T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

DOKTORA TEZİ

SEREBRAL PALSİLİ ÇOCUKLARDA YÜRÜME ANALİZİ DESTEKLİ KAS-İSKELET SİSTEMİ MODELLEMESİ VE BULANIK MANTIK İLE FARKLI CERRAHİ YAKLAŞIMLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Derya KARABULUT

DANIŞMAN
Prof. Dr. Yunus Ziya ARSLAN

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Makine Mühendisliği Programı

Aralık, 2022

TEZ KABUL VE ONAYI

Derya KARABULUT tarafından, **Prof. Dr. Yunus Ziya ARSLAN** danışmanlığında hazırlanan **" SEREBRAL PALSİLİ ÇOCUKLARDA YÜRÜME ANALİZİ DESTEKLİ KAS-İSKELET SİSTEMİ MODELLEMESİ VE BULANIK MANTIK İLE FARKLI CERRAHİ YAKLAŞIMLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ"** başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından **23/12/2022** tarihinde yapılan sınav sonucunda **oy birliği** ile başarılı bulunarak **Doktora Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

		İmza	Sonuç
DANIŞMAN	Prof. Dr. Yunus Ziya ARSLAN Türk-Alman Üniversitesi Robotik ve Akıllı Sistemler Anabilim Dalı		☐ Kabul ☐ Ret
ÜYE	Prof. Dr. Nurkan YAĞIZ İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Makine Mühendisliği Anabilim Dalı		☐ Kabul ☐ Ret
ÜYE	Prof. Dr. Nazif Ekin AKALAN İstanbul Kültür Üniversitesi Fizyoterapi ve Rehabilitasyon Anabilim Dalı		☐ Kabul ☐ Ret
ÜYE	Doç. Dr. Yüksel HACIOĞLU İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Makine Mühendisliği Anabilim Dalı		☐ Kabul ☐ Ret
ÜYE	Doç. Dr. Yaşar Mahsut DİNÇEL Namık Kemal Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı		☐ Kabul ☐ Ret

Kıymetli aileme ithaf ediyorum…

BÜTÇE DESTEKLERİ

SEREBRAL PALSİLİ ÇOCUKLARDA YÜRÜME ANALİZİ DESTEKLİ KAS-İSKELET SİSTEMİ MODELLEMESİ VE BULANIK MANTIK İLE FARKLI CERRAHİ YAKLAŞIMLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Bu tez çalışması, Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu'nun (TÜBİTAK) 2211-C destek programı kapsamında 1649B031800791 numaralı projesi ile desteklenmiştir.

Bu tez çalışması, Yüksek Öğretim Kurulu'nun (YÖK) Araştırma Görevlileri İçin Yurt Dışı Araştırma Bursları (YUDAB) projesi ile desteklenmiştir.

TEŞEKKÜR

Akademik hayata başlamamda ve devam etmemde büyük payı olan, her çalışmaya ilk çalışmamın heyecanıyla başlamam konusunda beni heyecanlandıran, gerek akademik gerek kişisel gelişimime büyük katkılar sağlayan, lisanstan beri öğrencisi olmaktan büyük gurur duyduğum pek sevgili ve saygıdeğer hocam Prof.Dr. Yunus Ziya ARSLAN'a her şey için gönülden teşekkür ederim.

Bulanık Mantık konusunda benimle tecrübelerini ve bilgisini paylaşan Prof.Dr. Nurkan YAĞIZ'a katkı ve desteklerinden dolayı teşekkürü borç bilirim.

Tez izleme komitemde bulunan ve disiplinler arası çalışmalarımızda enerjisi ve bilgisiyle heyecan veren saygıdeğer Prof.Dr. Ekin AKALAN hocama tezime olan katkılarından dolayı teşekkür ederim.

Savunma jürimde bulunan ve ihtiyacım olduğu her an benden yardımlarını esirgemeyen değerli hocalarım Doç.Dr. Yüksel HACIOĞLU'na ve Doç.Dr. Yaşar Mahsut DİNÇEL'e teşekkür ederim.

Mesai arkadaşlığının ötesinde, aynı zamanda aramızda gönül bağı bulunan bölümümüz asistanlarından Suzan Cansel DOĞRU'ya ve Faruk ÖRTEŞ'e birlikte geçirdiğimiz, birlikte büyüdüğümüz, eğlenceli dokuz yılımız için teşekkür ederim. Nicelerinde hep birlikte olalım.

Bana karşı her zaman sevecen ve yardımsever davranan bölüm hocalarıma her şey için çok teşekkür ederim.

Bir parçası olmaktan mutluluk duyduğum sevgili Biyomekanik Grubu'ma başta Nuray KORKMAZ CAN, Doğa KURAL, Mustafa Erkam ÖZATEŞ ve Kerim ATMACA olmak üzere bütün destekleri ve katkıları için çok teşekkür ederim.

Tezimin yurt dışı ayağında sağladığı değerli katkılar için Heidelberg Üniversitesi, Hareket Analizi Laboratuvarı'nda bulunan Prof.(apl)Dr. Sebastian Wolf'e ve Dr. Marco Götze başta olmak üzere bütün ekibe çok teşekkür ederim.

Sevgili ev arkadaşım Stephanie Stahlhut'a güzel, kırmızı tuğlalı evimizi paylaştığı ve bende kıymetli olan arkadaşlığı için teşekkür ederim.

Sevgili Çağla FADILLIOĞLU'na Almanya'daki güzel şehrimiz Karlsruhe'de bana gerçekten kardeşlik yaptığı için teşekkür ederim. Şehri sevimli kılan detayların başında sen vardın.

Her şeyi paylaştığımız, birbirimizin karakutusu olduğumuz canımın içi dostum Fulya DOĞRU ŞAHİN'e hep benimle olduğu için teşekkür ederim. Her şey planlandığı gibi ilerliyor diyebiliriz miniğim.

Benim canımın içi annem, babam, Duyguş, Mustik ve Ömerim (Yumarsim), hayatımda olduğunuz için size minnettarım. İnsanın böylesi bir ailesi olmasından daha büyük bir şansı olamaz. Hepinizi ayrı ayrı çok seviyorum. İyi ki varsınız.

2010 yılında lisans öğrencisi olarak başladığım bu bölümde 2022 yılında doktoramı bitirmiş olmak benim için tarif edilemez bir mutluluk. İnsan sevdiği işi yapınca çalışıyor gibi hissetmezmiş gerçekten. Çok severek yaptığım bu tezle anılacak olmaktan mutluyum, mutluluğum daim olsun.

Aralık 2022 Derya KARABULUT

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

TEZ KABUL VE ONAYI ..... **ii**
BEYAN ..... **iv**
BÜTÇE DESTEKLERİ ..... **vi**
TEŞEKKÜR ..... **vii**
İÇİNDEKİLER ..... **viii**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **xi**
TABLO LİSTESİ ..... **xiii**
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ ..... **xiv**
ÖZET ..... **xvi**
ABSTRACT ..... **xviii**
1. GİRİŞ **1**
2. KAVRAMSAL ÇERÇEVE **4**
2.1. Serebral Palsi ve Yürüme Bozuklukları 4
2.1.1. Sert Diz Yürüyüşü 4
2.1.2. Bükük Diz Yürüyüşü 5
2.2. Serebral Palside Klinik Değerlendirme Yöntemleri 6
2.2.1. Thomas Testi 6
2.2.2. Popliteal Açı Ölçümü 6
2.2.3. Duncan-Ely Testi 6
2.3. Radyolojik Görüntüleme 6
2.4. Serebral Palsili Hastalarda Uygulanan Temel Cerrahi Operasyonlar 7
2.4.1. Rektus Femoris Transferi 7
2.4.2. Hamstring Uzatma Operasyonu 7
2.4.3. Distal Femoral Ekstansiyon Osteotomi 8
2.4.4. Patellar Tendon İlerletme 8
2.5. Yürüme Analizi 9
2.5.1. Yürümenin Evreleri 9
2.5.2. Yürüme Sırasındaki Kas Aktiviteleri 10

2.5.3. Yürüme Analizi Sistemleri 11
2.5.4. Deneysel Ölçüm Protokolü 12
2.5.5. Eklem Açıları ve Eklem Momentleri 13
2.5.6. Elektromiyografi Ölçümü 14
2.6. Kas-İskelet Sistemlerinin Modellenmesi ve Simülasyonu 15
2.6.1. Kas-İskelet Modellerinin Oluşturulması 15
2.6.2. Modelleme ve Simülasyon 19
2.7. Bulanık Mantık 23
3. YÖNTEM 24
3.1.Çalışma Tasarımı 24
3.2. Deneysel Protokol 26
3.3. Kas-İskelet Sisteminin Modellenmesi ve Simülasyonu 28
3.3.1. Patella Yüksekliğinin ve Diz Ekstansiyon Moment Kolunun Hesaplanması 28
3.3.2. Eklem Açılarının ve Eklem Momentlerinin Hesaplanması 31
3.3.3. Kas Kuvvetlerinin Hesaplanması 32
3.4. Deneysel Verilerin ve Simülasyon Verilerinin Analizi 32
3.5. Bulanık Mantık ile Karar Verme Mekanizmasının Oluşturulması 33
3.5.1. Bulanık Mantık Metodu 33
3.5.2. Bulanık Mantık ile Algoritma ve Yazılım Geliştirilmesi 36
4. BULGULAR 44
4.1. Patella Yüksekliği ve Diz Ekstansiyon Moment Kolu 44
4.2. Diz Eklem Açısı 46
4.3. Diz Eklem Momenti 48
4.4. Kas Aktivasyonları ve Kuvvetleri 49
4.5. Bulanık Mantık Algoritma Sonuçları 53
5. TARTIŞMA 63
5.1. Patellanın Konumunun Belirlenmesinde Kas-İskelet Modelleme Yazılımının Kullanılması 63
5.2. Patella Yüksekliği ve Diz Ekstansiyon Moment Kolu 63
5.3. Diz Eklem Açısı 64
5.4. Diz Eklem Momenti 65
5.5. Kas Aktivasyonları ve Kuvvetleri 66
5.6. Bulanık Mantık Desteği ile Operasyon Kararı Verilmesi 67
5.7. Çalışmanın Kısıtları 68
6. SONUÇ VE ÖNERİLER 69

KAYNAKLAR **70**
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI **75**
ETİK KURUL İZİN YAZISI **76**
KURUM İZNİ YAZILARI **77**
ÖZGEÇMİŞ **78**

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1: Sert diz yürüyüşünün tanımlanması için gereken dört parametre. i) salınım fazında maksimum diz fleksiyon açısı, ii) ayak kalkışı ile salınım fazındaki maksimum diz fleksiyonu arasındaki hareket aralığı, iii) bir adım için toplam diz fleksiyon/ekstansiyonu hareket aralığı, iv) ayak kalkışından maksimum diz fleksiyonuna ulaşana kadar geçen zaman (Goldberg ve diğ., 2006). ……5

Şekil 2.2: Bükük diz yürüyüşünün sagital plandaki görünüşü. Kalça ve dizde aşırı fleksiyon, ayak bileğinde aşırı dorsifleksiyon ile karakterize edilir……5

Şekil 2.3: (a) Insall-Salvati indeksinin ve (b) Koshino-Sugimoto indeksinin gösterimi. A: patellanın maksimum uzunluğu, B: patellar tendon uzunluğu, IS: Insall-Salvati indeksi, C: patella orta noktası ile proksimal tibial fizisin orta noktası arasındaki mesafe, D: proksimal tibial fizis orta noktası ile distal femoral fizis orta noktası arasındaki mesafe, KS: Koshino-Sugimoto indeksi……7

Şekil 2.4: Patellanın farklı konumlarının gösterimi. (a) patellanın normal konumu, (b) patella alta, (c) patella baja……9

Şekil 2.5: Yürüme döngüsünün fazları……10

Şekil 2.6: Basma fazı boyunca yer tepki kuvvetlerinin değişimi……14

Şekil 2.7: 10 gövdeye ve 23 serbestlik derecesine sahip kas iskelet modeli……17

Şekil 2.8: Genel kas iskelet modeli ve deneysel veriye göre ölçeklendirilmiş kas-iskelet modeli……21

Şekil 3.1: Heidelberg Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Hastanesi Hareket Analizi Laboratuvarı……..27

Şekil 3.2: Patellanın konumunun modifiye edilmesi. (a) Xray verisi, (b) Kas-iskelet sistemindeki patellanın konumunun Xray verisi dikkate alınarak modifiye edilmiş hali…….28

Şekil 3.3: Çeşitli geometrik şekillere sahip üyelik fonksiyonları……....34

Şekil 3.4: Bulanık mantıklı kontrol sisteminin genel yapısı……34

Şekil 3.5: Bulanık mantıklı kontrol sisteminde (a) Sonuç Çıkarma ve (b) Durulaştırma ile kesin sonucun elde edilmesi……..36

Şekil 3.6: Bulanık mantık algoritması için giriş değerleri. (a) Radyoloji verisi, (b) Koshino-Sugimoto indeksi, (c) Diz eklem açısı, (d) Ayak bileği eklem açısı, (e) Fizik muayene…….38

Şekil 3.7: Bulanık mantık algoritması için çıkış değerleri. (a) Patellar tendon ilerletme operasyonu, (b) Distal femoral ekstansiyon osteotomi, (c) Hamstring uzatma, (d) Rektus femoris transferi……39

Şekil 4.1: PTİ operasyonu uygulanan ve uygulanmayan hasta grubunun diz eklem açısına ait ortalama sonuçların sağlıklı bireylerden elde edilen ortalama sonuçlar ile karşılaştırılması (a) preoperatif sonuçlar, (b) postoperatif sonuçlar…….46

Şekil 4.2: Ortalama diz eklem momentleri (a) preoperatif dönem, (b) postoperatif dönem. PTİ'li grup: Patellar tendon ilerletme operasyonu geçiren hasta grubu. PTİ'siz grup: Patellar tendon ilerletme operasyonu geçirmeyen hasta grubu…….…….48

Şekil 4.3: PTİ'li grup için kas aktivasyon davranışları. (a) preoperatif periyot ve (b) postoperatif periyot. BF: Biseps femoris, LG: Lateral gastroknemius, RF: Rektus femoris, SM: Semimembranosus, VL: Vastus lateralis. Deneysel: EMG sinyalinin lineer zarfı, Model: Statik optimizasyon ile elde edilen kas aktivasyonları…….49

Şekil 4.4: PTİ'siz grup için kas aktivasyon davranışları. (a) preoperatif periyot ve (b) postoperatif periyot. BF: Biseps femoris, LG: Lateral gastroknemius, RF: Rektus femoris, SM: Semimembranosus, VL: Vastus lateralis. Deneysel: EMG sinyalinin lineer zarfı, Model: Statik optimizasyon ile elde edilen kas aktivasyonları. ……...50

Şekil 4.5: PTİ'li hasta grubunun, PTİ'siz hasta grubunun ve sağlıklı bireylerin kas kuvvetleri. (a) preoperatif periyot, (b) postoperatif periyot. EMG aktiviteleri yatay çizgilerle gösterilmiştir. Yatay kalın mavi çizgi: PTİ'li grup, yatay kalın mavi kesikli çizgi: PTİ'siz grup. BF: Biseps femoris, LG: Lateral gastroknemius, RF: Rektus femoris, SM: Semimembranosus, VL: Vastus lateralis……..51

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 2.1: Mevcut tez çalışmasında dikkate alınan kaslar için modellemede kullanılan parametreler……..18

Tablo 3.1: Hasta gruplarının belirlenmesi……25

Tablo 3.2: PTİ'li grubun ve PTİ'siz grubun preoperatif parametrelerinin karşılaştırılması…26

Tablo 3.3: PTİ'li grup için Xray görüntüsünden ve OpenSim modelinden elde edilen patella yüksekliği ve IS oranı……...29

Tablo 3.4: PTİ'siz grup için Xray görüntüsünden ve OpenSim modelinden elde edilen patella yüksekliği ve IS oranı……...30

Tablo 3.5: Bulanık mantık algoritması için tanımlanan kural tablosu…….39

Tablo 4.1: Patella ilerleme miktarının ve IS oranının PTİ'li ve PTİ'siz gruplar için karşılaştırılması. İstatistiksel anlamlılık bulunan durumlar kalın yazılarak belirtilmiştir. Aralarında analiz yapılmayan karşılaştırma grupları için (-) işareti kullanılmıştır……..44

Tablo 4.2: Diz ekstansiyon moment kolu değerlerinin PTİ'li ve PTİ'siz gruplar için karşılaştırılması. Sağlıklı bireylerden elde edilen değerler gri ile vurgulanarak verilmiştir. İstatistiksel anlamlılık bulunan durumlar kalın yazılarak belirtilmiştir……45

Tablo 4.3: Basma fazında maksimum diz ekstansiyonu, salınım fazında maksimum diz fleksiyonu ve diz hareket aralığı değerlerinin PTİ'li ve PTİ'siz gruplar için karşılaştırılması. Sağlıklı bireylerden elde edilen değerler gri ile vurgulanarak verilmiştir. İstatistiksel anlamlılık bulunan durumlar kalın yazılarak belirtilmiştir……...47

Tablo 4.4: SP'li hastaların ve sağlıklı bireylerin diz eklem momentleri için hesaplanan RMSD ve PCC değerleri. Anlamlı farklılıklar kalın gösterimle belirtilmiştir……..49

Tablo 4.5: Statik optimizasyon ile hesaplanan kas aktivasyonları ile deneysel EMG verisi için hesaplanan ortalama PCC değerleri……..50

Tablo 4.6: SP'li hastaların ve sağlıklı bireylerin kas kuvvetleri için hesaplanan RMSD değerleri. Anlamlı farklılıklar kalın gösterimle belirtilmiştir……...52

Tablo 4.7: SP'li hastaların ve sağlıklı bireylerin kas kuvvetleri için hesaplanan PCC değerleri. Anlamlı farklılıklar kalın gösterimle belirtilmiştir……53

Tablo 4.8: Bulanık mantık ile elde edilen operasyon kararları. Başarısız kestirimler gri ile vurgulanmıştır……...53

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler **Açıklama**

$\varnothing$: Statik optimizasyonda kullanılan amaç fonksiyonu
p : İstatistiksel anlamlılık seviyesi

Kısaltmalar **Açıklama**

BF : Biseps femoris
BW : Vücut ağırlığı (Body-weight)
cm : Santimetre
DFEO : Distal femoral ekstansiyon osteotomisi
EMG : Elektromiyografi
Hz : Hertz
IS : Insall-Salvati indeksi
KMFSS : Kaba motor fonksiyon sısnıflandırma sistemi
KS : Koshino-Sugimoto indeksi
LG : Lateral gastroknemius
m : Metre
mm : Milimetre
ms : Milisaniye
N : Newton
PCC : Pearson korelasyon katsayısı (Pearson correlation coefficient)
PTİ : Patellar tendon ilerletme
rad : Radyan
RF : Rektus femoris
RMSD : Ortalama karekök hatası (Root mean square difference)
SD : Standart sapma
SM : Semimembranosus
SO : Statik optimizasyon

SP : Serebral palsi

SS : Standart sapma

VL : Vastus lateralis

ÖZET

DOKTORA TEZİ

SEREBRAL PALSİLİ ÇOCUKLARDA YÜRÜME ANALİZİ DESTEKLİ KAS-İSKELET SİSTEMİ MODELLEMESİ VE BULANIK MANTIK İLE FARKLI CERRAHİ YAKLAŞIMLARIN DEĞERLENDİRİLMESİ

Derya KARABULUT

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Anabilim Dalı Adı

Program Adı

Danışman : Prof. Dr. Yunus Ziya ARSLAN

Bükük diz yürüyüşü serebral palsili (SP) hastalarda görülen yürüme bozukluklarının başında gelmektedir. Bükük diz yürüyüşünün tedavisi için pek çok cerrahi işlem uygulanmaktadır. Bu yöntemlerin seçiminde operasyonun yapıldığı merkezler ve operasyonu gerçekleştiren hekimin kişisel tecrübesi önemli rol oynamaktadır. Patellar tendon ilerletme (PTİ) operasyonu da özellikle distal femoral ekstansiyon osteotomi operasyonunun uygulandığı durumda sıklıkla tercih edilen yöntemlerden biridir. Buradaki amaç, diz ekstansiyon momentini artırarak bükük diz yürüyüşünün tedavisini sağlamaktır. Ancak PTİ operasyonu diğer cerrahi işlemlere ek olarak yapıldığı için izole etkisi tam olarak bilinmemektedir. Uygulanan cerrahi işlemlerin postoperatif dönemde diz fonksiyonu üzerindeki etkisinin değerlendirilmesinde patellar yükseklik değerli bir ölçüdür. Literatürde, patella yüksekliğini ölçmek için onaylanmış bir prosedür yoktur. Bu tez çalışmasında *i*) kas-iskelet modellemesi ile patella pozisyonunun belirlenmesi, *ii*) PTİ operasyonu için uygulanan iki cerrahi işlemin etkilerinin araştırılması, *iii*) PTİ'nin patella yüksekliği üzerindeki etkisinin değerlendirilmesi, *iv*) PTİ'nin diz eklemi momenti ve kas kuvvetleri üzerindeki etkisinin kas-iskelet modellemesi yoluyla belirlenmesi

ve *v*) hastalara uygulanacak cerrahi işlemlere karar verme sürecine destek olacak bir bulanık mantık algoritmasının geliştirilmesi amaçlandı. Bükük diz yürüyüşüne sahip SP'li hastalar pek çok operasyona ek olarak PTİ operasyonuna maruz kalanlar (PTİ grubu, *n*=18) ve PTİ operasyonuna maruz kalmayanlar (PTİ'siz grup, *n*=18) olarak ikiye ayrıldı. Hastaların üç boyutlu yürüme analizi ve Xray verisi restrospektif olarak preoperatif ve post operatif dönemde incelendi. Ameliyat öncesi ve sonrası patella pozisyonunu, diz ekstansiyon moment kolunu, diz eklemi açısını, diz eklem momentini ve kas kuvvetini ölçmek için hesaplamalı bir kas-iskelet modeli kullanıldı. Uygulanacak operasyon yöntemlerine karar vermek için bulanık mantık algoritması kullanıldı. Cerrahlar tarafından dikkate alınan parametreler, algoritmaya tanımlandı. Elde edilen sonuçlar göstermiştir ki, PTİ operasyonu bükük diz yürüyüşünün tedavisinde etkili bir tedavi yöntemidir. Modelleme ve simülasyon programları aracılığıyla patella yüksekliğinin objektif bir protokolde ölçümü mümkündür. Ayrıca geliştirilen bulanık mantık algoritması, SP'li hastalarda uygulanacak operasyonlara karar verme aşamasında hekimlere destek sağlayabilecek potansiyele sahiptir.

Aralık 2022 , 100. sayfa.

Anahtar kelimeler: Serebral Palsi, Bükük Diz Yürüyüşü, Patellar Tendon İlerletme, Yürme Analizi, Bulanık Mantık, Modelleme ve Simülasyon.

ABSTRACT

Ph.D. THESIS

GAIT ANALYSIS ASSISTED MUSCULOSKELETAL MODELING IN CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY AND EVALUATION OF DIFFERENT SURGICAL APPROACHES WITH FUZZY LOGIC

Derya KARABULUT

İstanbul University-Cerrahpaşa

Institute of Graduate Studies

Name of Department

Name of Programme

Supervisor : Prof. Dr. Yunus Ziya ARSLAN

Crouch gait is the most common gait disorder in patients with cerebral palsy (CP). There are many surgical procedures for the treatment of crouch gait. For the decision-making process, the centers where the operation is performed and the personal experience of the surgeon who performs the operation play an important role. Patellar tendon advancement (PTA) is also one of the frequently preferred methods, especially when distal femoral extension osteotomy is performed in patients with CP to provide the treatment of crouch gait by increasing the knee extension moment. However, since the PTA is performed in addition to other surgical procedures, its isolated effect is not clearly known. Patellar height is a valuable measure in evaluating the effect of surgical procedures on knee function in the postoperative period. In the literature, there is no approved procedure to measure patella height objectively. In this thesis, it was aimed to *i*) determine the patella position with musculoskeletal modeling, *ii*) investigate the effects of two surgical procedures applied for PTA, *iii*) evaluate the effect of PTA on the patellar height, *iv*) determine the effect of PTA on knee joint moment and muscle force through musculoskeletal modeling, and *v*) develop a fuzzy logic algorithm that would support the decision-making process of surgical procedures. Patients with CP with crouch gait were divided into two groups if they had received a SEMLS in combination with PTA (PTA group, n=18) or without PTA (NoPTA group, n=18). Three-dimensional gait and X-ray data of the patients were retrospectively analyzed in the preoperative and postoperative period. A computational musculoskeletal model was used to quantify patella position, knee extension moment arm, knee joint angles, knee joint moments and muscle forces before and after surgery. Fuzzy logic

algorithm was used to decide the operation methods. The parameters considered by the surgeons were defined into the algorithm. Obtained results showed that PTA is an effective treatment method in the treatment of crouch gait. Measurement of patella height in a standard protocol is possible through modeling and simulation software. In addition, the developed fuzzy logic algorithm has the potential to provide support to the decision-making process of surgical procedures to be performed in patients with CP.

December 2022, 100. pages.

Keywords: Cerebral Palsy, Crouch Gait, Patellar Tendon Advancement, Gait Analysis, Fuzzy Logic, Modeling and Simulation

1. GİRİŞ

Serebral palsi (SP), beyinde oluşan hasarın büyümesiyle birlikte kas-iskelet sisteminde bozukluklara neden olan bir hastalıktır. Doğumdan önce, doğum sırasında ve doğumdan sonra serebral palsinin oluşumunu ve gelişimini etkileyen pek çok faktör vardır (Bar-On ve diğ., 2014). Bu faktörlerin başında hipoksi olarak bilinen oksijen yetmezliği gelmektedir. Beyne yeterli oksijenin iletilmediği durumlarda vücutta pek çok nöropatolojik değişiklik meydana gelmektedir (Kinney, 2005). Bu değişiklikler spastisite olarak adlandırılan kasın kasılı kalması durumuna ve ayrıca kemiklerde şekil bozukluklarına (deformite) neden olmaktadır. Hastaların kas-iskelet sistemlerinde meydana gelen bu değişiklikler çeşitli yürüme patolojileriyle kendini göstermektedir. Genellikle serebral palsili hastalarda parmak ucu yürüme, ayaklar içe dönük yürüme gibi yürüme patolojileri olmakla birlikte, sert diz yürüyüşü (stiff knee gait) ve bükük diz yürüyüşü (crouch gait) en sık görülen patolojik yürüme bozukluklarıdır (Temelli ve Akalan; 2009; Correa ve diğ., 2012; Goldberg ve diğ., 2003).

Tek aşamalı çoklu seviye cerrahileri (single-event multilevel surgery), SP'li hastaların tedavisinde standart prosedür olarak kabul edilmektedir (McGinley ve diğ., 2012; Thomason ve diğ., 2013). Bu yöntem pek çok cerrahinin kombinasyonu şeklinde ifade edilmektedir. Patellar tendon ilerletme (PTİ) operasyonu da bükük diz yürüyüşünün tedavisinde sıklıkla tercih edilen yöntemlerin başında gelmektedir (Bittmann ve diğ., 2018). PTİ yöntemi patellar tendon kısaltılması (yumuşak doku prosedürü) veya tibial tüberozitenin distal ilerletilmesi (kemik prosedürü) ile gerçekleştirilebilir (Boyer ve diğ., 2018). PTİ, kuadriseps kas grubunun moment kolunu iyileştirmek ve dolayısıyla yürüyüş sırasında gerekli diz ekstansiyon momentini sağlamak amacıyla yapılır. Kinematik açıdan incelendiğinde Das ve diğ. (Das ve diğ., 2012) ve Stout ve diğ. (Stout ve diğ., 2008) göstermiştir ki, PTİ uygulandığında diz kinematiğinde iyileşme olmaktadır. Novacheck ve diğ. tek aşamalı çoklu seviye cerrahilerinde daha iyi sonuçlar elde etmek için PTİ'nin gerekli olduğunu göstermişlerdir (Novacheck ve diğ., 2009). Klotz ve diğ. bükük diz yürüyüşünün düzeltilmesinde PTİ'nin etkili bir prosedür olduğunu belirtmiştir (Klotz ve diğ., 2018). Kinetik açıdan PTİ operasyonu ele alınacak olursa eklem momentlerinin ve kas kuvvetlerinin incelenmesi gerekmektedir. Boyer ve diğ. distal femoral ekstansiyon osteotomi (DFEO) ve PTİ operasyonu geçiren hastalarda diz ekstansör

momentinde, bu operasyonları geçirmeyen hastalara kıyasla artış gözlemlenmiştir (Boyer ve diğ., 2018). Hyer ve diğ.'nin yaptığı çalışmada PTİ operasyonunun basma fazının sonunda diz momentini azalttığı belirtilmiştir (Hyer ve diğ., 2021). Kaslardaki deformiteler hastadan hastaya değişmekle birlikte, SP'nin doğası gereği özellikle dikkate alınan belirli kaslar bulunmaktadır. Das ve diğ. (manuel kas test yöntemi ile) ve Stout ve diğ., (klinik değerlendirme ile) PTİ uygulanan hastalarda kuadriseps kaslarının dayanımının arttığını göstermişlerdir (Das ve diğ., 2012; Stout ve diğ., 2008). Ancak PTİ operasyonu genellikle diğer cerrahi prosedürlerle birleştirilerek uygulandığı için bu operasyonun asıl etkisinin ne olduğu hala bilinmezliğini korumaktadır. Hastalar PTİ'ye ek olarak çeşitli ameliyat türlerine maruz kaldıklarından, homojen karşılaştırılabilir grupların belirlenmesi ve PTİ'nin postoperatif çıktılarının değerlendirilmesi mümkün değildir. Bu nedenle PTİ'nin ana etkisi konusunda fikir birliği yoktur.

Patellar yüksekliğin ölçülmesi, cerrahi prosedürlerin değerlendirilmesi için değerli bir göstergedir. Patellanın yüksekliği Insall-Salvati oranı (IS oranı) (Insall ve Salvati, 1971) veya Koshino İndeksi (KS) (Koshino ve Sugimoto, 1989) gibi çeşitli radyografik görüntüleme yaklaşımlarının kullanılmasıyla belirlenebilir. Verhulst ve diğ. IS oranının diğer indeksler arasında en güvenilir ölçüm yöntemi olduğunu belirtmiş olsa da (Verhulst ve diğ., 2019), patellanın yüksekliğini değerlendirmek için bu indeksleri kullanmak her zaman doğru değildir. Çünkü hastalar preoperatif ve postoperatif dönemlerdeki radyografik ölçümler sırasında farklı eklem açılarına sahip olabilirler. Parametrelerin standardizasyonu için yürüyüş analizi ve kas-iskelet modellerinin kullanılması, PTİ'nin çıktıları ve faydaları hakkında daha doğru bir bilgi sağlayacaktır.

SP'li hastalarda operasyona karar verme süreci, en önemli aşamalardan biridir. Çünkü yapılan operasyon hastanın iyileşmesine katkıda bulunabileceği gibi, mevcut durumunun daha kötüye gitmesine de sebep olabilir. Sousa ve diğ.'lerinin yaptığı çalışmada SP'li hastalarda sıklıkla tercih edilen distal femoral ekstansiyon osteotomi operasyonunun, Kaba Motor Fonksiyon Sınıflama Sistemi (KMFSS) III ve KMFSS IV olan hastalarda postoperatif dönemde çok daha kötü yürüme davranışlarına neden olduğunu raporlamışlardır (Sousa ve diğ., 2019). Ancak operasyona karar verme süreci, hekimlerin deneyimlerine ve ekollerine bağlı olarak farklı olabilmektedir. Bu nedenle, verilecek kararın merkezlerden ve uzmanlardan bağımsız olacak şekilde objektif bir değerlendirme ile tespit edilmesi büyük önem arz etmektedir.

Bu tez çalışmasında, bükük diz yürüyüşünün tedavisinde tercih edilmeye başlanan ve nispeten yeni bir yöntem olan PTİ operasyonunun, iyileşme sürecinde patellanın pozisyonunu ne kadar değiştirdiği değerlendirilmiştir. Ayrıca, patellanın konumunun objektif bir şekilde ölçülebilmesi için kas-iskelet sistemi modelleme programının kullanımı önerilmiştir. PTİ operasyonunun diz ekstansiyon moment kolunda nasıl bir etkiye sahip olduğu incelenmiştir. Bir diğer amaç olarak, PTİ operasyonunun diz eklem açısı, diz eklem momenti ve diz eklemini saran kas kuvvetleri açısından postoperatif dönemde nasıl bir etkiye sahip olduğu araştırılmıştır. Mevcut tez çalışmasının son amacı olarak, farklı cerrahi operasyonlara karar verilmesi aşamasında hekim ve klinisyenlere yardımcı olması amacıyla bulanık mantıklı bir karar verme mekanizması tasarlanmıştır. Çünkü SP'li hastalarda uygulanacak cerrahi operasyonlarla ilgili bir görüş birliği bulunmamakla birlikte, karar verme aşaması cerrahın tecrübesine bağlıdır.

Tez çalışmasının içeriği şu şekilde oluşturulmuştur: Kavramsal Çerçeve bölümünde, tez kapsamında dikkate alınan pek çok yöntem ve kavramın açıklamasına yer verilmiştir. Yöntem kısmında, tez çalışması kapsamında hasta bireylerle yapılan ölçümlerden, kas-iskelet modellemesinden, diz eklem açısının ve diz eklem momentinin hesaplanmasından ve bulanık mantık kontrolcü tasarımından detaylı bir şekilde bahsedilmiştir. Bulgular bölümünde, elde edilen sonuçlar gerekli grafik ve tablolarla objektif bir şekilde sunulmuştur. Tartışma bölümünde, mevcut tez çalışması kapsamında elde edilen sonuçlar literatürle kıyaslanarak tartışılmış ve sonuçlar üzerinden çıkarımlarda bulunulmuştur.

2. KAVRAMSAL ÇERÇEVE

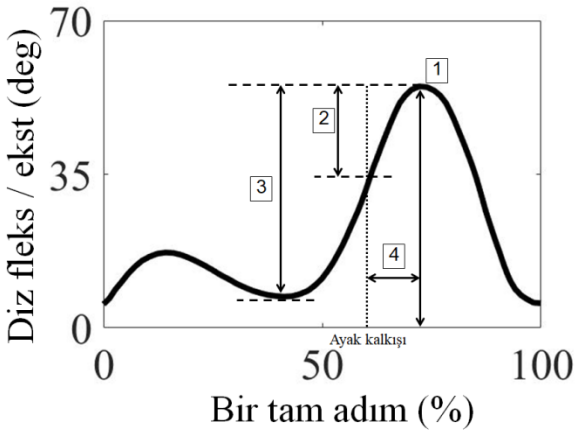
2.1. Serebral Palsi ve Yürüme Bozuklukları

Serebral palsi, beyindeki hasara bağlı olarak kas-iskelet sisteminde bozukluklara neden olan bir hastalıktır. Doğumdan önce, doğum sırasında ve doğumdan sonra SP'nin oluşumunu ve gelişimini etkileyen faktörlerin başında hipoksi olarak bilinen oksijen yetmezliği gelmektedir (Kinney, 2005). Beyne yeterli oksijenin iletilmediği durumlarda vücutta meydana gelen nöropatolojik değişiklikler spastisite olarak adlandırılan kasın kasılı kalması durumuna ve ayrıca kemiklerde şekil bozukluklarına (deformite) neden olmaktadır. Hastaların kas-iskelet sistemlerinde meydana gelen bu değişiklikler çeşitli yürüme patolojileriyle kendini göstermektedir. SP'li hastalardaki yürüme bozukluklarının tedavisine karar verilirken KMFSS seviyeleri de önem arz etmektedir (Palisano ve diğ., 1997). KMFSS I olan hastalar kolayca yürüyüp, bağımsız şekilde merdiven inip çıkabilir. KMFSS II olan hastalar kısa süreli bağımsız yürüyebilir ve tırabzana tutunarak merdiven inip çıkabilir. KMFSS III olan hastalar yardımcı cihaz kullanarak yürüyebilir ve başka birinin yardımını alarak merdiven inip çıkabilir. KMFSS IV olan hastalar, sadece tekerlekli sandalye ile mobiliteyi sağlayabilir. KMFSS V olan hastaların yürüme kabiliyetleri yoktur.

SP'li hastalarda en sık görülen patolojik yürüme bozuklukları sert diz yürüyüşü ve bükük diz yürüyüşüdür (Correa ve diğ., 2012; Goldberg ve diğ., 2003).

2.1.1. Sert Diz Yürüyüşü

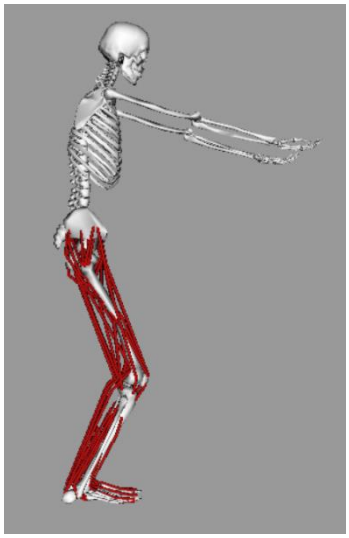
Sert diz yürüyüşü, yürümenin salınım fazında diz ekleminin tepe fleksion açısının azalması ve gecikmesi şeklinde ifade edilir (Apti ve diğ., 2016). Sert diz yürüyüşünü tanımlamak için Goldberg ve diğ.'nin (Goldberg ve diğ., 2006) belirlediği dört parametre kullanılmaktadır (Şekil 2.1). Bu dört parametre; *i)* tepe diz fleksiyon açısı, *ii)* parmak kalkışı anı ile tepe diz fleksiyon açısı arasındaki eklem hareket açıklığı, *iii)* diz ekleminin tepe ekstansiyonu ile tepe fleksiyonu arasındaki eklem hareket açıklığı ve *iv)* parmak kalkışı anından tepe diz fleksiyon açısına ulaşma zamanı şeklinde belirlenmiştir.



Şekil 2.1: Sert diz yürüyüşünün tanımlanması için gereken dört parametre. 1) salınım fazında maksimum diz fleksiyon açısı, 2) ayak kalkışı ile salınım fazındaki maksimum diz fleksiyonu arasındaki hareket aralığı, 3) bir adım için toplam diz fleksiyon/ekstansiyon hareket aralığı, 4) ayak kalkışından maksimum diz fleksiyonuna ulaşana kadar geçen zaman (Goldberg ve diğ., 2006).

2.1.2. Bükük Diz Yürüyüşü

Bir diğer önemli yürüme bozukluğu bükük diz yürüyüşüdür. Bu patolojiye sahip bireylerde kalça ve diz eklemlerinin aşırı fleksiyona gitmesi, ayak bileği ekleminin de aşırı dorsifleksiyona gitmesi sebebiyle bükük diz yürüyüşü meydana gelmektedir (Temelli ve Akalan, 2009) (Şekil 2.2). İlerleyen zamanlarda patella alta ve patellada tendon uzaması olmaktadır. Bu durum bükük diz yürüyüşünün ilerlemesine neden olur ve diz ekstansör mekanizmasında zayıflıklar oluşur (Arslan ve Karabulut, 2021).



Şekil 2.2: Bükük diz yürüyüşünün sagital plandaki görünüşü. Kalça ve dizde aşırı fleksiyon, ayak bileğinde aşırı dorsifleksiyon ile karakterize edilir. Kas-iskelet sistemi görseli OpenSim yazılımı kullanılarak elde edilmiştir (Delp ve diğ., 2007; Rajagopal ve diğ., 2016).

2.2. Serebral Palside Klinik Değerlendirme Yöntemleri

2.2.1. Thomas Testi

Kalça fleksör kaslarının spastisitesini değerlendirmek için kullanılan bir testtir (Desloovere ve diğ., 2006; Wolf ve diğ., 2014). Hasta sırt üstü yatar pozisyondayken test edilen bacak nötral pozisyonda tutulur. Diğer bacakta diz fleksiyonda olacak şekilde hastanın göğsüne doğru itilir. Bu esnada nötral pozisyondaki bacağın kalça veya diz eklemi fleksiyon yapmaya başlarsa, Thomas testi pozitiftir ve hastanın kalça fleksör kasları kısadır.

2.2.2. Popliteal Açı Ölçümü

Hamstring kaslarındaki spastisiteyi değerlendirmek için kullanılan bir testtir (Wolf ve diğ., 2014; Saglam ve diğ., 2016). Hasta sırt üstü yatar pozisyondayken test edilen bacakta kalça ve diz eklemleri 90^o fleksiyona getirilir. Daha sonra test edilen bacağın dizi ekstansiyona getirilir. Dizin tam ekstansiyona ulaşamadığı durumda, tam ekstansiyondan eksik kalan açı popliteal açı olarak adlandırılır.

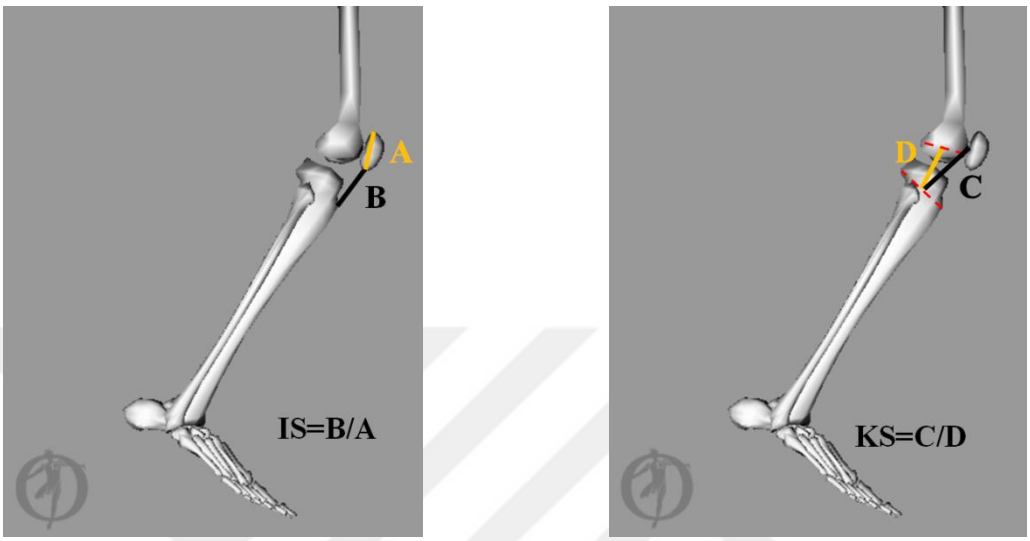
2.2.3. Duncan-Ely Testi

Rektus femoris kasının spastisitesini değerlendirmek için kullanılan bir testtir (Desloovere ve diğ., 2006; Wolf ve diğ., 2014). Hasta yüz üstü yatar pozisyondayken test edilecek bacağın diz eklemi hızlı bir şekilde fleksiyona getirilmeye çalışılır. Bu esnada pelvisin zeminden yükselip yükselmediği kontrol edilir. Eğer pelvis yukarı kalkıyorsa Duncan-Ely testi pozitiftir ve hastada rektus femoris kas spastisitesi vardır.

2.3. Radyolojik Görüntüleme

SP'li hastalardaki patolojilerin tanı ve tedavisinde radyolojik görüntüleme yöntemleri sıklıkla kullanılmaktadır. Özellikle bükük diz yürüyüşüne sahip hastalarda patellanın konumunun tespitinde Xray verisi büyük önem arz etmektedir. Patellanın konumunu Xray verisi üzerinden Insall-Salvati oranı (Insall ve Salvati, 1971) ve Koshino-Sugimoto İndeksi (Koshino ve Sugimoto, 1989) gibi çeşitli radyografik görüntüleme yaklaşımlarının kullanılmasıyla belirlenebilir. IS oranı, kalçanın nötral pozisyonda ve dizin 30^o fleksiyonda olduğu durumdaki patellar tendon uzunluğunun patellanın maksimum uzunluğuna oranı olarak tanımlanmış ve 0,8-1,2 aralığı normal IS oranı aralığı belirlenmiştir (Şekil 2.3a). KS indeksi, kalçanın nötral pozisyonda ve dizin 30^o fleksiyonda olduğu durumdaki patella orta noktası ile proksimal tibial

fizisin orta noktası arasındaki mesafenin proksimal tibial fizis orta noktası ile distal femoral fizis orta noktası arasındaki mesafeye oranı olarak tanımlanmış ve 0,99-1,2 aralığı normal KS oranı aralığı belirlenmiştir (Şekil 2.3b). Verhulst ve diğ., IS oranının diğer indeksler arasında en güvenilir ölçüm yöntemi olduğunu belirtmiştir (Verhulst ve diğ., 2019).



(a) (b)

Şekil 2.3: (a) Insall-Salvati indeksinin ve (b) Koshino-Sugimoto indeksinin gösterimi. A: patellanın maksimum uzunluğu, B: patellar tendon uzunluğu, IS: Insall-Salvati indeksi, C: patella orta noktası ile proksimal tibial fizisin orta noktası arasındaki mesafe, D: proksimal tibial fizis orta noktası ile distal femoral fizis orta noktası arasındaki mesafe, KS: Koshino-Sugimoto indeksi. İskelet sistemi görseli OpenSim yazılımı kullanılarak elde edilmiştir (Delp ve diğ., 2007; Rajagopal ve diğ., 2016).

2.4. Serebral Palsili Hastalarda Uygulanan Temel Cerrahi Operasyonlar

2.4.1. Rektus Femoris Transferi

Rektus femoris kasının aşırı aktivitesi, sert diz yürüyüşünün temel sebeplerinden biridir. Bu nedenle sert diz yürüyüşünün tedavisinde rektus femoris kasının transferi sıklıkla tercih edilen yöntemlerin başında gelmektedir (Gage ve diğ., 2009; Sutherland ve diğ., 1990). Bu operasyonun asıl amacı, rektus femoris kasının kalça fleksörü olarak çalışmaya devam etmesini sağlamak, ancak salınım evresinde dizi aşırı ekstansiyona çekmesinin önüne geçmektir. Bu sebeple rektus femoris kasının distaldeki insertio noktası dizin arkasına taşınır.

2.4.2. Hamstring Uzatma Operasyonu

Hamstring kaslarının aşırı aktivitesi, bükük diz yürüyüşünün sebeplerinden biridir. Spastisitesi artmış Hamstring kaslarının kısa olması, spastisiteye işarettir ve diz ekleminin aşırı fleksiyona gitmesine neden olur. Bunun için önerilen tedavi yöntemlerinden biri de hamstring kaslarının

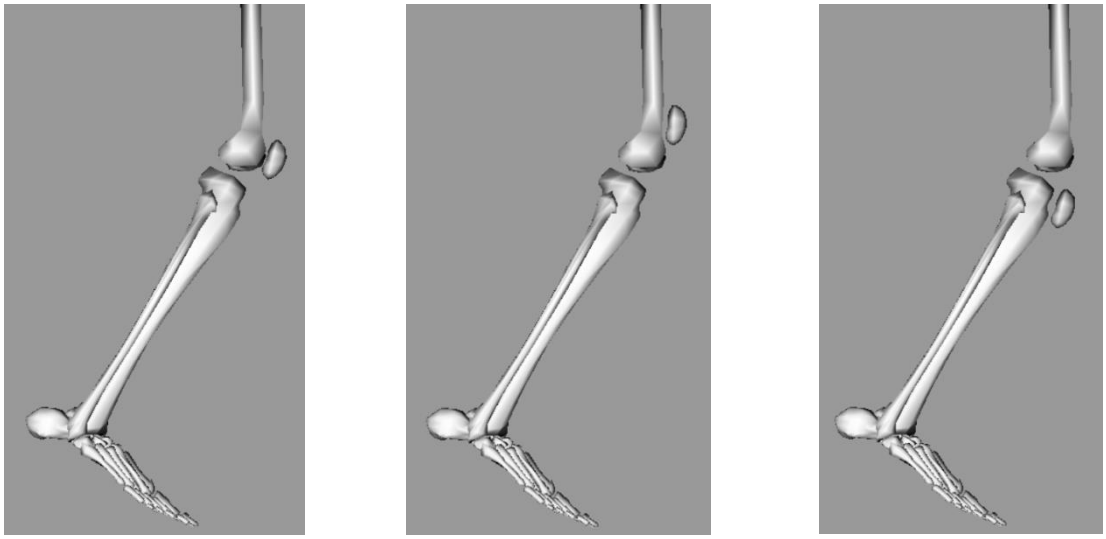
gevşetildiği cerrahilerdir. Literatürde yapılan çalışmalar, hamstring uzatma operasyonu sonucunda basma fazındaki diz fleksiyon açısında istatistiksel olarak anlamlı azalmalar olduğunu göstermiştir (Damon ve diğ., 1991; Salami ve diğ., 2019).

2.4.3. Distal Femoral Ekstansiyon Osteotomi

Bükük diz yürüyüşüne sahip SP'li hastalarda sırt üstü yatar pozisyondayken dahi femur ve tibianın zemin üzerinde doğru bir şekilde hizalanmadan, kalça ve diz eklemleri fleksiyonda olacak şekilde durabilmektedir. Bükük diz yürüyüşüne sahip SP'li hastaların tedavisinde distal femoral ekstansiyon osteotomisi, uygulanan cerrahi yöntemlerin başında gelmektedir (Lotman, 2008; Emara ve diğ., 2021). Bunun için postürün düzeltilmesi ve kalça ve diz eklemlerindeki aşırı fleksiyonun giderilmesi için femur kemiğinden, büyüklüğü fleksiyon açısına bağlı olan kama şeklinde bir kemik parçası çıkarılır. Çıkarma işleminden sonra femur ve tibia kemikleri masa üzerinde doğru bir şekilde hizalanabilirler.

2.4.4. Patellar Tendon İlerletme

Patellar tendon ilerletme operasyonu da bükük diz yürüyüşünün tedavisinde sıklıkla tercih edilen yöntemlerin başında gelmektedir (Bittmann ve diğ., 2018; Karabulut ve diğ., 2021a; Karabulut ve diğ., 2021b). SP'li hastalarda patellanın konumu Şekil 2.4'te görüldüğü üzere normal konumunun daha yukarısında (patella alta) (Şekil 2.4b) ya da daha aşağısında (patella baja) (Şekil 2.4c) olabilmektedir. PTİ operasyonunun amacı, patellaya bağlı kuadriceps kaslarının moment kolunu değiştirerek diz ekstansör momentinin artırılmasını sağlamaktır (Karabulut ve diğ., 2021a). Literatürdeki çalışmalar PTİ operasyonunun uygulandığı durumlarda bükük diz yürüyüşüne sahip hastaların yürüme karakterinin postoperatif dönemde iyileşme gösterdiğini raporlamıştır (Novacheck ve diğ., 2009; Klotz ve diğ., 2018). Lenhart ve diğ. patellanın yüksekliğinin kuadriseps kas grubunun moment oluşturma kapasitesi üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu bulmuşlardır (Lenhart ve diğ., 2017).



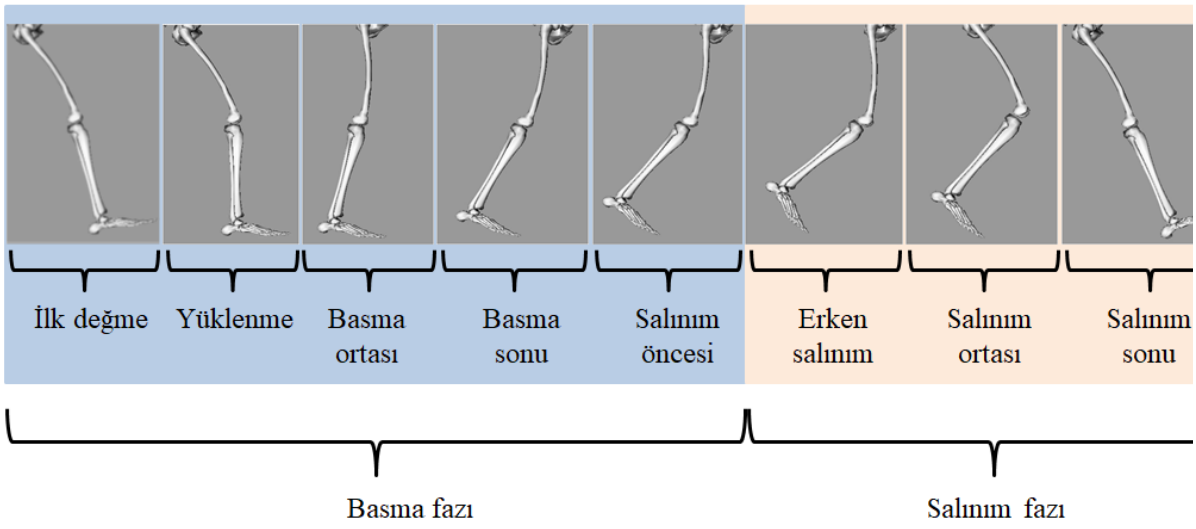
(a) (b) (c)

Şekil 2.4: Patellanın farklı konumlarının gösterimi. (a) patellanın normal konumu, (b) patella alta, (c) patella baja. İskelet sistemi görseli OpenSim yazılımı kullanılarak elde edilmiştir (Delp ve diğ., 2007; Rajagopal ve diğ., 2016).

2.5. Yürüme Analizi

2.5.1. Yürümenin Evreleri

Yürüyüş döngüsü, tekrarlayan yürüme olaylarından birinin ardışık iki oluşumu arasındaki zaman aralığı olarak tanımlanır. Yürüyüş döngüsünün başlangıcını tanımlamak için herhangi bir an seçilebileceği gibi, genellikle bir ayağın yere temas ettiği an başlangıç noktası olarak kullanılmaktadır. Şekil 2.5'te gösterildiği gibi bir ayağın yere temas ettiği ilk an ile yürüme hareketi başlar ve aynı ayak tekrar yere değene kadar döngü devam eder. Temelde yürüyüş döngüsü basma fazı ve salınım fazı olmak üzere iki evrede incelenir. Basma fazında ayak yerle temas halindeyken, salınım fazı bacağın havada olduğu süreyi ifade etmektedir. Yürüme hareketi de ayağın yerle temas ettiği an basma fazı ile başlar ve salınım fazı ile sonlanır. Sağlıklı yürüme karakterine sahip bir insanda bir yürüyüş döngüsünün %60'sı basma ve %40'ı salınım döngüsünden oluşur (Whittle, 2007).



Şekil 2.5: Yürüme döngüsünün fazları. İskelet sistemi görseli OpenSim yazılımı kullanılarak elde edilmiştir (Delp ve diğ., 2007; Rajagopal ve diğ., 2016).

Aşağıdaki terimler, yürüme döngüsü sırasındaki önemli olayları tanımlamak için kullanılır:

- İlk değme (initial contact),
- Yüklenme (loading response),
- Basma ortası (mid-stance),
- Basma sonu (terminal stance),
- Salınım öncesi (pre-swing),
- Erken salınım (initial swing),
- Salınım ortası (mid-swing),
- Salınım sonu (terminal swing)

2.5.2. Yürüme Sırasındaki Kas Aktiviteleri

Yürüme hareketi, kas-iskelet sisteminin koordineli çalışması ile gerçekleşen bir eylemdir. Dolayısıyla bütün kas gruplarının aktivitesini gerektirir. Ancak yürüme hareketinde alt ekstremite daha aktif olduğu için genellikle belli başlı kasların aktiviteleri incelenir. Alt ekstremitedeki kasları dikkate almanın bir diğer nedeni de üst ekstremitede kasların küçük ve fazla sayıda olması nedeniyle sağlıklı bir şekilde incelenememesidir. Buna karşın alt ekstremite kasları büyüktür ve aktivasyonlarının doğru bir şekilde tespit edilebilmesi daha kolaydır (Perry, 1992). Bu tez çalışması kapsamında dikkate alınan kasların yürüme sırasındaki fonksiyonlarına ilişkin bilgi aşağıda verildiği üzeredir.

- Kuadriceps kas grubu: Rektus femoris, vastus medialis, vastus lateralis ve vastus intermedius kaslarından oluşur. Basma fazının başından basma ortasına kadar aktif bir şekilde çalışır. Salınım öncesi fazda yer tepki kuvvet vektörünün oluşturacağı momenti dengelemek için tekrar kasılır.
- Hamstring kas grubu: Biseps femoris, semimembranosus ve semitenditonus kaslarından oluşur. İlk değme fazında aktiftir. Böylece yer tepki kuvvet vektörünün kalça ekleminde oluşturacağı momentin etkisi azaltılır. Salınım sonu fazda tekrar kasılmaya başlar.
- Kalf kasları: Gastroknemius ve soleus kas grubu olarak bilinen kalf kasları diz eklem fleksörü ve ayak bileği plantar fleksörü olarak çalışırlar. Vücudun hızlanmasını sağlamak için basma sonu fazında kasılırlar.

2.5.3. Yürüme Analizi Sistemleri

Hareket analizi, bireylerin kinetik ve kinematik verisinin analizinde yaygın olarak kullanılan temel ölçüm yöntemlerinden biridir. Kişilerin hareketlerini sayısal olarak incelemek ve değerlendirmek için kullanılır. Hareket analizinin pek çok kullanım alanı vardır. Hareket analizi sistemleri kişilerin yapılan hareketler boyunca üç boyutlu kinematik ve kinetik verisini sayısal olarak kaydetmeye olanak sağlar. Çeşitli kullanım amaçları vardır. Patolojik yürüyüşlerin tespit edilmesi ve tedavi yöntemlerine karar verilmesi, ortezlerin ve protezlerin değerlendirilmesi gibi kullanım alanları bulunmaktadır. Klasik bir yürüme analizi sistemi yüksek çözünürlüklü optik kameralar, konumu üç boyutlu uzayda kaydedilebilecek yansıtıcı pasif işaretçiler / belirteçler, yer tepki kuvvet verisini kaydeden kuvvet platformu ve hareket boyunca kas aktivasyonlarını kaydeden EMG sensörlerinden oluşur.

Kinematik verinin toplanması için her uzvun üç boyutlu uzaydaki her bir zaman anı için konumunun algılanması ve bilgisayar sistemine aktarılması gerekir. Bu aşama, analizin en zahmetli ve hataya en müsait aşamasıdır. Uzuvların konumlarının belirlenmesi için yansıtıcı pasif belirteç adı verilen işaretleyiciler kullanılır. Bu işaretçiler, üzerine gelen ışığı yansıttığı için özel çözünürlüklü optik kameralar tarafından pozisyonu algılanmaktadır. Genellikle eklem yakınında kolaylıkla tespit edilebilen bir kemik çıkıntısı üzerine konumlandırılır. Kişinin belirli anatomik bölgelerine yerleştirilen bu belirteçlerin ilgili hareket esnasında kaymaması ve yer değiştirmemesi gerekmektedir. Örneğin vücut kitle indeksi yüksek bireylerde kemik çıkıntılarının tespit edilmesi ya da cilt ile kemik arasındaki belirgin hareket durumu belirteçlerin hareket sırasında yer değiştirmesine, dolayısıyla kaydedilen veride hatalar çıkmasına neden

olmaktadır. Bu nedenle belirteçlerin vücut üzerine mümkün olduğunca hassas bir şekilde yerleştirilmesi ve sabitlemek için yapıştırılması önemlidir. Böylece yumuşak dokuların hareketi dolayısıyla oluşacak bağıl yer değiştirmenin en aza indirilmesi sağlanmış olur.

Hareket analizinde belirteçlerin vücut üzerine yerleşimi belirli protokollere göre yapılmaktadır. Yaygın olarak kullanılan pek çok protokol vardır. Helen Hayes belirteç protokolü, modifiye edilmiş Helen Hayes belirteç protokolü, Davis belirteç protokolü ve Kadaba belirteç protokolü en yaygın kullanılan modellerden bazılarıdır (Akçalı ve diğ., 2009). İncelenen hareketin karakterine göre uygulamalar sırasında bazen alt ekstremitedeki bazen de üst ekstremitedeki belirteçlerin dâhil edilmemesi mümkündür.

Kişilerin uzuvlarına yerleştirilen belirteçlerin konumunun algılanması optik kameralar ile mümkündür. Hareket analizi sistemlerinde kullanılan belirteçlerin her zaman için en az iki kamera tarafından görünmesi gerekmektedir. Böylece olası bir görüntü kaybı durumunda optimizasyon yöntemi ile ölçüm hatalarının en aza indirilmesi mümkün olur. Kullanılan belirteç sayısı ve incelenecek hareket göz önüne alındığında, hareket analizi sistemlerinde en az yedi kameranın kullanılması tavsiye edilir (Perry, 1992; Akçalı ve diğ., 2009).

Kameraların her ölçüm öncesi kalibrasyonunun yapılması gerekmektedir. Kameralardan alınan veriler ön işleme sürecinden geçirilerek bilgisayara aktarılır. Her bir belirtecin üç boyutlu uzayda her bir zaman anı için x,y,z koordinatları belirlenir. Belirlenen koordinatlar, varsa aynı anda diğer kameralardan kaydedilen görüntüler ile eşleştirilir. Kullanılan kameranın çözünürlüğüne göre verinin boyutu değişmektedir.

Yer tepki kuvveti verisinin kaydedilmesi için kuvvet platformları kullanılmaktadır. Kuvvet platformları genellikle altı eksenlidir. Bu sayede platform üzerine etki eden üç boyutlu yer tepki kuvvet vektörü, x-y-z eksenlerinde üç kuvvet bileşeni ve üç moment bileşeni olarak ölçülmektedir. Kuvvet platformlarında piezoelektrik ve gerinme ölçer olarak iki farklı kuvvet ölçüm elemanı kullanılmaktadır (Akçalı ve diğ., 2009). Ölçülen yer tepki kuvvet vektörünün hatasız kaydedilmesi için kuvvet platformları genellikle zemine gömülür. Varlığı belli olmayacak şekilde yerleştirilmesi gerekir. Çünkü ölçüm yapılan kişiler kuvvet platformunun yerini bildikleri durumda doğal davranışlarını değiştirerek hareket etmektedirler.

2.5.4. Deneysel Ölçüm Protokolü

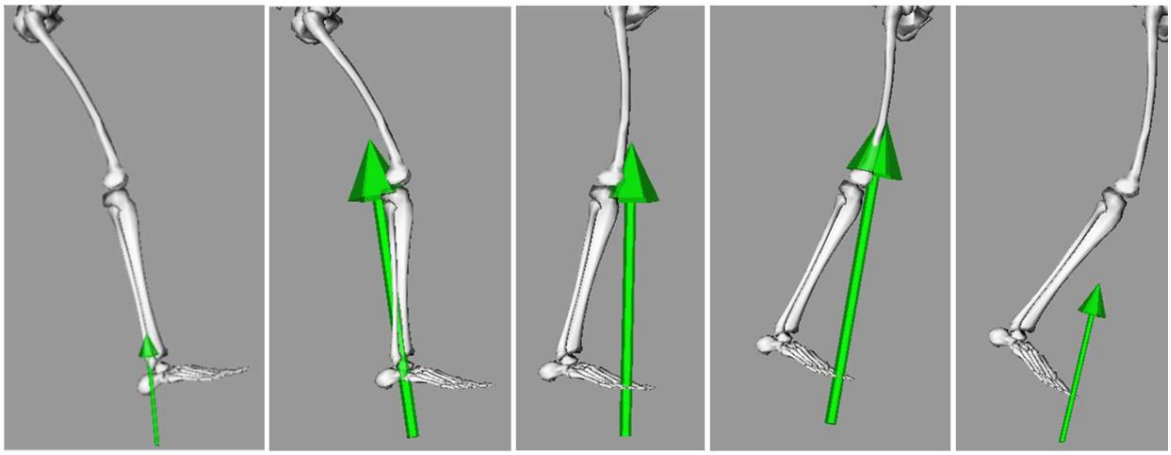
Yürüme analizi sistemleri ile yapılan ölçümler belli protokoller içerir. Öncelikle ölçüm öncesi optik kameraların çalışması kontrol edilir ve gerekli olması durumunda kalibrasyon yapılır.

Ölçüm yapılacak alanın tamamının kameralar tarafından algılandığından emin olmak gerekir. Ekipmanların çalışması ile ilgili gerekli kontroller yapıldıktan sonra gönüllüler hazırlanır. Belirteçlerin vücut üzerine yapıştırılması gerektiğinden beden üzerinde mümkün olduğunca az hareket eden kıyafetler tercih edilmelidir. Belirlenen protokole göre belirteçler yerleştirilir. Ölçüm başlar. Analizi yapılacak hareketin verisi toplanmadan önce gönüllünün kolları iki yana açık olacak şekilde ya da üzerindeki bütün belirteçler kameralar tarafından algılanacak şekilde hareket etmeden statik pozda verisi toplanır. Burada amaç, hareket analizi sisteminin yazılımı için belirteçlerin gönüllü üzerindeki konumunun saptanmasıdır. Statik pozda ölçüm alındıktan sonra incelenmek istenen hareket yapılır. Hareketin yapıldığı süre boyunca dinamik durum için belirteç verisinin kaydı alınmaya devam edilir.

2.5.5. Eklem Açıları ve Eklem Momentleri

Yürüme analizi ile kişilerin yürüme hareketi sırasındaki kinematik ve kinetik incelemesi yapılır. Bunun için eklem açılarının, eklem momentlerinin ve kas aktivasyonlarının incelenmesi gerekmektedir. Eklem açılarının hesaplanması sırasında belirteçlerden kaydedilen veriler kullanılmaktadır. Çeşitli yaklaşımlar kullanılarak belirteç verisinden eklem açısı hesaplanmaktadır. Analiz sonucu ölçümü yapılan kişinin verisi, sağlıklı kişilerden kaydedilerek oluşturulan referans veri ile karşılaştırılır ve farklılıklar saptanır. Patolojik durumlar için amaç kinematik ve kinetik verinin sağlıklı veriye yaklaşmasını sağlamaktır.

Eklem açılarının yanı sıra eklem momentleri de yürüme analizi sistemleri ile elde edilebilmektedir. Eklem momentleri hesaplanırken yer tepki kuvvet vektörü ve kuvvet vektörünün eklem merkezine olan dik uzaklığı dikkate alınır. Şekil 2.6’da örnek bir yürüme durumu için basma fazında yer tepki kuvvet vektörü görülmektedir. Her bir an için kuvvet vektörünün yönü değiştiği için eklem merkezine olan dik uzaklık, dolayısıyla eklem momenti değişmektedir.



Şekil 2.6: Basma fazı boyunca yer tepki kuvvetlerinin değişimi. İskelet sistemi görseli OpenSim yazılımı kullanılarak elde edilmiştir (Delp ve diğ., 2007; Rajagopal ve diğ., 2016).

2.5.6. Elektromiyografi Ölçümü

Yürüme analizi sistemleri ile kaydedilebilen bir diğer veri de kaslara ait aktivasyon bilgisini içeren elektromiyografi (EMG) sinyalleridir (De Luca, 1997; O'Sullivan ve diğ., 2016). Bunun için, çoğunlukla noninvazif (cerrahi müdahale gerektirmeyen) olması sebebiyle yüzeysel EMG sensörleri tercih edilmektedir. EMG sensörlerinin kas üzerindeki yerleşim noktaları, SENIAM protokolüne göre tespit edilir (Hermens, 1999). EMG sinyalleri, kasların hangi zaman aralıklarında ve hangi seviyede aktif oldukları ile ilgili bilgi edinmek için kullanılmaktadır.

Yürüme analizi ile elde edilecek veriler aşağıda verildiği üzeredir.

- Zaman-Mekan Parametreleri:

  Zaman parametreleri:

  - Adım süresi,
  - Çift adım süresi,
  - Kadans.

  Uzunluk (mekan) parametreleri,

  -Adım uzunluğu,

  -Çift adım uzunluğu,

  -Adım genişliği,

  -Ayak açısı.

- Kinematik Parametreler:
  -Eklem açısı,
  -Açısal hız,
  -Açısal ivme.

- Kinetik Parametreler:
  -Yer tepki kuvveti,
  -Eklem momenti,
  -Eklem gücü.

- *Metabolik Enerji Tüketimi:*
  -Oksijen tüketimi / karbondioksit salınımı,
  -Kalp ritmi.

- Kas aktivasyon verisi (EMG)

Yürüme analizi sistemlerinin kullanımına paralel olarak bilgisayar destekli modelleme ve simülasyon programları da geniş bir kullanıcı kitlesine ulaşmıştır. Çünkü modelleme ve simülasyon araçları ile hareket analizinden elde edilen veriye ek olarak farklı bilgiler elde edilebilmektedir. Bunlar;

- Kas kuvvetleri,
- Kas-tendon ünitesi boy değişimi,
- Kas-tendon ünitesi kasılma hızı,
- Eklem temas kuvvetleri olarak belirtilebilir.

2.6. Kas-İskelet Sistemlerinin Modellenmesi ve Simülasyonu

2.6.1. Kas-İskelet Modellerinin Oluşturulması

İskelet sisteminin bilgisayar ortamında modellenmesi için öncelikle her bir alt birimin modelinin oluşturulması gerekmektedir. Bunun için öncelikle iki boyutlu bilgisayarlı tomografi görüntüleri kaydedilir. Daha sonra bu veri Mimics (Materialise, Leuven, Belgium), 3D Doctor (Able Software Corp, Lexington, MA, USA), Amira (Mercury Computer Systems GmbH, Berlin, Germany), Avizo (Mercury Computer Systems, Chelmsfold, MA), Osirix (Pixmeo,

Geneva, Switzerland), Seg3D (University of Utah Center for Biomedical Computing, USA) ve Slicer3D (Fortner Research, Sterling, VA) gibi ticari veya açık kaynaklı çeşitli görüntü işleme programları aracılığıyla üç boyutlu katı modellere dönüştürülür. Bu programların modellemedeki temel kullanım sebebi, iskelet sistemini kas, tendon, ligament gibi diğer yapılardan ayrıştırmaktır. Üç boyutlu kemik modeli elde edildikten sonra yüzeydeki pürüzlerin giderilmesi için Solidworks (Solidworks Corp., Dassault Systemes, Concord, MA, USA), Catia (Dassault System, Paris, France), 3D Builder (3D Construction Company, USA), Autodesk 123D Design (Autodesk Inc, San Rafael, California, USA), ve DraftSight (Dassault Systemes, USA) gibi bilgisayar destekli tasarım programları kullanılır. Bütün bu işlemlerin sonucunda modelleme programlarında kullanılmak üzere katı kemik modeli elde edilir (Arslan ve diğ., 2019).

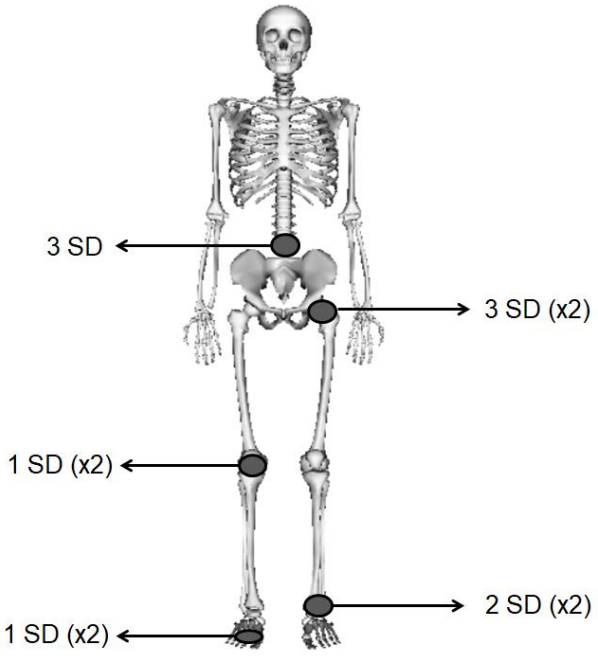
Her bir uzuv için kemik modeli elde edildikten sonra bu parçaların kütle, kütle merkezi ve atalet değerleri tanımlanır. Daha sonra her bir gövdenin hareket kabiliyeti ve diğer rijit cisimlerle etkileşimleri tanımlanır ve modele atanır. İskelet modeli oluşturulurken her bir uzvun birbirine göre konumlarının ve bağlanma ilişkilerinin tanımı yapılmalıdır. Modeldeki her bir parça kendi lokal koordinat eksenine sahiptir. Parçaların konumu tanımlanırken bağlanan parça alt gövde (child body) olarak adlandırılır. Alt gövdenin bağlanacağı parça ana gövde (parent body) olarak tanımlanır. Alt ve ana gövdelerin bağlandığı yerler eklemleri oluşturmaktadır. Eklemler, katı cisimlerin hareket aralığını ve serbestlik derecelerini (degrees of freedom) tanımlamak için kullanılır. İskelet sisteminin modellenmesinde kayar eklem, basit eklem bağlantısı, küresel eklem ve ankastre eklem tipleri kullanılmaktadır. Bu eklem tipleri vücutta bulunan bağlantı noktalarının mekanik mesnetler cinsinden ifade edilmesidir. Modelleme ve simülasyon çalışmalarında, karmaşıklığı önlemek için eklem modelleri mümkün olduğunca basit tutulur.

Bir cismin uzaydaki konumunu ve yönelimini belirlemek için gerekli minimum bağımsız parametre sayısına serbestlik derecesi denir. Serbestlik derecesi, dikkate alınan model için izin verilen hareketler olarak da bilinir. Fleksiyon, ekstansiyon, rotasyon olarak bilinen hareketler aslında her bir eklemin yapabilmeye izinli olduğu hareketlerdir. Örnek olarak kalça eklemi fleksiyonu/ekstansiyonu, iç rotasyon/dış rotasyon, abduksiyon/adduksiyon hareketlerini yapabilmektedir. Bu durumda serbestlik derecesi 3'tür. Eklemin türü ve yapabildiği hareket türleri belirlendikten sonra, bu hareketleri hangi aralıkta yapmaya izinli olduğunun bilgisi de verilmelidir. Eklem hareket açıklığı ya da eklem hareket aralığı olarak adlandırılan bu kavram,

belirli bir eklem etrafındaki hareket miktarının ölçümü anlamına gelmektedir. Referans alınan nokta itibariyle taranan açı/hareket miktarı üzerinden ölçümü yapılır.

Şekil 2.7'de verilen iskelet modeli için 10 segmentin tanımlandığı görülmektedir. Bu segmentler; kafa, kollar ve torsodan oluşan üst gövde, pelvis, sağ uyluk, sol uyluk, sağ baldır, sol baldır, sağ ayak, sol ayak, sağ ayak parmakları, sol ayak parmakları olarak ifade edilmiştir. Her bir eklem için serbestlik dereceleri incelenecek olursa;

- Lumbar eklemin 3 serbestlik dereceli,
- Kalça eklemlerinin 3 serbestlik dereceli,
- Diz eklemlerinin 1 serbestlik dereceli,
- Ayak bileği eklemlerinin 2 serbestlik dereceli,
- Metatarsal eklemlerin 1 serbestlik dereceli olarak modellendiği görülmektedir.



Şekil 2.7: 10 gövdeye ve 23 serbestlik derecesine sahip kas iskelet modeli. SD: Serbestlik derecesi. İskelet sistemi görseli OpenSim yazılımı kullanılarak elde edilmiştir (Delp ve diğ., 2007; Rajagopal ve diğ., 2016).

Her bir segmentin üç boyutlu uzaydaki hareketinin belirlenebilmesi edebilmesi için altı serbestlik derecesinin tespit edilmesine ihtiyaç duyulmaktadır. Bunlardan üç tanesi pozisyon için (*x*, *y* ve *z* eksenleri boyunca öteleme hareketi), üç tanesi de rotasyon için (*x*, *y* ve *z* eksenleri etrafında rotasyon hareketi) kullanılır.

Canlıların vücudunda bulunan kas yapıları oldukça karmaşık özelliklere sahiptirler. Bu nedenle kasların modellemesi yapılırken bazı basitleştirmelere ve bazı kabullere ihtiyaç duyulmaktadır. Öncelikle, kas-tendon elemanları kütlesi olmayan, sürtünmesiz ve uzayabilir iplikçiler şeklinde modellenmektedirler. Bu kas-tendon elemanları, kemiklere ve vücuttaki diğer yapılara bağlanır ve onları sarar. Bir diğer kabul olarak tüm kas liflerinin düz, paralel, eşit uzunlukta ve aynı düzlemde oldukları varsayılmıştır. Bu noktada amaç, kas lifinin geometrisini basitleştirmektir (Zajac, 1989). Modelleme sırasında işlem kolaylığı sağlamak açısından ve bütün kaslar için yeterli verinin olmamasından kaynaklı olarak basitleştirmeler yapılarak hesaplamalarda kasların yüksekliği sabit olarak kabul edilmiştir.

Kasların matematiksel modellerinin oluşturulmasında dikkate alınan pek çok parametre vardır. Bunlar;

- Optimal kas fiber boyu,
- Kas tarafından üretilen maksimum izometrik kas kuvveti,
- Tendon serbest boy uzunluğu,
- Kasın pennasyon açısı,
- Kasın aktivasyon zaman sabiti,
- Kasın deaktivasyon zaman sabiti,
- Kuvvet-uzunluk eğrisi,
- Kuvvet-hız eğrisi,
- Kasların bağlantı yerlerindeki başlangıç (origin) ve bitiş (insertio) noktalarının koordinatları.

Bu tez çalışmasının sonuçlarını değerlendirirken dikkate alınan kaslara ait modellemede kullanılan parametreler Tablo 2.1'de verilmiştir.

Tablo 2.1: Mevcut tez çalışmasında dikkate alınan kaslar için modellemede kullanılan parametreler

	BF	LG	RF	SM	VL
Optimal kas fiber boyu (m)	0,0976	0,0588	0,0759	0,0691	0,0994
Kas tarafından üretilen maksimum izometrik kas kuvveti (N)	1313,18	1575,06	2191,74	2200,99	5148,76
Tendon serbest boy uzunluğu (m)	0,3252	0,3761	0,4484	0,3476	0,2206

Kasın pennasyon açısı (rad)	0,1759	0,2102	0,2171	0,2546	0,2528
Kasın aktivasyon zaman sabiti (ms)	10	10	10	10	10
Kasın deaktivasyon zaman sabiti (ms)	40	40	40	40	40
Kasların bağlantı yerlerindeki origin	-0,104	-0,003	-0,024	-0,099	0,005
noktasının koordinatı	-0,1191	-0,3814	-0,0388	-0,1142	-0,1854
(x,y,z)	0,0586	0,0277	0,0933	0,0614	0,0349
Kasların bağlantı yerlerindeki insertia	-0,0287	0,0044	0,0326	-0,0293	0,0325
noktasının koordinatı	-0,0455	0,0312	-0,0631	-0,0417	-0,0634
(x,y,z)	0,0303	-0,0053	-0,0005	-0,0196	0,0051

BF: Biseps femoris, LG: Lateral gastroknemius, RF: Rektus femoris, SM: Semimembranosus, VL: Vastus lateralis.

Kasların origin ve insertio noktalarının doğru bir şekilde anatomiye uygun olarak tanımlanması oldukça önemlidir. Çünkü bu durum modelleme esnasında kas-iskelet sisteminde oluşacak eklem momentleri değerini, kas-tendon ünitesi boy uzunluğunu, kas-tendon ünitesi kasılma hızını ve kas kuvvetlerini doğrudan etkilemektedir. Anatomik atlaslardan faydalanılarak belirlenen origin ve insertio noktalarının doğruluğundan emin olmak için kas-tendon birimi moment kolu değerlerinin kontrol edilmesi gerekmektedir. Moment kolu, kasın hareket doğrultusu ile ilgili eklemin dönme merkezi arasındaki dik mesafedir. Literatürde verilen moment kolu değerleriyle modelden elde edilen moment kolu değerlerinin örtüşmesi, modelin doğru bir şekilde oluşturulduğunu göstermektedir (Karabulut ve diğ., 2020).

2.6.2. Modelleme ve Simülasyon

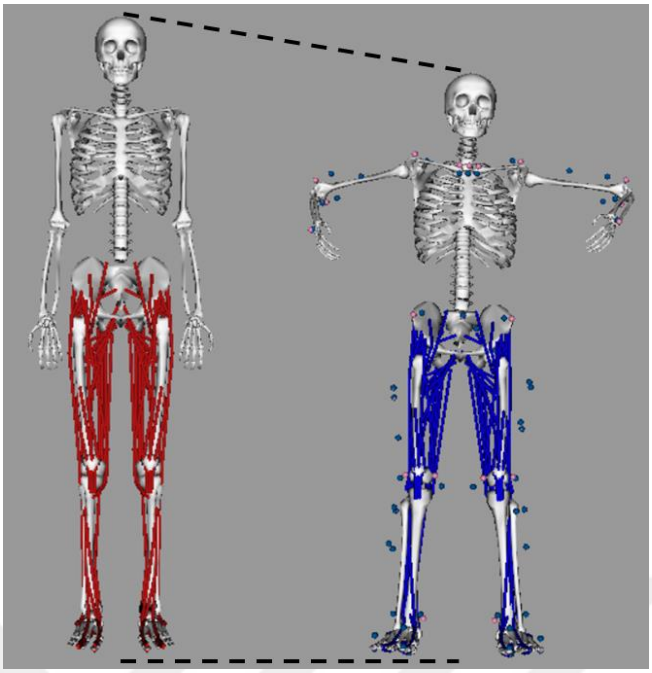
Kas kuvvetlerinin elde edilmesi invazif (cerrahi müdahale gerektiren) yöntemler gerektirdiği için (Komi, 1990) uygulanabilirliği deneysel olarak neredeyse mümkün değildir. Bu nedenle kas kuvvetlerinin kestiriminde çeşitli optimizasyon yaklaşımları kullanılmaktadır. Bu yaklaşımlar modelleme ve simülasyon yazılımlarına entegre edilerek her disiplinden insanın kolaylıkla kullanabilmesine olanak sağlamaktadır.

Modelleme ve simülasyon programları dinamik sistemlerin analizini yapmak için kullanıcı dostu bir ortam sağlar. OpenSim, Anybody, Human Body Model, Biomechanics of Bodies ve Swimming Human Model gibi açık kaynak kodlu ya da ticari versiyonu olan pek çok yazılım bulunmaktadır. Bu programlar ile analiz yapılırken hareket analizi sistemlerinden elde edilen veriler kullanılır. Belli işlemlerden geçirilerek incelenmek istenen parametrelerin eldesi sağlanır.

Modelleme ve simülasyon programları aracılığıyla analize başlamadan önce kullanılacak kas iskelet modelinin belirlenmesi gerekmektedir. Modelleme programlarının kütüphanesinde pek çok hazır model bulunmaktadır. Bu modellerin tasarımı esnasında yukarda bahsedilen kasların modellenmesi ve iskelet sisteminin modellenmesi için verilen teorik alt yapı kullanılmaktadır.

2.6.2.1. Ölçeklendirme

Modelleme ve simülasyon programlarının kütüphanesinde yer alan mevcut kas-iskelet modelleri genellikle sağlıklı bir yetişkinin antropometrik ölçülerine göre oluşturulmaktadır. Ancak analiz çalışmalarında genel modelden daha farklı ölçülere sahip bireylerin verisi de kullanılabilmektedir. Bu durumda genel kas-iskelet modelinin, üzerinde veri toplanan kişinin fiziksel özelliklerine göre uyarlanması işleminin yapılması gerekmektedir. Ölçeklendirme adı verilen işlem ile genel kas-iskelet modeli dikkate alınan gönüllünün antropometrik özelliklerine göre modifiye edilir (Şekil 2.8). Bunun için öncelikle analize katılan gönüllünün statik durumda herhangi bir hareket yapmaksızın belirteç verisinin kaydedilmesi gerekmektedir. Statik pozda kaydedilen belirteçlerin üç boyutlu uzaydaki pozisyon verisi Ölçeklendirme aracı için kullanılır. Her bir vücut segmenti iki belirteç arasında olacak şekilde tanımlanır. Böylece belirteçlerin konumuna göre segmentlerin daha uzun ya da daha kısa, daha geniş ya da daha dar olması sağlanabilir. Kas-iskelet modeli üzerine sanal olarak yerleştirilen belirteçlerin konumları ile laboratuvarda kaydedilen belirteçlerin konumlarının birbirine yakınlaştırılması amaçlanır. Bu iki konum arasındaki en yüksek hata 0,05'ten küçük olacak şekilde ölçeklendirme işlemi yapılır. 0,05'lik bir hata Ölçeklendirme işlemi için kabul edilebilir seviyede bir hata payıdır (Delp ve diğ., 2007).



Şekil 2.8: Genel kas iskelet modeli ve deneysel veriye göre ölçeklendirilmiş kas-iskelet modeli. Kas-iskelet sistemi görseli OpenSim yazılımı kullanılarak elde edilmiştir (Delp ve diğ., 2007; Rajagopal ve diğ., 2016).

2.6.2.2. Kinematik Analiz

Kas-iskelet sisteminin analizi yapılacak bireyin ölçülerine uyarlanması işlemi tamamlandıktan sonra eklem açılarının elde edilmesi için kinematik analiz yapılır. Kinematik analiz, genel olarak pozisyonu bilinen uzuv ya da segmentler arasındaki eklem açılarının tespit edilmesi için kullanılan bir yaklaşımdır.

Kinematik analiz ile modellemesi ve simülasyonu yapılacak hareket sırasında belirteçlerin üç boyutlu uzayda verisinin kaydedilmesi gerekmektedir. Kaydedilen bu veri modele beslenerek eklem açıları elde edilir. Modelleme ve simülasyon programlarında kullanılan kinematik analiz yönteminde öncelikle model üzerine sanal olarak yerleştirilen belirteç verisi ile deneysel olarak kaydedilen belirteç verisi birbirine eşleştirilmeye ve pozisyon olarak yaklaştırılmaya çalışılır. Hareket boyunca sanal belirteç ile deneysel belirteç arasındaki en yüksek hatanın 0,05'ten küçük olması gerekmektedir (Delp ve diğ., 2007). Bu işlem tamamlandıktan sonra belirteçlerin pozisyon verisi kullanılarak eklem açıları elde edilir.

2.6.2.3. Dinamik Analiz

Eklem açılarının elde edilmesi tamamlandıktan sonra eklem momentlerinin de elde edilmesi gerekmektedir. Çünkü kas-iskelet modelinin belirlenen eklem açılarına gidebilmesi için her bir eklemin ihtiyaç duyduğu moment değerinin belirlenmesi gerekmektedir. Böylece incelenen hareketin hem kinematik (eklem açıları) hem de kinetik (eklem momentleri) açıdan incelenmesi mümkün olur. Dinamik analiz ile incelenen hareket boyunca eklem momentlerinin elde edilmesi mümkündür (Delp ve diğ., 2007). Dinamik analizde yürüme, koşma gibi zeminle etkileşimde bulunulan hareketlerde yer tepki kuvvetlerinin sisteme verilmesi gerekmektedir. Kas-iskelet modeline etki eden harici bir dış kuvvet varsa bunun da sisteme beslenmesi gerekir. Yer tepki kuvvetinin, etki ettiği eklem merkezine dik uzaklığı ile çarpımı, o eklemde oluşan eklem momentlerinin hesaplanmasını sağlar.

2.6.2.4. Statik Optimizasyon

Kas kuvvetlerinin belirlenmesi deneysel olarak invazif (cerrahi müdahale gerektiren) işlemler gerektirdiği için uygulabilirliği çok mümkün değildir. Kaslara ilişkin bilgi deneysel olarak EMG sinyalleri ile elde edilmektedir. Ancak EMG sinyalleri sadece kasın hangi zaman aralıklarında aktif olduğu bilgisini vermektedir; kas kuvvetinin genliği hakkında objektif bir bilgi vermez. Ölçüm sistemlerindeki bu eksikliğe teorik çözüm olarak optimizasyon yöntemleri geliştirilmiştir. Optimizasyon yöntemlerinin geliştirilmesinin nedeni, kas-iskelet sistemlerinin artıklık problemine sahip olmasıdır. Artıklık (redundancy) problemi, bir kas-iskelet sistemi modelinde hareketin gerçekleşmesi için gerekli olan kas sayısının, modelin serbestlik derecesinden fazla olmasından kaynaklanan bir durumdur.

Artıklık problemi söz konusu olduğunda, bir eklemi saran kasların üretecekleri kuvvetlerin sonsuz sayıdaki kombinasyonuyla, o hareketin gerçekleşmesi için gerekli olan eklem momentinin oluşması sağlanabilir. Optimizasyon yöntemleri arasında en yaygın kullanılan yöntem statik optimizasyon yöntemidir (Crowninshield ve Brand, 1981). Bu yöntemde ilgili eklemi saran kas kuvvetlerinin aktivasyonlarının karelerinin toplamı minimize edilmektedir. Elde edilen kas aktivasyonları, kuvvet-hız ve kuvvet-uzama eğrilerini de dikkate alarak kas kuvvetlerinin hesaplanmasına olanak sağlamaktadır.

2.7. Bulanık Mantık

Bulanık mantık, Zadeh tarafından geliştirilen ve karar verme mekanizmasında kullanılan bir yöntemdir (Zadeh, 1965). Kullanıcıların sezgisel ve mantıksal bilgilerini ve uzmanların deneyimlerini modellemesine izin verdiği için, oldukça yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Uzmandan gelen bilgiyi temsil etmenin en yaygın yolu, bu bilgiyi EĞER-O ZAMAN (If THEN) kural tabanlı doğal ifadelerine bölmektir. Bu nedenle, *n* tane girişten ve *m* tane çıkıştan oluşan bir bulanık modelinin yapısı,

EĞER <giriş 1> ve <giriş 2> ve … <giriş *n*> SONRA <çıkış 1>ve <çıkış 2> ve … <çıkış *m*> olarak oluşturulur.

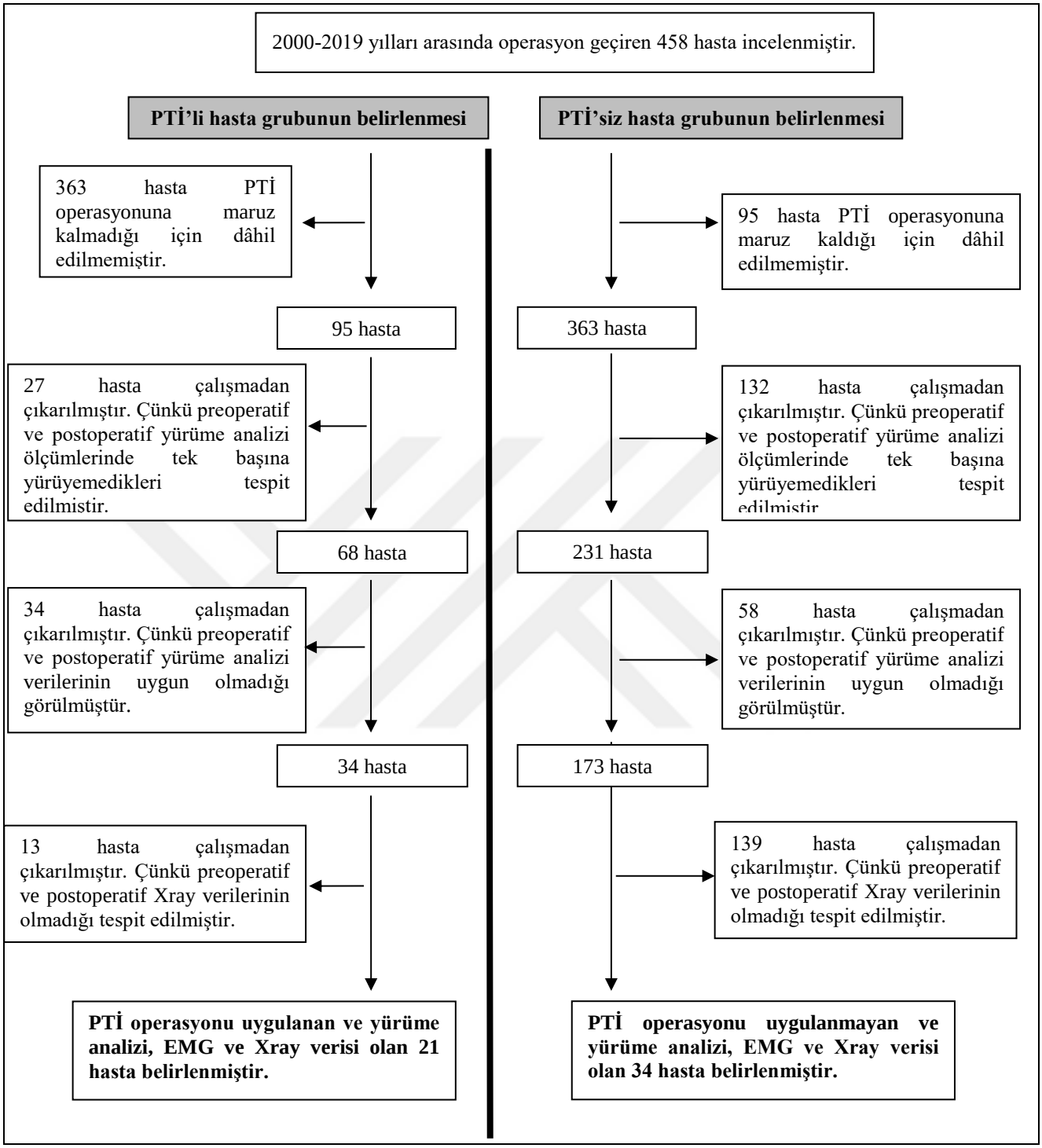
Bulanık mantığın pek çok kullanım alanı olmakla birlikte biyomekanik alanı için oldukça yeni bir yaklaşımdır. Tıp uzmanlarının, hekimlerin kişisel deneyimleri ve geleneksel bilgileri bulanık mantık kural tabloları kullanılarak temsil edilebilmektedir. Sandal ve diğ., anestezi uygulanan hastaların preoperatif risk değerini bulanık mantık algoritması kullanarak tahmin etmişlerdir (Sandal ve diğ., 2021). Yagiz ve diğ. ise koronavirüs pandemisi sürecinde yoğun bakım ünitelerine hasta kabulünde tıp personelinin karar vermesine yardımcı olmak için adil bir öncelik sıralamasına ulaşılmasında tıbbi etik prensipleri de dikkate alan yeni bir bulanık mantıklı yaklaşım geliştirmişlerdir (Yagiz ve diğ., 2022). Lauer ve diğ., EMG sinyallerini bulanık mantık algoritmasında kullanarak yürüme sırasındaki önemli noktaları belirlemişlerdir (Lauer ve diğ., 2004). Schmidt-Rohlfing ve diğ., yaptıkları çalışmada SP'li hastalardan kaydedilen EMG verilerini bulanık mantık algoritmasında işleyerek ayak bileği ekleminin davranışını kestirmişlerdir (Schmidt-Rohlfing ve diğ., 2006). Sagawa Jr ve diğ. tarafından yapılan çalışmada klinik değerlendirme ve yürüme analizi verileri bulanık mantık kullanılarak değerlendirilmiştir. Dikkate alınan veri setinde hangi bilgilerin SP'li hastalarda yürüme indeksini etkilediği belirlenmiştir (Sagawa Jr ve diğ., 2013). Darbandi ve diğ., ise bulanık mantık kullanarak SP'li hastalara ait yürüme karakterlerini başarılı bir şekilde tahmin etmişlerdir (Darbandi ve diğ., 2020).

3. YÖNTEM

3.1.Çalışma Tasarımı

Bu tez çalışma kapsamında Heidelberg Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Hastanesi'nde 2000-2019 yılları arasında operasyon geçiren 458 spastik dipleji hastasından toplanmış retrospektif veriler kullanıldı. Çalışmanın etik kurul onayı Heidelberg Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Hastanesi'nden alındı (S-515/2019). İki ayrı SP'li hasta grubu oluşturuldu. İlk hasta grubuna, pek çok cerrahi işleme ek olarak PTİ operasyonunun da uygulandığı hastalar dâhil edildi. İkinci hasta grubuna ise PTİ operasyonuna maruz kalmayan hastalar kabul edildi. Hastaların belirlenmesi aşamaları Tablo 3.1'de detaylı olarak verildi. Her iki grup için dâhil edilme kriterleri; *i)* yardımcı cihaz veya başka bir kişinin fiziksel yardımı olmadan yürüyebilme kabiliyeti, *ii)* preoperatif ve postoperatif dönemler için yürüyüş analizi, EMG ve Xray verilerine sahip olmasıdır. KMFSS dâhil edilme veya dışlanma kriteri olarak değerlendirilmemiştir. Bu çerçevede incelenen hastalar arasından PTİ'li grup için 21 hasta, PTİ'siz grup için 34 hasta tespit edildi. Bu iki hasta grubundan elde edilecek farklı sonuçların PTİ operasyonuna atfedilmesi için diğer parametrelerin mümkün olduğunca eşitlenmesi amaçlandı. Öncelikle her iki grup için aynı sayıda hasta belirlenmeye çalışıldı. Çalışma kapsamında hasta grupları arasında eşitlenmeye çalışılacak parametreler; *i)* yaş, *ii)* basma fazında maksimum diz ekstansiyonu, *iii)* salınım fazında maksimum diz fleksiyonu, *iv)* diz eklemi hareket aralığı, *v)* KMFSS, *vi)* yürüme profili skoru (gait profile score) ve *vii)* PTİ haricinde maruz kalınan diğer büyük operasyonlar olarak belirlendi. Bu operasyonlar arasından PTİ haricinde doğrudan diz eklemini etkileyen dört temel operasyon; distal femoral ekstansiyon osteotomisi, hamstring uzatma operasyonu, rektus femoris transferi ve derotasyon osteotomisidir.

Tablo 3.1: Hasta gruplarının belirlenmesi



PTİ: Patellar tendon ilerletme, EMG: Elektromiyografi

İki ayrı gruptaki hastalar, belirlenen ilk altı parametre arasında istatistiksel olarak anlamlı bir farklılık olmayacak şekilde ve eş zamanlı geçirilen operasyonlarını da mümkün olduğunca birbirine benzer kılacak şekilde birebir eşleştirilmeye çalışıldı. Böylece PTİ'li grupta yer alan 21 hastaya karşılık PTİ'siz gruptaki 34 hasta içinden 21 hasta belirlendi. Ancak PTİ grubundaki

üç hastanın salınım fazındaki maksimum diz fleksiyonu değeri, kendi grup ortalamasından daha yüksekti. Bu durum, grupların eşitlenmesi işleminde iki grup arasındaki farkın artmasına neden olduğu için bu üç hasta ve bu üç hastanın PTİ'siz grupta eşleştirildiği diğer üç hasta çalışmanın dışında bırakıldı. Böylece belirlenen parametreler açısından birbirinden istatistiksel olarak farklı olmayacak şekilde 18 PTİ'li hasta (operasyona maruz kalan 29 bacak) ve 18 PTİ'siz hasta (operasyona maruz kalan 26 bacak) tespit edildi. Her iki hasta grubuna ait bu parametrelerin karşılaştırılması Tablo 3.2'de verildiği üzeredir. İstatistiksel analiz ile ilgili yapılan çalışmalar *3.5. Veri Analizi* bölümünde detaylı olarak anlatılmıştır.

Tablo 3.2: PTİ'li grubun ve PTİ'siz grubun preoperatif parametrelerinin karşılaştırılması

Preoperatif parametreler (ortalama ± SS)	**PTİ'li hasta grubu**	**PTİ'siz hasta grubu**
Yaş	14,16 ± 2,58	14,26 ± 4,08
Basma fazında maksimum diz ekstansiyonu	26,55 ± 13,71	25,66 ± 11,96
Salınım fazında maksimum diz fleksiyonu	57,30 ± 9,83	55,29 ± 9,83
Diz eklemi hareket aralığı	26,45 ± 14,39	30,03 ± 8,24
KMFSS	1,68 ± 0,57	1,89 ± 0,45
Yürüme profili skoru	13,77 ± 3,24	14,23 ± 3,16
Cerrahi operasyonlar		
Ekstansiyon osteotomi	12 hasta / 21 bacak	10 hasta / 14 bacak
Hamstring uzatma	7 hasta / 12 bacak	6 hasta / 9 bacak
Rektus femoris transferi	4 hasta / 8 bacak	5 hasta / 10 bacak
Derotasyon osteotomi	18 hasta / 30 bacak	18 hasta / 29 bacak

PTİ: patellar tendon ilerletme, SS: standart sapma, KMFSS: Kaba Motor Fonksiyon Sınıflama Sistemi

3.2. Deneysel Protokol

Ameliyat öncesi ve sonrası dönemler için hastaların yürüme analizi verisi Heidelberg Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Hastanesi, Hareket Analizi Laboratuvarı'nda kaydedildi (Şekil 3.1). Yürüme analizi yapılacak hastanın öncelikle kilosu, boyu, KMFSS seviyesi ölçüldü. Rutinde yapılan manuel değerlendirmeler (Thomas testi, Duncan-Ely testi, Popliteal açı ölçümü) ile kas spastisileri hakkında bilgi sahibi olundu. Hastaların anatomik bölgelerine Plug-in-Gait modeline uygun olacak şekilde 19 tane yansıtıcı belirteç (marker) yerleştirildi. Hasta

yürümeye başlamadan önce kolları iki yana açık olacak şekilde ve üzerindeki bütün belirteçler kameralar tarafından algılanacak şekilde hareket etmeden statik pozda belirteç verisi toplandı. Belirteçlerin üç boyutlu uzaydaki verileri 12 kamera Vicon sistemi (Oxford Metrics, Oxford, İngiltere) ile ve yürüme boyunca oluşan yer tepki kuvvetleri üç kuvvet platformu (Kistler Instruments, Winterthur, İsviçre) ile kaydedildi. Yürüme sırasında kuvvet platformunun yüzeyine sadece bir ayağın bastığı durumdaki ölçümler dikkate alındı. İki ayağın aynı anda bir kuvvet platformuna bastığı denemeler geçersiz sayıldı. Hastanın yürüme sırasında video kayıtları da alındı. EMG verisi rektus femoris, biseps femoris, lateral gastroknemius, semimembranosus, soleus, tibialis anterior ve vastus lateralis kaslarından kaydedildi (Myon AG, Schwarzenberg, Switzerland). 6 Hz kesme frekansında 4. dereceden Butterworth alçak geçiren filtre ile işlenen tam dalga doğrultulmuş EMG sinyallerinin doğrusal zarfları hesaplandı. Ayrıca ameliyat öncesi ve sonrası sagital plandan Xray verileri de alındı. Postoperatif ölçümler ameliyattan 17,5 ± 5,35 ay sonra, aynı deneysel protokol uygulanarak yapıldı.



Şekil 3.1: Heidelberg Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji Hastanesi Hareket Analizi Laboratuvarı.

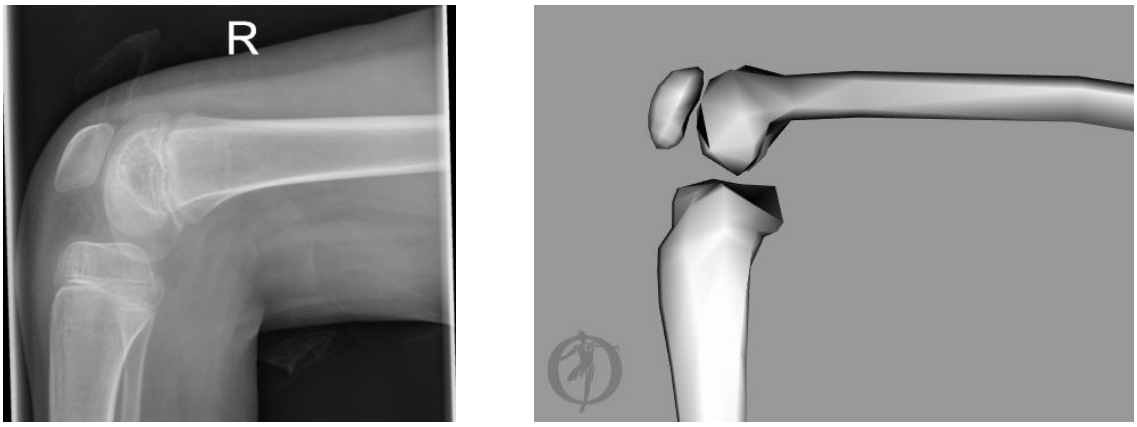
Elde edilen sonuçların normal yürüme karakterine ne kadar yakın olduklarını değerlendirmek için aynı yaş grubuna ait 18 sağlıklı bireyden (13,94 ± 1,26 yaş) oluşan bir kontrol grubu oluşturuldu.

3.3. Kas-İskelet Sisteminin Modellenmesi ve Simülasyonu

SP'li hastalara uygulanan PTİ cerrahisinin etkisini objektif olarak değerlendirebilmek için patellanın yüksekliği, IS oranı, diz ekstansiyon moment kolu, diz eklem açısı, diz eklem momenti, diz eklemini saran kas aktivasyonları ve kas kuvvetleri hesaplandı. Bu amaçla kas-iskelet sistemi modelleme ve simülasyon yazılımı OpenSim'den faydalanıldı (Delp ve diğ. 2007). Rajagopal'ın tam vücut kas-iskelet modeli kullanıldı (Rajagopal ve diğ., 2016). Model 39 serbestlik derecesi, 22 segment ve 80 kas-tendon birimi içermektedir.

3.3.1. Patella Yüksekliğinin ve Diz Ekstansiyon Moment Kolunun Hesaplanması

Patellanın yüksekliğini değerlendirmek için Xray verisinin kullanımı önemlidir. Ancak çalışmada dikkate alınan hastaların preoperatif ve postoperatif dönemdeki Xray ölçümlerinde kalça ve diz eklem açıları birbirinden farklıydı. Bu nedenle hastaya özgü kas-iskelet sistemi modelleri OpenSim aracılığıyla oluşturuldu. Öncelikle mevcut model, hastaların antropometrisine uygun olacak şekilde ölçeklendirildi. Ölçeklendirme işleminden sonra, modeldeki patellanın konumu Xray görüntüsündeki patellanın konumuyla benzer olacak şekilde değiştirilerek kas-iskelet sistemi modifiye edildi. Modelin eklem açıları, hastanın Xray görüntüsünün alınması sırasındaki kalça ve diz eklem açılarına sahip olacağı şekilde düzenlendi. Daha sonra ameliyat öncesi ve sonrası vakalarda kas-iskelet modelindeki patellanın konumu Xray görüntüsü taklit edilerek ayarlandı (Şekil 3.2).



(a) (b)

Şekil 3.2: Patellanın konumunun modifiye edilmesi. (a) Xray verisi, (b) Kas-iskelet sistemindeki patellanın konumunun Xray verisi dikkate alınarak modifiye edilmiş hali. İskelet sistemi görseli OpenSim yazılımı kullanılarak elde edilmiştir (Delp ve diğ., 2007; Rajagopal ve diğ., 2016).

Patellanın yüksekliğini standart bir şekilde ölçmek için, Xray ölçümlerinin aksine, modellerin kalça ve diz eklem açıları tüm hastalar için aynı pozda olacak şekilde sırasıyla 0^o ve 30^o olacak

şekilde ayarlandı. Patellanın yüksekliğinin değerlendirilmesi için IS oranı ve patellanın ilerleme miktarı dikkate alındı. IS oranı, patellar tendon uzunluğunun patellanın maksimum uzunluğuna oranı olarak tanımlanmıştır (Insall ve Salvati, 1971). Patellanın ilerleme miktarı, preoperatif ve postoperatif dönemdeki patellar tendon uzunluğu arasındaki fark olarak hesaplandı. Patellar tendon uzunluğu, modifiye kas-iskelet modeli yardımıyla tibial tüberozite ve patellanın alt kutubu arasındaki mesafe şeklinde tanımlandı. Kas-iskelet sistemi ile elde edilen patella yüksekliğinin doğruluğundan emin olmak için Xray verisinden elde edilen patella yüksekliği ve IS değerleri ile modelleme kullanılarak elde edilen patella yüksekliği ve IS değerleri, PTİ'li (Tablo 3.3) ve PTİ'siz (Tablo 3.4) gruplarda preoperatif ve postoperatif dönemler için karşılaştırıldı. İki yöntem ile elde edilen bu değerler arasında farklılık olmadığı görüldü.

Tablo 3.3: PTİ'li grup için Xray görüntüsünden ve OpenSim modelinden elde edilen patella yüksekliği ve IS oranı.

		Preop		Postop		Preop patella yüksekliği (mm)		Postop patella yüksekliği (mm)		Patella yüksekliğindeki fark (mm)		Preop IS oranı		Postop IS oranı	
Hasta No.	Bölge (R/L)	Kalça eklem açısı	Diz eklem açısı	Kalça eklem açısı	Diz eklem açısı	OpenSim modeli	Xray verisi	OpenSim modeli	Xray verisi	OpenSim modeli	Xray verisi	OpenSim modeli	Xray verisi	OpenSim modeli	Xray verisi
H1	L	10,8	12,5	1,5	70,6	48,2	50,2	52,8	54,3	-4,6	-4,2	1,08	1,12	1,16	1,19
H2	L	0,3	32,4	0,6	31,5	63,0	64,3	58,1	59,8	4,9	4,5	1,16	1,19	1,04	1,06
H3	R	0,3	34,7	0,3	34,9	53,4	54,5	46,4	47,8	7,0	6,8	1,19	1,22	1,00	1,02
H4	R	21,8	35,9	8,7	31,7	55,7	57,4	52,9	54,5	2,8	2,9	1,20	1,23	1,11	1,13
H5	R	17,8	61,8	0,5	52,5	66,7	68,8	44,5	45,8	22,2	22,9	1,34	1,38	0,88	0,90
	L	0,4	29,8	15,1	66,4	42,9	44,3	42,9	44,2	0,1	0,1	0,86	0,89	0,84	0,86
H6	L	27,2	24,3	28,3	65,5	46,1	48,0	44,2	45,6	1,8	2,4	0,98	1,01	0,91	0,93
H7	R	29,1	31,3	12,2	45,1	51,9	52,5	42,0	43,2	9,9	9,2	1,06	1,09	0,83	0,85
	L	30,2	25,8	10,3	20,6	57,7	59,5	34,5	35,5	23,2	23,9	1,16	1,20	0,69	0,70
H8	R	25,7	1,1	1,7	1,2	45,7	47,1	30,4	31,3	15,3	15,8	1,16	1,19	0,75	0,76
	L	39,7	0,9	0,5	0,4	48,2	50,2	28,8	29,7	19,4	20,5	1,21	1,25	0,70	0,72
H9	R	16,5	45,1	1,8	41,7	49,6	51,7	44,6	45,9	5,0	5,7	1,06	1,09	0,92	0,94
	L	1,1	52,8	34,4	0,7	64,7	66,0	48,1	49,6	16,5	16,5	1,39	1,43	1,01	1,03
H10	R	0,5	63,5	0,8	38,4	60,4	61,7	50,5	52,0	10,0	9,7	1,30	1,34	1,07	1,09
H11	R	7,4	35,1	26,2	24,5	50,8	52,4	41,4	42,6	9,4	9,7	1,16	1,20	0,92	0,94
H12	R	24,1	11,7	20,3	7,7	60,2	61,5	41,7	42,9	18,5	18,5	1,31	1,35	0,89	0,90
	L	25,4	15,2	25,1	15,1	61,9	63,2	42,8	44,0	19,2	19,2	1,36	1,40	0,91	0,93
H13	R	23,8	12,6	0,3	25,3	44,1	45,0	33,9	34,9	10,2	10,1	1,16	1,20	0,87	0,89

	L	35,1	0,5	0,4	61,1	45,4	47,2	42,1	43,4	3,2	3,8	1,21	1,25	1,08	1,10
H14	R	43,7	0,8	14,3	23,6	36,9	38,0	40,4	41,6	-3,5	-3,6	0,74	0,76	0,80	0,82
	L	31,6	0,7	9,4	45,1	51,2	52,2	37,9	39,1	13,2	13,1	1,01	1,05	0,74	0,75
H15	R	1,2	1,9	15,5	16,4	66,4	67,8	54,3	56,0	12,1	11,8	1,45	1,49	1,16	1,18
	L	0,5	,07	8,7	0,2	57,6	58,8	34,6	35,6	23,0	23,2	1,25	1,29	0,73	0,75
H16	R	6,8	35,2	17,1	16,8	43,1	44,0	34,7	35,8	8,3	8,2	0,98	1,01	0,75	0,77
	L	3,2	24,1	6,9	0,9	48,8	50,3	29,5	30,3	19,4	20,0	1,10	1,14	0,65	0,66
H17	R	5,3	18,8	20,1	16,6	56,4	58,7	48,5	50,0	7,9	8,8	1,34	1,38	1,12	1,14
	L	19,1	5,5	13,5	20,1	50,4	52,5	40,9	42,2	9,5	10,3	1,19	1,22	0,94	0,96
H18	R	36,9	10,6	19,5	21,1	61,9	64,4	45,9	47,3	15,9	17,1	1,25	1,29	0,90	0,92
	L	22,2	17,2	21,2	24,4	55,9	58,2	49,7	51,2	6,2	7,0	1,13	1,17	1,02	1,04

IS oranı: Insall-Salvati oranı, PTİ'li grup: patellar tendon ilerletme operasyonu geçiren grup, Preop: preoperatif, Postop: postoperatif, R: sağ, L: sol.

Tablo 3.4: PTİ'siz grup için Xray görüntüsünden ve OpenSim modelinden elde edilen patella yüksekliği ve IS oranı.

		Preop		Postop		Preop patella yüksekliği (mm)		Postop patella yüksekliği (mm)		Patella yüksekliğindeki fark (mm)		Preop IS oranı		Postop IS oranı	
Hasta No.	Bölge (R/L)	Kalça eklem açısı	Diz eklem açısı	Kalça eklem açısı	Diz eklem açısı	OpenSim modeli	Xray verisi	Hasta No.	Bölge (R/L)	Kalça eklem açısı	Diz eklem açısı	Kalça eklem açısı	Diz eklem açısı	OpenSim modeli	Xray verisi
H1	R	9,3	49,2	3,8	15,4	47,5	49,2	53,4	54,1	-5,9	-4,9	0,89	0,92	0,99	1,00
H2	R	10,7	1,9	1,2	56,1	42,2	41,3	40,8	39,2	1,4	2,1	0,77	0,75	0,73	0,72
H3	R	9,5	40,1	0,3	48,4	56,7	55,9	50,2	51,2	6,6	4,7	1,07	1,06	0,94	0,96
	L	49,1	0,2	0,2	56,5	52,4	53,5	48,9	50,5	3,5	2,9	0,99	1,01	0,92	0,95
H4	R	41,4	0,3	34,4	0,2	43,7	45,2	39,5	40,4	4,2	4,8	0,95	0,98	0,84	0,86
	L	38,7	39,2	28,6	0,3	47,1	49,3	42,4	43,2	4,7	6,1	1,01	1,04	0,89	0,92
H5	R	34,6	25,8	14,5	0,2	58,1	56,4	46,5	44,3	11,5	12,1	1,08	1,05	0,86	0,83
	L	11,2	22,7	10,8	0,1	41,5	42,6	36,9	35,7	4,6	6,8	0,94	0,96	0,82	0,80
H6	L	62,1	0,2	41,1	0,3	43,5	45,7	37,2	39,9	6,3	5,7	1,05	1,07	0,88	0,92
H7	R	18,5	28,1	14,1	47,3	50,7	49,6	45,8	47,6	4,9	2,0	0,98	0,96	0,88	0,91
	L	40,4	0,5	0,2	0,3	39,6	40,2	36,8	38,8	2,8	1,4	0,95	0,96	0,87	0,89
H8	R	0,2	45,1	13,9	43,2	35,2	34,4	41,0	39,6	-5,8	-5,22	0,84	0,82	0,97	0,94

	L	0,5	70,3	0,4	53,2	44,1	43,8	39,7	37,9	4,4	5,8	1,03	1,02	0,92	0,88
H9	L	0,5	32,8	0,2	45,2	48,5	50,8	42,9	43,6	5,7	7,2	1,12	1,18	0,98	1,00
H10	L	11,2	0,1	0,2	33,3	42,7	41,9	35,3	33,4	7,4	8,5	0,97	0,95	0,8	0,76
H11	L	23,4	51,1	14,4	92,2	44,8	42,9	41,2	40,4	3,6	2,6	0,96	0,92	0,87	0,86
H12	R	14,8	1,2	0,2	80,3	37,4	38,9	40,8	42,6	-3,4	-3,7	0,81	0,84	0,87	0,90
	L	0,1	2,7	0,1	105	44,8	45,8	50,1	52,4	-5,2	-6,6	0,96	0,98	1,06	1,11
H13	L	14,5	43,4	6,2	45,1	44,96	46,5	41,4	42,7	3,6	3,8	0,81	0,82	0,79	0,81
H14	R	2,8	11,9	0,2	46,3	40,7	43,6	35,9	37,3	4,8	6,2	0,81	0,83	0,80	0,81
	L	22,7	0,5	1,4	41,3	60,4	62,7	55,7	54,3	4,8	8,4	1,19	1,22	1,08	1,05
H15	R	85,7	2,8	32,9	10,8	57,7	59,9	54,9	57,6	2,8	2,3	1,11	1,15	1,04	1,09
H16	R	39,3	20,6	2,7	51,6	44,9	42,3	40,4	39,3	4,6	3,0	0,95	0,90	0,84	0,82
H17	R	2,3	1,5	1,2	82,7	48,1	49,3	44,5	46,4	3,6	2,9	0,96	0,97	0,89	0,92
H18	R	60,6	6,9	2,3	78,1	58,2	59,8	55,8	57,9	2,5	1,8	1,13	1,16	1,07	1,11
	L	27,7	1,5	1,7	70,4	55,3	57,9	51,4	53,8	3,9	4,2	1,06	1,08	0,97	0,99

IS oranı: Insall-Salvati oranı, PTİ'siz grup: patellar tendon ilerletme operasyonu geçirmeyen grup, Preop: preoperatif, Postop: postoperatif, R: sağ, L: sol.

Diz ekstansiyon moment kolu, rectus femoris, vastus lateralis, vastus medialis ve vastus intermedius kaslarının moment kollarının ortalama değeri olarak preoperatif ve postoperatif dönemler için hesaplandı.

3.3.2. Eklem Açılarının ve Eklem Momentlerinin Hesaplanması

Kas-iskelet sisteminin hastaların antropometrik özelliklerini temsil edebilmesi için öncelikle ölçeklendirme işlemi yapıldı. Ölçeklendirme işleminde, hastaların statik pozları sırasında kaydedilen belirteçlerin pozisyonları ile kas-iskelet modeli üzerinde tanımlanan sanal işaretçilerin pozisyonları birbirleri ile örtüşecek şekilde eşleştirildi. Elde edilen en yüksek hata oranı 0,012 olarak belirlendi. Bu hata değeri, ölçeklendirme işlemi için kabul gören hata değerinin altındadır. Ardından belirteçlerin yürüme hareketi sırasında kaydedilen üç boyutlu pozisyon verisi kullanılarak kinematik analiz yöntemi ile diz eklem açısı hesaplandı. Yürüme boyunca en yüksek hata değeri 0,014 olarak hesaplandı. Bu hata değeri, literatürde kabul edilen değerin altındadır. Eklem açılarının, yürüme hareketi sırasında kaydedilen yer tepki kuvvetlerinin ve yer tepki kuvvetlerinin ayak yüzeyine etki ettiği basınç merkezi noktalarının (center of pressure) dinamik analiz yönteminde kullanılması ile eklem momentleri hesaplanmıştır.

3.3.3. Kas Kuvvetlerinin Hesaplanması

OpenSim yazılımının statik optimizasyon (SO) uygulamasında dikkate alınan amaç fonksiyonu *Ø (a)*, kas aktivasyonlarının 2. dereceden kuvvetlerinin toplamının minimize edilmesi şeklindedir (Denklem (3.1)).

$$\phi = \min\left\{\sum_{n}^{k}(a)^{2}\right\} \qquad (3.1)$$

Denklemde, *k* optimizasyon sırasında dikkate alınan kas sayısını, *a* kas aktivasyonlarını ifade etmektedir. Kas kuvveti hesaplanırken kaslara ait kuvvet-uzunluk-hız ilişkisi de dikkate alınmaktadır (Zajac, 1989). Statik optimizasyonda kas kuvvetleri, her bir zaman anı için bir önceki andan bağımsız olarak hesaplanmaktadır. Ayrıca OpenSim yazılımda kullanılan SO uygulaması ile sadece aktif kas kuvvetleri hesaplanmaktadır. Tendon, rijit ve esnek olmayan bir yapı olarak kabul edilir ve paralel elastik elemanlardan kaynaklanan pasif kas kuvvetleri dikkate alınmamaktadır. Tez çalışmasının bu bölümünde, sadece diz eklemini saran biseps femoris, lateral gastroknemius, rektus femoris, semimembranosus ve vastus lateralis kaslarının kuvvetleri hesaplandı.

3.4. Deneysel Verilerin ve Simülasyon Verilerinin Analizi

İstatistiksel anlamlılık analizi SPSS yazılımı (Sürüm 21.0; SPSS; Chicago, IL, ABD) kullanılarak yapıldı. Anlamlılık düzeyi 0,05 olarak belirlendi (p<0,05). Hastaların yaş, basma fazında maksimum diz ekstansiyonu, salınım fazında maksimum diz fleksiyonu, diz eklemi hareket aralığı, KMFSS, yürüme profili skoru, patellanın ilerleme miktarı, patellar yükseklik, diz ekstansiyon moment kolu değerlerinin normal dağılım gösterip göstermediği Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Normal dağılmadıkları belirlendi. Bu çalışmada iki farklı istatistiksel analiz yapıldı: bağımlı parametreler için intra-karşılaştırma (her grubun kendi içinde preoperatif ve postoperatif karşılaştırması) ve bağımsız parametreler için inter-karşılaştırma (grupların birbirleriyle ve normal verilerle karşılaştırılması). Her grubun preoperatif ve postoperatif sonuçları tek yönlü ANOVA testi kullanılarak değerlendirildi. PTİ'li grubun, PTİ'siz grubun ve normal verinin karşılaştırması için Kruskal-Wallis testi kullanıldı. İkili gruplar arasında fark çıkması durumunda anlamlı farkı belirlemek için Mann-Whitney U testi kullanıldı. Çoklu karşılaştırmalarda *p* değerini ayarlamak için Bonferroni düzeltmesi uygulandı (p <0,016).

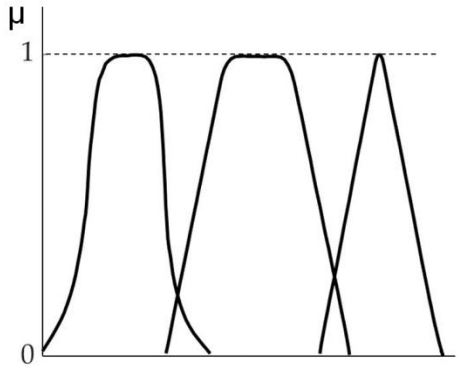
SP'li hastaların kinematik ve kinetik parametrelerinin sağlıklı kişilere göre olan farklılıklarını nicel olarak tespit etmek için ortalama karekök hatası (root mean square difference-RMSD) ve

Pearson korelasyon katsayısı (Pearson correlation coefficient-PCC) hesaplandı. RMSD değerinin 0,01 olması incelenen kuvvetler arasındaki ortalama hatanın %1 olduğunu gösterirken, PCC değerinin 0 olması incelenen kuvvetler arasında korelasyon olmadığını belirtmektedir. Parametrelerin normalitesi Shapiro-Wilk testi ile incelendi. Grupların kendi içindeki preoperatif ve postoperatif karşılaştırması için tek yönlü tekrarlı ölçüm ANOVA testi (one-way repeated-measures ANOVA) dikkate alınmıştır. PTİ'li ve PTİ'siz grubun birbirleriyle olan karşılaştırmaları için Mann-Whitney U testi kullanıldı.

3.5. Bulanık Mantık ile Karar Verme Mekanizmasının Oluşturulması

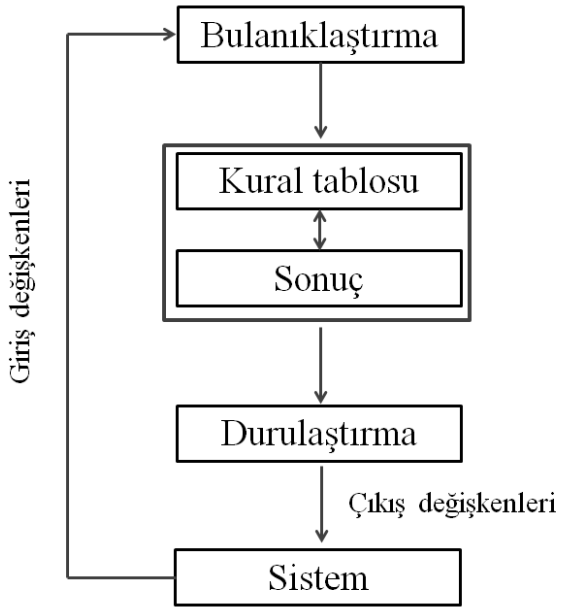
3.5.1. Bulanık Mantık Metodu

Bulanık mantık, ilk olarak Zadeh tarafından önerilen ve karar verme mekanizmasında kullanılan bir yöntemdir (Zadeh, 1965). Klasik kontrol yöntemlerinden farklı olarak kaynakların nitel ve belirsiz olabildiği; çok, az, ılık gibi kesinlik ifadesi içermeyen ara durumların belirlenmesinde kullanılır. Kullanıcıların sezgisel ve mantıksal bilgilerini ve uzmanların deneyimlerini modellemeye izin verdiği için, oldukça yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Ross, 2010). Örnek vermek gerekirse, ortam sıcaklığını ifade etmede 20^o nicel bir bilgi verirken, soğuk ya da sıcak ifadelerinin kullanılması daha nitel bir bilgi sağlamaktadır. Kesinlik içermeyen bu değerler, üyelik fonksiyonları ile tanımlanabilmektedir. Bu üyelik fonksiyonları, üçgen, çan veya trapez gibi farklı geometrik şekillerle gösterilebilirler (Şekil 3.3). Bu üyelik fonksiyonları genellikle [0, 1] aralığında tanımlanmaktadır. Bulanık mantıklı kontrolcüde üyelik fonksiyonları tanımlanırken üyelik fonksiyonlarının sayısının, geometrisinin, yüksekliğinin, aralıklarının değişebileceği bilinmelidir.



Şekil 3.3: Çeşitli geometrik şekillere sahip üyelik fonksiyonları

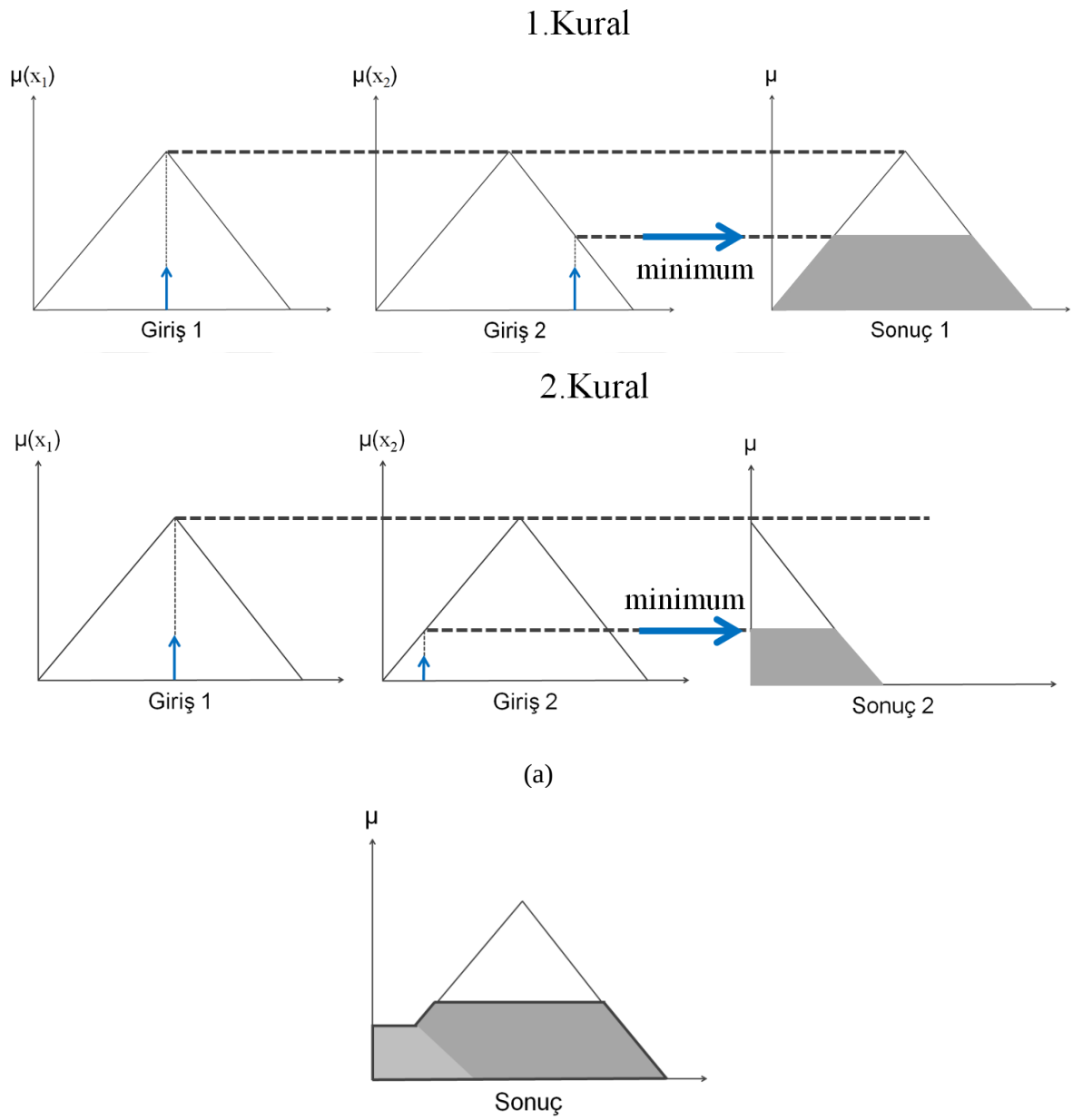
Bir bulanık mantıklı kontrolcü bulanıklaştırma, sonuç çıkarma ve durulaştırma olarak adlandırılan üç aşamadan oluşmaktadır. Bulanık mantıklı kontrol sisteminin genel yapısı Şekil 3.4'te gösterildiği üzeredir.



Şekil 3.4: Bulanık mantıklı kontrol sisteminin genel yapısı

Kontrolcüyü tasarlamak için öncelikle giriş ve çıkış değişkenlerinin belirlenmesi gerekir. Daha sonra bu değişkenler için kullanılacak üyelik fonksiyonları tanımlanır. *Bulanıklaştırma* aşamasında, verilen net değerler bulanık değerlere dönüştürülür. *Kural Değerlendirme* aşamasında, giriş ve çıkış değişkenleri arasındaki ilişki bazı sözel parametreler kullanılarak kurulur. Uzmandan gelen bilgiyi temsil etmenin en yaygın yolu, bu bilgiyi EĞER-O ZAMAN (If THEN) kural tabanlı doğal ifadelerine bölmektir. Bu nedenle, n tane girişten ve m tane çıkıştan oluşan bir bulanık modelinin yapısı, EĞER <giriş 1> ve <giriş 2> ve … <giriş n> SONRA <çıkış 1>ve <çıkış 2> ve … <çıkış m> olarak oluşturulur. Giriş için kullanılan üyelik fonksiyonlarının belli değerlerine karşılık çıkış cevapları belirlenerek kural tablosu oluşturulur. Durulaştırma olarak adlandırılan son aşamada da, bir önceki adımda bulanıklaştırılan değerler sayısal olarak net değerlere dönüştürülür. *Durulaştırma* işlemi için pek çok yöntem kullanılabilmektedir. Mamdani'nin minimum-maksimum metodu, literatürde de sıklıkla tercih edilen durulaştırma aşamasında kullanılan yöntemlerden biridir (Mamdani, 1974). Şekil 3.5'te iki giriş (x_1 ve x_2) ve tek çıkışa sahip örnek bir sistem için bulanıklaştırma, sonuç çıkarma ve durulaştırma işlemi gösterilmiştir. Giriş olarak belirlenen değişkenlerin değerine göre kural tablosunda karşılık gelen sonuçlar belirlenir. Bu işlem için giriş değerine karşılık gelen üyelik

fonksiyonlarından minimum olan dikkate alınır (Şekil 3.5a). Belirlenen giriş fonksiyonuna karşılık gelecek şekilde çıkış fonksiyonunun altında kalan alan belirlenir. Daha sonra çıkış fonksiyonlarının altında kalan alanlar birleştirilir ve merkezi bulunarak (centroid metodu) nihai sonuç elde edilir (Şekil 3.5b).



Şekil 3.5: Bulanık mantıklı kontrol sisteminde (a) Sonuç Çıkarma ve (b) Durulaştırma ile kesin sonucun elde edilmesi.

3.5.2. Bulanık Mantık ile Algoritma ve Yazılım Geliştirilmesi

SP'li hastalarda uygulanacak cerrahi yönteme karar verme aşamasında dikkate alınan pek çok parametre ve değişken bulunmaktadır. Her bir değişkenin operasyon kararını nasıl etkilediği cerrahın cerrahın tecrübesine bağlıdır. Bu nedenle, mevcut tez çalışması kapsamında bükük diz yürüyüşüne sahip SP'li hastalarda ameliyat kararını etkileyen parametrelerin en önemli olanları belirlenerek, kliniğe yardımcı bir karar verme mekanizması bulanık mantık ile tasarlandı. Bulanık mantık tasarımı için dikkate alınan hastalarda dahil edilme kriterleri;

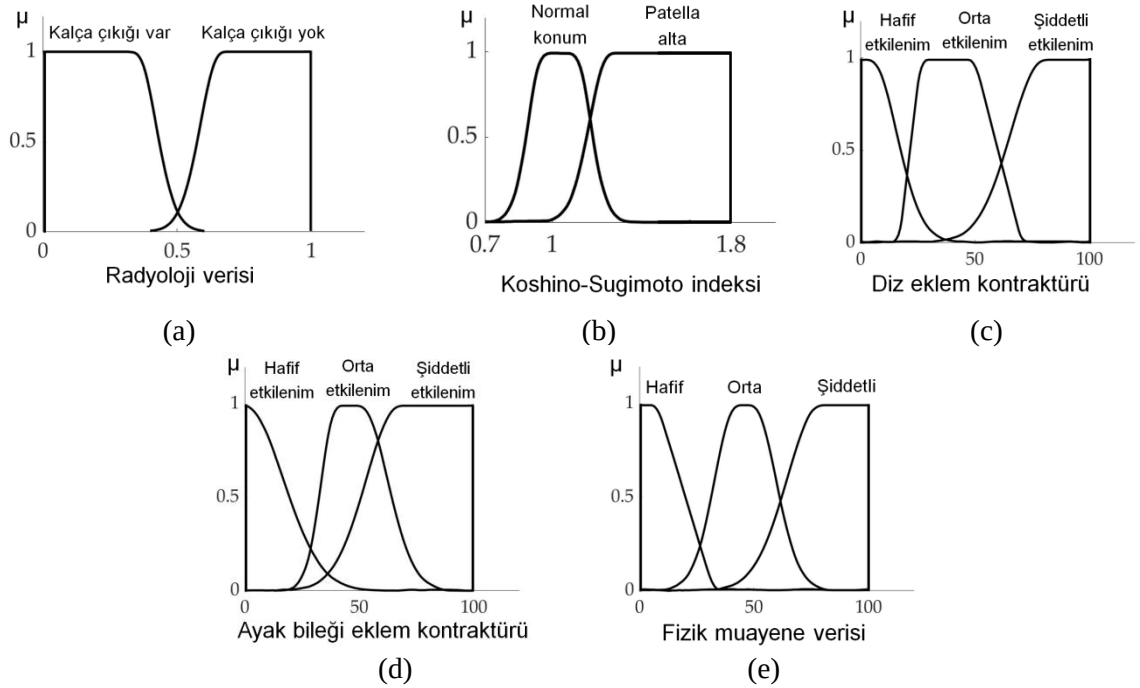
i) 0-18 yaş arası SP'li hastalar,
ii) Yürüme sırasında bükük diz yürüyüşü karakterine sahip olmak (Basma fazında minimum diz fleksiyon açısı 15^o-40^o arasında olmalı),
iii) Yardımcı cihaz veya başka birinin desteği olmadan bağımsız yürüyebilen hastalar,
iv) Bilişsel düzeyi ve uyum seviyesi tedaviye uygun olan hastalar olarak belirlenmiştir.

Bulanık mantık ile cerrahi operasyona karar verme aşamasında için dikkate alınacak parametreler;

i) Hastanın radyoloji verisine göre kalçasının konumu (kalça çıkığı kontrolü),
ii) Hastanın radyoloji verisine göre Koshino-Sugimoto indeksi,
iii) Yürüme analizi verilerine göre ilk temas anındaki ayak bileği eklem açısı,
iv) Yürüme analizi verilerine göre ilk temas anındaki diz eklem açısı,
v) Yürüme analizi verilerine göre basma fazı ortasındaki ayak bileği eklem açısı,
vi) Yürüme analizi verilerine göre basma fazı ortasındaki diz eklem açısı,
vii) Klinik muayene verisine göre Thomas testi sonucu,
viii) Klinik muayene verisine göre manuel kalça eklemi hareket aralığı,
ix) Klinik muayene verisine göre manuel diz eklemi hareket aralığı,
x) Klinik muayene verisine göre manuel ayak bileği eklemi hareket aralığı,
xi) Klinik muayene verisine göre popliteal açı değeri,
xii) Klinik muayene verisine göre Duncan-Ely testi sonucu,
xiii) Hastanın pelvik tilt durumu.

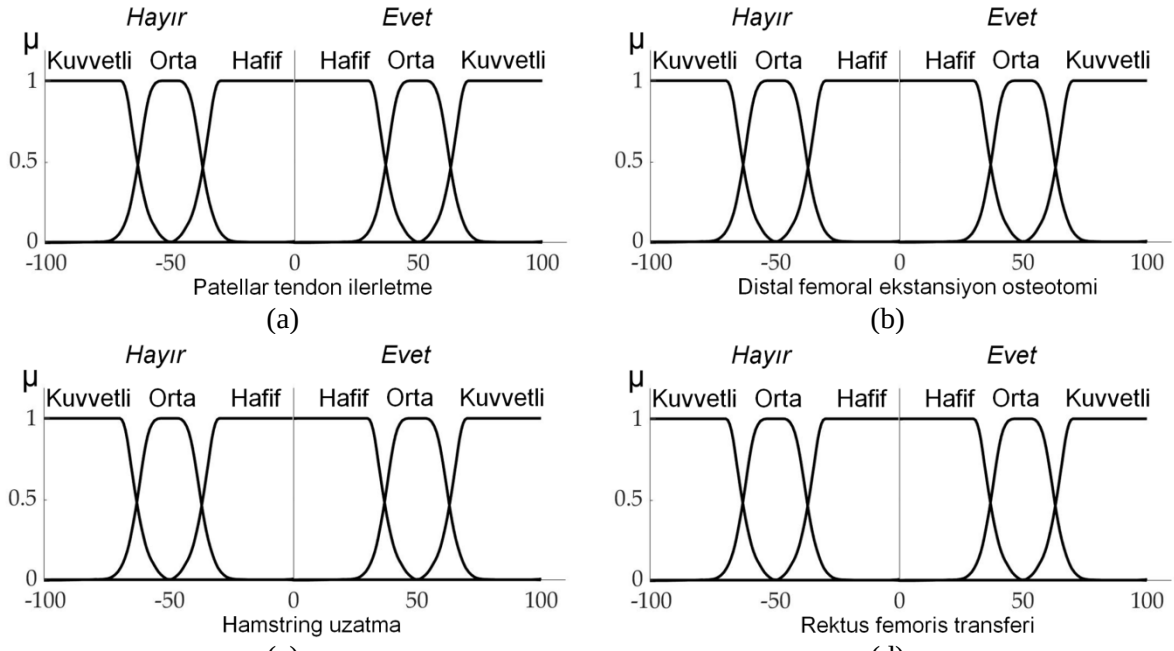
Parametre sayısının çokluğu kural tablosunda çok fazla sayıda karar vermeye sebep olacağı için ilk temas anındaki ve basma fazı ortasındaki diz eklem açısı birlikte değerlendirildi. Benzer şekilde ilk temas anındaki ve basma fazı ortasındaki ayak bileği eklem açısı tek parametre olarak dahil edildi. Ek olarak Thomas testi sonucu, manuel kalça eklemi hareket aralığı, manuel

diz eklemi hareket aralığı, manuel ayak bileği eklemi hareket aralığı, popliteal açı değeri, Duncan-Ely testi sonucu, hastanın pelvik tilt durumu verileri de fizik muayene başlığı altında tek bir veri olarak incelendi. Bulanık mantık algoritması için oluşturulan girdiler Şekil 3.6'da verildiği üzeredir. Radyoloji verisinin incelenmesi ile hastada kalça çıkığı olup olmadığı incelendi. Bu nedenle "Kalça çıkığı var" ve "Kalça çıkığı yok" olacak şekilde iki üyelik fonksiyonu tanımlandı (Şekil 3.6a). Her iki üyelik fonksiyonu için "gauss2mf" kullanıldı. Koshino-Sugimoto indeksi ile hastada patellanın konumu değerlendirildi. Bu nedenle "Normal konum" ve "Patella alta" olacak şekilde iki ayrı üyelik fonksiyonu belirlendi (Şekil 3.6b). Her iki üyelik fonksiyonu için "gauss2mf" kullanıldı. Diz eklem açısı ile hastanın bükük diz karakterinin şiddeti incelendi. "Hafif etkilenim", "Orta etkilenim" ve "Şiddetli etkilenim" olmak üzere üç üyelik fonksiyonu tanımlandı (Şekil 3.6c). "Hafif etkilenim" ve "Şiddetli etkilenim" için "gauss2mf", "Orta etkilenim" için "trapmf" kullanıldı. Ayak bileği eklem açısı ile hastanın bükük diz karakterinin şiddeti incelendi. "Hafif etkilenim", "Orta etkilenim" ve "Şiddetli etkilenim" olmak üzere üç üyelik fonksiyonu tanımlandı (Şekil 3.6d). Her üç üyelik fonksiyonu için "gauss2mf" kullanıldı. Fizik muayene verisi ile hastanın spastisitesinin şiddeti belirlendi. Bu nedenle "Hafif", "Orta" ve "Şiddetli" olmak üzere üç üyelik fonksiyonu tanımlandı (Şekil 3.6e). "Hafif" için "trapmf", "Orta" ve "Şiddetli" için "gauss2mf" fonksiyonu kullanıldı.



Şekil 3.6: Bulanık mantık algoritması için giriş değerleri. (a) Radyoloji verisi, (b) Koshino-Sugimoto indeksi, (c) Diz eklem açısı, (d) Ayak bileği eklem açısı, (e) Fizik muayene.

Operasyona karar verme aşamasında alanında uzman cerrahlardan Doç.Dr. Yaşar Mahsut DİNÇEL ve Doç.Dr. Evren AKPINAR'ın bilimsel tecrübeleri bu çalışmada kendileri ile görüşülerek referans alınmıştır. Dikkate alınan bu parametreler sonucunda, operasyonu yapacak cerrahlardan, belirlenen operasyonlardan birine ya da aynı anda uygulanmak üzere birkaçına karar vermesi istendi. Bu operasyonlar *i)* Patellar tendon ilerletme, *ii)* distal femoral ekstansiyon osteotomisi, *iii)* hamstring kasını gevşetme ve *iv)* rektus femoris transferi olarak belirlendi. Bu operasyon sonuçları için algoritmanın "Kuvvetli şiddette evet", "Orta şiddette evet", "Hafif şiddette evet", "Kuvvetli şiddette hayır", "Orta şiddette hayır" ve "Hafif şiddette hayır" şeklinde cevap vermesi amacıyla altı üyelik fonksiyonu tasarlandı. Üyelik fonksiyonları için "gauss2mf" kullanıldı (Şekil 3.7). Uzmanların her ikisinin de "Evet" cevabını verdiği durum "Kuvvetli şiddette evet", sadece birinin "Evet" cevabını verdiği durum "Orta şiddette evet", ikisinin de tercih etmediği durum "Hafif şiddette evet" olarak belirlendi. Uzmanların her ikisinin de "Hayır" cevabını verdiği durum "Kuvvetli şiddette hayır", sadece birinin "Hayır" cevabını verdiği durum "Orta şiddette hayır", ikisinin de tercih etmediği durum "Hafif şiddette hayır" olarak belirlendi.



Şekil 3.7: Bulanık mantık algoritması için çıkış değerleri. (a) Patellar tendon ilerletme operasyonu, (b) Distal femoral ekstansiyon osteotomi, (c) Hamstring uzatma, (d) Rektus femoris transferi.

Kural tablosu oluşturulurken cerrahların tecrübeleri dikkate alınmıştır. Tablo 3.5'te gösterildiği üzere 108 kural tanımlanmıştır.

Tablo 3.5: Bulanık mantık algoritması için tanımlanan kural tablosu

Radyoloji verisi	**KS İndeksi**	**Diz eklem kontraktürü**	**Ayak bileği eklem kontraktürü**	**Fizik muayene**	**PTİ**	**DFEO**	**Hamstring uzatma**	**RF transferi**
Kalça çıkığı var	Normal konum	Hafif etkilenim	Hafif etkilenim	Hafif	K-Hayır	K-Hayır	K-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Normal konum	Hafif etkilenim	Hafif etkilenim	Orta	K-Hayır	K-Hayır	K-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Normal konum	Hafif etkilenim	Hafif etkilenim	Şiddetli	H-Evet	K-Hayır	K-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Normal konum	Hafif etkilenim	Orta etkilenim	Hafif	K-Hayır	K-Hayır	K-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Normal konum	Hafif etkilenim	Orta etkilenim	Orta	K-Hayır	K-Hayır	K-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Normal konum	Hafif etkilenim	Orta etkilenim	Şiddetli	K-Hayır	K-Hayır	H-Evet	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Normal konum	Hafif etkilenim	Şiddetli etkilenim	Hafif	H-Evet	K-Hayır	K-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Normal konum	Hafif etkilenim	Şiddetli etkilenim	Orta	H-Hayır	K-Hayır	H-Evet	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Normal konum	Hafif etkilenim	Şiddetli etkilenim	Şiddetli	H-Hayır	K-Hayır	O-Evet	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Normal konum	Orta etkilenim	Hafif etkilenim	Hafif	K-Hayır	K-Hayır	H-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Normal konum	Orta etkilenim	Hafif etkilenim	Orta	H-Evet	K-Hayır	H-Hayır	H-Evet
Kalça çıkığı var	Normal konum	Orta etkilenim	Hafif etkilenim	Şiddetli	H-Hayır	K-Hayır	O-Evet	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Normal konum	Orta etkilenim	Orta etkilenim	Hafif	H-Hayır	K-Hayır	O-Evet	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Normal konum	Orta etkilenim	Orta etkilenim	Orta	H-Hayır	K-Hayır	O-Evet	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Normal konum	Orta etkilenim	Orta etkilenim	Şiddetli	H-Hayır	H-Evet	O-Evet	H-Hayır
Kalça çıkığı var	Normal konum	Orta etkilenim	Şiddetli etkilenim	Hafif	H-Hayır	H-Hayır	O-Evet	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Normal konum	Orta etkilenim	Şiddetli etkilenim	Orta	H-Hayır	O-Evet	O-Evet	H-Hayır
Kalça çıkığı var	Normal konum	Orta etkilenim	Şiddetli etkilenim	Şiddetli	H-Hayır	O-Evet	O-Evet	H-Hayır
Kalça çıkığı var	Normal konum	Şiddetli etkilenim	Hafif etkilenim	Hafif	H-Hayır	O-Evet	O-Evet	H-Hayır
Kalça çıkığı var	Normal konum	Şiddetli etkilenim	Hafif etkilenim	Orta	H-Hayır	O-Evet	O-Hayır	O-Evet
Kalça çıkığı var	Normal konum	Şiddetli etkilenim	Hafif etkilenim	Şiddetli	H-Hayır	O-Evet	O-Hayır	O-Evet
Kalça çıkığı var	Normal konum	Şiddetli etkilenim	Orta etkilenim	Hafif	H-Evet	O-Evet	O-Evet	O-Hayır
Kalça çıkığı var	Normal konum	Şiddetli etkilenim	Orta etkilenim	Orta	H-Evet	O-Evet	O-Evet	O-Hayır

Kalça çıkığı var	Normal konum	Şiddetli etkilenim	Orta etkilenim	Şiddetli	O-Evet	O-Evet	O-Hayır	O-Evet
Kalça çıkığı var	Normal konum	Şiddetli etkilenim	Şiddetli etkilenim	Hafif	O-Evet	O-Evet	O-Evet	O-Hayır
Kalça çıkığı var	Normal konum	Şiddetli etkilenim	Şiddetli etkilenim	Orta	O-Evet	O-Evet	O-Evet	O-Hayır
Kalça çıkığı var	Normal konum	Şiddetli etkilenim	Şiddetli etkilenim	Şiddetli	O-Evet	O-Evet	O-Hayır	O-Evet
Kalça çıkığı var	Patella alta	Hafif etkilenim	Hafif etkilenim	Hafif	H-Evet	K-Hayır	H-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Patella alta	Hafif etkilenim	Hafif etkilenim	Orta	H-Evet	K-Hayır	O-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Patella alta	Hafif etkilenim	Hafif etkilenim	Şiddetli	H-Evet	K-Hayır	H-Evet	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Patella alta	Hafif etkilenim	Orta etkilenim	Hafif	H-Evet	K-Hayır	O-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Patella alta	Hafif etkilenim	Orta etkilenim	Orta	H-Evet	K-Hayır	H-Evet	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Patella alta	Hafif etkilenim	Orta etkilenim	Şiddetli	O-Evet	K-Hayır	O-Evet	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Patella alta	Hafif etkilenim	Şiddetli etkilenim	Hafif	O-Evet	K-Hayır	O-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Patella alta	Hafif etkilenim	Şiddetli etkilenim	Orta	O-Evet	K-Hayır	O-Evet	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Patella alta	Hafif etkilenim	Şiddetli etkilenim	Şiddetli	O-Evet	K-Hayır	O-Evet	K-Hayır
Kalça çıkığı var	Patella alta	Orta etkilenim	Hafif etkilenim	Hafif	O-Evet	O-Evet	O-Hayır	H-Evet
Kalça çıkığı var	Patella alta	Orta etkilenim	Hafif etkilenim	Orta	O-Evet	O-Evet	O-Hayır	H-Evet
Kalça çıkığı var	Patella alta	Orta etkilenim	Hafif etkilenim	Şiddetli	O-Evet	O-Evet	O-Hayır	O-Evet
Kalça çıkığı var	Patella alta	Orta etkilenim	Orta etkilenim	Hafif	O-Evet	O-Evet	O-Evet	H-Evet
Kalça çıkığı var	Patella alta	Orta etkilenim	Orta etkilenim	Orta	O-Evet	O-Evet	O-Evet	H-Evet
Kalça çıkığı var	Patella alta	Orta etkilenim	Orta etkilenim	Şiddetli	O-Evet	O-Evet	H-Evet	H-Evet
Kalça çıkığı var	Patella alta	Orta etkilenim	Şiddetli etkilenim	Hafif	K-Evet	K-Evet	O-Evet	O-Evet
Kalça çıkığı var	Patella alta	Orta etkilenim	Şiddetli etkilenim	Orta	K-Evet	K-Evet	O-Evet	O-Evet
Kalça çıkığı var	Patella alta	Orta etkilenim	Şiddetli etkilenim	Şiddetli	K-Evet	K-Evet	O-Evet	O-Evet
Kalça çıkığı var	Patella alta	Şiddetli etkilenim	Hafif etkilenim	Hafif	K-Evet	K-Evet	O-Evet	O-Evet
Kalça çıkığı var	Patella alta	Şiddetli etkilenim	Hafif etkilenim	Orta	K-Evet	K-Evet	O-Evet	O-Evet
Kalça çıkığı var	Patella alta	Şiddetli etkilenim	Hafif etkilenim	Şiddetli	K-Evet	K-Evet	O-Evet	O-Evet
Kalça çıkığı var	Patella alta	Şiddetli etkilenim	Orta etkilenim	Hafif	K-Evet	K-Evet	O-Evet	K-Evet
Kalça çıkığı var	Patella alta	Şiddetli etkilenim	Orta etkilenim	Orta	K-Evet	K-Evet	O-Evet	K-Evet
Kalça çıkığı var	Patella alta	Şiddetli etkilenim	Orta etkilenim	Şiddetli	K-Evet	K-Evet	O-Evet	K-Evet
Kalça çıkığı var	Patella alta	Şiddetli etkilenim	Şiddetli etkilenim	Hafif	K-Evet	K-Evet	O-Evet	O-Evet

Kalça çıkığı var	Patella alta	Şiddetli etkilenim	Şiddetli etkilenim	Orta	K-Evet	K-Evet	O-Evet	O-Evet
Kalça çıkığı var	Patella alta	Şiddetli etkilenim	Şiddetli etkilenim	Şiddetli	K-Evet	K-Evet	O-Evet	O-Evet
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Hafif etkilenim	Hafif etkilenim	Hafif	K-Hayır	K-Hayır	K-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Hafif etkilenim	Hafif etkilenim	Orta	K-Hayır	K-Hayır	O-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Hafif etkilenim	Hafif etkilenim	Şiddetli	K-Hayır	K-Hayır	O-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Hafif etkilenim	Orta etkilenim	Hafif	K-Hayır	K-Hayır	O-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Hafif etkilenim	Orta etkilenim	Orta	K-Hayır	K-Hayır	O-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Hafif etkilenim	Orta etkilenim	Şiddetli	K-Hayır	K-Hayır	O-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Hafif etkilenim	Şiddetli etkilenim	Hafif	O-Hayır	K-Hayır	O-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Hafif etkilenim	Şiddetli etkilenim	Orta	O-Hayır	K-Hayır	O-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Hafif etkilenim	Şiddetli etkilenim	Şiddetli	O-Hayır	K-Hayır	O-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Orta etkilenim	Hafif etkilenim	Hafif	O-Hayır	O-Hayır	O-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Orta etkilenim	Hafif etkilenim	Orta	O-Hayır	O-Hayır	O-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Orta etkilenim	Hafif etkilenim	Şiddetli	O-Hayır	O-Hayır	O-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Orta etkilenim	Orta etkilenim	Hafif	H-Hayır	O-Hayır	O-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Orta etkilenim	Orta etkilenim	Orta	H-Hayır	O-Hayır	O-Hayır	K-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Orta etkilenim	Orta etkilenim	Şiddetli	H-Hayır	H-Hayır	O-Evet	H-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Orta etkilenim	Şiddetli etkilenim	Hafif	H-Evet	H-Hayır	O-Evet	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Orta etkilenim	Şiddetli etkilenim	Orta	H-Evet	H-Hayır	O-Evet	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Orta etkilenim	Şiddetli etkilenim	Şiddetli	H-Evet	O-Evet	O-Evet	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Şiddetli etkilenim	Hafif etkilenim	Hafif	O-Hayır	K-Evet	H-Hayır	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Şiddetli etkilenim	Hafif etkilenim	Orta	O-Hayır	K-Evet	O-Evet	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Şiddetli etkilenim	Hafif etkilenim	Şiddetli	O-Hayır	K-Evet	O-Evet	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Şiddetli etkilenim	Orta etkilenim	Hafif	O-Hayır	K-Evet	H-Hayır	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Şiddetli etkilenim	Orta etkilenim	Orta	O-Hayır	K-Evet	H-Hayır	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Şiddetli etkilenim	Orta etkilenim	Şiddetli	O-Hayır	K-Evet	O-Evet	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Şiddetli etkilenim	Şiddetli etkilenim	Hafif	H-Evet	K-Evet	O-Evet	H-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Şiddetli etkilenim	Şiddetli etkilenim	Orta	H-Evet	-Evet	O-Evet	H-Hayır
Kalça çıkığı yok	Normal konum	Şiddetli etkilenim	Şiddetli etkilenim	Şiddetli	H-Evet	K-Evet	O-Evet	H-Hayır

Kalça çıkığı yok	Patella alta	Hafif etkilenim	Hafif etkilenim	Hafif	H-Evet	H-Evet	O-Hayır	H-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Hafif etkilenim	Hafif etkilenim	Orta	H-Evet	H-Evet	O-Hayır	H-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Hafif etkilenim	Hafif etkilenim	Şiddetli	H-Evet	H-Evet	H-Evet	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Hafif etkilenim	Orta etkilenim	Hafif	O-Evet	H-Evet	O-Hayır	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Hafif etkilenim	Orta etkilenim	Orta	O-Evet	H-Evet	H-Evet	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Hafif etkilenim	Orta etkilenim	Şiddetli	O-Evet	H-Evet	H-Evet	H-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Hafif etkilenim	Şiddetli etkilenim	Hafif	O-Evet	H-Evet	O-Hayır	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Hafif etkilenim	Şiddetli etkilenim	Orta	O-Evet	H-Evet	O-Hayır	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Hafif etkilenim	Şiddetli etkilenim	Şiddetli	K-Evet	H-Evet	H-Evet	H-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Orta etkilenim	Hafif etkilenim	Hafif	K-Evet	O-Evet	O-Hayır	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Orta etkilenim	Hafif etkilenim	Orta	K-Evet	O-Evet	H-Hayır	H-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Orta etkilenim	Hafif etkilenim	Şiddetli	K-Evet	O-Evet	O-Evet	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Orta etkilenim	Orta etkilenim	Hafif	K-Evet	O-Evet	O-Hayır	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Orta etkilenim	Orta etkilenim	Orta	K-Evet	O-Evet	O-Evet	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Orta etkilenim	Orta etkilenim	Şiddetli	K-Evet	O-Evet	O-Evet	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Orta etkilenim	Şiddetli etkilenim	Hafif	K-Evet	O-Evet	K-Evet	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Orta etkilenim	Şiddetli etkilenim	Orta	K-Evet	O-Evet	K-Evet	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Orta etkilenim	Şiddetli etkilenim	Şiddetli	K-Evet	O-Evet	O-Evet	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Şiddetli etkilenim	Hafif etkilenim	Hafif	K-Evet	O-Evet	O-Hayır	H-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Şiddetli etkilenim	Hafif etkilenim	Orta	K-Evet	O-Evet	O-Hayır	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Şiddetli etkilenim	Hafif etkilenim	Şiddetli	K-Evet	O-Evet	K-Evet	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Şiddetli etkilenim	Orta etkilenim	Hafif	K-Evet	O-Evet	O-Hayır	O-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Şiddetli etkilenim	Orta etkilenim	Orta	K-Evet	O-Evet	O-Hayır	O-Evet
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Şiddetli etkilenim	Orta etkilenim	Şiddetli	K-Evet	K-Evet	K-Evet	K-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Şiddetli etkilenim	Şiddetli etkilenim	Hafif	K-Evet	K-Evet	O-Hayır	K-Evet
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Şiddetli etkilenim	Şiddetli etkilenim	Orta	K-Evet	K-Evet	O-Evet	H-Hayır
Kalça çıkığı yok	Patella alta	Şiddetli etkilenim	Şiddetli etkilenim	Şiddetli	K-Evet	K-Evet	H-Hayır	K-Evet

KS: Koshino-Sugimoto indeksi, PTİ: Patellar tendon ilerletme, DFEO: Distal femoral ekstansiyon osteotomi, RF: Rektus femoris. K-Evet: Kuvvetli şiddette evet, O-Evet: Orta şiddette evet, H-Evet: Hafif şiddette evet, K-Hayır: Kuvvetli şiddette hayır, O-Hayır: Orta şiddette hayır, H-Hayır: Hafif şiddette hayır.

4. BULGULAR

4.1. Patella Yüksekliği ve Diz Ekstansiyon Moment Kolu

Patellanın ilerleme miktarı ve IS oranı karşılaştırmaları Tablo 4.1'de verilmiştir. Patellanın ilerleme miktarı PTİ'li grup için 10,84 ± 6,16 mm ve PTİ'siz grup için 3,14 ± 4,06 mm olarak bulunmuştur. Operasyon öncesi iki grup arasında IS oranı açısından anlamlı fark vardı (p = 0,009). Ancak operasyon sonrası anlamlı farklılık bulunmamıştır (p> 0,016). PTİ'li grubun IS oranı operasyon sonrası 1,18 ± 0,17'den 0,92 ± 0,13'e anlamlı bir düşüş gösterirken (p = 0,009), PTİ'siz grubunun IS oranı 0,97 ± 0,12'den 0,91 ± 0,11'e düşmesine rağmen istatistiksel analizler arasında anlamlı bir fark bulunmamıştır (p> 0,016). PTİ cerrahisinin iki farklı uygulama prosedürü de araştırıldı. Patella ilerleme miktarları kemik prosedürü için 12,72 ± 5,87 mm ve yumuşak doku prosedürü için 8,17 ± 5,76 mm bulundu (p = 0,012). IS oranının kemik prosedürü için 1,22 ± 0,15'ten 0,91 ± 0,11'e düşerken (p = 0,007), yumuşak doku prosedürü için 1,13 ± 0,18'den 0,93 ± 0,16'ya düştüğü bulunmuştur (p = 0,011). Preoperatif dönemde IS oranı açısından iki prosedür arasında anlamlı bir farklılık bulunurken (p = 0,014), postoperatif dönemde bu farkın bulunmadığı gözlenmiştir (p> 0,016).

Tablo 4.1: Patella ilerleme miktarının ve IS oranının PTİ'li ve PTİ'siz gruplar için karşılaştırılması. İstatistiksel anlamlılık bulunan durumlar kalın yazılarak belirtilmiştir. Aralarında analiz yapılmayan karşılaştırma grupları için (-) işareti kullanılmıştır.

		Preoperatif patella yüksekliği (mm)	Postoperatif patella yüksekliği (mm)	Patella yüksekliğindeki fark (mm)	IS oranı-Preoperatif	IS oranı-Postoperatif
PTİ'li grup	Kemik prosedürü	55,03 ± 7,58	42,31 ± 7,39	12,72 ± 5,87	1,22 ± 0,15	0,91 ± 0,11
	Yumuşak doku prosedürü	52,13 ± 6,07	43,6 ± 5,93	8,17 ± 5,76	1,13 ± 0,18	0,93 ± 0,16
	Ortalama	53,84 ± 7,03	42,99 ± 6,76	10,84 ± 6,16	1,18 ± 0,17	0,92 ± 0,13
PTİ'siz grup		47,33 ± 6,92	44,19 ± 6,43	3,14 ± 4,06	0,97 ± 0,12	0,91 ± 0,11

p-değeri	Patella yüksekliği	Fark	IS oranı
Preop PTİ'li grup ve preop PTİ'siz grup	**0,01**	-	**0,009**
Postop PTİ'li grup ve postop PTİ'siz grup	AD	-	AD
Preop PTİ'li grup ve postop PTİ'li grup	**0,004**	-	**0,009**
Preop PTİ'siz grup ve postop PTİ'siz grup	AD	-	AD
PTİ grup ve PTİ'siz grup	-	**0,008**	-
Kemik prosedürü preop ve yumuşak doku prosedürü preop	AD	-	**0,014**
Kemik prosedürü postop ve yumuşak doku prosedürü postop	AD	-	AD
Kemik prosedürü preop ve kemik prosedürü postop	**0,005**	-	**0,007**
Yumuşak doku prosedürü preop ve yumuşak doku prosedürü post op	**0,007**	-	**0,011**
Kemik prosedürü ve yumuşak doku prosedürü	-	**0,012**	-

IS oranı: Insall-Salvati oranı, PTİ'li grup: patellar tendon ilerletme operasyonu geçireyen grup, PTİ'siz grup: patellar tendon ilerletme operasyonu geçirmeyen grup, Preop: preoperatif, Postop: postoperatif, AD: aradaki fark anlamlı değildir.

PTİ'li ve PTİ'siz gruplar için diz ekstansiyon moment kolu değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.2'de verilmiştir. Diz ekstansiyon moment kolu için PTİ grubunda postoperatif dönemde 3,95 ± 0,45 cm'den 4.56 ± 0.51 cm'e (% 15,44) önemli bir artış olmuştur (p = 0,008). Ancak postoperatif dönemde PTİ'siz grupta anlamlı bir artış bulunmamıştır (% 2,67) (p> 0,016).

Tablo 4.2: Diz ekstansiyon moment kolu değerlerinin PTİ'li ve PTİ'siz gruplar için karşılaştırılması. Sağlıklı bireylerden elde edilen değerler gri ile vurgulanarak verilmiştir. İstatistiksel anlamlılık bulunan durumlar kalın yazılarak belirtilmiştir.

		Diz ekstansiyon moment kolu (cm)
Preoperatif	PTİ'li grup	3,95 ± 0,45
	PTİ'siz grup	4,49 ± 0,55
Postoperatif	PTİ'li grup	4,56 ± 0,51
	PTİ'siz grup	4,61 ± 0,49
	Sağlıklı grup	4,75 ± 0,33

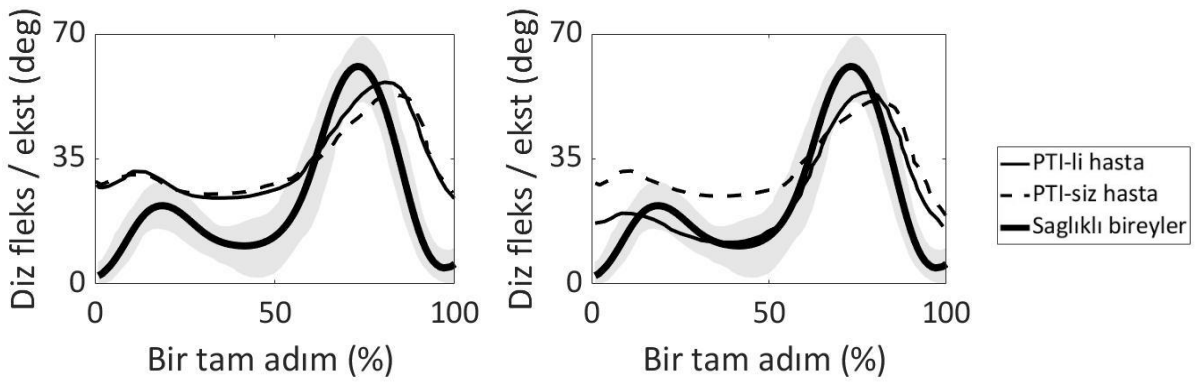
p-değeri		
PTİ'li grup ve	Preop	**0,009**

PTİ'siz grup	Postop	AD
preop ve postop	PTİ'li grup	**0,008**
	PTİ'siz grup	AD
Normal ve	PTİ'li grup-preoperatif	**0,006**
	PTİ'li grup-postoperatif	**0,014**
	PTİ'siz grup-preoperatif	**0,013**
	PTİ'siz grup -postoperatif	**0,015**

PTİ'li grup: patellar tendon ilerletme operasyonu geçireyen grup, PTİ'siz grup: patellar tendon ilerletme operasyonu geçirmeyen grup, Preop: preoperatif, Postop: postoperatif, AD: aradaki fark anlamlı değildir.

4.2. Diz Eklem Açısı

PTİ operasyonu uygulanan ve uygulanmayan hasta grubunun preoperatif ve postoperatif dönemde diz eklem açısına ait ortalama sonuçlar ve sağlıklı bireylerden elde edilen ortalama sonuçlar Şekil 4.1'de verildiği üzeredir. Ayrıca aynı şekil üzerinde sağlıklı bireylerden elde edilen diz eklem açısının aralığı gri alan olarak verilmiştir. Böylece hastanın diz eklem açısının sağlıklı bireylere göre nasıl değiştiği daha kolay anlaşılabilmektedir. Diz eklem açısı, bir tam adım için normalize edilmiştir. Preoperatif dönemde PTİ'li ve PTİ'siz hastaların basma fazı başlangıcında diz fleksiyon açısı birbirine yakın olmakla birlikte sağlıklı veriye göre daha yüksek bir değerdedir. Postoperatif dönemde PTİ'li hastaların diz eklem açısının preoperatif dönemdeki değerden daha düşük olduğu ve sağlıklı bireylerden elde edilen diz eklem açısına daha yakın olduğu görülmektedir. Buna karşın PTİ'siz hasta grubunun postoperatif dönemdeki diz eklem açısının preoperatif sonuçlara yakın olduğu görülmektedir.



(a) (b)

Şekil 4.1: PTİ operasyonu uygulanan ve uygulanmayan hasta grubunun diz eklem açısına ait ortalama sonuçların sağlıklı bireylerden elde edilen ortalama sonuçlar ile karşılaştırılması (a) preoperatif sonuçlar, (b) postoperatif sonuçlar.

PTİ'li grup ve PTİ'siz grup için basma fazında maksimum diz ekstansiyonu, salınım fazında maksimum diz fleksiyonu ve diz hareket aralığı değerlerinin karşılaştırılması Tablo 4.3'te verilmiştir. Preoperatif dönemde diz eklemi tepe noktalarında ve eklem aralığı değerlerinde iki grup arasında fark bulunmamaktadır. Ancak operasyondan sonra maksimum diz ekstansiyonu (p = 0,012) ve diz hareket aralığı (p = 0,012) arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark vardır. PTİ grubunun maksimum diz ekstansiyonu postoperatif dönemde anlamlı olarak azalırken (p = 0,012) ve PTİ'siz grupta herhangi bir değişiklik gözlenmemiştir (p> 0,016). Her iki grup için maksimum diz fleksiyonu normal veri ile karşılaştırıldığında anlamlı bir fark olmadığı bulunmuştur (p> 0,016). PTİ'li grupta diz hareket aralığı operasyon sonrası anlamlı olarak artarken (p = 0,012), PTİ'siz grupta anlamlı bir değişiklik bulunmamıştır (p> 0,016). Her iki grupta maksimum diz ekstansiyonu ve diz hareket aralığı preoperatif dönemde sağlıklı kişilere göre anlamlı olarak farklılık gösterirken (p <0,016), operasyon sonrası PTİ'li grup ve sağlıklı kişiler arasında tüm parametreler açısından anlamlı bir farklılık bulunmamıştır (p> 0,016). Ancak PTİ'siz grupta operasyon sonrasında da sağlıklı kişilere göre farklılık devam etmiştir (p <0,016).

Tablo 4.3: Basma fazında maksimum diz ekstansiyonu, salınım fazında maksimum diz fleksiyonu ve diz hareket aralığı değerlerinin PTİ'li ve PTİ'siz gruplar için karşılaştırılması. Sağlıklı bireylerden elde edilen değerler gri ile vurgulanarak verilmiştir. İstatistiksel anlamlılık bulunan durumlar kalın yazılarak belirtilmiştir.

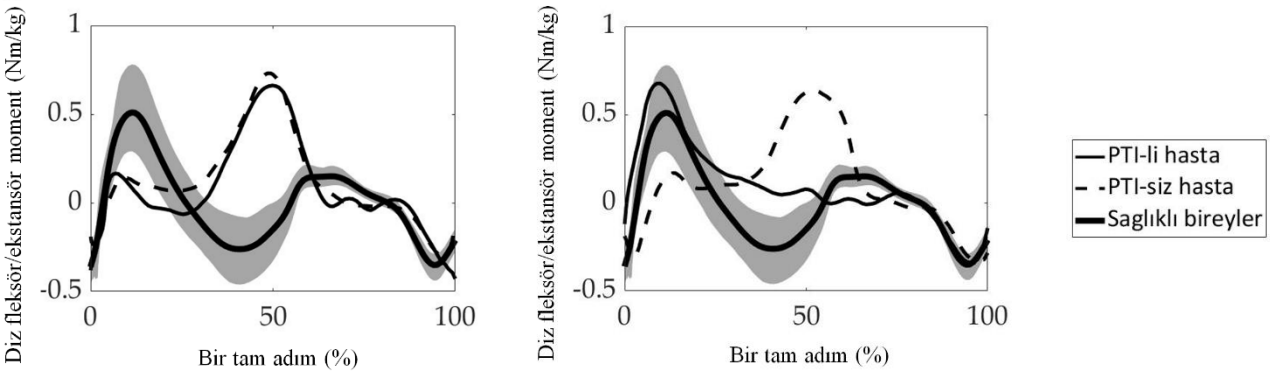
		Maksimum diz ekstansiyon (basma fazı)	**Maksimum diz fleksiyon (salınım fazı)**	**Diz eklem hareket aralığı**
Preoperatif	PTİ'li grup	26,55 ± 13,71	57,31 ± 9,83	26,45 ± 14,39
	PTİ'siz grup	25,66 ± 11,96	55,29 ± 9,75	30,03 ± 8,24
Postoperatif	PTİ'li grup	11,11± 12,62	54,67 ± 12,26	43,56 ± 14,21
	PTİ'siz grup	24,81 ± 20,84	52,85 ± 18,52	32,11 ± 13,33
	Sağlıklı grup	10,18 ± 3,98	58,97 ± 4,91	49,83 ± 5,34
p-değeri				
PTİ'li grup ve	Preop	AD	AD	AD

PTİ'siz grup	Postop	**0,012**	AD	**0,012**
preop ve postop	PTİ'li grup	**0,012**	AD	**0,009**
	PTİ'siz grup	AD	AD	AD
Normal ve	PTİ'li grup-preoperatif	**0,009**	AD	**0,007**
	PTİ'li grup-postoperatif	AD	AD	**0,015**
	PTİ'siz grup-preoperatif	**0,011**	AD	**0,009**
	PTİ'siz grup -postoperatif	**0,011**	**0,014**	**0,011**

PTİ'li grup: patellar tendon ilerletme operasyonu geçireyen grup, PTİ'siz grup: patellar tendon ilerletme operasyonu geçirmeyen grup, Preop: preoperatif, Postop: postoperatif, AD: aradaki fark anlamlı değildir.

4.3. Diz Eklem Momenti

PTİ'li ve PTİ'siz hastalara ait diz eklem momentleri Şekil 4.2'de verilmiştir. Moment değerleri her bir hastanın kütlesine normalize edilmiştir. Preoperatif dönemde her iki grubun moment davranışları birbirine benzerdir ve sağlıklı bireylere göre farklılık göstermektedir. Postoperatif dönemde PTİ'li grup için hesaplanan diz eklem momenti değerleri PTİ'siz bireylere kıyasla sağlıklı kişilerden elde edilen sonuçlara daha yakındır.



(a) (b)

Şekil 4.2: Ortalama diz eklem momentleri a) preoperatif dönem, b) postoperatif dönem. PTİ'li grup: Patellar tendon ilerletme operasyonu geçiren hasta grubu. PTİ'siz grup: Patellar tendon ilerletme operasyonu geçirmeyen hasta grubu.

Diz eklem momentine ait RMSD ve PCC değerleri incelendiğinde (Tablo 4.4) postoperatif dönemde PTİ'li grubun PTİ'siz gruba göre sağlıklı bireylerden elde edilen diz eklem momenti değerlerine daha yakın olduğu görülmektedir. Preoperatif RMSD değeri PTİ'li grupta 1,65 iken PTİ'siz grupta 1,71'dir. Postoperatif dönemde PTİ'li grubun RMSD değeri 0,55 iken PTİ'siz

grubun RMSD değeri 1,49 olarak hesaplanmıştır. PTİ'li grubun PCC değeri postoperatif dönemde artış gösterirken, PTİ'siz grupta anlamlı bir değişiklik olmamıştır.

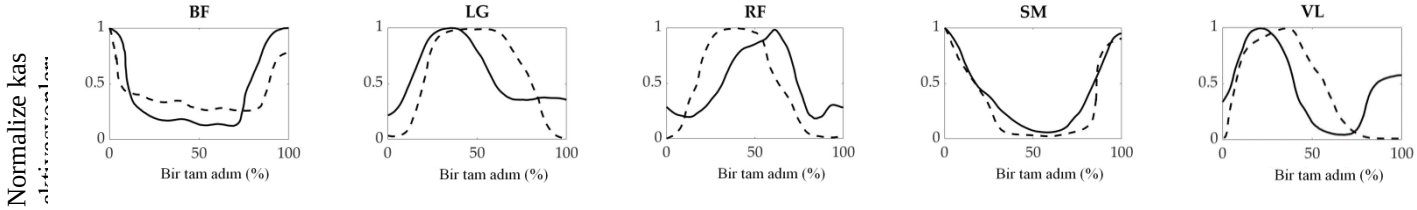
Tablo 4.4: SP'li hastaların ve sağlıklı bireylerin diz eklem momentleri için hesaplanan RMSD ve PCC değerleri. Anlamlı farklılıklar kalın gösterimle belirtilmiştir.

		RMSD	PCC
Preop	PTİ'li - sağlıklı	1,65	0,13
	PTİ'siz - sağlıklı	1,71	0,09
Postop	PTİ'li - sağlıklı	0,55	0,77
	PTİ'siz - sağlıklı	1,49	0,14
		p-değeri	
PTİ'li – PTİ'siz	Preop	0,241	0,158
	Postop	**0,008**	**0,029**
preop - postop	PTİ'li grup	**0,016**	**0,029**
	PTİ'siz grup	0,055	0,158

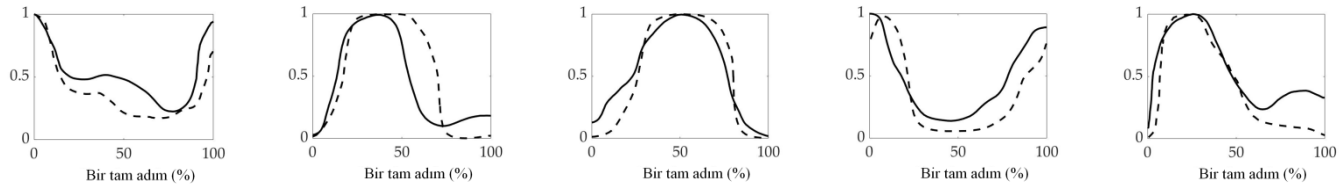
PTİ'li grup: Patellar tendon ilerletme operasyonu geçiren hasta grubu. PTİ'siz grup: Patellar tendon ilerletme operasyonu geçirmeyen hasta grubu. RMSD: ortalama karekök hatası (root mean square difference), PCC: Pearson korelasyon katsayısı, preop: preoperatif, postop: postoperatif.

4.4. Kas Aktivasyonları ve Kuvvetleri

Modelleme ve simülasyon yazılımı kullanılarak hesaplanan kas kuvvetlerinin doğruluğunu değerlendirebilmek için modelden elde edilen kas aktivasyonları ile deneysel olarak elde edilen EMG verisi PTİ'li (Şekil 4.3) ve PTİ'siz (Şekil 4.4) gruplar için karşılaştırıldı. EMG verisinin genliği maksimum değere normalize edilmiştir. Şekil 4.3 ve Şekil 4.4'ten görülmektedir ki, model çıktısı olan kas aktivasyonları ile deneysel EMG verisi benzer davranış göstermektedir.

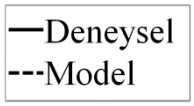


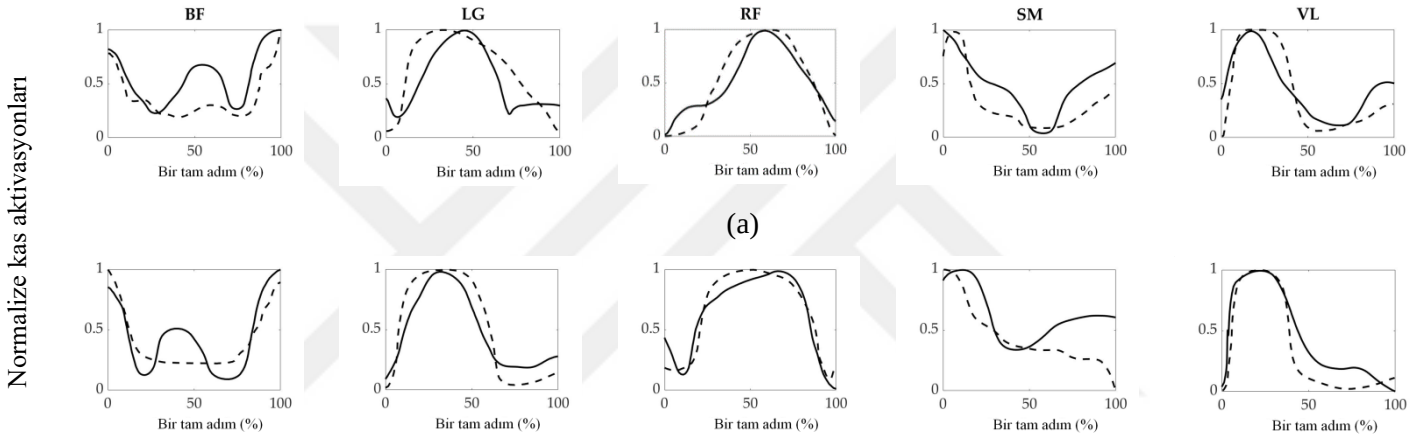
(a)



(b)

Şekil 4.3: PTİ'li grup için kas aktivasyon davranışları. (a) preoperatif periyot ve (b) postoperatif periyot. BF: Biseps femoris, LG: Lateral gastroknemius, RF: Rektus femoris, SM: Semimembranosus, VL: Vastus lateralis. Deneysel: EMG sinyalinin lineer zarfı, Model: Statik optimizasyon ile elde edilen kas aktivasyonları.

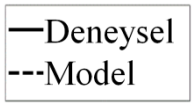




(a)

(b)

Şekil 4.4: PTİ'siz grup için kas aktivasyon davranışları. (a) preoperatif periyot ve (b) postoperatif periyot. BF: Biseps femoris, LG: Lateral gastroknemius, RF: Rektus femoris, SM: Semimembranosus, VL: Vastus lateralis. Deneysel: EMG sinyalinin lineer zarfı, Model: Statik optimizasyon ile elde edilen kas aktivasyonları.



Modelleme ve simülasyon programı ile hesaplanan kas aktivasyonlarının deneysel olarak kaydedilen EMG verisi ile ne kadar uyumlu olduğunu değerlendirmek için PCC değerleri hesaplandı (Tablo 4.5). En düşük PCC değeri 0,32 ile PTİ'siz grupta postoperatif dönemde vastus lateralis kasından elde edilmiştir. En yüksek PCC değeri 0,95 ile PTİ'li grupta postoperatif dönemde rektus femoris kasından elde edilmiştir.

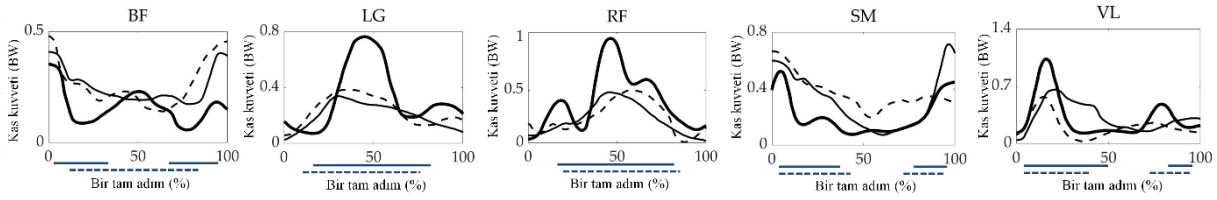
Tablo 4.5: Statik optimizasyon ile hesaplanan kas aktivasyonları ile deneysel EMG verisi için hesaplanan ortalama PCC değerleri.

	BF	LG	RF	SM	VL

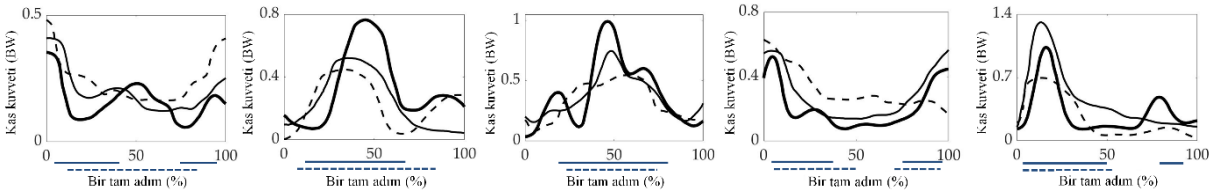
Preoperatif	PTİ'li grup	0,89	0,81	0,75	0,92	0,34
	PTİ'siz grup	0,76	0,84	0,85	0,77	0,32
Postoperatif	PTİ'li grup	0,93	0,92	0,95	0,93	0,88
	PTİ'siz grup	0,77	0,94	0,91	0,73	0,86

PTİ'li grup: Patellar tendon ilerletme operasyonu geçiren hasta grubu. PTİ'siz grup: Patellar tendon ilerletme operasyonu geçirmeyen hasta grubu. PCC: Pearson korelasyon katsayısı, EMG: Elektromiyografi, BF: Biseps femoris, LG: Lateral gastroknemius, RF: Rektus femoris, SM: Semimembranosus, VL: Vastus lateralis.

PTİ'li hasta grubu, PTİ'siz hasta grubu ve sağlıklı bireyler için hesaplanan kas kuvvetleri Şekil 4.5'te verilmiştir. Kas kuvvetleri her bir hastanın vücut ağırlığına (body weight-BW) normalize edilmiştir. Deneysel EMG verisi de kas kuvvetlerinin aktivasyon zamanlarının doğruluğunu kontrol etmek amacıyla kullanılmıştır. Biseps femoris kas kuvveti incelendiğinde, preoperatif dönemde PTİ'li ve PTİ'siz grupların basma sonu fazı haricinde sağlıklı bireylere göre daha fazla kuvvet ürettiği görülmüştür. Ancak postoperatif dönemde iki grupta da kas kuvvetinde azalma olmuştur. Lateral gastroknemius kas kuvveti incelendiğinde, preoperatif dönemde her iki grupta da sağlıklı bireylere göre daha düşük kas kuvveti üretilirken postoperatif dönemde kas kuvvetinde artış olmuştur. Rektus femoris kas kuvveti incelendiğinde, preoperatif dönemde her iki grupta da sağlıklı bireylere göre daha düşük kas kuvveti üretilirken postoperatif dönemde kas kuvvetinde artış olmuştur. Semimembranosus kas kuvveti incelendiğinde, preoperatif dönemde PTİ'li ve PTİ'siz grupların salınım fazı sonu haricinde sağlıklı bireylere göre daha fazla kuvvet ürettiği görülmüştür. Ancak postoperatif dönemde iki grupta da kas kuvvetinde azalma olmuştur. Vastus lateralis kas kuvveti incelendiğinde, preoperatif dönemde her iki grupta da sağlıklı bireylere göre daha düşük kas kuvveti üretilmiştir. Ancak postoperatif dönemde PTİ'li grubun kas kuvveti sağlıklı bireylere göre yüksek değerdeyken, PTİ'siz grubun kas kuvveti sağlıklı bireylere göre daha düşük değerdedir.



(a)



(b)

Şekil 4.5: PTİ'li hasta grubunun, PTİ'siz hasta grubunun ve sağlıklı bireylerin kas kuvvetleri. a) preoperatif periyot, b) postoperatif periyot. EMG aktiviteleri yatay çizgilerle gösterilmiştir. Yatay kalın mavi çizgi: PTİ'li grup, yatay kalın mavi kesikli çizgi: PTİ'siz grup. BF: Biseps femoris, LG: Lateral gastroknemius, RF: Rektus femoris, SM: Semimembranosus, VL: Vastus lateralis.

SP'li hastaların ve sağlıklı bireylerin RMSD değerleri Tablo 4.6'da verilmiştir. Preoperatif ve postoperatif dönemlerde bütün kaslar için RMSD değeri 0,25'ten yüksektir. En küçük RMSD değeri 0,29 ile PTİ'li grubun semimembranosus kasından postoperatif dönemde elde edilirken, en yüksek RMSD değeri 0,81 ile PTİ'siz grubun biseps femoris kasından preoperatif dönemde elde edilmiştir.

Tablo 4.6: SP'li hastaların ve sağlıklı bireylerin kas kuvvetleri için hesaplanan RMSD değerleri. Anlamlı farklılıklar kalın gösterimle belirtilmiştir.

		BF	LG	RF	SM	VL
Preop	PTİ'li grup	0,69	0,52	0,58	0,48	0,38
	PTİ'siz grup	0,81	0,43	0,49	0,56	0,43
Postop	PTİ'li grup	0,47	0,37	0,34	0,29	0,49
	PTİ'siz grup	0,70	0,45	0,41	0,58	0,34
				p-değeri		
PTİ'li grup – PTİ'siz grup	Preop	0,089	0,286	0,291	0,275	0,301
	Postop	**0,031**	0,249	0,218	**0,029**	**0,042**
Preop - postop	PTİ'li grup	**0,039**	**0,042**	**0,034**	**0,041**	0,063
	PTİ'siz grup	0,065	0,318	0,305	0,315	0,062

PTİ'li grup: Patellar tendon ilerletme operasyonu geçiren hasta grubu. PTİ'siz grup: Patellar tendon ilerletme operasyonu geçirmeyen hasta grubu. RMSD: ortalama karekök hatası (root mean square difference), BF: Biseps femoris, LG: Lateral gastroknemius, RF: Rektus femoris, SM: Semimembranosus, VL: Vastus lateralis, preop: preoperatif, postop: postoperatif.

SP'li hastaların ve sağlıklı bireylerin PCC değerleri Tablo 4.7'de verilmiştir. Preoperatif ve postoperatif dönemlerde bütün kaslar için PCC değeri 0,90'dan yüksektir. En küçük PCC değeri 0,44 ile PTİ'siz grubun biseps femoris kasından preoperatif dönemde elde edilirken, en yüksek

PCC değeri 0,89 ile PTİ'li grubun semimembranosus kasından postoperatif dönemde elde edilmiştir.

Tablo 4.7: SP'li hastaların ve sağlıklı bireylerin kas kuvvetleri için hesaplanan PCC değerleri. Anlamlı farklılıklar kalın gösterimle belirtilmiştir.

		BF	LG	RF	SM	VL
Preop	PTİ'li grup	0,45	0,85	0,61	0,85	0,75
	PTİ'siz grup	0,44	0,88	0,85	0,81	0,88
Postop	PTİ'li grup	0,76	0,84	0,80	0,89	0,79
	PTİ'siz grup	0,56	0,77	0,82	0,83	0,85
				p-değeri		
PTİ'li grup – PTİ'siz grup	Preop	0,314	0,314	**0,029**	0,308	**0,047**
	Postop	**0,038**	0,059	0,315	0,062	**0,049**
Preop - postop	PTİ'li grup	**0,027**	0,308	**0,039**	0,059	0,328
	PTİ'siz grup	0,059	**0,044**	0,064	0,064	0,063

PTİ'li grup: Patellar tendon ilerletme operasyonu geçiren hasta grubu. PTİ'siz grup: Patellar tendon ilerletme operasyonu geçirmeyen hasta grubu, PCC: Pearson korelasyon katsayısı, BF: Biseps femoris, LG: Lateral gastroknemius, RF: Rektus femoris, SM: Semimembranosus, VL: Vastus lateralis, preop: preoperatif, postop: postoperatif.

4.5. Bulanık Mantık Algoritma Sonuçları

Bulanık mantık algoritması kullanılarak oluşturulan karar verme mekanizmasıyla farklı özelliklere sahip hasta profilleri için uygun görülen operasyonlar belirlenmiştir. Oluşturulan hastalara ait bulanık mantık sonuçları Tablo 4.8'de verildiği üzeredir. Aynı hastalar için hekimler tarafından yapılması uygun görülen cerrahi operasyonlar da aynı tablo üzerinde verilmiştir. Her bir operasyon için kararlar yüzdelik olarak verilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde bulanık mantık algoritmasının dikkate alınan 40 hastanın 32 tanesi için hekimlerle aynı cerrahi operasyon sonuçlarını verdiği bulundu.

Tablo 4.8: Bulanık mantık ile elde edilen operasyon kararları. Başarısız kestirimler gri ile vurgulanmıştır.

Hasta numarası	**Hasta Bilgileri**

1)	9 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Koshino indeksi 1.3. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 15º dorsifleksiyonda, ilk temas anındaki diz eklem açısı 10º fleksiyonda, basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 15º dorsifleksiyonda, basma fazı ortasında diz eklem açısı 20º fleksiyondadır. Thomas testi pozitif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 40º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 20º'dir. Popliteal açı 80º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt vardır.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Hamstring uzatma
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%96 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%72 Evet), Hamstring uzatma (%85 Hayır), Rektus femoris transferi (%91 Hayır)
2)	9 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Koshino indeksi 1.35. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 10º dorsifleksiyonda, ilk temas anındaki diz eklem açısı 5º fleksiyonda, basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 5º dorsifleksiyonda, basma fazı ortasında diz eklem açısı 15º fleksiyondadır. Thomas testi pozitif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 30º, diz eklemi hareket aralığı 45º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 20º'dir. Popliteal açı 80º'dir. Duncan Ely testi pozitiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Hamstring uzatma, Rektus femoris transferi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (% 87 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (% 77 Evet), Hamstring uzatma (% 69 Hayır), Rektus femoris transferi (% 73 Evet)
3)	9 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Koshino indeksi 1.1. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 18º dorsifleksiyonda, ilk temas anındaki diz eklem açısı 15º fleksiyonda, basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 5º dorsifleksiyonda, basma fazı ortasında diz eklem açısı 10º fleksiyondadır. Thomas testi negatif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 50º, diz eklemi hareket aralığı 50º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 30º'dir. Popliteal açı 80º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt vardır.
	Uzman görüşü: Hamstring uzatma
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (% 89 Hayır), Femoral ekstansiyon osteotomi (% 93 Hayır), Hamstring uzatma (% 78 Evet), Rektus femoris transferi (% 68 Hayır)
4)	10 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Koshino indeksi 1.3. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 5º dorsifleksiyonda, ilk temas anındaki diz eklem açısı 20º fleksiyonda, basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 10º dorsifleksiyonda, basma fazı ortasında diz eklem açısı 10º fleksiyondadır. Thomas testi negatif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 55º, diz eklemi hareket aralığı 45º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 30º'dir. Popliteal açı 90º'dir. Duncan Ely testi pozitiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Hamstring uzatma, Rektus femoris transferi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (% 94 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (% 76 Evet), Hamstring uzatma (% 84 Evet), Rektus femoris transferi (%58 Hayır)
5)	10 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Koshino indeksi 1.35. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 5º dorsifleksiyonda, ilk temas anındaki diz eklem açısı 25º fleksiyonda, basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 12º dorsifleksiyonda, basma fazı ortasında diz eklem açısı 15º fleksiyondadır. Thomas testi pozitif, manuel

	kalça eklemi hareket aralığı 40º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 30º'dir. Popliteal açı 90º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt vardır.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (% 92 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%87 Evet), Hamstring uzatma (%73 Hayır), Rektus femoris transferi (%79 Hayır)
6)	10 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Koshino indeksi 1.1. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 10º dorsifleksiyonda, ilk temas anındaki diz eklem açısı 25º fleksiyonda, basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 17º dorsifleksiyonda, basma fazı ortasında diz eklem açısı 10º fleksiyondadır. Thomas testi negatif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 45º, diz eklemi hareket aralığı 38º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 35º'dir. Popliteal açı 90º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt vardır.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%82 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%87 Evet), Hamstring uzatma (%73 Hayır), Rektus femoris transferi (%76 Hayır)
7)	11 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Koshino indeksi 1.3. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 8º dorsifleksiyonda, ilk temas anındaki diz eklem açısı 30º fleksiyonda, basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 15º dorsifleksiyonda, basma fazı ortasında diz eklem açısı 5º fleksiyondadır. Thomas testi pozitif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 35º, diz eklemi hareket aralığı 50º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 35º'dir. Popliteal açı 95º'dir. Duncan Ely testi pozitiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi, Rektus femoris transferi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%83 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%81 Evet), Hamstring uzatma (%57 Hayır), Rektus femoris transferi (%61 Evet)
8)	11 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Koshino indeksi 1.35. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 11º dorsifleksiyonda, ilk temas anındaki diz eklem açısı 25º fleksiyonda, basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 19º dorsifleksiyonda, basma fazı ortasında diz eklem açısı 25º fleksiyondadır. Thomas testi negatif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 38º, diz eklemi hareket aralığı 45º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 30º'dir. Popliteal açı 95º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt vardır.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (% 89 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (% 88 Evet), Hamstring uzatma (%76 Hayır), Rektus femoris transferi (% 63 Hayır)
9)	11 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Koshino indeksi 1.1. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 9º dorsifleksiyonda, ilk temas anındaki diz eklem açısı 15º fleksiyonda, basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 5º dorsifleksiyonda, basma fazı ortasında diz eklem açısı 5º fleksiyondadır. Thomas testi pozitif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 50º, diz eklemi hareket aralığı 55º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 25º'dir. Popliteal açı 95º'dir. Duncan Ely testi pozitiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Rektus femoris transferi

	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%73 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%71 Evet), Hamstring uzatma (%79 Hayır), Rektus femoris transferi (%58 Evet)
10)	12 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Koshino indeksi 1.3. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 20º dorsifleksiyonda, ilk temas anındaki diz eklem açısı 12º fleksiyonda, basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 19º dorsifleksiyonda, basma fazı ortasında diz eklem açısı 19º fleksiyondadır. Thomas testi pozitif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 42º, diz eklemi hareket aralığı 55º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 30º'dir. Popliteal açı 100º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt vardır.
	Uzman görüşü: Femoral ekstansiyon osteotomi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (% 53Hayır), Femoral ekstansiyon osteotomi (% 59 Evet), Hamstring uzatma (%79 Hayır), Rektus femoris transferi (%82 Hayır)
11)	12 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Koshino indeksi 1.35. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 5º dorsifleksiyonda, ilk temas anındaki diz eklem açısı 18º fleksiyonda, basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 10º dorsifleksiyonda, basma fazı ortasında diz eklem açısı 24º fleksiyondadır. Thomas testi negatif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 35º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 25º'dir. Popliteal açı 100º'dir. Duncan Ely testi pozitiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi, Rektus femoris transferi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%84 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%78 Evet), Hamstring uzatma (%61 Hayır), Rektus femoris transferi (%58 Evet)
12)	12 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Koshino indeksi 1.1. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 8º dorsifleksiyonda, ilk temas anındaki diz eklem açısı 7º fleksiyonda, basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 19º dorsifleksiyonda, basma fazı ortasında diz eklem açısı 8º fleksiyondadır. Thomas testi pozitif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 49º, diz eklemi hareket aralığı 55º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 40º'dir. Popliteal açı 100º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt vardır.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi, Hamstring uzatma
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%68 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%67 Evet), Hamstring uzatma (%53 Hayır), Rektus femoris transferi (%59 Hayır)
13)	13 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Koshino indeksi 1.3. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 15º dorsifleksiyonda, ilk temas anındaki diz eklem açısı 25º fleksiyonda, basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 19º dorsifleksiyonda, basma fazı ortasında diz eklem açısı 8º fleksiyondadır. Thomas testi negaitif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 30º, diz eklemi hareket aralığı 50º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 25º'dir. Popliteal açı 85º'dir. Duncan Ely testi pozitiftir. Pelvic tilt vardır.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi, Rektus femoris transferi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%93 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%88 Evet), Hamstring uzatma (%66 Hayır), Rektus femoris transferi (%63 Evet)

14)	13 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Koshino indeksi 1.35. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 10º dorsifleksiyonda, ilk temas anındaki diz eklem açısı 27º fleksiyonda, basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 11º dorsifleksiyonda, basma fazı ortasında diz eklem açısı 19º fleksiyondadır. Thomas testi pozitif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 40º, diz eklemi hareket aralığı 55º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 20º'dir. Popliteal açı 80º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%88 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%90 Evet), Hamstring uzatma (%76 Hayır), Rektus femoris transferi (%66 Hayır)
15)	13 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Koshino indeksi 1.1. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 12º dorsifleksiyonda, ilk temas anındaki diz eklem açısı 10º fleksiyonda, basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 7º dorsifleksiyonda, basma fazı ortasında diz eklem açısı 10º fleksiyondadır. Thomas testi negatif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 50º, diz eklemi hareket aralığı 60º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 40º'dir. Popliteal açı 95º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt vardır.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%87 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%86 Evet), Hamstring uzatma (%73 Hayır), Rektus femoris transferi (%64 Hayır)
16)	14 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Koshino indeksi 1.3. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 18º dorsifleksiyonda, ilk temas anındaki diz eklem açısı 15º fleksiyonda, basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 12º dorsifleksiyonda, basma fazı ortasında diz eklem açısı 10º fleksiyondadır. Thomas testi pozitif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 45º, diz eklemi hareket aralığı 55º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 30º'dir. Popliteal açı 70º'dir. Duncan Ely testi pozitiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi, Rektus femoris transferi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%91 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%85 Evet), Hamstring uzatma (%59 Hayır), Rektus femoris transferi (%61 Evet)
17)	14 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Koshino indeksi 1.35. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 5º dorsifleksiyonda, ilk temas anındaki diz eklem açısı 5º fleksiyonda, basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 12º dorsifleksiyonda, basma fazı ortasında diz eklem açısı 10º fleksiyondadır. Thomas testi pozitif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 45º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 28º'dir. Popliteal açı 75º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt vardır.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%81 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%86 Evet), Hamstring uzatma (%79 Hayır), Rektus femoris transferi (%91 Hayır)
18)	14 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Koshino indeksi 1.1. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 8º dorsifleksiyonda, ilk temas anındaki diz eklem açısı 17º fleksiyonda, basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 7º dorsifleksiyonda, basma fazı ortasında diz eklem açısı 12º fleksiyondadır. Thomas testi negatif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 45º, diz eklemi hareket aralığı 55º, ayak bileği eklemi

	hareket aralığı 40º'dir. Popliteal açı 100º'dir. Duncan Ely testi pozitiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi, Rektus femoris transferi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%73 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%79 Evet), Hamstring uzatma (%55 Hayır), Rektus femoris transferi (%59 Evet)
19)	8 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Koshino indeksi 1.4. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 3º dorsifleksiyonda, ilk temas anındaki diz eklem açısı 27º fleksiyonda, basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 18º dorsifleksiyonda, basma fazı ortasında diz eklem açısı 25º fleksiyondadır. Thomas testi pozitif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 40º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 28º'dir. Popliteal açı 80º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt vardır.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%91 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%88 Evet), Hamstring uzatma (%68 Hayır), Rektus femoris transferi (%76 Hayır)
20)	8 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Koshino indeksi 1.1. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 10º dorsifleksiyonda, ilk temas anındaki diz eklem açısı 10º fleksiyonda, basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 12º dorsifleksiyonda, basma fazı ortasında diz eklem açısı 25º fleksiyondadır. Thomas testi negatif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 50º, diz eklemi hareket aralığı 55º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 35º'dir. Popliteal açı 100º'dir. Duncan Ely testi pozitiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Hamstring uzatma, Rektus femoris transferi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%55 Hayır), Femoral ekstansiyon osteotomi (%59 Hayır), Hamstring uzatma (% 61 Evet), Rektus femoris transferi (%65 Evet)
21)	8 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Insall-Salvati indeksi 1.2. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 5º, ilk temas anındaki diz eklem açısı 10º, Basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 18º, Basma fazı ortasında diz eklem açısı 25º'dir. Thomas testi pozitif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 30º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 20º'dir. Popliteal açı 70º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Hamstring uzatma
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (% 62 Hayır), Femoral ekstansiyon osteotomi (%58 Hayır), Hamstring uzatma (%65 Evet), Rektus femoris transferi (%61 Hayır)
22)	10 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Insall-Salvati indeksi 1.2. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 10º, ilk temas anındaki diz eklem açısı 10º, Basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 18º, Basma fazı ortasında diz eklem açısı 25º'dir. Thomas testi pozitif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 30º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 20º'dir. Popliteal açı 70º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Hamstring uzatma
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%69 Hayır), Femoral ekstansiyon osteotomi (%75 Hayır), Hamstring uzatma (%64 Evet), Rektus femoris transferi (%77 Hayır)

23)	10 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Insall-Salvati indeksi 1.2. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 15º, ilk temas anındaki diz eklem açısı 10º, Basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 18º, Basma fazı ortasında diz eklem açısı 25º'dir. Thomas testi pozitif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 30º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 20º'dir. Popliteal açı 70º'dir. Duncan Ely testi pozitiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Hamstring uzatma
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%58 Hayır), Femoral ekstansiyon osteotomi (%65 Hayır), Hamstring uzatma (%69 Evet), Rektus femoris transferi (%71 Hayır)
24)	14 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Insall-Salvati indeksi 1.2. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 20º, ilk temas anındaki diz eklem açısı 10º, Basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 18º, Basma fazı ortasında diz eklem açısı 25º'dir. Thomas testi pozitif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 30º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 20º'dir. Popliteal açı 70º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Femoral ekstansiyon osteotomi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%59 Hayır), Femoral ekstansiyon osteotomi (%75 Evet), Hamstring uzatma (%79 Hayır), Rektus femoris transferi (%83 Hayır)
25)	10 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Insall-Salvati indeksi 1.2. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 15º, ilk temas anındaki diz eklem açısı 20º, Basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 18º, Basma fazı ortasında diz eklem açısı 25º'dir. Thomas testi pozitif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 30º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 20º'dir. Popliteal açı 70º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Hamstring uzatma
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%73 Hayır), Femoral ekstansiyon osteotomi (%75 Hayır), Hamstring uzatma (%63 Evet), Rektus femoris transferi (%69 Hayır)
26)	10 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Insall-Salvati indeksi 1.2. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 15º, ilk temas anındaki diz eklem açısı 30º, Basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 18º, Basma fazı ortasında diz eklem açısı 25º'dir. Thomas testi pozitif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 30º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 25º'dir. Popliteal açı 70º'dir. Duncan Ely testi pozitiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi, Rektus femoris transferi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%85 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%89 Evet), Hamstring uzatma (%75 Evet), Rektus femoris transferi (%71 Hayır)
27)	10 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Insall-Salvati indeksi 1.2. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 10º, ilk temas anındaki diz eklem açısı 20º, Basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 22º, Basma fazı ortasında diz eklem açısı 25º'dir. Thomas testi pozitif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 30º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 25º'dir. Popliteal açı 70º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi

	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%86 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%88 Evet), Hamstring uzatma (%79 Hayır), Rektus femoris transferi (%68 Hayır)
28)	12 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Insall-Salvati indeksi 1.2. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 15º, ilk temas anındaki diz eklem açısı 20º, Basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 10º, Basma fazı ortasında diz eklem açısı 25º'dir. Thomas testi pozitif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 30º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 25º'dir. Popliteal açı 70º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%89 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%88 Evet), Hamstring uzatma (%69 Hayır), Rektus femoris transferi (%75 Hayır)
29)	10 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Insall-Salvati indeksi 1.2. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 15º, ilk temas anındaki diz eklem açısı 20º, Basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 18º, Basma fazı ortasında diz eklem açısı 30º'dir. Thomas testi pozitif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 30º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 20º'dir. Popliteal açı 70º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%87 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%82 Evet), Hamstring uzatma (%75 Hayır), Rektus femoris transferi (%81 Hayır)
30)	10 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Insall-Salvati indeksi 1.2. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 15º, ilk temas anındaki diz eklem açısı 20º, Basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 18º, Basma fazı ortasında diz eklem açısı 35º'dir. Thomas testi pozitif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 30º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 25º'dir. Popliteal açı 70º'dir. Duncan Ely testi pozitiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi, Rektus femoris transferi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%79 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%78 Evet), Hamstring uzatma (%65 Hayır), Rektus femoris transferi (%75 Evet)
31)	10 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Insall-Salvati indeksi 1.2. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 15º, ilk temas anındaki diz eklem açısı 20º, Basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 18º, Basma fazı ortasında diz eklem açısı 25º'dir. Thomas testi negatif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 30º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 15º'dir. Popliteal açı 70º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt vardır.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%88 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%85 Evet), Hamstring uzatma (%77 Hayır), Rektus femoris transferi (%75 Hayır)
32)	10 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Insall-Salvati indeksi 1.2. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 15º, ilk temas anındaki diz eklem açısı 20º, Basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 18º, Basma fazı ortasında diz eklem açısı 25º'dir. Thomas testi negatif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 40º, diz eklemi

	hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 15º'dir. Popliteal açı 70º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%73 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%70 Evet), Hamstring uzatma (%63 Hayır), Rektus femoris transferi (%59 Hayır)
33)	10 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Insall-Salvati indeksi 1.2. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 15º, ilk temas anındaki diz eklem açısı 20º, Basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 18º, Basma fazı ortasında diz eklem açısı 25º'dir. Thomas testi negatif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 30º, diz eklemi hareket aralığı 50º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 20º'dir. Popliteal açı 70º'dir. Duncan Ely testi pozitiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi, Rektus femoris transferi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%83 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%80 Evet), Hamstring uzatma (%75 Hayır), Rektus femoris transferi (%78 Evet)
34)	10 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Insall-Salvati indeksi 1.2. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 15º, ilk temas anındaki diz eklem açısı 20º, Basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 18º, Basma fazı ortasında diz eklem açısı 25º'dir. Thomas testi negatif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 30º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 25º'dir. Popliteal açı 70º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt vardır.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%93 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%89 Evet), Hamstring uzatma (%75 Hayır), Rektus femoris transferi (%77 Hayır)
35)	10 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Insall-Salvati indeksi 1.2. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 15º, ilk temas anındaki diz eklem açısı 20º, Basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 18º, Basma fazı ortasında diz eklem açısı 25º'dir. Thomas testi negatif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 30º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 15º'dir. Popliteal açı 80º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi, Hamstring uzatma
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%87 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%79 Evet), Hamstring uzatma (%59 Evet), Rektus femoris transferi (%55 Evet)
36)	10 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Insall-Salvati indeksi 1.2. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 15º, ilk temas anındaki diz eklem açısı 20º, Basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 18º, Basma fazı ortasında diz eklem açısı 25º'dir. Thomas testi negatif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 30º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 15º'dir. Popliteal açı 70º'dir. Duncan Ely testi pozitiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi, Rektus femoris transferi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%92 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%89 Evet), Hamstring uzatma (%79 Hayır), Rektus femoris transferi (%81 Evet)

37)	10 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Insall-Salvati indeksi 1.2. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 15º, ilk temas anındaki diz eklem açısı 20º, Basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 18º, Basma fazı ortasında diz eklem açısı 25º'dir. Thomas testi negatif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 30º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 25º'dir. Popliteal açı 70º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt vardır.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%87 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%82 Evet), Hamstring uzatma (%78 Hayır), Rektus femoris transferi (%85 Hayır)
38)	14 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Insall-Salvati indeksi 1.2. İilk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 15º, ilk temas anındaki diz eklem açısı 20º, Basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 18º, Basma fazı ortasında diz eklem açısı 25º'dir. Thomas testi negatif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 30º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 35º'dir. Popliteal açı 70º'dir. Duncan Ely testi pozitiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi, Rektus femoris transferi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%79 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%68 Evet), Hamstring uzatma (%56 Evet), Rektus femoris transferi (%61 Hayır)
39)	12 yaşında. Radyoloji verisine göre kalçası normal konumda. Insall-Salvati indeksi 1.0. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 15º, ilk temas anındaki diz eklem açısı 20º, Basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 18º, Basma fazı ortasında diz eklem açısı 25º'dir. Thomas testi negatif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 30º, diz eklemi hareket aralığı 40º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 20º'dir. Popliteal açı 70º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt yoktur.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%86 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%81 Evet), Hamstring uzatma (%83 Hayır), Rektus femoris transferi (%77 Hayır)
40)	12 yaşında. Radyoloji verisine göre kalça çıkığı vardır. Insall-Salvati indeksi 1.2. İlk temas anındaki ayak bileği eklem açısı 15º, ilk temas anındaki diz eklem açısı 25º, Basma fazı ortasında ayak bileği eklem açısı 22º, Basma fazı ortasında diz eklem açısı 25º'dir. Thomas testi negatif, manuel kalça eklemi hareket aralığı 40º, diz eklemi hareket aralığı 50º, ayak bileği eklemi hareket aralığı 35º'dir. Popliteal açı 70º'dir. Duncan Ely testi negatiftir. Pelvic tilt vardır.
	Uzman görüşü: Patellar tendon ilerletme, Femoral ekstansiyon osteotomi
	Bulanık mantık sonucu: Patellar tendon ilerletme (%88 Evet), Femoral ekstansiyon osteotomi (%92 Evet), Hamstring uzatma (%75 Hayır), Rektus femoris transferi (%79 Hayır)

5. TARTIŞMA

5.1. Patellanın Konumunun Belirlenmesinde Kas-İskelet Modelleme Yazılımının Kullanılması

Patellanın preoperatif ve postoperatif dönemdeki pozisyonunun belirlenmesi, SP'li hastalarda yapılan operasyonların diz eklemindeki etkisini değerlendirebilmek için oldukça önemlidir. Ancak literatürde patella yüksekliğinin objektif bir şekilde tespit edilmesi için kullanılan belirli bir yöntem bulunmamaktadır. IS oranı, Xray görüntüleri kullanılarak tespit edilen ve patella yüksekliği hakkında fikir veren bir ölçüdür. Ancak preoperatif ve postoperatif Xray ölçümleri sırasında hastaların eklem açıları standardize edilememektedir (Anagnostakos ve diğ., 2011; Dan ve diğ., 2020). Yapılan bu tez çalışmasının amaçlarından biri, patellanın yüksekliğini objektif bir şekilde doğrulukla ölçmekti. Patella yüksekliği, hem patellanın ilerleme miktarını ölçerek hem de kas-iskelet modelleme yardımıyla IS oranı kullanılarak değerlendirildi. Çalışmada kullanılan yaklaşımı doğrulamak için Xray verisinden ve kas-iskelet modelinden elde edilen IS oranı ve patella yüksekliği karşılaştırıldı ve istatistiksel olarak anlamlı bir fark bulunmadı. Kas-iskelet modeli kullanılarak önerilen bu yöntem, Xray ölçümü sırasında hastanın pozisyonundan bağımsızdır. Ayrıca kullanılan yazılım, OpenSim, açık kaynak olduğu için kullanılan kas-iskelet modellerine erişim ve modelleri kişiye özgü hale getirmek oldukça kolaydır.

5.2. Patella Yüksekliği ve Diz Ekstansiyon Moment Kolu

Bu tez çalışmasının bir diğer amacı, PTİ operasyonunun patellanın yüksekliği üzerindeki etkisini incelemekti. PTİ'siz grupta patella ilerleme miktarı ve IS oranı açısından anlamlı bir fark bulunmadı. PTİ cerrahisi postoperatif dönemde Tablo 3.3'te verildiği gibi patellanın ilerleme miktarına önemli ölçüde katkıda bulunmuştur. PTİ cerrahisinin olumlu etkisi IS

oranında da gözlenmiştir. PTİ'li grubun ameliyat sonrası IS oranında anlamlı olarak iyileşme gözlenirken, PTİ'siz grupta anlamlı bir değişiklik olmamıştır. Sadece PTİ'ye maruz kalan hastalarla yapılan Sossai ve diğ.'nin çalışmasında, PTİ'nin patellanın yüksekliğinde iyileşme sağladığı bulunmuştur (Sossai ve diğ., 2015). Ayrıca, iki farklı PTİ prosedürü tartışılmıştır. Elde edilen sonuçlar preoperatif IS oranı ve patella ilerleme miktarı açısından iki prosedür arasında anlamlı farklılıklar olduğunu göstermiştir. Postoperatif patella yüksekliğinde anlamlı bir fark olmamasına rağmen, Tablo 3.3'ten kemik prosedürünün patella yüksekliğinin iyileştirilmesine daha fazla katkı sağladığı görülmektedir. Seidl ve diğ., insan kadavra dizlerini kullanarak üç farklı cerrahi tekniğini karşılaştırmıştır. PTİ ameliyatının kemik prosedürünün postoperatif dönemde önemli derecede patellar ilerleme sağladığını göstermişlerdir (Seidl ve diğ., 2016). Operasyon sonrası IS oranında bu prosedürler arasında anlamlı bir fark olmamasına rağmen, kemik prosedürünün IS oranı yumuşak doku prosedüründen daha düşüktür.

Patella alta, bükük diz yürüyüş paterni ile ilişkilidir (Gage ve diğ., 2009; Novacheck ve diğ., 2009). Patella ilerletilerek diz ekstansiyon moment kolunun arttırılması için PTİ ameliyatı yapılmaktadır. Ward ve diğ., diz ekstansiyon moment kolu için patella alta olan ve olmayan yetişkinler arasında fark olmadığını bildirmiştir (Ward ve diğ., 2005). Distal femoral ekstansiyon osteotomi ve PTİ ameliyatları olan hastaları içeren Bittmann ve diğ.'nin çalışmasında, PTİ cerrahisinin diz ekstansiyon moment kolu üzerindeki etkisi araştırıldı (Bittmann ve dğ., 2018). Patellanın ilerletilmesinin, bükük diz yürüyüşünün tedavisine katkıda bulunabilecek diz ekstansiyon moment kolunu geliştirdiğini belirttiler. Bu tez çalışmasının bir diğer amacı, PTİ cerrahisinin diz ekstansiyon moment kolu üzerindeki etkisini incelemekti. PTİ'li grup, PTİ'siz grubun aksine, postoperatif dönemde diz ekstansiyon moment kolunda belirgin iyileşme gösterdi (% 15,44). Bu çalışma, PTİ ameliyatının diz ekstansiyon moment kolunu önemli ölçüde arttırdığını ve bu durumun da postoperatif dönemde diz ekstansiyonuna katkıda bulunabileceğini göstermiştir. Benzer şekilde, diz ekstansiyon moment kolunda da artış göstermeyen PTİ'siz grubun diz fleksiyonunda anlamlı bir azalma yoktu (% 2,67). Bu çalışma patellanın yüksekliğinin diz eklemi kinematiği üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu göstermiştir.

5.3. Diz Eklem Açısı

Bu tez çalışması kapsamında ayrıca patella yüksekliğinin, diz eklemi kinematiği üzerindeki etkisinin araştırılması amaçlandı. Stout ve diğ., PTİ cerrahisinin diz ve kalça eklemi

kinematiğini düzeltmede etkili bir yol olduğu sonucuna varmıştır (Stout ve diğ., 2008). Bu çalışmanın sonuçları, PTİ'li grubun ameliyattan sonra hem salımım fazında hem de ilk temas anında diz ekstansiyonunun önemli oranda azaldığını, PTİ'siz grupta ise Şekil 2.2'de gösterildiği gibi anlamlı bir fark olmadığını ortaya koydu. Diğer araştırmacılar da PTİ operasyonundan sonra benzer sonuçlar elde ettiklerini kaydettiler. Sossai ve diğ., PTİ cerrahisinin yürüme boyunca bükük diz yürüyüşünü 20^{o} düzelttiğini ortaya koymuştur (Sossai ve diğ., 2015). Ancak bu çalışmanın kısıtı, sadece PTİ'ye maruz kalan hastaları dahil etmesi ve PTİ'siz hasta grubuyla karşılaştırma yapılamamasıdır. Klotz ve diğ. PTİ'li grubu ve PTİ'siz grubu karşılaştırdıkları çalışmalarında, PTİ cerrahisinin aşırı fleksiyondaki diz paterninin iyileşmesi için önemli olduğunu bildirmişlerdir (Klotz ve diğ., 2018). Ancak sınırlı hasta sayısı nedeniyle istatistiksel bir farklılık elde etmediklerini de not etmişlerdir. Ayrıca PTİ'nin postoperatif dönemde sert diz yürüyüşüne neden olabileceğini bulmuşlardır. PTİ'li grup ve PTİ'siz grup için, operasyondan önce maksimum diz fleksiyonuna ulaşmak için gereken zamanda gecikme vardı. Ancak ameliyattan sonra, her iki grup için de gecikme azaldı.

Patella alta genellikle bükük diz yürüyüşüne sahip SP'li hastalarda görülmektedir (Wren ve diğ., 2005; Stout ve diğ., 2008; Seidl ve diğ., 2016). Ancak patella altanın yanı sıra bükük diz yürüyüşüne hamstring gerginliği, kas moment kolundaki fonksiyon bozukluğu ve denge problemleri gibi sebep olan pek çok sebep vardır (Stout ve diğ., 2008; Seidl ve diğ., 2016). Ancak, üzerinde çalışma yaptığımız hastalarda PTİ operasyonuna maruz kalan hastaların büyük bir çoğunluğunda patella alta olduğu da görüldü. PTİ'siz grupta yer alan patella altası bulunmayan hastalara PTİ operasyonu uygulanmamıştır. Sonuç olarak görülmüştür ki, PTİ'siz grupta bükük diz yürüyüşü devam etmektedir. Bu nedenle, hastalarda patella alta olmasa bile, hamstring uzatma ya da femoral ekstansiyon osteotomisi operasyonlarına ek olarak PTİ cerrahisinin de tedbir olarak yapılması faydalı olabilir.

5.4. Diz Eklem Momenti

PTİ, diz ekstansör moment kolunu ve dolayısıyla diz ekstansör momentini iyileştirerek bükük diz yürüyüşüne sahip SP'li çocukların tedavisinde diğer cerrahi yöntemlere ek olarak tercih edilen bir operasyondur. PTİ operasyonunun diz ekstansör momenti ve kas kuvvetleri üzerindeki etkisinin araştırılması da bu tez çalışmasının amaçlarından biriydi. PTİ'li ve PTİ'siz hasta gruplarının preoperatif dönemdeki diz ekstansör momenti sağlıklı bireylere göre farklılık göstermektedir. İki hasta grubunda da basma fazındaki moment genlik değeri (ilk diz ekstansör

momenti) referans değerden daha düşüktür. Ayrıca yine her iki grupta basma fazı sonundaki moment genliği (maksimum diz fleksör momenti) referans değerden daha yüksektir. Preoperatif dönemde elde edilen bu bulgular, literatürdeki bulgularla uyumludur. Yapılan çalışmalar bükük diz yürüyüşüne sahip hastaların yürüme boyunca yetersiz diz ekstansör momente sahip olduklarını göstermektedir (Stout ve diğ., 2008; Das ve diğ., 2012; Lenhart ve diğ., 2017). Bu nedenle Sutherland ve Cooper diz fleksör kontraktürünün azaltılmasının bükük diz yürüyüşünün tedavisi için önemli ve gerekli olduğunu belirtmiştir (Sutherland ve Cooper, 1978). Çalışmada PTİ uygulanan hastalarda postoperatif dönemde diz fleksör moment değerinde azalma olduğu görülürken, PTİ'siz grupta anlamlı bir değişiklik olmamıştır. Bu bulgu, postoperatif dönemde PTİ'li hasta grubunun sağlıklı bireylere daha yakın yürüme karakterine sahip olduğunu gösterirken, PTİ'siz grupta bükük diz yürüyüşü karakteri devam etmektedir. Boyer ve diğ.'nin çalışmasında tek aşamalı çoklu seviye cerrahisinde ek olarak PTİ operasyonu uygulanan hastaların diz ekstansör momentinde anlamlı seviyede artış olduğunu göstermiştir (Boyer ve diğ., 2018).

5.5. Kas Aktivasyonları ve Kuvvetleri

Deneysel EMG verileri kullanılarak kestirilen kas kuvvetlerin aktivasyon zamanlarının doğruluğu incelenmiştir. İncelenen beş kas için EMG aktivasyon zamanları ile kas kuvveti aktivasyon zamanlarının uyumlu olduğu görülmüştür.

Kuadriceps kas grubundaki zayıflığın bükük diz yürüyüşünün temel sebeplerinden biri olduğu bilinmektedir (Novacheck ve diğ., 2009; Steele ve diğ., 2012). Sutherland ve Cooper bükük diz yürüyüşünün tedavisi için kuadriceps kas kuvvetinin artırılması gerektiğini önermişlerdir (Sutherland ve Cooper, 1978). Das ve diğ. (Das ve diğ., 2012) ve Stout ve diğ. (Stout ve diğ., 2008), PTİ uygulanması durumunda kuadriceps dayanımının arttığını belirtmişlerdir. Yapılan analizler sonucunda PTİ'li ve PTİ'siz grubun rektus femoris ve vastus lateralis (kuadriceps kasları) kas kuvvetlerinin preoperatif dönemde sağlıklı bireylere göre daha düşük olduğu bulunmuştur. Postoperatif dönemde her iki grupta kuadriseps kas kuvvetlerinin arttığı görülmüştür. Ancak PTİ'li grubun postoperatif rektus femoris kas kuvveti sağlıklı bireylerden elde edilen değerlere anlamlı derece yaklaşırken, PTİ'siz grupta anlamlı bir artış olmamıştır. Bu bulgu diz eklemi moment değerleri ile de uyumludur. Çünkü PTİ'li grubun postoperatif dönemde diz ekstansör momentinde artış olduğu görülmüştür. Her iki grup için kas kuvvetlerinin karakteri sağlıklı bireylerin davranışı ile uyumludur. Vastus lateralis kas

kuvvetleri her iki grup için postoperatif dönemde istatistiksel olarak anlamlı derecede değişmemiştir.

Hamstring kas grubunun aşırı aktivitesi de bükük diz yürüyüşünün bir diğer sebebi olarak değerlendirilmektedir (Hicks ve diğ., 2008). Çalışmada incelenen biseps femoris ve semimembranosus (hamstring kas grubu) kas kuvvetlerinin her iki grupta da preoperatif dönemde basma fazı başında ve salınım fazı sonunda sağlıklı bireylerden daha yüksek olduğu görülmüştür (Şekil 4.5). Postoperatif dönem incelendiğinde, PTİ'li gruptaki kas kuvvetlerinin genliği azalırken PTİ'siz grupta anlamlı bir değişiklik olmamıştır (Tablo 4.6). Ancak her iki grupta da postoperatif semimembranosus kas kuvvetlerinin sağlıklı bireylerden daha yüksek olduğu bulunmuştur. Bu durum PTİ'li hastaların postoperatif dönemde gösterdiği hafif bükük diz yürüyüşü karakterini de açıklamaktadır.

Lateral gastroknemius kası, hem diz hem ayak bileği eklemini saran, dolayısıyla diz fleksiyonundan ve ayak bileği plantar fleksiyonundan sorumlu iki eklemli bir kastır. Gage, plantar fleksör kas zayıflığının bükük diz yürüyüşünün bir diğer sebebi olabileceğini belirtmiştir (Gage, 2009). Preoperatif dönemde lateral gastroknemius kas kuvvetleri her iki grup için de sağlıklı bireylerden daha düşüktür (Şekil 4.5, Tablo 4.6). Ancak her iki grubun kas kuvvet karakterleri sağlıklı bireylere benzerlik göstermektedir (Tablo 4.7). Postoperatif dönemde ise PTİ grubunda kas kuvveti artışı görülürken, PTİ'siz grupta bir değişiklik olmamıştır.

5.6. Bulanık Mantık Desteği ile Operasyon Kararı Verilmesi

Bulanık mantık, uzmanların kişisel tecrübelerini sayısal verilere dönüştürebilmesi amacıyla oldukça tercih edilen yöntemlerden biridir. Bu tez çalışması kapsamında oluşturulan bulanık mantık algoritması ile SP'li hastaların operasyon kararlarını uzmanların görüşlerini paralel olacak şekilde kestirebilmek amaçlanmıştır. Sonuçlarda görülmektedir ki, patolojik durumu tanımlanan 40 hastanın 32 tanesi için başarılı bir sonuç elde edilmiştir. Bulanık mantık algoritmasının kestirim konusunda en başarısız olduğu operasyon hamstring uzatma operasyonu olarak belirlenmiştir. Hamstring uzatma operasyonu bükük diz yürüyüşünün tedavisinde tercih edilmekle birlikte, uzmanların hastanın diz kontraktürüne bağlı olarak distal femoral ekstansiyon osteotomiyi daha çok tercih ettikleri görülmektedir. Algoritmanın en başarılı sonuçları PTİ'nin DFEO ile birlikte uygulandığı durumlarda elde ettiği görülmüştür.

PTİ'nin en doğru kestirilen operasyonlardan biri olmasının anlaşılabilir temel sebebi, distal femoral ekstansiyon osteotomisinin yapıldığı durumlarda sıklıkla uygulanmasıdır.

5.7. Çalışmanın Kısıtları

Çalışmanın sonuçları değerlendirilirken kısıtlarının da dikkate alınması gerekmektedir. Öncelikle, çalışma kapsamında kullanılan tam-vücut kas iskelet modelinde, patellanın konumu dışında hastaların sahip olduğu herhangi bir iskelet deformitesi yansıtılmamıştır. Hastaların kas özelliklerine ilişkin yapısal ve fonksiyonel parametrelerin ölçümü mümkün olmadığı için modeldeki mevcut kas parametreleri kullanıldı. Ayrıca SP'li hastaların maruz kaldığı diğer operasyonlar da modelde gösterilmemiştir. Bir diğer kısıt, PTİ'li ve PTİ'siz grubun oluşturulması sırasında dikkate alınan dâhil edilme ve dışlanma kriterleri nedeniyle ve her iki grubun birbirine eş sayıda ve özellikte hasta içermeleri için, dikkate alınan hasta sayısının nispeten az olmasıdır. Ancak hasta sayısı az olmakla birlikte, belirlenen kriterler sayesinde oluşturulan iki grup objektif olarak karşılaştırılabilmektedir. Bununla birlikte, PTİ grubunda özellikle diz fonksiyonunu etkileyen ameliyatların PTİ'siz gruba göre biraz daha fazla olması, PTİ'nin etkisinin olduğundan fazla tahmin edilmesi için bir önyargı oluşturabilir. Ancak yapılan istatistiksel analiz sonucuna göre, gruplar arasında preoperatif özellikler açısından bir farklılık olmadığı görülmüştür. Üçüncü olarak, Xray verisi sadece sagital eksen için kaydedilmişti. Bu nedenle patellanın mediolateral eksendeki pozisyonu, modele yansıtılamamıştır. Bu çalışma kapsamında sadece kısa dönem operasyon sonuçları incelendi. Boyer ve diğ. yaptıkları çalışmada göstermişlerdir ki, uzun dönemli takipte basma fazındaki diz ekstansiyonu ve diz fleksiyonunda değişiklikler olabilmektedir (Boyer ve diğ., 2018). Son olarak, bu çalışmada bulanık mantık algoritması oluşturulurken sadece iki cerrahtan görüş alınmıştır. Çalışmaya farklı merkezlerden ve farklı ekollerden daha fazla sayıda cerrahın dahil edilmesi, sonuçların genellenebilmesi için büyük önem arz etmektedir.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

- Kas-iskelet modellemesi, patella yüksekliğinin standart bir ölçüm protokolü çerçevesinde doğrulukla belirlenmesi için etkili bir araçtır.
- PTİ operasyonu için kemik prosedürü, yumuşak doku prosedüründen daha iyi bir postoperatif IS oranı sağlar. PTİ operasyonu, patella pozisyonunu ve diz ekstansiyon moment kolunu iyileştirir ve SP'li ve bükük diz yürüyüşüne sahip hastaların diz ekstansiyonunu iyileştirmek için etkili bir prosedürdür. Ayrıca, basma fazının başlangıcındaki diz ekstansiyon momentinin iyileştirilmesine, basma fazının sonundaki diz fleksiyon momentinin azaltılmasına ve ameliyat sonrası kuadriseps ve hamstring kaslarının kas kuvvetlerinin artmasına katkıda bulunur.
- PTİ operasyonu ile kısa süreli takipte tespit edilen bu iyileşmenin kalıcılığını değerlendirmek için uzun dönem takip ölçümleri de incelenmelidir.
- SP'li hastaların tedavisinde en önemli aşamalardan biri olan cerrahi operasyona karar verme süreci için geliştirilen bulanık mantık algoritması, belirlenen hasta profilleri için uzman kişiler ile benzer sonuçları verebilmektedir. Tez çalışması kapsamında tasarlanan bu algoritma, farklı merkezlerden ve uzmanlardan görüş alınarak geliştirilebilir. SP'li bir hastaya hangi operasyonun muhakkak yapılması gerektiğini söyleyebilmek kadar hangi operasyonun da kesinlikle yapılmaması gerektiğini söylemek oldukça değerli olacaktır.

KAYNAKLAR

Akçalı, İ., Gülşen, M., Ün, K., 2009, Kas-iskelet sistemi biyomekaniği, Rekmay Yayınevi, Adana.

Anagnostakos, K., Lorbach, O., Reiter, S., Kohn, D., 2011, Comparison of five patellar height measurement methods in 90 degrees knee flexion, *International Orthopaedics*, 35, 1791–1797.

Apti, A., Akalan, N.E., Kuchimov, S., Özdinçler, A.R., Temelli, Y., Nene, A., 2016, Plantar flexor muscle weakness may cause stiff-knee gait, *Gait Posture*, 46, 201–207.

Arslan, Y.Z., Karabulut, D., Ortes, F., Popovic, M., 2019, *Exoskeletons, exomusculatures, exosuits: Dynamic modeling and simulation*, Biomechatronics, In: Popovic, M. (ed.), Chapter 11, Elsevier, Oxford, UK, 305-331.

Arslan, Y. Z., Karabulut, D., 2021, Sensitivity of model-predicted muscle forces of patients with cerebral palsy to variations in muscle-tendon parameters. *Journal of Mechanics in Medicine and Biology*, 21(01), 2150008.

Bar-On, L., Molenaers, G., Aertbelien, E., Monari, D., Feys, H., Desloovere, K., 2014, The relation between spasticity and muscle behavior during the swing phase of gait in children with cerebral palsy, *Research In Developmental Disabilities*, 35(12), 3354–3364.

Bittmann, M.F., Lenhart, R.L., Schwartz, M.H., Novacheck, T.F., Hetzel, S., Thelen, D.G., 2018, How does patellar tendon advancement alter the knee extensor mechanism in children treated for crouch gait?, *Gait Posture*, 64, 248–254.

Boyer, E.R., Stout, J.L., Laine, J.C., Gutknecht, S.M., Araujo de Oliveira. L.H., Munger, M.E., Schwartz, M.H., Novacheck, T.F., 2018, Long-term outcomes of distal femoral extension osteotomy and patellar tendon advancement in individuals with cerebral palsy, *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 100, 31–41.

Correa, T.A., Schache, A.G., Graham, H.K., Baker, R., Thomason, P., Pandy, M.G., 2012, Potential of lower-limb muscles to accelerate the body during cerebral palsy gait, *Gait Posture*, 36, 194–200.

Crowninshield, R.D., Brand, R.A., 1981, A physiologically based criterion of muscle force prediction in locomotion, *Journal of Biomechanics*, 14(1), 793-801.

Damron, T., Breed, A.L., Roecker, E., 1991, Hamstring tenotomies in cerebral palsy: Long-term retrospective analysis, *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 11, 514-519.

Dan, M.J., McMahon, J., Parr, W.C.H., Briggs, N., MacDessi, S., Caldwell, B., Walsh, W.R., 2020, Sagittal patellar flexion angle: a novel clinically validated patellar height measurement reflecting patellofemoral kinematics useful throughout knee flexion, *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 28, 975–983.

Darbandi, H., Baniasad, M., Baghdadi, S., Khandan, A., Vafaee, A., Farahmand, F., 2020, Automatic classification of gait patterns in children with cerebral palsy using fuzzy clustering method, *Clinical Biomechanics*, 73, 189-194.

Das, S.P., Pradhan, S., Ganesh, S., Sahu, P.K., Mohanty, R.N., Das, S.K., 2012, Supracondylar femoral extension osteotomy and patellar tendon advancement in the management of persistent crouch gait in cerebral palsy, *Indian Journal of Orthopaedics*, 46, 221–228.

De Luca, C.J., 1997, The use of surface electromyography in biomechanics, *Journal of Applied Biomechanics*, 13(2), 135-163.

Delp, S.L., Anderson, F.C., Arnold, A.S., Loan, P., Habib, A., John, C.T., Guendelman, E., Thelen, D.G., 2007, OpenSim: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 54, 1940–1950.

Desloovere, K., Molenaers, G., Feys, H., Huenaerts, C., Callewaert, B., Van de Walle, P., 2006, Do dynamic and static clinical measurements correlate with gait analysis parameters in children with cerebral palsy?, *Gait Posture*, 24(3), 302-313.

Emara, K.M., El-Ghazaly, S.A., Mahran, M.A., Alsehemy, M.A., 2021, Distal femoral extension osteotomy and patellar tendon advancement in management of fixed knee flexion deformity and crouch gait in cerebral palsy, *QJM: An International Journal of Medicine*, 114(Supplement_1), hcab104-012.

Gage, J., Schwartz, M., Koop, S., Novacheck, T., 2009, *The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy*, 2nd ed., John Wiley and Sons London: Mac Keith Press, London.

Goldberg, S.R., Ounpuu, S., Delp, S.L., 2003, The importance of swing-phase initial conditions in stiff-knee gait, *Journal of Biomechanics*, 36, 1111-1116.

Goldberg, S., Ounpuu, S., Arnold, A., Gage, J., Delp, S.L., 2006, Kinematic and kinetic factors that correlate with improved knee flexion following treatment for stiff-knee gait, *Journal of Biomechanics*, 39:689–698.

Hermens, H.J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst-Klug, C., Hägg, G., 1999, European recommendations for surface electromyography, *Roessingh Research and Development*, 8(2), 13-5.

Hicks, J.L., Schwartz, M.H., Arnold, A.S., Delp, S.L., 2008, Crouched postures reduce the capacity of muscles to extend the hip and knee during the single-limb stance phase of gait, *Journal of Biomechanics*, 41, 960-967.

Hyer, L.C., Carpenter, A.M., Saraswat, P., Davids, J.R., Westberry, D.E., 2021, Outcomes of patellar tendon imbrication with distal femoral extension osteotomy for treatment of crouch gait, *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 41, e356–e366.

Insall, J., Salvati, E., 1971, Patella position in the normal knee joint, *Radiology*, 101, 101-104.

Karabulut, D., Dogru, S.C., Lin, Y.C., Pandy, M., Herzog, W., Arslan, Y.Z., 2020, Direct validation of model-predicted muscle forces in the cat hindlimb during walking, *Journal of Biomechanical Engineering*, 142, 051014.

Karabulut, D., Arslan, Y.Z., Salami, F., Wolf, S.I., Götze, M., 2021a, Biomechanical assessment of patellar tendon advancement in patients with cerebral palsy and crouch gait, *Knee*, 32, 46–55.

Karabulut, D., Arslan, Y.Z., Götze, M., Wolf, S.I., 2021b, The impact of patellar tendon advancement on knee joint moment and muscle forces in patients with cerebral palsy, *Life*, 11(9), 944.

Kinney, H.,C., 2005, Human myelination and perinatal white matter disorders, *Journal of the Neurological Sciences*, 228, 190–192.

Klotz, M.C.M., Krautwurst, B.K., Hirsch, K., Niklasch, M., Maier, M.W., Wolf, S.I., Dreher, T., 2018, Does additional patella tendon shortening influence the effects of multilevel surgery to correct flexed knee gait in cerebral palsy: A randomized controlled trial, *Gait Posture*, 60, 217–224.

Komi, P., 1990, Relevance of in vivo force measurements to human biomechanics, *Journal of Biomechanics*, 23, 23-34.

Koshino, T., Sugimoto, K., 1989, New measurement of patellar height in the knees of children using the epiphyseal line midpoint, *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 9, 216-218.

Lauer, R. T., Smith, B. T., Coiro, D., Betz, R. R., McCarthy, J., 2004, Feasibility of gait event detection using intramuscular electromyography in the child with cerebral palsy, *Neuromodulation: Technology at the Neural Interface*, 7(3), 205-213.

Lenhart, R.L., Smith, C.R., Novacheck, T.F., Schwartz, M.H., Thelen, D.G., 2017, Influence of patellar position on the knee extensor mechanism in normal and crouched walking, *Journal of Biomechanics*, 51, 1–7.

Lotman, D.B., 2008, Knee flexion deformity and patella alta in spastic cerebral palsy, *Developmental Medicine and Child Neurology*, 18(3), 315-319.

McGinley, J.L., Dobson, F., Ganeshalingam, R., Shore, B.J., Rutz, E., Graham, H.K., 2012, Single-event multilevel surgery for children with cerebral palsy: A systematic review, *Developmental Medicine and Child Neurology*, 54, 117–128.

Novacheck, T.F., Stout, J.L., Gage, J.R., Schwartz, M.H., 2009, Distal femoral extension osteotomy and patellar tendon advancement to treat persistent crouch gait in cerebral palsy. Surgical technique, *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 91, 271–286.

O'Sullivan, R., Kiernan, D., Walsh, M., O'Brien, T., Elhassan, Y., 2016, Characterisation of the patellar tendon reflex in cerebral palsy children using motion analysis, *Irish Journal of Medical Science (1971-)*, 185(4), 813-817.

Palisano, R., Rosenbaum, P., Walter, S., Russell, D., Wood, E., Galuppi, B., 1997, Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy, *Developmental Medicine and Child Neurology*, 39(4), 214-223.

Perry, J., 1992, *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*, Thorofare: Slack Incorporated, New Jersey.

Rajagopal, A., Dembia, C., DeMers, M., Delp, D., Hicks, J., Delp, S., 2016, Full body musculoskeletal model for muscle-driven simulation of human gait, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 63, 2068–2079.

Ross, T.J., 2010, *Fuzzy Logic with Engineering Applications*, 3rd ed., A John Wiley and Sons, Ltd., Publication, USA.

Sagawa Jr, Y., Watelain, E., De Coulon, G., Kaelin, A., Gorce, P., Armand, S., 2013, Are clinical measurements linked to the gait deviation index in cerebral palsy patients?, *Gait Posture*, 38(2), 276-280.

Saglam, Y., Ekin Akalan, N., Temelli, Y., Kuchimov, S., 2016, Femoral derotation osteotomy with multi-level soft tissue procedures in children with cerebral palsy: Does it improve gait quality?, *Journal of Children's Orthopaedics*, 10(1), 41-48.

Salami, F., Brosa, J., Van Drongelen, S., Klotz, M C., Dreher, T., Wolf, S.I., Thielen, M., 2019, Long-term muscle changes after hamstring lengthening in children with bilateral cerebral palsy, *Developmental Medicine Child Neurology*, 61(7), 791-797.

Sandal, B., Hacioglu, Y., Salihoglu, Z., Yagiz, N., 2021, Fuzzy Logic Preanesthetic Risk Evaluation of Laparoscopic Cholecystectomy Operations, *The American Surgeon*.

Schmidt-Rohlfing, B., Bergamo, F., Williams, S., Erli, H. J., Rau, G., Niethard, F.U., Disselhorst-Klug, C., 2006, Interpretation of surface EMGs in children with cerebral palsy: An initial study using a fuzzy expert System, *Journal of Orthopaedic Research*, 24(3), 438-447.

Seidl, A., Baldini, T., Krughoff, K., Shapiro, J.A., Lindeque, B., Rhodes, J., Carollo, J., 2016, Biomechanical assessment of patellar advancement procedures for patella alta, *Orthopedics*, 39, e492–e497.

Sossai, R., Vavken, P., Brunner, R., Camathias, C., Graham, H.K., Rutz, E., 2015, Patellar tendon shortening for flexed knee gait in spastic diplegia, *Gait Posture*, 41(2), 658-665.

Sousa, T.C., Nazareth, A., Rethlefsen, S.A., Mueske, N.M., Wren, T.A., Kay, R.M., 2019, Rectus femoris transfer surgery worsens crouch gait in children with cerebral palsy at GMFCS levels III and IV, *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 39(9), 466-471.

Steele, K.M., Damiano, D.L., Eek, M.N., Unger, M., Delp, S.L., 2012, Characteristics associated with improved knee extension after strength training for individuals with cerebral palsy and crouch gait, *Journal of Pediatric Rehabilitation Medicine*, 5, 99–106.

Stout, J.L., Gage, J.R., Schwartz, M.H., Novacheck, T.F., 2008, Distal femoral extension osteotomy and patellar tendon advancement to treat persistent crouch gait in cerebral palsy, *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 90, 2470–2484.

Sutherland, D.H., Cooper, L., 1978, The pathomechanics of progressive crouch gait in spastic diplegia, *Orthopedic Clinics of North America*, 9, 143–154.

Temelli, Y., Akalan, N.E., 2009, Treatment approaches to flexion contractures of the knee, *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 43, 113–120.

Thomason, P., Selber, P., Graham, H.K., 2013, Single event multilevel surgery in children with bilateral spastic cerebral palsy: A 5 year prospective cohort study, *Gait Posture*, 37, 23–28.

Verhulst, V.F., van Sambeeck, J.D.P., Olthuis, G.S., van der Ree, J., Koëter, S., 2020, Patellar height measurements: Insall–Salvati ratio is most reliable method, *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 28(3), 869-875.

Ward, S.R., Terk, M.R., Powers, C.M., 2005, Influence of patella alta on knee extensor mechanics, *Journal of Biomechanics*, 38(12), 2415-2422.

Whittle, M., 2007, *Gait analysis: An introduction*, Elsevier Ltd, 4th ed., Chattanooga : Butterworth-Heinemann Medical, London.

Wolf, S. I., Mikut, R., Kranzl, A., Dreher, T., 2014, Which functional impairments are the main contributors to pelvic anterior tilt during gait in individuals with cerebral palsy?, *Gait Posture*, 39(1), 359-364.

Wren, T.A., Rethlefsen, S., Kay, R.M., 2005, Prevalence of specific gait abnormalities in children with cerebral palsy: influence of cerebral palsy subtype, age, and previous surgery, *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 25, 79–83.

Yagiz, S., Sandal, B., Karabulut, D., Salihoglu, Z., 2022, A Fair Computer Aided Approach in Intensive Care Unit Patient Admission: A Method Research, *Türkiye Klinikleri Tıp Etiği-Hukuku-Tarihi Dergisi*, 30(3), 221-230.

Zadeh, L.A., 1965, Fuzy sets, *Information and Control*, 8(3), 338-353.

Zajac, F.E., 1989, Muscle and tendon: Properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control, *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17(4), 359–411.

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI