. Daha basit geometrik yapılar olan bu sonlu elemanların çözümü sonucu üzerinde çalı ılan problem de çözümlür (48).

SEA, gerilme analizi, ısı transferi, elektromagnetizma ve akı kan akımı gibi çok çe itli mühendislik problemlerini çözmeye yarayan sayısal bir yöntemdir (49).

Sonlu elemanlar uygulaması ortopedik alanda ilk olarak 1970 yıllarda insan kemiklerinde olu an gerilmeleri belirlemek için kullanılmaya ba lanmı tır (50). Daha sonraları ise biyomekani alanında kullanım alanı oldukça geni lemi tir. SEA insan vücudunda birçok bölgede yüklenme da ılımını ve deformasyonları önemli derecede ba arıyla ortaya koyan bir metoddur. Metodun uygulaması özellikle kalça gibi geometrisi basit ve yüklenme artları iyi tanımlanmı eklemlerde ba arılıdır (51). Patolojilerin etiyojisini ve cerrahi operasyonların sonuçlarını önceden tahmin etme yetene i bu metodu kullanarak mümkün olmaktadır (52).

SEA, gerilme, temas alanı, kuvvetin çe itli artlar altında zamana ve uzaysal konuma ba lı de i ikliklerini tahmin etmeyi sa lar. SEA'nın en yüksek oranda olanaklarından yararlanarak model simülasyonu yapmak için önemli derecede zaman ve bilgisayar gücüne ihtiyaç vardır (19). Ayrıca SEA çe itli klinik tedavilerin de erlendirmesinde kullanılan standardize bir sistem sa layarak çalı malarda hem zaman hem de maliyetin azalmasını sa lar (53).

Gerilme da ılımı esas olarak geometri, yüklenme artları ve sınır artlarına ba lıdır. skeletsel deformitenin gerilme da ılımına etki eden majör nitelik oldu u dü ünülmektedir. Bu gerilme da ılımını canlıda hesaplamak çok zor ya da imkansız oldu u için fizyolojik yüklenmeler modellemeye dönü türülerek bu engele sayısal bir çözüm geli tirilmi tir. Bu modelleme yakla ımı birçok ara tırmacı tarafından sonlu elemanlar analizleriyle de erlendirilmi , güvenilirliği ve yararlı uygulamaları klinikte ispatlanmı tır (54).

Bu avantajlarıyla sonlu elemanlar analizi diz eklemindeki gerilme da ılımlarını gözleme, farklı materyaller özelliklerin mekaniksel durumu nasıl etkiledi ini ö renme açısından oldukça yararlı bir araçtır (55,56). SEA diz ekleminde anatomi, kas yüklemesi, cerrahi yeniden dizilim gibi faktörlerin patellofemoral basınç da ılımını nasıl etkiledi ini de erlendirmek için kullanılan bir tekniktir (57). Yine ligamentlerin gerilmeleri de solid modelleri tanıtılırsa önceden tahmin edilebilmektedir (58). Ayrıca diz eklemi için geli tirilen total diz protezlerinin temas basıncını ve alanını bilmek potansiyel bozunumu tahmin etmek için de güvenilir bir araçtır. Total diz protezlerinde ta ıyıcı tibial komponentteki iddetli hasar temas gerilmesinin yüksekli i ile ili kilidir. Total diz protezinde temas gerilmesinin ve basıncının sonlu elemanlar metoduyla de erlendirmesi erken ba arısızlı ı önlemek için anahtar bir role sahiptir (59,60).

SEA'nın biyolojik dokuların biyomekanik fonksiyonlarını çalı mak için güçlü bir araç oldu u gösterilmi tir (53). Fakat bu metodun güvenilirli i modellenen yapıların uygun ekilde olu turulmasına ve dokuların davranı larının matematiksel olarak hatasız ekilde tanımlanmasına ba lıdır (61).

2.4.1 Sonlu Elemanlar Analizinde Yer Alan Temel Mekanik Kavramlar

2.4.1.1. Gerilim (stres): Hareket eden bir cismi durdurup, duran bir cismi hareket ettiren, cisimlerin yönlerini, do rultularını de i tirebilen ve cisimlerde ekil de i imi (deformasyon) ortaya çıkarabilen etkiye, kuvvet denilmektedir. Üç boyutlu cisimlere uygulanan kuvvete kar ı cisim tarafından direnç geli ir. Hem uygulanan kuvvet hem de içeriden gelen direnç cismin tüm alanı üzerine da ılır. Bir cismin yüzeyine uygulanan kuvvetin, birim alandaki iddetine “gerilme” adı verilir ve $Gerilme = Kuvvet / Alan$ formülüyle gösterilir. Gerilme, kuvvetin cisme uygulanma yönüne göre üç ekilde olu abilir.

Basma Gerilmesi (Compressive Stress): Bir malzemenin yüzeyine etki eden basma kuvvetinin malzemede olu turdu u içsel gerilmedir.

Çekme gerilmesi (Tensile Stress): Bir malzemenin uçlarına etki eden çekme kuvvetinin malzemede olu turdu u içsel gerilmedir.

Makaslama gerilmesi (Shear Stress): Bir malzemenin yüzeyine paralel yönde etkiyen yüzeyde oluşur ve gerilmedir (62-64).

2.4.1.2. Asal Gerilme: Seçilen bir düzlem üzerindeki noktanın gerilmesinin minimum veya maksimum değeridir (62).

2.4.1.3. Birim şekil değişimi (strain): Bir cisme etki eden kuvvet, cismin atomlarının hareket etmesine neden olur. Atomların yer değiştirmesine karşı koyan kuvvetler gerilme, atomların yer değiştirme derecesine gerinim denir. Gerilme, birim alana büyüklüğü ve yönü belli olan bir kuvvetin uygulanması sonucu elde edilen bir değerdir. Gerinim uygulanan kuvvetin birim alanda meydana getirdiği deformasyon miktarıdır ve yalnızca büyüklüktür. $Strain = \frac{\text{şekil değişimi}}{\text{Orijinal uzunluk}}$ olarak formülize edilir (62).

2.4.1.4. Elastik modül (E): Elastisite modülü bir materyalin katılık ve sertliğinin ölçümüdür. Gerilme-şekil değişimini gösteren eğrinin doğrusal bölümündeki gerilimin şekil değişimine oranı elastik modülü göstermektedir. Elastik modülü yüksek olan materyaller rijit, düşük olan materyaller ise esnek özellik gösterirler (63,65).

2.4.1.5. Elastik sınır: Elastik limit, materyale kalıcı deformasyon meydana gelmeden, materyale uygulanabilecek en yüksek gerilim miktarıdır (65).

2.4.1.6. Elastisite: Gerilme ve gerinim durumunda tüm yükler kaldırıldığında eski şekil ve boyutlarına dönebilen malzemeye elastik malzeme denilmektedir (yumuşak dokular çoğu fizyolojik durumda neredeyse elastik davranı gösterirler) (62,66).

2.4.1.7. izotropik malzeme: Mekanik yüklenmeler altında her yönde ve doğrultuda aynı tepkiyi veren yani aynı özelliklere sahip malzemeye denir (62,66).

2.4.1.8. Anizotropik malzeme: Değişik yönlerde farklı malzeme özellikleri gösteren malzemeye denir (62,66).

2.4.1.9. Akma dayanıklılığı (Yield Strength): Bir malzemenin kalıcı şekil değişimine ulaşmadan dayanabileceği en büyük kuvvettir ve kuvvette herhangi bir değişiklik olmaksızın cisimde plastik deformasyon meydana gelir. Elastik

deformasyondan plastik deformasyona geçişin başladığı noktaya tekabül eder. Sert ve elastisite modülü yüksek olan cisimlerde akma dayanımı yüksek iken, sertliğin azalması ile doğrudan orantılı olarak akma dayanımı da azalmaktadır (63).

2.4.1.10 Poison oranı (ν): Bir cisme bir yönde kuvvet uygulandığında, cisimde kuvvet yönüne dik ve paralel doğrultularda deformasyon olacaktır. Uygulanan kuvvete dik doğrultudaki deformasyon miktarının, uygulanan kuvvete paralel doğrultudaki deformasyon miktarına oranına Poisson Oranı denir. Bu değer her materyal için farklıdır ve elastisite modülü gibi ayırt edici bir özelliktir (63).

2.4.1.11. Kopma (çekme) dayanıklılığı: Kopma dayanıklılığı, kuvvet uygulanan bir cismin kopma andaki gerilim miktarıdır. Gerilim tipine bağlı olarak, çekme dayanıklılığı, basma dayanıklılığı, makaslama dayanıklılığı olarak isimlendirilir (67).

2.4.1.12 Sertlik: Bir cisme uygulanan kuvvete karşı cismin gösterdiği direnç sertlik denir. Cismin sertliği ile plastik deformasyona karşı gösterdiği dayanıklılık doğrudan ilişkilidir. Sertliğin ölçülmesi, cisme miktarı bilinen bir kuvvet uygulanması ve uygulanan kuvvetin cisimde oluşturduğu deformasyon alanının oranlanmasıyla hesaplanır. Bir cisme bir kuvvetin belirli bir süre uygulanması sonucunda cismin gösterdiği direncin ölçülerek elde edilen sertlik değerine “statik sertlik değeri” denir. Farklı büyüklükteki kuvvetlerin ayrı ayrı uygulandığı veya kuvvetin belirli miktarlarda artırılması ve sonlandırılması sonucunda ölçülen sertlik değerine “dinamik sertlik değeri” denir (63).

2.4.1.13. Von Mises Stres: Von Mises stresi, çekilebilir materyaller için, eksenel gerilimin bağıngıcı olarak tanımlanır. Materyal üzerinde oluşan gerilme dağılımları ve yoğunlukları hakkında bilgi edinmek amacıyla kullanılır (67).

2.4.1.14. Yorgunluk dayanıklılığı: Bir kez uygulandığında kırılmaya neden olmayan bir yükün tekrarlanarak uygulanması ile materyalin dayanıklılığı azalabilir ve ani kırılmaya neden olabilir. Buna yorgunluk dayanıklılığı adı verilir.

Yorgunluk davranışı, bağırsızlığın ortaya çıkması için gerekli maksimum tekrarlanan yükleme sayısı ve değerinin, materyale uygulanması ile ortaya çıkar (67).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Bu çalışma Dumlupınar Üniversitesi Sağlık Yüksekokulu Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü'nde Eylül 2014 ile Mayıs 2015 tarihleri arasında yapıldı. Çalışmaya sağ gonartrozlu 20 hasta dahil edildi. Kütahya Dumlupınar Üniversitesi Evliya Çelebi Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde gonartroz tanısı konmuş gönüllü onam formunu imzalayan bireyler değerlendirilmeye alındı.

Çalışmanın etik kurul onayı Osman Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Tıbbi Etik Kurulundan 80558721/16 numaralı karar ile alındı. Bireylere ait dahil edilme, dahil edilmeme ve çıkarılma kriterleri aşağıda belirtildi.

Çalışmaya dahil edilme kriterleri:

1. Kadın hastalar,
2. Vücut kitle indeksi 20-30 arasında olan,
3. MR Görüntüsü olan hastalar,
4. Kellgren Lawrence Sınıflamasına göre evre 1 ve evre 2 olan hastalar,
5. Sistemik hastalığı olmayan,
6. Alt ekstremitayı ilgilendiren geçirilmiş travması olmayan,
7. Alt ekstremitayı ilgilendiren cerrahisi olmayan,
8. Alt ekstremitayı ilgilendiren deformitesi olmayan,
9. Alt ekstremita için yardımcı cihaz ya da ortez kullanmayan hastalar

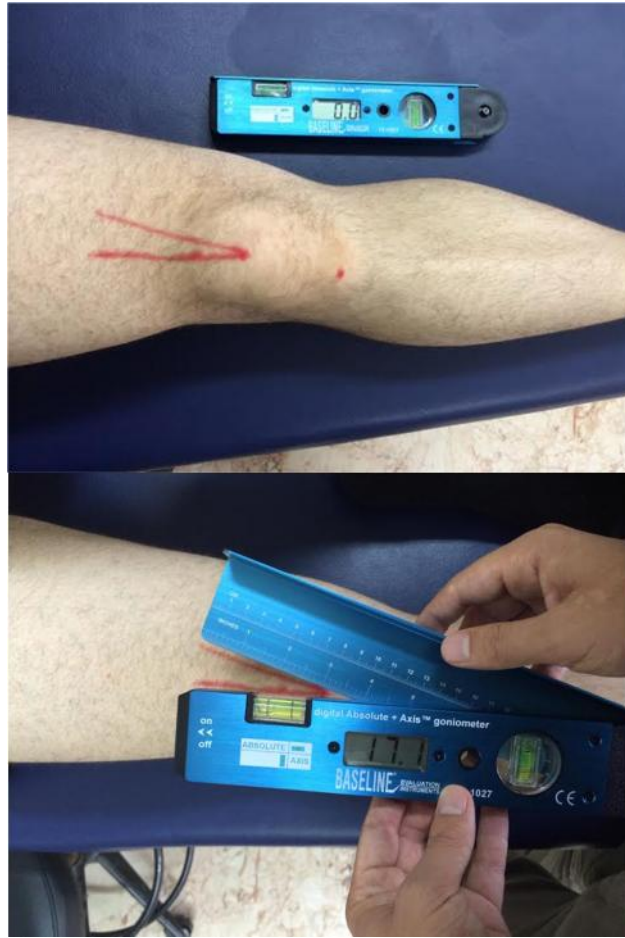
Çalışmaya dahil edilmeme kriterleri:

1. 40 yaşından küçük olanlar,
2. 65 yaş üstünde olanlar,
3. Vücut kitle indeksi 30'un üzerinde olanlar,
4. Günlük yaşam aktivitelerinde limitasyonu olanlar,
5. Önceden alt ekstremitayı ilgilendiren (ayak bileği, kalça vb.) tanısı konmuş, biyomekaniği bozabilecek problemi olan hastalar

Çalışmadan çıkarılma kriterleri:

1. MRG görüntüsü, programlarla katı modele dönüşürülemez hastalar
2. MRG'da kaliteli görüntü alınamayan olgular

Çalışma kriterlerini sağlayan ve Manyetik Rezonans Görüntüleri (MRG) bulunan 26 hastanın dizlerinin Q açısı dijital gonyometre ile MRG’de olduğu gibi supin pozisyonda ölçüldü (ekil 3-1.). 4 hasta diz eklemi çevresinde bulunan ödem nedeniyle Q açısı ölçülemediği için 2 hasta MRG lerinin altı aydan daha önce çekildiği için çalışmaya dâhil bırakıldı. Geriye kalan 20 hastadan Q açısı en büyük, en küçük ve Q açısına göre büyükten küçüğe sıralama yapıldığında orta sırada olan hastayla birlikte toplam 3 hasta örneklem olarak belirlendi.

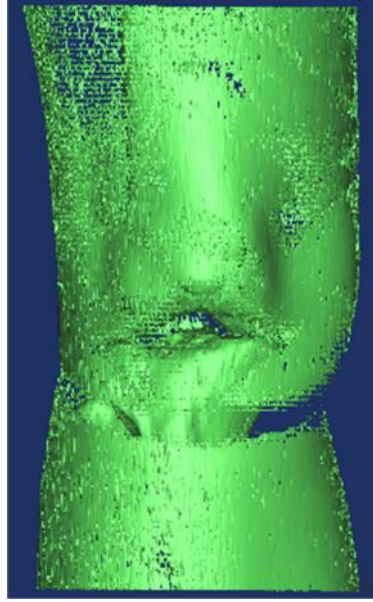


ekil 3-1 Supin pozisyonda Q açısının ölçülmesi

3.1. MR Görüntülerinden 3D Yüzey Modelinin Oluşturulması

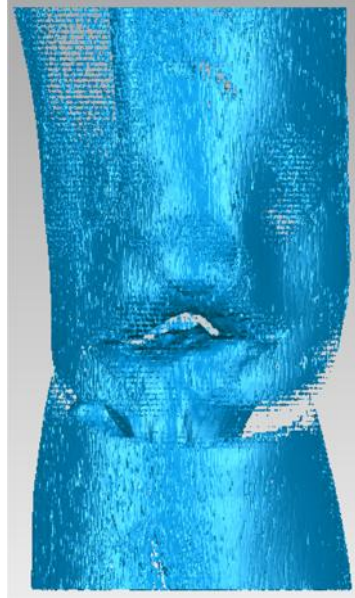
Hastaların MR görüntüleri DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında kaydedildi. DICOM formatında elde edilen MRG verileri MIMICS 10.01 (Materialise, Leuven, Belgium) isimli programa aktarıldı. MIMICS programında kemik yapıyı ortaya çıkaracak alt ve üst Hounsfield (HU) değerleri

belirlenerek MR görüntüsü üzerinde piksellerin seçimi yapıldı. Bu işlemle “eikleme” (thresholding) denilmektedir. Bu işlemle görüntülerdeki kemikler belirlenmektedir. Belirlenen kemik yapılar bir maske altında kaydedildi ve 3B modele dönüştürüldü (ekil 3-2).



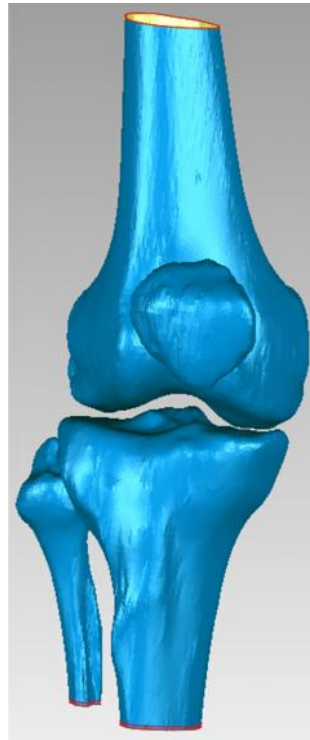
ekil 3-2 MIMICS programında diz ekleminin 3D Görüntüsü

Elde edilen 3B model tarama verilerini işlemde kullanılan bir yazılım olan Geomagic Studio (Raindrop Inc.) programında nokta bulutu olarak açıldı (ekil 3-3).



ekil 3-3 3B biyomodelin Geomagic Studio programında açılması

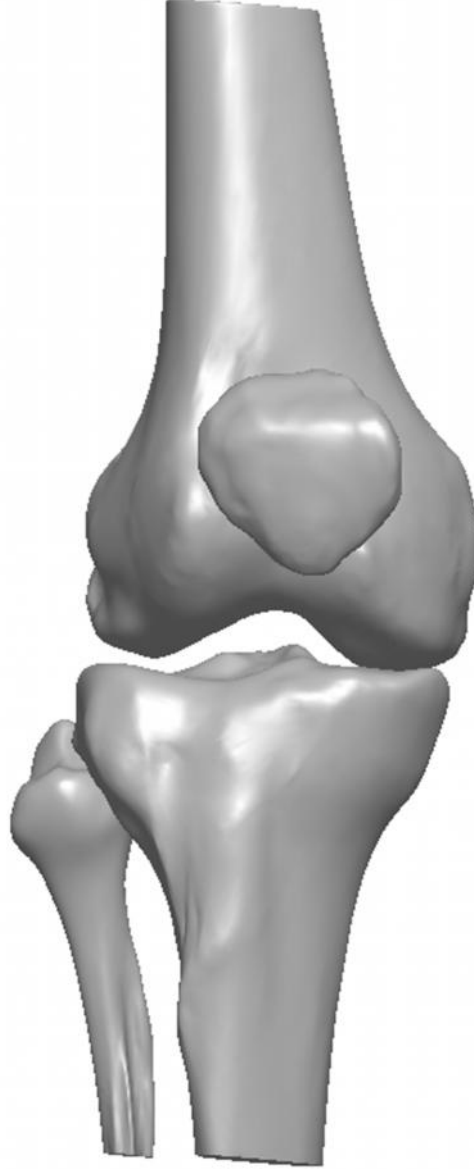
Sonlu elemanlar analizinde modelin kolaylıkla oluşturulabilmesi için yüzey yapısı ve üçgensel yapının oldukça iyi seviyede olması gerekmektedir. Bu amaçla sonlu elemanlar modelinin daha kaliteli elde edilebilmesi için yüzey üçgenlerinin kalite düzeyleri artırılmalıdır. Bu nedenle Geomagic Studio programında model üzerinde yer alan küçük boşluklar, kesik yüzeyler, bozuk dış katmanlar gibi hatalar giderildi. Biyomodelin ağ örgüsünün (mesh) düzgün yapılabilmesi için yüzeyler düzleştirildi, hatalı öğeler ve pürüzler giderilerek boşluklar dolduruldu (ekil 3-4).



ekil 3-4 Diz ekleminin yüzey modele dönüşüm hali

Nokta bulutundan yüzey modele dönüşülen biyomodel, 3D katı modelin meydana getirilmesi için SolidWorks programına aktarıldı (ekil 3-5).

3.2. 3D Katı Modelin Olu turulması

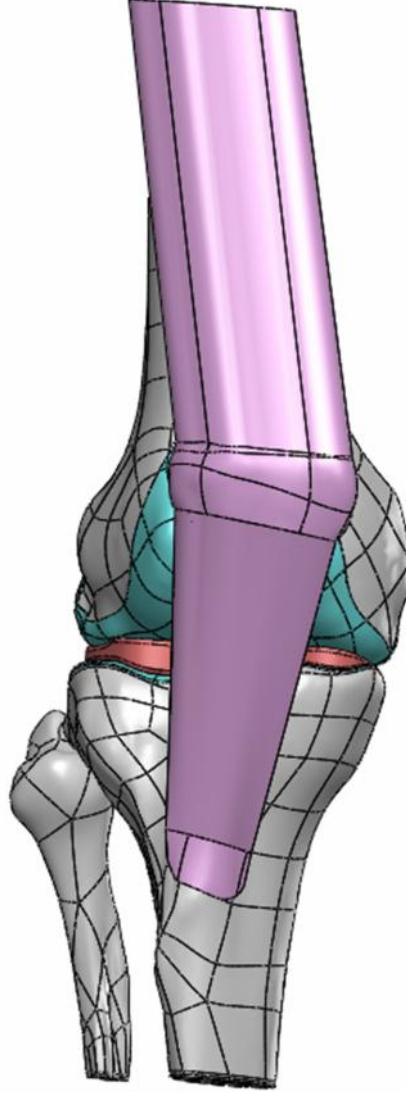


ekil 3-5 Biyomodelin SolidWorks programında 3D katı modele dönü türülmü hali

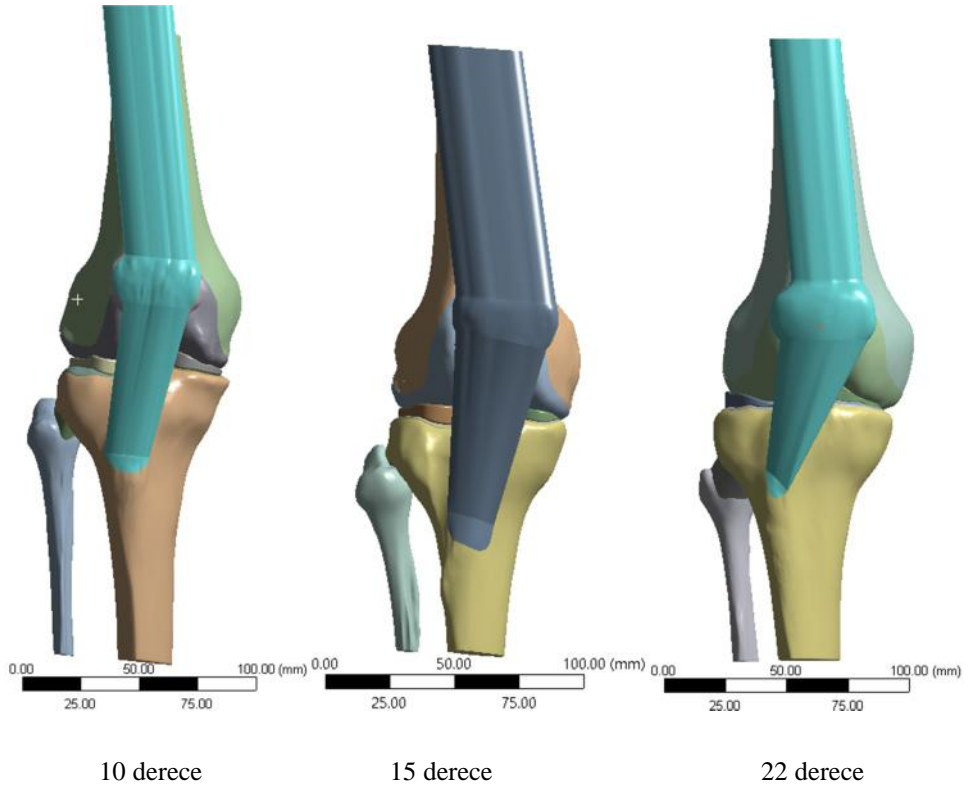
SolidWorks programında yüzey modelinden katı model elde edildikten sonra femur, tibia ve patellanın kartilajları modellendi. MR görüntülerinde menisküsler ve kuadriseps kasının istenilen ayrıntı ve kalitede olmaması nedeniyle bu yapılar, geometriye uygun ekilde modellendi. Hastaların Q açıları gonyometreyle ölçülen de erlere uygun olacak ekilde AutoCad programında hesaplanarak kuadriseps

kasının ve patellar tendonun 3D katı modeli oluşturuldu (ekil 3-6, 3-7, 3-8, 3-9, 3-10).

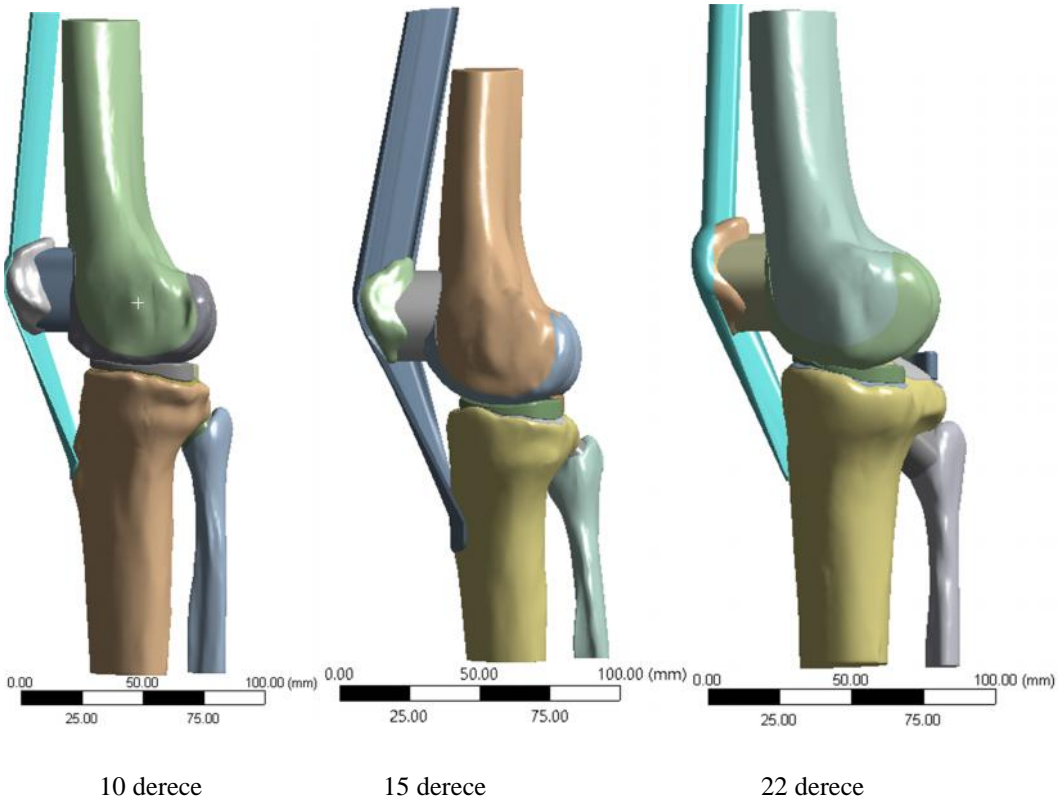
3.2.1. Yumuşak Dokuların Katı Modellerinin Oluşturulması



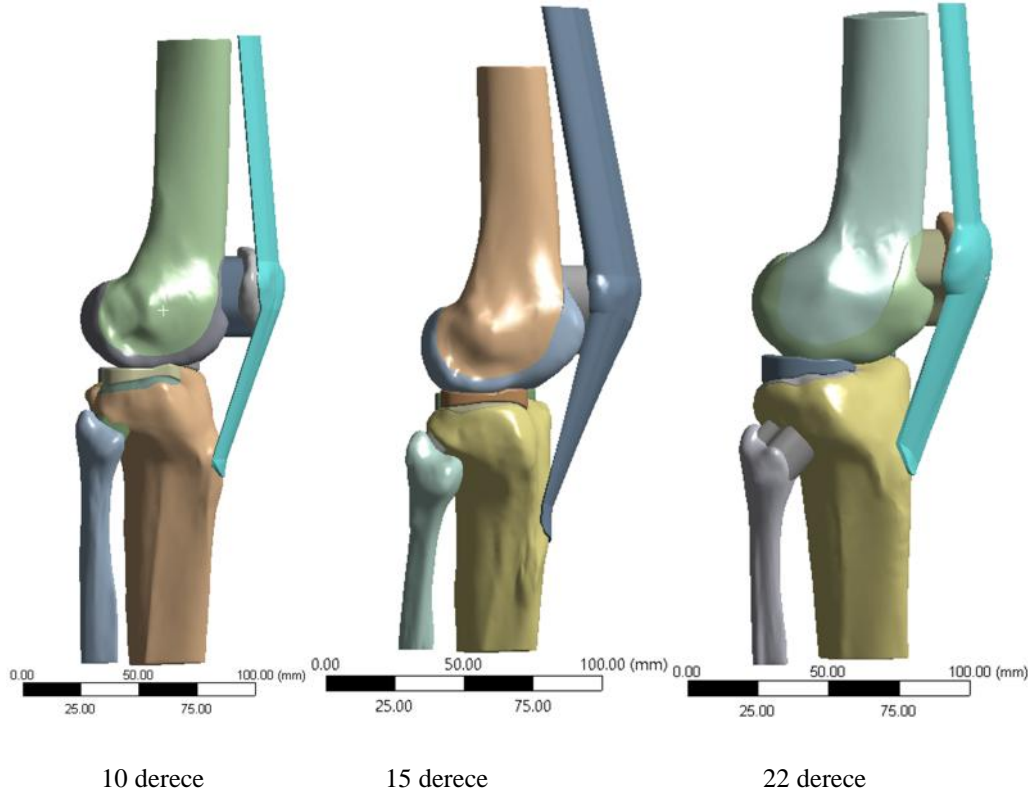
ekil 3-6 Diz ekleminin menisküs, femoral-tibial-patellar kartilaj, kuadriseps ve patellar tendonunun modellenmi hali



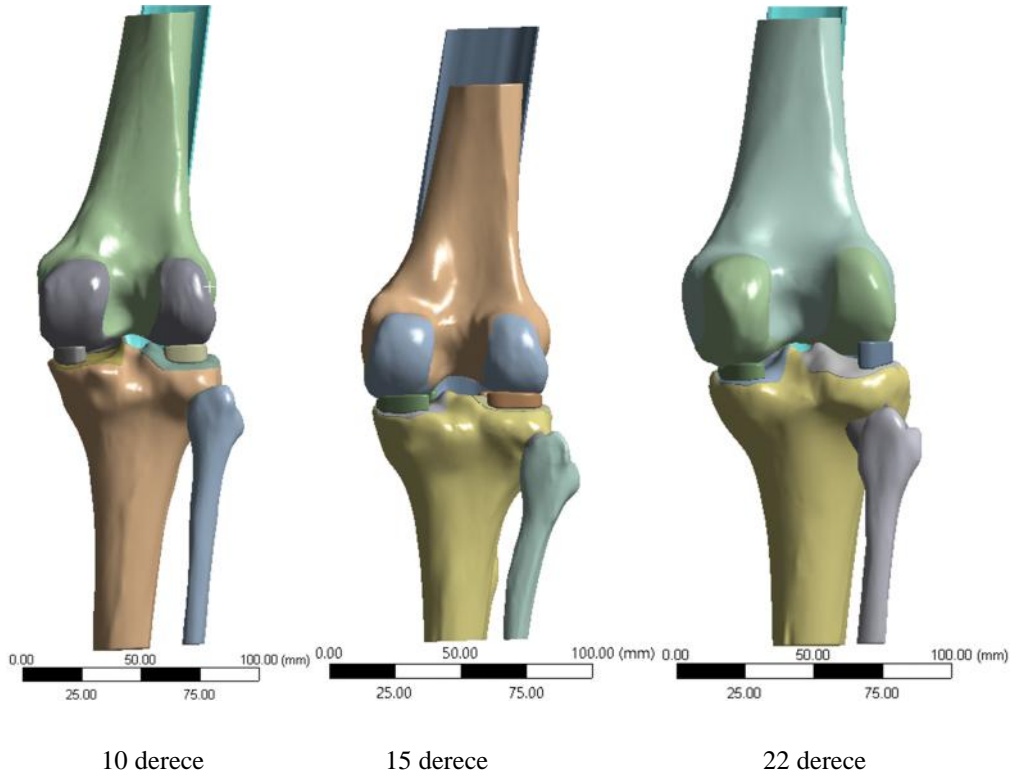
ekil 3.7 Hastaların diz eklemlerinin anteriordan görünümü



ekil 3.8 Hastaların diz eklemlerinin medialden görünümü



ekil 3.9 Hastaların diz eklemlerinin lateralden görünüşü



ekil 3.10 Hastaların diz eklemlerinin posteriordan görünüşü

3.3. Sonlu Elemanlar Analizi

Elde edilen katı model üzerinde Ansys Workbench programıyla sonlu elemanlara bölme, a örme i lemi gerçekleştirildi (ekil 3-11). Kemik yapıların a büyüklü ü 2mm seçilirken, yumu ak dokuların a büyüklü ü ise 1 mm olacak ekilde elemanlara bölündü. Çalı mamızın geometrilerinin a örme i lemlerinde tetrahedral eleman kullanıldı. 10 derece Q açısına sahip hastanın dizinin geometrik modeli 456302 dü üm ve 258022 elemandan, 15 derece Q açısına sahip hastanın dizinin geometrik modeli 467459 dü üm ve 271933 elemandan, 22 derece Q açısına sahip hastanın dizinin geometrik modeli ise 460042 dü üm ve 252430 elemandan olu tu. Çalı mada kullanılan modellere ait materyallerin young modülü kat sayıları, poision oranı, bulk ve shear modülleri ve çalı mada kullanılan bilgisayarın özellikleri tablo 3.1 ve tablo 3.2 de gösterildi.

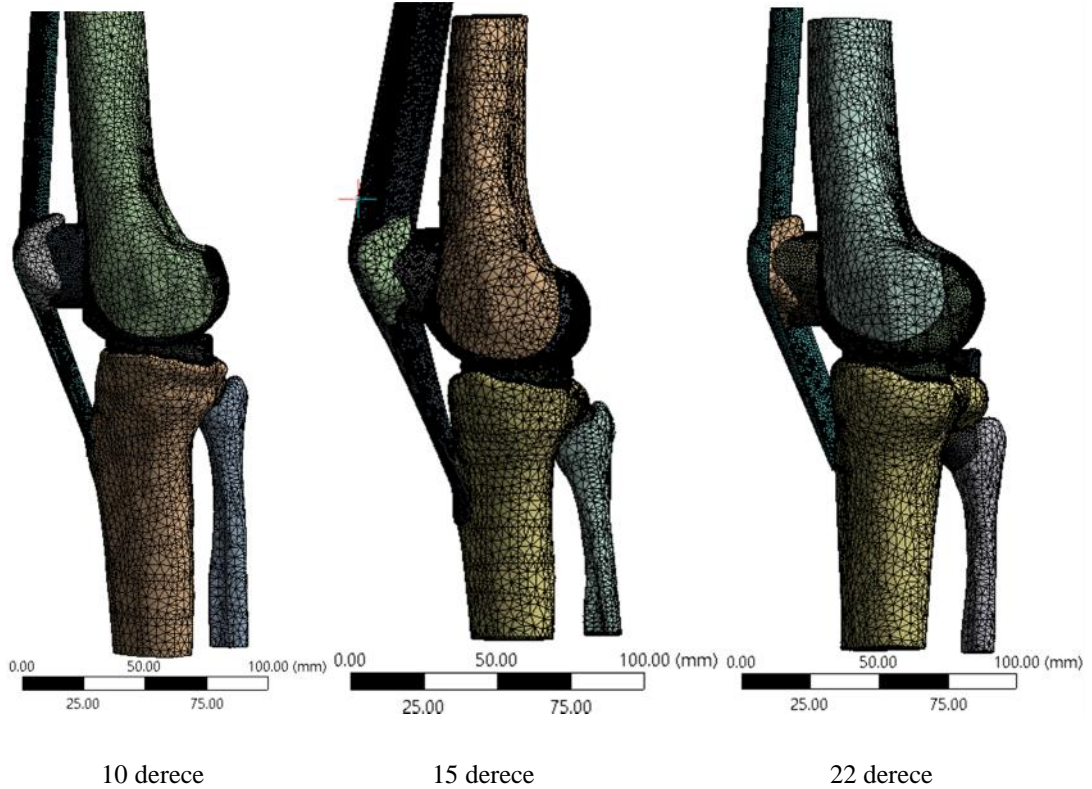
3.3.1. Biyomodellere Ait Mekanik Özelliklerin Tanımlanması

Tablo 3.1 Çalı mada kullanılan biyomodellere ait mekanik özellikler (68-74).

Materyal	Young modülü MPa	Poision oranı	Bulk modülü Mpa	Shear modülü Mpa
Femur	17000	0.3	14167	6538.5
Tibia	14000	0.3	11667	5384.6
Kartilaj	5	0.46	20.833	1.7123
Menisküs	59	0.49	983.33	19.799

Tablo 3.2. Çalışma Kullarılan Bilgisayarın Özellikleri

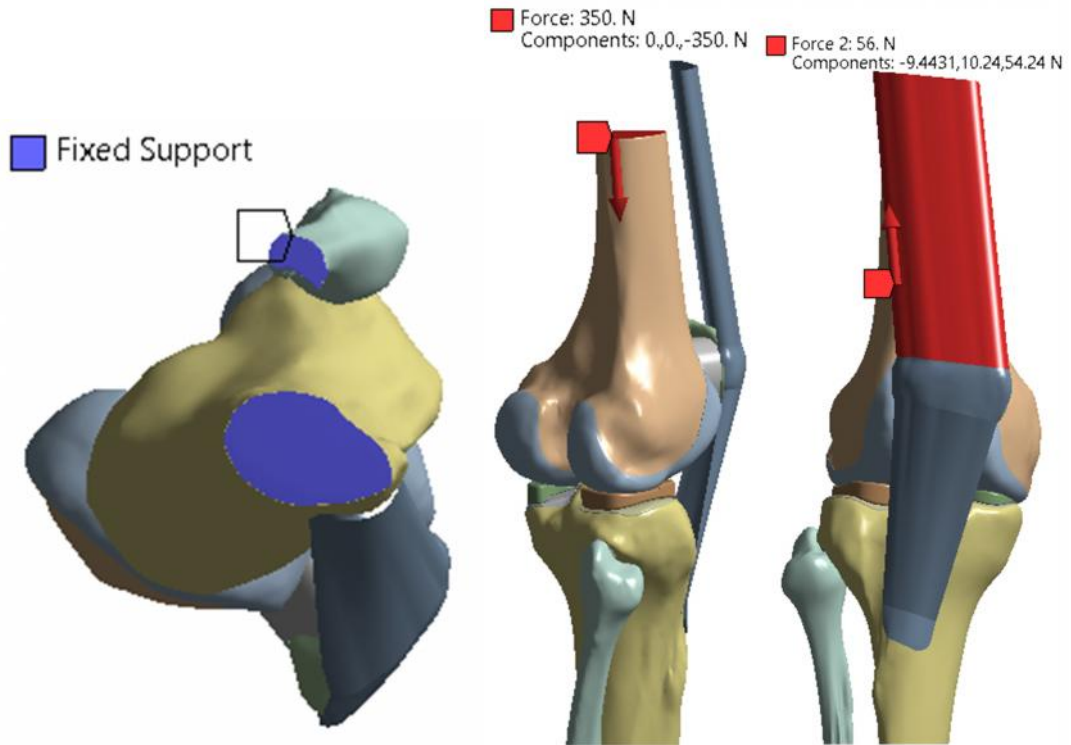
Bilgisayar türü	Dizüstü bilgisayar
İlemci	4. Nesil Intel® Core i7-4700HQ Dört Çekirdekli i İlemci
İlemci hızı	i7-4700HQ - 2.4 GHz Turbo Boost ile 3.4 GHz'e kadar
İletim sistemi (yazılım)	Windows 8
Sistem belleği	16 GB 1600 MHz DDR3 maksimum (16 GB)
Ekran kartı	Nvidia, paylaşımsız 4GB
Grafik i İlemcisi	NVIDIA GeForce GT 750M 128 B T
Ekran tipi	15.6 Full HD (1920x1080) LED backlight Anti-glare
Sabit disk	1 TB



Şekil 3.11 Tetrahedral eleman tipinde ağrı örülmü biyomodel

3.3.2. Yükleme Ve Sınır Artları

Sınır artları ve yüklerin atanması a amasına geçildi inde temas ili kisi kemik ve artiküler kartilajlar arasında yapı ık (bonded), artiküler kartilajlarla menisküsler arasında sürtünmesiz (frictionless) ve artiküler kartilajlar arasında sürtünmesiz olarak tanımlandı. Diz eklemi tibianın ve fibulanın distal ucundan fikse edildi. Kuadriseps kasının kuvveti 56 N olarak yönü modellenen kasın do rultusunda olacak ekilde sisteme girildi (75). Hastaların kütleleri sistemde kütlelerin farklılı ından ortaya çıkabilecek gerilme da ılımını elimine etmek için e it ve 700 N olarak sistemde tanımlandı. Çalı mamızda sa diz eklemine binen gerilimler ara tırıldı ı için hastaların her iki dizine e it yük aktardı ı varsayılarak 700 N ikiye bölündü ve 350 N de erinde kuvvet aksiyal olarak sisteme girildi (ekil 3-12). Sisteme tüm yükleme ve sınır artları girildikten sonra çözümlene ba latıldı. Çözümlene bittikten sonra analizler alındı, meydana gelen gerilme ve deformasyonların yerleri ve iddetleri belirlendi.



ekil 3-12 Analiz modeli için yükleme ve sınır ko ulları

4. BULGULAR

Çalı mamızda incelenen bireylerin ya boy kilo vücut kitle indeksleri ve Q açıları de erlendirildi. Elde edilen verilere göre bireylerin ortalama ya ları $52,3\pm 8,2$ yıl, boyları $162,15\pm 4,76$ cm, kiloları $70,4\pm 7,38$ kg, Vücut Kitle ndeksleri $26,77\pm 2,6$ kg/m^2 ve Q açıları $15,55\pm 3,23$ derece bulundu. Bu verilere ait de ereleer Tablo 4.1 de gösterildi.

Tablo 4.1. Bireylere ait demografik veriler

De i kenler (n=20)	En dü ük	En yüksek	Ortalama	SD
Ya (yıl)	40	65	52,3	8,2
Boy (cm)	153	170	162,15	4,76
Kilo (kg)	56	82	70,4	7,38
VKi (kg/m^2)	22,27	29,76	26,77	2,6
Q açısı (derece)	10	22	15,55	3,23

cm: santimetre, kg: kilogram, VK : Vücut Kitle ndeksi, m^2 : metrekaare

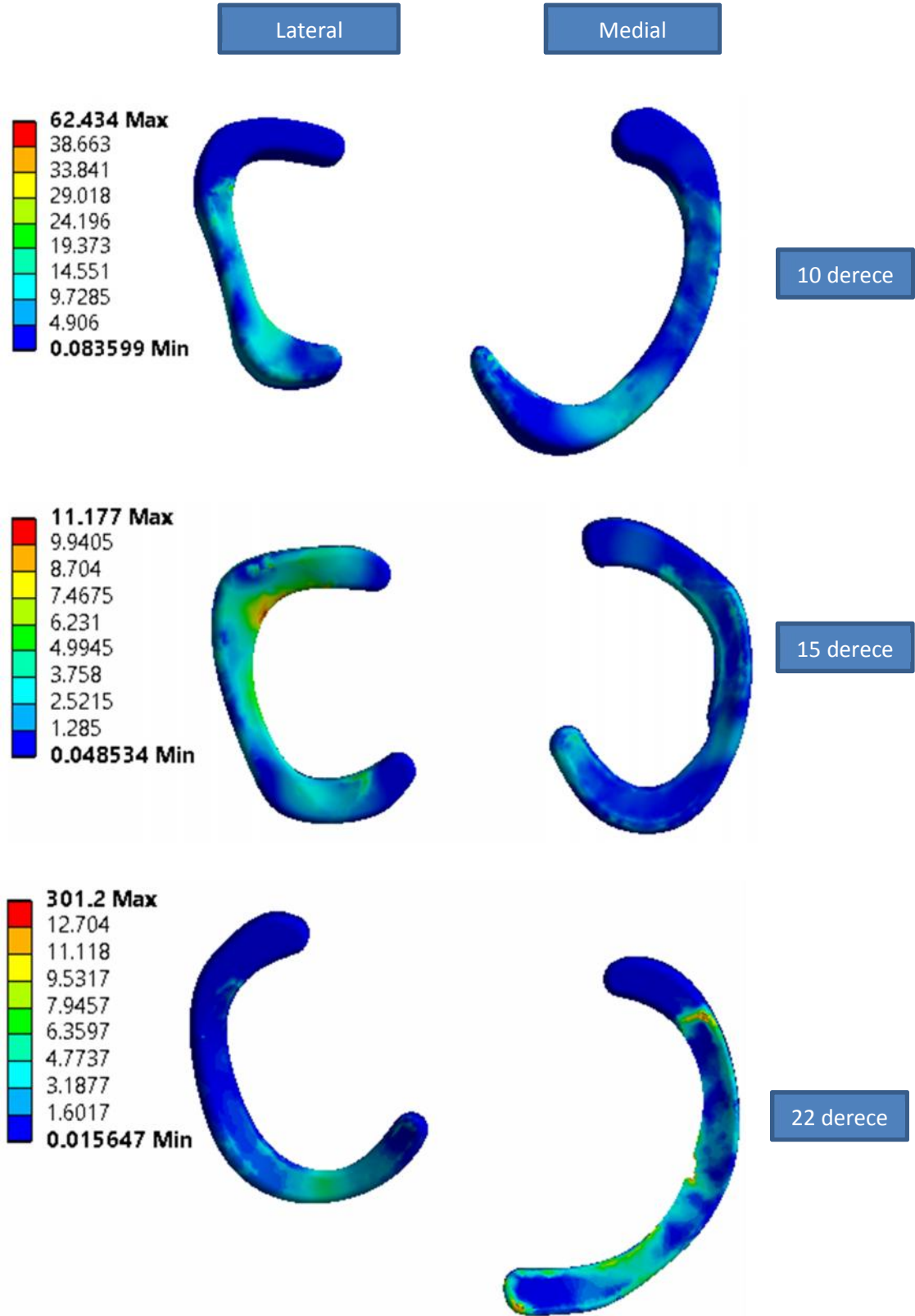
4.1. Menisküslerdeki E de er Gerilme Da ılımı Sonuçları

10 derece Q açısına sahip gonartrozlu hastanın menisküslerindeki gerilme da ılımı belirlendi. Analiz sonucuna göre lateral menisküs gerilmelerinin gövde ve anterior boynuzunda, medial menisküsteki gerilme da ılımının anterior boynuz ve gövde bölgesinde yo unla tı ı görüldü. ki menisküs kar ıla tırıldı ında ise en yüksek gerilme de erinin lateral menisküsün gövde kısmında ve 62.434 MPa oldu u belirlendi. Minimum gerilme de erinin ise medial menisküsün posterior boynuzunda meydana geldi i bulundu.

15 derece Q açısına sahip gonartrozlu hastanın menisküslerindeki gerilme da ılımının lateral menisküste posterior boynuz ve gövde kısmında yo unla tı ı belirlendi. Medial menisküsteki gerilme da ılımı normal bir da ılım gösterdi i ve dü ük de erlerde oldu u bulundu. ki menisküs kar ıla tırıldı ında en yüksek gerilme de erinin lateral menisküsün posterior boynuzuna yakın gövde kısmında ve 11.177 MPa oldu u görüldü. En dü ük gerilme de erinin de lateral menisküsün anterior boynuzunda oldu u belirlendi.

Q açısı 22 derece olan gonartrozlu hastanın menisküslerindeki gerilme da ılımı lateral menisküsün posterior boynuz ve gövde kısmında çok dü ük düzeyde oldu u ve sadece anterior boynuz kısmında di er kısımlara nispeten yo unla tı ı bulundu. Medial menisküsteki gerilme da ılımı gövde kısmında ve posterior kısmında yüksek de erlere ula tı ı belirlendi. ki menisküs kar ıla tırıldı ında en yüksek gerilme de erinin medial menisküsün gövde kısmında ve 301.2 MPa oldu u görüldü. En dü ük gerilme de erinin ise lateral menisküsün posterior boynuzunda olu tu u saptandı.

10, 15 ve 22 derece Q açısına sahip gonartrozlu hastaların menisküslerindeki gerilme de erleri kar ıla tırıldı ında en yüksek de erin Q açısı 22 derece olan hastanın medial menisküsünde oldu u görüldü. En yüksek ikinci de erin ise Q açısı 10 derece olan hastanın lateral menisküsünde oldu u belirlendi. Bu üç hastanın menisküslerindeki gerilmeler incelendi inde Q açısı 15 derece olan gonartrozlu hastanın menisküslerindeki gerilmenin en dü ük de erde oldu u saptandı (ekil 4.1).



ekil 4.1. Menisküslerdeki E de er Gerilme Da ılımlı Sonuçları (süperiordan görünüşü)

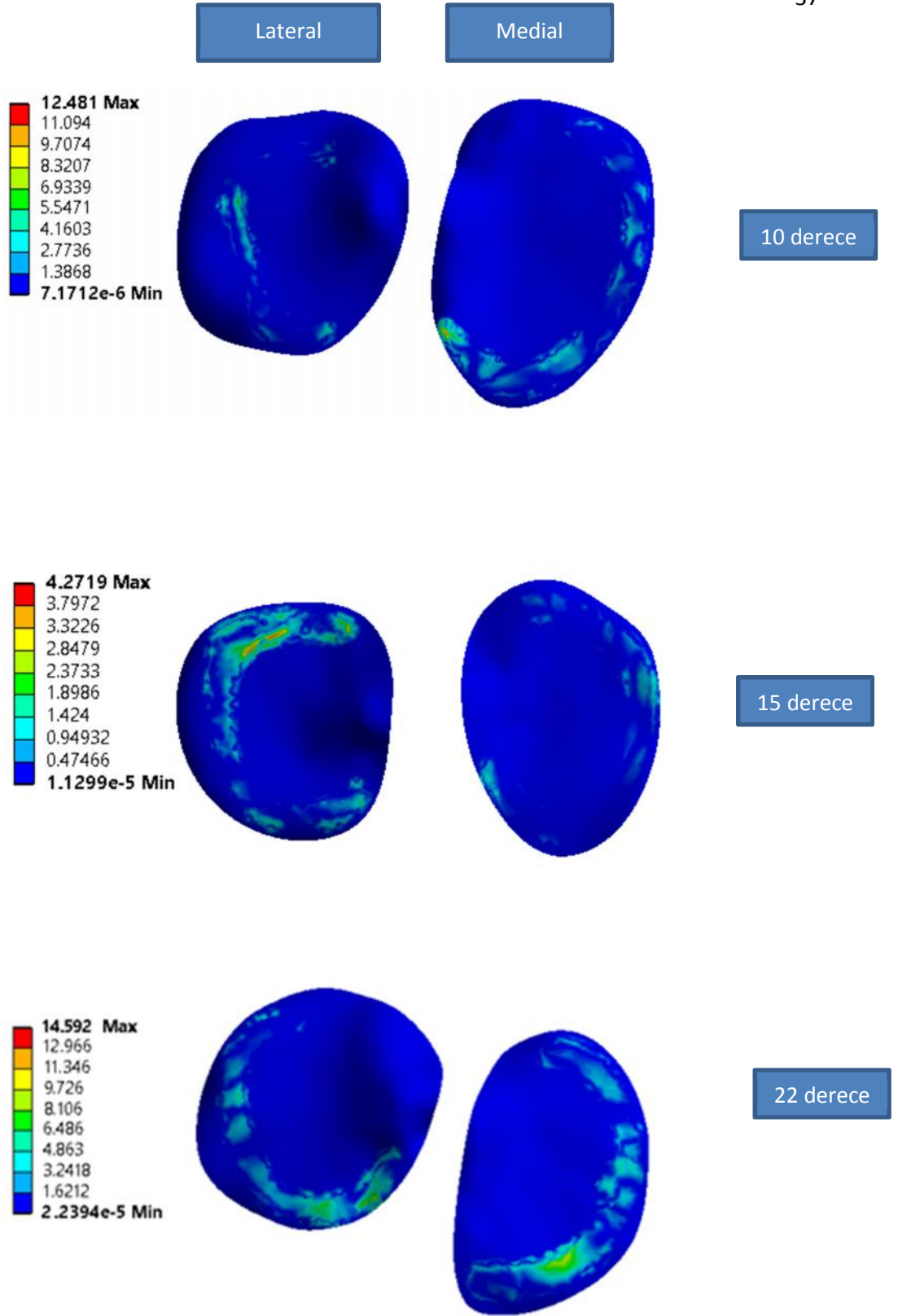
4.2. Tibial Kartilajlarındaki E de er Gerilme Da ılımı Sonuçları

Elde edilen bulgulara göre 10 derece Q açısına sahip gonartrozlu hastanın tibial kartilajının medial kompartmanında gerilmeler anterior ve lateral kısımda yo unla tı ı saptandı. Tibial kartilajın lateral kompartmanında ise gerilmeler kartilajın anterior bölümünde ve merkeze yakın kısımlarında yo unla tı ı bulundu. Kartilajın medial ve lateral kompartmanları kar ıla tırıldı ında en yüksek gerilme de erinin tibial kartilajın medial kısmının anteromedial bölümünde ve 12.481 MPa oldu u saptandı. Tibial kartilajın en dü ük gerilme de erinin ise lateral kompartmanın lateral bölümünde oldu u belirlendi.

Q açısı 15 derece olan gonartrozlu hastanın tibial kartilajındaki gerilme da ılımının tibial kartilajın lateral kompartmanında posterior ve posteriolateral kısımlarda yo unla tı ı bulundu. Tibial kartilajın medial kompartmanında ise gerilmelerin çok artmadı ı ve normal da ılım gösterdi i belirlendi. Tibial kartilajın medial ve lateral kompartmanında meydana gelen gerilmeler kar ıla tırıldı ında en yüksek gerilme de erinin tibial kartilajın lateral kompartmanında ve 4.2719 MPa oldu u saptandı.

22 derece Q açısına sahip gonartrozlu hastanın tibial kartilajındaki gerilmelerin tibial kartilajın lateral kompartmanında anteromedial kısımda yo unla tı ı belirlendi. Tibial kartilajın medial kompartmanında gerilmelerin lateral ve anterolateral kısımlarda yo unla tı ı bulundu. Tibial kartilajın medial ve lateral kompartmanında meydana gelen gerilmeler kar ıla tırıldı ında en yüksek gerilme de erinin tibial kartilajın medial kompartmanında ve 14.592 MPa oldu u belirlendi. En dü ük gerilme de erinin ise tibial kartilajın lateral kompartmanında oldu u saptandı.

Q açısı 10, 15 ve 22 derece olan gonartrozlu hastaların tibial kartilajlarındaki gerilme de erleri kar ıla tırıldı ında en yüksek de erin Q açısı 22 derece olan hastanın tibial kartilajının medial kompartmanında oldu u görüldü. En yüksek ikinci de erin Q açısı 10 derece olan hastanın tibial kartilajının medial kompartmanında oldu u belirlendi. Bu üç hastanın tibial kartilajlarındaki gerilmeler incelendi inde Q açısı 15 derece olan gonartrozlu hastanın tibial kartilajındaki gerilmenin en dü ük de erde oldu u saptandı (ekil 4.2).



ekil 4.2. Tibial Kartilajlardaki E de er Gerilme Da ılımı Sonuçları (süperiordan görünü ü)

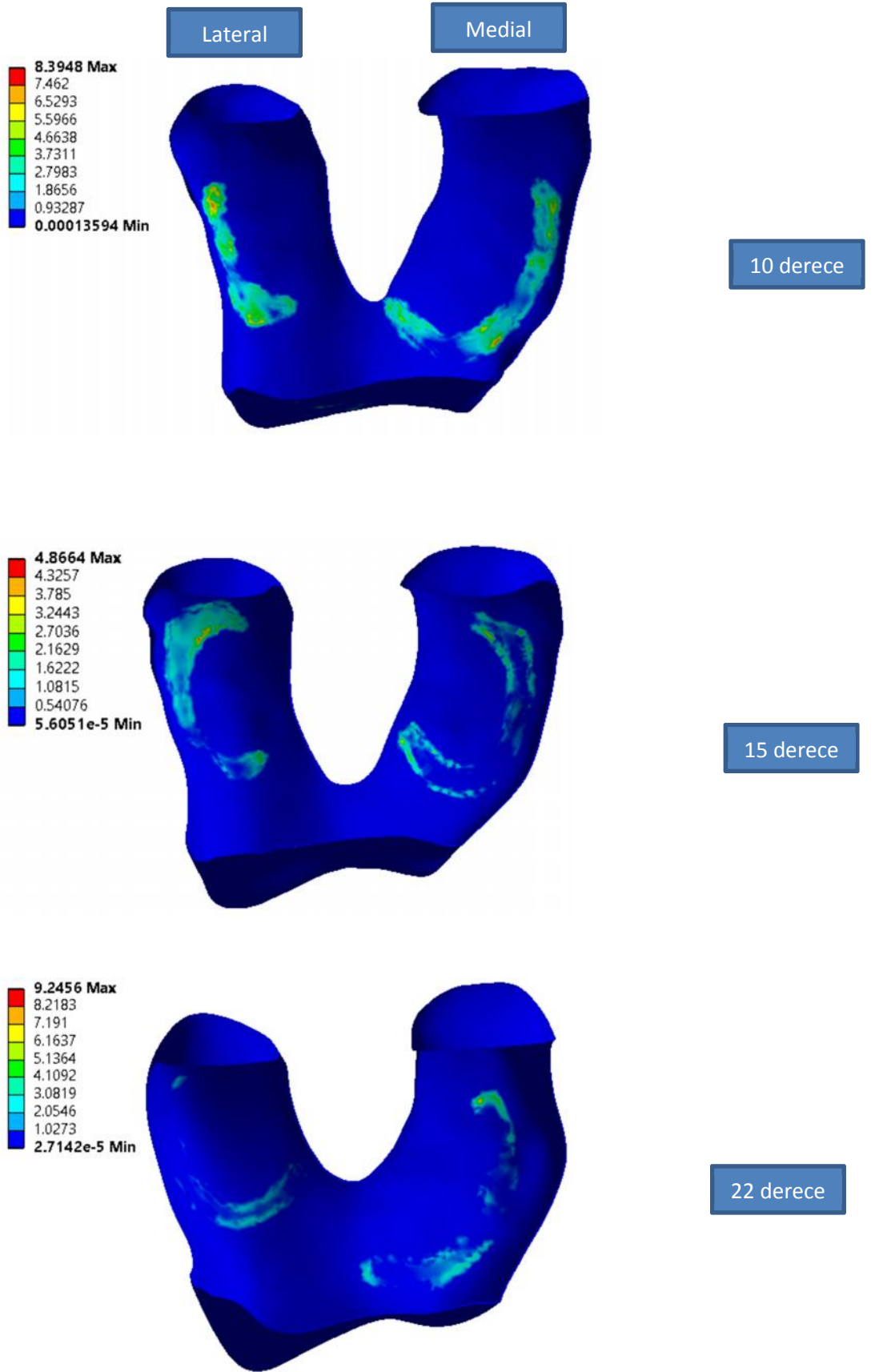
4.3. Hastaların Femoral Kartilajlarındaki Genel E de er Gerilme Da ılımı Sonuçları

Yapılan analiz sonuçlarında 10 derece Q açısına sahip gonartrozlu hastanın femoral kartilajındaki gerilmeler femoral kartilajın menisküslerle temas ettiği yerlerde yo unla mı ve normal bir da ılım gösterdi i görüldü. Bu normal da ılım arasında en yüksek gerilme de eri ise femoral kartilajın lateralinde saptandı.

Q açısı 15 derece olan gonartrozlu hastanın femoral kartilajındaki gerilmelerin femoral kartilajın menisküslerle temas ettiği kısımlarda ortaya çıktı ı ve femoral kartilajın lateralinin posteriorunda yo unla tı ı belirlendi.

22 derece Q açısına sahip gonartrozlu hastanın femoral kartilajındaki gerilmelerin femoral kartilajın menisküslerle temas ettiği kısımlarda ortaya çıktı ı, femoral kartilajın lateralinin anterior ve posteriorunda yo unla tı ı bulundu.

Q açısına 10, 15 ve 22 derece olan hastaların femoral kartilajlarındaki gerilme de erleri kar ıla tırıldı ında en yüksek gerilmenin 22 derece Q açısına sahip hastanın femoral kartilajında ve 9.2456 MPa de erinde oldu u belirlendi. kinci sırada 10 derece Q açısına sahip hastanın femoral kartilajında ve 8.3948 MPa de erinde oldu u saptandı. Bu üç diz arasında femoral kartilajda ortaya çıkan en dü ük gerilme Q açısı 15 derece olan dizdeydi ve de eri 4.8664 MPa olarak belirlendi (ekil 4.3).



ekil 4.3. Femoral Kartilajlardaki E de er Gerilme Da ılımını (süperiordan görünü ü)

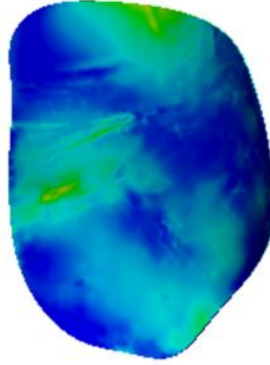
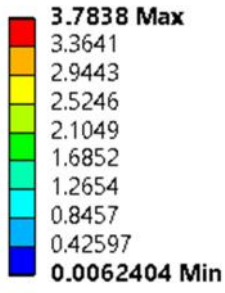
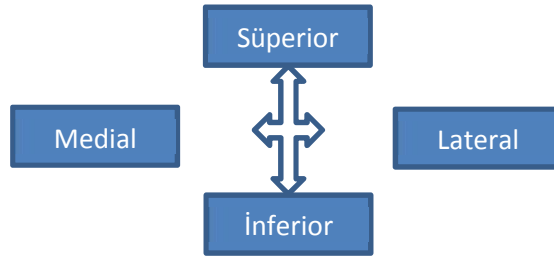
4.4. Hastaların Patellar Kartilajlarındaki Genel E de er Gerilme Sonuçları

Elde edilen analiz sonuçlarına göre Q açısı 10 derece olan gonartrozlu hastanın patellar kartilajındaki gerilmelerin özellikle patellar kartilajın medial ve süperior bölgelerinde yo unla tı ı belirlendi. Bu bölgeler arasından ise gerilmelerin en yüksek de erinin patellar kartilajın medial bölgesinde oldu u saptandı.

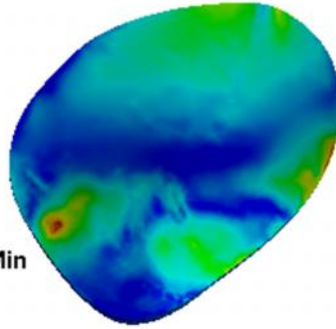
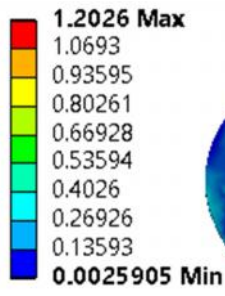
15 derece Q açısına sahip gonartrozlu hastanın patellar kartilajındaki gerilmelerin normal da ılım gösterdi i fakat gerilme de erlerinin patellar kartilajın di er bölgelerine oranla medioinferior bölgede daha yüksek oldu u bulundu.

Q açısı 22 derece olan gonartrozlu hastanın patellar kartilajındaki gerilmelerin özellikle patellar kartilajın süperolateral ve inferolateral bölgelerinde yo unla tı ı saptandı. Bu bölgeler arasından ise en yüksek gerilme de erinin patellar kartilajın süperolateral bölgesinde oldu u belirlendi.

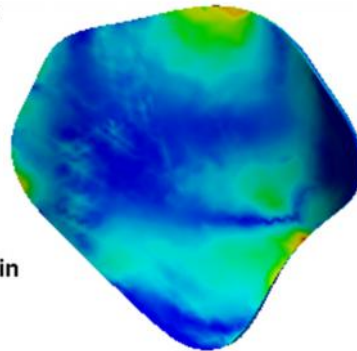
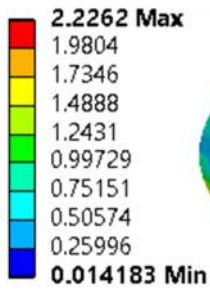
10, 15 ve 22 derece Q açısına sahip gonartrozlu hastaların patellar kartilajlarındaki gerilmeler kar ıla tırıldı nda en yüksek de erin Q açısı 10 derece olan hastanın patellar kartilajının medialinde ve 3.7838 MPa oldu u saptanmı tır. En yüksek ikinci gerilme de eri Q açısı 22 derece olan hastanın patellar kartilajının süperolateral bölgesinde ve 2.2262 MPa oldu u bulundu. Bu üç hasta arasından en dü ük patellar kartilaj gerilmesi Q açısı 15 derece olan hastanın patellar kartilajının medioinferior bölgesinde ve 1.2026 MPa oldu u belirlendi (ekil 4.4).



10 derece



15 derece



22 derece

ekil 4.4. Patellar Kartilajlardaki E de er Gerilme Da ılımlı (posteriordan görünü ü)

5. TARTI MA

Çalı mamızın sonucunda gonartrozlu hastalarda Q açısının azalması ya da artması diz ekleminin menisküs, femoral kartilaj, tibial kartilaj ve patellar kartilajlarında gerilmelerin arttı ı görüldü. Diz eklemindeki yapılara etkiyen gerilmeleri canlıda hesaplamak oldukça zordur. SEA sa lıklı ya da hasta bireylerin dokularını ve eklemsele dizilimlerini bilgisayar ortamına aktararak günlük ya amdaki fizyolojik artlar altında dokuların cevabını gerçek de erlere yakın ekilde ölçmek için kullanılmaktadır. Biz de gonartrozlu hastaların diz eklemindeki yapıları, Q açısındaki farklılı ın etkilerini belirlemek için bu çalı mayı sonlu elemanlar metodu kullanarak yaptık.

Çalı mamızın dahil edilme kriterlerine uyan 20 hasta arasından en büyük, en küçük ve ortanca Q açısı de erine sahip hastaları belirledik. Literatürde Q açısı de erlerinin 6 ile 27 derece arasında de i ti i ve normal de erin 15 derece oldu u belirtilmekteydi. Bizim çalı ma grubumuzda da literatürde belirtilen uç de erlere yakın olacak ekilde en büyük Q açısı de eri 22 ve en küçük Q açısı de eri 10 derece ve ortanca de er 15 derecedi. Belirledi imiz bu 3 hastanın MRG'lerini alarak 3D katı model haline dönü türdük. Daha sonra 3 hastanın diz eklemleri yapılarına ayakta durma sırasında etki eden gerilmeleri belirlemek için, uygun fizyolojik artları ve yüklemeleri sonlu elemanlar metodu ile bilgisayar ortamında uyguladık. Elde edilen analizlere göre gonartrozlu bireylerin Q açılarının farklı olmasının diz eklemindeki yapıların gerilmelerini etkiledi ini belirledik. Elde etti imiz sonuçlara bakıldı ında Q açısının en büyük oldu u hastada menisküslere, femoral, tibial kartilaja binen gerilme di erlerinden fazlaydı. Q açısının en küçük oldu u hastada patellar kartilaja etki eden gerilme en büyüktü. Q açısı normal olan hastanın ise di er hastalarla kar ıla tırıldı ında menisküslerine, femoral, tibial ve patellar kartilajına binen gerilme en dü ük de erdeydi.

Diz biyomekani iyle ilgili geçmi de katlarda deneysel birçok çalı ma yapılmı tır. Deneysel ara tırmalar çe itli diz eklemi yaralanmalarının ve kartilaj dejenerasyonunun etiyojisini ö renme açısından temel ve sayısal veri sa ladı ı için oldukça önemlidir. Fakat deneysel çalı malarda günlük ya am aktivitelerin fizyolojik

artları sağlamak ve diz içindeki temas gerilme da ılımlarını hesaplamakta birçok problemler vardır (76).

SEA bu problemleri çözerek, in vivo ve in vitro çalışmalarda kas, artiküler kartilaj, ligament, menisküs ve intervertebral disk gibi yumuşak dokuların mekaniğini araştırmak için bütüncü bir yaklaşım sağlar. Sonlu elemanlar metodu yapıların fonksiyonlarının davranışlarını anlamak için değerli bilgiler sağlar ve prelinik araştırmalar için çok faydalıdır (77). Bu metod ayakta durma ve yürüme gibi günlük aktiviteler sırasında oluşan internal gerilmelerin simülasyonuna imkan tanır. Ayrıca mekanik olarak yüklü dizdeki dokuların yüklenmeye cevabının mekanizması yine SEA ile öğrenilebilir (78,79).

Sonlu elemanlar analizi gibi sayısal yaklaşımlar diz eklemi biyomekanik çalışması için güçlü bir araç sağlamaktadır. Bu yaklaşımlarla yaş, cinsiyet, hastalık ya da dejenerasyon nedeniyle ortaya çıkan biyomekanik varyasyonlar rahatlıkla hesaba katılabilir (76). Yani sonlu elemanlar modeli sadece sağlıklı dizde değil aynı zamanda hastalıklı ve yaralanmış diz eklemi gerilimlerini tahmin etmek için de kullanılmaktadır (80,81). Biz de sonlu elemanlar metodunu kullanarak farklı Q açılımlarına sahip gonartrozlu hastaların açılımlarındaki farklılıkların diz eklemi gerilme ve deformasyonları nasıl etkilediğini belirlemek için bu çalışmayı yaptık.

Diz osteoartritini tam olarak mekanizması belirlenememesine rağmen artı kartilaj gerilmesinin muhtemel bir neden olacağı düşünülmektedir. Yapılan çalışmalarda 4.5 MPa kadar düşük bir basıncın bile kartilaj apoptozunu tetiklediği, klinik gözlemler sonucunda ise yüksek basıncın kartilaj dokuda biokimyasal ve radyografik değişikliklerle ilişkili olduğu belirtilmiştir (82).

Artiküler kartilaj eklemi içindeki yüklerin dağılımında bütüncü bir rol oynar ve esnek bir mekanik özelliğe sahip bu yapı büyük tekrarlı yüklerle karşılaştığında bütüncü lüğünü korur (83). Artiküler kartilaj dejenere olur ya da zarar görürse kartilaj tabaka incelmekte ve basıncın transfer olacağı zaman kısalmaktadır. Transfer zamanı kısaldıkça da kartilaj tabakanın kinetik enerji absorpsiyonu azalmakta ve artiküler kartilajın eklemi koruyucu özelliği zayıflamaktadır (76). Kartilajda oluşan gerilmeler subkondriyal kemiğe transfer edilerek nosiseptörleri uyarmakta ve artı

cevabında rol oynamaktadır (84). Halonen ve arkadaşlarının 28 yaşındaki sağlıklı bireyde deneysel ve sonlu elemanlar analizi kullanarak yaptıkları çalışmada tibial kartilajın lateral kompartmanında medial kompartmana göre daha yüksek gerilim bulmuşlardır (85).

Monomen ve arkadaşları sağlıklı bir erkek bireyin MR görüntülerini alarak bilgisayar ortamında lateral menisküsün anteriorunda, posteriorunda, medialinde radial yırtıklar ve medialinde parsiyel menisektomi oluşturularak sonlu elemanlar analiziyle menisküslere ve tibial kartilaja binen gerilmeleri karşılaştırmışlardır. Analizlerinin sonucunda gerilmelerin oluşturulan yırtıkların etrafında yoğunlaşmış ve bu yırtıkların total meniskal rüptür için potansiyel risk doğurduğunu saptamışlardır. Parsiyel menisektomi oluşturulan modelin analiz sonucunda ise kartilaj yüzeyinde gerilmelerin önemli derecede arttığını ve osteoartrit için potansiyel risk oluşturduğunu belirlemişlerdir (86).

Bendjaballah ve arkadaşları 27 yaşında bir kadın gönüllünün diz ekleminin bilgisayarlı tomografi görüntülerini kullanarak yaptıkları çalışmada menisküs ve kartilaj dokularının varus ve valgus pozisyonunda normal dizle karşılaştırıldığında yüksek kompresif gerilmeye maruz kaldığını bulmuşlardır. Ara tırmacılara göre aksiyal kompresyon yüklenimi arttıkça kartilajlara binen aşırı gerilme sonucu dejenerasyon riskinin artacağını belirtilmiştir (87).

Chantarapanich ve arkadaşlarının 3 normal ve 3 varus dizilimi olan bireyde yaptıkları çalışmada gerilme dağınıklarının normal ve varus dizilim olan diz eklemlerinde farklı olduğunu bulmuşlardır. Ara tırmacılar SEA sonuçlarına göre normal dizilim olan dizde yüksek gerilmelerin dizin lateral kompartmanında, varus dizilimi olan dizde ise medial kompartmanında olduğunu belirlemişlerdir (88).

Biz de yaptığımız çalışmanın analizlerini incelediğimizde Q açısı 15 derece olan gonartrozlu hastanın tibial ve femoral kartilajlarında gerilmelerin 10 ve 22 derece Q açısına sahip gonartrozlu hastalara göre oldukça düşük olduğunu belirledik. 10 derece ve 22 derece Q açısına sahip gonartrozlu hastaların tibial ve femoral kartilajları incelendiğinde Q açısı 22 derece olan hastanın gerilme değerlerinin daha yüksek olduğunu saptadık. Bu sonuçlara göre literatüre paralel olarak Q açısının

normal de erlerinden saparak artması ya da azalmasının hem tibial hem de femoral kartilaja binen gerilmeleri artırarak hastalık sürecini de i tirdi ini ve dejenerasyonu artıraca ını dü ünmekteyiz.

Menisküsler insan dizinde ok absorbsiyon, diz stabilitesinin sa lanması, lubrikasyon, proprioepsiyon ve yük iletimi gibi multifaktöryel rolü olan önemli biomekanik bir komponenttir. Son rolü belki de en önemlisidir çünkü menisküs eklemdaki kompresif yüklenmenin %50-70 ini iletir (89). Kama ekindeki menisküs konveks femur ve ona nazaran daha dü z tibia arasında yerle erek temas alanını artırmakta ve kartilajı a ırı aksiyal gerilmelerden korumaktadır (90). Menisküsün yük iletimindeki rolü birçok yazar tarafından tartı ılmı ve ciddi ölçüde menisküsün bütünlü üne ba lı oldu u belirtilmi tir (91).

Menisküs yırtıkları ço unlukla yüksek yük iletim yetenekleri yüzünden ya lı popülasyonda görülür. Birçok çalı mada menisküs yırtı ı ile osteoartrit geli imi arasında güçlü bir korelasyon bulunmu tur. Menisküs yırtıkları menisküs fonksiyonunu bozmaktadır ve kartilajı fokal aksiyal ve anormal makaslama gerilmesine maruz bırakmaktadır (92).

Dong ve arkadaş ları 30 ya ında osteoartrit ya da diz yaralanması hikayesi olmayan sa lıklı gönüllü bireyin MR ve BT görüntülerini kullanarak yaptıkları sonlu elemanlar analizinde dört farklı menisküs yırtı ını (radial, oblik, horizontal ve longitudinal) ve bu yırtıklara uygun olarak gerçekleştirilebilecek parsiyel menisektomileri kar ıla tırmı lardır. SEA sonuçlarına göre parsiyel menisektomiler kar ıla tırıldı ında femoral kartilajlara, tibial kartilajlara ve menisküslere binen gerilme en yüksek longitudinal menisektomide, en dü ük gerilme ise radial menisektomide bulunmu tur. Menisküslerdeki yırtıklar kar ıla tırıldı ında femoral kartilajlara, tibial kartilajlara ve menisküslere binen en yüksek gerilme oblik yırtıkta, en dü ük gerilme ise horizontal yırtıkta bulunmu tur. Çalı macılar yırtıklar ve parsiyel menisektomilerin sa lıklı diz eklemine göre kartilaj ve menisküs dejenerasyonunu artırdı ını ve diz osteoartritinin progresyonunu kötü ekilde etkiledi ini belirtmi lerdir (91).

Wang ve arkadaşları 26 yaşında sağlıklı erkek gönüllünün MR görüntülerini alarak yaptıkları çalı mada ayakta durma sırasında femoral kartilaja ve patellar kartilaja çok az gerilmenin bindi ini belirtmi lerdir. Çalı maların analiz sonuçlarına göre ayakta durma sırasında en yüksek gerilmelerin tibial kartilaja ve menisküslere bindi ini saptamı lardır. Tibial kartilajlardaki gerilmeleri incelediklerinde gerilmelerin tibial kartilajın medial ve lateral kompartmanlarının merkez bölgelerinde yo unla tı mı en yüksek gerilmenin ise tibial kartilajın medial kompartmanında oldu unu bildirmi lerdir. Ara tırmacılar menisküslerdeki gerilme da ılımlarının analizinde gerilmelerin her iki menisküsün anterior ve posteriorunda yo unla tı mı en yüksek gerilmenin ise lateral menisküsün anterior kısmında oldu unu bulmu lardır (93).

Biz de çalı mamızda Q açısı 10, 15 ve 22 derece olan gonartrozlu hastaların menisküslerine binen de erleri inceledi imizde literatürde normal de er olarak belirtilen 15 derece Q açılı dizde menisküslere binen gerilmenin artımı ve azalmı Q açısına göre daha az oldu unu belirledik. Buldu umuz sonuçlara göre Q açısı 10 derece olan hastanın dizinde menisküslerdeki gerilme oldukça artmaktadır fakat 22 derece Q açısına sahip dizde menisküslerdeki gerilme en yüksek de erdedir. Bu sonuçlara göre Q açısının artmasının ya da azalmasının menisküslerin deformasyon sürecini olumsuz yönde etkileyece ini dü ünmekteyiz.

Patellofemoral eklem günlük aktiviteler sırasında çok yüksek gerilmelere maruz kalmaktadır. Eklem gerilmesi fleksiyon ve ekstansiyon sırasında yüksek eklem kuvvetleri ve küçük temas alanlarının her türlü kombinasyonundan etkilenmektedir. Patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti hem kuadriseps hem de diz açısından etkilenmektedir. Diz fleksiyon ve ekstansiyon yaptıkça patella kuadriseps tendonu tarafından süperiora ve patellar tendon tarafından e zamanlı olarak inferiora çekilmektedir. Bu çeki lerin kombinasyonu de i en diz fleksiyonlarında femur üzerinde patellanın posteriorunda kompresif kuvvet açı a çıkarmaktadır. Tam ekstansiyon sırasında patelladaki kuadriseps posterior kompresif kuvveti minimaldir. Bu açıda femurla patella arasındaki temas alanı çok küçük olmasına ra men vastus lateralis ve vastus medialis kaslarının posterior kompresif vektörü dü ük eklem stresini sürdürür (2).

Patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti rutin günlük aktiviteler sırasında çok yüksek de erlere ula ır. Yürüyü ün duru fazında diz fleksiyonu yakla ık olarak en fazla 20 ye ula ır ve bu durumda patellofemoral eklem kompresif kuvveti vücut a ırlı ının %25-%50 si kadardır (94). Ko ma gibi daha büyük diz fleksiyon açısı ve daha büyük kuadriseps aktivasyonu gerektiren aktivitelerde patellofemoral eklemdaki kompresyon kuvveti vücut a ırlı ının be ya da altı katı olarak hesaplanm ıtır (95). Eisenhart-Rothe ve arkadaşları sa lıklı gönüllü bireylerde patellofemoral eklemin temas yüzeyini ve kinemati ini 3 boyutlu olarak analiz etmi lerdir. Dizle ilgili herhangi bir a rı ya da yaralanma hikayesi olmayan 7 erkek 3 kadın gönüllünün MRG'leri kullanılarak yapılan çalı mada 30 derece fleksiyonda patellofemoral eklem temas alanı 134 mm² bulunurken 90 derece fleksiyon sırasında patellofemoral eklem temas alanı 205 mm² ye kadar yükselmi tir. Çalı macılar sa lıklı insanlar için diz fleksiyonu sırasında reaksiyon kuvvetinin artmasının daha büyük temas alanı ve orta derecede artmı patellofemoral eklem basıncıyla ilgili oldu unu belirtmi lerdir (96). Brechter ve Powers sa lıklı ve patellofemoral a rılı bireylerin yürüme sırasında patellofemoral eklemlerine etki eden gerilmeleri kar ıla tırdı ı çalı mada patellofemoral a rılı bireylerin sa lıklı bireylere göre patellofemoral eklem gerilmesini anlamlı olarak daha yüksek bulmu lardır. Çalı macılar her iki grubun da patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti benzer oldu u halde patellofemoral a rılı bireylerin sa lıklı gruba göre patellofemoral eklem temas alanının anlamlı derecede daha dü ük olmasından kaynaklandı ını belirtmi lerdir (94).

Farklı patolojiler fizyolojik olarak patellofemoral temas yüzeyini de i tirebilmektedir ve patellofemoral eklemdaki reaksiyon kuvvetinin azalması a rının azalmasıyla ili kilidir. Bu yüzden sporlara özgü hareketlerde ve rehabilitasyon egzersizlerinde bu reaksiyon kuvvetinin ula tı ı de erlere ya da en azından hangi diz pozisyonunun bu reaksiyon kuvvetlerinin maksimal de erleriyle alakalı oldu una karar vermek oldukça önemlidir. Patellofemoral eklem reaksiyon kuvveti dizdeki fleksiyon arttıkça artmaktadır bu yüzden tam ekstansiyonda en dü üktür. Örne in kuadriseps kuvveti 1000N (yakla ık 100 kg) iken ve 5 fleksiyonda patellofemoral eklem kuvveti yakla ık 60 kg dır, e er fleksiyon açısı 90 dereceye çıkarsa reaksiyon kuvveti yakla ık olarak 130 kg de erindedir (24). Alt

ekstremitenin di er eklemlerinde de bu boyutlarda reaksiyon kuvveti olu masına ra men onlar çok daha uyumlu eklemler oldu u için kompresyon kuvveti di er alanlara da ıtılabilmektedir (2).

Normal bir patellofemoral eklemdede medial faset kompresyon yükünü ta ır. Birçok mekanizma genel olarak patelladaki ve özellikle medial fasetteki kompresyonu minimize etmeye ya da kar ı koymaya yardım eder. Tam ekstansiyonda patellada minimal kompresif kuvvet oldu u için kompensatuar mekanizmalar gerekli de ildir (2). Çalışmamızda 10 ve 15 derece Q açısına sahip hastanın patellar kartilajlarındaki gerilmelerin normal patellofemoral eklemdede oldu u gibi medial fasette yo unla tı ımı belirledik. Analiz sonuçlarına göre her iki hastanın da gerilme yo unlu u medial fasetteydi fakat 10 derece Q açısına sahip hastanın patellar kartilaj gerilme de eri 15 derece Q açısına sahip hastaya göre daha yüksekti. Biz patellar kartilajın gerilmesindeki bu artı a Q açısının azalmasına ba lı olarak varus diziliminin neden oldu unu dü ünülmekteyiz.

Transvers düzlemdede medial femoral torsiyon genelde femoral kondillerin mediale rotasyonuyla sonuçlanır ve femoral kondiller birlikte patellayı da mediale çeker ve Q açısını artırır. Medial femoral torsiyon genellikle lateral tibial torsiyonla birlikte görülür. Lateral tibial torsiyonda tuberositas tibia patellaya göre daha laterale kayar ve Q açısını artırarak patellar tendonun oblikli ini artırır. Medial femoral torsiyon ve lateral tibial torsiyon birlikte oldu unda Q açısı önemli derecede artar. (2). Q açısının artması sonucu kuadriseps ve patellar tendon tarafından patellaya uygulanan kuvvetlerin patellayı laterale yöneltmesine neden olur. Tuberositas tibiannın lateralize olması yada zayıf vastus medialis obliquus kasları patellaya etkileyen kuvveti ve momenti artırarak lateral kartilaja etkileyen basıncı artırır. Artımı lateral tilt lateral fasete olan yüklenmeyi ve eklem gerilmesini artırmaktadır. A ırı gerilme kartilajın bozulmasına neden olur ve artroz ile sonuçlanır. Subkondral kemi in a ırı yüklenmesi sonucu subkondral nosiseptif fibriller aktive olur ve a rı ortaya çıkar (97). Diz fleksiyona gittikçe kuadriceps kasının lateral oryantasyonu patellaya etki eden lateral bir kuvvet komponenti ortaya çıkarır. Laterale olan hareket bozuklu u lateral trochlear çıkıntı ve patella arasında basıncı yükselterek patellanın subluksasyon ve dislokasyon riskini artırır (98). Çalışmamızda Q açısı 22 derece olan

hastanın patellar kartilajındaki gerilmelerin 10 derece ve 15 derece Q açısına sahip hastaların aksine patellar kartilajın lateralinde yoğunlaştığını gördük. Analiz sonuçlarına göre Q açısının artmasının patellofemoral eklemdaki gerilmeleri laterale kaydırarak düzlenmektedir. Bu üç hastanın patellar kartilajlarındaki gerilme değerlerini incelediğimizde en yüksek gerilme değerinin 10 derece Q açısına sahip hastada, en düşük gerilme değerinin ise 15 derece Q açısına sahip hastada olduğunu belirledik. Q açısının azalması ile normal patellofemoral eklemdaki gerilmenin yerini değiştirmemiştir fakat gerilme değerini artırdığını, Q açısının artmasının ise hem patellofemoral eklemdaki gerilmelerin yerini değiştirerek laterale kaydırarak hem de normal patellofemoral eklemdaki gerilme değerinden daha yüksek bir gerilme ortaya çıkardığını saptadık. Analiz çalışmalarımıza göre artmış ya da azalmış Q açısının patellar kartilajdaki gerilmeleri artırarak hastalığın seyrini olumsuz yönde etkileyeceğini ve yine Q açısının artmasının patellar kartilajın lateralindeki gerilmeleri artırarak literatürde belirtildiği gibi patellanın subluksasyonuna ya da dislokasyonuna neden olabileceğini düşünmekteyiz.

Çalışmamızın güçlü yanlarından birisi Q açısı değeri kenine bağlı olarak eklemin menisküs, femoral, tibial ve patellar kartilaj yapı gerilmelerinin yerlerini ve değerlerini sayısal olarak vermesidir. Literatürde Q açısı değeri keninden doğan dizilim farklılıklarının eklem bina gerilmelerin hangi artlarda artıp azalacağını belirtilmemiştir fakat gerilmenin lokasyonu ya da değeri gösteren çalışmalar oldukça yetersizdir. Çalışmamızın hem eklem yapılarına bina gerilmeleri hem de gerilmelerin lokasyonunu sayısal ve görsel verilerle ortaya koyması açısından bu eksikliği gidereceğimizi düşünmekteyiz. Çalışmamızın başka bir güçlü yanı olarak gonartrozlu hastaların diz verilerinin birebir bilgisayar ortamına aktarılarak analiz edilmesi açısından hazır model kullanılarak yapılan analizlerin hastalığa ya da hastaya özel olmama sorununa çözüm getirdiğini düşünmekteyiz.

Literatürde Q açısının 6 ile 27 derece arasında değeri belirtilmemiştir (33). Bizim dahil edilme kriterlerimize uyan hastaların Q açılarını ölçtüğümüzde hastalarımızın Q açılarının 10 ile 22 derece arasında değeri olduğunu gördük. Analizlerimizi literatürde belirtilen bu üç değeri belirtilen hastalarda yapamamamız çalışmamızın zayıf yönlerinden biridir. Çalışmamız sadece ayakta

durma pozisyonunda diz eklemine etki eden gerilmelerin de erlerini anlık olarak ortaya koyan statik bir çalı madır. Çalı mamızı diz eklemine farklı fleksiyon derecelerinde dinamik olarak yapmamı olmamız da çalı mamızın zayıf yönlerinden sayılabilir. lerde yapılacak çalı maların daha geni Q açısı de er aralı ında ve farklı diz fleksiyon derecelerinde dinamik analize yapılmasının daha detaylı sonuçlar verece ine inanmaktayız.

6. SONUÇ VE ÖNER LER

Gonartrozlu hastalarda Q açısı de i keninin diz eklemindeki gerilmelerin da ılımına ve iddetine etkisinin incelendi i çalı mamızda Q açısının artmasının;

- menisküslerde,
- femoral ve tibial kartilajın medialinde,
- patellar kartilajın lateralinde yüksek gerilmelere yol açtı 1,

Q açısının azalmasının;

- menisküslerde,
- femoral ve tibial kartilajın lateralinde
- patellar kartilajın medialinde gerilmelerin artmasına neden oldu u bulundu.

Literatürde normal de er olarak belirtilen 15 derece Q açılı dizde ise bütün kartilaj ve menisküs gerilmelerinin artımı ve azalmı Q açısına sahip hastalarla kar ıla tırıldı nda en dü ük de erde oldu u belirlendi.

Bu sonuçlara göre Q açısının normal de erlerinden sapması diz eklemi yapılarına etkiyen gerilmelerin de erlerini artırmakta ve da ılımını olumsuz yönde etkilemektedir. Diz rehabilitasyonu uygulamalarında Q açısının de erlendirilmesi oldukça de erlidir ve gözardı edilmemelidir. Gonartrozlu hastalarda Q açısının normal de erlerinden sapmasının hastalı ın gidi atını olumsuz yönde etkiledi i göz önünde bulundurulmalı ve tedavi programları Q açısının en uygun de erlerini ortaya çıkaran egzersiz yakla ımlarını içerecek ekilde düzenlenmelidir. Hastaların egzersiz programına ek olarak Q açısını optimal düzeye getirebilecek ortez ve bantlama uygulamaları tedavi programlarına dahil edilmelidir. Biyomekaniyi bozarak Q açısının artmasına ya da azalmasına neden olabilecek ayakkabı seçimlerine dikkat edilmeli ve hastalar uygun ayakkabı konusunda bilgilendirilmelidir. Hastalar diz eklemlerindeki gerilmeleri artıracak hareketlerden kaçınma, günlük ya am aktivitelerini düzenleme ve kilo kontrolü konusunda bilinçlendirilmelidir.

KAYNAKLAR

1. Gray, H. (2001). *Anatomy of the human body*. Philadelphia: Lea & Febiger, 1918; Bartleby. com, 2000.
2. Levangie, P. K., & Norkin, C. C. (2011). *Joint structure and function: a comprehensive analysis*. FA Davis. (s. 393-431)
3. Neumann, D. A. (2013). *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for rehabilitation*. Elsevier Health Sciences. (s. 434-477)
4. Peng, X., Liu, G., & Guo, Z. (2010). Finite element contact analysis of a human sagittal knee joint, 10(2), 225–236. doi:10.1142/S0219519410003423
5. Scuderi, G. R. (Ed.). (2010). *The knee: a comprehensive review*. World Scientific. (s. 1-69)
6. Kwak, S. D., Colman, W. W., Ateshian, G. A., Grelsamer, R. P., Henry, J. H., & Mow, V. C. (1997). Anatomy of the human patellofemoral joint articular cartilage: Surface curvature analysis. *Journal of Orthopaedic Research*, 15(3), 468–472. doi:10.1002/jor.1100150322
7. Grelsamer, R. P., & Weinstein, C. H. (2001). Applied biomechanics of the patella. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (389), 9–14.
8. Lephart, S. M., & Fu, F. H. (2000). Proprioception control in joint stability. (s. 59-89)
9. Bao, H. R. C., Zhu, D., Gong, H., & Gu, G. S. (2013). The effect of complete radial lateral meniscus posterior root tear on the knee contact mechanics: A finite element analysis. *Journal of Orthopaedic Science*, 18, 256–263. doi:10.1007/s00776-012-0334-5
10. Ellis, H., & Mahadevan, V. (2010). *Clinical anatomy: applied anatomy for students and junior doctors*. John Wiley & Sons. (s. 229-233)
11. Thompson, W. O., Thaete, F. L., Fu, F. H., & Dye, S. F. (1991). Tibial meniscal dynamics using three-dimensional reconstruction of magnetic resonance images. *The American Journal of Sports Medicine*. doi:10.1177/036354659101900302
12. Iwaki, H., Pinskerova, V., & Freeman, M. A. (2000). Tibiofemoral movement 1: the shapes and relative movements of the femur and tibia in the unloaded

- cadaver knee. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 82(8), 1189–1195. doi:10.1302/0301-620x.82b8.10717
13. Boone, D. C., & Azen, S. P. (1979). Normal range of motion of joints in male subjects. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 61(5), 756–759.
 14. Rowe, P. J., Myles, C. M., Walker, C., & Nutton, R. (2000). Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible electrogoniometry: How much knee motion is sufficient for normal daily life? *Gait and Posture*, 12(2), 143–155. doi:10.1016/S0966-6362(00)00060-6
 15. Lin, F., Makhsous, M., Chang, A. H., Hendrix, R. W., & Zhang, L. Q. (2003). In vivo and noninvasive six degrees of freedom patellar tracking during voluntary knee movement. *Clinical Biomechanics*, 18(5), 401–409. doi:10.1016/S0268-0033(03)00050-0
 16. Moro-oka, T., Matsuda, S., Miura, H., Nagamine, R., Urabe, K., Kawano, T., Iwamoto, Y. (2002). Patellar tracking and patellofemoral geometry in deep knee flexion. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (394), 161–168.
 17. Gangnet, N., Pomeroy, V., Dumas, R., Skalli, W., & Vital, J. M. (2003). Variability of the spine and pelvis location with respect to the gravity line: A three-dimensional stereoradiographic study using a force platform. *Surgical and Radiologic Anatomy*, 25(5-6), 424–433. doi:10.1007/s00276-003-0154-6
 18. Bouisset, S., & Do, M. C. (2008). Posture, dynamic stability, and voluntary movement. *Neurophysiologie Clinique*. doi:10.1016/j.neucli.2008.10.001
 19. Kerrigan, J. R., Parent, D. P., Untaroiu, C., Crandall, J. R., & Deng, B. (2009). A new approach to multibody model development: pedestrian lower extremity. *Traffic Injury Prevention*, 10, 386–397. doi:10.1080/15389580903021137
 20. McEvoy, M. P., & Grimmer, K. (2005). Reliability of upright posture measurements in primary school children. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 6, 35. doi:10.1186/1471-2474-6-35
 21. Nunley, R. M., Ellison, B. S., Zhu, J., Ruh, E. L., Howell, S. M., & Barrack, R. L. (2012). Do patient-specific guides improve coronal alignment in total

- knee arthroplasty? *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 470(3), 895–902. doi:10.1007/s11999-011-2222-2
22. Ng, V. Y., DeClaire, J. H., Berend, K. R., Gulick, B. C., & Lombardi, A. V. (2012). Improved accuracy of alignment with patient-specific positioning guides compared with manual instrumentation in TKA. In *Clinical Orthopaedics and Related Research* (Vol. 470, pp. 99–107). doi:10.1007/s11999-011-1996-6
 23. Parratte, S., Pagnano, M. W., Trousdale, R. T., & Berry, D. J. (2010). Effect of postoperative mechanical axis alignment on the fifteen-year survival of modern, cemented total knee replacements. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 92(12), 2143–2149. doi:10.2106/JBJS.J.00937
 24. Sanchis-Alfonso, V. (2011). *Anterior knee pain and patellar instability*. Springer Science & Business Media. (S.55-77)
 25. Amaratunga, H. A., Adikari, S. B., Dassanayake, T. L., Chandrasekara, M., & Suraweera, H. J. (2014). Goniometric alignment of the normal knee joint and the factors which affect it. *Ceylon Medical Journal*, 59(2), 45-48.
 26. Powers, C. M., Maffucci, R., & Hampton, S. (1995). Rearfoot posture in subjects with patellofemoral pain. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 22(4), 155–160. doi:10.2519/jospt.1995.22.4.155
 27. Hertel, J., Dorfman, J. H., & Braham, R. A. (2004). Lower extremity malalignments and anterior cruciate ligament injury history. *Journal of sports science & medicine*, 3(4), 220.
 28. Elias, J. J., Wilson, D. R., Adamson, R., & Cosgarea, A. J. (2004). Evaluation of a computational model used to predict the patellofemoral contact pressure distribution. *Journal of Biomechanics*, 37(3), 295–302. doi:10.1016/S0021-9290(03)00306-3
 29. Livingston, L. A., & Mandigo, J. L. (1997). Bilateral within-subject Q angle asymmetry in young adult females and males. In *Biomedical Sciences Instrumentation* (Vol. 33, pp. 112–117).
 30. Brattström, H. (1964). Shape of the intercondylar groove normally and in recurrent dislocation of patella: a clinical and x-ray anatomical investigation. *Acta Orthopaedica*, 35(S68), 1-148.

31. Insall, J., Falvo, K. A., & Wise, D. W. (1976). Chondromalacia Patellae. A prospective study. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 58(1), 1–8.
32. Guerra, J. P., Arnold, M. J., & Gajdosik, R. L. (1994). Q angle: effects of isometric quadriceps contraction and body position. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 19(4), 200–204. doi:10.2519/jospt.1994.19.4.200
33. Sendur, O. F., Gurer, G., Yildirim, T., Ozturk, E., & Aydeniz, A. (2006). Relationship of Q angle and joint hypermobility and Q angle values in different positions. *Clinical Rheumatology*, 25, 304–308. doi:10.1007/s10067-005-0003-6
34. Horton, M. G., & Hall, T. L. (1989). Quadriceps femoris muscle angle: normal values and relationships with gender and selected skeletal measures. *Physical Therapy*, 69(11), 897–901.
35. Byl, T., Cole, J. A., & Livingston, L. A. (2000). What Determines the Magnitude of the Q Angle? A Preliminary Study of Selected Skeletal and Muscular Measures. *Journal of Sport Rehabilitation*, 9(1), 26–35.
36. Omololu, B. B., Ogunlade, O. S., & Gopaldasani, V. K. (2009). Normal Q-angle in an adult nigerian population. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 467, 2073–2076. doi:10.1007/s11999-008-0637-1
37. Mizuno, Y., Kumagai, M., Mattessich, S. M., Elias, J. J., Ramrattan, N., Cosgarea, A. J., & Chao, E. Y. S. (2001). Q-angle influences tibiofemoral and patellofemoral kinematics. *Journal of Orthopaedic Research*, 19(5), 834–840. doi:10.1016/S0736-0266(01)00008-0
38. Huberti, H. H., & Hayes, W. C. (1984). Patellofemoral contact pressures. The influence of q-angle and tendofemoral contact. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 66(5), 715–724.
39. Tomsich, D. A., Nitz, A. J., Threlkeld, A. J., & Shapiro, R. (1996). Patellofemoral alignment: reliability. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 23(3), 200-208.

40. Caylor, D., Fites, R., & Worrell, T. W. (1993). The Relationship between Quadriceps Angle and Anterior Knee Pain Syndrome 1. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 17(1), 11-16
41. Buckwalter, J. A., Saltzman, C., & Brown, T. (2004). The impact of osteoarthritis: implications for research. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (427 Suppl), S6–S15. doi:10.1097/01.blo.0000143938.30681.9d
42. MacNeil, J. a, Doschak, M. R., Zernicke, R. F., & Boyd, S. K. (2008). Preservation of periarticular cancellous morphology and mechanical stiffness in post-traumatic experimental osteoarthritis by antiresorptive therapy. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon), 23(3), 365–71. doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.10.015
43. Burr, D. B., & Schaffler, M. B. (1997). The involvement of subchondral mineralized tissues in osteoarthrosis: Quantitative microscopic evidence. *Microscopy Research and Technique*, 37(4), 343–357. doi:10.1002/(SICI)1097-0029(19970515)37:4<343::AID-JEMT9>3.0.CO;2-L
44. Anderson, D. D., Segal, N. A., Kern, A. M., Nevitt, M. C., Torner, J. C., & Lynch, J. A. (2012). Reliability of semiautomated computational methods for estimating tibiofemoral contact stress in the multicenter osteoarthritis study. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2012. doi:10.1155/2012/767469
45. Li, W., Anderson, D. D., Goldsworthy, J. K., Marsh, J. L., & Brown, T. D. (2008). Patient-specific finite element analysis of chronic contact stress exposure after intraarticular fracture of the tibial plafond. *Journal of Orthopaedic Research*, 26(8), 1039–1045. doi:10.1002/jor.20642
46. Yao, J., Salo, A. D., Lee, J., & Lerner, A. L. (2008). Sensitivity of tibio-menisco-femoral joint contact behavior to variations in knee kinematics. *Journal of Biomechanics*, 41(2), 390–8. doi:10.1016/j.jbiomech.2007.08.015
47. Zhu, J., Taylor, Z. R. L., & Zienkiewicz, O. C. (2005). The finite element method: its basis and fundamentals (s.1-19)
48. Dow, J. O. (2012). The essentials of finite element modeling and adaptive refinement. Momentum Press. (s. 1-14)

49. Moaveni, S. (2003). *Finite element analysis: theory and application with ANSYS*. Pearson Education India.
50. Zysset, P. K., Dall'ara, E., Varga, P., & Pahr, D. H. (2013). Finite element analysis for prediction of bone strength. *BoneKEY Reports*, 2(August), 386. doi:10.1038/bonekey.2013.120
51. Viceconti, M., Davinelli, M., Taddei, F., & Cappello, A. (2004). Automatic generation of accurate subject-specific bone finite element models to be used in clinical studies. *Journal of Biomechanics*, 37(10), 1597–1605. doi:10.1016/j.jbiomech.2003.12.030
52. Gíslason, M. K., Stansfield, B., & Nash, D. H. (2010). Finite element model creation and stability considerations of complex biological articulation: The human wrist joint. *Medical Engineering & Physics*, 32(5), 523–31. doi:10.1016/j.medengphy.2010.02.015
53. Gardiner, J. C., & Weiss, J. A. (2003). Subject-specific finite element analysis of the human medial collateral ligament during valgus knee loading. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 21, 1098–1106. doi:10.1016/S0736-0266(03)00113-X
54. Fan, Z., Smith, P., Reiners, K., Hassani, S., & Harris, G. (2004). Biomechanics of femoral deformity in osteogenesis imperfecta (OI): a quantitative approach to rehabilitation. *Conference Proceedings: ... Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual Conference*, 7, 4884–7. doi:10.1109/IEMBS.2004.1404351
55. Li, G., Lopez, O., & Rubash, H. (2001). Variability of a Three-Dimensional Finite Element Model Constructed Using Magnetic Resonance Images of a Knee for Joint Contact Stress Analysis. *Journal of Biomechanical Engineering*. doi:10.1115/1.1385841
56. Donahue, T. L., Hull, M. L., Rashid, M. M., & Jacobs, C. R. (2002). A finite element model of the human knee joint for the study of tibio-femoral contact. *J Biomech Eng*, 124(3), 273–280.

57. Elias, J. J., & Saranathan, A. (2013). Discrete element analysis for characterizing the patellofemoral pressure distribution: model evaluation. *Journal of Biomechanical Engineering*, 135, 81011. doi:10.1115/1.4024287
58. Pen, E., Calvo, B., Martí, M. A., Doblare, M., Peña, E., Martínez, M. a, & Doblare, M. (2006). A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint. *Journal of Biomechanics*, 39(9), 1686–701. doi:10.1016/j.jbiomech.2005.04.030
59. Fregly, B. J., Sawyer, W. G., Harman, M. K., & Banks, S. A. (2005). Computational wear prediction of a total knee replacement from in vivo kinematics. *Journal of Biomechanics*, 38(2), 305–314. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.02.013
60. Halloran, J. P., Petrella, A. J., & Rullkoetter, P. J. (2005). Explicit finite element modeling of total knee replacement mechanics. *Journal of Biomechanics*, 38(2), 323–331. doi:10.1016/j.jbiomech.2004.02.046
61. Weiss, J. A., Gardiner, J. C., Ellis, B. J., Lujan, T. J., & Phatak, N. S. (2005). Three-dimensional finite element modeling of ligaments: technical aspects. *Medical Engineering & Physics*, 27(10), 845–861. doi:10.1016/j.medengphy.2005.05.006
62. http://esag.harvard.edu/rice/e0_Solid_Mechanics_94_10.pdf
63. Peker, Cem. (2013) Sağlıklı Ve Çürük Diş Dokuları ile Estetik Restoratif Materyallerin, Mekanik Özelliklerinin Nanoindentasyon Yöntemiyle Karşılaştırılması, Doktora Tezi, Ege Üniversitesi, zmir
64. Saraç, D. (2003) Güçlendirilmiş Kompozit Rezin Ve Tamamı Seramik Restoratif Materyallerin Mekanik Özelliklerinin Sonlu Elemanlar Stres Analizi Yöntemi ile Karşılaştırılması. Doktora Tezi, Ondokuz Mayıs Üniversitesi, Samsun
65. Çaliskan, Z.L (2012) Zirkonyum, Metal Ve Alümina Destekli Üç Ve Dört Üyelik Posterior Köprülerde Porselen Bağlantı Direncinin Isı Ve Yük Analizleriyle İncelenmesi, Doktora Tezi, Marmara Üniversitesi, İstanbul

66. Hazer, E.Ö (2011) Dört Farklı Splint Tipinin Oluşturduğu Stres Dağılımının Fotoelastik Stres Analizi Ve Sonlu Elemanlar ile İncelenmesi, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, İstanbul
67. Kubat, T. (2013). Çene Kemii Kırıkları Tedavisinde Kullanılan İmplantların Modellenmesi Ve Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Analizi, Yüksek Lisans Tezi, Marmara Üniversitesi, İstanbul
68. Ashman, R. B., Cowin, S. C., Van Buskirk, W. C., & Rice, J. C. (1984). A continuous wave technique for the measurement of the elastic properties of cortical bone. *Journal of Biomechanics*. doi:10.1016/0021-9290(84)90029-0
69. Reilly, D. T., & Burstein, A. H. (1974). The Mechanical Properties of Cortical Bone. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 56(5), 1001–1022. doi:10.1016/0021-9290(88)90150-9
70. Martens, M., Van Audekercke, R., De Meester, P., & Mulier, J. C. (1981). The geometrical properties of human femur and tibia and their importance for the mechanical behaviour of these bone structures. *Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery*, 98(2), 113–120. doi:10.1007/BF00460798
71. Martens, M., van Audekercke, R., Delpont, P., De Meester, P., & Mulier, J. C. (1983). The mechanical characteristics of cancellous bone at the upper femoral region. *Journal of Biomechanics*, 16(12), 971–983. doi:10.1016/0021-9290(83)90098-2
72. Simões, J. A., Vaz, M. A., Blatcher, S., & Taylor, M. (2000). Influence of head constraint and muscle forces on the strain distribution within the intact femur. *Medical Engineering and Physics*, 22(7), 453–459. doi:10.1016/S1350-4533(00)00056-4
73. Moreo, P., Pérez, M. A., García-Aznar, J. M., & Doblaré, M. (2007). Modelling the mechanical behaviour of living bony interfaces. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering*, 196(35-36), 3300–3314. doi:10.1016/j.cma.2007.03.020
74. Atmaca, H., Özkan, A., Mutlu, ., Çelik, T., Ugur, L., & Kisioglu, Y. (2014). The effect of proximal tibial corrective osteotomy on menisci, tibia and tarsal bones: a finite element model study of tibia vara. *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, 10(1), 93-97.


75. Helwig, P., Hindenlang, U., Hirschmüller, a, Konstantinidis, L., Südkamp, N., & Schneider, R. (2013). A femoral model with all relevant muscles and hip capsule ligaments. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 16(6), 669–77. doi:10.1080/10255842.2011.631918
76. Peng, X., Liu, G., & Guo, Z. (2010). Finite element contact analysis of a human sagittal knee joint, 10(2), 225–236. doi:10.1142/S0219519410003423
77. Freutel, M., Schmidt, H., Dürselen, L., Ignatius, A., & Galbusera, F. (2014). Finite element modeling of soft tissues: Material models, tissue interaction and challenges. *Clinical Biomechanics*. doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.01.006
78. Bendjaballah, M., Shirazi-Adl, A., & Zukor, D. (1995). Biomechanics of the human knee joint in compression: reconstruction, mesh generation and finite element analysis. *The Knee*. doi:10.1016/0968-0160(95)00018-K
79. Bae, J. Y., Park, K. S., Seon, J. K., Kwak, D. S., Jeon, I., & Song, E. K. (2012). Biomechanical analysis of the effects of medial meniscectomy on degenerative osteoarthritis. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 50(1), 53–60. doi:10.1007/s11517-011-0840-1
80. Peña, E., Calvo, B., Martínez, M. a, Palanca, D., & Doblaré, M. (2005). Finite element analysis of the effect of meniscal tears and meniscectomies on human knee biomechanics. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 20(5), 498–507. doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.01.009
81. Shirazi, R., & Shirazi-Adl, A. (2009). Analysis of partial meniscectomy and ACL reconstruction in knee joint biomechanics under a combined loading. *Clinical Biomechanics*, 24(9), 755–761. doi:10.1016/j.clinbiomech.2009.07.005
82. Loening, A. M., James, I. E., Levenston, M. E., Badger, A. M., Frank, E. H., Kurz, B., ... Lark, M. W. (2000). Injurious mechanical compression of bovine articular cartilage induces chondrocyte apoptosis. *Archives of Biochemistry and Biophysics*, 381(2), 205–212. doi:10.1006/abbi.2000.1988
83. Besier, T. F., Gold, G. E., Delp, S. L., Fredericson, M., & Beaupré, G. S. (2008). The influence of femoral internal and external rotation on cartilage stresses within the patellofemoral joint. *Journal of Orthopaedic Research*:

- Official Publication of the Orthopaedic Research Society, 26(12), 1627–35.
doi:10.1002/jor.20663
84. Fulkerson, J. P., & Shea, K. P. (1990). Mechanical basis for patellofemoral pain and cartilage breakdown. *Articular cartilage and knee joint function: basic science and arthroscopy*, 93-101.
 85. Halonen, K. S., Mononen, M. E., Jurvelin, J. S., Töyräs, J., Salo, J., & Korhonen, R. K. (2014). Deformation of articular cartilage during static loading of a knee joint - Experimental and finite element analysis. *Journal of Biomechanics*, 47, 2467–2474. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.04.013
 86. Mononen, M. E., Jurvelin, J. S., & Korhonen, R. K. (2013). Effects of radial tears and partial meniscectomy of lateral meniscus on the knee joint mechanics during the stance phase of the gait cycle—A 3D finite element study. *Journal of Orthopaedic Research*, 31(8), 1208-1217.
 87. Bendjaballah, M., Shirazi-Adl, A., & Zukor, D. (1997). Finite element analysis of human knee joint in varus-valgus. *Clinical Biomechanics*. doi:10.1016/S0268-0033(97)00072-7
 88. Chantarapanich, N., Nanakorn, P., Chernchujit, B., & Sitthiseripratip, K. (2009). A finite element study of stress distributions in normal and osteoarthritic knee joints. *Journal of the Medical Association of Thailand = Chotmaihet Thangphaet*, 92 Suppl 6.
 89. Paletta, G. A., Manning, T., Snell, E., Parker, R., & Bergfeld, J. (1997). The effect of allograft meniscal replacement on intraarticular contact area and pressures in the human knee a biomechanical study. *The American Journal of Sports Medicine*, 25(5), 692-698.
 90. McDermott, I. D., & Amis, A. A. (2006). The consequences of meniscectomy. *The Journal of Bone and Joint Surgery. British Volume*, 88(12), 1549–1556. doi:10.1302/0301-620X.88B12.18140
 91. Dong, Y., Hu, G., Dong, Y., Hu, Y., & Xu, Q. (2014). The effect of meniscal tears and resultant partial meniscectomies on the knee contact stresses: a finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 17, 1452–63. doi:10.1080/10255842.2012.753063

92. Hunter, D. J., Zhang, Y. Q., Niu, J. B., Tu, X., Amin, S., Clancy, M., ... Felson, D. T. (2006). The association of meniscal pathologic changes with cartilage loss in symptomatic knee osteoarthritis. *Arthritis and Rheumatism*, 54(3), 795–801. doi:10.1002/art.21724
93. Wang, Y., Fan, Y., & Zhang, M. (2014). Comparison of stress on knee cartilage during kneeling and standing using finite element models. *Medical Engineering and Physics*, 36, 439–447. doi:10.1016/j.medengphy.2014.01.004
94. Heino Brechter, J., & Powers, C. M. (2002). Patellofemoral stress during walking in persons with and without patellofemoral pain. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34(10), 1582–1593. doi:10.1097/00005768-200210000-00009
95. Flynn, T. W., & Soutas-Little, R. W. (1995). Patellofemoral joint compressive forces in forward and backward running. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 21(5), 277–282. doi:10.2519/jospt.1995.21.5.277
96. Von Eisenhart-Rothe, R., Siebert, M., Bringmann, C., Vogl, T., Englmeier, K. H., & Graichen, H. (2004). A new in vivo technique for determination of 3D kinematics and contact areas of the patello-femoral and tibio-femoral joint. *Journal of Biomechanics*, 37(6), 927–934. doi:10.1016/j.jbiomech.2003.09.034
97. Fulkerson, J. P. (2004). Patellar tilt compression and the excessive lateral pressure syndrome. *Disorders of the patellofemoral joint*, 4, 160-184.
98. Hungerford, D. S., & Barry, M. (1979). Biomechanics of the patellofemoral joint. *Clinical orthopaedics and related research*, 144, 9-15.

EKLER

EK.1 Etik Kurul Onay Sayfası



**ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU BAŞKANLIĞI**

GÖRÜŞ FORMU

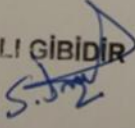
13 Nisan 2013 tarih ve 28617 sayılı Resmî Gazete’de yayınlanan Klinik Araştırmalar Hakkında Yönetmeliğin “MADDE 26 – (1) Etik kurullar gönüllülerin hakları, güvenliği ve esenliğinin korunması amacıyla araştırma ile ilgili diğer konuların yanı sıra gönüllülerin bilgilendirilmesinde kullanılacak yöntem ve belgeler ile bu kişilerden alınacak olurlar hakkında *bilimsel ve etik yönden* değerlendirme yapmak amacıyla, üyelerinin çoğunluğu doktora veya tıpta uzmanlık seviyesinde eğitilmiş sağlık meslek mensubu olan, en az yedi ve en çok on beş üyeden oluşturulur” ve “MADDE 26 – (4) Klinik Araştırmalar Etik Kurulu, biyoyararlanım-biyoesdeğerlik çalışmaları dışındaki araştırmaları *bilimsel ve etik yönden* değerlendirmek için kurulur.” maddeleri gereği Etik Kurul, çalışmaları “*bilimsel ve etik yönden*” inceler.

**ESKİŞEHİR OSMANGAZİ ÜNİVERSİTESİ TIP FAKÜLTESİ
KLİNİK ARAŞTIRMALAR ETİK KURULU BAŞKANLIĞI**

KARAR FORMU

Karar Tarihi: 29 Ocak 2015
Karar Sayısı: 13

Dumlupınar Üniversitesi, Sağlık Yüksekokulu Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Bölümü Yrd. Doç. Dr. Ferruh TAŞPINAR (Yüksek Lisans Tez Danışmanı) ve Arş.Gör.Dr.Emrah AFŞAR (Yüksek Lisans Tez Sahibi) tarafından yürütülen “*Farklı Q Açıklarına Sahip Gonartrozlu Hastalarda Diz Ekleminde Oluşan Gerilme ve Deformasyonların Sonlu Elemanlar Yöntemiyle Belirlenmesi*” başlıklı çalışmanın görüş ve öneriler doğrultusunda yapılmasının uygun olduğuna oy birliğiyle karar verilmiştir. Çalışmanızda başarılar dileriz.

ASLI GİBİDİR


EK.2 Kurs Belgesi

