

T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLERİNDEN
LEGG-CALVE-PERTHES HASTALIĞINA BAĞLI
PROKSİMAL FEMUR ŞEKİL BOZULMALARININ
OTOMATİK OLARAK ÖLÇÜLMESİ**

Abbas MEMİŞ

DOKTORA TEZİ
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı
Bilgisayar Mühendisliği Programı

Danışman
Prof. Dr. Songül VARLI

Temmuz, 2020

T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLERİNDEN
LEGG-CALVE-PERTHES HASTALIĞINA BAĞLI PROKSİMAL FEMUR
ŞEKİL BOZULMALARININ OTOMATİK OLARAK ÖLÇÜLMESİ

Abbas MEMİŞ tarafından hazırlanan tez çalışması 14.07.2020 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı Bilgisayar Mühendisliği Programı **DOKTORA TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Prof. Dr. Songül VARLI
Yıldız Teknik Üniversitesi
Danışman

Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Songül VARLI, Danışman
Yıldız Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Çiğdem EROĞLU ERDEM, Üye
Marmara Üniversitesi

Doç. Dr. Mine Elif KARSLIGİL, Üye
Yıldız Teknik Üniversitesi

Prof. Dr. Mustafa Ersel KAMAŞAK, Üye
İstanbul Teknik Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Oğuz ALTUN, Üye
Yıldız Teknik Üniversitesi

Danışmanım Prof. Dr. Songül VARLI sorumluluğunda tarafımca hazırlanan Manyetik Rezonans Görüntülerinden Legg-Calve-Perthes Hastalığına Bağlı Proksimal Femur Şekil Bozulmalarının Otomatik Olarak Ölçülmesi başlıklı çalışmada veri toplama ve veri kullanımında gerekli yasal izinleri aldığımı, diğer kaynaklardan aldığım bilgileri ana metin ve referanslarda eksiksiz gösterdiğimi, araştırma verilerine ve sonuçlarına ilişkin çarpıtma ve/veya sahtecilik yapmadığımı, çalışmam süresince bilimsel araştırma ve etik ilkelerine uygun davrandığımı beyan ederim. Beyanımın aksinin ispatı halinde her türlü yasal sonucu kabul ederim.

Abbas MEMİŞ

İmza

*Canım kardeşim
Gülçin'e...*

TEŞEKKÜR

Bilimsel araştırma çalışmaları; fedakârlık ve ferâgat isteyen, uzun, meşakkatli süreçler gerektirir. Bunu, bazı zamanlarda kendi doktora tez çalışmalarımda tecrübe etmemle birlikte; doktora tez çalışmalarım süresince taradığım ve kullandığım çeşitli çalışmaları incelerken de çok hissetmişimdir. Şu an elinizde bulunan, ve benim de şu anda teşekkür metnini yazdığım bu naçizane doktora tez çalışma kitabı da, benzer süreçlerden geçen araştırmalar nihayetinde hazırlandı.

Hazırlamış bulunduğum bu naçizane doktora tez çalışmasında, doğrudan veya dolaylı olarak katkısı olan şahıslara, kurumlara ve tüzel kişilere teşekkürü bir borç bilirim. Bu bağlamda öncelikli olarak, tez çalışmam süresince yaptığım araştırmalarda beni her zaman destekleyen, cesaretlendiren, bana yol gösteren, yönlendiren, bilgi ve tecrübesini benimle paylaşan değerli hocam ve tez danışmanım Prof. Dr. Songül VARLI'ya en içten teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım. Kendisinin, benim akademik eğitim ve öğrenimimde emeği gerçekten çok fazladır. Songül hocama ne kadar teşekkür etsem azdır, kendisinin bende her zaman ayrı bir yeri olacaktır.

Gerçekleştirmiş olduğumuz çalışmalarda, gerek bilgi ve tecrübelerini bizimle paylaşan; gerekse de çalışma kapsamında kullanılan MR görüntü verilerinin teminini sağlayan İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı'nda görev yapmakta olan Doç. Dr. Fuat BİLGİLİ'ye teşekkür ederim. Doktora tez çalışmama ait süreçte, doktora tez izleme komitesinde yer alarak çalışmalarımı değerlendiren, ve görüş ve önerilerini benimle paylaşan Prof. Dr. Çiğdem EROĞLU ERDEM'e ve Doç. Dr. Mine Elif KARSLIGİL'e teşekkür ederim. Çalışmalarım boyunca bana destek olan ve cesaretlendiren değerli arkadaşlarıma teşekkür ederim. Tez araştırmalarım süresince çalışmalarımı destekleyerek bana oldukça yardımcı olan, hâlihazırda bünyesinde çalıştığım KARAŞ Yazılım Geliştirme ve Danş. Ltd. Şti.'ye ayrıca teşekkür ederim.

Ve beni yetiştiren, bugünlere gelmemde çok emekleri olan, haklarını ödeyemeyeceğim anneme ve babama en içten teşekkürlerimle...

Abbas MEMİŞ

İÇİNDEKİLER

SİMGE LİSTESİ	viii
KISALTMA LİSTESİ	xii
ŞEKİL LİSTESİ	xiv
TABLO LİSTESİ	xxiv
ÖZET	xxviii
ABSTRACT	xxx
1 GİRİŞ	1
1.1 Literatür Özeti	2
1.1.1 Femur Başının Otomatik Tespiti Üzerine Literatür Araştırması ve Literatür Özeti	3
1.1.2 Femur Başının ve Proksimal Femurun Otomatik Bölütlenmesi Üzerine Literatür Araştırması ve Literatür Özeti	6
1.1.3 Proksimal Femur Şekil Değişimlerinin ve Şekil Bozulmalarının Otomatik Ölçümü Üzerine Literatür Araştırması ve Literatür Özeti	14
1.2 Tezin Amacı	23
1.3 Hipotez	24
1.3.1 Femur Başının Otomatik Olarak Tespit Edilmesi Üzerine Hipotezler	24
1.3.2 Femur Başının ve Proksimal Femurun Otomatik Olarak Bölütlenmesi Üzerine Hipotezler	26
1.3.3 Patolojik Proksimal Femurların Şekil Değişimlerinin ve Bozulmalarının Otomatik Olarak Ölçülmesi Üzerine Hipotezler	27
1.4 Araştırma Sorusu/Araştırmanın Önemi/Özgün Değer	28
1.5 Tezin İçeriği	29
2 KLİNİK BİLGİLER, KLİNİK ARKA PLAN VE MR GÖRÜNTÜ VERİ SETİ	30
2.1 Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)	30
2.2 Kalça Eklemi ve Kalça Ekleminin Anatomisi	33
2.3 Legg-Calve-Perthes (LCP) Hastalığı	35

2.3.1	Legg-Calve-Perthes Hastalığı Hakkında Genel Bilgiler	35
2.3.2	Legg-Calve-Perthes Hastalığında Görüntüleme	37
2.3.3	Legg-Calve-Perthes Hastalığında Klinik Sınıflandırma Yaklaşımları	40
2.4	MR Görüntü Veri Seti	43
2.4.1	Hasta Topluluğu	43
2.4.2	MR Görüntüleme Protokolleri, Parametreleri ve Görüntü Özellikleri	44
3	MR GÖRÜNTÜLERDE FEMUR BAŞININ OTOMATİK TESPİTİ	49
3.1	Giriş	49
3.2	2B Femur Başı Tespiti	50
3.2.1	Materyaller	50
3.2.2	Dairesel Hough Dönüşümü (DHD) ile Femur Başı Tespiti	56
3.2.3	Tümleşik Türev Operatörü (TTO) ile Femur Başı Tespiti	67
3.2.4	Dairesel Hough Dönüşümü (DHD) ve Tümleşik Türev Operatörü (TTO) ile İki Aşamalı Femur Başı Tespiti	79
3.2.5	Tartışma	91
3.2.6	Sonuçlar	95
3.3	3B Femur Başı Tespiti	95
3.3.1	Materyaller	96
3.3.2	Küresel Hough Dönüşümü (KHD) ile Femur Başı Tespiti	103
3.3.3	3B Tümleşik Türev Operatörü (TTO) ile Femur Başı Tespiti . . .	113
3.3.4	Tartışma	126
3.3.5	Sonuçlar	129
4	EVRIŞİMSSEL SİNİR AĞLARI (ESA) İLE MR KESİTLERDE FEMUR BAŞININ VE PROKSİMAL FEMURUN OTOMATİK OLARAK BÖLÜTLENMESİ	130
4.1	Giriş	130
4.2	Materyaller	131
4.3	Yöntemler	132
4.3.1	MR Görüntü Ön-işleme	132
4.3.2	Gerçek Referans Bölütleme Görüntülerini Oluşturma	134
4.3.3	Veri Arttırma	137
4.3.4	Evrişimsel Sinir Ağı (ESA) Mimarisi	138
4.3.5	Evrişimsel Sinir Ağı (ESA) Eğitimi	140
4.3.6	MR Görüntü Son-işleme ve Bölütleme	142
4.4	Deneyisel Sonuçlar	143
4.5	Tartışma	156
4.6	Sonuçlar	158

5 PROKSİMAL FEMUR ŞEKİL ANALİZİ VE PATOLOJİK PROKSİMAL FEMURLARDA KEMİK ŞEKİL DEĞİŞİMİNİN VE BOZULMALARININ OTOMATİK OLARAK NİCELİKSEL ÖLÇÜMÜ	160
5.1 Giriş	160
5.2 Materyaller	161
5.3 Yöntemler	163
5.3.1 MR Görüntü Ön-işleme	164
5.3.2 Otomatik Proksimal Femur Hizalama	165
5.3.3 MR Görüntü Son-işleme	169
5.3.4 Patolojik Proksimal Femurlardaki Şekil Değişiminin Kıymetlendirimi ve Ölçümü	170
5.4 Deneyisel Sonuçlar	172
5.5 Tartışma	176
5.6 Sonuçlar	181
6 SONUÇ VE ÖNERİLER	182
KAYNAKÇA	187
A CANNY KENAR BELİRLEME YÖNTEMİ	204
B DAİRESEL HOUGH DÖNÜŞÜMÜ (DHD)	209
C KÜRESEL HOUGH DÖNÜŞÜMÜ (KHD)	211
D 2B TÜMLEŞİK TÜREV OPERATÖRÜ (TTO)	214
E 3B TÜMLEŞİK TÜREV OPERATÖRÜ (TTO)	216
F İTERATİF EN YAKIN NOKTA (İEYN) YÖNTEMİ	218
G KARE ORTALAMALARININ KAREKÖKÜ HATASI (KOKH)	222
H DICE BENZERLİK KATSAYISI (DBK)	223
TEZDEN ÜRETİLMİŞ YAYINLAR	224

SİMGE LİSTESİ

D_θ	Açı yönelim doğrultusu
A	Akümülatör matrisi
D	Ardışıl çemberlerin/kürelerin parlaklık toplamalarının fark vektörü
θ_s	Başlangıç istikamet açısı
C	Çember/küre merkez noktası
C_x	Çember/küre merkez noktasının x-eksenindeki bileşeni
C_y	Çember/küre merkez noktasının y-eksenindeki bileşeni
P	Çember/küre üzerindeki bir P noktası
P_x	Çember/küre üzerindeki bir P noktasının x-eksenindeki bileşeni
P_y	Çember/küre üzerindeki bir P noktasının y-eksenindeki bileşeni
R_{min}	Çember/küre yarıçap aralığı alt sınırı
R_{max}	Çember/küre yarıçap aralığı üst sınırı
r	Çember/küre yarıçapı
S_I	Çember piksellerinin/küre voksellerinin toplam parlaklık değeri
r_{DHD}	Dairesel Hough Dönüşümü ile tespit edilen çembere ait yarıçap
T	Eşik değeri
T_1	Eşik değeri
T_2	Eşik değeri
w_{ij}	Eşleşen nokta çifti ağırlık değerleri
K_W	Filtre çekirdek penceresi
H_G	Gauss filtre çekirdeği
G_σ	Gauss fonksiyonu
θ_G	Genlik yönelim açısı

C_A	Gerçek referans dairesel alan/küresel hacim
A_{S_V}	Gerçek referans şekil değişim indeksi
e_t	Hata eşik seviyesi
a	Hata ölçümünde gerçek referans değer vektörü
p	Hata ölçümünde tahmin edilen değer vektörü
s'_j	Hizalanmış kaynak nokta
S'	Hizalanmış kaynak noktalar
m'_i	Hizalanmış model nokta
M'	Hizalanmış model noktalar
S_1	İki boyutlu düzlemde bir şekil alanı
S_2	İki boyutlu düzlemde bir şekil alanı
I_T	İkili eşikleme uygulanmış imge
I_B	İkili imge
$E(R, t)$	İmge çakıştırma hatası
d	İmge derinliği (imge sayısı)
w	İmge genişliği (imge sütun sayısı)
s	İmge üzerinde çizilen bir çemberi/küre yüzeyini tanımlayan çizgi
h	İmge yüksekliği (imge satır sayısı)
θ	İstikamet açısı
S	Kaynak nokta bulutu
s_j	Kaynak nokta bulutunda bir nokta
N_S	Kaynak veri nokta bulutundaki nokta sayısı
G_E	Kenar inceltme uygulanmış genlik görüntüsü
I_E	Kenar tespit işlemi ile edilmiş kenar imgesi
H	Kovaryans matrisi
C_z	Küre merkez noktasının z-eksenindeki bileşeni
P_z	Küre üzerindeki bir P noktasının z-eksenindeki bileşeni
(x_0, y_0)	Merkez piksel koordinatları (2 boyutta)
(x_0, y_0, z_0)	Merkez piksel koordinatları (3 boyutta)

M	Model nokta bulutu
m_i	Model nokta bulutunda bir nokta
d_p	Model ve kaynak noktalarda eşleşen nokta çiftleri arasındaki mesafeler
N_M	Model veri nokta bulutundaki nokta sayısı
N	Nokta çifti sayısı
C_M	Nokta çiftlerindeki M noktalarının merkez noktası
C_S	Nokta çiftlerindeki S noktalarının merkez noktası
μ	Ortalama değer
U	Ortanormal özvektörlerden oluşan ortagonal matris
V	Ortanormal özvektörlerden oluşan ortagonal matris
Q_{S_V}	Ölçülen şekil değişim indeksi
t	Öteleme vektörü
G	Parlaklık değişim genlik görüntüsü
G_x	Parlaklık değişim genlik görüntüsü (x-ekseni doğrultusunda)
G_y	Parlaklık değişim genlik görüntüsü (y-ekseni doğrultusunda)
I	Parlaklık imgesi
I_K	Parlaklık imgesinde bir filtre çekirdek penceresi dâhilindeki bölge
S_p	Patolojik proksimal femur şekil alanı
π	Pi sayısı
Λ	Pozitif özdeğerlerin kareköklerinden oluşan diagonal matris
R	Rotasyon matrisi
S_H	Sağlıklı proksimal femur şekil alanı
K_x	Sobel filtre çekirdeği (x-ekseni doğrultusunda)
K_y	Sobel filtre çekirdeği (y-ekseni doğrultusunda)
σ	Standart sapma
E_{S_V}	Şekil değişim indeksi hatası
S_V	Şekil değişim indeksi
C_p	Tahmin edilen dairesel alan/küresel hacim
n	Vektör uzunluğu (vektör eleman sayısı)

θ_A	Yay açısı
φ	Yükseliş açısı

KISALTMA LİSTESİ

AGM	Aktif Görünüm Modelleri
AŞM	Aktif Şekil Modelleri
BİM	Birleştirilmiş İstatistiksel Modeller
BT	Bilgisayarlı Tomografi
BÜK	Bütün Üzerinden Kesişim
ÇÜA	Çekişmeli Üretici Ağlar
ÇX	Çift-enerjili X-ışını
DBK	Dice Benzerlik Katsayısı
DHD	Dairesel Hough Dönüşümü
ESA	Evrişimsel Sinir Ağları
FBEK	Femur Başı Epifiz Kayması
FAS	Femoroasetabular Sıkışma
HD	Hough Dönüşümü
İEYN	İteratif En Yakın Nokta
İGM	İstatistiksel Görünüm Modeli
İŞM	İstatistiksel Şekil Modelleri
KHD	Küresel Hough Dönüşümü
KMY	Kemik Mineral Yoğunluğu
KOKH	Kare Ortalamalarının Karekökü Hatası
LCP	Legg-Calve-Perthes
MR	Manyetik Rezonans
MRG	Manyetik Rezonans Görüntüleme
NDM	Nokta Dağılım Modelleri

NMR	Nükleer Manyetik Rezonans
OMH	Ortalama Mutlak Hata
PET	Pozitron Emisyon Tomografi
RF	Radyofrekans
RO	Rastgele Orman
SEM	Sonlu Elemanlar Modeli
ŞBA	Şekil Birleşim Alanı
ŞKA	Şekil Kesişim Alanı
T	Tesla
TBA	Temel Bileşen Analizi
TEA	Tam Evrişimsel Ağ
TFEBT	Tek Foton Emisyonlu Bilgisayarlı Tomografi
TDA	Tekil Değer Ayrışımı
TTO	Tümleşik Türev Operatörü
2B	İki Boyutlu
3B	Üç Boyutlu
4B	Dört Boyutlu

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1	Standart bir manyetik rezonans görüntüleme (MRG) cihazı ve MRG cihazının donanımsal temel bileşenleri [146]	31
Şekil 2.2	İnsan anatomisi üzerinde (a) koronal (b) sagittal (c) aksiyel MR görüntüleme düzlemleri	32
Şekil 2.3	Sağlıklı bir kalça eklemının (sağ kalça eklemi) koronal düzlemden görünümü ve kalça eklemi elemanları	34
Şekil 2.4	İskemik nekrozu takiben femur başı deformitesinin patogenezinin şeması [162] (Soldan sağa sırasıyla: 1) Femur başında kan akış düzeninin bozulması ve hücre ölümleri 2) Hücre ölümleri ile femur başı mekaniğinin bozulması, mekanik mukavemetinin azalması neticesinde femur başında çökmelerin ve kırıldak parçalanmalarının başlaması ve femur başında yeniden damarlanmalar 3) Femur başında çöküntülerin meydana gelmesi ve iyileşme sürecinde yeniden kemikleşmeler)	36
Şekil 2.5	Waldenström radyolojik sınıflandırma sistemine göre femur başlarında LCP hastalık aşamaları (Soldan sağa sırasıyla, 1. sütun: Başlangıç evresi, 2. sütun: Parçalanma evresi, 3. sütun: Yeniden kemikleşme evresi, 4. sütun: Yeniden şekillenme evresi)	42
Şekil 2.6	MR görüntü veri setindeki MR serilerinden örnek kesitler (Hasta topluluğundaki 13 hastanın her biri için soldan sağa ve yukarıdan aşağıya sıralı olarak)	47
Şekil 3.1	2B femur başı tespiti kapsamında değerlendirilen ve 24 adet MR kesitinden oluşan veri seti (MR kesitleri soldan sağa ve yukarıdan aşağıya sıralı olarak gösterilmiştir)	54
Şekil 3.2	2B femur başı tespiti kapsamında değerlendirilen ve 24 adet MR kesitinden oluşan veri setinde femur başlarının geniş görünümlü ilgi bölgeleri (MR kesitlerindeki her iki femur başları soldan sağa ve yukarıdan aşağıya sıralı olarak gösterilmiştir)	55

Şekil 3.3	2B MR kesitinde el yordamıyla belirlenen bir femur başı dairesinin (femur başı üzerinde kırmızı renk ile çizilmiş çember) merkez koordinatları (yeşil dairesel nokta, aynı zamanda mavi renkli ve kesikli çizgiler ile gösterilen x ve y kılavuz eksen çizgilerinin keşişim noktası) ile yarıçapı (yeşil dairesel noktadan çizilmiş olan kırmızı renkli doğru parçası)	56
Şekil 3.4	2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının DHD ile tespitinde MR kesit ön-işleme aşamaları (1. satır: MR kesitleri, 2. satır: MR kesitlerinin dikey olarak iki eşit parçaya ayrılması sonucu sağ ve sol kalça eklemlerini içeren yarı MR görüntüleri, 3. satır: Dikey olarak ikiye eşit parçaya ayrılmış yarı MR görüntülerinde femur başlarının geniş görünümüleri, 4. satır: Dikey olarak ikiye eşit parçaya ayrılmış yarı MR görüntüleri üzerinde Canny kenar tespiti yönteminin uygulanması sonucu elde edilen kenar görüntüleri, 5. satır: Canny kenar tespiti yöntemi uygulanarak elde edilen kenar görüntülerinde femur başlarının geniş görünümüleri)	59
Şekil 3.5	2B koronal düzlemde proksimal femurun önden görünümü ve femur başı dairesel yapısının gösterimi (solda). Proksimal femurdaki femur başı üzerinde C merkezli ve r yarıçaplı bir dairenin ve bu daire sınırı üzerindeki, x-ekseniyle θ açılı P (P_x ve P_y sırasıyla P noktasının x ve y eksenlerindeki bileşenleri olmak üzere) noktalarının tanımlanması (sağda)	60
Şekil 3.6	Femur başı tespitinde Dairesel Hough Dönüşümü (DHD) algoritması	61
Şekil 3.7	(a) 2B düzlemde bir MR kesitinin dikey olarak iki eşit parçaya ayrılması sonucu elde edilmiş ve sağ kalça eklemi içeren bir yarı MR görüntüsü. (b) Yarı MR görüntüsü üzerinde Canny kenar tespiti yönteminin uygulanması sonucu elde edilen kenar görüntüsü. (c) Kenar görüntüsü üzerinde DHD uygulanması sonucu gözlemlenen akümülatör matrisinin gri seviye renklerle görselleştirilmiş hâli (Renk çubuğu, akümülatör matrisindeki r yarıçaplı aday çemberlerin olasılık değerlerinin renk karşılıklarını göstermektedir.)	62
Şekil 3.8	2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının DHD ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerlerinin grafiksel gösterimi	65

Şekil 3.9	2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının TTO ile tespitinde MR kesit ön-işleme aşamaları (1. sütun: Parlaklık değerleri $[0,1]$ aralığına normalize edilmiş olan örnek MR kesitleri, 2. sütun: Histogramları 0-255 renk aralığına eşlenmiş MR kesitleri, 3. sütun: Histogramları eşlenmiş MR kesitleri üzerinde bölgesel görüntü doldurma (image filling) uygulanması sonucu elde edilmiş görüntüler, 4. sütun: Bölgesel görüntü doldurma uygulanmış MR kesitlerinin dikey olarak iki eşit yarı görüntüye ayrılması ve bu yarı MR görüntüler üzerinde ikili eşikleme uygulanması sonucu elde edilen ikili görüntüler. (Her bir sütunda, ilgili ön-işleme aşamasının uygulandığı MR kesitlerindeki sağ ve sol femur başlarının geniş görünüşleri MR kesitlerinin altında sunulmuştur.))	69
Şekil 3.10	2B koronal düzlemde proksimal femurun önden görünümü ve femur başı dairesel yapısı ile asetabulum arasındaki geçiş bölgesinin gösterimi (solda). Proksimal femurdaki femur başı üzerinde C merkezli ve r yarıçaplı femur başı dairesinin, ve TTO için bu femur başı dairesi üzerinden tanımlanan $[R_{min}, R_{max}]$ ardışıl çember aralığının gösterimi (sağda)	71
Şekil 3.11	Femur başı tespitinde Tümlleşik Türev Operatörü (TTO) algoritması	72
Şekil 3.12	(a) 2B düzlemde bir MR kesitinden görüntü ön-işleme sonucunda elde edilmiş bir kalça eklemi ikili görüntüsü. (b) Kalça eklemi ikili görüntüsü üzerinde $[w/4, 3w/4]$ genişliğinde ve $[h/4, 3h/4]$ yüksekliğinde tanımlanmış olan dikdörtgensel arama bölgesi (w : görüntü genişliği, h : görüntü yüksekliği). (c) Dikdörtgensel arama bölgesi dâhilindeki her bir piksel üzerinde TTO uygulanması sonucu elde edilmiş ve ardışıl çemberlerin maksimum farklarını $[0,1]$ arasına normalize edilmiş olarak) içeren olasılık yoğunluk görüntüsü. (d) TTO olasılık yoğunluk görüntüsünde en yüksek değerini işaret ettiği r yarıçaplı femur başı dairesinin imge üzerinde görsel olarak sunumu	73
Şekil 3.13	2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının TTO ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerlerinin grafiksel gösterimi	76
Şekil 3.14	Dairesel Hough Dönüşümü'ne (DHD) ve Tümlleşik Türev Operatörü'ne (TTO) dayalı iki aşamalı femur başı tespitinde TTO algoritması	80

Şekil 3.15	(a) 2B düzlemde C merkezli ve r yarıçaplı bir çember üzerinden TTO $[R_{min}, R_{max}]$ ardışıl çember arama aralığının görsel ifadesi ve (b) TTO yönteminde belirli bir θ_s başlangıç açısı ve yay açısı θ_A üzerinden $[\theta_s, \theta_s + \theta_A]$ çember açı aralığının tanımlanması	82
Şekil 3.16	Sağ ve sol kalça eklemlerinde yer alan femur başları üzerinde TTO açı aralıklarının görselleştirimi (TTO başlangıç açısı $\theta_s = 270^\circ$ olmak üzere ve soldan sağa sırasıyla TTO yay açıları $\theta_A = \{90^\circ, 135^\circ, 180^\circ, 225^\circ, 270^\circ\}$)	83
Şekil 3.17	Sağ kalça eklemindeki femur başı üzerinde $\theta_s = \{270^\circ, 315^\circ, 0^\circ\}$ TTO başlangıç açılarının ve $\theta_A = 45^\circ$ TTO yay açısının görselleştirimi	84
Şekil 3.18	3B femur başı tespiti kapsamında değerlendirilen ve 8 adet MR serisinden oluşan veri seti (Her bir sütun sırasıyla bir MR serisini göstermektedir. Her bir sütunda ilgili MR serisinden seçilmiş ardışıl 4 MR kesiti sunulmuştur)	99
Şekil 3.19	3B femur başı tespiti kapsamında değerlendirilen ve 8 adet MR serisinden oluşan veri setinde femur başlarının geniş görünümlü ilgi bölgeleri (Her bir satır sıralı olarak bir MR serisini göstermektedir. Her bir satırdaki birinci sütunda yer alan ardışıl 4 adet femur başı ilgi bölgesi sağ femur başına; ikinci sütunda yer alan 4 adet femur başı ilgi bölgesi sol femur başına aittir)	100
Şekil 3.20	3B koronal MR görüntü serisinde el yordamıyla belirlenen bir femur başı küresinin 3B merkez koordinatları ile yarıçapı, ve el yordamıyla belirlenen bu femur başı küresinin (a) koronal, (b) sagittal ve (c) aksiyel düzlemlerden görünümü	102
Şekil 3.21	3B MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının KHD ile tespitinde MR kesit ön-işleme aşamaları (1. satır: MR kesitlerinin dikey olarak iki eşit parçaya ayrılması sonucu elde edilmiş olan ve sağ kalça eklemi içeren yarı MR görüntüleri, 2. satır: Dikey olarak ikiye eşit parçaya ayrılmış yarı MR görüntülerinde femur başlarının geniş görünümüleri, 3. satır: Dikey olarak ikiye eşit parçaya ayrılmış yarı MR görüntüleri üzerinde Canny kenar tespiti yönteminin uygulanması sonucu elde edilen kenar görüntüleri, 4. satır: Canny kenar tespiti yöntemi uygulanarak elde edilen kenar görüntülerinde femur başlarının geniş görünümüleri)	105

Şekil 3.22	3B uzayda proksimal femurun koronal düzlemde görünümü ve femur başı küresel yapısının gösterimi (solda). Proksimal femurdaki femur başı üzerinde C merkezli ve r yarıçaplı bir kürenin, ve bu küre üzerindeki θ istikamet açılı ve φ yükseliş açılı P (P_x , P_y ve P_z sırasıyla P noktasının x , y ve z eksenlerindeki bileşenleri olmak üzere) noktalarının tanımlanması (sağda)	106
Şekil 3.23	Femur başı tespitinde Küresel Hough Dönüşümü (KHD) algoritması	106
Şekil 3.24	(1.satır) Bir MR serisine ait MR kesitlerinin dikey olarak iki eşit parçaya ayrılması sonucu elde edilmiş ve sağ kalça eklemine içeren seçilmiş ardışıl yarı MR görüntüleri. (2. satır) Yarı MR görüntüleri üzerinde Canny kenar tespiti yönteminin uygulanması sonucu elde edilen kenar görüntüleri. (3. satır) Kenar görüntülerinden oluşan 3B veri üzerinde KHD uygulanması sonucu gözlemlenen 4B akümülatör matrisinin 2B matrisler olarak ve renkli biçimde görselleştirilmiş hâli (2B akümülatör matrisi görüntüleri aday kürelerin keşisim değerlerini bir r yarıçapı için göstermektedir)	108
Şekil 3.25	3B MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının KHD ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerlerinin grafiksel gösterimi	111
Şekil 3.26	MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının 3B TTO ile tespitinde MR kesit ön-işleme aşamaları (1. satır: Parlaklık değerleri $[0,1]$ aralığına normalize edilmiş olan seçilmiş ardışıl MR kesitleri, 3. satır: Histogramları 0-255 renk aralığına eşlenmiş MR kesitleri, 5. satır: Histogramları eşlenmiş MR kesitleri üzerinde bölgesel görüntü doldurma (image filling) uygulanması sonucu elde edilmiş görüntüler, 7. satır: Bölgesel görüntü doldurma uygulanmış MR kesitlerinin dikey olarak iki eşit yarı MR görüntüsüne ayrılması ve bu yarı MR görüntüler üzerinde ikili eşikleme uygulanması sonucu elde edilen ikili görüntüler. (Her bir satırda, ilgili ön-işleme aşamasının uygulandığı MR kesitlerindeki sağ ve sol femur başlarının geniş görünümü MR kesitlerinin altında sunulmuştur.))	115
Şekil 3.27	3B uzayda proksimal femurun koronal düzlemde görünümü ve femur başı küresel yapısı ile asetabulum arasındaki geçiş bölgesinin gösterimi (solda). Proksimal femurdaki femur başı üzerinde C merkezli ve r yarıçaplı femur başı küresinin, ve TTO için bu femur başı küresi üzerinden tanımlanan $[R_{min}, R_{max}]$ ardışıl küre yüzeyi aralığının gösterimi (sağda)	117
Şekil 3.28	Femur başı tespitinde 3B Tümlleşik Türev Operatörü (TTO) algoritması	118

Şekil 3.29	(1. satır) Bir 3B MR verisi üzerinde görüntü ön-işleme sonucunda elde edilmiş 2B ardışıl kalça eklemi ikili görüntüleri. (2. satır) Kalça eklemi ikili görüntüleri üzerinde $[w/3, 2w/3]$ genişliğinde, $[h/3, 2h/3]$ yüksekliğindeki dikdörtgensel arama bölgeleri (w: görüntü genişliği, h: görüntü yüksekliği). (3. satır) Dikdörtgensel arama bölgesi dâhilindeki her bir piksel üzerinde 3B TTO uygulanması sonucu elde edilmiş ve ardışıl kürelerin maksimum farklarını $[0,1]$ arasına normalize edilmiş olarak) içeren olasılık yoğunluk görüntüsü	120
Şekil 3.30	3B MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının 3B TTO ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerlerinin grafiksel gösterimi	123
Şekil 4.1	2B femur başı ve proksimal femur bölütleme sürecinde gerçekleştirilen MR görüntü ön-işleme adımları sonucunda koronal MR kesitlerinden elde edilen femur başı ve proksimal femur örnek görüntüleri	135
Şekil 4.2	2B femur başı ve proksimal femur bölütleme sürecinde gerçekleştirilen MR görüntü ön-işleme adımları sonucunda koronal MR kesitlerinden elde edilen örnek femur başı ve proksimal femur görüntüleri (üstte) ve bu görüntülere karşılık gelen, elle işaretlenerek oluşturulmuş gerçek referans bölütleme görüntüleri (altta)	137
Şekil 4.3	U-NET derin ESA mimarisinin temel yapısı ve MR kesitler üzerinde gerçekleştirilen kemik doku bölütlemelerinde ağ parametreleri . . .	139
Şekil 4.4	ESA eğitim ve test süreçlerinde genel işlem akışının görsel şeması .	141
Şekil 4.5	MR kesitler üzerinde gerçekleştirilen femur başı/proksimal femur bölütlemeleri kapsamında değerlendirilen MR veri setinin eğitim ve test setlerine bölünmesini betimleyen görsel şema (H: Hasta)	142
Şekil 4.6	ESA çıkışında elde edilmiş olan bölütleme görüntüleri (1. satır) ve bu bölütleme görüntüleri üzerinde MR görüntü son-işleme sürecinde ikili eşikleme işleminin uygulanması sonucu elde edilmiş olan ikili görüntüler (2. satır)	143

- Şekil 4.7** 2B femur başı ve proksimal femur bölütlemeye; Seyreltme-1: $p=0.1$, Seyreltme-2: $p=0.2$, Seyreltme-3: $p=0.3$, Seyreltme-4: $p=0.4$, Seyreltme-5: $p=0.5$ ve eşik katsayısı $T=0.45$ için ön-işlemeden geçirilmiş ESA giriş imgeleri (1. satır), ESA çıkışında elde edilmiş olan işlenmemiş bölütleme görüntüleri (2. satır), ESA çıkışında elde edilmiş olan işlenmemiş bölütleme görüntüleri üzerinde MR görüntü son-işleme uygulanmasıyla elde edilen bölütleme görüntüleri (3. satır), femur başı ve proksimal femurlara ait gerçek referans bölütleme görüntüleri (4. satır). Şekildeki her bir sütun sırasıyla 13 hastanın her birine ait seçilmiş örnek görüntüleri göstermektedir 149
- Şekil 4.8** 2B femur başı ve proksimal femur bölütleme kapsamında gözlemlenen maksimum ortalama bölütleme performansı için görsel formda sunulmuş hasta bazlı bölütleme sonuçları. DBK değerleri çubuk grafikler olarak, DBK standart sapmaları ise bu çubuk grafiklerin üzerinde hata bantları olarak gösterilmiştir. (Seyreltme-1: $p=0.1$, Seyreltme-2: $p=0.2$, Seyreltme-3: $p=0.3$, Seyreltme-4: $p=0.4$, Seyreltme-5: $p=0.5$ ve eşikleme katsayısı $T=0.45$) 152
- Şekil 4.9** 2B proksimal femur bölütleme kapsamında gözlemlenen maksimum ortalama bölütleme performansı için görsel formda sunulmuş hasta bazlı bölütleme sonuçları. DBK değerleri çubuk grafikler olarak, DBK standart sapmaları ise bu çubuk grafiklerin üzerinde hata bantları olarak gösterilmiştir. (Her bir hastaya ait her bir MR serisinden 1 adet MR kesitinin değerlendirmeye alınması durumunda oluşturulan ve 33 MR kesitinden meydana gelen alt veri kümesinde; Seyreltme-1: $p=0.2$, Seyreltme-2: $p=0.2$, Seyreltme-3: $p=0.2$, Seyreltme-4: $p=0.2$, Seyreltme-5: $p=0.2$ ve eşikleme katsayısı $T=0.50$ için) 152
- Şekil 4.10** 2B femur başı ve proksimal femur bölütleme kapsamındaki ESA eğitiminde gözlemlenen eğitim doğruluk ve kayıp değerlerinin eğitim adım sayısına bağlı değişim grafiği. Eğitim doğruluk ve kayıp değerleri çizgi grafikler olarak, ilgili değerlerin standart sapmaları ise bu çizgi grafiklerin üzerinde hata bantları olarak gösterilmiştir. (Seyreltme-1: $p=0.1$, Seyreltme-2: $p=0.2$, Seyreltme-3: $p=0.3$, Seyreltme-4: $p=0.4$, Seyreltme-5: $p=0.5$) 154

Şekil 4.11	2B proksimal femur bölütleme kapsamındaki ESA eğitiminde gözlemlenen eğitim doğruluk ve kayıp değerlerinin eğitim adım sayısına bağlı değişim grafiği. Eğitim doğruluk ve kayıp değerleri çizgi grafikler olarak, ilgili değerlerin standart sapmaları ise bu çizgi grafiklerin üzerinde hata bantları olarak gösterilmiştir. (Her bir hastaya ait her bir MR serisinden 1 adet MR kesitin değerlendirilmeye alınması durumunda oluşturulan ve 33 MR kesitinden meydana gelen alt veri kümesinde: Seyreltme-1: $p=0.2$, Seyreltme-2: $p=0.2$, Seyreltme-3: $p=0.2$, Seyreltme-4: $p=0.2$, Seyreltme-5: $p=0.2$)	155
Şekil 5.1	Kemik şekil analizi kapsamında değerlendirilen örnek MR kesitleri (1. sütun: LCP başlangıç seviyesi, 2. sütun: LCP parçalanma seviyesi, 3. sütun: LCP yeniden kemikleşme seviyesi, 4. sütun: LCP yeniden şekillenme seviyesi) ve bu MR kesitlerinde yer alan sağlıklı ve patolojik proksimal femurların büyütülmüş görüntüleri (S: sağlıklı, P: patolojik)	163
Şekil 5.2	Örnek iki yönlü kalça eklemi MR kesitleri (1. satır), MR kesitleri üzerinde gerçekleştirilen bölütleme sonucu elde edilen bölüt görüntüleri (2. satır), tüm bölüt görüntüsünden belirli karesel alanlar dâhilinde kırılarak elde edilen proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntüleri (3. satır), proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntüleri üzerinde uygulanan kenar belirleme işlemi sonucu elde edilen proksimal femur kenar görüntüleri (4. satır)	166
Şekil 5.3	Proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntüleri (1. satır), proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntüleri üzerinde kenar belirleme işlemi sonucu gözlemlenen kenar görüntüleri (2. satır), patolojik proksimal femur kenar görüntüleri ve yatay ekseninde aynalanmış sağlıklı proksimal femur kenar görüntüleri (3. satır), İEYN ile karşılaştırılmış proksimal femur kenar görüntüleri (4. satır), İEYN ile karşılaştırılmış proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntüleri (5. satır). Sağlıklı olan proksimal femurlar kırmızı renk ile, patolojik olan femurlar siyan renk ile ve proksimal femurların kesiştiği alanlar ise beyaz renk ile gösterilmiştir	168
Şekil 5.4	İEYN ile karşılaştırılmış (dönüşüm uygulanmış sağlıklı proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntüsünde nokta boşlukları filtrelenmiş olarak) proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntüleri (1. satır) ve son-işleme ile alt kısımları kırılmış ve denkleştirilmiş görüntüler (2. satır)	170

Şekil A.1	(a) Canny kenar belirleme yönteminde parlaklık değişimini ifade eden genlik değerlerine karşılık gelen θ_G yönelim açıları için bu açılar $D_\theta = \{D_{\theta_1}, D_{\theta_2}, D_{\theta_3}, D_{\theta_4}\} = \{0, 1, 2, 3\}$ doğrultularını ifade eden açı kadranı şeması ve (b) bir pikselin 8-komşuluğundaki doğrultu yönlerinin ve bu doğrultulardaki piksel komşuluklarının gösterimi	206
Şekil A.2	Canny kenar belirleme yönteminde kenar inceltme uygulanmış genlik görüntüleri üzerinden ikili eşikleme ile güçlü, zayıf ve filtrelenecek kenarların belirlenmesi. T_1 ve T_2 ($T_2 > T_1$ olacak şekilde) eşik değerleri ve bu eşik değerlerinin tanımladığı kenar tipi (güçlü, zayıf ve filtrelenecek kenar) bölgeleri	207
Şekil A.3	(a) Orjinal görüntü, (b) 5x5 boyutlarındaki ve $\sigma = 1.4$ standart sapmalı Gauss filtre çekirdeği uygulanmış görüntü, (c) parlak değişimlerini gösteren G genlik görüntüsü, (d) G genlik görüntüsünde kenar inceltme işlemi sonucu elde edilen görüntü, (e) kenar inceltme uygulanmış görüntüde ikili eşikleme sonucu elde edilen görüntü, (f) ikili eşikleme uygulanmış görüntüde kenar izleme ile güçlü kenarların vurgulandığı sonuç kenar görüntüsü	208
Şekil B.1	(a) İki boyutlu düzlemde bir çembere ait şekli tanımlayan noktalar üzerinden çizilen eş yarıçaplı çemberler ve bu çemberlerin kesişimleri, (b) iki boyutlu düzlemde bir $C(C_x, C_y)$ merkez noktasından r uzaklığındaki ve θ açısındaki $P(P_x, P_y)$ çember noktalarının gösterimi	210
Şekil C.1	(a) Üç boyutlu uzayda bir küreye ait şekli tanımlayan noktalar üzerinden çizilen eş yarıçaplı küreler ve bu kürelerin kesişimleri, (b) üç boyutlu uzayda bir $C(C_x, C_y, C_z)$ merkez noktasından r uzaklığındaki, θ istikamet açısındaki ve φ yükseliş açısındaki $P(P_x, P_y, P_z)$ küre noktalarının gösterimi	212
Şekil D.1	(a) İki boyutlu düzlemde bir C merkez noktası üzerinden belirlenen $[R_{min}, R_{max}]$ yarıçap aralığı, (b) iki boyutlu düzlemde bir $C(C_x, C_y)$ merkez noktasından r uzaklığındaki ve θ açısındaki $P(P_x, P_y)$ çember noktalarının gösterimi	215
Şekil E.1	(a) Üç boyutlu uzayda bir C merkez noktası üzerinden belirlenen $[R_{min}, R_{max}]$ yarıçap aralığı, (b) üç boyutlu uzayda bir $C(C_x, C_y, C_z)$ merkez noktasından r uzaklığındaki, θ istikamet açısındaki ve φ yükseliş açısındaki $P(P_x, P_y, P_z)$ küre noktalarının gösterimi	217

Şekil F.1	İki şekli betimleyen 2 boyutlu örnek $M = \{M_1, M_2, M_3, M_4, M_5, M_6, M_7\}$ ve $S = \{S_1, S_2, S_3, S_4, S_5, S_6, S_7\}$ nokta bulutları ile M nokta bulutundaki her bir noktanın S nokta bulutunda karşılık geldiği en yakın noktaların mesafeleri $d_p = \{d_{p1}, d_{p2}, d_{p3}, d_{p4}, d_{p5}, d_{p6}, d_{p7}\}$	219
Şekil G.1	Örnek a ve p vektörlerinin ve ilgili vektörlere ait bileşenlerin iki boyutlu düzlemde gösterimi	222
Şekil H.1	Görsel formda Dice Benzerlik Katsayısı (DBK)	223

TABLO LİSTESİ

Tablo 1.1	Mevcut literatürde, femur başının otomatik tespiti üzerine yapılmış bazı çalışmaların yöntem, veri seti ve ana sonuçlar bakımından genel bir kıyaslaması	7
Tablo 1.2	Mevcut literatürde, femur başının ve proksimal femurun otomatik bölütlenmesi üzerine yapılmış bazı çalışmaların yöntem, veri seti ve ana sonuçlar bakımından genel bir kıyaslaması	13
Tablo 1.3	Mevcut literatürde, MR görüntülerindeki femur başlarının ve proksimal femurların otomatik bölütlenmesi üzerine yapılmış bazı çalışmaların yöntem, veri seti ve ana sonuçlar bakımından genel bir kıyaslaması	14
Tablo 1.4	Mevcut literatürde, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait proksimal femur görüntüleri üzerinde yapılan bazı niceliksel şekil ve parametrik ölçüm/değerlendirme temelli çalışmaların yöntem ve veri seti bakımından genel bir kıyaslaması	23
Tablo 2.1	Manyetik rezonans görüntülemenin (MRG) çeşitli avantajları ve dezavantajları [153]	33
Tablo 2.2	Tez çalışması kapsamında oluşturulan MR veri setindeki örneklerin ait olduğu LCP hastalarına ait klinik istatistiki bilgiler	44
Tablo 2.3	Hastaların cinsiyetlerinin, kütlelerinin ve hastalık derecelerinin farklı yaş kategorilerindeki dağılımları	44
Tablo 2.4	Tez çalışması kapsamında oluşturulan MR veri setindeki MR serilerine ait görüntüleme protokolleri ve protokol parametreleri .	46
Tablo 3.1	2B femur başı tespiti kapsamında değerlendirilen MR görüntülerinin ait olduğu LCP hastalarına ait klinik istatistiki bilgiler	51
Tablo 3.2	2B femur başı tespiti kapsamında hasta bazında değerlendirilen MR serilerine ait MR görüntüleme protokolleri ve protokol parametreleri	52
Tablo 3.3	2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarına ait yarıçapların milimetre (mm.) cinsinden gerçek referans değerleri (Sol: sol kalça eklemindeki femur başı, Sağ: sağ kalça eklemindeki femur başı)	57

Tablo 3.4	2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının DHD ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerleri ve çember parametrelerinin Kare Ortalamalarının Karekökü Hatası (KOKH) değerleri	64
Tablo 3.5	2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının TTO ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerleri ve çember parametreleri için ölçülen Kare Ortalamalarının Karekökü Hatası (KOKH) değerleri	74
Tablo 3.6	2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının DHD ve TTO ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerleri ve çember parametrelerinin Kare Ortalamalarının Karekökü Hatası (KOKH) değerleri (7x7 arama çekirdeği boyutu için)	86
Tablo 3.7	2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının DHD ve TTO ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerleri ve çember parametrelerinin Kare Ortalamalarının Karekökü Hatası (KOKH) değerleri (11x11 arama çekirdeği boyutu için)	87
Tablo 3.8	2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının DHD, TTO ve DHD+TTO ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerleri ve çember parametrelerinin Kare Ortalamalarının Karekökü Hatası (KOKH) değerleri	92
Tablo 3.9	3B femur başı tespiti kapsamında değerlendirilen MR görüntülerinin ait olduğu LCP hastalarına ait klinik istatistik bilgileri	96
Tablo 3.10	3B femur başı tespiti kapsamında hasta bazında değerlendirilen MR serilerine ait MR görüntüleme protokolleri protokol ve parametreleri	97
Tablo 3.11	3B MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarına ait yarıçapların milimetre (mm.) cinsinden gerçek referans değerleri (Sol: sol kalça eklemdeki femur başı, Sağ: sağ kalça eklemdeki femur başı)	102
Tablo 3.12	3B MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının KHD ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerleri ve küre parametrelerinin Kare Ortalamalarının Karekökü Hatası (KOKH) değerleri	110
Tablo 3.13	3B MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının 3B TTO ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerleri ve küre parametrelerinin Kare Ortalamalarının Karekökü Hatası (KOKH) değerleri	122

Tablo 3.14	3B MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının KHD ve 3B TTO yöntemleri ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerleri ve küre parametrelerinin Kare Ortalamalarının Karekökü Hatası (KOKH) değerleri	126
Tablo 4.1	2B femur başı ve proksimal femur bölütleme kapsamında kullanılan MR serilerinin genel özellikleri ve bu MR seri kesitlerinde femur başı ve proksimal femur ilgi bölgelerinin boyutları	134
Tablo 4.2	2B femur başı ve proksimal femur bölütleme kapsamındaki ESA eğitim ve test süreci dâhilinde hasta bazında kullanılan MR görüntülerine ait istatistiki bilgiler	144
Tablo 4.3	2B proksimal femur bölütleme kapsamındaki ESA eğitim ve test süreci dâhilinde hasta bazında kullanılan MR görüntülerine ait istatistiki bilgiler (Her bir hastaya ait her bir MR serisinden 1 adet MR kesitinin değerlendirmeye alınması durumunda oluşturulan ve 33 MR kesitinden meydana gelen alt veri kümesinde)	145
Tablo 4.4	2B femur başı ve proksimal femur bölütleme kapsamında farklı ESA seyreltme olasılıkları ve T eşik katsayıları için ortalama DBK değerleri	147
Tablo 4.5	2B proksimal femur bölütleme kapsamında farklı ESA seyreltme olasılıkları ve T eşik katsayıları için ortalama DBK değerleri (Her bir hastaya ait her bir MR serisinden 1 adet MR kesitinin değerlendirmeye alınması durumunda oluşturulan ve 33 MR kesitinden meydana gelen alt veri kümesinde)	147
Tablo 4.6	2B femur başı ve proksimal femur bölütleme kapsamında gözlemlenen maksimum ortalama bölütleme performansı için hasta bazlı bölütleme sonuçları (Seyreltme-1: $p=0.1$, Seyreltme-2: $p=0.2$, Seyreltme-3: $p=0.3$, Seyreltme-4: $p=0.4$, Seyreltme-5: $p=0.5$ ve eşikleme katsayısı $T=0.45$)	150
Tablo 4.7	2B proksimal femur bölütleme kapsamında gözlemlenen maksimum ortalama bölütleme performansı için hasta bazlı bölütleme sonuçları (Her bir hastaya ait her bir MR serisinden 1 adet MR kesitinin değerlendirmeye alınması durumunda oluşturulan ve 33 MR kesitinden meydana gelen alt veri kümesinde; Seyreltme-1: $p=0.2$, Seyreltme-2: $p=0.2$, Seyreltme-3: $p=0.2$, Seyreltme-4: $p=0.2$, Seyreltme-5: $p=0.2$ ve eşikleme katsayısı $T=0.50$ için)	151
Tablo 4.8	2B femur başı ve proksimal femur bölütleme kapsamında gözlemlenen ortalama model eğitim süreleri (E.S.), eğitim başarımları ve kayıp değerleri	153

Tablo 4.9	2B proksimal femur bölütlemeye kapsamında gözlemlenen ortalama model eğitim süreleri (E.S.), eğitim başarımları ve kayıp değerleri (Her bir hastaya ait her bir MR serisinden 1 adet MR kesitinin değerlendirmeye alınması durumunda oluşturulan ve 33 MR kesitinden meydana gelen alt veri kümesinde)	153
Tablo 4.10	2B femur başı ve proksimal femur bölütlemeye çalışmasının, MR görüntüleri üzerinde gerçekleştirilen ilgili diğer kalça eklemi elemanı bölütlemeye çalışmaları ile yöntem, MR verisi ve başarımları üzerinden genel bir kıyaslaması	158
Tablo 5.1	Kemik şekil analizi ve ölçümü kapsamında değerlendirilen LCP hastalarına ait klinik istatistiksel bilgiler	162
Tablo 5.2	Kemik şekil analizi ve ölçümü kapsamında hasta bazında değerlendirilen MR serilerine ait MR görüntüleme protokolleri ve protokol parametreleri	162
Tablo 5.3	MR kesitlerinde farklı LCP hastalık dereceleri bazında gözlemlenen ortalama patolojik proksimal femur şekil değişim yüzdeleri	172
Tablo 5.4	MR kesitlerinde hasta bazında gözlemlenen patolojik proksimal femur şekil değişim yüzdeleri (Sağ: sağ proksimal femur, Sol: sol proksimal femur	173
Tablo 5.5	MR kesitlerinde hasta bazında otomatik ölçüm ve gerçek referans patolojik proksimal femur şekil değişim yüzdeleri ve hataları	175
Tablo 5.6	MR kesitlerinde farklı LCP hastalık dereceleri bazında otomatik ölçüm ve gerçek referans patolojik proksimal femur şekil değişim yüzdeleri ve hataları	175

Manyetik Rezonans Görüntülerinden Legg-Calve-Perthes Hastalığına Bağlı Proksimal Femur Şekil Bozulmalarının Otomatik Olarak Ölçülmesi

Abbas MEMİŞ

Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı
Doktora Tezi

Danışman: Prof. Dr. Songül VARLI

Bu tez çalışması temel olarak, Legg-Calve-Perthes (LCP) hastalığı teşhisi konulan hastalara ait iki yönlü kalça manyetik rezonans (MR) görüntülerindeki femur başlarının ve proksimal femurların bilgisayar-destekli görüntü analizini konu almaktadır. Tez dâhilindeki çalışmalar; femur başlarının otomatik olarak tespit edilmesi, femur başlarının ve proksimal femurların otomatik olarak bölütlenmesi, ve LCP hastalığına bağlı proksimal femur şekil değişimlerinin ve bozulmalarının otomatik olarak ölçülmesi olmak üzere üç ana grupta toplanmıştır. Femur başlarının otomatik olarak tespiti kapsamındaki çalışmalarda, Hough Dönüşümleri ve Tümlleşik Türev Operatörü kullanılarak MR görüntülerindeki patolojik ve sağlıklı femur başlarının 2B ve 3B tespiti gerçekleştirilmiştir. MR görüntülerin otomatik olarak bölütlenmesi amacıyla yapılan çalışmalarda, MR kesitlerindeki patolojik ve sağlıklı femur başı ve proksimal femur kemikleri derin Evrişimsel Sinir Ağları kullanılarak 2B’de semantik olarak bölütlenmiştir. İlgili çalışmalarla birlikte, MR kesitlerindeki patolojik proksimal femurların kemik şekil yapılarında hastalığa bağlı olarak meydana gelen değişimlerin ve bozulmaların otomatik ölçümlerine yönelik araştırmalar da yapılmıştır. Bu bağlamda, patolojik proksimal femurların kemik şekil yapılarındaki toplam bozulma oranı %1’in altında bir ortalama hata ile otomatik olarak hesaplanmıştır. Çalışmada kullanılan MR veri seti, İstanbul Tıp Fakültesi bünyesindeki Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı ile yapılan işbirliği neticesinde oluşturulmuştur. 13 hastaya ait MR verilerinde tespit, bölütleme ve kemik şekil bozulma ölçümü amacıyla gerçekleştirilen tüm çalışmalarda başarılı ve ümit vadeci sonuçlar gözlemlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Medikal görüntü işleme, Legg-Calve-Perthes hastalığı, femur başının otomatik tespiti, femur başının ve proksimal femurun otomatik bölütlenmesi, proksimal femur kemik şekil değişimlerinin ve bozulmalarının otomatik ölçümü

ABSTRACT

Automatic Quantification Of Proximal Femur Shape Deformities Caused By The Legg-Calve-Perthes Disease From Magnetic Resonance Images

Abbas MEMİŞ

Department of Computer Engineering
Doctor of Philosophy Thesis

Advisor: Prof. Dr. Songül VARLI

The proposed thesis study basically focuses on computer-aided image analysis of femoral heads and proximal femurs in bilateral hip magnetic resonance (MR) images of the patients diagnosed with Legg-Calve-Perthes (LCP) disease. The studies within the thesis are categorized into three main groups as: automatic detection of femoral heads, automatic segmentation of femoral heads and proximal femurs, and automatic quantification of bone shape variations and deformities of the proximal femurs suffered from LCP disease. In the studies performed for the automatic detection of femoral heads, pathological and healthy femoral heads in MR images were detected in 2D and 3D by using Hough Transforms and Integro-differential Operator. In automatic MR image segmentation studies, pathological and healthy femoral head and proximal femur bones in MR imaging sections were segmented semantically in 2D by using deep Convolutional Neural Networks. In addition to the related studies, researches were conducted for the automatic quantification of the variations and deformities resulting from the disease in bone shape structures of the pathological proximal femurs in MR sections. In this context, the total deformity ratio in bone shape structures of the pathological proximal femurs was calculated automatically with an average error of less than 1%. The MR data set used in the study was constructed with the cooperation of Department of Orthopaedics and Traumatology of Istanbul Faculty of Medicine. In MR data of 13 patients, successful and promising results were achieved in all the studies performed for the detection, segmentation, and bone shape deformity quantification.

Keywords: Medical image processing, Legg-Calve-Perthes disease, automatic detection of femoral head, automatic segmentation of femoral head and proximal femur, automatic quantification of proximal femur bone shape variations and deformities

Medikal görüntü analizi; tıp, biyoloji, fizik, mekanik, bilgisayar bilimleri gibi çok çeşitli disiplinlerden uzman ve araştırmacıların ortak çalışmaları ile disiplinlerarası bir bilimsel araştırma alanı olmuştur. Bu araştırma alanı; medikal görüntülerde iyileştirme, bölütleme, tespit, değerlendirme, çakıştırma, görselleştirme, sıkıştırma, depolama ve veri iletimi gibi birçok alt araştırma alanını, ve bu alt araştırma alanları dâhilindeki çeşitli araştırma konularını içermektedir.

Özellikle bilgisayar bilimleri ve biyomedikal mühendisliği alanındaki çalışmalar, medikal görüntü işleme ve analizinin önemli bir parçası hâline gelmiştir. Bununla birlikte, medikal görüntü işleme ve analizine ilişkin araştırmalar, medikal görüntüleme teknolojilerindeki gelişmelerle birlikte son birkaç on yıl boyunca önemli ölçüde artmış ve ilerlemiştir. Bu artışta ve ilerlemede, manyetik rezonans görüntüleme (MRG) ve bilgisayarlı tomografi (BT) gibi görece ileri medikal görüntüleme sistemlerinin de önemli bir katkısı olmuştur.

Radyografi, ultrasonografi, MRG, BT, pozitron emisyon tomografi (PET), tek foton emisyonlu bilgisayarlı tomografi (TFEBT) gibi çok çeşitli tıbbi görüntüleme sistemleri ile elde edilen medikal görüntüler, birçok tıp dalında çeşitli hastalıkların tanısı, değerlendirimi, tedavisi ve prognozu için hâlihazırda kullanılmaktadır. Medikal görüntülerin bilgisayar destekli analizi, tıpta, klinik tedavi uzmanları ve cerrahlar için özellikle bilgisayarlı tanı ve niceliksel görüntü değerlendirimi konusunda önemli kolaylıklar sağlamaktadır. Klinik tedavi uzmanları ve cerrahlar, medikal görüntüleri çoğunlukla sezgilere ve klinik vakalara dayanan deneyimlerini göz önüne alarak nitel olarak değerlendirmelerine rağmen, medikal görüntülerin bilgisayar destekli analizi, klinik tedavi uzmanlarının ve cerrahların medikal görüntüleri nicel olarak daha hassas bir biçimde değerlendirmelerini de sağlar. Böylece, özellikle çok çeşitli organ ve doku rahatsızlıkları ile bu rahatsızlıklar sonucu oluşan patolojik vakalar daha hassas bir biçimde analiz edilebilir hâle gelebilmektedir.

Medikal görüntü analizi kapsamında gerçekleştirilen bir araştırma çalışmasını ele alan bu doktora tezi, Legg-Calve-Perthes (LCP) hastalığının görüldüğü hastalara ait kalça manyetik rezonans (MR) görüntülerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının bilgisayar destekli otomatik tespitini, sağlıklı ve patolojik proksimal (üst) femurların bilgisayar destekli otomatik bölütlenmesini ve patolojik proksimal femurlarda hastalık sonucu meydana gelen şekilsel değişimlerin ve bozulmaların (deformite) bilgisayar destekli otomatik ölçümünü konu almaktadır.

Tez çalışması dâhilinde gerçekleştirilen analizler; femur başının otomatik tespiti, proksimal femurun ve femur başının otomatik olarak bölütlenmesi, ve proksimal femurda hastalığa bağlı olarak meydana gelen değişim ve bozulmaların otomatik ölçümü olmak üzere üç ana grupta toplanmıştır. Femur başının otomatik tespiti kapsamında gerçekleştirilen çalışmalarda, MR görüntülerindeki patolojik (şekil yapısı deforme olarak bozulmuş) ve sağlıklı (normal şekil yapısını korumuş) femur başları 2 boyutlu (2B) ve 3 boyutlu (3B) olmak üzere otomatik olarak tespit edilmiştir. 2B femur başı tespitine yönelik çalışmalarda, femur başını net bir biçimde içeren MR kesitleri üzerinde Dairesel Hough Dönüşümü (DHD), Tümleşik Türev Operatörü (TTO) yöntemleri ile bu iki yöntemin birleştirilmesi esasına dayalı bir yaklaşım uygulanmıştır. 3B femur başı tespiti amacıyla yapılan çalışmalarda ise, mevcut MR görüntü serilerinde Küresel Hough Dönüşümü (KHD) ve Tümleşik Türev Operatörü (TTO) yöntemleri uygulanarak sağlıklı ve patolojik femur başları tespit edilmiştir. Femur başlarının ve proksimal femurların bölütlenmesine dair yapılan çalışmalar kapsamında, derin Evrişimsel Sinir Ağları (ESA) kullanılarak MR kesitlerindeki patolojik ve sağlıklı proksimal femurlara ait kemik dokuları otomatik olarak 2B bölütlenmiştir. Bu iki gruptaki çalışmalara ek olarak ise, hastalığa bağlı olarak deforme olmuş proksimal femurlardaki yapısal şekil değişimleri 2B olarak analiz edilmiş ve otomatik olarak ölçülmüştür. İlgili çalışmalar neticesinde, patolojik proksimal femurların şekil bozulmaları, sağ ve sol kalça eklemlerinin gösterdiği simetri göz önünde bulundurularak MR kesitleri üzerinden otomatik olarak hesaplanmış ve oransal bir metrik ile ifade edilmiştir.

1.1 Literatür Özeti

Bu bölümde, tez süreci kapsamında gerçekleştirilen literatür araştırmalarına yer verilmiştir. Bir üst başlıkta değinildiği üzere, gerçekleştirilen tez çalışması, LCP hastalığının görüldüğü hastalara ait kalça MR görüntülerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının otomatik tespitini, sağlıklı ve patolojik proksimal femurların ve femur başlarının otomatik olarak bölütlenmesini ve patolojik proksimal femurlarda hastalık sonucu meydana gelen şekilsel değişimlerin ve bozulmaların bilgisayar destekli olarak

otomatik ölçümünü konu almaktadır. Bu bağlamda, aşağıdaki başlıklarda sırasıyla; femur başı tespiti, femur başı ve proksimal femur bölütleme, ve kemik şekil değişim analizi/ölçümü ile ilgili literatür özetlerine yer verilmiş ve ilgili konularda yapılmış araştırma çalışmaları ele alınmıştır.

1.1.1 Femur Başının Otomatik Tespiti Üzerine Literatür Araştırması ve Literatür Özeti

2B ve 3B nesne tespiti, görüntü işlemede ve bilgisayarla görüde üzerinde oldukça yoğun araştırma yürütülen alt araştırma dallarından birisidir. Bu alanda yapılan araştırma çalışmalarında, çeşitli formatlardaki görüntülerde yer alan nesnelerin, görüntülerdeki konum bilgisinin tespit edilmesine çalışılır. Bilgisayarla görü literatüründe, hâlihazırda bilinen ve kullanılan çok çeşitli nesne tespiti yöntemleri ve yaklaşımları mevcuttur [1, 2] ve bu yöntemler birçok farklı nesne tespiti problemi için kullanılabilir. Bu bölüm dâhilinde genel olarak medikal görüntülerdeki anatomik objelerin tespiti problemi; özel olarak ise MR görüntülerindeki kalça eklemlerinde yer alan femur başlarının tez çalışması kapsamında gerçekleştirilen 2B ve 3B tespiti, ve bu konu ile ilgili mevcut araştırma çalışmaları ele alınmıştır. Bu nedenle, genel amaçlı nesne tespiti için yapılmış çalışmalara bu bölümde yer verilmemiştir, ancak bu konulardaki genel bilgiler için bu alanda yapılmış çeşitli çalışmalara [1, 2] veya bilgisayarla görü literatüründeki genel inceleme çalışmalarına başvurulabilir.

Nesne tespiti, birçok farklı kategorideki görüntü üzerinde gerçekleştirildiği gibi, medikal görüntü analizi kapsamında da kullanılmaktadır. Nesne tespiti, medikal görüntü analizinde organ, doku gibi anatomik bileşenlerin tespitinde kullanılabileceği gibi lezyon veya deformite gibi biçim bozukluklarının tespitinde de kullanılabilir. Zhou, yakın geçmişte tıbbi görüntü analizi üzerine yaptığı bir incelemede [3], medikal görüntülerde yer alan bir veya birden çok anatomik cismin tespiti için kullanılan yöntemleri etraflıca ele almıştır. Zhou tarafından yapılan bu çalışma dâhilinde, sadece tek bir anatomik objenin tespiti ele alınmamış; aynı zamanda çoklu anatomik obje tespiti üzerinde de durulmuştur. İlgili çalışmada, tek bir anatomik bileşenin tespitinde kullanılan yöntemler iki ana başlıkta ele alınmıştır:

1. Sınıflandırma temelli tespit yöntemleri
2. Regresyon temelli tespit yöntemleri

Bu gruplardan ilki olan sınıflandırma temelli tespit yöntemleri lokal içerikleri kullanırken; regresyon temelli tespit yöntemleri ise global içerikleri kullanmaktadır [3]. Medikal görüntülerin tespitinde kullanılan sınıflandırma ve regresyon temelli

yöntemlerin detaylarına, çeşitli perspektiflerden kıyaslamalarına ve bu kapsamda uygulanan diğer yöntemlerin detaylarına da Zhou tarafından hazırlanan ilgili inceleme çalışmasında detaylıca yer verilmiştir. Bu konudaki çok daha detaylı bilgiler için ilgili çalışma [3] incelenebilir. Buna ek olarak, son yıllarda derin öğrenmenin genel olarak görüntü işlemede, özel olarak ise medikal görüntü analizindeki yeri ve öneminin artmasına binaen, derin öğrenmeye dayalı tespit yöntemleri [4] de sunulmakta ve bu yöntemler medikal görüntü analizinde de uygulanmaktadır [5].

Medikal görüntü analizi çalışmaları dâhilinde gerçekleştirilen bilgisayar destekli anatomik bileşen tespiti, birçok farklı amaçla birçok farklı medikal görüntü tipi üzerinde uygulanabilir. Radyografi, BT, MRG veya diğer başka medikal görüntü verileri üzerinde gerçekleştirilen bilgisayar destekli anatomik bileşen tespiti:

- Görüntüdeki anatomik yapının lokalizasyon bilgisine ulaşılması,
- Görüntüdeki belirli bir anatomik bileşenin veya genel bileşen sayısının hesaplanması,
- Görüntüde tespit edilen bir anatomik bileşene ait noktayı veya bir nokta kümesini nirengi noktaları olarak kullanma,
- Görüntüdeki tespit edilen anatomik bileşenin yer bilgisi üzerinden bu anatomik bileşenin görüntü üzerindeki ilgi bölgesini tanımlama,
- Görüntüdeki tespit edilen anatomik bileşen ve bileşenlerin lokalizasyon bilgilerini ilgili nesnelerin bölütlenmesinde (bölütleme başlangıç noktası olarak atama gibi) kullanma,

gibi farklı amaçlara hizmet edebilme potansiyeline sahiptir.

Medikal görüntülerde tespit edilmek istenen anatomik yapılar, insan vücudunu oluşturan farklı sistemlere ait farklı bileşenler olabilir. Bu bileşenler genel birtakım yaklaşımlarla (örneğin öğrenme ve sınıflandırma temelli yaklaşımlar) tespit edilebileceği gibi, bu bileşenleri tanımlayan birtakım yerel özelliklere (örneğin geometrik özellikler) bağlı olarak da tespit edilebilir. Gerçekleştirilmiş olan tez çalışması kapsamında da, koronal düzlemde çekilmiş olan iki yönlü kalça eklemi MR görüntülerindeki sağlıklı ve patolojik olan femur başları, geometrik şekil yapıları dikkate alınarak 2B ve 3B olarak tespit edilmiştir. 2B femur başı tespiti amacıyla yapılan çalışmalarda, mevcut MR görüntü serilerinde yer alan ve femur başını net bir biçimde içeren önceden belirlenmiş MR kesitleri üzerinde; DHD, TTO yöntemleri ve bu iki yöntemin birleştirilmesi esasına dayalı bir yaklaşım uygulanmıştır. 3B

femur başı tespiti amacıyla yapılan çalışmalarda ise, mevcut MR görüntü serilerinde KHD ve 3B TTO yöntemleri uygulanmıştır. Tez çalışması kapsamında bu bağlamda gerçekleştirilen araştırma faaliyetleri ilerleyen bölümlerde etraflıca ele alınmıştır.

Medikal görüntü işleme literatüründe, femur veya femur başlarının tespiti için farklı tıbbi görüntü tipleri üzerinde gerçekleştirilmiş araştırma çalışmalarına dair raporlar mevcuttur. Bu alanda yapılmış olan çalışmalarda; bölütleme, ölçme, derecelendirme, görselleştirme vb. gibi farklı amaçlara yönelik olarak femur başı ve femur tespitinden faydalandığı görülmektedir. Bu sebeple medikal görüntülerdeki femur ve femur başlarının tespiti işlemi daha çok bir ara işlem veya geçiş işlemi olarak öne çıkmaktadır. Literatürde femur ve femur başı tespiti ile ilgili olan çalışmalar ve bu çalışmalarda kullanılan yöntem ve yaklaşımlar bir sonraki paragrafta ele alınmıştır.

Floroskopik X-ışını görüntülerinde femur başlarının hızlı otomatik bölütlenmesine dair bir çalışmada [6], Wang ve çalışma arkadaşları, aday femur başı çemberlerini tahmin etmek için Gabor tabanlı HD'yi kullanmışlar ve femur başlarının anatomik özelliklerini ve asetabulum ile uzamsal ilişkisini analiz ederek aday çemberlerden uygun bir çember belirlemişlerdir. Aghayan ve çalışma arkadaşları MR görüntülerinden kalça eklemine hareket aralığının hesaplanması ve görselleştirilmesinde, femur başı tespiti için HD'den faydalanmışlardır [7]. Kalça X-ışını görüntülerinden femur sınırlarının otomatik olarak çıkarılmasına yönelik bir çalışmada [8] ise Chen ve çalışma arkadaşları, DHD ile aday femur başı dairelerini tespit etmişlerdir. Sato ve çalışma arkadaşları tarafından 3B MR görüntüleri üzerinden kalça eklemi kırığının bölütlenmesi ve kalınlığının belirlenmesine yönelik yapılan bir çalışmada da [9] femur başının merkez noktasını belirlemek amacıyla HD kullanılmıştır. Yine HD temelli bir tespit yönteminin kullanıldığı bir başka çalışmada [10], Ruppertshofen ve çalışma arkadaşları, nesne tespitinde Ayrımcı Genelleştirilmiş HD yöntemi için çok-seviyeli bir yaklaşım önermişler ve önerdikleri bu yaklaşımı tüm-vücut MR görüntülerinde femur başlarını tespit etmek amacıyla sınımışlardır. Ruppertshofen ve çalışma arkadaşları tarafından sunulan başka bir çalışmada [11] ise medikal görüntülerde obje tespiti için Ayrımcı Genelleştirilmiş HD yöntemi önerilmiş ve ilgili yöntem değişik anatomik bileşenlerin tespitinin yanısıra femur başı tespiti için de kullanılmıştır. Pilgram ve çalışma arkadaşları da, pelvise ait klasik radyografi görüntülerinde femur tespiti için femur topluluk değişmezlerini, Canny kenar belirleme yöntemini ve Hough çizgilerini kullanan bilgi-tabanlı bir femur tespit algoritması [12] sunmuşlardır. Lindner ve çalışma arkadaşları ise pelvis radyografilerindeki femurların tam otomatik bölütlenmesinde nesne ve noktaların yerlerinin tahmini için Rastgele Ormanlar regresyon oylamasını kullanmışlardır [13]. Femur tespiti amacıyla gerçekleştirilen bir başka çalışmada, Schreiber ve çalışma arkadaşları radyografilerdeki proksimal femurların otomatik tespiti için şablon-tabanlı karşılıklı bilgi çakıştırma yöntemini

kullanarak bir yöntem tanımlamışlardır [14]. Mukherjee ve çalışma arkadaşları, fetal ultrasonografi üzerinden femur uzunluğunun otomatik tespiti ve ölçümü başlıklı bir analiz çalışması [15] sunmuşlardır. İlgili çalışmada, femurun otomatik tespiti için klinik olarak kabul edilebilir taramalarda femur kemiğinin anatomik şekil, büyüklük ve gösteriminin dağılımına dayanan normalize edilmiş bir skor kullanan bir tespit algoritması uygulamışlardır. Benzer konularda yapılan ve kalça eklemi üzerinde uygulanan, Liu ve çalışma arkadaşları tarafından yapılmış diğer tespit temelli çalışmalarda ise [16, 17] eş merkezli çemberlerin halkasının uyum derecesini değerlendirmek için ve femur başı ile asetabulum arasındaki eklem aralığını belirlemek için bir şekil tespit yanıt fonksiyonu önerilmiştir. Mevcut literatürde femur başının otomatik tespiti üzerine yapılmış çalışmalardan bazılarının yöntem, veri seti ve ana sonuçlar bakımından genel bir kıyaslaması Tablo 1.1'de ayrıca sunulmuştur.

Literatürde femur ve femur başı tespiti ile ilgili olan ve yukarıdaki paragrafta özetlenen çalışmalarda kullanılan yöntem ve yaklaşımlarda HD'nin [18] diğer yöntemlere nazaran daha sık tercih edildiği görülmektedir. Bu sebeple, tez çalışması dâhilinde otomatik femur başı tespiti amacıyla yapılan çalışmalarda, farklı yöntemlerle birlikte, hem 2B'de hem de 3B'de HD kullanılmıştır. 2B femur başı tespiti amacıyla yapılan çalışmaların tamamı alt başlık 3.2'de verilmiştir. 3B femur başı tespiti amacıyla gerçekleştirilen çalışmalar ise alt başlık 3.3'te ele alınmıştır.

1.1.2 Femur Başının ve Proksimal Femurun Otomatik Bölütlenmesi Üzerine Literatür Araştırması ve Literatür Özeti

Medikal görüntü bölütleme, basitçe, 2B ve 3B medikal verilerde yer alan dokuların, organların veya diğer çeşitli anatomik bileşenlerin sınırlarının belirlenmesi olarak tanımlanabilir. Anatomik bileşenlerin görselleştirilmesi, modellenmesi, niceliksel değerlendirimi ile hastalıkların tespiti, analizi ve prognozu için genellikle medikal görüntülerde bölütleme gerçekleştirilmesi ve böylece analiz edilen anatomik bileşenlerinin sınırlarının belirlenmesi gerekmektedir. Dolayısıyla, anatomik yapıların ve bileşenlerin bölütlenmesinin medikal görüntü analizi kapsamında oldukça önemli bir yere sahip olduğu söylenebilir. Medikal görüntü bölütleme, kendi başına bağımsız bir işlem olmakla birlikte; görselleştirme, ölçme, sınıflandırma ve modelleme gibi süreçlerde, amaç dâhilinde bir ara işlem adımı olarak kullanıldığı için aynı zamanda bir ara işlem olarak da sınıflandırılabilir. Bununla birlikte, medikal görüntülerde gerçekleştirilen başarılı bölütlemeler, bu görüntüler üzerinde gerçekleştirilen bilgisayar destekli ölçüm ve değerlendirmelerin doğruluk ve güvenilirliğini doğrudan etkilediği için, medikal görüntülerdeki bölütleme işleminin yüksek doğrulukla yapılması çoğu durumda bir gerekliliktir.

Tablo 1.1 Mevcut literatürde, femur başının otomatik tespiti üzerine yapılmış bazı çalışmaların yöntem, veri seti ve ana sonuçlar bakımından genel bir kıyaslaması

Çalışma	Açıklama ve kullanılan yöntem	Veri seti	Genel başarımlar
[6]	Gabor çekirdekleri ve Gabor tabanlı HD ile öncelikle femur başı aday çemberlerinin belirlenmesi, ve sonrasında femur başının anatomik özelliklerinin analizi ile aday çemberlerden en uygununun belirlenmesi	Floroskopik X-ışını görüntüleri (1184 adet floroskopik görüntü)	%80
[7]	Kalça eklemine hareket aralığının hesaplanması ve görselleştirilmesinde bir ara işlem adımı olarak femur başı merkez noktasının ve yarıçapının HD ile tespiti	MRG görüntüleri (160 kesitli bir MRG serisi)	-
[8]	Femur sınırlarının otomatik olarak çıkarılmasında bir ara işlem adımı olarak aday femur başı çemberlerinin DHD ile tespiti	X-ışını görüntüleri (272 adet X-ışını görüntüsü)	-
[9]	Kalça eklemi kırıkdağının bölütlenmesi ve kalınlığının belirlenmesinde bir ara işlem adımı olarak femur başı küresinin merkez noktasının HD ile otomatik belirlenmesi	MRG görüntüleri (13 adet MRG görüntü serisi)	-
[10]	Ayrımcı Genelleştirilmiş HD yöntemi için çok-seviyeli bir yaklaşım ile femur başı yerinin tespiti	MRG görüntüleri (22 adet MRG görüntüsü)	%100 (3.8 mm. hata)
[11]	Ayrımcı Genelleştirilmiş HD yöntemi ile medikal görüntülerde obje tespiti (femur başı yerinin tespiti için bir uygulama)	MRG görüntüleri (22 adet MRG görüntüsü)	%91.6 (6.7 mm. hata) %100 (3.8 mm. hata)
[12]	Femur topluluk değişmezlerini, Canny kenar belirleme yöntemini ve Hough çizgilerini kullanan bilgi-tabanlı bir algoritma ile femur tespiti	X-ışını görüntüleri (117 adet X-ışını görüntüsü)	%95
[13]	Femurun tam otomatik ve hassas olarak bölütlenmesinde bir ara işlem adımı olarak Rastgele Ormanlar regresyon oylaması ile femur tespiti	X-ışını görüntüleri (519 adet X-ışını görüntüsü)	Görüntülerin %99'u için <8.4 mm. hata
[14]	Şablon-tabanlı karşılıklı bilgi çıkartma yöntemi ile otomatik proksimal femur tespiti	X-ışını görüntüleri (195 adet X-ışını görüntüsü)	%70 - %95
[15]	Femur kemiğinin anatomik şekil, büyüklük ve gösteriminin dağılımına dayanan normalize edilmiş bir skor kullanan bir tespit algoritması ile femur tespiti	Ultrasonografi görüntüleri	-
[16]	Femur başı bölütlenmesinde bir şekil tespit yanıt fonksiyonu kullanılarak femur başı ile asetabulum arasındaki eklem aralığının belirlenmesi	BT görüntüleri (40 adet femur BT görüntüsü)	-
[17]	Femur başı bölütlenmesinde bir şekil tespit yanıt fonksiyonu kullanılarak femur başı ile asetabulum arasındaki eklem aralığının belirlenmesi	BT görüntüleri (20 adet BT görüntüsü)	-

Medikal görüntülerde gerçekleştirilen bölütleme işlemi, bu amaçla geliştirilmiş çeşitli yazılım araçları ile bilgisayar destekli olarak el yordamıyla yapılabileceği gibi; çeşitli bölütleme yöntemleri ve araçları [19, 20] ile yine bilgisayar destekli olarak otomatik veya yarı-otomatik bir şekilde de gerçekleştirilebilir. Medikal görüntü bölütleme amacıyla geliştirilmiş olan, ve bu alanda öne çıkan bu tarz araçlardan bazılarının genel özelliklerine ve işlevlerine, doğrudan bu yazılım araçlarını tanıtan raporlardan

ulaşılabileceği gibi; bu yazılım araçlarını topluca ve karşılaştırmalı olarak analiz eden çalışmalardan da [19, 20] ulaşabilmek mümkündür.

Medikal görüntü analizi literatüründe, tıbbi görüntü bölütleme kapsamında kayda değer bir miktarda görüntü bölütleme yaklaşımı önerilmiştir [21–23]. Medikal görüntü bölütlemenin; MR, BT, ultrasonografi vb. gibi çok çeşitli medikal görüntü tipleri üzerinde gerçekleştirilebilme ihtiyacı doğabilir. Literatürde, bahsedilen medikal görüntü tipleri üzerinde çok çeşitli çalışmalara rastlanabilir. Bu çalışmalarda çok çeşitli anatomik bileşenlerin bölütlenmesi ele alınmıştır. Medikal görüntü bölütleme ile ilgili olarak yukarıda referans verilen, ve genel yöntem ve yaklaşımları ele alan çalışmalara ek olarak, çok daha başka kaynaklara da başvurulabilmek mümkündür. Medikal görüntü bölütlemeye uygulanan yöntem ve yaklaşımlar, bu bölüm dâhilinde daha çok MR görüntü bölütleme perspektifinden ele alınmıştır. Birçok uygulama kapsamında kullanılan [24] MR görüntü bölütleme yöntemleri, yaklaşımları ve algoritmaları [23] genel olarak aşağıda belirtilen kategoriler dâhilinde sınıflandırılabilir:

- Fuzzy C-Means tabanlı bölütleme yöntemleri [25]
- Graf kesim/graf arama tabanlı bölütleme yöntemleri [26]
- Atlas tabanlı bölütleme yöntemleri [27]
- İstatistiksel Şekil Modeli tabanlı bölütleme yöntemleri [28, 29]
- Deforme olabilen modelleri kullanan bölütleme yöntemleri [30]
- Derin öğrenme temelli bölütleme yöntemleri [5]

MR görüntülerin bölütlenmesi amacıyla, yukarıda sıralanan kategorilerdeki yöntemlere ek olarak; Superpixel yaklaşımı [31] ve Aktif Kontur Modeli yaklaşımı da [32] mevcuttur. Ayrıca bu amaçla yapılan çalışmalarda, Discrepancy Teorisi [33] gibi çok daha yeni yöntemler de geliştirilmektedir. Son araştırmalarda ise, derin öğrenme temelli denetimli ve denetimsiz sistemlerin MR görüntüleme, BT görüntüleme gibi farklı tıbbi görüntüleme yöntemleri ile elde edilen tıbbi görüntülerdeki anatomik yapıların bölütlenmesinde oldukça başarılı olduğu vurgulanmıştır [34].

Medikal görüntü bölütleme literatüründe; akciğer, kalp, böbrek, karaciğer veya kas-iskelet sistemi elemanları gibi çok çeşitli anatomik bileşenlerin bölütlenmesi üzerine farklı araştırmalar yürütülmektedir. Bu araştırmalar oldukça geniş yelpazede birçok çalışmayı kapsadığı için, ve de gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında kalça kemiği eklemi MR görüntülerindeki femur başları ve proksimal femur kemik dokularının bölütlenmesi hedeflendiği için, bu bölüm dâhilinde özellikle kalça eklemi elemanlarının bölütlenmesi, daha çok ise femur başı ve proksimal femur

bölütleme çalışmaları ele alınmış ve bu çalışmaların özetlerine yer verilmiştir. Bu bağlamda, bir sonraki paragrafta, femur başı ve proksimal femur bölütleme amacıyla sunulan çalışmalar, yöntem ve çalışılan medikal veri türü temelinde ele alınmıştır.

Lindner ve çalışma arkadaşları tarafından sunulan ve bölütleme başarımları oranı oldukça yüksek bir çalışmada [13], anteroposterior pelvik radyografilerde proksimal femuru hassas şekilde bölütlemek için tam otomatik bir yöntem önerilmiştir. Bu yöntemde, belirli aday noktalar global bir tespit edici ile belirlenir ve daha sonra bu noktaların her biri, İstatistiksel Şekil Modelleri (İŞM) ile lokal tespit ediciler kullanılarak düzeltilir. Rastgele Orman (RO) regresyonu ile sağlam ve doğru sonuçları veren en uygun pozisyonlar oylanır. Yine Lindner ve çalışma arkadaşları tarafından aynı yaklaşımla daha büyük bir veri setinde gerçekleştirilen bir başka çalışmada da [35] başarılı sonuçlar raporlanmıştır. Bununla birlikte, aynı araştırmacılar, 2B radyografi görüntülerinde kemik bölütleme amacıyla bir tam otomatik şekil modeli eşleştirme sistemi de [36] sunmuşlardır. Kang ve çalışma arkadaşları, BT görüntülerdeki kemik yapıların bölütlenmesi amacıyla üç boyutlu bölge büyümesiyle başlayan ve sınır süreksizliklerinin düzeltimi ve hizalamalı ayarlamasıyla devam eden bir çok adımlı yaklaşım [37] önermişlerdir. İlgili çalışmada [37] önerilen yöntem ile proksimal femur, diz ve kafatası kemiklerinde analizler yapılmış ve başarılı sonuçlar gözlemlenmiştir. Proksimal femur bölütleme amacıyla gerçekleştirilen bir başka çalışmada ise [38], Pilgram ve çalışma arkadaşları Aktif Şekil Modelleri'ni (AŞM) kullanan bir proksimal femur bölütleme tekniği önermişlerdir, ve pelvik X-ray görüntülerinde çalışarak yaklaşık %95 civarında bir başarımla proksimal femurları bölütlemişlerdir. Xie ve çalışma arkadaşları da pelvik radyografilerde İŞM ve İstatistiksel Görünüm Modeli (İGM) kullanarak bir proksimal femur bölütleme çalışması [39] gerçekleştirmiş ve düşük bölütleme hataları gözlemlenmişlerdir. Kainmueller ve çalışma arkadaşları ise, BT verilerinde insan pelvisinin ve proksimal femurunun tam otomatik bölütlenmesi için yaptıkları çalışmada [40] femur ve pelvisin birleşik İŞM'sini önermişlerdir ve bunun için İŞM'nin genel ortak tanımını genişletmişlerdir. Yine, Kainmueller ve çalışma arkadaşları tarafından gerçekleştirilen bir başka çalışmada da [41], çok-nesneli bölütleme için bağlantılı deforme olabilir modeller kullanılmış ve kalça eklemine femur başı ve asetabulum bölütlenmesi üzerine deneysel çalışmalar yapılmıştır. Chu ve çalışma arkadaşları, hem pelvik hem de femoral modelleri aynı anda çıkarmak için bir tam otomatik BT bölütleme yaklaşımı sunmuşlardır [42]. İlgili yaklaşım, hızlı RO regresyonuna dayalı temel nokta tespitini, çoklu-Atlas temelli bölütlemeyi, eklemli İŞM ile temelli uyarılma ile birleştirerek çalışır [42]. Cheng ve çalışma arkadaşları, 3B BT verilerinden femur başı ve proksimal asetabulumun eşzamanlı bölütlenmesi için bir otomatik yaklaşım sunmuşlardır [43]. İlgili yaklaşımda, öncelikle bir başlangıç

eşikleme bölütlemesi yapılır. Sonraki yinelemeli işlemlerde dar eklem boşluğu, komşuluk bilgileri ve kısmi hacim etkisi dikkate alınarak kemik bölgeleri daha da bölütlenir ve son olarak ise bölütlenmiş kemik sınırları 3B kemik yüzeyinin köşe noktalarının normal yönüne dayanarak düzeltilir. İlgili çalışma ile benzer ve kalça eklemi bölütlenmesi amacıyla Cheng ve çalışma arkadaşları tarafından yapılmış başka bir çalışma da [44] literatürde yer almaktadır. Kalça eklemi elemanlarının tam otomatik bölütlenmesi amacıyla yapılan bir başka çalışmada [45] ise, Chu ve çalışma arkadaşları, bir çoklu-Atlas ağ birleştirme algoritmasını, bir çok-etiketli graf kesim algoritmasıyla ve bir graf kesim kısıtlamalı graf arama algoritmasıyla birleştiren bir yöntem önermişlerdir. İlgili çalışmada önerilen yöntemle, BT görüntülerindeki sağ ve sol proksimal femurlar otomatik olarak bölütlenmiştir. Chu ve çalışma arkadaşları tarafından yapılan bir başka tam otomatik BT görüntü bölütleme çalışmasında da [46], RO regresyonu tabanlı Atlas seçimi ve optimal graf arama tabanlı yüzey tespiti yoluyla pelvis, sağ ve sol proksimal femurlar bölütlenmiştir. Dong ve Zheng tarafından yapılan çalışmalarda [47, 48], proksimal femur sınırlarının kalibre edilmiş X-ray görüntülerinden otomatik çıkarılması amacıyla 3B istatistikî modeller kullanılmıştır. Başka bir graf kesim temelli çalışmada da [49] Huang ve çalışma arkadaşları, BT görüntülerindeki proksimal femurları şekil öncelikleri ile graf kesim temelli olarak bölütlemişlerdir. Kim ve çalışma arkadaşları ise, Watershed algoritmasına dayalı gerçekleştirdikleri bir otomatik bölütleme çalışmasında [50], hastaya özel optimum eşik belirleme ile bir femurun pelvisten iyi bir şekilde ayrılmasını sağlayan optimal eşik değerini belirlemişler ve sonrasında da Watershed algoritması ile femurun sınır bilgilerini elde etmişlerdir. Ayrıca bunun, hedef görüntü üzerinde tamamlayıcı bir bilgiyle birleştirilmesi ile proksimal femurun çıkarımında da kullanılabileceğini belirtmişlerdir. Ouertani ve arkadaşları tarafından sunulan bir araştırma çalışmasında [51], radyografik bir görüntüdeki iki bitişik kenarı eş zamanlı olarak bir 3B minimal yol algoritması kullanarak tespit etmek için bir yöntem sunulmuştur. İlgili yöntem, femur başı ve asetabulumun bitişik kemik hatlarını eş zamanlı olarak çıkarmak için kalça eklemının radyografik görüntüleri üzerine uygulanmıştır. Zou ve arkadaşlarının sunduğu bir çalışmada ise [17] harmonik alanlara dayalı yarı otomatik bir bölütleme sistemi önerilmiştir. İlgili çalışmada, kalça eklemi BT görüntülerinde testler gerçekleştirilmiş ve önerilen sistemdeki yaklaşımın dar eklem boşluğu olan femurları bölütlemek için etkili olduğu vurgulanmıştır. Song ve çalışma arkadaşlarının BT görüntülerde proksimal femur bölütleme üzerine yaptıkları bir çalışmada [52] 3B İŞM kullanılmıştır. İlgili çalışmada önerilen yöntemin, kalça eklemi BT verilerindeki eksik bilgidен, çökmekte olan femur başının morfolojik şeklini öngörmede etkili olduğu ifade edilmiştir. Wei ve çalışma arkadaşları tarafından yine BT görüntüler üzerinde yapılan bir bölütleme çalışmasında [53] otomatik bir yaklaşım önerilmiştir. Wei ve çalışma arkadaşları, 3B BT volüm verilerinde femur başı bölütleme problemini çözmek

için adaptif graf kesime dayalı tam otomatik bir yaklaşım önermişlerdir. Bu yaklaşımda femur başları hiyerarşik HD kullanılarak belirlenir ve graf kesim algoritması ile kullanıcı tarafından herhangi bir etkileşim gerçekleştirilmeden bölütlenir. 3B BT veriler üzerinde gerçekleştirilen bir başka araştırma çalışmasında [54], Zoroofi ve çalışma arkadaşları femur başı ve asetabulumun bölütlenmesini ele almışlar ve bu bağlamda beş aşamadan oluşan bir bölütleme yaklaşımı sunmuşlardır. Ayrıca, ilgili çalışmada sunulan yaklaşımın bir yazılım paketi olarak gerçekleştirildiği de belirtilmiştir [54]. Zoroofi ve çalışma arkadaşlarının yapmış olduğu bir başka çalışma kapsamında, 3B MR görüntülerde, femur başındaki nekrotik (ölü) bölgelerin bölütlenmesi hedeflenmiştir [55]. Bu bağlamda; histogram tabanlı eşikleme, 3B morfolojik işlemler ve 2B elips uydurma gibi adımları içeren, aynı zamanda da hızlı ve efektif olduğu belirtilen bir bölütleme yaklaşımı önermişlerdir. Chav ve çalışma arkadaşlarının yaptığı ve önsel şekilden yapılan bir bölütlemeyi hedeflediği bir çalışmada [56], çıkarılacak bir sınır boyunca uzanan sabit genişlikte şerit benzeri bir bölge oluşturmak için bir önsel şekil bölütleme yöntemi önerilmiştir. İlgili yöntem, X-ray görüntülerindeki femur başlarının bölütlenmesi amacıyla uygulanmıştır. Görece daha yeni ve daha farklı bir yöntemle gerçekleştirilen bir çalışmada [57] ise, Ibragimov ve çalışma arkadaşları yeni üç nirengi noktası temelli şekil temsiline, oyun teorik nirengi noktası tespiti ile birleştirildiği, üç boyutluya genişletilen ve strateji baskınlığı kavramının artırdığı bir görüntü bölütleme çatısı sunmuşlardır. Bölütleme çatısının performansı, femur başlarının BT görüntülerinde değerlendirilmiş, oldukça hassas bölütleme sağlandığı belirtilmiştir. Lay ve çalışma arkadaşları ise, çoklu organ tespiti amacıyla bir çalışma yürüterek, bir organ topluluğunun hızlı ve doğru bölütlenmesi için yeni bir çatı önermişlerdir [58]. Bu çalışmada, çoklu organ bölütlenmesi için global ve lokal ayırıcı bilgilerin bir entegrasyonu ele alınmış ve ilgili yaklaşım MR ve BT görüntülerinde, aralarında femur başının da olduğu çok sayıda organın bölütlenmesi kapsamında sınanmıştır. Wei ve çalışma arkadaşları, kalça eklemi içindeki kemikler için İŞM tabanlı bir bölütleme önermişlerdir [59]. Wei ve çalışma arkadaşlarının sundukları bu çalışmada [59], BT görüntülerindeki femur başlarının ve asetabulumların bölütlenmesi gerçekleştirilmiştir. Chen ve çalışma arkadaşlarının yaptığı bir çalışmada ise [8], femur sınırları, kalça röntgeni görüntülerinden model tabanlı bir yaklaşım ile otomatik olarak çıkarılmıştır. İlgili çalışmadaki metod ilk önce öne çıkan özellikleri tespit etmekte, ve ardından modeli bu özelliklere göre röntgen görüntüsüyle karşılaştırmaktadır. Ardından ise doğru sonucu elde etmek için, model, Aktif Kontur algoritması kullanılarak düzeltilmektedir. Tang ve çalışma arkadaşları yapmış oldukları bir çalışmada [60], tespit ile bölütleme adı verilen bir yöntem önermişlerdir. İlgili yöntem, bir tespit modülü ve bu tespit modülünün takip ettiği bir bölütleme modülünden oluşan bir kademeli yapıdır. Tang ve arkadaşları femur başının 3B ultrason verileri üzerinde deneysel çalışmalar gerçekleştirmişler ve

önerilen yöntemin U-Net gibi standart bir ESA ile karşılaştırıldığında üstün olduğunu belirtmişlerdir. Yukarıda belirtilen çalışmalara ek olarak, bilimsel literatürde yer alan, ve femur başı ile proksimal femur bölütleme amacıyla yapılmış çalışmalar arasında; katı olmayan çakıştırma ile BT görüntülerde kalça kemiği bölütleme [61], dikey kesitlerin kutupsal dönüşümünde optimal bir yol bulmaya dayalı bir yaklaşımla BT görüntülerde femur başı bölütleme [62], 2B ultrason verilerinde dinamik şekil önceliklerine dayalı kalça eklemi bölütleme [63], BT görüntülerinde derin öğrenmeye dayalı bir yaklaşım ile sağ ve sol femur başları bölütleme [64] gibi çalışmalar da mevcuttur. Mevcut literatürde femur başının ve proksimal femurun otomatik bölütlenmesi üzerine yapılmış çalışmalardan bazılarının yöntem, veri seti ve ana sonuçlar bakımından genel bir kıyaslaması Tablo 1.2’de ayrıca sunulmuştur.

Genel olarak femur başı ve proksimal femur bölütlemesi üzerine yapılan ve yukarıdaki paragrafta ele alınan çalışmalara ek olarak, özel olarak MR görüntüler üzerinde gerçekleştirilen femur başı ve proksimal femur bölütleme çalışmaları ise, ilgili çalışmalardan ayrı olarak bu paragrafta ele alınmıştır. MR görüntülerdeki femur başı ve proksimal femurların bölütlenmesi üzerine yapılan güncel çalışmalarda, farklı veri setleri üzerinde farklı yöntemlerle gerçekleştirilmiş çok çeşitli bölütleme yaklaşımları ve sonuçları raporlanmıştır. Deniz ve çalışma arkadaşları tarafından yapılmış olan oldukça güncel bir çalışmada [65], 86 kişiye ait MR görüntülerinde iki farklı ESA mimarisi kullanılarak proksimal femurlar bölütlenmiş ve yaklaşık %95 bölütleme başarımları gözlemlenmiştir. Zeng ve çalışma arkadaşları ise proksimal femurun 3B MR görüntülerinde bölütlenmesi için derinlemesine eğitilmiş bir 3B U-NET benzeri Tam Evrişimsel Ağ (TEA) ile önermişler ve FAS hastalarının 20 3B MR görüntüsü için önerdikleri yöntemi doğrulamışlardır [66]. Bir başka çalışmada ise [67], Xia ve çalışma arkadaşları çoklu-Atlas ve AŞM ile proksimal femur ve kalça kemiğini bölütlemişler ve 30 kişiye ait MR görüntülerinde yaklaşık %95 oranında bölütleme başarı oranı gözlemlenmişlerdir. Sözü edilen çalışmalara ek olarak, 3B kalça MR görüntülerinde proksimal femurun bölütlenmesi için parametrik deforme olabilir modellere dayanan ve ortalama başarımları oranı %88 olan bir bölütleme uygulama çatısı da Arezoomand ve çalışma arkadaşları tarafından önerilmiştir [68]. Yine bu alanda yakın zamanda yapılan oldukça güncel bir başka çalışmada [69], Damopoulos ve çalışma arkadaşları, FAS veya avasküler nekroz semptomu olan 25 hastanın MR taramalarında RO sınıflandırıcısı ve deforme olabilen model çakıştırma kullanarak, %96 civarında bir doğrulukla proksimal femur bölütleme gerçekleştirmişlerdir. Chandra ve çalışma arkadaşları da femur başı bölütleme üzerine yaptıkları bir çalışmada [70], insan kalça ekleminin kemik elemanlarının 3B MR bölütlenmesi bağlamında, deforme olabilen modeller için ağırlıklı şekil önsellerini sunmuşlardır ve femur başı kemiklerinin bölütlenmesinde %96-98 civarında oranında

Tablo 1.2 Mevcut literatürde, femur başının ve proksimal femurun otomatik bölütlenmesi üzerine yapılmış bazı çalışmaların yöntem, veri seti ve ana sonuçlar bakımından genel bir kıyaslaması

Çalışma	Açıklama ve kullanılan yöntem	Veri seti	Genel başarımlar
[13]	Proksimal femur bölütleme (Global ve lokal tespit ediciler, Rastgele Orman regresyon oylaması)	X-ışını görüntüleri (519 adet X-ışını görüntüsü)	Görüntülerin %98'inde <1 mm. hata
[35]	Proksimal femur bölütleme (Global ve lokal tespit ediciler, Rastgele Orman regresyon oylaması)	X-ışını görüntüleri (839 adet X-ışını görüntüsü)	Görüntülerin %99'unda <0.9 mm. hata
[36]	Proksimal femur bölütleme (Şekil modeli eşleştirme, Rastgele Orman regresyon oylaması)	X-ışını görüntüleri (839 adet X-ışını görüntüsü)	Görüntülerin %95'inde <0.7 mm. hata
[37]	Proksimal femur bölütleme (Üç boyutlu bölge büyümesi, sınır süreksizliklerinin düzeltimi)	BT görüntüleri	<%2 keskinlik hatası
[38]	Proksimal femur bölütleme (Aktif Şekil Modelleri)	X-ışını görüntüleri (197 adet X-ışını görüntüsü)	%95
[39]	Proksimal femur bölütleme (İstatistiksel Şekil Modelleri ve İstatistiksel Görünüm Modeli)	X-ışını görüntüleri (100 adet X-ışını görüntüsü)	0.96±0.35 mm. hata
[40]	Femur başı bölütleme (Birleşik İstatistiksel Şekil Modelleri)	BT görüntüleri (50 adet BT görüntüsü)	1.7±0.6 mm. hata
[41]	Femur başı bölütleme (Bağlantılı deforme olabilir modeller)	BT görüntüleri (50 adet BT görüntüsü)	1.1±0.5 mm. hata
[42]	Proksimal femur bölütleme (Çoklu-Atlas temelli bölütleme)	BT görüntüleri (30 adet BT görüntüsü)	0.36 mm. hata
[43]	Femur başı ve proksimal asetabulum bölütleme (İlk bölütleme, iteratif bölütleme ve düzeltme)	BT görüntüleri (110 adet BT görüntüsü)	%91.55 ± 4.82
[45]	Proksimal femur bölütleme (Çoklu-Atlaslar, graf kesim algoritması, graf arama algoritması)	BT görüntüleri (30 adet BT görüntüsü)	0.30 mm. hata
[46]	Proksimal femur bölütleme (RO regresyonu tabanlı Atlas seçimi ve graf arama tabanlı yüzey tespiti)	BT görüntüleri (30 adet BT görüntüsü)	0.59 mm. hata
[47]	Proksimal femur bölütleme (Üç boyutlu istatistiki modeller)	X-ışını görüntüleri	-
[48]	Proksimal femur bölütleme (Üç boyutlu istatistiki modeller)	X-ışını görüntüleri	-
[49]	Proksimal femur bölütleme (Şekil öncelikleri ile graf kesim temelli bölütleme)	BT görüntüleri (60 adet BT görüntüsü)	%96 ± 1.30
[50]	Femur bölütleme (Eşikleme ve Watershed algoritması tabanlı bölütleme)	BT görüntüleri (8 adet BT görüntüsü)	%97.24 ± 0.44
[17]	Femur bölütleme (Bölge seçimi, harmonik alan yöntemi, böl ve kazan temelli bölütleme)	BT görüntüleri (20 adet BT görüntüsü)	%85.96
[52]	Proksimal femur bölütleme (Üç boyutlu İstatistiksel Şekil Modelleri)	BT görüntüleri (50 adet BT görüntü seti)	-
[53]	Femur başı bölütleme (Adaptif graf kesime dayalı bölütleme)	BT görüntüleri	%95'e kadar
[54]	Femur başı ve asetabulum bölütleme (Geleneksel ve yeni yaklaşımlara dayalı bir bölütleme)	BT görüntüleri (5000 adet BT görüntüsü)	-
[56]	Femur başı bölütleme (Önsel şekil bölütleme yöntemi)	X-ışını görüntüleri (25 adet X-ışını görüntüsü)	0.45±0.26 mm. hata
[57]	Femur başı bölütleme (Nirengi noktası temelli efektif bölütleme)	BT görüntüleri (10 adet BT görüntüsü)	%96 civarı
[58]	Femur başı bölütleme (Global ve lokal ayırıcı bilgilerin entegrasyonu ile bölütleme)	BT görüntüleri	-
[59]	Femur başı bölütleme (İstatistiksel Şekil Modelleri tabanlı bir bölütleme)	BT görüntüleri	-
[8]	Femur sınırı çıkarma (Model-tabanlı bir yaklaşım ile femur sınırı çıkarma)	X-ışını görüntüleri (272 adet X-ışını görüntüsü)	%81.4
[60]	Femur başı bölütleme (Tespit ile bölütleme)	Ultrasound görüntüleri (19 adet ultrasound görüntüsü)	%70.9
[62]	Femur başı bölütleme (Dikey kesitlerin kutupsal dönüşümünde optimal bir yol bulma yaklaşımı)	BT görüntüleri (30 adet BT görüntüsü)	-
[64]	Femur başı bölütleme (Derin öğrenmeye dayalı bir bölütleme)	BT görüntüleri (136 adet BT görüntüsü)	%96 ± 3.0 %95 ± 1.3

bir bölütleme başarımları gözlemlemişlerdir. Zoroofi ve çalışma arkadaşlarının gerçekleştirdiği bir çalışmada [71] ise, nekrotik femur başının 3B MR verilerinden otomatik bölütlenmesi ele alınmıştır. Bu bağlamda sunulan çalışmada, beş aşamadan

oluşan otomatik bir femur başı bölütleme yaklaşımı önerilmiştir. Mevcut literatürde, MR görüntülerde femur başının ve proksimal femurun otomatik bölütlenmesi üzerine yapılmış çalışmalardan bazılarının yöntem, veri seti ve ana sonuçlar bakımından genel bir kıyaslaması Tablo 1.3'te ayrıca sunulmuştur.

Tablo 1.3 Mevcut literatürde, MR görüntülerindeki femur başlarının ve proksimal femurların otomatik bölütlenmesi üzerine yapılmış bazı çalışmaların yöntem, veri seti ve ana sonuçlar bakımından genel bir kıyaslaması

Çalışma	Açıklama ve kullanılan yöntem	Veri seti	Genel başarımlar
[65]	Proksimal femur bölütleme (Derin öğrenmeye dayalı bölütleme)	MR görüntüleri (86 adet MR görüntüsü)	%95 $\pm$ 2.0
[66]	Proksimal femur bölütleme (Derin öğrenmeye dayalı bölütleme)	MR görüntüleri (20 adet MR görüntüsü)	%98.7
[67]	Proksimal femur bölütleme (Çoklu-Atlas ve Aktif Şekil Modelleri temelli bölütleme)	MR görüntüleri (38 adet MR görüntüsü)	%95 $\pm$ 2.4 %94.6 $\pm$ 1.3
[68]	Proksimal femur bölütleme (Parametrik deforme olabilir modellere dayalı bölütleme)	MR görüntüleri (33+160 adet MR görüntüsü)	Set-1: %88.3 (33 MR) Set-2: %88.3 (160 MR)
[69]	Proksimal femur bölütleme (RO sınıflandırıcısı ve deforme olabilen model çıkartma)	MR görüntüleri (25 adet MR görüntüsü)	%96.37 $\pm$ 1.55
[70]	Femur başı bölütleme (Deforme olabilen modeller için ağırlıklı şekil önselleri)	MR görüntüleri (35 adet MR görüntüsü)	%96-98

Son yıllarda, özellikle MR görüntülerin işlendiği birçok uygulamada [72, 73], derin öğrenme yaklaşımlarından faydalanıldığı göze çarpmaktadır. Derin öğrenme tabanlı yöntemler, medikal görüntü analizi kapsamındaki; sınıflandırma, tespit, lokalizasyon, bölütleme, çıkartma gibi birçok işlem için [74], ve özellikle analiz-gözlem amaçlı araştırmalar için, bu amaçla geliştirilmiş çok çeşitli yazılım geliştirme araçlarından da [75–77] istifade edilerek uygulanmaktadır.

Gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında da, MR görüntülerindeki femur başı ve proksimal femurların bölütlenmesi amacıyla derin öğrenme temelli bir bölütleme yaklaşımı tercih edilmiştir. Bu bağlamda gerçekleştirilen işlemlere ait detaylara Bölüm 4 altında yer alan sıralı alt başlıklarda etraflıca yer verilmiştir.

1.1.3 Proksimal Femur Şekil Değişimlerinin ve Şekil Bozulmalarının Otomatik Ölçümü Üzerine Literatür Araştırması ve Literatür Özeti

Ortopedi ve Travmatoloji'de, insan iskelet sistemini oluşturan kemik bileşenler birçok faktöre bağlı olarak zarar görebilir ve bu kemik bileşenlerin şekil yapıları değişime uğrayabilir. Bu faktörler doğrudan; çarpma, düşme ve yüksek basınç kuvvetine maruz kalma gibi dış etkenler olabileceği gibi; kemik dokuda ortaya çıkan çeşitli kemik hastalıkları da olabilir. Kemik yapıda meydana gelen şekil değişiklikleri sadece insan vücudunun estetik görünümünü etkilemekle kalmaz, aynı zamanda insan vücudunun işlevsel mekanizmasını da etkileyebilir [78].

İnsan iskelet sistemi birçok farklı kemik bileşenden meydana gelir ve bu kemik bileşenlerde, insan hayatının farklı evrelerinde değişik kemik rahatsızlıkları ortaya çıkabilir. Özellikle kemik hastalıklarına bağlı olarak ortaya çıkan kemik şekil değişimlerinin bilgisayar destekli olarak analiz edilmesi ve bu analizlere bağlı olarak gerçekleştirilecek olası niceliksel ölçümler; hastalığın etiyolojisinin aydınlatılmasına, hastalığın teşhisinin yüksek doğrulukla yapılmasına, hastalığa ve hastaya uygun tedavi yöntemlerinin belirlenmesine, ileriye dönük hekim tahminlerinin kolaylaşmasına önemli ölçüde katkıda bulunabilir. Bu bağlamda, kemiğin şekil yapısındaki değişimlerin analizinin tıpta, özellikle de Ortopedi ve Travmatoloji’de, oldukça önem arz ettiği aşikârdır.

Bilgisayar destekli medikal görüntü analizi sayesinde; MRG, BT, ultrasonografi, radyografi gibi çeşitli medikal görüntüleme yöntemleri ile elde edilen görüntü verileri üzerinde farklı yöntemlerle ve yaklaşımlarla kemiklerin yapısal şekline dair ölçümler, analizler ve değerlendirmeler gerçekleştirilebilmektedir. Bilimsel literatürde, kemik şekil analizi üzerine yapılan çalışmalarda kullanılan yöntemlerin ve yaklaşımların çoğunluğu genel olarak İŞM başlığı altında sınıflandırılabilir. Kas-iskelet sistemini oluşturan yapılar, İŞM ile modellenenilmekte ve bu yapıların şekil analizi yapılabilmektedir [78]. Bu amaçla ortopedide, İŞM tabanlı anatomik şekil yapılandırması ve topluluk-tabanlı analiz gibi farklı uygulamalar da gerçekleştirilebilmektedir [78]. Bunlara ek olarak ise, implant ve cerrahi plânlamalarda ve özellikle kemiklerin kırık olmadan önceki şekil yapılarının modellenmesinde İŞM tabanlı yaklaşımlar kullanılabilir [79]. Morooka ve çalışma arkadaşları, bilgisayar destekli tıbbi müdahalelerde, istatistiksel modelleme ve makine öğrenmesi yaklaşımlarını ele aldıkları bir makalede, İŞM ile gerçekleştirilen ortopedik uygulamalara da değinmişlerdir [79]. Lamecker ve Zachow tarafından kaleme alınan bir makalede, kas-iskelet sistemini oluşturan yapıların İŞM ile modellenmesi ve bunun uygulamaları tartışılmıştır [78]. İŞM’lerin özel olarak kemik anatomik yapısının modellenmesindeki yeri, ve bu amaçla kullanılan İŞM tabanlı yöntemler de, Sarkalkan ve çalışma arkadaşları tarafından kapsamlı olarak ele alınmıştır [80]. Literatürdeki mevcut çalışmalar göstermektedir ki, İŞM yalnızca yapısal kemik şekil analizinde değil, aynı zamanda kemik nitelik/kalite değerlendirmesinde de kullanılmaktadır [81]. Bu tez çalışması ve bu bölüm dâhilinde İŞM, daha çok yapısal kemik şekil analizi perspektifinden ele alınmıştır. Bu konudaki yöntemler, gerçeklemeler ve uygulamalar için çok daha kapsamlı kaynaklar [78, 82] mevcuttur.

İŞM ile gerçekleştirilen kemik şekil analizlerinde temel olarak; AŞM [83], Aktif Görünüm Modelleri (AGM) [84], Birleştirilmiş İstatistiksel Modeller (BİM) ön plâna çıkmaktadır [80]. Bu yaklaşımlara ek olarak, Temel Bileşen Analizi (TBA) de [85] İŞM kapsamında uygulanabilecek yaklaşımlardan birisidir. Bu yöntemlere ek

olarak, biçimi değiştirilebilen (deformable) modeller [86], seviye-setleri (level-sets) [87] gibi yöntemler de şekil analizi amacıyla kullanılabilir. Bahsi geçen şekil analiz yöntemleri, medikal görüntü analizi üzerine yapılan çalışmaların önemli bir bölümünde, medikal görüntülerdeki çeşitli dokuların ve organların olarak yarı-otomatik veya tam-otomatik olarak bölütlenmesinde de kullanılmaktadır [28]. Medikal görüntülerin bölütlenmesi, görüntülerde yer alan anatomik bileşenlerin 2B veya 3B olarak sınırlarının belirlenmesini ifade ettiği için, bölütleme sonucu elde edilen veriler esasında bir anatomik şekli betimler. Bu sebeple anatomik yapılar, özel olarak da kemikler, İŞM ile de bölütlenebilmektedir. Heimann ve Meinzer, üç boyutlu medikal görüntülerin bölütlenmesi amacıyla kullanılabilecek İŞM yaklaşımlarını oldukça kapsamlı bir derleme çalışmasında sunmuşlardır [28, 29]. İŞM temelli yöntemler medikal görüntülerde uygulanabileceği gibi, görüntüden bağımsız cerrahi için de kullanılabilir. Reyes ve çalışma arkadaşları, görüntüden bağımsız olarak istatistiksel kemik şekil analizi amacıyla Nokta Dağılım Modelleri'ni (NDM) kullanmışlar ve bu bağlamda femurların, bahsedilen istatistiki kemik şekil analiz modeli ile nasıl modelleneneceğini göstermişlerdir [88]. Kemiklerin şekil modellenmesinde, biyomekanik ve kemiğin yeniden modellenmesine dayalı çalışmalarda, bilhassa femurlarda, İŞM ile birlikte Sonlu Elemanlar Modeli'nin (SEM) de kullanımı dikkat çekmektedir [89, 90].

İŞM dâhilindeki; AŞM, AGM ve TBA yaklaşımları kemik şekil analizinde tercih edilen yöntemlerdir. Özellikle kemik hastalıklarının kemiklerin şekil yapıları üzerinde yarattığı biçimsel bozukluğun analizinde, bahsi geçen yaklaşımlar sayesinde klinikte faydalı olabilecek çok kıymetli şekil değişim bilgilerine ulaşmak mümkün olabilmektedir. 2B ve 3B olarak elde edilebilen bu şekil değişimleri; özellikle kemik hastalıklarının etiyolojisinin net bir biçimde anlaşılması, hastalığın kolay bir biçimde teşhis edilmesi ve uygun tedavi yönteminin belirlenmesi için oldukça önemli bilgiler içerebilir. Bu amaçla yapılan çalışmalar genellikle topluluk-tabanlı analizlerdir. Topluluk tabanlı analizlerde, belirli bir hasta topluluğuna ait veriler üzerinde bahsi geçen yöntemlerle şekil analizi gerçekleştirilir. İŞM tabanlı yöntemler ve yaklaşımlar sayesinde MRG, BT, ultrasonografi, radyografi gibi çeşitli medikal görüntüleme yöntemleri ile elde edilen topluluk verileri üzerinde ortalama şekil yapısı ve bu ortalama şekilden belirli standart sapma mesafesindeki 2B ve 3B şekil değişimleri hesaplanabilir [80]. Bununla birlikte, topluluk-tabanlı şekil analizlerinde göz önünde bulundurulması gereken noktalar da vardır. İŞM ile topluluk-tabanlı şekil analizi gerçekleştirilecek olan bir anatomik bileşene ait veriler oldukça geniş bir hasta topluluğundan toplanmış olmalıdır. Hasta topluluğundaki hasta sayısı ne kadar çok olursa, hastalık sonucu görülmesi olası şekil değişimlerinin önemli bir bölümünün gözlem dahilinde elde edilme olasılığı artacaktır. Böylece kemik şeklinde

gözlemlenecek olan ortalama değişim ve standart sapmaya bağlı değişimler daha iyi, doğru ve güvenilir bir biçimde ortaya konulabilecektir. Aksi durumda hasta sayısı ne kadar az olursa, hastalık sonucu görölmesi olası şekil değişimlerinin önemli bir bölümünün gözlem dâhilinde elde edilme olasılığı azalacaktır. Bu durumda iyi, doğru ve güvenilir bir şekil analizi gerçekleştirilebilme olasılığı azalacaktır. Ayrıca, hasta topluluğundaki yaşı, cinsiyet vb. gibi hasta özellik dağılımlarının da şekil analiz sonuçlarına etki edebileceği göz önünde bulundurulmalıdır.

Literatürde İŞM tabanlı yöntem ve yaklaşımlar kullanılarak gerçekleştirilen femur başı ve proksimal femur şekil analizi çalışmaları aşığıdaki paragraflarda genel hatlarıyla özetlenmeye çalışılmıştır.

Lindner tarafından gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında [91], proksimal femurlar üzerinde oldukça kapsamlı bir istatistiksel şekil analiz çalışması yürütölmüştür. İlgili çalışma dâhilinde, İŞM ile tam otomatik bir bölütleme gerçekleştirilmiş ve bunun uygulamaları da ele alınmıştır. Castro-Mateos ve arkadaşları da İŞM'nin farklı uygulamalarını, proksimal femurda ortaya çıkan kemik hastalıklarından biri olan osteoporoz bağlamında gözden geçirmişler ve avantajları ile dezavantajlarıyla tartışmışlardır [92]. Bununla birlikte, proksimal femurda vuku bulan diğer kemik hastalıklardan biri olan FAS'yi temel alan bir çalışmada da [93] Harris ve çalışma arkadaşları, İŞM ile yapılan istatistiki şekil analizleri ile proksimal femur kemik şekil değişimlerini incelemişlerdir. Hefny ve Ellis, proksimal femur sınırlarını analiz etmek için bilinenlerden farklı bir İŞM önermişlerdir [94]: TBA yaklaşımına dayalı mevcut analizlerin, karmaşık şekil bozulması sonucu oluşıan femur sınırlarını analiz etmek için yetersiz kalabileceği göz önünde bulundurularak ana tanjant bileşenlerine dayalı bir analizi, şekil betimleme için yeni bir yöntem olarak sunmuşlardır. Lindner ve arkadaşları tarafından gerçekleştirilen bir çalışmada ise [95], proksimal femurun İŞM'sini standartlaştırılmamış radyograflardan türetmek için tam otomatik bir şekil modeli eşleştirme sisteminin doğruluğunu ve hassasiyetini değerlendirme hedeflenmiştir. Yine Lindner ve arkadaşları tarafından sunulan bir başka çalışmada [96] ise, pelvik radyograflerde proksimal femur şeklinin kısa-zamanlı değişkenliği analiz edilmiştir. Schumann ve çalışma arkadaşları da proksimal femur şekillerinin, İŞM'ye dayalı olarak yeniden oluşıturulmasının doğrulanması üzerine bir çalışma yürütmüşlerdir [97]. İlgili çalışmada, istatistiksel olarak normal durumda olan kemiklerin yeniden oluşıturulmuş yüzey modellerinden çıkarılan şekil parametreleri ile normal dışı durumda olan kemiklerin yeniden yapılandırılmış yüzey modellerinden çıkarılanlar arasında anlamlı bir fark olmadığını göstermişlerdir. Waarsing ve çalışma arkadaşları, kalçanın çift-enerjili X-ışını (ÇX) görüntülerinin genel radyolojik ölçümlerle alınamayan semptom-ilişkili bilgileri içerip içermediğini görmek için istatistiksel bir şekil ve yoğunluk modeli oluşıturmuşlardır [98]. İlgili

çalışmada ayrıca kalçanın şekil ve yoğunluğunun güç farkedilen görünüşlerine ait tanımlayıcılarının, genel radyolojik ölçümlerin aksine klinik durum hakkında bilgi içerdiğini göstermişlerdir. Nicolella ve çalışma arkadaşları tarafından sunulan bir çalışmada [90], klinik görüntü verilerinden türetilen bir istatistiksel şekil ve yoğunluk modeline dayalı parametrik bir proksimal femur SEM'si geliştirilmiştir. Proksimal femur şeklinin analizi üzerinde yapılan bir başka çalışmada [99], Wise ve arkadaşları AŞM kullanarak radyografi görüntülerinde proksimal femurların şeklini karakterize etmiş ve proksimal femur şeklinin diz osteoartriti ile ilişkisini belirlemeye çalışmışlardır. Balestra ve çalışma arkadaşları tarafından, iki boyutlu kalibre edilmiş radyografi görüntülerinden proksimal femur dahil olmak üzere kalça eklemine hastaya özgü üç boyutlu modellerinin yeniden yapılandırılmasının ele alındığı bir çalışmada [100] parçalı İŞM kullanılmıştır ve pelvis ile proksimal femur şekilleri küçük hatalarla yeniden yapılandırılmıştır. İŞM yöntem ve yaklaşımları aynı zamanda şekil verileri üzerinden kemik biçimlendirme (morphing) amacıyla da kullanılmaktadır. Bu amaçla yapılmış çalışmaların birinde [101], proksimal femurlarda eksiksiz bir yüzey gösterimi elde etmek için son derece seyrek üç boyutlu sayısallaştırılmış kemik yüzey noktalarının tahmini problemi ele alınmıştır. Yine bu amaçla yapılmış çalışmalardan bir diğerinde ise [102], geniş bir femur veritabanına bir biçimlendirme yöntemi ve TBA uygulayarak İŞM'yi otomatik olarak oluşturmak için bir yöntem önerilmiştir.

Proksimal femurlar üzerine yapılan çalışmalarda İŞM'nin kullanıldığı alt araştırma konularından birisi de kemiklerde kırık riski belirlemedir. Bununla birlikte, kırık riski belirleme çalışmalarının bir kısmının doğrudan Kemik Mineral Yoğunluğu (KMY) ölçümü gibi parametre ölçümlerine dayalı analizler kapsamında olduğu söylenebilir. Fritscher ve çalışma arkadaşları, kırık risk analizi amacıyla proksimal femurun biyomekanik özelliklerinin tahmininde ilgili bölgeleri ve parametreleri tanımlamak için İGM kullanan bir yaklaşım sunmuşlardır [103]. Bu amaçla yapılmış başka bir çalışmada da [104], İGM kullanarak proksimal femurun kırılma yükünü tahmin etmek için bir yaklaşım sunulmuştur. Goodyear ve çalışma arkadaşları da, şekil ve görünüm modellemesi kullanarak kemik yapısını değerlendirmeye kalça kırığı tahminini iyileştirmeyi tartışmışlardır [105]. Bahsi geçen çalışmalara ek olarak, proksimal femurlarda şekil modelleri ile bir biçimde ilgili olarak kırık riski üzerine gerçekleştirilen çalışmalar arasında; Bredbenner [106], Whitmarsh [107], Gregory [108], Sarkalkan [109], Schuler [110] ve Baker-LePain [111] tarafından yapılmış bulunan çalışmalar da yer almaktadır.

Kemik doku üzerinde gerçekleştirilen ölçümler, herhangi bir şekil analizine bağlı olarak gerçekleştirilebildiği gibi, aynı zamanda doğrudan parametre ölçümlerine dayalı da olabilir. Bu tarz çalışmalarda genel olarak kemik niteliği/durumu/kalitesi belirlenmeye çalışılır. Tıpta, kemik niteliği/durumu/kalitesi belirlemek amacıyla,

doğrudan basit kemik densitometrisine ve KMY'ye dayalı ölçümler yapmak mümkündür. Bu amaçla; ÇX absorptiometrisi, hacimsel BT görüntüleme vb. gibi medikal görüntüleme yöntemlerinden faydalanılabilir [112]. KMY bilgisinden kemiğin gücüne/dayanıklılığına ve dolayısıyla kemiğin kırılma olasılığına yönelik tahminler yapılabilir, ancak bu bilgi her zaman yeterli olmayabilir [103]. Ayrıca, güç etkilerinin geleneksel ÇX absorptiometrisi ölçümlerinden kolaylıkla çıkarılamamaktadır [113]. Beck, kalça yapısı analizi perspektifinden bir nesnenin gücünü yöneten faktörleri, mühendislik simülasyonlarında nasıl kullanıldığını ve bu özelliklerin ÇX absorptiometrisi verilerinden nasıl elde edilebileceğini ele almıştır [113]. Genant ve arkadaşları, kemik minerali ve kemik yapısının değerlendirilmesinde kullanılan yöntemleri, yaklaşımları ve kullanılan görüntüleme yöntemlerini oldukça kapsamlı bir biçimde ele almışlardır [114]. Yine Genant ve çalışma arkadaşları tarafından yapılan ve görece yeni bir çalışma dâhilinde, kemik niteliği/durumu/kalitesi değerlendirmesi için ileri görüntüleme yöntemleri ele alınmıştır [112].

Kemiğin niteliğine/durumuna/kalitesine dair ölçümlere ek olarak, yine medikal görüntüler üzerinden kemiğin şekil yapısına bağlı ölçümlerin ve hesaplanması olası farklı parametrelerin de klinik için önemli bilgiler sunması muhtemeldir. Medikal görüntü analizinde, kemik şekil analizlerine dayalı ölçüm ve değerlendirmeler, insan iskelet sisteminin birçok farklı anatomik bileşenlerine yönelik yapılmaktadır. Raudaschl ve Fritscher tarafından sunulan bir çalışmada [81] İŞM tabanlı yöntemler, kemik nitelik değerlendirmesi için iyi bilinen diğer yöntemlerle karşılaştırılmış ve kapsamlı bir biçimde tartışılmıştır. Gerçekleştirilen doktora tez çalışmasında, LCP hastalığına maruz kalmış bulunan proksimal femurların şekil değişimleri niceliksel olarak ölçülmüş/değerlendirilmiştir. Bu bağlamda, bu bölüm dâhilinde, proksimal femurların şekil yapısına bağlı değişimlerin ve farklı parametrik özelliklerinin ölçüldüğü ve niceliksel olarak değerlendirildiği literatürdeki farklı çalışmalara bir sonraki paragrafta yer verilmiştir. Bununla birlikte, özel olarak LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait proksimal femur görüntüleri üzerinde yapılan niceliksel şekil ve parametrik ölçüm/değerlendirme çalışmaları da bir sonraki paragrafın devamında ele alınmıştır.

Sayısal BT ile proksimal femurun otomatik çoklu-parametrelili ölçümü üzerine Carballido ve çalışma arkadaşları tarafından yapılan bir çalışmada [115], proksimal femur bölgelerinin çoklu-Atlas temelli bir yaklaşımla otomatik olarak bölütlendiği ve bölütsel doku hacmi gibi birçok farklı parametrenin hesaplandığı bir analiz gerçekleştirilmiştir. Harris ve çalışma arkadaşları ise, 3B femur başı şeklini ölçmek için objektif bir ölçüm tekniği geliştirmişlerdir [116] ve femur başlarını kürelerden oluşan ideal geometrilere uydurarak BT görüntülerindeki doğal femur başları ve ideal şekiller

arasındaki geometrik benzerlikleri ölçmüşlerdir. Atkins ve arkadaşları da, FAS'de hangi radyografik ölçümlerin proksimal femurun 3B şeklini en iyi tanımladığını analiz etmişler ve radyografik ölçümler ile BT görüntüleri kullanılarak elde edilen 3B şekil skorları arasındaki ilişkiyi doğrusal korelasyon ile değerlendirmişlerdir [117]. Atkins ve arkadaşlarının gerçekleştirdiği başka bir çalışmada da [118], patolojik ve patolojik olmayan örnekler arasında proksimal femur kortikal kalınlığı, BT görüntülerde uyum temelli modelleme yaklaşımı kullanılarak ölçülmüş ve karşılaştırılmıştır. Steppacher ve çalışma arkadaşları, asetabular şekildeki farklılıkların proksimal femur şeklindeki farklılıklarla ilişkisinin analizi üzerine bir çalışma yürütüp, asetabular kapsama miktarının femur morfolojisini etkileyip etkilemediğini sorgulamışlardır [119]. Bu bağlamda, MR artrografisini kullanarak femur başı küreselliği, epifiz şekli vb. şekilsel parametreleri ölçmüşler ve değerlendirmişlerdir. Yeung ve çalışma arkadaşları ise radyografi görüntüleri üzerinden proksimal femurun morfolojisini değerlendirerek kemik niteliğini/durumunu tahmin edip edememe sorusuna yanıt aramışlardır [120] ve morfolojik kortikal indeks gibi şekilsel parametreleri bu kapsamda ölçüp değerlendirmişlerdir. Femur başında oluşan çöküntülerin niceliksel olarak tahmin edilmesi için lezyon büyüklüğü ve lokasyonunun değerlendirildiği bir çalışmada [121], Nishii ve çalışma arkadaşları lezyon üzerinde morfolojik bir analiz gerçekleştirerek lezyon hacminin çökme riski ile kuvvetli bir şekilde ilintili olduğunu MR görüntü verileri üzerinde göstermişlerdir. Thiagarajah ve çalışma arkadaşları ise, kalçaya ait olan ve osteoartrit için risk faktörü olan 10 morfolojik özelliği pelvis radyografilerinde ölçen Matlab tabanlı bir yarı-otomatik yazılım geliştirmişler ve yaptıkları çalışmada bu ücretsiz aracın doğruluğunu ve tekrarlanabilirliğini doğruladıklarını belirtmişlerdir [122]. Xia ve çalışma arkadaşları da kalça ekleminin MR görüntülerinden elde edilen kemik modellerini kullanarak femur baş-boyun birleşiminden alfa açılarının 3B ölçümü ve değerlendirimi için otomatik bir yaklaşım geliştirmeyi amaçlamışlardır [123]. Merle ve çalışma arkadaşları mevcut çalışmalardan daha farklı bir amaçla, BT görüntülerinde proksimal femur şekil değişimini analiz etmeye çalışarak kalça osteoartritinde proksimal femurun kanal şeklindeki değişimi ve bunun geometrik ve demografik parametrelerle ilişkisini değerlendirmişlerdir [124]. Wille ve arkadaşları, proksimal femurların kişiselleştirilmiş analizine yönelik hesaplama modellerinin içerdiği belirsizlik etkisini ölçmek amacıyla polinom kaosa dayanan olasılıksal bir yaklaşım önermişlerdir [125]. Bu yaklaşımın herhangi bir hesaplama modeline uygulanabileceğini ve farklı parametrelerle genişletilebileceğini de belirtmişlerdir. Proksimal femurdaki femur başında oluşan lezyonların analizine yönelik bir diğer çalışmada ise [126], Kang ve arkadaşları, FAS lezyonlarını BT görüntülerinden 3B olarak ölçmede yeni bir yaklaşım sunmuşlardır. Bu yaklaşımla, bölütlenmiş veriler üzerinden, lezyonun yüzey noktalarından femur başının merkezine olan mesafe kullanılarak, üç boyutlu olarak çeşitli niceliksel değerler belirlenmiştir.

Proksimal femurlarda yukarıdaki paragrafta belirtilen çalışmalar haricinde, özel olarak LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait proksimal femur görüntüleri üzerinde yapılan niceliksel şekil ve parametrik ölçüm/değerlendirme çalışmaları da aşağıdaki satırlarda özetlenmeye çalışılmıştır. LCP hastalarına ait medikal görüntüler üzerinde yapılan görece eski tarihli bir çalışmada [127], görüntü işleme teknikleri kullanılarak radyografilerdeki femur başı şeklini ve bunun asetabulum ile ilişkisini, patolojik femur başındaki kemik kaybını ve düzleşmeyi, normal kalçaya göre başarılı bir şekilde tahmin etmek amaçlanmıştır ve bu amaçla yarı-otomatik bir niceliksel analiz yaklaşımı sunulmuştur. Chan ve çalışma arkadaşları tarafından sunulan bir çalışmada; normal büyüme, LCP hastalığı ve femur başı epifiz kayması (FBK) hastalığı sırasındaki kemik şekil değişimlerinin 3B anlayışını İŞM yoluyla geliştirmeyi amaçlamışlardır [128]. Bu bağlamda, proksimal femur şeklini sekiz çeşit değişim ve karşılık gelen şekil değişkenleri ile tanımlamışlar ve şekil değişkenlerini; boyun-şaft açısı, kafa çapı ve boyun çapı dahil olmak üzere bazı geleneksel şekil değişkenleriyle ilişkilendirmişlerdir. Yine Chan ve çalışma arkadaşları tarafından yapılan çok daha yakın tarihli bir çalışmada ise [129], süreklilik mekaniği prensipleri İŞM'ye uygulanmış ve normal büyümedeki, LCP hastalığındaki ve FBK hastalığındaki şekil deformasyonlarının değerlendirilmesi için 3B metrikler belirlenmiştir. BT görüntüleri kullanılarak gerçekleştirilen ilgili çalışmada, bölütlenmiş proksimal femur yüzeylerinde İŞM uygulanmış ve yüzey bozuklukları; yüzey yer değiştirim mesafesi, yüzey gerilimi ve büyüme plakası açısı ölçümleri ile betimlenmiştir. LCP hastalarına ait 3B MR görüntüleri üzerinde yapılan bir araştırma çalışmasında ise [130] Standefer ve çalışma arkadaşları, hacme dayalı bir analiz ile femur başı deformitesini ölçmeyi amaçlamışlardır. Deformiteler, referans yarım küre hacmine dayanan bir 3B hacim oranı yöntemi ve iki yüzey geometrisi yöntemi kullanılarak ölçülmüştür. Du ve çalışma arkadaşları ise, gadolinyumlu MR görüntülerde LCP hastalığında epifizsel perfüzyonu değerlendirmek için MR perfüzyon indeksini ölçmüşler ve bunu bir femur başı deformite ölçümü olan radyografik deformite indeksi ile ilişkilendirmişlerdir [131]. Yine gadolinyumlu MR görüntülerde yapılan başka bir çalışmada [132], Neal ve çalışma arkadaşları LCP hastalarına ait kalça sinovya zarı iltihabını niceliksel olarak ölçmeye çalışmışlardır. Bu bağlamda görüntülerdeki ilgili alanları işaretlemiş ve değerlendirmişlerdir. Shah ve çalışma arkadaşları, LCP hastalığının radyografik çıktılarının değerlendirimi için niceliksel ölçümler başlıklı bir çalışma dâhilinde [133]; küresellik sapma skoru, femur başı genişlemesi, femur boynu büyümesi inhibisyonu ve kompozit femoral uyum yayını hesaplamış ve analiz etmişlerdir. De Gauzy ve çalışma arkadaşları da, LCP hastalarına ait MR görüntülerinde yer alan femur başlarında, hastalık sonucu oluşan büyümeyi ölçmek amacıyla bir çalışma gerçekleştirmişlerdir [134] ve bir görüntü işleme yazılımı aracılığıyla kırık daksal epifizsel başın hacim özelliklerini niceliksel olarak belirlemişlerdir. Pouletaut ve

arkadaşları tarafından MR görüntüleri kullanılarak yapılan bir çalışmada ise, LCP hastalığının geometrik olarak değerlendirimi önerilmiştir [135]. Bu çalışmada, kalça görüntüsündeki dokuz anatomik nokta bir klinik uzman tarafından seçilmiş, ve sonrasında kalça eklemine sekiz geometrik indeksi hesaplanmıştır. Ayrıca hesaplanan geometrik özelliklerde en ayırıcı özelliklerin hangilerinin olduğuna yönelik bir analiz de yapılmıştır. Pienkowski ve çalışma arkadaşları ise, LCP hastalarının kalça eklemel kıkırdak yüzeylerindeki 3B değişimlerin niceliksel olarak ölçümü için MR görüntü analizlerinin nasıl kullanılabileceğini gösteren bir teknik sunmuşlardır [136]. Görüntüler üzerinden kıkırdağın 3B sanal modeli oluşturulmuş ve matematiksel küreler bu eklem yüzeylerine oturtulmuştur. Kıkırdak yüzey şeklini niceliksel olarak belirlemek için alan, küresel hata vb. gibi toplamda 5 farklı şekil parametresi hesaplanmıştır. Boutault ve çalışma arkadaşları da, LCP hastalığında femur boynunu difüzyon MR görüntüleme ile analiz etmeye yönelik bir çalışma yapmışlar [137], ve bu bağlamda femur boynunda görünür difüzyon katsayısını hesaplayarak bunun sağlıklı ve patolojik örnekler arasındaki ilintisini analiz etmişlerdir. Kim ve çalışma arkadaşları tarafından sunulan ve mevcut çalışmalardan görece farklı bir amacı olan bir çalışmada [138], LCP hastalığının aktif aşamasında olan hastaların femur başlarının yeniden damarlanma şeklini ve hızını belirlemek için seri perfüzyon MR görüntülemenin kullanımı hedeflenmiştir. Bu bağlamda perfüzyon yüzdesi ölçülerek analiz edilmiştir. Davison ve çalışma arkadaşları, LCP hastalığının sınıflandırılmasını temel alan bir çalışma [139] yaparak, kalça radyografilerindeki proksimal femurun sağlıklı ve hastalıklı olarak sınıflandırılması amacıyla istatistiksel şekil ve görünüm modellemesini kullanmayı önermişlerdir. Bahsedilen bütün bu çalışmalara ek olarak, LCP hastalığının neticesini tahmin etmek amacıyla yapılmış bulunan ve çeşitli parametrelerin niceliksel ölçümlerine dayalı çalışmalar da [140–142] literatürde yer almaktadır. Mevcut literatürde, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait proksimal femur görüntüleri üzerinde yapılan bazı niceliksel şekil ve parametrik ölçüm/değerlendirme temelli çalışmaların yöntem ve veri seti bakımından genel bir kıyaslaması Tablo 1.4'te ayrıca sunulmuştur.

Gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait MR görüntülerinde yer alan patolojik proksimal femurların şekilsel yapılarında meydana gelen değişimler 2B olarak analiz edilmiş ve bu değişimler aynı MR kesitlerindeki sağlıklı proksimal üzerinden niceliksel olarak kıymetlendirilip ölçülmüştür. Bu bağlamda gerçekleştirilen işlemlere ait detaylara Bölüm 5 altında yer alan sıralı alt başlıklarda etraflıca yer verilmiştir.

Tablo 1.4 Mevcut literatürde, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait proksimal femur görüntüleri üzerinde yapılan bazı niceliksel şekil ve parametrik ölçüm/değerlendirme temelli çalışmaların yöntem ve veri seti bakımından genel bir kıyaslaması

Çalışma	Açıklama ve kullanılan yöntem	Veri seti
[127]	Görüntü işleme teknikleri kullanılarak femur başı şeklini ve bunun asetabulum ile ilişkisini, patolojik femur başındaki kemik kaybını ve düzleşmeyi kestirmek	X-ışını görüntüleri
[128]	Hastalık sırasındaki kemik şekil değişimlerinin 3 boyutlu anlaşımını İstatistiksel Şekil Modelleri yoluyla geliştirme	BT görüntüleri (32 adet BT görüntüsü)
[129]	Süreklilik mekaniği prensiplerinin İstatistiksel Şekil Modellerine uygulanması, normal büyümedeki ve hastalıktaki şekil deformasyonlarının 3 boyutlu metrikler ile belirlenmesi	BT görüntüleri (32 adet BT görüntüsü)
[130]	Referans yarım küre hacmine dayanan bir 3 boyutlu hacim oranı yöntemi ve iki yüzey geometrisi yöntemi ile deformite ölçümü	MR görüntüleri (17 adet MR görüntüsü)
[131]	Epifizsel perfüzyonu değerlendirmek için MR perfüzyon indeksinin ölçümü ve bunun radyografik deformite indeksi ile ilintilendirimi	X-ışını görüntüleri MR görüntüleri (20 hasta görüntüsü)
[132]	Kalça sinovya zarı iltihabının niceliksel olarak ölçümü	MR görüntüleri
[133]	Hastalığın radyografik çıktıların değerlendirimi (Küresellik sapma skoru, femur başı genişlemesi, femur boynu büyümesi inhibisyonu ve kompozit femoral uyum yayı)	X-ışını görüntüleri (121 adet X-ışını görüntüsü)
[134]	Femur başlarında, hastalık sonucu oluşan büyümeyi ölçme (Kıkırdaksal epifizsel başın hacim özelliklerini niceliksel olarak belirleme)	MR görüntüleri (25 adet MR görüntüsü)
[135]	LCP hastalığının geometrik olarak değerlendirimi (Kalça görüntüsünde dokuz anatomik noktanın seçilmesi ve kalça eklemine sekiz geometrik indeksinin hesaplanması)	MR görüntüleri (23 adet MR görüntüsü)
[136]	Kalça eklemel kıkırdak yüzeylerindeki 3 boyutlu değişimlerin niceliksel olarak ölçümü için MR görüntü analizlerinin nasıl kullanılabileceğini gösteren bir teknik	MR görüntüleri (28 adet MR görüntüsü)
[137]	Femur boynunda görünür difüzyon katsayısının hesaplanarak bunun sağlıklı ve patolojik örnekler arasındaki ilintisinin analizi	MR görüntüleri (46 adet MR görüntüsü)
[138]	LCP hastalığının aktif aşamasında olan hastaların femur başlarının yeniden damarlanma şeklini ve hızını belirleme (Perfüzyon yüzdesinin ölçümü)	MR görüntüleri (29 hastanın MR görüntüsü)
[139]	LCP hastalığının sınıflandırılması (İstatistiksel şekil ve görünüm modellemesi kullanarak proksimal femurun sağlıklı ve hastalıklı olarak sınıflandırılması)	X-ışını görüntüleri (1780 adet X-ışını görüntüsü)

1.2 Tezin Amacı

Medikal görüntü analizi genelinde hazırlanan bu doktora tez çalışmasında, etiyolojisi hâlâ tam olarak bilinmeyen ve erken çocukluk döneminde görülen bir ağırlı kalça

eklemi rahatsızlığı olan LCP hastalığının görüldüğü hastalara ait MR görüntülerindeki femur başları ve proksimal femurlar bilgisayar destekli olarak analiz edilmiştir. Bu bağlamda, LCP hastalarının, koronal görüntüleme düzleminde alınmış olan iki yönlü (bilateral) kalça MR görüntüleri üzerinde gerçekleştirilmiş olan çalışmalarda:

1. Kalça MR görüntülerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının otomatik olarak tespit edilmesi
2. Kalça MR görüntülerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının ve proksimal femurların otomatik olarak bölütlenmesi
3. Kalça MR görüntülerindeki patolojik proksimal femurlarda hastalık sonucu meydana gelen şekilsel değişimlerin ve bozulmaların (deformite) otomatik olarak ölçülmesi

amaçlanmıştır.

Tez çalışmalarının yukarıda belirtilen ve daha çok teknik-mühendislik tarafı ağır basan amaçlarına ek olarak, LCP hastalığının MR görüntüler üzerinde gerçekleştirilen bilgisayar destekli analizlerine ve LCP hastalığının klinik süreçlerdeki MR görüntü değerlendirmelerine katkıda bulunmak da ayrıca amaçlanmıştır.

1.3 Hipotez

Bölüm 1.2’de açık ve sade bir biçimde ifade edildiği üzere, gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında; femur başı tespiti, femur başı ve proksimal femur bölütleme, proksimal femur şekil değişim ve bozulma ölçümü olmak üzere 3 temel amaç belirlenmişti. Bu amaçların gerçekleştirilme süreçlerinde, sırasıyla her bir amaç için farklı hipotezler tanımlanmış ve bu hipotezlere göre gerekli görülen yol, yöntem ve yaklaşımlara odaklanılarak, süreçler dâhilinde uygulanacak olan işlem adımları belirlenmiştir. Aşağıdaki alt başlıklarda, tez çalışması dâhilinde belirlenmiş olan her bir amaç için tanımlanan hipotezler etraflıca verilmiştir.

1.3.1 Femur Başının Otomatik Olarak Tespit Edilmesi Üzerine Hipotezler

Femur başı, femurun kalça ile bağlantısını sağlayan ve femurun en tepe noktasında yer alan küresel kemik yapısıdır. Femur başı, bir parçası olduğu kalça eklemi bağlantısını, içine geçtiği ve kendisinin küresel yapısına uyumlu ve çukursal bir yapıya sahip olan asetabulum soketi ile birlikte sağlar. Sağlıklı bir femur başı, anatomik yapısı ve doğası gereği yarı küresel bir şekil yapısına sahiptir. Bu küresellik;

koronal, sagittal veya aksiyel düzlemden çekilmiş bir kalça MR görüntü kesitinden 2B olarak, veya yine aynı düzlemlerden çekilmiş bir kalça MR serisinden 3B olarak rahatlıkla gözlemlenebilir. Bu nokta göz önüne alındığında, tez çalışması kapsamında gerçekleştirilmesi planlanmış olan femur başı tespiti için, görüntülerde yer alan yuvarlak benzeri şekil yapılarının tespitine cevap veren bir yöntem uygulanması gerektiği düşünülmüştür. Ayrıca, uygulanacak olan yöntemin sadece femur başının görüntü üzerindeki lokasyon bilgisini bulmaya imkan vermemesi, aynı zamanda femur başının büyüklüğünü ifade edecek bir parametre de sunması beklenmiştir. Bunlara ek olarak, sağlıklı femur başının normal küresel yapısını koruduğu ve LCP rahatsızlığına maruz kalmış (patolojik) bir femur başının bu küresel şekil yapısının bir kısmını farklı oranlarda kaybederek mevcut küresel formundan uzaklaştığı da dikkate alınır, kullanılacak olan femur başı tespit yaklaşımının hem sağlıklı hem de patolojik olan femur başlarının tespitine imkân vermesi de gerekli görülmüştür. Bu bağlamda, sağlıklı ve patolojik femur başlarının tespiti amacıyla, Hough Dönüşümü'nün (HD) özel bir formu olan DHD'nin bu problemi çözebileceği fikri tez çalışmalarındaki femur başı tespitine yönelik süreçte öne sürülmüştür. Bu yönteme ek olarak, ardışıl çemberlerin toplam parlaklık farklarını hesaplayarak bir dairesel yapıyı tespit etme kapasitesine sahip olan TTO'nun da, sağlıklı ve patolojik femur başlarını tespit etmede başarılı olabileceği düşünülmüş ve TTO yöntemiyle femur başı tespitine dayalı ayrı bir hipotez oluşturulmuştur. İlgili yöntemlerin her ikisi de sadece femur başının görüntü üzerindeki lokasyon bilgisini bulmaya imkan vermez; aynı zamanda femur başının yarıçapını da tespit eder. Bu bağlamda, DHD ve TTO yöntemleri ile MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının 2B olarak tespit edilmesi, tek başlarına ayrı birer hipotez olarak belirlenmiştir. Bu iki yöntemin ayrı ayrı kullanımı temel alınarak oluşturulan iki hipoteze ek olarak ise, bu iki yöntemin birleşimi esas alınarak daha hassas bir femur başı tespiti gerçekleştirilebileceği yönünde üçüncü bir hipotez oluşturulmuştur. Bu üçüncü hipotez, DHD ile gerçekleştirilecek ve öncü olarak nitelendirilebilecek kaba bir femur başı tespitinin, tespit edilen lokasyon üzerinden TTO uygulanması ile daha da keskinleştirilebileceği düşüncesi üzerine temellendirilmiştir.

DHD ve TTO yöntemleri ile, 2B femur başı tespitiyle beraber, 3B femur başı tespiti amacıyla da 2 farklı hipotez oluşturulmuştur. Bu hipotezlerin ilkinde, MR serilerindeki femur başı topunun HD'nin küresel yapıların tespitinde kullanılan özel formu olan KHD ile 3B olarak tespit edilebileceği fikri öne çıkarılmıştır. 3B femur başı tespitine yönelik oluşturulan ikinci hipotezde ise, 2B'de uygulanan TTO yönteminin 3B forma dönüştürülebileceği, ve bu dönüşüm sayesinde MR serilerindeki femur başlarının 3B olarak da tespit edebileceği fikri benimsenmiştir. Bahsi geçen 3B femur başı tespiti yöntemleri de, 2B'de olduğu gibi sadece femur başının görüntü üzerindeki lokasyon

bilgisini bulmaya imkan vermez; aynı zamanda femur başı küresinin yarıçapını da tespit eder.

Sonuç olarak, yukarıdaki paragraflarda detaylı olarak ele alındığı üzere, 2B ve 3B femur başı tespiti amacıyla farklı hipotezler oluşturulmuştur. İlgili hipotezler tez çalışmalarına ait süreçte sınanmış ve gerçekleştirilen deneysel çalışmalar ile bu çalışmaların neticesinde gözlemlenen sonuçlar tez dokümanının ilerleyen bölümlerinde sunulmuştur. 2B femur başı tespiti amacıyla yapılan çalışmaların detaylarına Bölüm 3.2’de, 3B femur başı tespiti kapsamında gerçekleştirilen çalışmalara ise Bölüm 3.3’te yer verilmiştir.

1.3.2 Femur Başının ve Proksimal Femurun Otomatik Olarak Bölütlenmesi Üzerine Hipotezler

Proksimal femur, femurun, kalça kemiği eklemine oluşturan üst kısım bileşenlerini kapsayan kemik bölgesidir. Bu kemik bölgesi, femurun üst bölümünde yer alan büyük ile küçük trokanterleri, femur boynunu ve femur başını kapsar. LCP rahatsızlığı sonucunda, proksimal femura ait femur başı ve femur boynu bileşenlerinde, hastalığın şiddetine bağlı şekil değişimleri ortaya çıkar ve proksimal femur, doğal şekil yapısını kaybederek sahip olması gereken şekil yapısından farklı bir görünüme kavuşur. Hem sağlıklı hem de patolojik proksimal femurların görselleştirilebilmesi, modellenenebilmesi, ölçümlenebilmesi vb. farklı amaçlar için mevcut 2B veya 3B görüntülerdeki proksimal femurların sınırlarının tanımlanıp çizilerek tüm görüntüden bölütlenmesi gerekir. Bu sayede proksimal femurlar, çevresindeki dokulardan soyutlanmış ve tüm görüntüden ayrılmış olurlar. Bu da proksimal femurun klinik analizlerini kolaylaştırır.

MR kesitlerindeki gerek sağlıklı gerekse de patolojik olan proksimal femurların renk açısından homojen bir yapıda olmadığı genellikle gözlemlenebilir. Dolayısıyla proksimal femurların renk dağılımı bölgesel bazda farklılıklar gösterir. Bu renk dağılımı, her ne kadar MR çekim protokollerine bağlı olsa da, genellikle proksimal femurların anatomik özelliğinden de (sahip olduğu dokuların karakteristiğinden) kaynaklanmaktadır. Bununla birlikte, proksimal femurlar bilinen düzgün geometrik şekillerle de çok fazla benzerlik göstermezler. Ayrıca, çeşitli patolojik rahatsızlıklar sonucu deforme olan proksimal femurlar da sağlıklı proksimal femur şekillerine olan benzerliklerini çeşitli ölçüde kaybederler. Dahası, MR çekim protokolünde tercih edilen kontrasta veya hastalık deformasyonuna bağlı olarak proksimal femurlar çevrelerindeki dokudan net bir biçimde ayrılamayabilirler. Proksimal femurlardan koronal düzlemde alınan kesitler, kesitin alındığı anatomik lokasyona ve hastanın kalça pozisyonuna bağlı olarak proksimal femurun tamamını içerebileceği gibi sadece

femur başını da içerebilir. Bütün bu noktalar göz önünde bulundurulduğunda, LCP hastalarına ait sağlıklı ve patolojik proksimal femurların başarılı bir biçimde ve düşük bir hata ile bölütlenebilmesi için, görüntü işleme literatüründe yer alan geleneksel ve eğitici bir yaklaşım yerine, makine öğrenmesine dayalı eğitici bir yaklaşımın daha uygun olacağı öngörülmüştür. Bu temel öngörüye dayalı olarak, derin öğrenmeye ve ESA kullanımına dayalı bir semantik bölütlemenin hem sağlıklı hem de patolojik proksimal femurların 2B bölütlenmesinde başarılı sonuçlar verebileceği görüşü benimsenmiştir. Bu sayede, geleneksel bölütleme yaklaşımları ile gerçekleştirilecek bir bölütlemeye, yukarıdaki satırlarda değinilen ve problem oluşturabilecek noktaların sistem tarafından öğrenilebileceği ve daha sıhhatli bir bölütleme gerçekleştirme olasılığının artacağı öngörülmüştür. Bu bağlamda, femur başı ve proksimal femur bölütleme hipotezi, MR kesitlerindeki proksimal femurların ve femur başlarının ESA ile semantik olarak başarılı bir biçimde bölütlenebileceği öngörüsü ile temellendirilmiştir.

Oluşturulan 2B femur başı ve proksimal femur bölütleme hipotezi tez çalışmalarına ait süreçte sınanmış ve gerçekleştirilen deneysel çalışmalar ile bu çalışmaların neticesinde gözlemlenen sonuçlar tez dokümanının ilerleyen bölümlerinde sunulmuştur. 2B femur başı ve proksimal femur bölütleme amacıyla yapılan çalışmaların detaylarına Bölüm 4'te ayrıntılı olarak yer verilmiştir.

1.3.3 Patolojik Proksimal Femurların Şekil Değişimlerinin ve Bozulmalarının Otomatik Olarak Ölçülmesi Üzerine Hipotezler

Proksimal femur, femurun, kalça kemiği eklemi oluşturur üst kısım bileşenlerini kapsayan bölgesidir. Bu kemik bölgesi, femurun üst bölümünde yer alan büyük ile küçük trokanterleri, femur boynunu ve femur başını kapsar. LCP rahatsızlığı sonucunda, proksimal femura ait femur başı ve femur boynu bileşenlerinde hastalığın şiddetine bağlı şekil değişimleri ve şekil bozulmaları ortaya çıkar ve proksimal femur, doğal şekil yapısını kaybederek sahip olması gereken şekil yapısından farklı bir görünüme kavuşur.

LCP hastalığının proksimal femurda meydana getirdiği şekilsel değişimi analiz etmek; hastalığın doğasının anlaşılması, tedavisi ve prognozu için oldukça önemlidir. Proksimal femurda meydana gelen değişimlerin ölçümleri, genellikle bir hasta topluluğuna ait görüntü verileri üzerinden yapılır ve topluluk üyelerine ait patolojik proksimal femur görüntülerinden, patolojik olan bu proksimal femurların şekil değişim modları belirlenir. Bununla birlikte, proksimal femurlar üzerinde doğrudan alansal ve hacimsel ölçümler de yapılır. Tez çalışmaları sürecinde, patolojik proksimal femurlardaki şekil değişimlerini ölçmek için ilgili yöntemlerden farklı bir yol

benimsenmiştir ve bu yönde bir hipotez oluşturulmuştur. Bunun için, LCP hastalığının yaklaşık %90 oranında tek bir kalça eklemine görüldüğü bilgisi, ve sağ ile sol kalça eklemlerinin çok yüksek oranda simetrik olduğu göz önünde bulundurularak, patolojik proksimal femurlarda meydana gelen şekilsel değişimin aynı hastanın sağlıklı proksimal femuru üzerinden belirli bir hata payı ile yüzdesel oran olarak hesaplanabileceği öngörülmüştür. Bu bağlamda, temel proksimal femur şekil değişim ölçüm hipotezi, koronal düzlemde çekilmiş iki yönlü kalça MR görüntülerindeki sağlıklı ve patolojik proksimal femurların otomatik olarak çakıştırılması ve 2B düzlemde örtüşen bölgeler dışında kalan alanların hastalığa bağlı değişimler olarak kıymetlendirilmesi üzerine kurulmuştur.

Oluşturulan 2B proksimal femur şekil değişim ölçümü hipotezi, tez çalışmalarına ait süreçte sınanmış ve gerçekleştirilen deneysel çalışmalar ile bu çalışmaların neticesinde gözlemlenen sonuçlar, tez dokümanının ilerleyen bölümlerinde sunulmuştur. 2B proksimal femur şekil değişimi ölçümü amacıyla yapılan çalışmaların detaylarına Bölüm 5'te ayrıntılı olarak yer verilmiştir.

1.4 Araştırma Sorusu/Araştırmanın Önemi/Özgün Değer

Gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında, erken çocukluk döneminde görülen bir ağırlı kalça eklemi rahatsızlığı olan ve etiyolojisi hâlâ tam olarak bilinmeyen LCP hastalığının görüldüğü hastalara ait MR görüntüleri bilgisayar destekli olarak analiz edilmiştir. Bu bağlamda, tez kapsamında üç temel amaç belirlenmiş olup bu amaçlar bu bölüm dâhilinde yer alan 1.2 alt başlığında sunulmuştur. İlgili amaçlar göz önünde bulundurularak oluşturulan hipotezlere ise, 1.3 alt başlığı altında etraflıca yer verilmiştir. Bu tez çalışmasının ana çatısını oluşturan ve tez kapsamında ele alınan araştırma konusunun seçilmesinin temel nedeni; LCP hastalığının, MR görüntüleme tabanlı bilgisayar destekli analizlerinin görece kısıtlı olması ve LCP hastalığı için MR görüntü tabanlı genel geçer bir klinik sınıflandırma yaklaşımının henüz olmamasıdır. Tez çalışmasında belirlenen amaçlara ek olarak, LCP hastalığının MR görüntüler üzerinde bilgisayar destekli olarak gerçekleştirilen analizlerine ve LCP hastalığının klinik süreçlerdeki MR görüntü değerlendirmelerine katkıda bulunmak da ayrıca amaçlanmıştır. Bu bağlamda, klinik düzeyde LCP hastalığı konusunda uzman ortopedi doktorları ile de görüşülmüş ve tartışılmıştır. Tez sürecinde belirlenen amaçlar için yürütülen farklı araştırmalar kapsamında, amaçlara bağlı olarak literatür incelemeleri de yapılmış ve bu çalışmalar da göz önünde bulundurulmuştur. İlgili literatür incelemelerine ait özetlere 1.1 alt başlığı altında yer verilmiştir. Belirlenen amaçlar doğrultusunda, literatür incelemeleri de göz önünde bulundurularak, problemlerin çözümleri için çeşitli hipotezler oluşturulmuş ve oluşturulan hipotezler ışığında

tez amaçlarına ulaşılmıştır. Yapılan çalışmalarda, çeşitli problemlerin çözümü için geliştirilen ve farklı problemlere uygulanan yöntemlerle mevcut problemlerin çözümü gerçekleştirilmiş olmakla birlikte, femur başı tespiti ve proksimal femur şekil analizinde birtakım yeni yaklaşımlar da önerilmiştir. Tez kapsamında yapılan çalışmalar, tezin ilgili bölümlerinde ayrıntılı bir biçimde ele alınmıştır. Gerçekleştirilen tez çalışmasının genel şemasına ve tezin içeriğine ait bilgiler yine bu bölüm dâhilinde yer alan 1.5 alt başlığında verilmiştir.

1.5 Tezin İçeriği

Gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında yapılan araştırmaların ve gözlemlerin raporlandığı bu tez dokümanı, temel olarak 6 bölümden meydana gelmektedir. Bölüm 1’de; literatür özetlerine, tezin amacına ve kapsamına ve tez kapsamında belirlenen hipotezlere yer verilmiştir. 2. Bölüm’de, tez çalışması dâhilinde yürütülen araştırmalara ait klinik arka plan bilgilere ve MR görüntü veri seti ile ilgili bilgilere yer verilmiştir. 3. Bölüm’de ise, sağlıklı ve patolojik kalça eklemlerindeki femur başlarının 2B ve 3B olarak otomatik tespiti amacıyla yapılan çalışmalar sunulmuştur. Sağlıklı ve patolojik femur başlarının ve proksimal femurların kemik yapısının otomatik olarak bölütlenmesi amacıyla yapılan çalışmalar Bölüm 4’te ele alınmıştır. 5. Bölüm’de, patolojik proksimal femurların şekilsel yapılarında meydana gelen değişimler ile bozulmaları analiz etmek ve meydana gelen bu değişimleri niceliksel olarak ölçmek amacıyla yapılan çalışmalar anlatılmıştır. Doktora tez çalışma kitabının son bölümü olan 6. Bölüm’de ise; sonuçlara, genel değerlendirmelere ve ileriye yönelik olası çalışmalara yer verilmiştir.

2

KLİNİK BİLGİLER, KLİNİK ARKA PLAN VE MR GÖRÜNTÜ VERİ SETİ

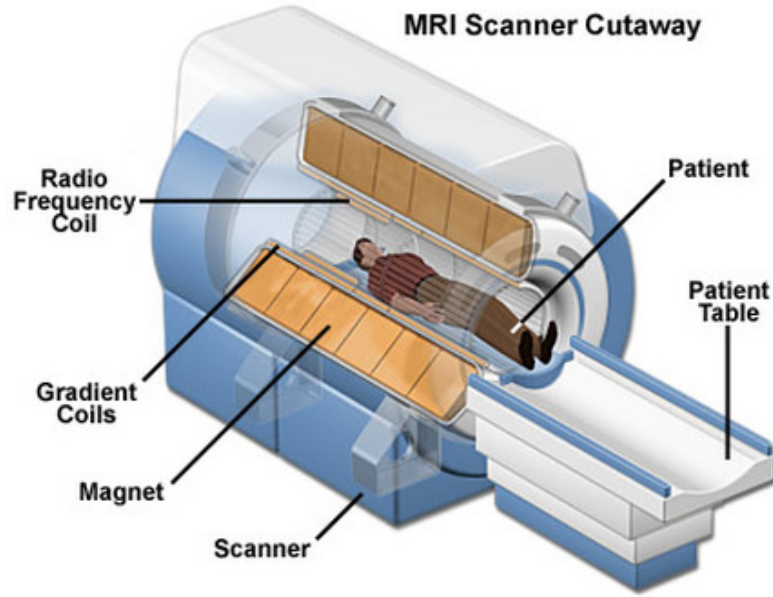
Bu bölümde, gerçekleştirilmiş olan doktora tez çalışması dâhilinde yürütülen araştırmalara ait klinik arka plan bilgilerine ve MR görüntü veri seti ile ilgili bilgilere yer verilmiştir. Bu sayede, tez kitabının ilerleyen bölümlerinde ele alınan araştırmalarla ilgili temel klinik noktalara ve bilgilere ışık tutularak, bahsi geçen araştırmalar ile ilgili gözlemlerin ve anlatımların daha iyi kavranması amaçlanmıştır. Bu bölüm kapsamındaki alt başlık 2.1’de, genel hatları itibari ile MRG ve özellikleri ile ilgili temel bilgiler sunulmuştur. Alt başlık 2.2’de ise kalça eklemi ve kalça eklemine anatomik yapısıyla ilgili bilgilere yer verilmiştir. Alt başlık 2.3’te, LCP hastalığı; temeli, genel bilgileri, görüntüleme ve sınıflandırma yöntemleri bazında ele alınmıştır. Bu bölümün son alt başlığı olan alt başlık 2.4’te ise, tez çalışması kapsamında, LCP hastalarına ait MR görüntü serilerinin toplanmasıyla oluşturulan ve deneysel çalışmalar dâhilinde kullanılan MR görüntü veri seti hakkındaki bilgiler sunulmuştur.

2.1 Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

MRG, manyetik alan ve radyo dalgaları aracılığıyla insan vücudundaki organların, dokuların ve diğer yapıların görüntülenmesini sağlayan bir tıbbi görüntüleme yöntemidir. Bugün tıpta kullanılan önemli görüntüleme yöntemlerinden biri olan MRG’nin, bugünkü teknolojisine gelmesinde, 1940’lı yıllarda Bloch ve Purcell tarafından eşzamanlı ve bağımsız olarak yapılan nükleer manyetik rezonans (NMR) keşfi [143] önemli bir adım olmuştur. Bununla birlikte, bu alanda ilk görüntüleme deneyleri de 1970’li yıllarda Lauterbur ve Damadian tarafından gerçekleştirilmiştir [143]. İlerleyen zamanlarda yapılan atılımlarla NMR daha da geliştirilmiş, ve bugünkü teknolojisine erişmiştir. NMR’deki “nükleer” ifadesi, radyoaktivite ile ilgili bir ilinti düşündürdüğü için daha sonraları bu ifadenin kullanımı terkedilmiş ve NMR yerine MRG kullanımı genel kabul görmüştür [143]. MRG’nin tarihsel gelişimi ile ilgili daha detaylı bilgilere ve bu süreçte doğrudan veya dolaylı olarak katkısı olan

araştırmacıların yapmış oldukları çalışmaların bilgilerine sırasıyla [143] ve [144] numaralı kaynaklardan erişilebilmek mümkündür.

Bir MRG sistemindeki kesit görüş alanı (field-of-view), genellikle üç adet donanım bileşeni ve bu donanım bileşenlerine ait parametreler ile tanımlanır [145]. Bu donanımsal bileşenler sırasıyla: 1) Ana mıknatıs (main magnet), 2) Gradyent sargılar (gradient coils) ve 3) Radyofrekans (RF) sargılardır (radiofrequency coils). Şekil 2.1'de [146], standart bir MRG cihazı ve MRG cihazının donanımsal temel bileşenleri gösterilmiştir. Bir MRG cihazındaki ana mıknatıs, gradyent sargı ve RF sargı donanımlarına ek olarak; sinyal sayısallaştırma donanımı ile görüntü oluşturma, son işleme ve veri depolama için bir bilgisayar sistemi de yer alır [147].



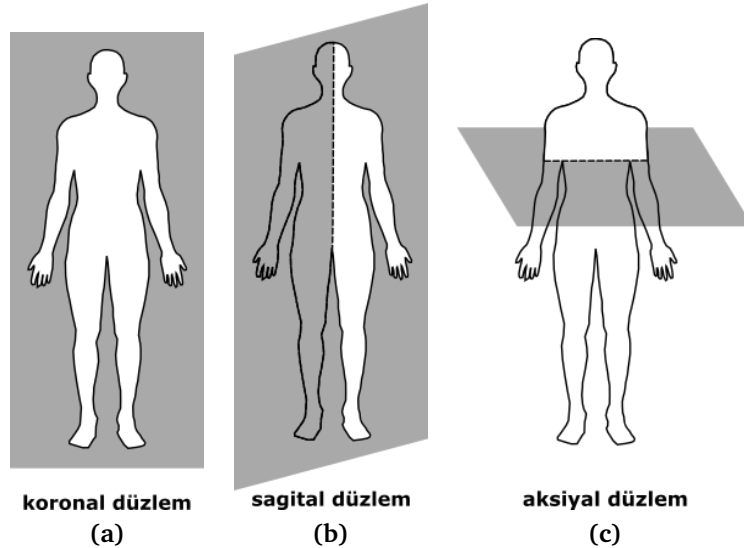
Şekil 2.1 Standart bir manyetik rezonans görüntüleme (MRG) cihazı ve MRG cihazının donanımsal temel bileşenleri [146]

MRG'nin temel prensibi, insan vücudunda yer alan Hidrojen (^1H) atomu gibi eşleşmemiş tek sayıda protona sahip atomların manyetik davranışına dayanır. MRG görüntüleri, bu atomlardaki protonlardan elde edilen sinyaller sayesinde oluşturulur [148]. MR cihazındaki ana mıknatısın aktif hâle getirilmesi ile birlikte, atom çekirdeği, ana mıknatısın oluşturduğu manyetik alana göre hizalanır. Bu sırada RF sargılardan belirli bir frekansta uygulanan RF sinyalinin, mevcut atom çekirdeklerinin hizalı olduğu manyetik alana dik bir manyetik alan oluşturmasıyla çekirdek hizalandığı yönden sapar. RF sinyali kesildiğinde, bu sinyale bağlı olarak oluşan manyetik alan da ortadan kalkar ve çekirdek, RF sinyalinden kazandığı enerjiyi serbest bırakarak eski hizasına dönmek için bir gevşeme hareketi gerçekleştirir. Bu gevşeme süreleri, diğer bir ifadeyle enerjiyi kaybetme oranları, her bir doku için farklılık gösterir [149]. Bu farklılıklar, alıcı RF sargılar tarafından algılanır ve sinyale dönüştürülür. MR cihazı,

RF sargılar ile algılanan bu sinyalleri daha sonra görüntülere dönüştürür. Böylece, her dokunun farklı bir biçimde görüldüğü MR görüntüleri oluşturulmuş olur. Hidrojen ile birlikte; Oksijen (^{17}O), Flor (^{19}F), Sodyum (^{23}Na), Fosfor (^{31}P) ve Potasyum (^{39}K) gibi proton ya da nötron sayısı tek olan atomlar da MRG’de sinyal kaynağı olarak kullanılabilirler [148, 150]. MR cihazı ana bileşenleri arasında sayılan gradient sargılar ise, MR görüntüsünün uzamsal bilgisinin (x,y,z düzlemlerinde) 3 boyutta kodlanmasını sağlar [148]. MRG ve MRG’nin temel prensipleri ile ilgili çok daha detaylı bilgiler, bu konuda yapılmış daha kapsamlı çalışmalarda da [151, 152] yer almaktadır.

MRG, diğer medikal görüntüleme yöntemleri ile kıyaslandığında bazı dezavantajlara sahip olsa da, birçok açıdan çeşitli avantajlara da sahiptir. Tablo 2.1’de, MRG’nin sahip olduğu çeşitli avantajlar, dezavantaj olarak nitelendirilebilecek diğer bazı özellikleri ile birlikte sunulmuştur.

Tablo 2.1’de MRG için sıralanmış olan avantajlardan bazılarının, tıbbi görüntülemede biraz daha öne çıktığı ve önem ihtiva ettiği söylenebilir. Bunlar arasında MRG’nin iyonlaştırıcı radyasyon içermemesi, yumuşak dokuları da gösterebilmesi ve çok düzlemde görüntüleme yapabilmesi sıralanabilir. Özellikle çok boyutlu düzlemde görüntülemeye imkân verebilmesi MRG’yi oldukça avantajlı kılar. Şekil 2.2’de de görsel olarak ifade edildiği üzere, MRG ile koronal, sagittal ve aksiyel görüntüleme düzlemlerinde kesitler elde edilebilir ve bu sayede farklı düzlemlerden elde edilen görüntüler ayrı ayrı analiz edilip değerlendirilebilir.



Şekil 2.2 İnsan anatomisi üzerinde (a) koronal (b) sagittal (c) aksiyel MR görüntüleme düzlemleri

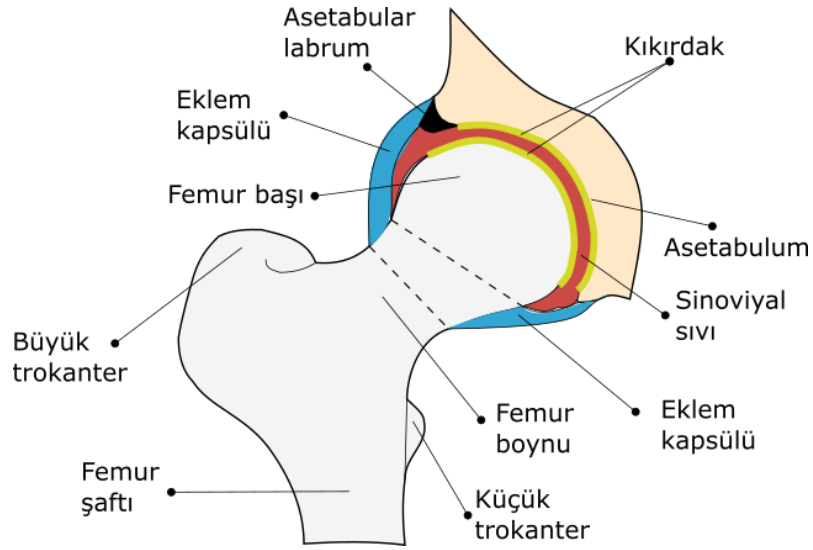
Tablo 2.1 Manyetik rezonans görüntülemenin (MRG) çeşitli avantajları ve dezavantajları [153]

MRG avantajları	MRG dezavantajları
• MRG, iyonlaştırıcı radyasyon içermez. MRG’de kullanılan RF sinyalleri, iyonlaşmaya neden olmaz ve dolayısıyla iyonlaştırıcı radyasyonun zararlı etkilerine sahip değildir. • MRG, invaziv değildir. Yani deri altına veya vücut içine aletler yerleştirme ve bu bağlamda cerrahi müdahale gerektirmez. • Yumuşak dokuları gösterir. • RF sinyallerinin düzenini değiştirerek farklı dokular arasındaki kontrastı değiştirebilir. • MRG, çok düzlemde görüntüleme sağlar. MRG ile koronal, sagittal, aksiyel düzlemlerde görüntüler alınabilir. • 3B görüntü verisi sağlar. • MRG’nin henüz bir ters etkisi ve zararı görülmemiştir. • MRG’de görüntü manipülasyonu yapılabilir. • MRG, kemik içi yayılmanın belirlenmesinde de kullanışlıdır.	• Görüntüleme esnasında hastanın kapalı alanda kalması ve buna bağlı olarak kapalı alan korkusunu tetikleyebilmesi. • MRG ekipmanı ile bu ekipmanın bakımı ve çalıştırılması pahalıdır. • MRG’de oluşan güçlü manyetik alan nedeniyle, MRG’nin metal aksamı kalp piline, implantlara ve yapay kalp kapakçıklarına sahip hastalara uygulanması tehlikeli olabilir. • MRG’de görüntü kalitesi metal yapıdan etkilenir ve görüntü bozulur. Bu nedenle örneğin cerrahi klipsli veya stentli hastalarda MR görüntüleri bozulur. • MRG’de görüntüleme süresi oldukça uzun sürebilmektedir. • Kaplamanın gelişmiş olmasına rağmen MRG’de yer alan güçlü mıknatıslar, diğer donanımların stabilitesini etkileyebilir. • Hasta, kontrast maddeye karşı alerjik reaksiyon geliştirebilir veya enjeksiyon bölgesinde cilt enfeksiyonu oluşabilir. • MRG, kötü huylu tümörler veya iyi huylu hastalıklar arasında ayrım yapamaz ve bu da yanlış pozitif sonuçlara yol açabilir.

2.2 Kalça Eklemi ve Kalça Ekleminin Anatomisi

Kalça eklemi, proksimal femurdaki femur başı ile pelviste yer alan asetabulum soketinin, top ve yuva şeklinde birbirine uyumlu bir şekilde bağlanmasıyla oluşmuş olan sinaviyal (eklem sıvısı içeren) bir eklemdir. Femur başı, bir kürenin 2/3’ü kadar yuvarlaklıkta olan bir kemik yapısıdır ve bu yapının yaklaşık %60–70’i hiyalin kıkırdakla kaplıdır [154]. Femur başının pelvisteki bağlantısını oluşturan asetabulum ise tek parça bir yapıda olmayıp; ilium, iskium ve pubis kemiklerinin birleşiminden meydana gelir.

Kalça eklemi, kemik anatomisine ek olarak; bağ ve kapsül anatomisine, nörovasküler (sinirsel ve damarsal) anatomiye ve müsküler (kasla ilgili) anatomiye sahiptir [155]. Kalça eklemiyle ilgili olarak bahsedilen anatomik yapıların detayları, Byrne ve arkadaşlarının bu konuda yapmış olduğu bir çalışmadan [155] veya diğer başka tıbbi kaynaklardan da takip edilebilir. Kalça eklemleri vücut gövdesinin ağırlığının önemli bir bölümünü taşır. Bununla birlikte ayakta durma ve yürüme için çok iyi bir yapıya sahiptir [156]. Kalça ekleminin stabilitesi; eklem yüzleri, bağ ve kas yapılarının birlikteliği ile sağlanır. Ayrıca, kalça eklem stabilitesinin büyük bir kısmı eklem kapsülü sayesinde gerçekleşir [156]. Şekil 2.3'te, örnek bir kalça eklemi ve bu kalça eklemine ait bileşenler açıklamalı olarak gösterilmiştir.



Şekil 2.3 Sağlıklı bir kalça ekleminin (sağ kalça eklemi) koronal düzlemde görünümü ve kalça eklemi elemanları

Şekil 2.3'te görüldüğü üzere, sağlıklı bir kalça ekleminde femur shaftının bittiği yer itibariyle femur boynu başlamaktadır. Femur boynu, femur shaftının bitişi ile femur başı yuvarlağı arasındaki mesafe boyunca uzanmaktadır. Femur boynunun başlangıç noktasının sol üst kısmında ve sağ alt kısmında yer alan kemik çıkıntıları ise sırasıyla büyük trokanter ve küçük trokanterdir. Femur boynunun bittiği yerde bulunan ve yarı küresel bir yapıya sahip olan femur başı, pelvis kemiğine asetabulum (soket) ile bağlanır. Femur başı ve asetabulum yüzeyleri de kıkırdak doku ile kaplıdır. Bununla beraber, femur başı ve asetabulum bağlantısı bir eklem kapsülü içerisindedir ve bu kapsül, eklem hareketini kolaylaştıran ve yüzey sürtünmesini önleyen bir tür sıvı ile doludur. Bu eklem sıvısına ise özel olarak sinoviyal sıvı denilmektedir. Sinoviyal sıvının, femur başı ile asetabulumun kolay ve işlevsel hareketinde çok önemli bir yeri vardır. Bu sıvının azalması veya tükenmesi kalça ekleminin hareketini zorlaştırabileceği gibi buna bağlı olarak da başka kalça rahatsızlıklarına sebebiyet verebilir.

2.3 Legg-Calve-Perthes (LCP) Hastalığı

Bu bölümde, pediatrik ortopedide erken çocukluk döneminde görülen bir kalça eklemi rahatsızlığı olan LCP hastalığı ile ilgili temel bilgilere yer verilmiştir. Bu bağlamda LCP hastalığının; genel özelliklerine, görüntülenmesine ve klinik sınıflandırma yöntemlerine dair bilgiler ve çeşitli ayrıntılar paylaşılmıştır.

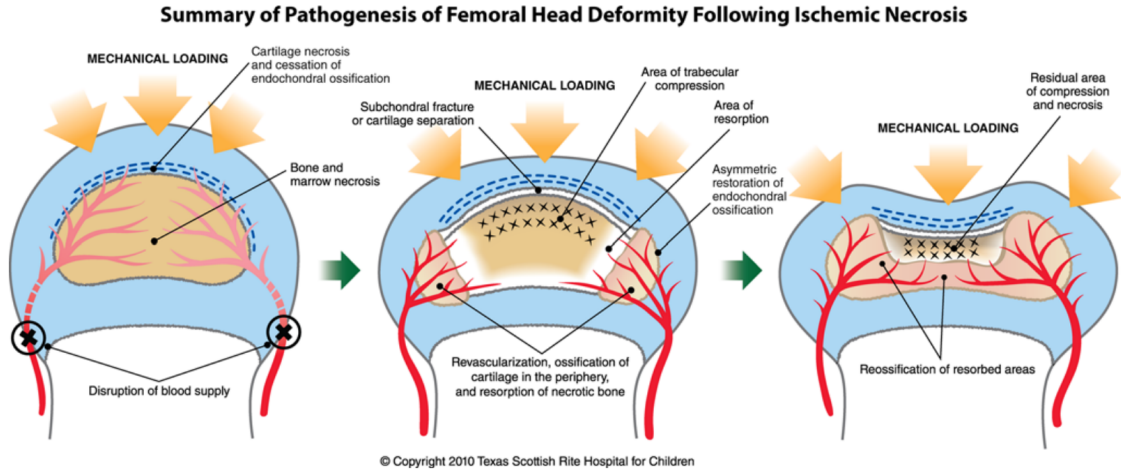
2.3.1 Legg-Calve-Perthes Hastalığı Hakkında Genel Bilgiler

Ortopedi ve Travmatoloji’de femur başı kemiği ve kalça eklemi, insan yaşamı boyunca farklı zamanlarda LCP, femur başı epifiz kayması (FBEK), femoroasetabular sıkışma (FAS), koksartroz ve osteoporoz gibi birçok farklı kemik rahatsızlığından [157] dolayı zarar görüp deformasyona uğrayabilir. Bu tarz rahatsızlıkların bazıları çocukluk döneminde, bazıları ise yetişkinlik çağlarında değişik etkenlere bağlı olarak ortaya çıkar.

LCP hastalığı, pediatrik ortopedide erken çocukluk döneminde görülen bir kalça eklemi rahatsızlığıdır. Hastalık, 1900’lü yılların başında; Legg (ABD), Calve (Fransa) ve Perthes (Almanya) isimli üç araştırmacı tarafından birbirinden bağımsız ve eşzamanlı olarak tanımlanmıştır [158]. Hastalığın tanımlanması üzerinden oldukça uzun bir süre geçmiş olmasına rağmen hastalığın etiyolojisi (hastalığın nedeni veya kökeni) hâlâ tam olarak aydınlatılamamıştır [158]. Bununla birlikte, hastalığın doğal seyrinin ve sonuçlarının iyi tanımlanmış olmasına rağmen, hastalığın ideal tedavi yöntemi de tartışmalıdır [159]. LCP hastalığı, en sık 4-8 yaş aralığında ortaya çıkmaktadır ve erkek çocuklarda kız çocuklarına nazaran 4-5 kat daha fazla görülmektedir [160]. Ayrıca hastalık, yaklaşık %90 oranında tek bir kalça ekleminde ortaya çıkmaktadır [160]. Tek taraflı gerçekleşen tutulumlarda, sağ ya da sol tarafın tutulma olasılığının hemen hemen eşit olduğu da belirtilmektedir [160]. Her ne kadar LCP hastalığının yıllık insidansının bölgelere göre yüz binde 5.1 ile 21.1 arasında değiştiği bildirilse de, hastalığın Türkiye’de görülme sıklığı ile ilgili kapsamlı bir çalışma bulunmamaktadır [159, 161].

LCP hastalığında femur başında ortaya çıkan iskemi (muayyen bir bölgenin geçici kansızlığı) sonucu femur başı kemiğini besleyen kan akışının düzeni bozulur. Femur başındaki kan akış düzeninin bozulması sonucu veya geçici olarak kesilen kan akışı nedeniyle femur başı topunda avasküler nekroz (kan beslemesinin geçici veya kalıcı olarak kaybindan kaynaklanan kemik dokusu ölümü) meydana gelir. Femur başı avasküler nekrozu sonucunda kemik dokuda görülen hücre ölümleriyle başlayan süreç, femur başında çökmelere, düzleşmelere ve dolayısıyla da femur başının küresel yapısının bozulmasına neden olur. Bu durum, femur başı mekaniğinin bozulmasına

da sebebiyet verir. Ortaya çıkan mekanik bozulma sonucunda, kalça eklemi normal hareket işlevini yerine getirememeye başlar. Bu süreçte, femur başındaki bozulmalara ek olarak, femur başını kaplayan kıkırdak doku da parçalanır, dağılır. Şekil 2.4'te, femur başındaki iskemik nekrozu takiben oluşan femur başı deformitesinin (biçim bozukluğu) patogenezinin (hastalık oluşurken organizmada meydana gelen biyolojik ve patolojik değişimler) ait örnek bir şema [162] gösterilmiştir.



Şekil 2.4 İskemik nekrozu takiben femur başı deformitesinin patogenezinin şeması [162] (Soldan sağa sırasıyla: 1) Femur başında kan akış düzeninin bozulması ve hücre ölümleri 2) Hücre ölümleri ile femur başı mekaniğinin bozulması, mekanik mukavemetinin azalması neticesinde femur başında çökmelerin ve kıkırdak parçalanmalarının başlaması ve femur başında yeniden damarlanmalar 3) Femur başında çöküntülerin meydana gelmesi ve iyileşme sürecinde yeniden kemikleşmeler)

Şekil 2.4'teki şemada sunulan femur başlarında, iskemik nekroza bağlı olarak meydana gelen değişimler soldan sağa doğru sıralı olarak gösterilmiştir. Şekil 2.4'te yer alan görsellerde ilk olarak, femur başındaki kan akış düzeninin bozulması ve buna bağlı olarak gelişen hücre ölümleri ifade edilmiştir. İkinci olarak ise, hücre ölümleri ile femur başı mekaniğinin bozulduğu, femur başı mekanik mukavemetinin azalması neticesinde femur başında çökmelerin ve kıkırdak parçalanmalarının başlaması ve femur başında yeniden damarlanmalar ifade edilmiştir. Son olarak ise, femur başında meydana gelen çöküntüler ve biyomekanizmanın devreye girmesiyle başlayan yeniden kemikleşme süreci gösterilmiştir.

LCP hastalığının doğal seyrine bağlı olarak; femur başı epifizinde, femur başı büyüme plağında, metafiz ve asetabulumda da çeşitli değişimler [163] görülür. Bekmez ve Alpaslan [163], LCP hastalığının doğal seyrini ve hastalıkla birlikte kalça kemiği ekleminde meydana gelen farklı değişimleri detaylı olarak sunmuşlardır. LCP hastalığı, kalça eklemi şeklinin bozulmasına bağlı olarak ağrısız topallama ile başlayıp, irritabl (hafif uyarılara şiddetli cevap veren) kalçaya kadar gidebilir

[164]. Hastalığın en sık belirtisi ağrısız olarak görülen topallamalardır ve hastalık, nihai olarak osteoartrit ile sonuçlanabilecek bir klinik süreç izler [164]. Altı yaşından küçük hastalar cerrahi operasyonsuz olarak en iyi şekilde tedavi edilirken, yaşlı hastalar cerrahi tedaviden fayda görebilirler [165]. LCP hastalığında uygulanacak olan tedavi konusunda bir görüş birliği olmamakla birlikte, hangi hastada nasıl bir tedavi yönteminin izlenmesi gerektiği de net değildir [166]. LCP hastalığının etiyolojisi tam olarak bilinmediği için, günlük tedavi yöntemleri hastalığın doğal seyrini değiştirmeye yönelik yöntemlerdir ve tedavi prensipleri genellikle femur başının asetabulum tarafından kapsanmasına yöneliktir [166, 167]. Femur başının asetabulum tarafından kapsanması, femur başının, küreselliğini asetabulumla uyumlu olacak şekil korumasını sağlayabilir [167]. Ayrıca, bu yönde birçok tedavi yönteminin tanımlandığının belirtilmesine rağmen, bu yöntemlerin hiçbirinin tam olarak femur başının kapsanmasını ve küreselliğinin korunmasını sağlamadığı da belirtilmektedir [167]. Asetabulum kapsamı ile, femur başı ve asetabulum arasındaki uyumu sağlamak için farklı geleneksel tedaviler, ki bu tedavilerin başında ortez tedavileri gelir, ve cerrahi tedaviler uygulanmaktadır [166]. Cerrahi olmayan geleneksel tedaviler uzun sürmekle birlikte, bu amaçla kullanılan ekipmanların hastanın günlük aktivitelerini kısıtlaması ve yaşam kalitesini olumsuz etkilemesi sebebiyle hastalar tarafından tolere edilebilmesi zordur [168]. Bu sebeple LCP hastaları için cerrahi operasyonlar da yapılmakta ve gerçekleştirilen bu operasyonlarda çeşitli pelvik osteotomiler uygulanmaktadır [168]. Osteotomi, bir kemiğin kesilmesini ve yeniden şekillendirilmesini içeren cerrahi bir operasyondur. Pelvik osteotomi ile kalça eklemi soketi yeniden şekillendirilerek, cerrahi olmayan yöntemlerdeki amaçta olduğu gibi kalça ekleminin femur başını kapsamı sağlanır. Pelvik osteotomi ile birlikte, femur varus osteotomisi gibi yöntemler de LCP hastalığının cerrahi temelli tedavisinde kullanılmaktadır [169]. İlgili tedavi yöntemlerine ek olarak, LCP hastalığında uygulanan daha başka kurtarma girişimleri de [170] mevcuttur. LCP hastalığı sonrasında gelişen LCP sekellerinin (hastalık sonrası yerleşip kalan doku veya işlev bozukluğu) tedavisinde ise total kalça protezlerinin etkin ve güvenilir olduğu da belirtilmektedir [171]. LCP hastalığının erken dönem, geç dönem ve sekellerindeki tedavileri ile ilgili bilgiler, Joseph tarafından sunulan bir çalışmada [172] toplu olarak da ele alınmıştır.

2.3.2 Legg-Calve-Perthes Hastalığında Görüntüleme

Medikal görüntülemelerde kalça ekleminin görüntülenmesi oldukça zor ve zahmetlidir. Kalça ekleminin görüntülenmesindeki bu zorluk, kalça ekleminin standart görüntüleme düzlemlerine (koronal, sagittal ve aksiyel düzlemlere) yönelimli olmamasından ve kalça ekleminin yöneliminin kişiden kişiye oldukça önemli

değişiklikler göstermesinden kaynaklanmaktadır [173]. Radyografi, kalça eklemının görüntülenmesinde oldukça eski bir tıbbi görüntüleme yöntemidir, ve birçok kalça rahatsızlığının teşhis, tedavi ve izlenmesinde uzun yıllar kullanılmıştır. Her ne kadar medikal görüntüleme sistemlerinde son birkaç on yılda yeni teknolojik gelişmelere bağlı olarak farklı görüntüleme sistemleri yaygınlaşsa da, kalça eklemlerinin görüntülenmesinde bugün klasik radyografiler hâlâ kullanımdadır ve geniş bir yaş aralığı için uygulanmaktadır. Radyografiler sadece kalça osteoartritinden şüphelenilen orta yaşlı ve yaşlı hastalarda değil, aynı zamanda FAS rahatsızlığından muzdarip genç hastalarda da tercih edilmektedir [174]. Bununla birlikte içinde bulunduğumuz çeyrek yüzyılda, MRG ve BT gibi medikal görüntüleme yöntemleri; teşhis, tedavi kararları ve prognoz için daha vazgeçilmez birer araç haline gelmiştir. Bunda, MRG gibi gelişmiş görüntüleme sistemlerinin radyografi gibi geleneksel görüntüleme yöntemlerine nazaran sağladığı avantajların etkisi kuşkusuz çok büyüktür. Ayrıca, kalça eklemi biyomekaniğindeki yeni keşifler ve kalça koruma ameliyatındaki hızlı gelişmeler, kalça eklemi görüntüleme şeklinde de değişimleri beraberinde getirmiştir [174].

Kalça görüntüleme, bildirilen ilk kas-iskelet sistemi MR görüntüleme uygulamaları arasındadır [175]. Standart MRG tek başına ve MR artrografi ile birlikte, spesifik olmayan kalça ağrısının değerlendirilmesinden daha odaklı klinik soruların değerlendirilmesine kadar değişen bir yelpazede önemli teşhis aracı olarak tanımlanmıştır [176]. MRG, kemik yapı ile birlikte yumuşak dokuları da görüntüleyebilmesi sebebiyle, kalça kemik yapısına ek olarak kalça eklemi yumuşak dokuları üzerinde de değişikliklere yol açan kalça eklemi rahatsızlıklarının analizi için çok işlevseldir. Kalçanın MR görüntülemesi, öncelikle avasküler nekrozun tanısında ve değerlendirilmesinde kullanılsa da [175], buna bağlı olarak gelişen birçok kalça eklemi rahatsızlığının görüntülenmesinde de sıklıkla kullanılmaktadır. Kalça MR görüntüleme, erken çocukluk dönemi ağrılı eklem patolojileri arasında yer alan LCP hastalığının teşhisinde, evresini belirlemede, tedavi ve değerlendirme sürecinde de kullanılabilir [177]. MR görüntülerinden elde edilen bulgular LCP hastalığının evrelerine göre değişkenlik göstermektedir. LCP hastalığının başlangıç aşamasında (avasküler-nekrotik faz), olgularda ağrı ve topallama gibi şikayetler sıklıkla görülse de, asemptomatik (belirti vermeden ortaya çıkan) olgular da görülmektedir [177]. Bu sebeple, hastalığın bu evresinde radyografi görüntüleri normal çıkabilir. Ancak, hastalığın en erken bulguları MRG ile tespit edilebilir ve MRG sayesinde hastalığın başlangıç evresinde olduğu da belirlenebilir [177, 178]. Ayrıca, kontrast madde verilerek gerçekleştirilen perfüzyon MR inceleme ile, proksimal femoral epifizin vaskülarizasyonundaki bozukluğun erken dönemde tespit edilebildiği de belirtilmektedir [177]. Bütün bu hususlar göz önünde bulundurulduğunda,

LCP hastalığının erken teşhisinde MR görüntülemenin çok önemli bir fonksiyonu olduğu söylenebilir. Bunlara ek olarak, literatürde yapılan bazı çalışmalarda [179], LCP hastalığındaki prognostik değerlendirmeyi iyileştirmek için erken bir en iyi tanıya ulaşmanın yeni bir yolunun olup olmadığını değerlendirmek amacıyla, LCP hastalığında MRG konusunu ele alan makaleler derlenip analiz edilmektedir.

LCP hastalığının görüntülenmesinde MR görüntüleme ile birlikte radyografi, kemik sintigrafisi ve artrografi gibi görüntüleme yöntemleri de kullanılmaktadır [180]. Ancak bu görüntüleme yöntemlerinin LCP hastalığının analizinde sağladığı bilgiler ve kolaylıklar aynı değildir. Geleneksel radyografinin, MR görüntülemenin, kemik sintigrafisinin ve artrografinin LCP rahatsızlığı görülen 22 hastanın tanısına yönelik bulgularının karşılaştırıldığı bir çalışmada [181], ilgili görüntüleme yöntemleri için gözlemlenen sonuçlar raporlanmıştır. Bahsedilen çalışmada [181]:

- MRG'nin, femur başındaki tutulum derecesinin saptanmasında konvansiyonel radyografi ve kemik sintigrafisinden daha üstün olduğu,
- Artrografinin, eklem yüzeylerinin şeklini ve lateral subluksasyon (yana doğru yarı çıkıklık) oluşumunu belirlerken MRG kadar iyi ve hatta MRG'den daha iyi olduğu,
- Konvansiyonel radyografinin lateral subluksasyon derecesini ve femur başındaki nekroz derecesini belirlemede daha az duyarlı olduğu,
- MR görüntülemenin, femur başı tutulumunun kapsamı ve yeri ile lateral subluksasyon derecesi hakkında anatomik ve patofizyolojik (hastalığın organ veya sistemde yarattığı görev bozukluğu ile ilgili) bilgi sağladığı,
- Revaskülarizasyonun (yeniden damarlanma) MRG ile, semptom süresine bakılmaksızın kemik sintigrafisine göre daha net bir şekilde gösterildiği.

belirtilmiştir. Yukarıda paylaşılan bilgiler de göz önüne alındığında, ilgili görüntüleme yöntemleri arasında MR görüntülemenin biraz daha ön plana çıktığı söylenebilir. Ayrıca, tercih edilen görüntüleme tekniği, hastanın klinik muayenesini ile birlikte hastalığın şiddetinin ve evresinin her ikisini de dikkate almalıdır [180]. Dimeglio ve Canavese, LCP hastalığında görüntüleme yöntemleri ile bu yöntemlerin avantajlarını, farklarını ve ilintilerini tartıştıkları bir makalede, LCP hastalığı için gerçekleştirilecek olan görüntülemeler ile ilgili olarak aşağıda yer verilen 7 hususu belirtmişlerdir [180]:

1. LCP hastalığında physis (uzun kemik uçlarında yer alan ve boyuna uzamanın gerçekleştiği büyüme plağı) tutulumunun yüksek bir öngörü değeri vardır,

ancak kemik nekrozunun derecesi muhtemelen prognozu etkileyen ana risk faktörüdür.

2. Düz radyografiler ve klinik muayene, hastalığın tanı ve değerlendirmesinde ilk adımdır.
3. Sintigrafi, ciddi formların erken saptanmasına izin verir. Bu durum, hastalık sonucunu olumlu yönde etkileyebilir.
4. MRG, hastalığın şiddetinin değerlendirilmesinde önemli bir yer edinmiştir. Hastalığın neden olduğu anatomik değişiklikler hassasiyetle değerlendirilebilir.
5. Dinamik artrografi, kalça tutulumunun mümkün olup olmadığına karar vermede ve hastalıktan etkilenen kalçanın tutulmasında en iyi cerrahi seçeneği seçmede yardımcı olur.
6. BT görüntüleri, femur başı ile asetabulum arasındaki ilişki hakkında kesin bilgi sağlar ve deformitenin (biçim bozukluğu) 3 boyutlu doğasının incelenmesine izin verir.
7. Kemik yaşı 6 yıl veya daha fazla olan çocuklar için, şiddetli formların erken tespiti prognozu iyileştirebilir.

2.3.3 Legg-Calve-Perthes Hastalığında Klinik Sınıflandırma Yaklaşımları

Hastalıkların, klinik muayene ve tedavi süreçlerinde çoğu kez derecelendirme ve hastalık sürecini kontrol etme gibi çeşitli nedenlerden dolayı başlangıcından bitişine kadar olan zaman aralığının sınıflandırılması gerekmektedir. Bu amaçla, hastalıkların anatomik bileşenlerde meydana getirdiği değişimler analiz edilerek, bu değişimleri kategorik olarak ortaya koyacak parametreler belirlenir. Böylece, belirlenen parametrelerin değişimlerine göre hastalıklar aşamalandırılabilir ve hastaların, hastalığın hangi aşamasında oldukları saptanabilir. Bununla birlikte klinik sınıflandırmalar prognostik değer de taşırlar, ve çalışmaların karşılaştırılması ve hastalığın doğal seyrini öğrenmek için de kullanılabilirler [182]. Ayrıca sınıflandırmaların çoğu, hastalığın gelecekteki sonuçlarını tahmin etmek için hastalığın şiddetini ölçmeyi de amaçlamaktadır [182]. LCP hastalığının sınıflandırılması amacıyla, son 50 yılda, farklı parametreler baz alınarak çeşitli sınıflandırma yaklaşımları ortaya konulmuştur [180]:

- Catterall sınıflandırması (1971)
- Salter ve Thompson sınıflandırması (1983)
- Herring sınıflandırması (1992)
- Mose sınıflandırması (1980)

- Stulberg sınıflandırması (1981)
- Conway sınıflandırması (1993)
- Laredo sınıflandırması (1992)

Bu sınıflandırma yaklaşımlarından; Catterall, Salter ve Thompson, Herring, Mose, Stulberg sınıflandırmaları radyografi temelli sınıflandırmalardır. Conway ve Laredo sınıflandırmaları ise sırasıyla kemik sintigrafisi ve artrografi temelli sınıflandırma sistemleridir. Bu sınıflandırma sistemlerinden üç tanesi: Catterall, Salter-Thompson ve Herring en sık kullanılanlardır ve en güvenilir olanı hakkında da tartışmalar vardır [183, 184]. Yukarıda belirtilen sınıflandırma sistemlerine ek olarak, LCP hastalığının aşamalarını ifade etmek için temel olarak sıklıkla kullanılan bir sınıflandırma yöntemi daha mevcuttur. Bu sınıflandırma yöntemi ise, Waldenström tarafından 1922 yılında tanımlanmış olan ve kendi ismiyle anılan Waldenström radyolojik sınıflandırma sistemidir [185]. Bu radyolojik sınıflandırma sistemi sırasıyla; başlangıç (initial), parçalanma (fragmentation), yeniden kemikleşme (reossification) ve yeniden şekillenme (remodelling) olmak üzere 4 aşamadan oluşmaktadır.

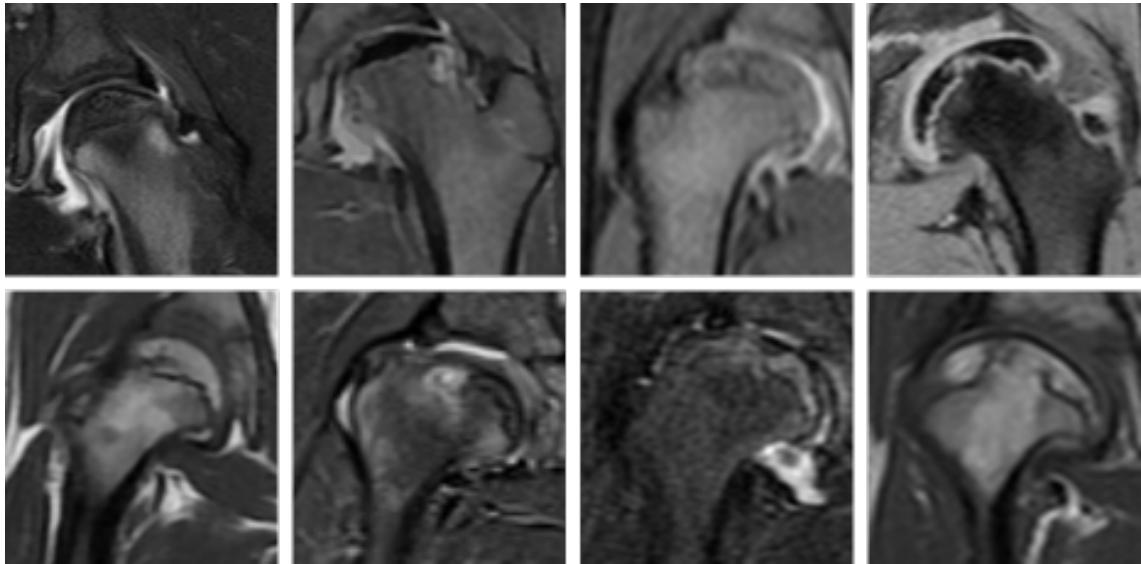
LCP hastalığının klinik sınıflandırmasında kullanılan sınıflandırma sistemlerinin geneli ile ilgili detaylar, bu alanda yapılmış olan çeşitli çalışmalarda [164, 180] ve farklı bilgilendirme kaynaklarında hâlihazırda mevcuttur. Bu sebeple, ilgili sınıflandırma sistemlerinin detaylarına, tez araştırmalarının ele alındığı bu doküman kapsamında ayrıca yer verilmemiştir. Ancak, gerek LCP hastalığının aşamalarını ifade etmek için temel bir sınıflandırma yöntemi olarak kullanılması, gerekse de gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında değerlendirilen MR serilerinin ait olduğu hastaların hastalık derecesini belirtmek amacıyla kullanılması sebebiyle, Waldenström radyolojik sınıflandırma sistemi bu kısım dâhilinde ayrı bir alt başlıkta ele alınmıştır.

2.3.3.1 Waldenström Radyolojik Sınıflandırma Sistemi

Waldenström sınıflandırma sistemi, Waldenström tarafından 1922 yılında LCP hastalığı için tanımlanmış bir radyolojik sınıflandırma sistemidir [185, 186]. Bu radyolojik sınıflandırma sistemi sırasıyla:

- Seviye - 1: Başlangıç (initial)
- Seviye - 2: Parçalanma (fragmentation)
- Seviye - 3: Yeniden kemikleşme (reossification)
- Seviye - 4: Yeniden şekillenme (remodelling)

olmak üzere 4 aşamadan oluşur. Birinci aşamada (başlangıç seviyesi) trabeküler kemik, kemik iliği ve femur başı eklem kıkırdağı derin tabakasında nekrozlar meydana gelir. Ayrıca eklem kıkırdağı kalınlaşır ve subkondral (kıkırdak doku altında) kırıklar oluşur. Bununla birlikte büyüme plağında hasarlanma ve metafizyel değişiklikler de görülür [160]. Ayrıca, klinik olarak ağrı ve topallama görülür ve ortalama altı ay kadar sürer [164]. İkinci aşamada (parçalanma seviyesi) ise femoral epifiz parçalanır ve kemik epifizde rezorpsiyon (emilme) oluşur [160]. Buna ek olarak ise, femur başı düzleşmeye ve genişlemeye başlar. Kalça eklemine ağrı ve topallama şiddetini artırırken, kalça eklemine hareket kısıtlılığı görülebilir [164]. Bu evre, ortalama sekiz ay kadar sürer [164]. Waldenström radyolojik sınıflandırma sistemine göre, LCP hastalığının üçüncü aşamasında (yeniden kemikleşme), femur başında yeniden kemik oluşumu gözlenir ve femur başı eski yuvarlak görünümünü kazanmaya da başlar. Bu aşamanın ortalama 51 ay sürdüğü de bildirilmektedir [164]. Dördüncü ve son evrede (yeniden şekillenme) ise, femur başı tamamen kemikleşir ve son şekline kavuşur. Bu son şekil, normal küresel bir şekil yapısına yakın olabileceği gibi, düzleşmiş ve yassılaştırmış bir şekil yapısına da evrilmiş olabilir [164]. Şekil 2.5'te, Waldenström radyolojik sınıflandırma sistemine göre LCP hastalık aşamaları, örnek patolojik femur başlarında sıralı olarak gösterilmiştir. Şekil 2.5'teki patolojik femur başları, gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında kullanılan MR görüntü veri setinden alınmış örneklerdir.



Şekil 2.5 Waldenström radyolojik sınıflandırma sistemine göre femur başlarında LCP hastalık aşamaları (Soldan sağa sırasıyla, 1. sütun: Başlangıç evresi, 2. sütun: Parçalanma evresi, 3. sütun: Yeniden kemikleşme evresi, 4. sütun: Yeniden şekillenme evresi)

2.4 MR Görüntü Veri Seti

Doktora tez çalışmaları kapsamında gerçekleştirilen araştırmalarda, LCP hastalarına ait iki yönlü kalça eklemi MR serilerinden oluşan bir MR görüntü veri seti kullanılmıştır. 13 LCP hastasına ait toplam 33 MR serisinden oluşan bu veri seti, doktora tez çalışmaları kapsamında, geçmişe yönelik MR serileri toplanarak oluşturulmuştur. İlgili veri setinde yer alan MR serileri; İstanbul Üniversitesi, İstanbul Tıp Fakültesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı öğretim üyelerinden Doç. Dr. Fuat BİLGİLİ gözetiminde toplanmıştır. Veri setindeki MR serilerinin ait olduğu hasta topluluğuna ait bilgiler alt başlık 2.4.1’de verilmiştir. Veri setindeki MR seri örneklerinin MR görüntüleme protokollerine, MR görüntüleme parametrelerine ve görüntü özelliklerine ait bilgiler ise alt başlık 2.4.2’de paylaşılmıştır.

2.4.1 Hasta Topluluğu

Doktora tez çalışmaları kapsamında oluşturulan, ve yürütülen araştırmalarda kullanılan veri setinde yer alan MR örnekleri, 13 kişiden oluşan bir hasta topluluğuna aittir. Bu topluluktaki 13 hastanın cinsiyete göre dağılım oranı, Erkek/Kız = 12/1’dir. Tüm hastaların MR serileri, hastaların her iki kalça eklemi birden içermektedir ve yine tüm hastaların sadece tek bir kalça eklemi LCP hastalığına maruz kalmış olup, diğer kalça eklemleri sağlıklıdır. Hasta topluluğunun ortalama yaşı 8 ± 4 (minimum=3, maksimum=13) yıldır ve ortalama vücut kütlesi ise 48.46 ± 28.02 (minimum = 13, maksimum = 100) kilogramdır. Bununla birlikte hastalar, LCP rahatsızlığının farklı aşamalarındaiken görüntülenmişlerdir. İlgili hasta topluluğunda yer alan hastaların 3 tanesi hastalığın başlangıç seviyesinde (seviye-1), 5 tanesi parçalanma seviyesinde (seviye-2), 2 tanesi yeniden kemikleşme seviyesinde (seviye-3) ve 3 tanesi de yeniden şekillenme (seviye-4) seviyesinde yer almaktadır. Hasta topluluğundaki hastalara ait tüm klinik istatistik bilgileri Tablo 2.2’de detaylı olarak sunulmuştur.

Tablo 2.2’de yer alan klinik istatistik bilgileri, Tablo 2.3’te ayrıca kategorik bir formda da gösterilmiştir. İlgili tablo formunda 3 farklı yaş aralığı, 5 farklı vücut kütlesi aralığı, cinsiyet ve hastalık şiddeti temel alınmış ve Tablo 2.2’deki sıralı bilgiler kategorik olarak sunulmuştur. Tablo 2.3’te görüldüğü üzere, hasta yaşları; 1-5 yaş (n=5 hasta ve $\mu=4\pm1$ yaş), 6-10 yaş (n=5 hasta ve $\mu=9\pm1$ yaş) ve 11-15 yaş (n=3 hasta ve $\mu=13\pm1$ yaş) olmak üzere üç grupta kategorilendirilmiştir. Benzer şekilde, hastaların vücut kütleleri; 0–20 kg. (n=3 hasta ve $\mu=15.67\pm3.79$ kg.), 21–40 kg. (n=3 hasta ve $\mu=34.33\pm5.13$ kg.), 41–60 kg. (n=4 hasta ve $\mu=52.50\pm5.00$ kg.), 61–80 kg. (n=1 hasta ve $\mu=80.00\pm0.00$ kg.) ve 81–100 kg. (n=2 hasta ve $\mu=95.00\pm7.07$ kg.) olacak şekilde beş grupta kategorilendirilmiştir.

Tablo 2.2 Tez çalışması kapsamında oluşturulan MR veri setindeki örneklerin ait olduğu LCP hastalarına ait klinik istatistiki bilgiler

Hasta no	Hasta cinsiyeti	Hasta yaşı (yıl)	Hasta kütlesi (kg.)	Hastalık derecesi	MR seri sayısı
Hasta-1	Erkek	3	14	Yeniden kemikleşme	4
Hasta-2	Erkek	4	13	Başlangıç	2
Hasta-3	Erkek	13	80	Parçalanma	3
Hasta-4	Erkek	5	60	Parçalanma	2
Hasta-5	Erkek	5	33	Parçalanma	3
Hasta-6	Kız	10	90	Başlangıç	2
Hasta-7	Erkek	4	20	Parçalanma	2
Hasta-8	Erkek	8	50	Parçalanma	2
Hasta-9	Erkek	12	100	Yeniden kemikleşme	2
Hasta-10	Erkek	9	30	Yeniden şekillenme	2
Hasta-11	Erkek	9	40	Yeniden şekillenme	2
Hasta-12	Erkek	13	50	Başlangıç	3
Hasta-13	Erkek	9	50	Yeniden şekillenme	4
Ortalama (μ)		8	48.46		
Standart sapma ($\pm\sigma$)		± 4	± 28.02		

Tablo 2.3 Hastaların cinsiyetlerinin, kütlelerinin ve hastalık derecelerinin farklı yaş kategorilerindeki dağılımları

	Yaş aralığı 1-5 yaş (n=5) ($\mu=4\pm 1$)	Yaş aralığı 6-10 yaş (n=5) ($\mu=9\pm 1$)	Yaş aralığı 11-15 yaş (n=3) ($\mu=13\pm 1$)	Hasta sayısı (n)
Hasta cinsiyeti				
Erkek	5	4	3	n=12
Kız	0	1	0	n=1
Hasta kütlesi (kg.)				
0-20 ($\mu=15.67\pm 3.79$)	3	0	0	n=3
21-40 ($\mu=34.33\pm 5.13$)	1	2	0	n=3
41-60 ($\mu=52.50\pm 5.00$)	1	2	1	n=4
61-80 ($\mu=80.00\pm 0.00$)	0	0	1	n=1
81-100 ($\mu=95.00\pm 7.07$)	0	1	1	n=2
LCP hastalık derecesi				
Seviye-1 (Başlangıç)	1	1	1	n=3
Seviye-2 (Parçalanma)	3	1	1	n=5
Seviye-3 (Yeniden kemikleşme)	1	0	1	n=2
Seviye-4 (Yeniden şekillenme)	0	3	0	n=3

2.4.2 MR Görüntüleme Protokolleri, Parametreleri ve Görüntü Özellikleri

Doktora tez çalışmaları kapsamında oluşturulan, ve yürütülen araştırmalarda kullanılan veri setinde yer alan 33 adet kalça MR serisi, koronal görüntüleme düzleminde alınmış olup, görüntülerin tamamı iki yönlü kalça eklemi (her iki kalça

eklemini birden) içermektedir. İlgili görüntüler, 3 farklı MR görüntüleme cihazı (Philips Medical Systems, General Electric Medical Systems ve Siemens Medical Systems) ile çekilmiştir. Veri setindeki MR serilerinin, MR görüntüleme cihazlarına göre dağılımları şu şekildedir:

- Philips Medical Systems : 19 adet
- General Electric Medical Systems : 9 adet
- Siemens Medical Systems : 5 adet

MR görüntülerin çekiminde kullanılan cihazların manyetik alan kuvvetleri 1.5 Tesla (T)'dir. Dolayısıyla veri setinde yer alan MR serilerinin görüntü kaliteleri çok yüksek değildir. İlgili MR görüntüleme cihazları ile çekilen MR serileri, DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) medya biçiminde kaydedilmiştir. Veri setindeki MR seri örnekleri, yukarıda maddeler halinde sıralanan MR görüntüleme cihazlarının desteklediği farklı MR görüntüleme protokolleri ile alınmıştır. Bu nedenle, üzerinde çalışılan MR veri seti, görüntülerin çekildiği düzlem haricinde standart özelliklere haiz değildir. Tablo 2.4'te, tez çalışması kapsamında oluşturulan bu MR veri setindeki MR serilerinin görüntüleme protokolleri ve protokol parametreleri detaylı olarak sunulmuştur.

Tablo 2.4'te de görüldüğü üzere, 13 hastaya ait toplam 33 MR serisi bulunmaktadır. Tablo 2.4 dikkate alındığında, hastalara ait MR seri sayısının dağılımının aynı olmadığı görülecektir. Bu, ilgili MR görüntü veri setinde her hastaya ait farklı sayıda MR serisi bulunduğunu göstermektedir. Hastalara ait MR serilerinin sayı bilgileri Tablo 2.4'ten çıkarılabileceği gibi, bu bilgiler Tablo 2.2'de de yer almaktadır. Bu durum, MR görüntü veri setinin retrospektif (geçmişe dönük) MR serileri kullanılarak oluşturulmasından kaynaklanmaktadır. Yine, oluşturulan MR veri setinin geçmişe dönük MR görüntülerinden oluşturulmasından mütevellit, her bir hastanın MR çekim tarihi de birbirinden farklıdır. Ancak, aynı hastaya ait farklı MR görüntülerinin çekim zamanları birbiriyle aynıdır. Şekil 2.6'da MR görüntü veri setindeki MR serilerinden örnek kesitler sunulmuştur.

Tablo 2.4 Tez çalışması kapsamında oluşturulan MR veri setindeki MR serilerine ait görüntüleme protokolleri ve protokol parametreleri

Hasta no	MR seri no	MR cihazı	Protokol ismi	TR/TE (ms.)	Sapma açısı	Kesit kalınlığı (mm.)	Kesitler arası boşluk (mm.)	Voksel boyutu (mm.)	Matris boyutu	Kesit sayısı
Hasta-1	MR Seri-1	Philips	SPDW SPAIR SENSE	2465.04 / 30	90°	3	3.3	0.4297 x 0.4297 x 0.5935	512x512	20
Hasta-1	MR Seri-2	Philips	ST1W TSE	667.26 / 17	90°	3	3.3	0.8594 x 0.8594 x 0.5935	256x256	20
Hasta-1	MR Seri-3	Philips	SPDW SPAIR SENSE	2465.04 / 30	90°	3	3.3	0.4297 x 0.4297 x 0.5935	512x512	20
Hasta-1	MR Seri-4	Philips	ST1W TSE	667.26 / 17	90°	3	3.3	0.8594 x 0.8594 x 0.5935	256x256	20
Hasta-2	MR Seri-1	Philips	SPDW SPAIR SENSE	2467.34 / 30	90°	4	4.4	0.4297 x 0.4297 x 0.0695	512x512	20
Hasta-2	MR Seri-2	Philips	ST1W TSE	667.26 / 17	90°	4	4.4	0.8594 x 0.8594 x 0.0695	256x256	20
Hasta-3	MR Seri-1	Gen. Electric	COR T1 FSE	380 / 9.58	90°	4	5	0.6836 x 0.6836 x 0.0080	512x512	16
Hasta-3	MR Seri-2	Gen. Electric	COR PD FSE FSAT	2240 / 40.04	90°	4	5	0.6836 x 0.6836 x 0.0080	512x512	16
Hasta-3	MR Seri-3	Gen. Electric	COR STIR	3600 / 31.71	90°	4	5	0.6445 x 0.6445 x 0.0080	512x512	16
Hasta-4	MR Seri-1	Gen. Electric	COR STIR	3838 / 43.54	160°	3	4	0.6250 x 0.6250 x 0.0080	512x512	16
Hasta-4	MR Seri-2	Gen. Electric	COR T1	618 / 7.45	160°	3	4	0.6250 x 0.6250 x 0.0080	512x512	16
Hasta-5	MR Seri-1	Siemens	STIR COR FIL	4450 / 43	150°	4	4.92	0.7813 x 0.7813 x 0.0031	512x464	21
Hasta-5	MR Seri-2	Siemens	T1 SE COR FIL	400 / 12	90°	4	4.92	0.7813 x 0.7813 x 0.0031	512x448	21
Hasta-5	MR Seri-3	Siemens	T1 SE COR FIL	400 / 10	90°	4	4.92	0.7813 x 0.7813 x 0.0031	512x448	21
Hasta-6	MR Seri-1	Gen. Electric	COR STIR ASSET	4200 / 31.58	90°	5	5.5	0.7813 x 0.7813 x 0.0180	512x512	16
Hasta-6	MR Seri-2	Gen. Electric	COR T1 FSE ASSET	620 / 15.01	90°	5	5.5	0.7813 x 0.7813 x 0.0180	512x512	16
Hasta-7	MR Seri-1	Philips	STIR LONGTE	2180.38 / 60	90°	3	3.3	0.7500 x 0.7500 x 0.0008	400x400	16
Hasta-7	MR Seri-2	Philips	T1W ATSE	500 / 20	90°	3	3.3	0.6944 x 0.6944 x 0.0008	288x288	16
Hasta-8	MR Seri-1	Siemens	T1 TSE COR	532 / 11	180°	3	3.63	1.0417 x 1.0417 x 3.6300	312x384	24
Hasta-8	MR Seri-2	Siemens	T1 TIRM COR	3090 / 31	150°	3	3.6	1.2500 x 1.2500 x 3.6000	320x320	24
Hasta-9	MR Seri-1	Gen. Electric	CORFAST STIR	4700 / 47.49	90°	5	6.5	0.7813 x 0.7813 x 6.5000	512x512	20
Hasta-9	MR Seri-2	Gen. Electric	CORT1 FSPGR BH	155 / 4.20	80°	5	6.5	0.7813 x 0.7813 x 6.5000	512x512	20
Hasta-10	MR Seri-1	Philips	SSTIR TSE	4000 / 30	90°	4.5	6	0.7110 x 0.7110 x 0.0841	560x560	36
Hasta-10	MR Seri-2	Philips	ST1W TSE	641.65 / 18	90°	4.5	6	0.7009 x 0.7009 x 0.0841	512x512	18
Hasta-11	MR Seri-1	Philips	STIR LONGTE	2452.93 / 60	90°	3	3.3	0.7432 x 0.7432 x 3.3000	336x336	18
Hasta-11	MR Seri-2	Philips	T1W ATSE	500 / 20	90°	3	3.3	0.6395 x 0.6395 x 3.3000	384x384	18
Hasta-12	MR Seri-1	Philips	SPDW SPAIR	1782.92 / 22	90°	5.3	6.3	0.7456 x 0.7456 x 6.3000	528x528	24
Hasta-12	MR Seri-2	Philips	ST1W TSE	500 / 18	90°	5.3	6.3	0.9140 x 0.9140 x 6.3000	432x432	24
Hasta-12	MR Seri-3	Philips	ST2W TSE SPIR	4277.10 / 80	90°	5.3	6.3	0.7083 x 0.7083 x 6.3000	560x560	24
Hasta-13	MR Seri-1	Philips	STIR ATSE SENSE	2800 / 50	90°	3.5	4.2	0.7463 x 0.7463 x 0.3284	400x400	18
Hasta-13	MR Seri-2	Philips	T1W TSE SENSE	500 / 18	90°	3.5	4.2	0.7463 x 0.7463 x 0.3284	400x400	18
Hasta-13	MR Seri-3	Philips	T1W SPGR FAT-SAT SENSE	300 / 6.91	60°	3.8180	4.2	0.7463 x 0.7463 x 0.3284	400x400	18
Hasta-13	MR Seri-4	Philips	T1W SPGR FAT-SAT C+ SENSE	300 / 6.91	60°	3.8180	4.2	0.7463 x 0.7463 x 0.3284	400x400	18



Şekil 2.6 MR görüntü veri setindeki MR serilerinden örnek kesitler (Hasta topluluğundaki 13 hastanın her biri için soldan sağa ve yukarıdan aşağıya sıralı olarak)

Gerçekleştirilen doktora tez çalışmaları kapsamında geçmişe yönelik hasta görüntülerinin kullanılmasındaki temel sebep, LCP hastalarına ait standart MR görüntülerinin elde edilmesi ve bu MR görüntülerinden homojen özelliklere sahip bir veri setinin oluşturulması sürecindeki çok çeşitli zorluklardır. Bu bağlamda en önemli zorlukların başında, LCP hastalarına görüntü çekimi amacıyla belirli bir zaman diliminde ulaşımın sağlanması gelir. Bununla birlikte, veri seti oluşturmak amacıyla, yine belirli bir zaman diliminde yeterli olabilecek sayıdaki hasta da bulunamayabilir. Ayrıca LCP hastaları, bu amaçla gerçekleştirilecek olan bir çalışma dâhilinde bulunmak istemeyip, veri paylaşımına rıza göstermeyebilirler. Bunun haricinde, LCP hastalarının belirli bir MR protokolü ile kalça MR görüntülerinin çekilebilmesi için etik kurul izinleri de gerekmektedir ve MR çekim protokolü, tüm LCP hastaları için uygun olmalıdır. Örneğin, hastaların MR tarayıcı içerisinde çekim esnasınca kalacakları süre hiçbir hastayı olumsuz yönde etkilememelidir. Bahsedilen sebeplerden mütevellit, gerçekleştirilen doktora tez çalışmaları kapsamında geçmişe dönük MR serilerden oluşturulmuş bir MR veri seti kullanılmıştır.

Tez çalışmaları kapsamında geçmişe dönük MR serilerden oluşturulmuş bir MR veri setinin kullanımı, her ne kadar tez çalışmaları süresince, standart yapıda olmayan görüntülerden kaynaklı problemlerle karşılaşılmasına neden olmuşsa da; otomatik tespit, bölütleme ve kemik şekil değişim analizinde ortalama olarak kabul edilebilecek sonuçların gözlemlenmesini ve dolayısıyla, daha genel geçer değerlendirmelerin yapılabilmesini sağlamıştır. Bu nedenle, her ne kadar tez çalışmasında yürütülen araştırmaların bu tarz bir MR veri setinde sınanması bir miktar zorluk oluştursa da, ilgili işlemlerde gözlemlenen sonuçların genellenmesini kolaylaştırmaktadır.

3

MR GÖRÜNTÜLERDE FEMUR BAŞININ OTOMATİK TESPİTİ

Bu bölüm dâhilinde, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait MR görüntülerinde yer alan sağlıklı ve patolojik kalça eklemlerindeki femur başlarının otomatik olarak 2B ve 3B tespit edilmesi amacıyla yapılan çalışmalara yer verilmiştir. Bu bağlamda, gerçekleştirilen çalışmaların genel özeti bu bölüm kapsamındaki alt başlık 3.1’de verilmiştir. 2B femur başı tespiti amacıyla yapılan çalışmalar alt başlık 3.2’de, 3B femur başı tespiti kapsamında gerçekleştirilen çalışmalar ise alt başlık 3.3’te sunulmuştur.

3.1 Giriş

Gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında yürütülen çalışmaların ilk ayağında, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait MR görüntülerindeki sağlıklı ve patolojik kalça eklemlerinde yer alan femur başlarının otomatik olarak 2B ve 3B tespiti hedeflenmiştir. Bu bağlamda yapılan çalışmalar dâhilinde, bilgisayar bilimlerindeki, özellikle bilgisayarla görü ve görüntü işleme alanlarındaki mevcut yöntem ve yaklaşımlar kullanılarak doğal şeklini koruyan (sağlıklı) ve ilgili hastalık sonucu doğal şekil yapısını kaybederek farklı bir biçime kavuşmuş olan (patolojik) femur başları MR görüntülerinde otomatik olarak tespit edilmiştir. Femur başı tespitinde geleneksel olarak kullanılan yöntemlerden bazıları, tez çalışması kapsamında değerlendirilen LCP hastalarına ait MR görüntüler üzerinde de sınanmıştır. Buna ek olarak, literatürde farklı amaçlarla kullanılan mevcut bazı yöntemler, özel olarak femur başı tespiti için de değerlendirilmiş ve sınanmıştır. Ayrıca, literatürde yer alan mevcut yöntemler kullanılarak, femur başı tespiti problemi için yeni bir yaklaşım da tez çalışması kapsamında belirlenmiş, sınanmış ve sunulmuştur. MR görüntülerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının tespiti, hem 2B hem de 3B olarak gerçekleştirilmiştir. 2B femur başı tespiti amacıyla yapılan çalışmalarda, femur başını net bir biçimde içeren ve önceden belirlenmiş MR kesitleri üzerinde DHD, TTO yöntemleri ve bu iki yöntemin

birleştirilmesi esasına dayalı bir yaklaşım uygulanmıştır. 3B femur başı tespiti amacıyla yapılan çalışmalarda ise, mevcut MR görüntü serilerinde, KHD ve 3B TTO yöntemleri uygulanmıştır. Bahsi geçen yöntemlerin uygulanmasında izlenen yollar, uygulanan aşamalar ve gözlemlenen sonuçlara ait bilgiler bu bölümdeki alt başlıklarda müstakil ve detaylı bir biçimde verilmiştir.

3.2 2B Femur Başı Tespiti

Koronal düzlemde çekilmiş olan iki yönlü kalça eklemi MR görüntülerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının 2B tespiti amacıyla yapılan çalışmalarda, femur başını net bir biçimde içeren ve önceden belirlenmiş MR kesitleri üzerinde DHD [187], TTO [188] yöntemleri ve bu iki yöntemin birleştirilmesi esasına dayalı bir yaklaşım uygulanmıştır. 2B femur başı tespiti kapsamında değerlendirilen MR görüntülerine ve bu MR görüntülerinin ait olduğu hasta topluluğunun bilgilerine Bölüm 3.2.1’de yer verilmiştir. DHD ile femur başı tespiti Bölüm 3.2.2’de anlatılırken, TTO ile femur başı tespiti Bölüm 3.2.3’te anlatılmıştır. DHD’nin ve TTO’nun birarada kullanımına dayalı olarak gerçekleştirilen tespit de, Bölüm 3.2.4’te sunulmuştur. 2B femur başı tespiti ile ilgili kısıtlamalar ve tartışmalar ile, sonuç ve değerlendirmeler ise sırasıyla Bölüm 3.2.5’te ve Bölüm 3.2.6’da sunulmuştur.

3.2.1 Materyaller

Bu bölümde, 2B femur başı tespiti kapsamında; değerlendirilen MR görüntülerinin ait olduğu LCP hastalarına ait klinik istatistik bilgileri, MR serilerine ait MR görüntüleme protokolleri ve protokol parametre detayları, ve femur başlarının 2B’deki gerçek referans parametre değerlerine ait detaylar paylaşılmıştır. Gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında oluşturulan MR görüntü veri setine ait bilgiler, tez kitabının 2. bölümünde detaylı olarak sunulmuştur. Hastalara ait bilgiler, bu bölüm dâhilinde kullanılan ve sunulan veriler ile yine sunulan bilgiler ve sonuçlar arasındaki bütünlüğü korumak adına, tez kitabının 2. bölümünde sunulan hasta bilgilerinden ayrı olarak Tablo 3.1’de tekrar sunulmuştur.

2B femur başı tespiti amacıyla, mevcut veri setindeki 13 LCP hastasına ait toplam 24 MR serisi değerlendirmeye alınmıştır. Değerlendirmeye tabi tutulan 24 MR serisinin her birinden, femur başının net olarak görüldüğü tek bir MR kesiti belirlenmiş ve seçilmiştir. Mevcut MR veri setindeki MR serilerinin standart bir örnekleme frekansı (toplam kesit sayısı) ile çekilmemesi nedeniyle, ilgili MR serilerinin toplam kesit sayıları genellikle birbirinden farklıdır. Toplam kesit sayılarının, diğer bir anlamda kesit örnekleme frekanslarının, farklı olması sebebiyle MR serilerinden

Tablo 3.1 2B femur başı tespiti kapsamında değerlendirilen MR görüntülerinin ait olduğu LCP hastalarına ait klinik istatistiki bilgiler

Hasta no	Hasta cinsiyeti	Hasta yaşı (yıl)	Hasta kütlesi (kg.)	Hastalık derecesi	Kesit sayısı
Hasta-1	Erkek	3	14	Yeniden kemikleşme	4
Hasta-2	Erkek	4	13	Başlangıç	1
Hasta-3	Erkek	13	80	Parçalanma	2
Hasta-4	Erkek	5	60	Parçalanma	1
Hasta-5	Erkek	5	33	Parçalanma	3
Hasta-6	Kız	10	90	Başlangıç	2
Hasta-7	Erkek	4	20	Parçalanma	1
Hasta-8	Erkek	8	50	Parçalanma	1
Hasta-9	Erkek	12	100	Yeniden kemikleşme	2
Hasta-10	Erkek	9	30	Yeniden şekillenme	2
Hasta-11	Erkek	9	40	Yeniden şekillenme	1
Hasta-12	Erkek	13	50	Başlangıç	3
Hasta-13	Erkek	9	50	Yeniden şekillenme	1
Ortalama (μ)		8	48.46		
Standart sapma ($\pm\sigma$)		± 4	± 28.02		

seçilen kesitlerin sıraları birbirinden farklıdır. Ancak seçilmiş olan kesitler genellikle femur başı küresinin orta noktasına en yakın olan kesitlerden seçilmiştir. Böylece, MR kesitlerindeki femur başı dairesel yapısının daha net bir biçimde gözlemlenmesi ve tespitinin kolaylaştırılması amaçlanmıştır. Bununla birlikte, 2B femur başı tespiti kapsamında her bir hasta için değerlendirmeye tabi tutulan MR kesit sayısı farklıdır. Her bir hastaya ait her bir MR kesiti, daha önce de belirtildiği üzere sadece tek bir MR serisinden alınmıştır. Her bir hastaya ait MR serileri, Bölüm 2 kapsamında etraflıca değinildiği üzere, aynı tarihlerde farklı MR görüntüleme protokolleri ile çekilmiştir. 2B femur başı tespiti amacıyla hasta bazında değerlendirilen MR kesit sayılarının dağılımı Tablo 3.1’de sunulmuştur. Hasta bazında değerlendirilen MR serilerine ait MR görüntüleme protokolleri ve protokol parametreleri ise Tablo 3.2’de sunulmuştur.

Tablo 3.2 2B femur başı tespiti kapsamında hasta bazında değerlendirilen MR serilerine ait MR görüntüleme protokolleri ve protokol parametreleri

Hasta no	MR seri no	MR cihazı	Protokol ismi	TR/TE (ms.)	Sapma açısı	Voksel boyutu (mm.)	Matris boyutu
Hasta-1	MR Seri-1	Philips	SPDW SPAIR SENSE	2465.04 / 30	90°	0.4297 x 0.4297 x 0.5935	512x512
Hasta-1	MR Seri-2	Philips	ST1W TSE	667.26 / 17	90°	0.8594 x 0.8594 x 0.5935	256x256
Hasta-1	MR Seri-3	Philips	SPDW SPAIR SENSE	2465.04 / 30	90°	0.4297 x 0.4297 x 0.5935	512x512
Hasta-1	MR Seri-4	Philips	ST1W TSE	667.26 / 17	90°	0.8594 x 0.8594 x 0.5935	256x256
Hasta-2	MR Seri-1	Philips	SPDW SPAIR SENSE	2467.34 / 30	90°	0.4297 x 0.4297 x 0.0695	512x512
Hasta-3	MR Seri-1	Gen. Electric	COR PD FSE FSAT	2240 / 40.04	90°	0.6836 x 0.6836 x 0.0080	512x512
Hasta-3	MR Seri-2	Gen. Electric	COR STIR	3600 / 31.71	90°	0.6445 x 0.6445 x 0.0080	512x512
Hasta-4	MR Seri-1	Gen. Electric	COR STIR	3838 / 43.54	160°	0.6250 x 0.6250 x 0.0080	512x512
Hasta-5	MR Seri-1	Siemens	STIR COR FIL	4450 / 43	150°	0.7813 x 0.7813 x 0.0031	512x464
Hasta-5	MR Seri-2	Siemens	T1 SE COR FIL	400 / 12	90°	0.7813 x 0.7813 x 0.0031	512x448
Hasta-5	MR Seri-3	Siemens	T1 SE COR FIL	400 / 10	90°	0.7813 x 0.7813 x 0.0031	512x448
Hasta-6	MR Seri-1	Gen. Electric	COR STIR ASSET	4200 / 31.58	90°	0.7813 x 0.7813 x 0.0180	512x512
Hasta-6	MR Seri-2	Gen. Electric	COR T1 FSE ASSET	620 / 15.01	90°	0.7813 x 0.7813 x 0.0180	512x512
Hasta-7	MR Seri-1	Philips	STIR LONGTE	2180.38 / 60	90°	0.7500 x 0.7500 x 0.0008	400x400
Hasta-8	MR Seri-1	Siemens	T1 TIRM COR	3090 / 31	150°	1.2500 x 1.2500 x 3.6000	320x320
Hasta-9	MR Seri-1	Gen. Electric	CORFAST STIR	4700 / 47.49	90°	0.7813 x 0.7813 x 6.5000	512x512
Hasta-9	MR Seri-2	Gen. Electric	CORT1 FSPGR	155 / 4.20	80°	0.7813 x 0.7813 x 6.5000	512x512
Hasta-10	MR Seri-1	Philips	SSTIR TSE	4000 / 30	90°	0.7110 x 0.7110 x 0.0841	560x560
Hasta-10	MR Seri-2	Philips	ST1W TSE	641.65 / 18	90°	0.7009 x 0.7009 x 0.0841	512x512
Hasta-11	MR Seri-1	Philips	STIR LONGTE	2452.93 / 60	90°	0.7432 x 0.7432 x 3.3000	336x336
Hasta-12	MR Seri-1	Philips	SPDW SPAIR	1782.92 / 22	90°	0.7456 x 0.7456 x 6.3000	528x528
Hasta-12	MR Seri-2	Philips	ST1W TSE	500 / 18	90°	0.9140 x 0.9140 x 6.3000	432x432
Hasta-12	MR Seri-3	Philips	ST2W TSE SPIR	4277.10 / 80	90°	0.7083 x 0.7083 x 6.3000	560x560
Hasta-13	MR Seri-1	Philips	T1W SPGR FAT-SAT SENSE	300 / 6.91	60°	0.7463 x 0.7463 x 0.3284	400x400

Tablo 3.1’de yer alan, hasta bazında değerlendirilen MR kesit sayılarının dağılımı Tablo 3.2’de açıkça görülebilir. Yine Tablo 3.2’de açıkça görülebileceği üzere, 2B femur başı tespiti için 3 farklı MR tarayıcıdan alınmış görüntüler kullanılmıştır. Değerlendirilen MR kesitlerinin sayılarının, hepsi 1.5 T manyetik alan gücüne sahip olan MR tarayıcıların modellerine göre dağılımları şu şekildedir: Philips:13 MR kesit, General Electric:7 MR kesit ve Siemens:4 MR kesit. Tablo 3.2’de MR kesitlerine ait protokol parametreleri arasında ifade edilen matris boyutu da, açıkça görüldüğü üzere MR kesit örnekleri için standart değildir. Matris boyutunun, MR kesitlerin x ve y eksenlerindeki piksel sayılarını ifade ettiği göz önünde bulundurulursa, MR kesitlerin çözünürlüklerinin de aynı olmadığı fark edilecektir. 2B femur başı tespiti kapsamında değerlendirilen MR kesitlerine ait görüntüleme protokollerinin diğer parametreleri de yine Tablo 3.2 üzerinden incelenebilir. Ayrıca, 2B femur başı tespiti kapsamında üzerinde çalışılan 24 adet MR kesiti Şekil 3.1’de sunulmuştur. Şekil 3.1’de gösterilen MR kesitleri soldan sağa ve yukarıdan aşağıya sıralıdır ve bu MR kesitlerin sıraları Tablo 3.2’deki verilerin sırası ile aynıdır.

Şekil 3.1’de gösterilen ve iki yönlü kalça eklemlerini içeren koronal MR kesitlerindeki sağ ve sol femur başlarının geniş görünüşleri yine soldan sağa ve yukarıdan aşağıya sıralı olacak şekilde Şekil 3.2’de gösterilmiştir.

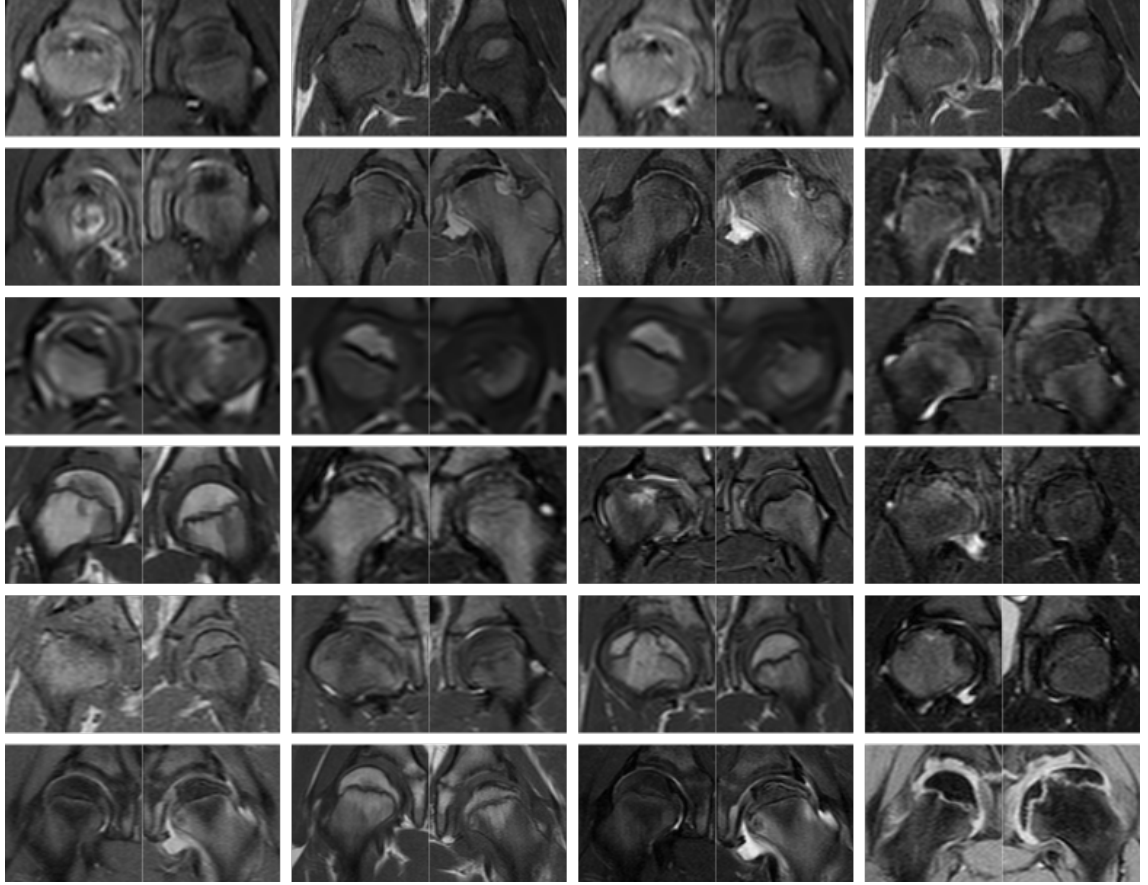
2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarına ait merkez noktalarının ve yarıçapların gerçek referans (ground-truth) değerlerini belirlemek için, alanında oldukça deneyimli bir klinik tedavi uzmanı güdümünde el yordamıyla her bir MR kesitinde işaretlemeler yapılmıştır. Bu işaretlemeler sonucunda her bir MR kesitindeki iki adet femur başının merkez noktası ve yarıçap bilgisi ölçülmüş ve kaydedilmiştir. Böylece, sağlıklı ve patolojik femur başları için ölçülmüş olan gerçek referans değerleri üzerinden, otomatik olarak gerçekleştirilen femur başı tespitlerinin hata değerlerinin ölçümü hedeflenmiştir. MR kesitlerindeki femur başlarının otomatik tespiti ve bu tespitlerde gözlemlenen hata oranları, bu alt başlık altında ele alınmamıştır. İlgili bilgilere, yöntemler ve bu yöntemlerde gözlemlenen sonuçların irdelendiği ilgili alt başlıklar kapsamında yer verilmiştir. MR kesitlerindeki femur başları üzerinde yapılan işaretlemeler, bir yazılım aracı kullanılarak el yordamıyla gerçekleştirilmiştir. Femur başlarına ait merkez noktalarının işaretlenmesi ve yarıçapların belirlenmesi için ITK-SNAP [189] medikal görüntü analiz ve bölütleme yazılımı kullanılmıştır. Şekil 3.3’te, örnek bir MR kesiti üzerinde, ITK-SNAP kullanılarak el yordamıyla gerçekleştirilen bir işaretleme sonucu belirlenmiş olan femur başı merkez noktası ve yarıçapı görsel olarak sunulmuştur.

Şekil 3.3’te örnek bir MR kesiti üzerinde gerçekleştirilen ve femur başının merkez noktası ile yarıçapına ait gerçek referans değerlerinin belirlendiği işaretlemedeki x



Şekil 3.1 2B femur başı tespiti kapsamında değerlendirilen ve 24 adet MR kesitinden oluşan veri seti (MR kesitleri soldan sağa ve yukarıdan aşağıya sıralı olarak gösterilmiştir)

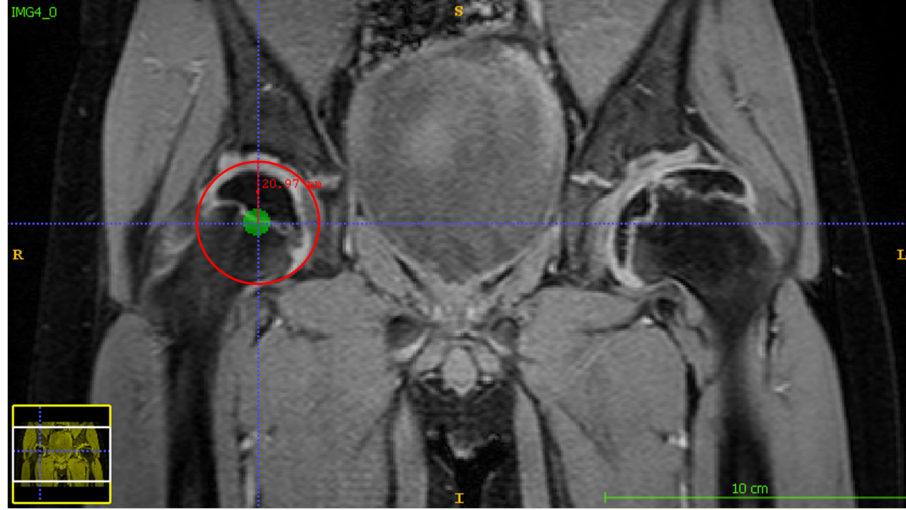
ve y kılavuz eksen çizgilerinin (mavi renkli ve kesikli çizgiler ile) kesişiminde çizilmiş olan yeşil daire, femur başının merkez noktasını göstermektedir. ITK-SNAP, kılavuz



Şekil 3.2 2B femur başı tespiti kapsamında değerlendirilen ve 24 adet MR kesitinden oluşan veri setinde femur başlarının geniş görünümlü ilgi bölgeleri (MR kesitlerindeki her iki femur başları soldan sağa ve yukarıdan aşağıya sıralı olarak gösterilmiştir)

eksen çizgilerinin koordinat bilgilerini kullanıcı grafik arayüzünde sunmaktadır. Şekil 3.3'teki yeşil dairesel bölge, femur başının merkez noktasını belirgin olarak göstermek amacıyla çizilmiştir. Femur başları için merkez noktası ile birlikte gerçek referans değeri belirlenen diğer parametre ise femur başının yarıçapıdır. Yine ITK-SNAP ile femur başının merkez noktasından femur başı daresi sınırına kadar bir doğru parçası çizilerek (femur başına ait yarıçap), femur başı daresini bu dairenin merkez noktası ile birlikte tanımlayacak olan yarıçap ölçülmüştür. Şekil 3.3'te, femur başına ait bir merkez noktasından çizilmiş olan yarıçap da gösterilmiştir. Ayrıca, femur başı üzerinde işaretlenen merkez noktası ve yarıçapın tanımladığı femur başı dairesel bölgesi de, Şekil 3.3 üzerinde harici olarak çizilmiş olan kırmızı çember ile ifade edilmiştir.

Şekil 3.1'de gösterilen 24 adet MR kesiti üzerinde gerçekleştirilen, ve femur başlarının merkez noktası ile yarıçapının belirlendiği işaretlemeler sonucunda her bir MR kesitinde yer alan biri sağlıklı ve diğeri patolojik olan iki femur başı için ölçülen yarıçaplara ait gerçek referans değerleri Tablo 3.3'te ayrıca sunulmuştur.



Şekil 3.3 2B MR kesitinde el yordamıyla belirlenen bir femur başı dairesinin (femur başı üzerinde kırmızı renk ile çizilmiş çember) merkez koordinatları (yeşil dairesel nokta, aynı zamanda mavi renkli ve kesikli çizgiler ile gösterilen x ve y kılavuz eksen çizgilerinin keşim noktası) ile yarıçapı (yeşil dairesel noktadan çizilmiş olan kırmızı renkli doğru parçası)

Tablo 3.3'te de görüldüğü üzere, sağlıklı ve patolojik femur başlarına ait yarıçapların gerçek referans değerleri milimetre (mm.) cinsinden olmak üzere ayrı ayrı verilmiştir. Her bir MR kesitindeki femur başlarının birinin sağlıklı, diğerinin ise patolojik olması sebebiyle sağlıklı ve patolojik femur başlarının toplam sayıları eşittir. ITK-SNAP ile el yordamıyla gerçekleştirilen işaretleme sonucu, MR kesitlerindeki sağlıklı femur başlarının yarıçapı için ortalama $19.03(\pm 3.24)$ mm. gerçek referans değeri ve patolojik femur başlarının yarıçapı için ise ortalama $18.82(\pm 2.98)$ mm. gerçek referans değeri ölçülmüştür. Patolojik femur başlarının yarıçapları için ölçülen ve Tablo 3.3'te sunulan gerçek referans değerleri, bu femur başlarının esas yani normal sağlıklı durumda sahip olması gereken yarıçap değerlerini göstermektedir. Tablo 3.3'te verilen ve sağlıklı femur başlarının yarıçapları için ölçülen gerçek referans değerleri ise, bu femur başlarının zaten normal şekilli ve sağlıklı olması sebebiyle, doğrudan mevcut doğal durumdaki femur başını betimlemektedir.

3.2.2 Dairesel Hough Dönüşümü (DHD) ile Femur Başı Tespiti

Bu bölüm dâhilinde, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait MR görüntülerinde yer alan sağlıklı ve patolojik kalça eklemlerindeki femur başlarının DHD [187] ile 2B tespiti amacıyla yapılan çalışmalara yer verilmiştir. Bu bağlamda, bu bölümde yer alan alt başlık 3.2.2.1'de, DHD ile gerçekleştirilen 2B femur başı tespitinin özeti verilmiştir. Alt başlık 3.2.2.2'de yöntemler ve detayları anlatılırken, alt başlık 3.2.2.3'te deneysel sonuçlar sunulmuştur. Alt başlık 3.2.2.4'teki tartışmalar bölümü dâhilinde, ilgili tespit yöntemi ile alâkalı kısıtlamalara değinilmiştir. Alt

Tablo 3.3 2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarına ait yarıçapların milimetre (mm.) cinsinden gerçek referans değerleri (Sol: sol kalça eklemindeki femur başı, Sağ: sağ kalça eklemindeki femur başı)

Hasta no	MR seri no	Sağlıklı femur başı yarıçapı (mm.)	Patolojik femur başı yarıçapı (mm.)
Hasta-1	MR Seri-1	15.04 (Sol)	13.75 (Sağ)
Hasta-1	MR Seri-2	15.47 (Sol)	15.47 (Sağ)
Hasta-1	MR Seri-3	14.61 (Sol)	14.18 (Sağ)
Hasta-1	MR Seri-4	14.61 (Sol)	15.47 (Sağ)
Hasta-2	MR Seri-1	13.75 (Sol)	14.18 (Sağ)
Hasta-3	MR Seri-1	22.56 (Sağ)	20.51 (Sol)
Hasta-3	MR Seri-2	22.56 (Sağ)	19.98 (Sol)
Hasta-4	MR Seri-1	15.63 (Sol)	15.63 (Sağ)
Hasta-5	MR Seri-1	17.97 (Sağ)	17.19 (Sol)
Hasta-5	MR Seri-2	16.41 (Sağ)	17.19 (Sol)
Hasta-5	MR Seri-3	18.75 (Sağ)	17.97 (Sol)
Hasta-6	MR Seri-1	19.53 (Sol)	21.10 (Sağ)
Hasta-6	MR Seri-2	18.75 (Sol)	20.31 (Sağ)
Hasta-7	MR Seri-1	15.75 (Sol)	15.75 (Sağ)
Hasta-8	MR Seri-1	21.25 (Sol)	21.25 (Sağ)
Hasta-9	MR Seri-1	23.44 (Sol)	21.88 (Sağ)
Hasta-9	MR Seri-2	23.44 (Sol)	23.44 (Sağ)
Hasta-10	MR Seri-1	22.75 (Sol)	20.62 (Sağ)
Hasta-10	MR Seri-2	20.33 (Sol)	21.03 (Sağ)
Hasta-11	MR Seri-1	17.84 (Sol)	21.55 (Sağ)
Hasta-12	MR Seri-1	22.37 (Sağ)	22.37 (Sol)
Hasta-12	MR Seri-2	21.02 (Sağ)	21.02 (Sol)
Hasta-12	MR Seri-3	22.67 (Sağ)	21.25 (Sol)
Hasta-13	MR Seri-1	20.15 (Sağ)	18.66 (Sol)
Ortalama (μ)		19.03	18.82
Standart sapma ($\pm\sigma$)		± 3.24	± 2.98

başlık 3.2.2.5'te ise DHD ile gerçekleştirilen 2B femur başı tespiti'nin genel sonuçları sunulmuştur.

3.2.2.1 Özet

LCP hastalarına ait ve koronal düzlemde çekilmiş iki yönlü kalça eklemi MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının DHD kullanılarak 2B olarak tespit edilmesi sürecindeki ilk adımda MR kesitleri bazı ön-işleme aşamalarından geçirilmiştir. Bu bağlamda, ilk olarak MR kesitleri dikey olarak iki eşit parçaya bölünerek kalça eklemleri ayrılmış, daha sonra ise Canny kenar belirleme yöntemi

[190] ile, daha önceden iki eşit parçaya bölünmüş kalça eklemi görüntülerine ait kenar görüntüleri elde edilmiştir. Son aşamada ise, kenar görüntüleri üzerinde DHD uygulanarak femur başları tespit edilmiştir. 13 hastaya ait toplam 24 koronal MR kesitindeki sağlıklı ve patolojik kalça eklemleri üzerinde yapılan deneylerde başarılı sonuçlara ulaşılmış ve gözlemlenen çıktılar karşılaştırılmıştır.

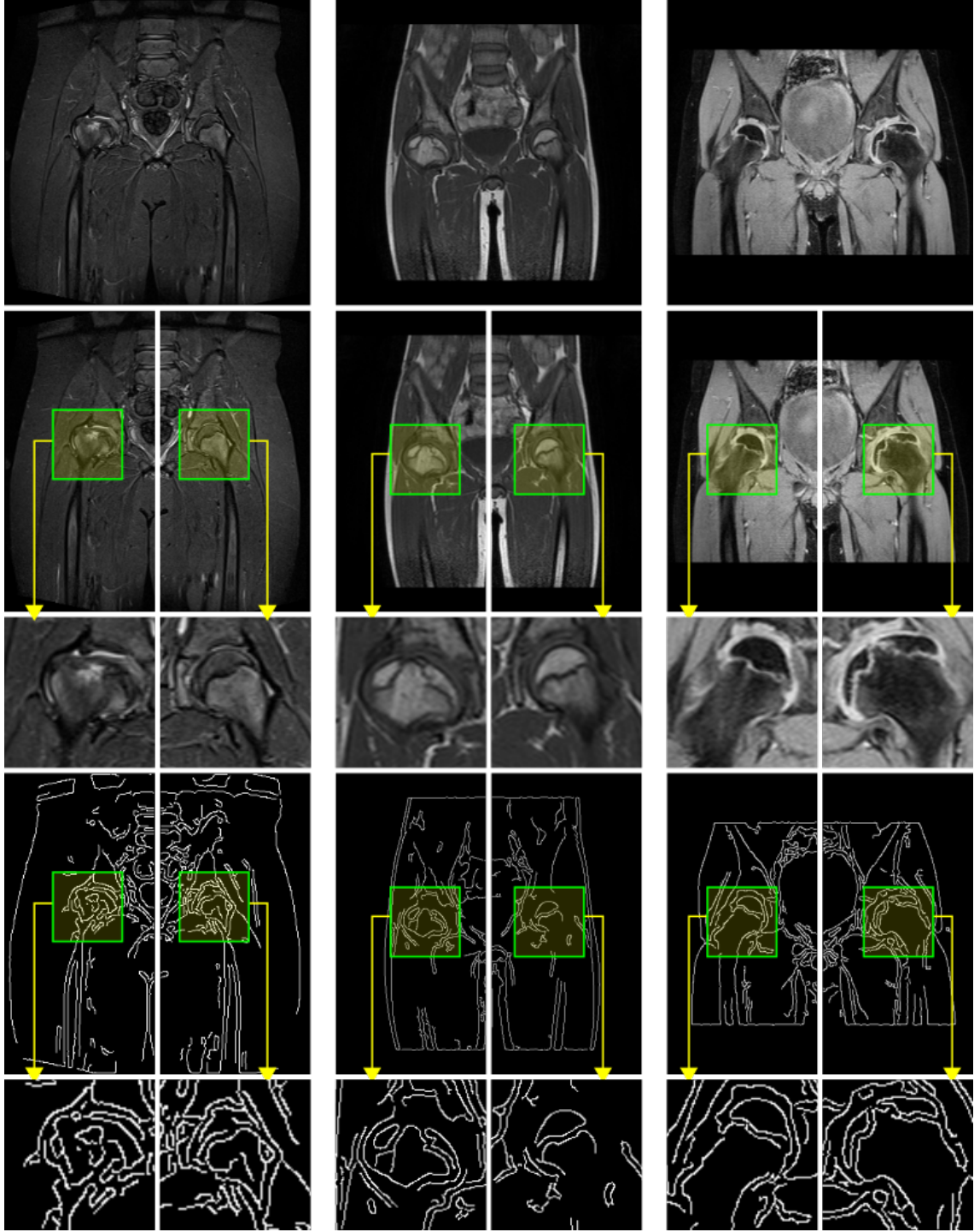
3.2.2.2 Yöntemler

Bu bölümde, DHD ile gerçekleştirilen otomatik 2B femur başı tespitinde kullanılan yöntemlerin ve uygulanan işlemlerin detayları sıralı olarak ele alınmış ve açıklanmıştır. LCP hastalarına ait ve koronal düzlemde çekilmiş iki yönlü kalça eklemi MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının DHD kullanılarak 2B tespiti sürecindeki ilk adımda MR kesitleri öncelikle iki aşamalı bir ön-işlemeden geçirilmiştir, ve DHD ile femur başı tespiti için hazırlanmıştır. İlgili MR kesit ön-işleme sürecinde:

1. MR kesitlerinin dikey olarak iki eşit parçaya bölünerek sağ ve sol kalça eklemlerinin ayrılması ve tek bir kalça eklemine içeren yarı MR görüntülerinin elde edilmesi
2. MR kesitlerinin dikey olarak iki eşit parçaya bölünmesi sonucu elde edilen yarı MR görüntüleri üzerinde Canny kenar belirleme yönteminin [190] uygulanması sonucu yarı MR görüntülerine ait kenar görüntülerinin elde edilmesi

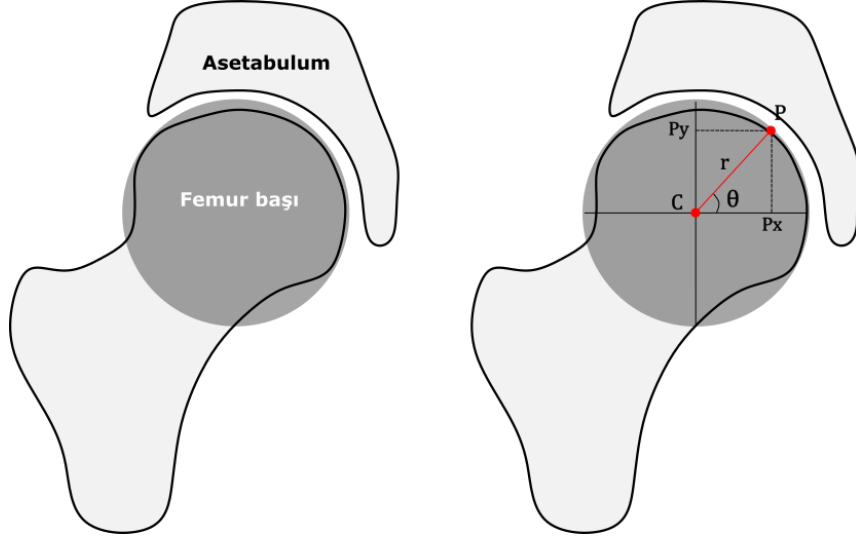
sağlanmıştır. Şekil 3.4'te, MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının DHD ile 2B tespitinde uygulanan MR kesit ön-işleme aşamaları görsel olarak ifade edilmiştir. Şekil 3.4'teki ilk satırda, materyal olarak kullanılan 24 MR kesitinden örnekler yer almaktadır. İlgili şekildeki 2. satırda yer alan görüntülerde, MR kesitlerinin dikey olarak iki eşit parçaya ayrılması sonucu sağ ve sol kalça eklemlerini içeren yarı MR görüntüleri, 3. satırda ise dikey olarak ikiye eşit parçaya ayrılmış yarı MR görüntülerinde femur başlarının geniş görünüşleri sunulmuştur. Şekil 3.4'teki 4. ve 5. satırda ise, sırasıyla dikey olarak ikiye eşit parçaya ayrılmış yarı MR görüntüleri üzerinde Canny kenar tespiti yönteminin uygulanması sonucu elde edilen kenar görüntüleri ve bu kenar görüntülerindeki femur başlarının geniş görünüşleri gösterilmiştir. Canny kenar belirleme yöntemi ve yöntemin imgelerdeki uygulanaşı, Ek-A'da etraflıca ifade edilmiştir. Canny kenar belirleme yöntemi ile detaylı bilgilere ilgili bölümden ulaşılabilir.

MR kesitler üzerinde yukarıda belirtilen ilgili ön-işleme adımlarının uygulanması sonucu elde edilen ve tek bir kalça eklemine içeren kenar görüntüleri üzerinde DHD uygulanarak femur başlarının 2B merkez koordinatları ve yarıçapı tespit edilmiştir.



Şekil 3.4 2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının DHD ile tespitinde MR kesit ön-işleme aşamaları (1. satır: MR kesitleri, 2. satır: MR kesitlerinin dikey olarak iki eşit parçaya ayrılması sonucu sağ ve sol kalça eklemlerini içeren yarı MR görüntüleri, 3. satır: Dikey olarak ikiye eşit parçaya ayrılmış yarı MR görüntülerinde femur başlarının geniş görünüşleri, 4. satır: Dikey olarak ikiye eşit parçaya ayrılmış yarı MR görüntüleri üzerinde Canny kenar tespiti yönteminin uygulanması sonucu elde edilen kenar görüntüleri, 5. satır: Canny kenar tespiti yöntemi uygulanarak elde edilen kenar görüntülerinde femur başlarının geniş görünüşleri)

DHD yöntemi ile 2B görüntülerde yer alan dairesel yapıların tespitine yönelik detaylı işlem adımları ve açıklamalar tez kitabının son bölümündeki Ek-B'de ayrıntılı olarak verilmiştir. Bu bölümde ise, bu yöntemin femur başı tespitindeki uygulanışı üzerinde durulmuştur. Femur başı, Şekil 3.5'te gösterilen şekil yapısı göz önüne alındığında, genel olarak dairesel bir yapıya sahip olduğu için DHD ile otomatik olarak tespit edilebilme potansiyeli taşır. Şekil 3.5'te görüldüğü üzere femur başı dairesel yapısı C merkezli ve r yarıçaplı bir daire ile tanımlanabilir.



Şekil 3.5 2B koronal düzlemde proksimal femurun önden görünümü ve femur başı dairesel yapısının gösterimi (solda). Proksimal femurdaki femur başı üzerinde C merkezli ve r yarıçaplı bir dairenin ve bu daire sınırı üzerindeki, x-ekseniyle θ açılı P (P_x ve P_y sırasıyla P noktasının x ve y eksenlerindeki bileşenleri olmak üzere) noktalarının tanımlanması (sağda)

DHD yöntemi, görüntülerde kenar bilgisine sahip olan pikseller üzerinden eş yarıçaplı çemberler tanımlayarak belirli bir yarıçap aralığı dâhilindeki olası dairesel yapıların tespit edilmesine imkân verir. Bunun için, MR kesitler üzerinde yukarıda belirtilen ilgili ön-işleme adımlarının uygulanması sonucu elde edilen, ve tek bir kalça eklemi içeren kenar görüntülerindeki kenar piksellerinin her biri üzerinden, Eşitlik (3.1)'deki denklemler esas alınarak çemberler çizilir.

$$\begin{aligned} P_x &= C_x + r \cdot \cos(\theta) \\ P_y &= C_y + r \cdot \sin(\theta) \end{aligned} \quad (3.1)$$

Eşitlik (3.1)'deki denklemlerde (C_x, C_y), kenar pikselleri üzerinden çizilen çemberlerin merkez noktaları ve r ise bu çemberlerin yarıçapıdır. DHD'de, kenar pikselleri üzerinden çizilen çemberlerin çok fazla kesişim gösterdiği yerler, tespit edilmek istenilen r yarıçaplı aday dairesel yapıları işaret eder. DHD uygulanarak çizilen

çemberlerin kesişim sayıları, giriş imgesi ile aynı boyutlarda ve başlangıçta bütün değerleri sıfır olan bir akümülatör matrisinde saklanır. Bir (C_x, C_y) merkez noktasından r uzaklığında çizilen ve (C, r) parametrelili çemberi tanımlayan bütün (P_x, P_y) noktalarının, akümülatör matrisinde karşılık geldiği gözelerin değerleri 1 arttırılır. Bu işlem, kenar görüntüsündeki bütün kenar pikselleri için tekrarlanır. Böylece, akümülatör matrisi içerisinde çemberlerin çok fazla kesişim gösterdiği yerler hesaplanmış olur. Akümülatör matrisinde çok yüksek değere sahip gözelerin satır ve sütunları, giriş imgesindeki r yarıçaplı dairesel yapıların yerlerini ifade eder. DHD ile farklı yarıçaplı dairesel yapıların tespiti için bahsedilen işlemler ayrı ayrı gerçekleştirilebilir. Bununla birlikte, sadece belirli bir $[R_{min}, R_{max}]$ yarıçap aralığındaki yarıçaplar için de DHD uygulanabilir. Bu durumda tek bir akümülatör matrisi yerine, değerlendirilen yarıçap sayısı kadar akümülatör matrisinin kullanılması gerekecektir. DHD yönteminin genel olarak dairesel yapıların ve özel olarak femur başının tespiti için uygulanışı, algoritmik bir formda Şekil 3.6’da sunulmuştur.

Algorithm Dairesel Hough Dönüşümü (DHD) Algoritması

Input: MR kesitine ait kenar görüntüsü I_E , femur başı yarıçap arama aralığının minimum değeri R_{min} , femur başı yarıçap arama aralığının maksimum değeri R_{max}

Output: Aranılan femur başı çemberinin merkez koordinatları $C = \{C_i, C_j\}$, aranılan femur başı çemberinin yarıçapı r

```

1:  $A[i, j, r] = 0$ 
2: for each  $r \in [R_{min}, R_{max}]$  do
3:   for each  $I_E(i, j) = 1$  do
4:     for  $\theta = 0 \rightarrow 2\pi$  do
5:        $P_x \leftarrow j + r \cdot \cos(\theta)$ 
6:        $P_y \leftarrow i + r \cdot \sin(\theta)$ 
7:        $A[P_y, P_x, r] \leftarrow A[P_y, P_x, r] + 1$ 
8:     end for
9:   end for
10: end for
11:  $A[i, j, r] \leftarrow \text{norm}(A[i, j, r])$ 
12:  $(C_i, C_j, r) \leftarrow \text{argmax}(A[i, j, r])$ 
13: return  $C, r$ 

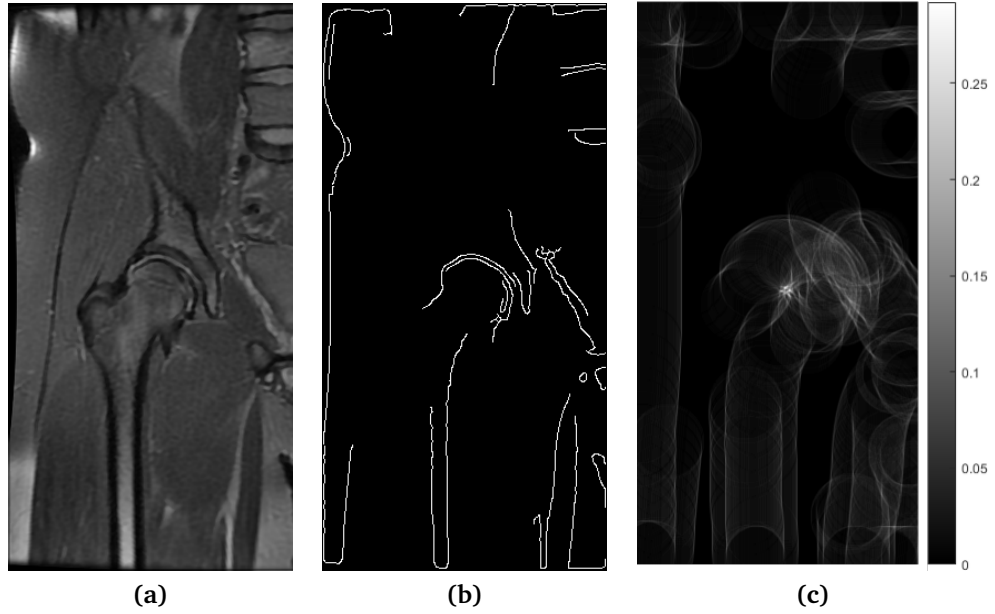
```

Şekil 3.6 Femur başı tespitinde Dairesel Hough Dönüşümü (DHD) algoritması

Şekil 3.6’daki DHD algoritmasında görüldüğü üzere, yarıçapları belirli bir $[R_{min}, R_{max}]$ aralığında olan femur başları tespit edilmeye çalışılmıştır. Böylece, $[R_{min}, R_{max}]$ aralığındaki her bir r yarıçapı için bir 2B akümülatör matrisi saklanmıştır. İlgili algorithma A ile ifade edilen akümülatör matrisi, ilk 2 boyutunda koordinatları, son boyutunda da yarıçapı belirtmesi sebebiyle 3 boyutlu bir matristir. Akümülatör matrisinin hesaplanmasıyla aday çemberler belirlenmiş olur. Aday çemberler arasından önceden belirlenmiş bir seçme yöntemine göre tek bir çember veya birden fazla çember seçilebilir. Gerçekleştirilen çalışmada, Şekil 3.6’da da görüldüğü üzere, $(C_i, C_j, r) \leftarrow \text{argmax}(A[i, j, r])$ operatörü ile olasılığı en yüksek olan tek bir çember femur başını betimleyen çember olarak belirlenmiştir. İlgili operatörün uygulanışından önce, her bir yarıçapa karşılık gelen 2B akümülatör matrisinin değerleri, yarıçaplarla çizilen çemberlerin üzerindeki piksellerin toplam sayısına

bölünerek normalize edilmiştir. Bu işlem, Şekil 3.6'da ifade edilen algorithmada $A[i, j, r] \leftarrow \text{norm}(A[i, j, r])$ ile gösterilmiştir.

Şekil 3.7'de, 2B düzlemde bir MR kesitinin dikey olarak iki eşit parçaya ayrılması sonucu elde edilmiş ve sağ kalça eklemi içeren bir yarı MR görüntüsü, bu yarı MR görüntüsü üzerinde Canny kenar tespiti yönteminin uygulanması sonucu elde edilen kenar görüntüsü ve kenar görüntüsü üzerinde DHD uygulanması sonucu gözlemlenen akümülatör matrisinin gri seviye renklerle görselleştirilmiş hâli sunulmuştur. İlgili şekilde sunulan görsel akümülatör matrisindeki beyaz tonlar yüksek sayıdaki kesişim değerlerini; siyah tonlar ise düşük sayıdaki kesişim değerlerini gösterir. Bu sebeple ilgili akümülatör görselindeki beyaz tonlar r yarıçaplı olası dairesel yapıların merkezlerini işaret eder.



Şekil 3.7 (a) 2B düzlemde bir MR kesitinin dikey olarak iki eşit parçaya ayrılması sonucu elde edilmiş ve sağ kalça eklemi içeren bir yarı MR görüntüsü. (b) Yarı MR görüntüsü üzerinde Canny kenar tespiti yönteminin uygulanması sonucu elde edilen kenar görüntüsü. (c) Kenar görüntüsü üzerinde DHD uygulanması sonucu gözlemlenen akümülatör matrisinin gri seviye renklerle görselleştirilmiş hâli (Renk çubuğu, akümülatör matrisindeki r yarıçaplı aday çemberlerin olasılık değerlerinin renk karşılıklarını göstermektedir.)

3.2.2.3 Deneysel Sonuçlar

DHD ile 2B femur başı tespiti amacıyla, mevcut veri setindeki 13 LCP hastasına ait toplam 24 MR kesiti değerlendirmeye alınmıştı. Değerlendirmeye tabi tutulan 24 MR kesitindeki biri sağlıklı ve diğeri patolojik olan femur başlarının DHD ile tespitinin başarımını ölçmek amacıyla iki farklı performans değerlendirme metriği ile üç farklı parametre ölçülmüştür. Femur başlarının DHD ile tespitinin başarım ölçümünde,

Kare Ortalamalarının Karekökü Hatası (KOKH) [191] ve Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) [192] metrikleri kullanılmıştır. KOKH ile, DHD ile tespit edilen femur başı çemberlerinin 1) merkez noktasının ve 2) yarıçapının hata payı ölçülmüştür. KOKH için genel bir denklem Eşitlik (3.2)'de verilmiştir.

$$KOKH = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (a_i - p_i)^2} \quad (3.2)$$

Eşitlik (3.2)'deki a ve p , sırasıyla gerçek referans değerler ve tahmin edilen değerlerdir. n ise vektör uzunluğu olup; merkez noktası KOKH ölçümünde 2 değerini (2 boyutta merkez noktası x ve y bileşenlerinden oluşmaktadır), yarıçap KOKH ölçümünde ise 1 değerini almaktadır. KOKH ile ilgili daha detaylı açıklamalara Ek-G'de yer verilmiştir. Bunlara ek olarak ise, tespit edilen femur başı dairesi üzerinden DBK hesaplanmıştır. DHD yöntemi ile dairesel yapıya sahip bir objenin hem merkez noktası hem de yarıçapı belirlendiğinden, bu iki parametre ile belirli bir merkez noktasından belirli bir yarıçap uzunluğuna sahip bir daire tanımlanabilir. Böylece, tespit edilen femur başı merkez noktası ve yarıçapı üzerinden femur başı için bir dairesel alan tanımlanmış ve tanımlanmış olan bu dairesel alanın benzerliği, belirtildiği gibi DBK ile ölçülmüştür. Eşitlik (3.3)'te DBK'ya ait denklem sunulmuştur.

$$DBK(C_A, C_P) = \frac{2|C_A \cap C_P|}{|C_A| + |C_P|} \quad (3.3)$$

Eşitlik (3.3)'teki C_A ve C_P , sırasıyla gerçek referans merkez noktası ve yarıçap değerleri üzerinden belirlenen gerçek referans femur başı dairesi ile, DHD ile tahmin edilen merkez noktası ve yarıçap değerleri üzerinden belirlenen femur başı dairesini ifade etmektedir. DBK ile ilgili daha detaylı açıklamalara Ek-H'de yer verilmiştir. 2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının DHD ile tespitinde gözlemlenen DBK değerleri ve çember parametrelerinin KOKH değerleri Tablo 3.4'te ayrıntılı bir biçimde sunulmuştur.

Tablo 3.4'te görüldüğü üzere, sağlıklı femur başlarının merkez noktasında ortalama $2.28(\pm 1.49)$ mm. KOKH değeri, yarıçaplarında ortalama $1.63(\pm 1.46)$ mm. KOKH değeri ve femur başı dairesinde ortalama $0.8853(\pm 0.0868)$ DBK değeri gözlemlenmişken; patolojik femur başlarının merkez noktasında ortalama $4.23(\pm 3.66)$ mm. KOKH değeri, yarıçaplarında ortalama $1.71(\pm 1.35)$ mm. KOKH değeri ve femur başı dairesinde ortalama $0.8253(\pm 0.0937)$ DBK değeri gözlemlenmiştir.

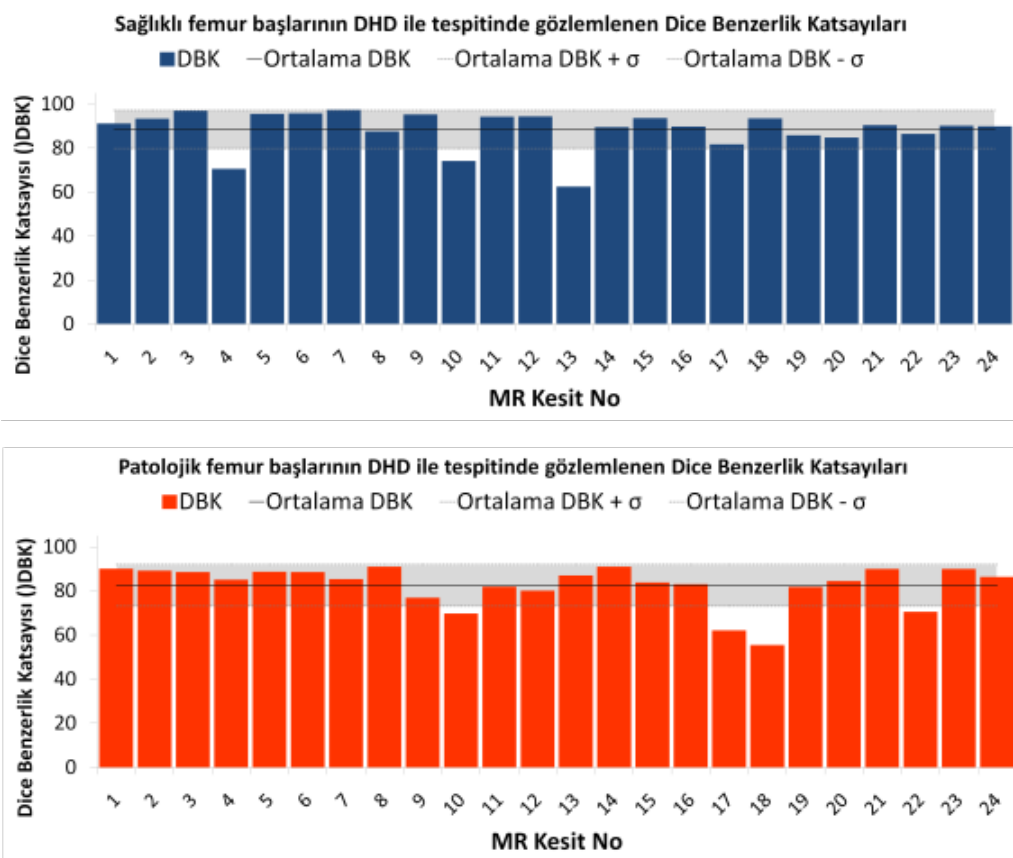
Tablo 3.4 2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının DHD ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerleri ve çember parametrelerinin Kare Ortalamalarının Karekökü Hatası (KOKH) değerleri

MR kesit no	Sağlıklı femur başı			Patolojik femur başı		
	KOKH merkez (mm.)	KOKH yarıçap (mm.)	Dice Benzerlik Katsayısı (DBK)	KOKH merkez (mm.)	KOKH yarıçap (mm.)	Dice Benzerlik Katsayısı (DBK)
1	0.61	1.29	0.9121	1.82	1.29	0.9014
2	1.72	0.00	0.9331	2.72	0.00	0.8913
3	0.43	0.43	0.9699	2.61	0.00	0.8850
4	6.71	0.86	0.7061	2.43	2.58	0.8513
5	0.86	0.43	0.9549	1.22	1.72	0.8873
6	1.53	0.00	0.9575	2.90	2.05	0.8860
7	0.91	0.00	0.9746	4.69	0.00	0.8532
8	2.50	1.87	0.8765	2.25	0.00	0.9098
9	1.10	0.78	0.9524	6.30	0.78	0.7689
10	3.13	3.91	0.7418	3.98	4.69	0.6974
11	1.56	0.78	0.9429	4.75	1.56	0.8195
12	1.75	0.00	0.9441	0.78	3.91	0.8013
13	3.22	6.25	0.6248	4.21	0.00	0.8707
14	2.25	1.50	0.8947	0.75	1.50	0.9098
15	1.77	1.25	0.9359	2.50	3.75	0.8376
16	2.47	2.34	0.8984	5.95	0.00	0.8301
17	5.52	3.13	0.8174	13.82	1.56	0.6207
18	1.42	1.42	0.9349	14.50	1.42	0.5546
19	3.77	2.10	0.8588	3.96	3.50	0.8175
20	3.06	2.97	0.8479	4.52	2.23	0.8451
21	2.98	1.49	0.9037	1.49	2.24	0.8999
22	1.29	2.74	0.8642	9.41	1.83	0.7049
23	1.42	2.12	0.9012	1.00	2.12	0.8999
24	2.69	1.49	0.8989	2.99	2.24	0.8634
Ortalama (μ) Standart sapma ($\pm\sigma$)	2.28 ± 1.49	1.63 ± 1.46	0.8853 ± 0.0868	4.23 ± 3.66	1.71 ± 1.35	0.8253 ± 0.0937

Tablo 3.4'teki merkez noktası ve yarıçap parametrelerine ait hatalar milimetre (mm.) cinsinden verilmiştir. DHD ile gerçekleştirilen femur başı parametre tespitinde, gerekli olan işlemler piksel bazlı uzunluklar üzerinden yapılmış ve hesaplanmıştır ancak MR kesitlerinin voksel boyutlarının ve matris boyutlarının farklılığından ötürü, piksel sayısına veya uzunluğuna bağlı bir performans değerlendirmesi yapmanın uygun olmayacağı düşünülmüştür. Bu sebeple, MR kesitlerin voksel boyutları göz önüne alınarak bütün piksel tabanlı sonuçlar uzamsal uzaydan kartezen uzaya aktararak mm. birimine çevrilmiştir. Böylece merkez noktası ve yarıçap parametreleri için

standart birimler sağlanmıştır. Ayrıca bu parametrelerin mm. cinsinden ifade edilmesi klinik tedavi uzmanlarının gerçekleştireceği analizler için de sıhhatli olacaktır. İlgili birim çevirme işlemi, oransal bir değerlendirme parametresi olması ve birimden bağımsız olması sebebiyle DBK için uygulanmamıştır.

Tablo 3.4'teki veriler dikkate alındığında, patolojik femur başlarının DHD ile tespitinde gözlemlenen başarımların sağlıklı femur başlarında gözlemlenen başarımlarından genel olarak düşük olduğu görülmektedir. Patolojik femur başlarının tespitinde gözlemlenen görece düşük performans değerleri, bu femur başlarının dairesel formlarını normal femur başlarına göre belirli oranlarda kaybettiği göz önüne alınırsa esasında oldukça normal ve olasıdır. Bununla birlikte patolojik femur başlarındaki ortalama hata değerleri genel itibarıyla çok düşük olmamakla birlikte, ortalama değerlerdeki görece düşük başarımlar bazı MR kesitlerdeki (MR kesit no: 9, 10, 17, 18, 22 gibi) görece düşük başarımlardan kaynaklanmaktadır. 2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının DHD ile tespitinde gözlemlenen ve Tablo 3.4'te nümerik olarak gösterilen DBK değerleri, Şekil 3.8'de ayrıca grafiksel olarak da gösterilmiştir.



Şekil 3.8 2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının DHD ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerlerinin grafiksel gösterimi

3.2.2.4 Tartışma

2B MR kesitlerinde dairesel (sağlıklı) ve dairesel formu bozulmuş olan (patolojik) femur başlarının DHD ile tespitinde Bölüm 3.2.2.3'te de sunulduğu üzere başarılı sonuçlar gözlemlenmiştir [193]. İlgili yöntemin femur başı tespitindeki başarımını değerlendirmek amacıyla iki farklı performans ölçüm metriği kullanılmıştır. Tespit edilen femur başlarının merkez noktalarının ve yarıçaplarının, bu parametrelerin gerçek referans değerleri ile arasındaki hata ölçümü için KOKH kullanılmıştır. Ayrıca tespit edilen merkez noktası ve yarıçap üzerinden tanımlanan femur başı dairesinin, gerçek referans femur başı dairesi ile örtüşme oranı da DBK kullanılarak ölçülmüştür. İlgili metrikler, medikal görüntü işlemede genellikle tercih edilen performans sına metrikleri arasında olması sebebiyle tercih edilmiştir.

Sağlıklı ve patolojik femur başlarının DHD ile tespitindeki ilk aşamada, 2B MR kesitleri üzerinde MR görüntü ön-işleme ile kesitler dikey olarak iki eşit parçaya bölünmüş ve kenar belirleme ile, ikiye ayrılmış olan yarı kesitlerin kenar görüntüleri elde edilmiştir. Sonraki aşamada ise kenar görüntüleri üzerinden DHD ile femur başı tespiti gerçekleştirilmiştir. DHD yöntemi doğrudan kenar görüntüleri üzerinde uygulandığı için, femur başına ait kenarların çıkarılması bu süreçte oldukça önemli bir işlemdir. Bu bölümde anlatılan ve DHD ile gerçekleştirilen femur başı tespitinin kenar belirleme aşamasında Canny kenar belirleme yöntemi kullanılmıştır. Ek-A'da etraflıca ele alınan Canny kenar belirleme yönteminde, Gauss filtresi standart sapma değeri ve ikili eşikleme eşik katsayıları parametrelerinin yöntemde girdi olarak verilmesi gerekir. İdeal bir sistemde, ilgili yöntem parametrelerinin stabil olması ve girdiye bağlı olarak değişmemesi oldukça önemlidir. Gerçekleştirilen çalışmada, üzerinde çalışılan MR kesitlerinin birbirinden farklı MR cihazları ve MR görüntüleme protokolleri ile çekilmiş olmasından dolayı, Canny kenar belirleme yöntemi için standart parametre değerleri belirlemek oldukça güç olmuştur. Bu süreçte Gauss filtresi standart sapma değeri sabit olarak ($\sigma \cong 1.4$) belirlenmiş, ancak Canny ikili eşikleme parametreleri MR kesitlerine özel olmak üzere femur başı kenarlarını başarılı olarak çıkaracak şekilde belirlenmiştir. MR görüntülerin 1.5 T manyetik güce sahip MR cihazları ile çekilmiş olması, bazı kesitlerin gürültülü olması ve bazı femur başlarının kenar geçişlerinin göz ile bile çok güç seçilmesi gibi sebepler, femur başı kenarlarının kolay, net ve başarılı bir biçimde tespitini zorlaştırmıştır. Bahsedilen problemler, tez çalışması kapsamında üzerinde çalışılan MR veri setinin zorlu bir veri seti olmasından kaynaklanmıştır. Bununla birlikte, femur başı boyutlarının birbirlerinden farklı olması ve yine MR görüntüleme protokol farklılıklarına bağlı olan ve yukarıda bahsedilen problemlerden dolayı, DHD'de kullanılan $[R_{min}, R_{max}]$ yarıçap arama aralıkları da değişken olarak belirlenmiştir.

Medikal görüntü analizi üzerine yapılan çalışmalarda genellikle standart görüntüleme protokolleri ile elde edilmiş standart medikal görüntüler kullanılmaktadır. Bu sebeple, standart ve iyi bir görüntüleme protokolü ile yüksek kaliteli olarak çekilmiş MR görüntüleri üzerinde, yukarıda belirtilen parametrik problemlerin yaşanmayacağı kanaatindeyiz.

3.2.2.5 Sonuçlar

Alt başlık 3.2.2 dâhilinde yer alan yukarıdaki başlıklarda, DHD ile MR kesitlerde 2B femur başı tespiti kapsamında yapılan çalışmalara yer verilmiştir. Farklı MR görüntüleme cihazları ve MR görüntüleme protokolleri ile çekilmiş olan MR kesitleri üzerinde gerçekleştirilen deneysel çalışmalarda, sağlıklı (normal şekilli) ve patolojik (şekil deformasyonuna uğramış) femur başları başarılı bir biçimde tespit edilmiştir. MR kesitlerdeki femur başlarının DHD ile 2B tespitinde, sağlıklı femur başlarının merkez noktasında ortalama $2.28(\pm 1.49)$ mm. KOKH değeri, yarıçaplarında ortalama $1.63(\pm 1.46)$ mm. KOKH değeri ve femur başı dairesinde ortalama $0.8853(\pm 0.0868)$ DBK değeri gözlemlenmişken; patolojik femur başlarının merkez noktasında ortalama $4.23(\pm 3.66)$ mm. KOKH değeri, yarıçaplarında ortalama $1.71(\pm 1.35)$ mm. KOKH değeri ve femur başı dairesinde ortalama $0.8253(\pm 0.0937)$ DBK değeri gözlemlenmiştir [193].

3.2.3 Tümleşik Türev Operatörü (TTO) ile Femur Başı Tespiti

Bu bölüm dâhilinde, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait MR görüntülerinde yer alan sağlıklı ve patolojik kalça eklemlerindeki femur başlarının TTO [188] ile 2B tespiti amacıyla yapılan çalışmalara yer verilmiştir. Bu bağlamda, bu bölümde yer alan alt başlık 3.2.3.1’de, TTO ile gerçekleştirilen 2B femur başı tespitinin özeti verilmiştir. Alt başlık 3.2.3.2’de yöntemler ve detayları anlatılırken, alt başlık 3.2.3.3’te deneysel sonuçlar sunulmuştur. Alt başlık 3.2.3.4’teki tartışmalar bölümü dâhilinde, ilgili tespit yöntemi ile alâkalı kısıtlamalara değinilmiştir. Alt başlık 3.2.3.5’te ise TTO ile gerçekleştirilen 2B femur başı tespitinin genel sonuçları sunulmuştur.

3.2.3.1 Özet

LCP hastalarına ait ve koronal düzlemde çekilmiş iki yönlü kalça eklemi MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının TTO kullanılarak 2B tespitindeki süreçte ilk olarak MR kesitleri bazı ön-işleme aşamalarından geçirilmiştir. Bu bağlamda MR kesitlerinde sırasıyla; MR görüntü normalizasyonu, histogram eşleme, bölgesel görüntü doldurma, kalça eklemi ayırma ve görüntü ikilileştirme

uygulanmıştır. Son aşamada ise, ikili kalça eklemi görüntüleri üzerinde TTO uygulanarak femur başları tespit edilmiştir. 13 hastaya ait toplam 24 koronal MR kesitindeki sağlıklı ve patolojik kalça eklemleri üzerinde yapılan deneylerde başarılı sonuçlara ulaşılmış ve gözlemlenen çıktılar karşılaştırılmıştır.

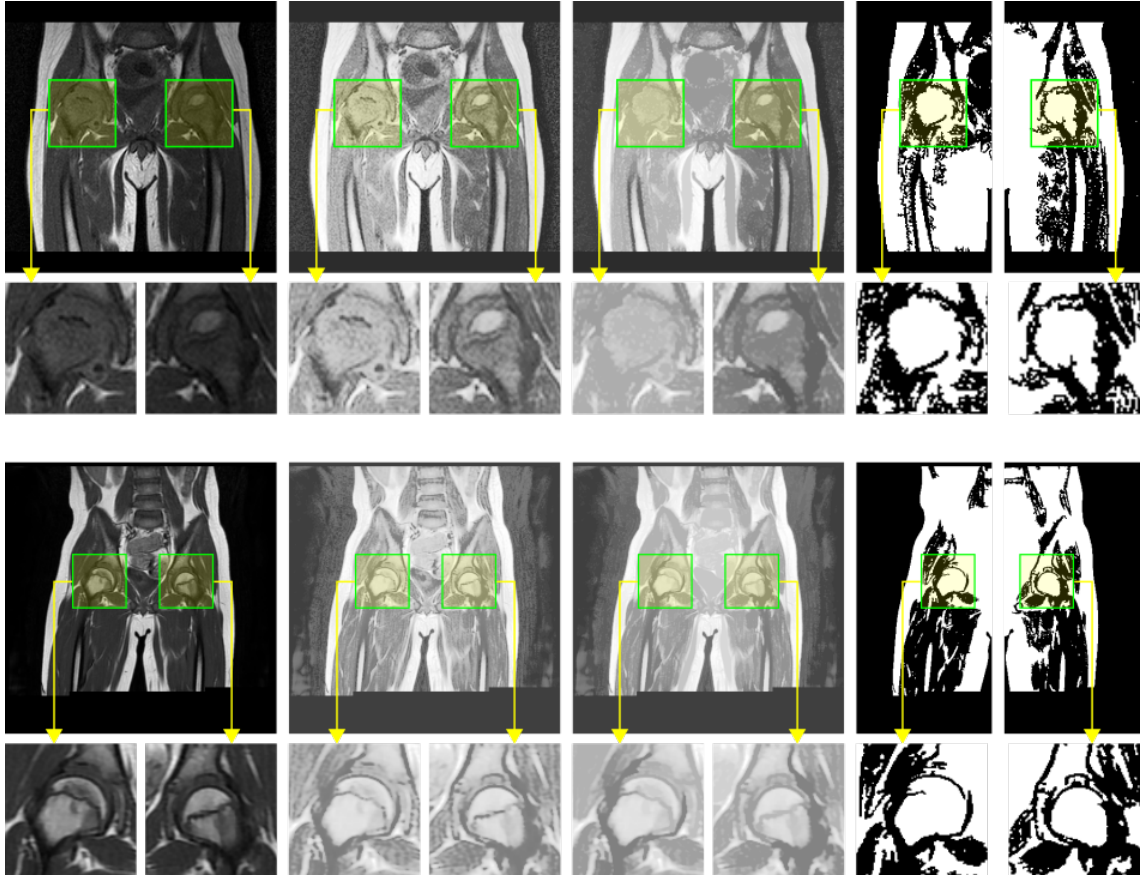
3.2.3.2 Yöntemler

Bu bölümde, TTO kullanılarak gerçekleştirilen otomatik 2B femur başı tespitinde kullanılan yöntemlerin ve uygulanan işlemlerin detayları sıralı olarak ele alınmış ve açıklanmıştır. LCP hastalarına ait ve koronal düzlemde çekilmiş iki yönlü kalça eklemi MR kesitlerinde sağlıklı ve patolojik femur başlarının TTO kullanılarak 2B tespiti sürecindeki ilk adımda, MR kesitleri üzerinde beş aşamalı bir ön-işleme uygulanmış ve bu kesitler, TTO kullanılarak femur başı tespitinin gerçekleştirilmesi amacıyla hazırlanmıştır. Ön-işleme sürecinde MR kesitler üzerinde sırasıyla aşağıda belirtilen işlemler uygulanmıştır:

1. Parlaklık değerlerinin normalizasyonu
2. Histogram eşleme
3. Bölgesel görüntü doldurma
4. Kalça eklemlerinin ayrılması
5. Görüntü ikilileştirme

Yukarıdaki sıralı maddelerde belirtildiği üzere, ön-işleme sürecinde ilk olarak MR kesitlerinin parlaklık değerlerinin normalizasyonu sağlanmış ve bu amaçla kesitlerin parlaklık değerleri $[0,1]$ aralığına normalize edilmiştir. İkinci aşamada, normalize edilmiş MR kesitlerinin görüntü kontrastını ayarlamak amacıyla normalize edilmiş MR kesitlerinin histogramları, 256 $[0-255]$ ayrı gri renk seviyesine eşlenmiştir. Üçüncü adımda ise, histogramları eşlenmiş olan MR kesitleri üzerinde, doku geçişi efektlerini azaltmak için ve dairesel bölgelerin renk parlaklıklarını daha homojen bir hale getirmek için morfolojik tabanlı bir bölgesel görüntü doldurma (image filling) işlemi uygulanmıştır. Bu işlem, Matlab nümerik hesaplama yazılımı dâhilinde mevcut olan ve bir morfolojik işlem algoritmasına dayalı olan 'imfill' fonksiyonu [194, 195] ile gerçekleştirilmiştir. Sonraki aşamada ise bölgesel görüntü doldurma uygulanmış MR kesitleri dikey olarak iki eşit parçaya bölünerek sağ ve sol kalça eklemlerinin ayrılması ve tek bir kalça eklemi içeren yarı MR görüntülerinin elde edilmesi sağlanmıştır. Beşinci ve son ön-işleme adımında ise, MR kesitlerinin dikey olarak iki eşit parçaya

bölünmesi sonucu elde edilen yarı MR görüntüleri üzerinde ikili eşikleme uygulanmış ve yarı MR görüntülerine ait ikili görüntüler elde edilmiştir. İkili eşiklemede, yarı MR görüntülerini oluşturan ve parlaklık değerleri, deneysel olarak karar verilmiş olan bir eşik seviyesinden büyük ve eşit olan pikseller 1 ile; küçük olan pikseller ise 0 ile kodlanmıştır. Şekil 3.9'da, MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının TTO ile 2B tespiti için uygulanan MR kesit ön-işleme aşamaları görsel olarak ifade edilmiştir.



Şekil 3.9 2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının TTO ile tespitinde MR kesit ön-işleme aşamaları (1. sütun: Parlaklık değerleri [0,1] aralığına normalize edilmiş olan örnek MR kesitleri, 2. sütun: Histogramları 0-255 renk aralığına eşlenmiş MR kesitleri, 3. sütun: Histogramları eşlenmiş MR kesitleri üzerinde bölgesel görüntü doldurma (image filling) uygulanması sonucu elde edilmiş görüntüler, 4. sütun: Bölgesel görüntü doldurma uygulanmış MR kesitlerinin dikey olarak iki eşit yarı görüntüye ayrılması ve bu yarı MR görüntüler üzerinde ikili eşikleme uygulanması sonucu elde edilen ikili görüntüler. (Her bir sütunda, ilgili ön-işleme aşamasının uygulandığı MR kesitlerindeki sağ ve sol femur başlarının geniş görünüşleri MR kesitlerinin altında sunulmuştur.))

Şekil 3.9'daki ilk sütunda, parlaklık değerleri [0,1] aralığına normalize edilmiş olan örnek MR kesitleri ve bu örnek MR kesitlerinin hemen altında da, ilgili MR kesitlerindeki femur başlarının geniş görünüşleri yer almaktadır. İlgili şekildeki 2. sütunda yer alan görüntülerde, histogramları 0-255 renk aralığına eşlenmiş MR kesitleri ve bu örnek MR kesitlerinin hemen altında da, ilgili MR kesitlerindeki femur

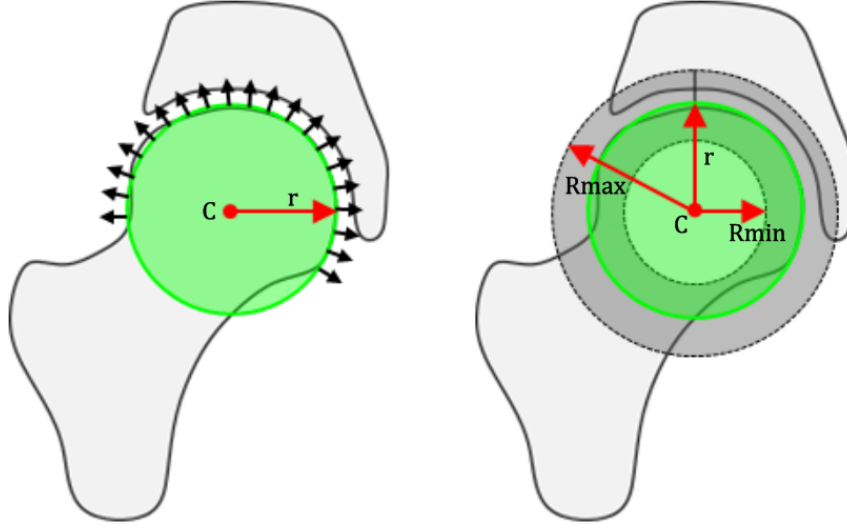
başlarının geniş görünümüleri gösterilmiştir. Şekil 3.9'daki 3. sütunda, histogramları eşlenmiş MR kesitleri üzerinde bölgesel görüntü doldurma uygulanması sonucu elde edilmiş görüntüler ve 4. sütunda ise, bölgesel görüntü doldurma uygulanmış MR kesitlerinin dikey olarak iki eşit yarı görüntüye ayrılması ve bu yarı MR görüntüler üzerinde ikili eşikleme uygulanması sonucu elde edilen ikili görüntüler gösterilmiştir. İlgili şekildeki 3. ve 4. sütunlarda da femur başlarının geniş görünümüleri yine MR kesitlerinin altında gösterilmiştir.

MR kesitler üzerinde yukarıda belirtilen ilgili ön-işleme adımlarının uygulanması sonucu elde edilen ve tek bir kalça eklemine içeren ikili görüntüler üzerinde TTO uygulanarak femur başlarının yarıçapı ve 2B merkez koordinatları tespit edilmiştir. TTO yöntemi ile 2B görüntülerde yer alan dairesel yapıların tespitine yönelik detaylı işlem adımları ve açıklamalar tez kitabının son bölümündeki Ek-D'de ayrıntılı olarak verilmiştir. Bu bölümde ise, ilgili yöntemin özel olarak femur başı tespitindeki uygulandığı üzerinde durulmuştur. TTO, Şekil 3.10'da da görsel olarak ifade edildiği üzere, bir C merkez noktası üzerinden belirlenen $[R_{min}, R_{max}]$ yarıçap aralığındaki ardışıl çemberlerdeki parlaklık değişimlerinin maksimum olduğu çemberi arar. Bu işlem için, giriş imgeleri üzerinde Eşitlik (3.4)'teki operatör uygulanır.

$$\max(r, x_0, y_0) \left| G_{\sigma}(r) * \frac{\partial}{\partial r} \oint_{r, x_0, y_0} \frac{I(x, y)}{2\pi r} ds \right| \quad (3.4)$$

Eşitlik (3.4)'teki TTO denkleminde $I(x, y)$ genelde bir giriş imgesi, özelde ise MR görüntü ön-işleme sonucunda elde edilmiş olan ikili görüntüdür. (x_0, y_0) ise $I(x, y)$ görüntüsünde merkez noktası olarak seçilen bir piksele ait koordinatlardır. r , (x_0, y_0) merkez noktasından çizilen çemberin yarıçapıdır. s , (r, x_0, y_0) parametrelerinin tanımladığı çember çizgisini belirtir ve $G_{\sigma}(r)$ ise σ standart sapmalı bir Gauss yumuşatma fonksiyonudur.

TTO, Şekil 3.10'da da görsel olarak ifade edildiği üzere, bir C merkez noktası üzerinden belirlenen $[R_{min}, R_{max}]$ yarıçap aralığındaki ardışıl çemberlerdeki parlaklık değişimlerinin maksimum olduğu çemberi arar. Bu işlemler sırasında, imgeler üzerindeki çemberlerin tanımlanması için Eşitlik (3.1)'de daha önce ifade edilmiş olan çember denklemlerinden faydalanılır. Eşitlik (3.1)'de, r yarıçapı, ve $[0, 2\pi]$ aralığındaki θ açı değerleri kullanılarak elde edilen $P(P_x, P_y)$ noktaları ise $C(C_x, C_y)$ merkezli ve r yarıçaplı bir çemberi tanımlar. Femur başı, Şekil 3.10'da da gösterilen şekil yapısı göz önüne alındığında, genel olarak dairesel bir yapıya sahip olduğu için ve de özellikle asetabulum ile arasında bir geçiş bölgesi olması sebebiyle TTO ile tespit



Şekil 3.10 2B koronal düzlemde proksimal femurun önden görünümü ve femur başı dairesel yapısı ile asetabulum arasındaki geçiş bölgesinin gösterimi (solda). Proksimal femurdaki femur başı üzerinde C merkezli ve r yarıçaplı femur başı dairesinin, ve TTO için bu femur başı daresi üzerinden tanımlanan $[R_{min}, R_{max}]$ ardışıl çember aralığının gösterimi (sağda)

edilebilme potansiyeli taşır. Şekil 3.10'da görüldüğü üzere femur başı dairesel yapısı C merkezli ve r yarıçaplı bir çember ile tanımlanabilir. İlgili femur başı çemberi ve bu çemberin kapsadığı dairesel alan, Şekil 3.10'daki femur başı üzerinde yeşil renk ile gösterilmiştir. Yine aynı şekilde, femur başı ile asetabulum arasındaki geçiş bölgeleri siyah oklarla gösterilmiştir. İlgili geçiş bölgeleri, genellikle MR kesitlerinde femur başı ile asetabulum arasında renk farklılıklarının olduğu yerlerdir. Bu sebeple, bir C merkez noktası üzerinden, belirli bir $[R_{min}, R_{max}]$ yarıçap aralığında çizilen ardışıl çemberlerin parlaklık değişimlerinin maksimum olduğu yarıçap bulunarak femur başı çemberi tespit edilebilir. Genel olarak dairesel yapıların, özel olarak ise femur başının tespiti için TTO yönteminin uygulanışı, Şekil 3.11'de algoritmik bir formda sunulmuştur.

Şekil 3.11'deki TTO algoritmasında görüldüğü üzere, algoritmaya girdi olarak verilen bir I_B ikili imgesi üzerinde bir $[R_{min}, R_{max}]$ aralığındaki femur başı çemberleri aranmaktadır. Bu işlemlerde öncelikle, ardışıl çemberler aralığındaki her bir çember için piksel parlaklık değerlerinin toplamı hesaplanır ve bu toplam değerleri çemberlerin üzerindeki piksellerin toplam sayısına bölünerek normalize edilir. İlgili normalizasyon işlemi, algoritma dâhilinde $D[r] \leftarrow norm(S_I)$ olarak tanımlanmıştır. Daha sonra bu toplam değerlerinin farkları alınmakta ve bir Gauss fonksiyonu ile bu fark vektörleri yumuşatılmaktadır. Giriş imgesindeki her piksel üzerinden hesaplanan bu vektörler, bir 3B matris veri yapısında saklanmaktadır. Son aşamada ise, $(C_i, C_j, r) \leftarrow argmax(A[i, j, r])$ işlemi ile maksimum olan çember parlaklık farkı alınarak tespit edilmek istenen femur başı çemberi bulunmaktadır. Algoritmada ifade edilen 3B A matrisindeki maksimum değer bulundugu matris lokasyonunun ilk iki

Algorithm Tümleşik Türev Operatörü (TTO) Algoritması

Input: İkili imge I_B , yarıçap arama aralığı minimum değeri R_{min} , yarıçap arama aralığı maksimum değeri R_{max}

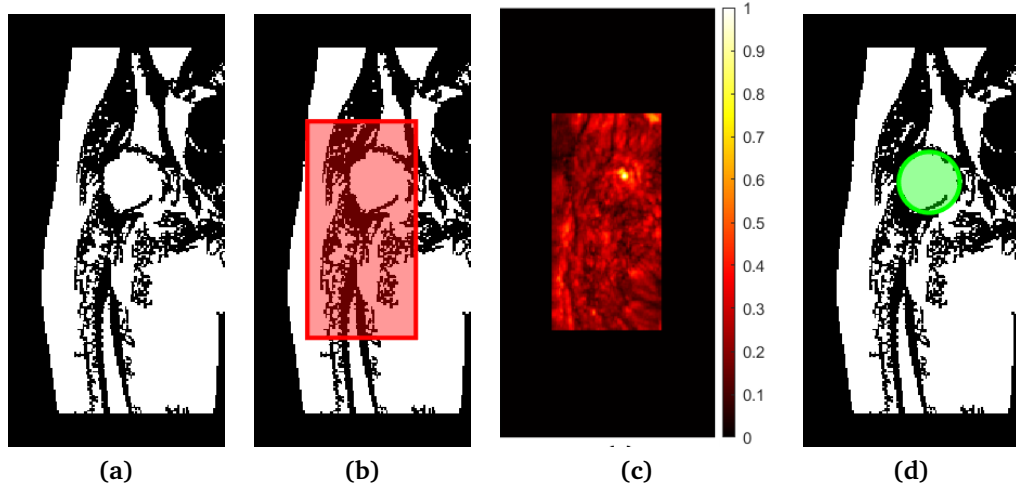
Output: Aranılan femur başı çemberinin merkez koordinatları $C = \{C_i, C_j\}$, aranılan femur başı çemberinin yarıçapı r

```
1: for each pixel  $I_B(i, j)$  do
2:   for each  $r \in [R_{min}, R_{max}]$  do
3:      $S_I \leftarrow 0$ 
4:     for  $\theta = 0 \rightarrow 2\pi$  do
5:        $P_x \leftarrow j + r \cdot \cos(\theta)$ 
6:        $P_y \leftarrow i + r \cdot \sin(\theta)$ 
7:        $S_I \leftarrow S_I + I_B(P_y, P_x)$ 
8:     end for
9:      $D[r] \leftarrow \text{norm}(S_I)$ 
10:   end for
11:    $D[r] \leftarrow \text{differential}(D[r])$ 
12:    $D[r] \leftarrow \text{Gaussianfilter}(D[r])$ 
13:    $A[i, j, r] \leftarrow D[r]$ 
14: end for
15:  $(C_i, C_j, r) \leftarrow \text{argmax}(A[i, j, r])$ 
16: return  $C, r$ 
```

Şekil 3.11 Femur başı tespitinde Tümleşik Türev Operatörü (TTO) algoritması

elemanı imgedeki femur başının merkez noktasını, üçüncü elemanı ise femur başının yarıçapını işaret etmektedir.

Algoritmaya giriş imgesi olarak verilen kalça eklemi ikili görüntüleri üzerinde, hem algoritma koşum süresini azaltmak hem de yanlışlıkla femur başı olarak tespit edilebilmesi olası dairesel yapıları elemek amacıyla $[w/4, 3w/4]$ genişliğinde ve $[h/4, 3h/4]$ yüksekliğinde bir dikdörtgensel arama bölgesi tanımlanmıştır. Bu nedenle, Şekil 3.11'deki TTO algoritması, giriş görüntülerindeki piksellerin tamamı üzerinde değil de, belirtilen dikdörtgensel arama bölgesi içerisinde yer alan pikseller üzerinde uygulanmıştır. Şekil 3.12'de; 2B düzlemde bir MR kesitinden görüntü ön-işleme sonucunda elde edilmiş bir kalça eklemi ikili görüntüsü, kalça eklemi ikili görüntüsü üzerinde $[w/4, 3w/4]$ genişliğinde ve $[h/4, 3h/4]$ yüksekliğinde tanımlanmış olan dikdörtgensel arama bölgesi (w : görüntü genişliği, h : görüntü yüksekliği) ile dikdörtgensel arama bölgesi dâhilindeki her bir piksel üzerinde TTO uygulanması sonucu elde edilmiş ve ardışıl çember toplamalarının maksimum farklarını ($[0,1]$ arasına normalize edilmiş olarak) içeren olasılık yoğunluk görüntüsü sunulmuştur. İlgili şekilde ayrıca TTO olasılık yoğunluk görüntüsünde en yüksek değer gösterdiği femur başı dairesi imge üzerinde de gösterilmiştir. Şekil 3.12'de sunulan örnek olasılık yoğunluk görüntüsü, ilgili bölge pikselleri merkez olmak üzere bu merkezlerde TTO uygulanması sonucu hesaplanmış olan maksimum çember farklarını ifade eder. İlgili olasılık yoğunluk görüntüsündeki sarı ve beyaz tonlar yüksek renk değişimini; kırmızı ve siyah tonlar ise düşük renk değişimini gösterir. Bu sebeple olasılık yoğunluk görüntüsündeki sarı ve beyaz tonlar r yarıçaplı olası dairesel yapıların merkezlerini işaret eder.



Şekil 3.12 (a) 2B düzlemde bir MR kesitinden görüntü ön-işleme sonucunda elde edilmiş bir kalça eklemi ikili görüntüsü. (b) Kalça eklemi ikili görüntüsü üzerinde $[w/4, 3w/4]$ genişliğinde ve $[h/4, 3h/4]$ yüksekliğinde tanımlanmış olan dikdörtgensel arama bölgesi (w : görüntü genişliği, h : görüntü yüksekliği). (c) Dikdörtgensel arama bölgesi dâhilindeki her bir piksel üzerinde TTO uygulanması sonucu elde edilmiş ve ardışıl çemberlerin maksimum farklarını $[0,1]$ arasına normalize edilmiş olarak içeren olasılık yoğunluk görüntüsü. (d) TTO olasılık yoğunluk görüntüsünde en yüksek değerin işaret ettiği r yarıçaplı femur başı dairesinin imge üzerinde görsel olarak sunumu

3.2.3.3 Deneysel Sonuçlar

TTO ile gerçekleştirilen 2B femur başı tespitini sınamak amacıyla mevcut veri setindeki 13 LCP hastasına ait toplam 24 MR kesiti değerlendirmeye alınmıştır. Değerlendirmeye tabi tutulan 24 MR kesitindeki biri sağlıklı ve diğeri patolojik olan femur başlarının TTO ile tespitine ait başarımı ölçmek amacıyla iki farklı performans değerlendirme metriği ile üç farklı parametre ölçülmüştür. Sağlıklı ve patolojik olan femur başlarının TTO ile tespitinin başarımlarını ölçümünde KOKH ve DBK metrikleri kullanılmıştır. KOKH ile, TTO kullanılarak tespit edilen femur başı çemberlerinin 1) merkez noktasının ve 2) yarıçapının hata payı ölçülmüştür. KOKH için genel bir denklem Eşitlik (3.2)'de verilmişti. KOKH ile ilgili daha detaylı açıklamalara Ek-G'de yer verilmiştir. Bunlara ek olarak ise, tespit edilen femur başı dairesi üzerinden DBK hesaplanmıştır. TTO yöntemi ile dairesel yapıya sahip bir objenin hem merkez noktası hem de yarıçapı belirlenebildiğinden, bu iki parametre ile belirli bir merkez noktasından belirli bir yarıçap uzunluğuna sahip bir daire tanımlanabilir. Bu sayede, tespit edilen femur başı merkez noktası ve yarıçapı üzerinden femur başı için bir dairesel alan tanımlanmış, ve tanımlanmış olan bu dairesel alanın benzerliği, belirtildiği gibi DBK ile ölçülmüştür. DBK'ya ait denklem Eşitlik (3.3)'te sunulmuştu. DBK ile ilgili daha detaylı açıklamalara Ek-H'de yer verilmiştir. 2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının TTO ile tespitinde gözlemlenen DBK değerleri ve çember parametreleri için ölçülen KOKH değerleri Tablo 3.5'te sunulmuştur.

Tablo 3.5 2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının TTO ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerleri ve çember parametreleri için ölçülen Kare Ortalamalarının Karekökü Hatası (KOKH) değerleri

MR kesit no	Sağlıklı femur başı			Patolojik femur başı		
	KOKH merkez (mm.)	KOKH yarıçap (mm.)	Dice Benzerlik Katsayısı (DBK)	KOKH merkez (mm.)	KOKH yarıçap (mm.)	Dice Benzerlik Katsayısı (DBK)
1	0.96	1.29	0.9121	3.27	0.43	0.8525
2	0.86	0.86	0.9399	1.92	0.00	0.9219
3	0.61	0.43	0.9673	1.77	1.29	0.9041
4	1.22	0.00	0.9476	0.00	0.00	1.0000
5	0.43	0.43	0.9709	0.61	0.43	0.9673
6	0.68	0.00	0.9813	21.36	5.47	0.2830
7	0.64	0.00	0.9824	47.70	1.93	0.0000
8	2.80	4.38	0.7596	3.37	5.00	0.7324
9	1.10	0.00	0.9615	2.82	1.56	0.8895
10	0.78	0.78	0.9518	4.42	1.56	0.8218
11	2.82	2.34	0.8645	12.81	0.78	0.5706
12	2.47	1.56	0.9016	1.75	2.34	0.8812
13	0.00	2.34	0.8705	4.56	0.78	0.8601
14	6.91	0.75	0.7316	2.70	0.75	0.8909
15	3.75	1.25	0.8807	1.77	0.00	0.9476
16	4.56	2.34	0.8574	4.69	1.56	0.8636
17	2.82	0.78	0.9194	11.82	0.78	0.6936
18	2.13	3.56	0.8359	10.76	1.42	0.6859
19	0.99	1.40	0.9336	6.35	2.10	0.7923
20	5.80	4.46	0.7658	3.79	1.49	0.8778
21	0.75	0.75	0.9661	2.69	2.24	0.9016
22	2.04	0.91	0.9326	4.92	0.91	0.8488
23	1.00	0.71	0.9642	2.92	2.83	0.8774
24	5.28	0.00	0.8382	2.69	2.24	0.8717
Ortalama (μ) Standart sapma ($\pm\sigma$)	2.14 ± 1.88	1.31 ± 1.31	0.9015 ± 0.0731	6.73 ± 9.96	1.58 ± 1.38	0.7890 ± 0.2251

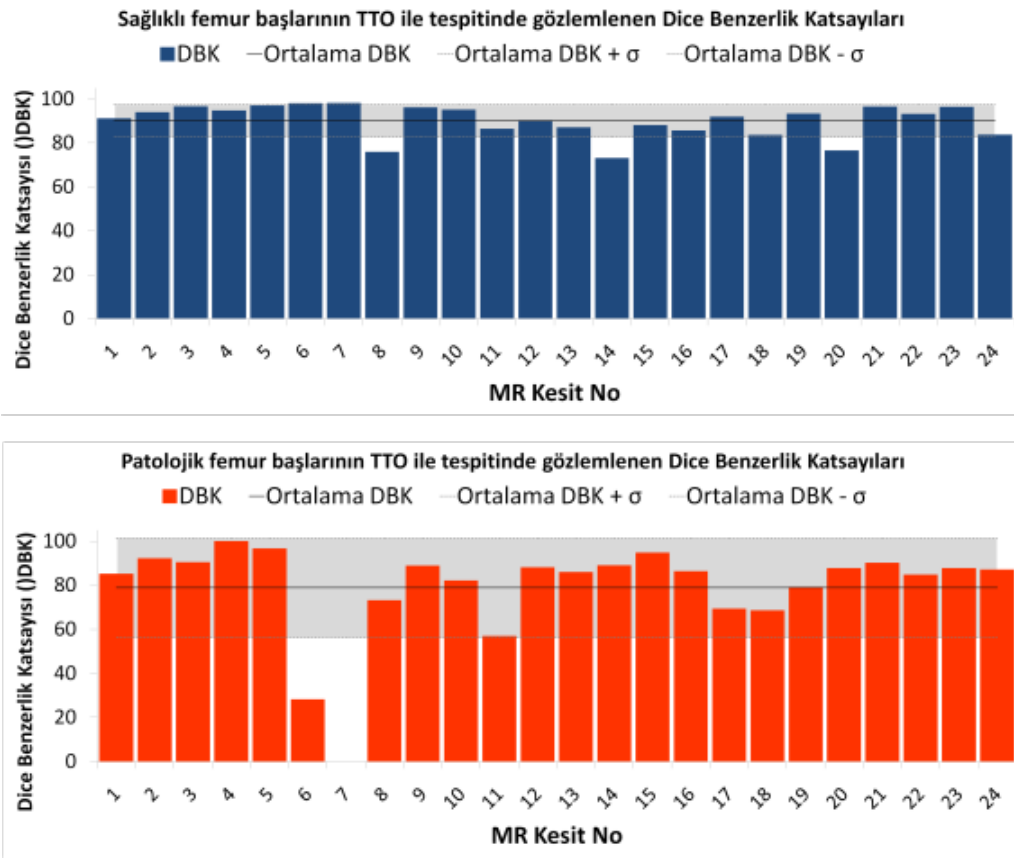
Tablo 3.5'te görüldüğü üzere, sağlıklı femur başlarının merkez noktasında ortalama 2.14(± 1.88) mm. KOKH değeri, yarıçaplarında ortalama 1.31(± 1.31) mm. KOKH değeri ve femur başı dairesinde ortalama 0.9015(± 0.0731) DBK değeri gözlemlenmiştir; patolojik femur başlarının merkez noktasında ortalama 6.73(± 9.96) mm. KOKH değeri, yarıçaplarında ortalama 1.58(± 1.38) mm. KOKH değeri ve femur başı dairesinde ortalama 0.7890(± 0.2251) DBK değeri gözlemlenmiştir.

Tablo 3.5'teki merkez noktası ve yarıçap parametrelerine ait hatalar milimetre (mm.) cinsinden verilmiştir. TTO ile gerçekleştirilen femur başı tespitinde, gerekli olan işlemler piksel bazlı uzunluklar üzerinden yapılmış ve hesaplanmıştır ancak MR kesitlerinin voksel boyutlarının ve matris boyutlarının farklılığından ötürü, piksel sayısına veya uzunluğuna bağlı bir performans değerlendirmesi yapmanın uygun olmayacağı düşünülmüştür. Bu sebeple, MR kesitlerin voksel boyutları göz önüne alınarak bütün piksel tabanlı sonuçlar uzamsal uzaydan kartezyen uzaya aktarılarak mm. birimine çevrilmiştir. Böylece merkez noktası ve yarıçap parametreleri için standart birimler sağlanmıştır. Ayrıca bu parametrelerin mm. cinsinden ifade edilmesi, klinik tedavi uzmanlarının gerçekleştireceği analizler için de sıhhatli olacaktır. İlgili birim çevirme işlemi, oransal bir değerlendirme parametresi olması ve birimden bağımsız olması sebebiyle DBK için uygulanmamıştır.

Tablo 3.5'teki veriler dikkate alındığında, patolojik femur başlarının TTO ile tespitinde gözlemlenen başarımların değerlerinin genel olarak sağlıklı femur başlarında gözlemlenen başarımların değerlerinden düşük olduğu görülmektedir. Patolojik femur başlarında gözlemlenen tespitte ait düşük performans değerleri, bu femur başlarının dairesel formlarını normal femur başlarına göre belirli oranlarda kaybettiği göz önüne alındığında esasında oldukça normal ve olasıdır. Bununla birlikte patolojik femur başlarındaki ortalama hata değerleri genel itibarıyla çok düşük olmamakla birlikte, ortalama değerlerdeki görece düşük başarımlar bazı MR kesitlerindeki (MR kesit no: 6, 7, 11, 17, 18 gibi) görece düşük başarımlardan kaynaklanmaktadır. 2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının TTO ile tespitinde gözlemlenen ve Tablo 3.5'te nümerik olarak sunulan DBK değerleri Şekil 3.13'te grafiksel olarak da gösterilmiştir.

3.2.3.4 Tartışma

2B MR kesitlerindeki dairesel (sağlıklı) ve dairesel formu bozulmuş olan (patolojik) femur başlarının TTO ile tespitinde, Bölüm 3.2.3.3'te de sunulduğu üzere başarılı sonuçlar gözlemlenmiştir [196]. İlgili yöntemin femur başı tespitindeki başarımlarını değerlendirmek amacıyla iki farklı performans ölçüm metriği kullanılmıştır. Tespit edilen femur başlarının merkez noktalarının ve yarıçaplarının, bu parametrelerin gerçek referans değerleri ile arasındaki hata ölçümü için KOKH kullanılmıştır. Ayrıca, tespit edilen merkez noktası ve yarıçap üzerinden tanımlanan femur başı dairesinin gerçek referans femur başı dairesi ile örtüşme oranı da DBK ile ölçülmüştür. İlgili metrikler, medikal görüntü işlemede genellikle tercih edilen performans sınaama metrikleri arasında olması sebebiyle tercih edilmiştir.



Şekil 3.13 2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının TTO ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerlerinin grafiksel gösterimi

Sağlıklı ve patolojik femur başlarının TTO ile tespit edilmesi sürecinde ilk olarak, 2B MR kesitleri üzerinde uygulanan MR görüntü ön-işleme adımları ile dikey olarak iki eşit parçaya bölünmüş ve her biri tek bir kalça eklemine içeren ikili (siyah-beyaz) yarı MR görüntüleri elde edilmiştir. Kullanılan MR kesitleri, önceki bölümlerde belirtildiği üzere farklı MR tarayıcılar ile elde edilmiştir ve tüm MR kesitlerinin görüntüleme protokolleri birbirinden farklıdır. Bu nedenle, görüntü matrisi boyutları ve görüntü kontrastları gibi görüntüleme protokolü özellikleri MR kesitlerinin her biri için farklıdır. Gerek MR kesitlerinin görüntü kalitesinin düşük olması, gerekse de bazı kesitlerdeki kötü kontrast nedeniyle, femur başı ile asetabulum arasındaki renk geçişi bazı kesitlerde yeterince belirgin değildir. Bu nedenle, ön-işleme adımlarında görüntü ikilileştirme aşamasında standart bir eşik değer parametresi belirleme zorluğu ortaya çıkmıştır ve yine aynı nedenle, aynı hastaya ait farklı MR kesitleri için farklı eşik katsayıları belirlenmiştir. Hatta MR kesitlerindeki renk kontrastının homojen olmaması sebebiyle aynı kesitten elde edilen yarı MR görüntülerinde de farklı eşik katsayıları uygulanmıştır. Eşik katsayısı çok küçük seçilirse, ikili görüntülerde daha fazla piksel ön plan (1 değerine sahip pikseller) olarak görünecektir. Bu durumda, femur başı ile asetabulum arasındaki boşluk da ön plan olarak etiketlenebilir. Bu

durumda, TTO'nun çalışma mantığı gereği (ardışıl çemberler arası parlaklık geçiş farkına dayalı tespit) femur başlarının tespiti çok zorlaşacaktır. Eşik katsayısı çok büyük seçilirse, ikili görüntülerde arka plan olarak etiketlenen (0 değerine sahip pikseller) daha fazla piksel olacaktır. Böyle bir durumda, femur başı bölgesindeki pikseller arka plan olarak etiketlenebilir ve femur başı net bir şekilde görünmez. Dolayısıyla TTO ile femur başlarını saptamada zorluk çekilebilir. Ön-işlemeden geçirilmiş fakat ikili hâle dönüştürülmemiş görüntülerde, femur başı bölgesindeki piksellerin parlaklık değerleri küçükse, arka plan siyah, aksi takdirde beyaz olur. Bu durum, tespit işlemi için ayrıca bir problem oluşturmaz. Çünkü TTO, tespit işlemini ardışıl çemberlerin toplam parlaklık değerlerinin farklılıklarını esas alarak gerçekleştirir. Bu sebeplerden dolayı eşik katsayıları ne çok büyük, ne de çok küçük değerlerden seçilmelidir. Ayrıca MR kesitleri yüksek seviyede gürültüye maruz kalırsa, gürültü temizleme ve görüntü iyileştirme ile görüntü kalitesinin artırılması eşik katsayısının seçimini ve femur başını tespit etmeyi daha da kolaylaştırabilir.

MR kesitlerinin imge matris boyutları ve voksel boyutları farklı olduğu için, farklı büyüklüklerdeki femur başı dairelerinin TTO ile tespit edilmesinde, femur başları için spesifik $[R_{min}, R_{max}]$ aralıkları belirlenmiştir. TTO algoritması imgeler üzerinde (uzamsal uzayda) uygulandığından, buradaki yarıçap değerleri piksel sayısı cinsinden ifade edilir. Bu nedenle, bu yarıçap değerleri MR kesit voksellerinin yükseklik ve genişlik değerleri kullanılarak kolayca milimetre cinsinden uzaklıklara (kartezyen uzaya) dönüştürülebilir. İlgili R_{min}, R_{max} alt ve üst sınır yarıçap değerleri, görüntülerde tespit edilecek olan femur başlarının yarıçapını kapsamalıdır. Bu aralığın çok büyük tutulması önerilmez, çünkü hem tespit için normalden daha fazla zaman harcanabilir, hem de femur başı olmayan birçok küçük ve büyük dairesel yapılar elimine edilemeyebilir. Bu sebeple başarılı bir femur başı tespiti olasılığı düşebilir. TTO'da, ardışıl çember integrallerinin türevlerinin hesaplanmasında mümkün olabilecek gürültü etkilerini azaltmak için Gauss filtresi uygulanır. Performans değerlendirme testlerinde ilgili filtrenin standart sapması $\sigma \cong 1.4$ olarak ayarlanmıştır. Bu parametrenin etkileri ayrıca analiz edilmemiştir, ancak bu değeri $[R_{min}, R_{max}]$ yarıçapı aralığına göre belirlemenin uygun olacağı düşünülmektedir. Daha küçük aralıklar için daha küçük standart sapma değerleri ve daha büyük aralıklar için daha büyük standart sapma değerlerinin belirlenmesi yerinde olacaktır.

MR kesitlerinin düşük görüntü kalitesi de, TTO ile femur başı tespitinin performansını etkilemiştir. Nitekim, bu zorluğun etkileri deneysel çalışmalar kapsamında gözlemlenmiştir. TTO ile femur başı tespiti, görüntü ön-işleme sonrası elde edilmiş ikili yarı MR görüntüleri üzerinde sınırları önceden tanımlanmış bir dikdörtgensel alanda gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım, işlem süresini azaltmak ve önceki bölümlerde ifade edildiği gibi belirtilen dikdörtgen alanın dışındaki bölge içerisinde femur başı

olarak tespit edilebilecek daireleri elimine etmek için uygulanmıştır. Taranan MR serilerinin örnekleme frekanslarındaki farklılıklar nedeniyle bazı kesitlerde vertebral kemik gibi dairesel yapıya sahip daha başka anatomik bileşenler de vardır ve bu tür bileşenler hata ile femur başı gibi algılanabilmektedir.

İdeal bir sistemde, yöntem parametrelerinin stabil olması ve girdiye bağlı olarak değişmemesi oldukça önemlidir. Gerçekleştirilen çalışmada, üzerinde çalışılan MR kesitlerinin birbirinden farklı MR cihazları ve MR görüntüleme protokolleri ile çekilmiş olmasından dolayı, eşik katsayısı ve femur başı yarıçap arama aralığı için standart parametre değerleri belirlemek oldukça güç olmuştur. İkili eşikleme katsayısı ve femur başı yarıçap arama aralığı parametreleri, MR kesitlerine özel olmak üzere, femur başlarını başarılı olarak çıkaracak şekilde belirlenmiştir. MR kesitlerin 1.5 T manyetik güce sahip MR cihazları ile çekilmiş olması, bazı kesitlerin gürültülü olması ve bazı femur başlarının kenar geçişlerinin göz ile bile çok güç seçilmesi gibi sebepler, femur başlarının kolay, net ve başarılı bir biçimde tespitini zorlaştırmıştır. Bahsedilen problemler, tez çalışması kapsamında üzerinde çalışılan MR veri setinin zorlu bir veri seti olmasından kaynaklanmıştır. Medikal görüntü analizi üzerine yapılan çalışmalarda genellikle standart görüntüleme protokolleri ile elde edilmiş standart medikal görüntüler kullanılmaktadır. Bu sebeple, standart ve iyi bir görüntüleme protokolü ile yüksek kaliteli olarak çekilmiş MR görüntüleri üzerinde, yukarıda belirtilen parametrik problemlerin yaşanmayacağı kanaatindeyiz.

3.2.3.5 Sonuçlar

Alt başlık 3.2.3 dâhilinde yer alan yukarıdaki başlıklarda, TTO ile MR kesitlerde 2B femur başı tespiti kapsamında yapılan çalışmalara yer verilmiştir. Farklı MR görüntüleme cihazları ve MR görüntüleme protokolleri ile çekilmiş olan MR kesitleri üzerinde gerçekleştirilen deneysel çalışmalarda, sağlıklı (normal şekilli) ve patolojik (şekil deformasyonuna uğramış) femur başları başarılı bir biçimde tespit edilmiştir. TTO ile gerçekleştirilen 2B femur başı tespitinde, sağlıklı femur başlarının merkez noktasında ortalama $2.14(\pm 1.88)$ mm. KOKH değeri, yarıçaplarında ortalama $1.31(\pm 1.31)$ mm. KOKH değeri ve femur başı dairesinde ortalama $0.9015(\pm 0.0731)$ DBK değeri gözlemlenmişken; patolojik femur başlarının merkez noktasında ortalama $6.73(\pm 9.96)$ mm. KOKH değeri, yarıçaplarında ortalama $1.58(\pm 1.38)$ mm. KOKH değeri ve femur başı dairesinde ortalama $0.7890(\pm 0.2251)$ DBK değeri gözlemlenmiştir [196].

3.2.4 Dairesel Hough Dönüşümü (DHD) ve Tümlleşik Türev Operatörü (TTO) ile İki Aşamalı Femur Başı Tespiti

Bu bölüm dâhilinde, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait MR görüntülerinde yer alan sağlıklı ve patolojik kalça eklemlerindeki femur başlarının DHD [187] ile TTO'ya [188] dayalı iki aşamalı bir yaklaşım yoluyla 2B tespit edilmesi amacıyla yapılan çalışmalara yer verilmiştir. Bu bağlamda, bu bölümde yer alan alt başlık 3.2.4.1'de ilgili iki aşamalı yaklaşım ile gerçekleştirilen 2B femur başı tespitinin özeti verilmiştir. Alt başlık 3.2.4.2'de yöntemler ve detayları anlatılırken, alt başlık 3.2.4.3'te deneysel sonuçlar sunulmuştur. Alt başlık 3.2.4.4'teki tartışmalar bölümü dâhilinde, ilgili tespit yaklaşımı ile alâkalı kısıtlamalara değinilmiştir. Alt başlık 3.2.2.5'te ise, bahsedilen iki aşamalı yaklaşımla gerçekleştirilen 2B femur başı tespitinin genel sonuçları sunulmuştur.

3.2.4.1 Özet

LCP hastalarına ait ve koronal düzlemde çekilmiş iki yönlü kalça eklemi MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının DHD ve TTO kullanılarak iki aşamalı bir yaklaşımla 2B tespit edilmesine yönelik süreçte MR kesitleri öncelikle belirli ön-işleme aşamalarından geçirilmiştir. Bu bağlamda ilk olarak MR kesitleri dikey olarak iki eşit parçaya bölünerek kalça eklemleri ayrılmış, daha sonra ise Canny kenar belirleme yöntemi ile, daha önceden iki eşit parçaya bölünmüş kalça eklemi görüntülerine ait kenar görüntüleri elde edilmiştir. Elde edilen kenar görüntüleri üzerinde DHD uygulanarak femur başları tespit edilmiştir. DHD ile tespit edilen femur başının merkez koordinatları ve yarıçap bilgileri kullanılarak, MR kesitlerinin parlaklık görüntüleri üzerinde TTO uygulanmış ve ilgili femur başlarının daha hassas olarak tespiti amaçlanmıştır. 13 hastaya ait toplam 24 koronal MR kesitindeki sağlıklı ve patolojik kalça eklemleri üzerinde yapılan deneylerde başarılı sonuçlara ulaşılmış ve gözlemlenen çıktılar karşılaştırılmıştır.

3.2.4.2 Yöntemler

Bu bölümde DHD ve TTO kullanılarak gerçekleştirilen iki aşamalı otomatik 2B femur başı tespitinde kullanılan yöntemlerin ve uygulanan işlemlerin detayları sıralı olarak ele alınmış ve açıklanmıştır.

LCP hastalarına ait ve koronal düzlemde çekilmiş iki yönlü kalça eklemi MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının DHD ve TTO kullanılarak iki aşamalı bir yaklaşımla 2B tespiti sürecindeki ilk aşamada, femur başı çemberlerinin merkez noktaları DHD ile tespit edilmiştir. DHD ile tespit edilen bu merkez

noktalarının her zaman için optimum femur başı çemberleri olmayacağı fikri göz önünde bulundurularak şu temelde bir yaklaşım benimsenmiştir: DHD ile ilk aşamada tespit edilen femur başı merkezinin etrafında yer alan ve bu merkez noktasına çok yakın olan komşu pikseller femur başı çemberini daha iyi tanımlayabilir. Bu temel fikirden yola çıkarak, MR kesitlerinin parlaklık görüntüleri üzerinde, DHD ile tespit edilen merkez noktasını içine alan bir görüntü çekirdek çerçevesi belirlenmiş ve çekirdek çerçeve dâhilindeki pikseller üzerinden TTO ile daha hassas bir tespit gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle ilk aşamada DHD ile gerçekleştirilen femur başı tespiti kaba tespit, ikinci aşamada TTO ile gerçekleştirilen femur başı tespiti hassas tespit olarak adlandırılabilir.

Tez çalışması kapsamında DHD ve TTO kullanılarak gerçekleştirilen bu iki aşamalı otomatik femur başı tespiti yaklaşımının ilk aşamasında gerçekleştirilen işlemler, DHD ile 2B femur başı tespiti kapsamında gerçekleştirilen ve Bölüm 3.2.2’de yer verilen işlemlerle aynıdır. Dolayısıyla, DHD ile gerçekleştirilen femur başı tespitine dair yöntem ve işlem detayları bu bölüm altında tekrar ele alınmamış olup, ilgili yöntem ve işlem detayları Bölüm 3.2.2’den takip edilebilir. TTO yöntemi ile 2B görüntülerde yer alan dairesel yapıların tespitine yönelik detaylı işlem adımları ve açıklamalar ise tez kitabının son bölümündeki Ek-D’de ayrıntılı olarak verilmiştir. TTO yönteminin uygulanışı ve matematiksel notasyonları ile ilgili bilgilere yine bu bölüm altındaki 3.2.3 alt başlığında yer verilmiştir. Bu bölümde ise ilgili yöntemin özel olarak, gerçekleştirilen iki aşamalı femur başı tespitindeki uygulanışı üzerinde durulmuştur. DHD’ye ve TTO’ya dayalı iki aşamalı femur başı tespitinde TTO ile hassas tespitın uygulanışı algoritmik bir formda Şekil 3.14’te sunulmuştur.

Algorithm Tümüleşik Türev Operatörü (TTO) Algoritması

Input: MR parlaklık görüntüsü I , çekirdek penceresi K_W , yarıçap arama aralığı minimum değeri R_{min} , yarıçap arama aralığı maksimum değeri R_{max} , TTO başlangıç açısı θ_S , TTO yay açısı θ_A

Output: Aranılan femur başı çemberinin merkez koordinatları $C = \{C_i, C_j\}$, aranılan femur başı çemberinin yarıçapı r

```

1:  $I_K \leftarrow I(K_W)$ 
2: for each pixel  $I_K(i, j)$  do
3:   for each  $r \in [R_{min}, R_{max}]$  do
4:      $S_I \leftarrow 0$ 
5:     for  $\theta = \theta_S \rightarrow (\theta_S + \theta_A)$  do
6:        $P_x \leftarrow j + r \cdot \cos(\theta)$ 
7:        $P_y \leftarrow i + r \cdot \sin(\theta)$ 
8:        $S_I \leftarrow S_I + I(P_y, P_x)$ 
9:     end for
10:     $D[r] \leftarrow \text{norm}(S_I)$ 
11:  end for
12:   $D[r] \leftarrow \text{differential}(D[r])$ 
13:   $D[r] \leftarrow \text{Gaussianfilter}(D[r])$ 
14:   $A[i, j, r] \leftarrow D[r]$ 
15: end for
16:  $(C_i, C_j, r) \leftarrow \text{argmax}(A[i, j, r])$ 
17: return  $C, r$ 

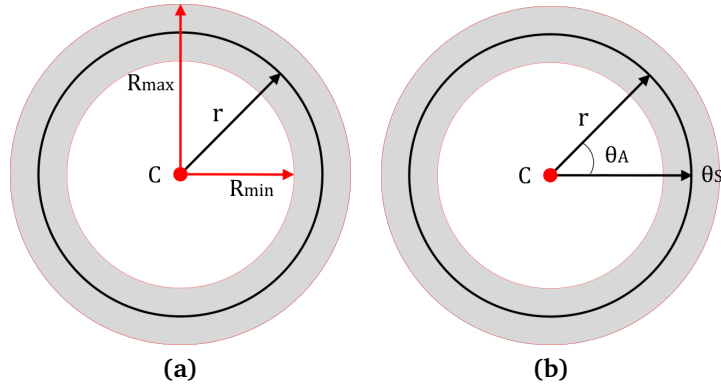
```

Şekil 3.14 Dairesel Hough Dönüşümü’ne (DHD) ve Tümüleşik Türev Operatörü’ne (TTO) dayalı iki aşamalı femur başı tespitinde TTO algoritması

Şekil 3.14'teki TTO algoritmasında görüldüğü üzere, femur başını temsil edecek en iyi çember, algoritmaya girdi olarak verilen bir I parlaklık imgesi üzerinde belirlenen ve merkezi, DHD ile ilk aşamada tespit edilmiş olan çemberin merkezi olan bir çekirdek penceresi dâhilinde aranmaktadır. Dolayısıyla aranılan optimum femur başı çemberinin merkezi, çekirdek penceresi içerisinde yer alan piksellerden birisini işaret eder. Optimum femur başı çemberinin, DHD ile tespit edilen merkez noktası üzerinden tanımlanan bir çekirdek içerisinde aranmasının sebebi, optimum femur başı çemberinin küçük sapmalarla bu merkez noktasının yakınlarında olma ihtimalinin yüksek olacağının düşünülmesidir. Bu amaçla 7×7 ve 11×11 boyutlarında olmak üzere iki farklı çekirdek penceresi belirlenmiştir. Şekil 3.14'teki TTO algoritmasında, Bölüm 3.2.2'deki TTO algoritmasında olduğu gibi, bir $[R_{min}, R_{max}]$ aralığındaki femur başı çemberleri aranmaktadır. Ancak ilgili aralığın sınırları, yine merkez noktasına benzer şekilde, DHD ile tespit edilen femur başı yarıçapı üzerinden tanımlanmıştır. Yarıçap arama aralığının alt ve üst sınırını gösteren R_{min} ve R_{max} , sırasıyla $R_{min} = r_{DHD} - 2$ ve $R_{max} = r_{DHD} + 2$ olarak belirlenmiştir. İlgili eşitliklerdeki r_{DHD} ifadesi, DHD ile tespit edilen femur başı yarıçapına karşılık gelmektedir. Dolayısıyla $[R_{min}, R_{max}]$ aralığı $[r_{DHD} - 2, r_{DHD} + 2]$ olarak ifade edilebilir. $[R_{min}, R_{max}]$ yarıçap arama aralığının, doğrudan DHD ile tespit edilen femur başı yarıçapı üzerinden tanımlanmasının sebebi de, daha iyi tespit edilmesi istenilen femur başı çemberinin yarıçapının küçük sapmalarla birlikte r_{DHD} yarıçapına yakın olma ihtimalinin yüksek olacağının düşünülmesidir.

TTO'nun standart uygulandığında, imge üzerindeki herhangi bir piksel merkez olmak koşuluyla, belirli bir r yarıçapı ile $[0, 2\pi]$ aralığındaki θ açı değerleri kullanılarak imge üzerinde çizilecek olan çembere ait pikseller tanımlanır. Bunun için, yatay düzlemde bir θ_s başlangıç açısından başlanarak 2π açısındaki tüm çember pikselleri, yani çemberin tamamı, işlemlere dahil edilir. Ancak θ_s başlangıç açısından, $[0, 2\pi]$ tüm yay açısı yerine bir $[\theta_s, \theta_s + \theta_A]$ çember açı aralığı da tanımlanabilir. Bu açı aralığı, yatay düzlemdeki θ_s başlangıç açısından θ_A kadarlık bir yay açısını tanımlar. Bu tarz bir yaklaşımla, TTO'daki ardışıl çember farklarında tüm çember yerine farklı çember yayları kullanılabilir. Nitekim, DHD ve TTO kullanılarak gerçekleştirilen iki aşamalı otomatik 2B femur başı tespiti yaklaşımının ikinci aşamasındaki TTO'da da bu tarz bir yaklaşım kullanılmış olup, detayları ilerleyen paragraflarda verilmiştir. Şekil 3.15'te, 2B düzlemde C merkezli ve r yarıçaplı bir çember üzerinden TTO $[R_{min}, R_{max}]$ ardışıl çember arama aralığının görsel ifadesi ve TTO yönteminde belirli bir θ_s başlangıç açısı ve yay açısı θ_A üzerinden $[\theta_s, \theta_s + \theta_A]$ çember açı aralığının tanımlanması görsel olarak ifade edilmiştir.

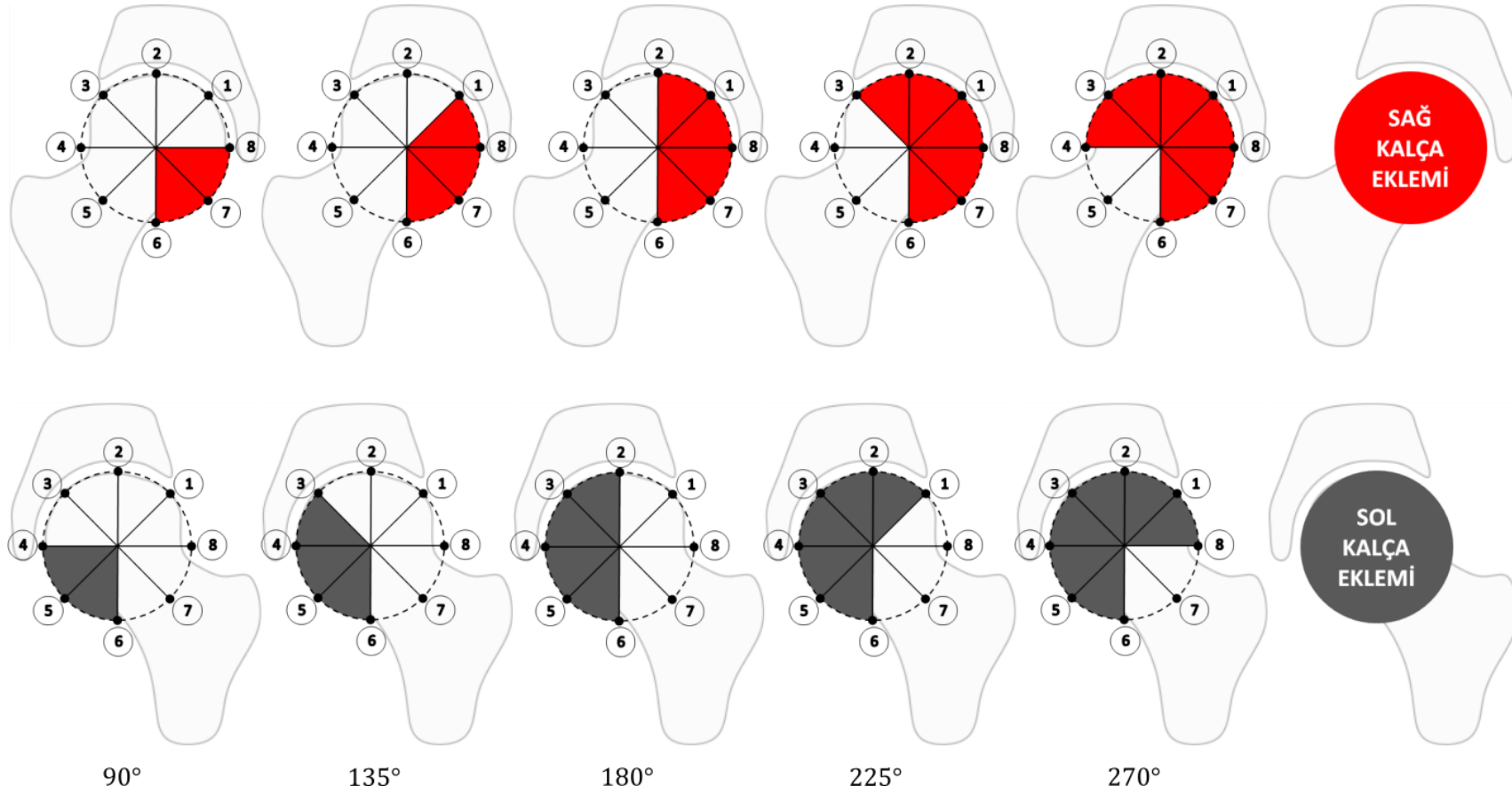
Şekil 3.14'te sunulan TTO algoritmasında, ardışıl çemberler üzerinde her bir çember için piksel parlaklık değerlerinin toplamaları hesaplanır ve bu toplam değerleri,



Şekil 3.15 (a) 2B düzlemde C merkezli ve r yarıçaplı bir çember üzerinden TTO $[R_{min}, R_{max}]$ ardışıl çember arama aralığının görsel ifadesi ve (b) TTO yönteminde belirli bir θ_s başlangıç açısı ve yay açısı θ_A üzerinden $[\theta_s, \theta_s + \theta_A]$ çember açı aralığının tanımlanması

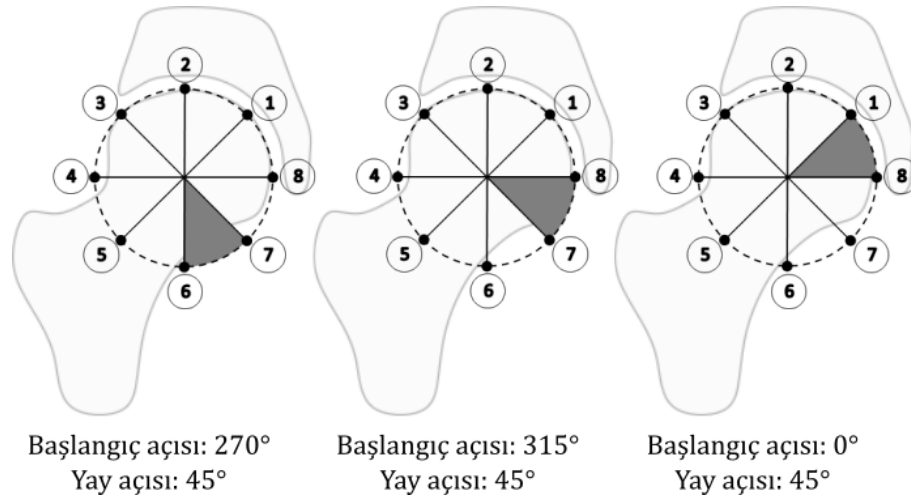
çemberlerin üzerindeki piksellerin toplam sayısına bölünerek normalize edilir. İlgili normalizasyon işlemi, algoritma dâhilinde $D[r] \leftarrow norm(S_l)$ olarak tanımlanmıştır. Daha sonra bu toplam değerlerinin farkları alınmakta ve bir Gauss fonksiyonu ile bu fark vektörleri yumuşatılmaktadır. Giriş imgesindeki her piksel üzerinden hesaplanan bu vektörler, bir 3B A matris veri yapısında saklanmaktadır. Son aşamada ise, $(C_i, C_j, r) \leftarrow argmax(A[i, j, r])$ işlemi ile maksimum olan çember parlaklık farkı alınarak tespit edilmek istenen femur başı çemberi bulunmaktadır. Algoritmada ifade edilen 3B A matrisindeki maksimum değerın bulunduğu matris lokasyonunun ilk iki elemanı femur başı merkez noktasını, üçüncü elemanı ise femur başının yarıçapını işaret etmektedir.

Hem Şekil 3.14'teki TTO algoritmasında, hem de Şekil 3.15'te ifade edildiği üzere, yatay düzlemde bir θ_s başlangıç açısından başlanarak 2π açısındaki tüm çember pikselleri yerine, yani çemberin tamamı yerine, yatay düzlemdeki θ_s başlangıç açısından θ_A kadarlık bir yay açısı tanımlanabilir ve TTO için bir $[\theta_s, \theta_s + \theta_A]$ çember açı aralığındaki çember yayları değerlendirilebilir. Femur başlarının koronal düzlemde görünüşleri dikkate alınırsa, anatomik olarak tam bir yuvarlaklık söz konusu değildir ve femur başı ile asetabulum arasındaki geçiş sınırlı bir açı aralığındadır. Aynı zamanda femur başı ile etrafındaki geçiş bölgesi, femur boynu kısmında sekteye uğramaktadır. Bu sebeple, TTO ile hassas 2B femur başı tespiti amacıyla gerçekleştirilen analizlerde, tüm çemberler ile birlikte farklı çember yayları da değerlendirilmiştir. Şekil 3.16'da, sağ ve sol kalça eklemlerinde yer alan femur başları üzerinde farklı TTO açı aralıkları görsel olarak ifade edilmiştir.



Şekil 3.16 Sağ ve sol kalça eklemlerinde yer alan femur başları üzerinde TTO açı aralıklarının görselleştirimi (TTO başlangıç açısı $\theta_s = 270^\circ$ olmak üzere ve soldan sağa sırasıyla TTO yay açıları $\theta_A = \{90^\circ, 135^\circ, 180^\circ, 225^\circ, 270^\circ\}$)

Şekil 3.16'daki TTO açı aralıkları sağ femur başı üzerinden tanımlanmıştır. Sağ femur başında tanımlanan bu TTO açı aralıklarının sol femur başında tanımlanmasında, ilgili açı aralığı yatay eksende aynalanmıştır. Şekil 3.16'da, sol femur başlarındaki açı aralıklarının sağ femur başlarının yatay eksende aynalanmış hali olduğu açık bir biçimde görülmektedir. Şekil 3.16'da, sabit bir TTO başlangıç açısı $\theta_s = 270^\circ$ için 5 farklı yay açısı tanımlanmıştır. İlgili yay açıları $\theta_A = \{90^\circ, 135^\circ, 180^\circ, 225^\circ, 270^\circ\}$ olarak belirlenmiştir. TTO başlangıç açısı $\theta_s = 270^\circ$ olmak üzere, $\theta_A = \{90^\circ, 135^\circ, 180^\circ, 225^\circ, 270^\circ\}$ TTO yay açıları soldan sağa sıralı olarak gösterilmiştir. Şekil 3.16'daki TTO açı aralıkları, $\theta_s = 270^\circ$ başlangıç açısı için tanımlanmıştır. Ancak ilgili TTO açı aralıkları, tahmin edilebileceği üzere farklı θ_s başlangıç açıları için de tanımlanabilir. Bu sebeple, femur başı çemberi üzerinde $\theta_s = \{270^\circ, 315^\circ, 0^\circ\}$ olmak üzere 3 farklı θ_s başlangıç açısı tanımlanmıştır ve TTO yay açıları bu başlangıç açılarına göre ayrı ayrı belirlenmiş ve analiz edilmiştir. Şekil 3.17'de, sağ kalça eklemindeki femur başı üzerinde TTO başlangıç açıları $\theta_s = \{270^\circ, 315^\circ, 0^\circ\}$, $\theta_A = 45^\circ$ TTO yay açısı için görsel olarak ifade edilmiştir.



Şekil 3.17 Sağ kalça eklemindeki femur başı üzerinde $\theta_s = \{270^\circ, 315^\circ, 0^\circ\}$ TTO başlangıç açılarının ve $\theta_A = 45^\circ$ TTO yay açısının görselleştirimi

Tez çalışması kapsamında DHD ve TTO kullanılarak gerçekleştirilen bu iki aşamalı otomatik femur başı tespiti yaklaşımının sınanması amacıyla yapılan deneysel çalışmalarda ve detaylı analizlerde gözlemlenen sonuçlar bir sonraki alt başlıkta kapsamlı olarak ele alınmıştır.

3.2.4.3 Deneysel Sonuçlar

DHD ve TTO ile iki aşamalı 2B femur başı tespiti yaklaşımının sınanması amacıyla, mevcut veri setindeki 13 LCP hastasına ait toplam 24 MR kesiti değerlendirmeye alınmıştır. Değerlendirmeye tabi tutulan 24 MR kesitindeki biri sağlıklı ve diğeri patolojik olan femur başlarının, ilgili iki aşamalı yaklaşım ile tespitinin başarımını

ölçmek amacıyla iki farklı performans değerlendirme metriği ile üç farklı parametre ölçülmüştür. Biri sağlıklı ve diğeri patolojik olan femur başlarının tespitinin başarımlarının ölçümünde KOKH ve DBK metrikleri kullanılmıştır. KOKH ile, DHD ve TTO ile iki aşamalı olarak tespiti yapılan femur başı çemberlerinin 1) merkez noktasının ve 2) yarıçapının hata payı ölçülmüştür. KOKH için genel bir denklem Eşitlik (3.2)'de verilmiştir. KOKH ile ilgili daha detaylı açıklamalara Ek-G'de yer verilmiştir. Bunlara ek olarak ise, tespit edilen femur başı dairesi üzerinden DBK hesaplanmıştır. İlgili iki aşamalı yöntem ile dairesel yapıya sahip bir objenin hem merkez noktası hem de yarıçapı belirlendiğinden, bu iki parametre ile belirli bir merkez noktasından belirli bir yarıçap uzunluğuna sahip bir daire tanımlanabilir. Böylece, tespit edilen femur başı merkez noktası ve yarıçapı üzerinden femur başı için bir dairesel alan tanımlanmış ve tanımlanmış olan bu dairesel alanın benzerliği, belirtildiği gibi DBK ile ölçülmüştür. Eşitlik (3.3)'te DBK'ya ait denklem sunulmuştur. DBK ile ilgili daha detaylı açıklamalara Ek-H'de yer verilmiştir. 2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının DHD ve TTO ile iki aşamalı tespitinde gözlemlenen DBK değerleri ve çember parametrelerinin KOKH değerleri, 7x7 çekirdek penceresi için Tablo 3.6'da ve 11x11 çekirdek penceresi için Tablo 3.7'de sunulmuştur.

Tablo 3.6 2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının DHD ve TTO ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerleri ve çember parametrelerinin Kare Ortalamalarının Karekökü Hatası (KOKH) değerleri (7x7 arama çekirdeği boyutu için)

Çekirdek boyutu	TTO başlangıç açısı (θ_S)	TTO yay açısı (θ_A)	Sağlıklı femur başı			Patolojik femur başı		
			KOKH merkez (mm.)	KOKH yarıçap (mm.)	Dice Benzerlik Katsayısı (DBK)	KOKH merkez (mm.)	KOKH yarıçap (mm.)	Dice Benzerlik Katsayısı (DBK)
7x7	0°	45°	2.90 ($\pm$ 1.77)	1.59 ($\pm$ 1.52)	0.8684 ($\pm$ 0.0962)	4.47 ($\pm$ 3.61)	1.56 ($\pm$ 1.28)	0.8329 ($\pm$ 0.1102)
7x7	0°	90°	2.47 ($\pm$ 1.68)	1.48 ($\pm$ 1.37)	0.8821 ($\pm$ 0.0796)	4.32 ($\pm$ 3.43)	1.59 ($\pm$ 1.18)	0.8355 ($\pm$ 0.0991)
7x7	0°	135°	2.43 ($\pm$ 1.25)	1.46 ($\pm$ 1.44)	0.8858 ($\pm$ 0.0780)	4.61 ($\pm$ 3.81)	1.76 ($\pm$ 1.33)	0.8236 ($\pm$ 0.1107)
7x7	0°	180°	2.35 ($\pm$ 1.40)	1.50 ($\pm$ 1.24)	0.8882 ($\pm$ 0.0687)	4.34 ($\pm$ 3.21)	1.72 ($\pm$ 1.37)	0.8311 ($\pm$ 0.0912)
7x7	0°	225°	2.34 ($\pm$ 1.59)	1.52 ($\pm$ 1.36)	0.8891 ($\pm$ 0.0757)	4.52 ($\pm$ 3.54)	1.76 ($\pm$ 1.53)	0.8247 ($\pm$ 0.1025)
7x7	0°	270°	1.96 ($\pm$ 1.21)	1.45 ($\pm$ 1.39)	0.8978 ($\pm$ 0.0733)	4.50 ($\pm$ 3.65)	1.79 ($\pm$ 1.56)	0.8183 ($\pm$ 0.0979)
7x7	0°	315°	2.12 ($\pm$ 1.28)	1.49 ($\pm$ 1.41)	0.8902 ($\pm$ 0.0722)	4.49 ($\pm$ 4.06)	1.68 ($\pm$ 1.23)	0.8267 ($\pm$ 0.1066)
7x7	0°	360°	2.12 ($\pm$ 1.50)	1.70 ($\pm$ 1.46)	0.8876 ($\pm$ 0.0787)	4.49 ($\pm$ 4.02)	1.75 ($\pm$ 1.12)	0.8208 ($\pm$ 0.1033)
7x7	315°	45°	3.26 ($\pm$ 1.89)	1.59 ($\pm$ 1.50)	0.8604 ($\pm$ 0.0858)	4.95 ($\pm$ 4.12)	1.64 ($\pm$ 1.13)	0.8159 ($\pm$ 0.1119)
7x7	315°	90°	2.69 ($\pm$ 1.76)	1.57 ($\pm$ 1.43)	0.8755 ($\pm$ 0.0796)	4.52 ($\pm$ 3.59)	1.44 ($\pm$ 1.17)	0.8312 ($\pm$ 0.0996)
7x7	315°	135°	2.39 ($\pm$ 1.75)	1.57 ($\pm$ 1.39)	0.8809 ($\pm$ 0.0815)	4.25 ($\pm$ 3.72)	1.63 ($\pm$ 1.14)	0.8320 ($\pm$ 0.1050)
7x7	315°	180°	2.47 ($\pm$ 1.72)	1.54 ($\pm$ 1.53)	0.8799 ($\pm$ 0.0833)	4.27 ($\pm$ 3.93)	1.74 ($\pm$ 1.09)	0.8320 ($\pm$ 0.1134)
7x7	315°	225°	2.56 ($\pm$ 1.64)	1.71 ($\pm$ 1.49)	0.8750 ($\pm$ 0.0784)	4.31 ($\pm$ 3.24)	1.85 ($\pm$ 1.49)	0.8271 ($\pm$ 0.0916)
7x7	315°	270°	2.52 ($\pm$ 1.78)	1.68 ($\pm$ 1.44)	0.8806 ($\pm$ 0.0799)	4.54 ($\pm$ 3.56)	1.79 ($\pm$ 1.50)	0.8194 ($\pm$ 0.0974)
7x7	315°	315°	2.22 ($\pm$ 1.75)	1.67 ($\pm$ 1.48)	0.8862 ($\pm$ 0.0821)	4.47 ($\pm$ 3.77)	1.85 ($\pm$ 1.52)	0.8199 ($\pm$ 0.1008)
7x7	315°	360°	2.12 ($\pm$ 1.50)	1.70 ($\pm$ 1.46)	0.8876 ($\pm$ 0.0787)	4.49 ($\pm$ 4.02)	1.75 ($\pm$ 1.12)	0.8208 ($\pm$ 0.1033)
7x7	270°	45°	2.64 ($\pm$ 1.36)	1.52 ($\pm$ 1.31)	0.8812 ($\pm$ 0.0688)	4.18 ($\pm$ 3.25)	1.66 ($\pm$ 1.12)	0.8409 ($\pm$ 0.0838)
7x7	270°	90°	2.62 ($\pm$ 1.31)	1.57 ($\pm$ 1.45)	0.8774 ($\pm$ 0.0742)	4.20 ($\pm$ 3.35)	1.61 ($\pm$ 1.13)	0.8402 ($\pm$ 0.0880)
7x7	270°	135°	2.45 ($\pm$ 1.48)	1.65 ($\pm$ 1.38)	0.8816 ($\pm$ 0.0792)	4.49 ($\pm$ 3.37)	1.48 ($\pm$ 1.09)	0.8344 ($\pm$ 0.0881)
7x7	270°	180°	2.57 ($\pm$ 1.74)	1.57 ($\pm$ 1.37)	0.8823 ($\pm$ 0.0826)	3.93 ($\pm$ 3.45)	1.57 ($\pm$ 1.27)	0.8398 ($\pm$ 0.0932)
7x7	270°	225°	2.51 ($\pm$ 1.72)	1.62 ($\pm$ 1.37)	0.8796 ($\pm$ 0.0805)	4.09 ($\pm$ 3.28)	1.57 ($\pm$ 1.12)	0.8388 ($\pm$ 0.0926)
7x7	270°	270°	2.45 ($\pm$ 1.78)	1.64 ($\pm$ 1.37)	0.8791 ($\pm$ 0.0819)	4.41 ($\pm$ 3.77)	1.77 ($\pm$ 1.18)	0.8266 ($\pm$ 0.0996)
7x7	270°	315°	2.57 ($\pm$ 1.73)	1.61 ($\pm$ 1.49)	0.8815 ($\pm$ 0.0798)	4.57 ($\pm$ 4.03)	1.75 ($\pm$ 1.13)	0.8243 ($\pm$ 0.1065)
7x7	270°	360°	2.12 ($\pm$ 1.50)	1.70 ($\pm$ 1.46)	0.8876 ($\pm$ 0.0787)	4.49 ($\pm$ 4.02)	1.75 ($\pm$ 1.12)	0.8208 ($\pm$ 0.1033)

Tablo 3.7 2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının DHD ve TTO ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerleri ve çember parametrelerinin Kare Ortalamalarının Karekökü Hatası (KOKH) değerleri (11x11 arama çekirdeği boyutu için)

Çekirdek boyutu	TTO başlangıç açısı (θ_S)	TTO yay açısı (θ_A)	Sağlıklı femur başı			Patolojik femur başı		
			KOKH merkez (mm.)	KOKH yarıçap (mm.)	Dice Benzerlik Katsayısı (DBK)	KOKH merkez (mm.)	KOKH yarıçap (mm.)	Dice Benzerlik Katsayısı (DBK)
11x11	0°	45°	3.47 ($\pm$ 1.88)	1.44 ($\pm$ 1.37)	0.8571 ($\pm$ 0.0794)	4.81 ($\pm$ 3.44)	1.53 ($\pm$ 1.21)	0.8240 ($\pm$ 0.1112)
11x11	0°	90°	2.70 ($\pm$ 2.14)	1.53 ($\pm$ 1.36)	0.8695 ($\pm$ 0.0880)	4.13 ($\pm$ 3.28)	1.67 ($\pm$ 1.14)	0.8399 ($\pm$ 0.1029)
11x11	0°	135°	2.82 ($\pm$ 1.83)	1.49 ($\pm$ 1.38)	0.8717 ($\pm$ 0.0776)	4.92 ($\pm$ 3.98)	1.66 ($\pm$ 1.25)	0.8183 ($\pm$ 0.1191)
11x11	0°	180°	2.82 ($\pm$ 2.38)	1.56 ($\pm$ 1.36)	0.8682 ($\pm$ 0.0983)	4.53 ($\pm$ 3.21)	1.77 ($\pm$ 1.35)	0.8306 ($\pm$ 0.0919)
11x11	0°	225°	3.07 ($\pm$ 2.51)	1.58 ($\pm$ 1.33)	0.8663 ($\pm$ 0.1003)	4.90 ($\pm$ 3.63)	1.78 ($\pm$ 1.40)	0.8163 ($\pm$ 0.0994)
11x11	0°	270°	2.49 ($\pm$ 2.07)	1.62 ($\pm$ 1.35)	0.8785 ($\pm$ 0.0966)	4.83 ($\pm$ 3.75)	1.62 ($\pm$ 1.33)	0.8148 ($\pm$ 0.0968)
11x11	0°	315°	2.15 ($\pm$ 1.28)	1.55 ($\pm$ 1.32)	0.8920 ($\pm$ 0.0734)	4.65 ($\pm$ 4.27)	1.68 ($\pm$ 1.19)	0.8245 ($\pm$ 0.1127)
11x11	0°	360°	2.22 ($\pm$ 1.57)	1.63 ($\pm$ 1.36)	0.8866 ($\pm$ 0.0817)	4.44 ($\pm$ 4.01)	1.72 ($\pm$ 1.17)	0.8289 ($\pm$ 0.1083)
11x11	315°	45°	4.28 ($\pm$ 2.43)	1.67 ($\pm$ 1.44)	0.8255 ($\pm$ 0.0902)	5.16 ($\pm$ 3.29)	1.58 ($\pm$ 1.14)	0.8117 ($\pm$ 0.0940)
11x11	315°	90°	3.55 ($\pm$ 2.14)	1.49 ($\pm$ 1.50)	0.8517 ($\pm$ 0.0859)	5.05 ($\pm$ 3.08)	1.43 ($\pm$ 1.25)	0.8199 ($\pm$ 0.0952)
11x11	315°	135°	2.86 ($\pm$ 2.14)	1.52 ($\pm$ 1.26)	0.8708 ($\pm$ 0.0861)	4.39 ($\pm$ 3.55)	1.59 ($\pm$ 1.16)	0.8308 ($\pm$ 0.1091)
11x11	315°	180°	2.90 ($\pm$ 1.88)	1.44 ($\pm$ 1.33)	0.8715 ($\pm$ 0.0746)	4.66 ($\pm$ 4.06)	1.65 ($\pm$ 1.17)	0.8250 ($\pm$ 0.1179)
11x11	315°	225°	3.20 ($\pm$ 2.46)	1.53 ($\pm$ 1.38)	0.8565 ($\pm$ 0.0960)	4.67 ($\pm$ 3.59)	1.78 ($\pm$ 1.33)	0.8265 ($\pm$ 0.0995)
11x11	315°	270°	2.76 ($\pm$ 2.39)	1.55 ($\pm$ 1.36)	0.8750 ($\pm$ 0.0987)	4.45 ($\pm$ 3.73)	1.77 ($\pm$ 1.34)	0.8274 ($\pm$ 0.1028)
11x11	315°	315°	2.43 ($\pm$ 2.21)	1.58 ($\pm$ 1.33)	0.8816 ($\pm$ 0.0993)	4.68 ($\pm$ 3.74)	1.72 ($\pm$ 1.23)	0.8219 ($\pm$ 0.1011)
11x11	315°	360°	2.22 ($\pm$ 1.57)	1.63 ($\pm$ 1.36)	0.8866 ($\pm$ 0.0817)	4.44 ($\pm$ 4.01)	1.72 ($\pm$ 1.17)	0.8289 ($\pm$ 0.1083)
11x11	270°	45°	2.94 ($\pm$ 1.36)	1.51 ($\pm$ 1.37)	0.8730 ($\pm$ 0.0702)	3.97 ($\pm$ 3.50)	1.56 ($\pm$ 1.07)	0.8517 ($\pm$ 0.0905)
11x11	270°	90°	2.88 ($\pm$ 1.21)	1.65 ($\pm$ 1.44)	0.8703 ($\pm$ 0.0744)	4.05 ($\pm$ 2.92)	1.69 ($\pm$ 1.11)	0.8474 ($\pm$ 0.0835)
11x11	270°	135°	2.59 ($\pm$ 1.43)	1.73 ($\pm$ 1.36)	0.8756 ($\pm$ 0.0775)	4.73 ($\pm$ 3.39)	1.47 ($\pm$ 1.13)	0.8293 ($\pm$ 0.0948)
11x11	270°	180°	3.09 ($\pm$ 1.84)	1.66 ($\pm$ 1.45)	0.8619 ($\pm$ 0.0812)	3.56 ($\pm$ 3.19)	1.56 ($\pm$ 1.33)	0.8529 ($\pm$ 0.0927)
11x11	270°	225°	3.06 ($\pm$ 1.68)	1.65 ($\pm$ 1.33)	0.8658 ($\pm$ 0.0734)	4.27 ($\pm$ 3.56)	1.60 ($\pm$ 1.36)	0.8366 ($\pm$ 0.1049)
11x11	270°	270°	3.00 ($\pm$ 2.09)	1.58 ($\pm$ 1.36)	0.8677 ($\pm$ 0.0824)	4.56 ($\pm$ 3.51)	1.77 ($\pm$ 1.32)	0.8257 ($\pm$ 0.0992)
11x11	270°	315°	2.88 ($\pm$ 2.32)	1.52 ($\pm$ 1.37)	0.8743 ($\pm$ 0.0992)	4.53 ($\pm$ 3.99)	1.66 ($\pm$ 1.21)	0.8283 ($\pm$ 0.1078)
11x11	270°	360°	2.22 ($\pm$ 1.57)	1.63 ($\pm$ 1.36)	0.8866 ($\pm$ 0.0817)	4.44 ($\pm$ 4.01)	1.72 ($\pm$ 1.17)	0.8289 ($\pm$ 0.1083)

Tablo 3.6'daki ve Tablo 3.7'deki sonuçlar, mevcut veri setindeki 13 LCP hastasına ait toplam 24 MR kesitindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarında gözlemlenen sonuçların ortalamalarını ve standart sapmalarını yansıtmaktadır. İlgili tablolardaki veriler bir bütün olarak birlikte değerlendirildiğinde, sağlıklı femur başlarında en yüksek DBK değeri 7x7 çekirdek boyutunda, $\theta_s = 0^\circ$ TTO başlangıç açısında ve $\theta_A = 270^\circ$ TTO yay açısı için $0.8978(\pm 0.0733)$ olarak ölçülmüştür. Yine ilgili tablolardaki veriler bir bütün olarak birlikte değerlendirildiğinde, patolojik femur başlarında en yüksek DBK değeri 11x11 çekirdek boyutunda, $\theta_s = 270^\circ$ TTO başlangıç açısında ve $\theta_A = 180^\circ$ TTO yay açısı için $0.8529(\pm 0.0927)$ olarak ölçülmüştür.

Sağlıklı femur başlarındaki yüksek başarımın 7x7 çekirdek penceresinde görülmesi normaldir. Femur başı şeklinin deforme olmamış olmasından dolayı, TTO ile ikinci aşamada tespit edilen merkez koordinatları ve yarıçapın, DHD ile ilk aşamada tespit edilen femur başı çember parametrelerine oldukça yakın olması beklenir. Bu sebeple, küçük çekirdek pencere boyutlarında daha başarılı sonuçların gözlemlenme ihtimali daha yüksektir. Sağlıklı femur başlarında en yüksek değer $\theta_s = 0^\circ$ TTO başlangıç açısında ve $\theta_A = 270^\circ$ TTO yay açısında görülmüştür. İlgili TTO başlangıç açısı ve TTO yay açısı değerleri sağlıklı femur başları için beklenen değerler değildir. Sağlıklı femur başlarının anatomik yapıları ve bozulmamış dairesel yapıları dikkate alındığında, TTO başlangıç açısı için $\theta_s = 270^\circ$ ve TTO yay açısı için $\theta_A = 270^\circ$ değerleri beklenmektedir. Bu beklenmeyen sonuçlar, daha çok çalışma kapsamında değerlendirilen veri seti ile alakalıdır. Şekil 3.1'deki ve Şekil 3.2'deki sağlıklı ve patolojik femur başları dikkate alınırsa, MR kesitlerindeki femur başlarının anatomik görünimleri aynı değildir. Örneğin bazı MR kesitlerinde sadece femur başı bölgesi gözükmekte iken, bazı MR kesitlerinde femur boynu da gözükmekte ve bazı MR kesitlerde de tüm proksimal femur gözükmektedir. Bu nedenle sağlıklı femur başları için bu gibi durumlarda gözlemlenen TTO başlangıç açısı ve TTO yay açısı değerleri beklenen parametre değerlerini karşılayamayabilir.

Patolojik femur başlarındaki en yüksek DBK değeri ise 11x11 çekirdek penceresinde görülmüştür. Femur başı şeklinin deforme olmuş olmasından dolayı, TTO ile ikinci aşamada tespit edilen merkez koordinatları ve yarıçap değerleri, DHD ile ilk aşamada tespit edilen femur başı çember parametre değerlerine uzak olabilir. Bu sebeple, büyük çekirdek pencere boyutlarında daha başarılı sonuçların gözlemlenme ihtimali daha yüksektir. Patolojik femur başlarında, en yüksek değer $\theta_s = 270^\circ$ TTO başlangıç açısında ve $\theta_A = 180^\circ$ TTO yay açısında görülmüştür. İlgili TTO başlangıç açısı ve TTO yay açısı değerleri patolojik femur başları için beklenen değerlerdir. Patolojik femur başlarının anatomik yapıları ve bozulmuş dairesel yapıları dikkate alındığında, TTO başlangıç açısı için $\theta_s = 270^\circ$ ve TTO yay açısı için $\theta_A = 180^\circ$ değerleri beklenmektedir. Çünkü, LCP hastalığı sonucunda femur başının üst kısımları

çökmekte ve genellikle düzleşmektedir. Ancak, her ne kadar femur başının büyük bölümü deforme olsa da, femur başının vücudun iç kısmına dönük bölümündeki yuvarlaklık çok değişmemektedir. Bu sebeple ikinci aşamadaki tespit, beklenen parametre değerleriyle daha başarılı olarak gerçekleştirilebilmektedir.

Tablo 3.6'da ve Tablo 3.7'de sunulan sonuçların karşılaştırımı, merkez noktası ve yarıçap parametreleri üzerinden değil, DBK parametresi üzerinden yapılmıştır. Merkez noktası ve yarıçaptaki değişimleri bir arada değerlendirmek zor olabilir ve sıhhatli bir değerlendirme yapmanın önüne geçebilir. Çünkü, merkez noktasındaki değişimde gözlemlenen hata payı, yarıçapta gözlemlenen hata payından küçük olabilir veya bu durumun tam tersi olacak şekilde; merkez noktasındaki değişimde gözlemlenen hata payı, yarıçapta gözlemlenen hata payından büyük olabilir. Bu nedenle sadece DBK'ya bağlı bir kıyaslama yapılmıştır ve DBK, doğrudan merkez noktası ve yarıçap değişimlerine göre değiştiği için bu iki parametredeki değişimi bir arada tek başına ifade edebildiği için daha sıhhatli bir değerlendirme yapmaya imkân verir.

3.2.4.4 Tartışma

2B MR kesitlerinde, dairesel (sağlıklı) ve dairesel formu bozulmuş olan (patolojik) femur başlarının DHD ve TTO ile iki aşamalı tespitinde, Bölüm 3.2.4.3'te de sunulduğu üzere başarılı sonuçlar gözlemlenmiştir [197]. İlgili yaklaşımın femur başı tespitindeki başarımını değerlendirmek amacıyla iki farklı performans ölçüm metriği kullanılmıştır. Tespit edilen femur başlarının merkez noktalarının ve yarıçaplarının, bu parametrelerin gerçek referans değerleri ile arasındaki hata ölçümü için KOKH kullanılmıştır. Ayrıca tespit edilen merkez noktası ve yarıçap üzerinden tanımlanan femur başı dairesinin, gerçek referans femur başı dairesi ile örtüşme oranı da DBK kullanılarak ölçülmüştür. İlgili metrikler, medikal görüntü işlemede genellikle tercih edilen performans sınaama metrikleri arasında olması sebebiyle tercih edilmiştir.

İlgili femur başı tespiti yaklaşımının ilk aşamasında, LCP hastalarına ait ve koronal düzlemde çekilmiş iki yönlü kalça eklemi MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başı çemberlerinin merkez noktaları DHD ile tespit edilmiştir. İlk aşamada DHD temelli olarak gerçekleştirilen işlemler Bölüm 3.2.2'deki DHD ile tespit kapsamında gerçekleştirilen işlemlerle aynıdır. Dolayısıyla, DHD ile gerçekleştirilen femur başı tespitine ait kısıtlamaların ve kritik noktaların ifade edildiği Bölüm 3.2.2.4'teki değerlendirmeler, ilgili iki aşamalı femur başı tespit yaklaşımı için de geçerlidir. DHD ile ilk aşamada tespit edilen femur başı merkezinin etrafında yer alan, ve bu merkez noktasına çok yakın olan komşu piksellerin femur başı çemberini daha iyi tanımlayabileceği fikrinden yola çıkarak, MR kesitlerinin parlaklık görüntüleri

üzerinde, DHD ile tespit edilen merkez noktasını içine alan bir görüntü çekirdek çerçevesi belirlenmiş ve çekirdek çerçeve dâhilindeki pikseller üzerinden TTO ile daha hassas bir tespit gerçekleştirilmiştir. Bu amaçla 7×7 ve 11×11 boyutlarında olmak üzere iki farklı çekirdek penceresi belirlenmiştir. Bu çerçeve boyutları özel olarak seçilmemiştir. Bu bağlamda çok daha küçük ve çok daha büyük çekirdek penceresi boyutları için de deneysel çalışmalar yürütülebilir. Uygulanan TTO'da, bir $[R_{min}, R_{max}]$ aralığındaki femur başı çemberleri aranmış ancak ilgili aralığın sınırları, yine merkez noktasına benzer şekilde, DHD ile tespit edilen femur başı yarıçapı üzerinden tanımlanmıştır. Yarıçap arama aralığının alt ve üst sınırını gösteren R_{min} ve R_{max} , sırasıyla $R_{min} = r_{DHD} - 2$ ve $R_{max} = r_{DHD} + 2$ olarak belirlenmiştir. Deneysel çalışmalar kapsamında sadece ilgili yarıçap aralığı üzerinde testler yapılmıştır. Belirtilen yarıçap aralığı daha da genişletilebilir ve daha geniş bir aralıkta da elbette ki arama yapılabilir. Tez kapsamındaki çalışmada, merkez noktaları ve yarıçapların ilk tespitte küçük sapmalarla tespit edileceği varsayılarak ilgili parametrelerde çok geniş aralıklar tanımlanmamıştır. Bununla birlikte, femur başının anatomik yapısı dikkate alınarak 3 farklı TTO başlangıç açısı $\theta_s = \{270^\circ, 315^\circ, 0^\circ\}$ tanımlanmıştır. Ayrıca bu 3 farklı TTO başlangıç açısı üzerinden 8 farklı TTO yay açısı $\theta_A = \{45^\circ, 90^\circ, 135^\circ, 180^\circ, 225^\circ, 270^\circ, 315^\circ, 360^\circ\}$ belirlenmiştir ve bu bağlamda deneysel çalışmalar yapılmıştır. Ancak çok daha fazla ve farklı TTO başlangıç açısı ve TTO yay açısı belirleyerek daha hassas analizlerin ve deneysel çalışmaların yapılabilmesi mümkündür. Bununla birlikte, Bölüm 3.2.3.4'te ele alınan ve TTO ile gerçekleştirilen femur başı tespitine yönelik belirtilen kısıtlamalar ve analizler de göz önünde bulundurulmalıdır.

Medikal görüntü analizi üzerine yapılan çalışmalarda genellikle standart görüntüleme protokolleri ile elde edilmiş standart medikal görüntüler kullanılmaktadır. Bu sebeple, standart ve iyi bir görüntüleme protokolü ile yüksek kaliteli olarak çekilmiş MR görüntüleri üzerinde, yukarıda belirtilen parametrik problemlerin yaşanmayacağı kanaatindeyiz.

3.2.4.5 Sonuçlar

Alt başlık 3.2.4 dâhilinde yer alan yukarıdaki başlıklarda, DHD ve TTO ile MR kesitlerde iki aşamalı olarak gerçekleştirilen 2B femur başı tespiti kapsamında yapılan çalışmalara yer verilmiştir. Farklı MR görüntüleme cihazları ve MR görüntüleme protokolleri ile çekilmiş olan MR kesitleri üzerinde gerçekleştirilen deneysel çalışmalarda, sağlıklı (normal şekilli) ve patolojik (şekil deformasyonuna uğramış) femur başları başarılı bir biçimde tespit edilmiştir. İlgili yaklaşımla MR kesitlerindeki femur başlarının 2B tespitinde, sağlıklı femur başlarının merkez

noktasında ortalama $1.96(\pm 1.21)$ mm. KOKH değeri, yarıçaplarında ortalama $1.45(\pm 1.39)$ mm. KOKH değeri ve femur başı dairesinde ortalama $0.8978(\pm 0.0733)$ DBK değeri gözlemlenmişken; patolojik femur başlarının merkez noktasında ortalama $3.56(\pm 3.19)$ mm. KOKH değeri, yarıçaplarında ortalama $1.56(\pm 1.33)$ mm. KOKH değeri ve femur başı dairesinde ortalama $0.8529(\pm 0.0927)$ DBK değeri gözlemlenmiştir [197]. Ayrıca, ilgili iki aşamalı yaklaşım ile gerçekleştirilen tespitler neticesinde sağlıklı ve patolojik femur başlarında ölçülen DBK değerlerinde DHD'ye göre sırasıyla 0.0125 ve 0.0276 iyileştirme sağlanmıştır.

3.2.5 Tartışma

Bölüm 3.2 dâhilinde, koronal düzlemde çekilmiş olan iki yönlü kalça eklemi MR görüntülerindeki sağlıklı ve patolojik olan femur başlarının 2B tespiti amacıyla yapılan çalışmalara yer verilmiştir. Femur başını net bir biçimde içeren ve önceden belirlenmiş MR kesitleri üzerinde otomatik femur başı tespiti amacıyla; DHD, TTO ve bu iki yöntemin birleştirilmesi esasına dayalı bir yaklaşım uygulanmıştır. HD, genellikle imgelerdeki dairesel yapıları tespit etmek amacıyla kullanılmaktadır ve femur başı tespiti amacıyla kullanılan yöntemlerden birisidir. Gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında da femur başı tespiti için, HD'nin özel bir formu olan DHD kullanılmıştır. DHD ile sağlıklı ve patolojik femur başlarının merkez noktaları ve yarıçapları başarılı bir biçimde belirlenmiştir. Tez çalışması kapsamında 2B femur başı tespiti amacıyla uygulanan diğer bir yöntem de TTO'dur. Daugman tarafından önerilen bu yöntem, dairesel bir forma sahip olan iris ve göz bebeğinin tespitinde kullanılmıştır. İlgili yöntem, gerçekleştirilen tez çalışması kapsamında dairesel bir forma sahip olan femur başının tespitinde kullanılmıştır. Bununla birlikte, TTO yöntemi DHD yöntemi ile birleştirilmiş ve iki aşamalı bir femur başı tespiti de gerçekleştirilmiştir. Tablo 3.8'de, 2B femur başı tespiti amacıyla gerçekleştirilen çalışmalarda uygulanan bu üç yönteme ait performans sonuçları sunulmuş ve karşılaştırılmıştır.

2B MR kesitlerinde, sağlıklı ve patolojik femur başlarının 3 farklı yöntemle tespitinde, Tablo 3.8'de de görüldüğü üzere başarılı sonuçlar gözlemlenmiştir. İlgili yöntemlerin femur başı tespitindeki başarımını değerlendirmek amacıyla iki farklı performans ölçüm metriği kullanılmıştır. Tespit edilen femur başlarının merkez noktalarının ve yarıçaplarının, bu parametrelerin gerçek referans değerleri ile arasındaki hata ölçümü için KOKH kullanılmıştır. Ayrıca tespit edilen merkez noktası ve yarıçap üzerinden tanımlanan femur başı dairesinin, gerçek referans femur başı dairesi ile örtüşme oranı da DBK kullanılarak ölçülmüştür. İlgili metrikler, medikal görüntü işlemede genellikle tercih edilen performans sınaama metrikleri arasında olması sebebiyle tercih edilmiştir.

Tablo 3.8 2B MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının DHD, TTO ve DHD+TTO ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerleri ve çember parametrelerinin Kare Ortalamalarının Karekökü Hatası (KOKH) değerleri

	Sağlıklı femur başı			Patolojik femur başı		
	KOKH merkez (mm.)	KOKH yarıçap (mm.)	Dice Benzerlik Katsayısı (DBK)	KOKH merkez (mm.)	KOKH yarıçap (mm.)	Dice Benzerlik Katsayısı (DBK)
[193] DHD Ortalama (μ)	2.28	1.63	0.8853	4.23	1.71	0.8253
Standart sapma ($\pm\sigma$)	± 1.49	± 1.46	± 0.0868	± 3.66	± 1.35	± 0.0937
[196] TTO Ortalama (μ)	2.14	1.31	0.9015	6.73	1.58	0.7890
Standart sapma ($\pm\sigma$)	± 1.88	± 1.31	± 0.0731	± 9.96	± 1.38	± 0.2251
[197] DHD + TTO Ortalama (μ)	1.96	1.45	0.8978	3.56	1.56	0.8529
Standart sapma ($\pm\sigma$)	± 1.21	± 1.39	± 0.0733	± 3.19	± 1.33	± 0.0927

Tez çalışması kapsamında, MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının 2B tespiti amacıyla 13 hastaya ait toplam 24 koronal MR kesiti kullanıldı. Kullanılan veri setindeki MR serileri 3 farklı MR tarayıcı ile çekilmiştir ve MR serilerinin görüntüleme protokolleri de birbirinden farklıdır. Kullanılan veri setindeki MR seri sayısının kısıtlı olmasından dolayı, çok fazla MR kesiti üzerinde araştırma yürütülememiştir, ancak buna rağmen değerlendirilen veri setinde başarılı sonuçlara ulaşılmıştır. Veri setindeki örnek sayısının kısıtlı olmasında, LCP hastalarına ait verilere ulaşmanın ve bu hastalara ait MR görüntüsü toplamanın zorlukları da etkili olmuştur. Bununla birlikte, uygulanan yöntemler; medikal verilere ulaşmanın oldukça zor olması, genel kullanıma açık test veri setlerinin ve medikal veri paylaşımının çok sınırlı olması nedeniyle ilgili veri seti haricinde başka bir kalça eklemi veri setinde test edilmemiştir. Her ne kadar tez çalışmasında gerçekleştirilen yöntemler ve yaklaşımlar farklı bir veri seti üzerinde sınanmamış olsa da, 2B femur başı tespiti kapsamında gerçekleştirilen ve sonuçları Tablo 3.8’de sunulan yaklaşımların tümü, 13 hastaya ait toplam 24 koronal MR kesitinden oluşan heterojen yapıdaki bir veri seti üzerinde sınanmıştır. Tablo 3.8’de ifade edilen DBK değerleri göz önüne alındığında, TTO yöntemi, DHD yöntemine göre sağlıklı femur başlarında daha yüksek başarıma; patolojik femur başlarında ise düşük başarıma sahiptir. Patolojik femur başları için TTO’da gözlemlenen ortalama DBK değerinin standart sapması, DHD’de ölçülen ortalama DBK değerinin standart sapmasından oldukça yüksektir. TTO’da gözlemlenen ortalama DBK değerinin standart sapmasındaki bu yükseklik, yüksek hata ile tespit edilen birkaç örnekten kaynaklanmaktadır ve Bölüm 3.2.3’te bu durum ile ilgili değerlendirmeler ayrıntılı olarak yapılmıştır. Bununla birlikte DHD ve TTO ile gerçekleştirilen iki aşamalı tespit de başarılı sonuçlar, özellikle patolojik femur başlarında, görülmüştür. Patolojik femur başları dairesel formlarını bir ölçüde kaybettiği için, ilk aşamadaki görece yüksek hata ikinci aşamada tolere edilmekte ve daha başarılı bir tespit gerçekleştirilmektedir. Bu durum, sağlıklı femur başları zaten dairesel formlarını koruduğu ve buna bağlı olarak

ikinci aşamadaki tespit çok fazla iyileştirme sağlamayabileceği için sağlıklı femur başlarında geçerli olmamaktadır. Aynı zamanda Tablo 3.8’de sağlıklı femur başları için sunulan sonuçlar arasında çok büyük değişimler olmadığı da görülmektedir. Bunlarla beraber, yöntemlere ve yöntemlerde gözlemlenen başarımlara dair genel değerlendirmelere, ilgili yöntemlerin anlatıldığı alt başlıklar; 3.2.3’ten, 3.2.4’ten ve 3.2.5’ten ulaşılabilir.

DHD yöntemi dairesel yapıları temel olarak bir kenar görüntüsü üzerinden tespit etmeye çalışır. Bu nedenle performans, kenar görüntülerdeki kenar piksellerinin sayısı ile doğrudan ilişkilidir. Kenar görüntülerinde çok sayıda kenar pikseli olması çalışma zamanını artırır, ancak daha iyi tespit sağlayabilir; az sayıda kenar, çalışma zamanını azaltır ancak tespiti olumsuz yönde etkileyebilir. TTO yöntemi genellikle DHD’den biraz daha yavaştır çünkü parlaklık görüntülerinde çalışır ve tüm görüntüyü veya belirli bir ilgi bölgesindeki tüm pikselleri değerlendirir. Ancak daha iyi bir başarı sağlayabilir. Her iki yöntemde de daima göz önünde bulundurulması gereken önemli bir husus vardır: Bu, MR parlaklık görüntülerinde femur başlarını ve femur başlarını çevreleyen dokular arasındaki renk geçişlerinin olması gerektiğidir. Aksi takdirde, femur başının dairesel yapısı tespit edilemez ve başarılı bir tespit yapılamaz. Dokular arasındaki renk geçişleri iyi değilse, dairesel yapıların kenar bilgileri zayıf bir şekilde elde edilebilir ve femur başları DHD ile başarılı bir şekilde tespit edilemez. Aynı durumda, TTO metodu ardışıl daireler arasında bir fark tespit edemeyebilir, ve bu yüzden femur başını TTO ile de tespit etmek zorlaşır. Aslında böyle bir durumda klinik tedavi uzmanları bile femur başlarını niteliksel olarak belirlemede güçlük çekmektedir. Bu nedenlerden dolayı, ilgili yöntemler ile femur başı tespiti, femur başlarının net ve seçilebilir bir görünümüne sahip olduğu yüksek kaliteli ve düşük gürültülü MR görüntülerinde daha başarılı gerçekleştirilebilir.

Tıbbi görüntü işlemede tespit görevi için önerilen yöntemler, kabaca öğrenme temelli ve öğrenme temelli olmayan yöntemler olarak iki gruba ayrılabilir. Derin evrimsel sinir ağları ve yapay sinir ağları, tespit için öğrenmeye dayalı yaklaşımların güzel örnekleridir. Öğrenmeye dayalı yaklaşımlarda bir öğrenme modeli, model eğitimi için düzenlenmiş bir dizi veri ile eğitilir ve eğitilmiş model kullanılarak tespit işlemi gerçekleştirilir. Tez çalışması kapsamında gerçekleştirilen yöntemler, öğrenmeye dayalı yaklaşımlar değildir. Bu nedenle bir model tasarımı, model oluşturma veya model eğitim süreci gerektirmez. Ancak öğrenmeye dayalı yaklaşımlarla karşılaştırıldığında görüntüler üzerinde daha kapsamlı bir taramaya ihtiyaç duyabileceği ve nesnenin tespiti için daha fazla zaman harcayabileceği düşünülebilir. Bahsedilen husus aynı zamanda kaba arama gerçekleştiren öğrenme temelli yöntemlerde de mevcuttur. Ek olarak, gerçekleştirilen yaklaşımların tespit oranları öğrenmeye dayalı yöntemlerle kıyaslanabilecek kadar umut vericidir. Tespit yöntemleri genellikle yarı otomatik

veya tam otomatik bölütleme işlemlerinde bir ara işlem olarak kullanılır. Bu tür çalışmalarda, anatomik organların yerini kabaca tahmin etmek yeterlidir. Tez çalışmaları dâhilinde ise, sağlıklı ve patolojik femur başlarının keskin tespiti üzerinde duruldu ve başarılı sonuçlar gözlemlendi. İlgili yaklaşımlar, yalnızca MR kesitlerindeki femur başlarının yerini tespit etmekle kalmaz, aynı zamanda femur başlarının yarıçapını da tespit eder.

MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının 2B tespitinin, femur başlarının merkez noktasının ve yarıçapının belirlenmesinin yanı sıra, aşağıda belirtilen amaçlar için de kullanılabilmesi olasıdır:

- Femur başlarının otomatik olarak tespit edilen merkez koordinatları, yarı-otomatik bölütleme yöntemlerinde bölütleme başlangıç noktaları olarak atanabilir.
- İlgili yöntemler ile dairesel yapıların hem merkez koordinatları hem de yarıçapı tespit edildiği için, bu parametreler üzerinde belirli bir ilgi bölgesi belirlenerek ilgi bölgesi tabanlı bir bölütleme yapılabilir.
- Proksimal femurdaki yardımcı noktaların belirlenmesi ve femur başı ile ilgili klinik parametrelerin otomatik ölçümünde femur başı merkez noktası ve yarıçapından faydalanılabilir.
- Otomatik femur başı tespiti ile, femur başındaki tutulum veya çökme miktarının niceliksel ölçümü gibi femur başı şekil analizi ve değerlendirmeleri yapılabilir.

İlgili yöntemler ile femur başı tespiti, gerçekleştirilen tez çalışması kapsamında koronal MR kesitlerinde uygulandı, ancak aksiyel ve sagittal gibi diğer düzlemlerde çekilmiş olan MR kesitlerinde de uygulanabilir. Ayrıca ilgili yöntemleri BT gibi diğer tıbbi görüntüleme görüntülerinde de uygulamak mümkündür. Bununla beraber değinilen yöntemler, femur başları gibi dairesel yapıya sahip diğer anatomik bileşenlerin tespiti için de kullanılabilir. Bütün bunlara ek olarak, ilgili yöntemler klinikte faydalı olabileceği düşünülen ve burada belirtilmeyen diğer amaçlar için de kullanılabilir.

Gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait koronal ve iki yönlü kalça eklemi MR görüntülerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının tespiti için sunulan ve DHD ile TTO'ya dayalı olan iki aşamalı yaklaşım, bilgimiz dâhilinde yeni bir femur başı tespit yöntemidir. Literatür incelemelerinde HD temelli farklı çalışmalara rastlanabilir. Ancak biz, tez çalışmasının bu bölümünde etraflıca anlattığımız bu yaklaşıma benzer

tarzda bir yaklaşıma daha önce bu konu üzerine yapılmış olan çalışmalarda rastlayamadık. Yaptığımız araştırma ve incelemeler neticesinde bunun yeni bir yaklaşım olduğunu söyleyebilmemiz mümkündür. Bununla birlikte, Daugman tarafından göz imgelerindeki iris ve gözbebeğini tespit amacıyla önerilen TTO yöntemi de, yine bilğimiz dâhilinde olmak üzere, femur başı tespiti amacıyla ilk defa tarafımızca yapılan araştırmalarda kullanılmıştır. Eğer ki, bu yaklaşımları bilimsel literatüre daha önceden kazandırmış olan araştırmacıların sundukları çalışmalar bizim gözümüzden kaçmış ise cüretimizden dolayı kendilerine özrü bir borç biliriz ve onların yapmış oldukları çalışmaya atıf verememiş olmaktan, burada anamamaktan dolayı da üzgün olduğumuzu belirtmek ister, bizi bağışlamalarını temenni ederiz. Böyle bir durum vuku bulmuş ise, bu hak onlarındır ve haklarını teslim ediyor, kendilerini saygıyla selamlıyoruz.

3.2.6 Sonuçlar

Tez çalışma raporunun bu bölümünde, koronal düzlemde çekilmiş iki yönlü kalça eklemi MR kesitlerinde 2B femur başı tespiti kapsamında yapılan çalışmalar ele alınmıştır. Yapılan çalışmalarda femur başı tespiti amacıyla; DHD, TTO ve bu iki yöntemin birleşimine dayalı bir yaklaşım uygulanmış ve toplamda 3 farklı yaklaşımla sağlıklı ve patolojik femur başlarının 2B tespiti gerçekleştirilmiştir. Farklı MR görüntüleme cihazları ve MR görüntüleme protokolleri ile çekilmiş olan, 13 LCP hastasına ait 24 MR kesiti üzerinde gerçekleştirilen deneysel çalışmalarda, sağlıklı (normal şekilli) ve patolojik (şekil deformasyonuna uğramış) femur başları otomatik olarak 2B tespit edilmiştir. Bu temelde yapılan çalışmalarda, LCP hastalarının MR kesitlerindeki femur başları incelenmiş ve çok biçimli (hem sağlıklı, hem de patolojik) femur başlarının 2B tespitinde umut verici sonuçlar elde edilmiştir.

3.3 3B Femur Başı Tespiti

Koronal düzlemde çekilmiş olan ve LCP hastalarına ait iki yönlü kalça eklemi MR görüntülerindeki sağlıklı ve patolojik olan femur başlarının 3B tespiti amacıyla yapılan çalışmalarda, bir MR serisini oluşturan tüm MR kesitleri dikkate alınarak bu MR serileri üzerinde KHD [198], 3B TTO [188] yöntemleri uygulanmış, sağlıklı ve patolojik femur başları 3B olarak tespit edilmiştir. 3B femur başı tespiti kapsamında değerlendirilen MR görüntülerine ve bu MR görüntülerinin ait olduğu hasta topluluğunun bilgilerine Bölüm 3.3.1’de yer verilmiştir. KHD ile femur başı tespiti Bölüm 3.3.2’de ele alınırken, 3B TTO ile femur başı tespitine Bölüm 3.3.3’te yer verilmiştir. 3B femur başı tespiti ile ilgili kısıtlamalar ve tartışmalar ile sonuç ve değerlendirmeler ise sırasıyla Bölüm 3.3.4’te ve Bölüm 3.3.5’te sunulmuştur.

3.3.1 Materyaller

Bu bölümde, 3B femur başı tespiti kapsamında değerlendirilen MR serilerinin ait olduğu LCP hastalarına ait klinik istatistiki bilgiler, MR serilerine ait MR görüntüleme protokolleri, MR protokol parametre detayları ve 3B femur başlarının gerçek referans değerlerine ait detaylar paylaşılmıştır. Gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında oluşturulan MR görüntü veri setine ait bilgiler, tez kitabının 2. bölümünde detaylı olarak sunulmuştur. Hastalara ait bilgiler, bu bölüm dâhilinde sunulan veriler, bilgiler ve sonuçlar arasındaki bütünlüğü korumak adına tez kitabının 2. bölümünde sunulan hasta bilgilerinden ayrı olarak Tablo 3.9'da tekrar sunulmuştur.

Tablo 3.9 3B femur başı tespiti kapsamında değerlendirilen MR görüntülerinin ait olduğu LCP hastalarına ait klinik istatistiki bilgiler

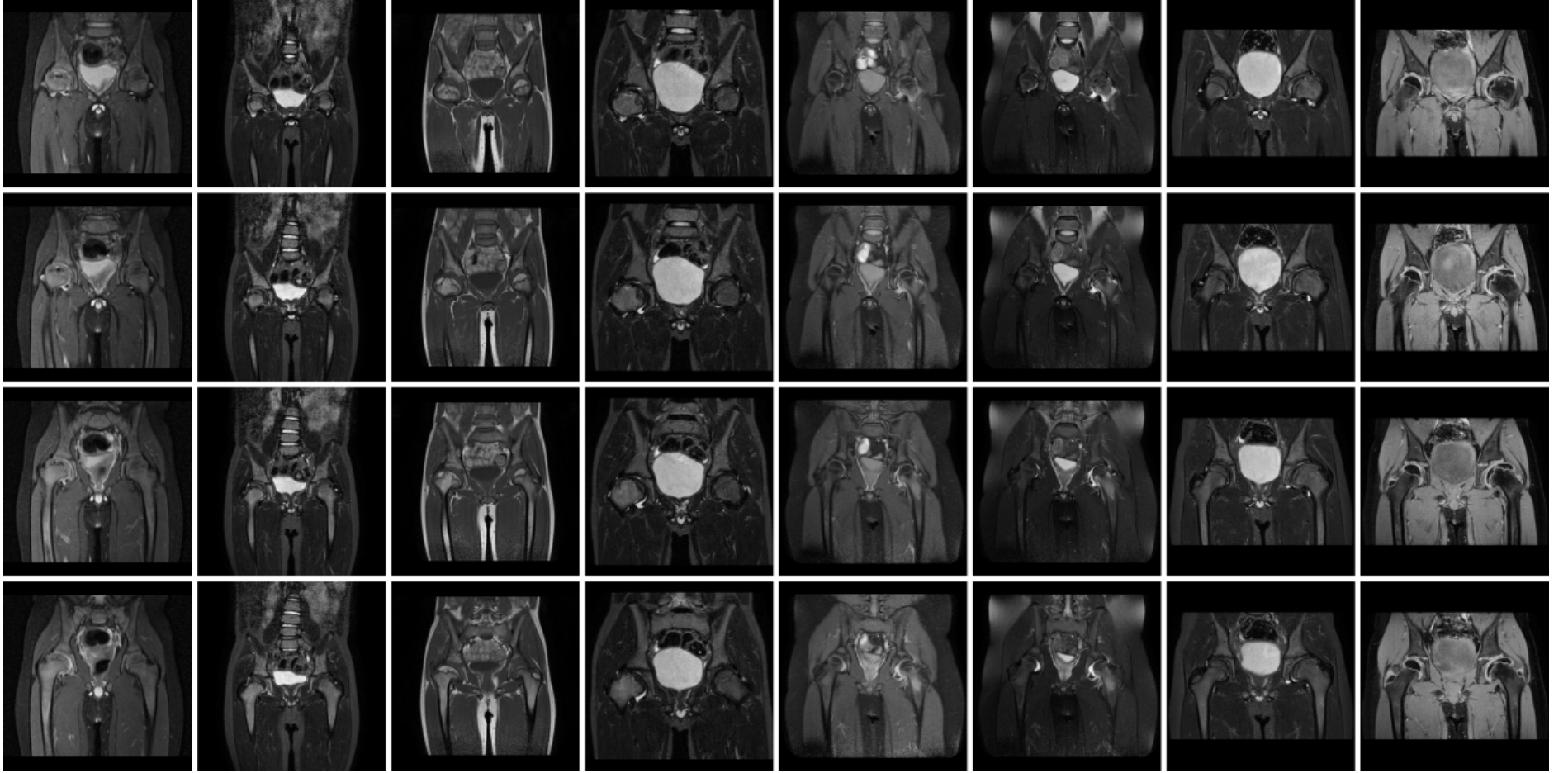
Hasta no	Hasta cinsiyeti	Hasta yaşı (yıl)	Hasta kütlesi (kg.)	Hastalık derecesi	MR seri sayısı
Hasta-1	Erkek	3	14	Yeniden kemikleşme	1
Hasta-2	Erkek	4	20	Parçalanma	1
Hasta-3	Erkek	9	30	Yeniden şekillenme	1
Hasta-4	Erkek	9	40	Yeniden şekillenme	1
Hasta-5	Erkek	13	50	Başlangıç	2
Hasta-6	Erkek	9	50	Yeniden şekillenme	2
Ortalama (μ)		8	34.00		
Standart sapma ($\pm\sigma$)		± 4	± 15.23		

3B femur başı tespiti amacıyla, mevcut veri setindeki 6 LCP hastasına ait toplam 8 MR serisi değerlendirmeye alınmıştır. Değerlendirmeye tabi tutulan 8 MR serisi, Bölüm 2'de detaylı olarak anlatılan mevcut MR serileri arasından, gürültüleri görece az ve görünimleri görece iyi olanlar arasından seçilmiştir. Hem MR serilerinin görüntü kalitelerinin görece düşük olması hem de MR serilerinin örnekleme frekanslarının düşük, dolayısıyla femur başını içeren kesit sayılarının da az olması sebebiyle, femur başı görünürlüğü görece yüksek olan az sayıda görüntü üzerinde çalışılmıştır. Bununla birlikte, mevcut MR veri setindeki MR serilerinin standart bir örnekleme frekansı ile çekilmemesi nedeniyle, ilgili MR serilerinin toplam kesit sayıları genellikle birbirinden farklıdır. Toplam kesit sayılarının, diğer bir anlamda kesit örnekleme frekanslarının, farklı olması sebebiyle MR serilerinde femur başını içeren kesit sayıları da birbirinden farklıdır. Femur başını içeren tüm kesit sayılarının az olması veya çok olması, femur başının üç boyutta betimlenmesini doğrudan etkiler. Az sayıdaki MR kesiti ile femur başı kaba olarak betimlenebilirken, çok sayıdaki MR kesiti ile daha hassas ve detaylı olarak betimlenebilir. 3B femur başı tespiti amacıyla hasta bazında değerlendirilen MR serilerin sayılarının dağılımı Tablo 3.9'da sunulmuştur. Hasta bazında değerlendirilen MR serilerine ait MR görüntüleme protokolleri ve protokol parametreleri ise Tablo 3.10'da sunulmuştur.

Tablo 3.10 3B femur başı tespiti kapsamında hasta bazında değerlendirilen MR serilerine ait MR görüntüleme protokolleri protokol ve parametreleri

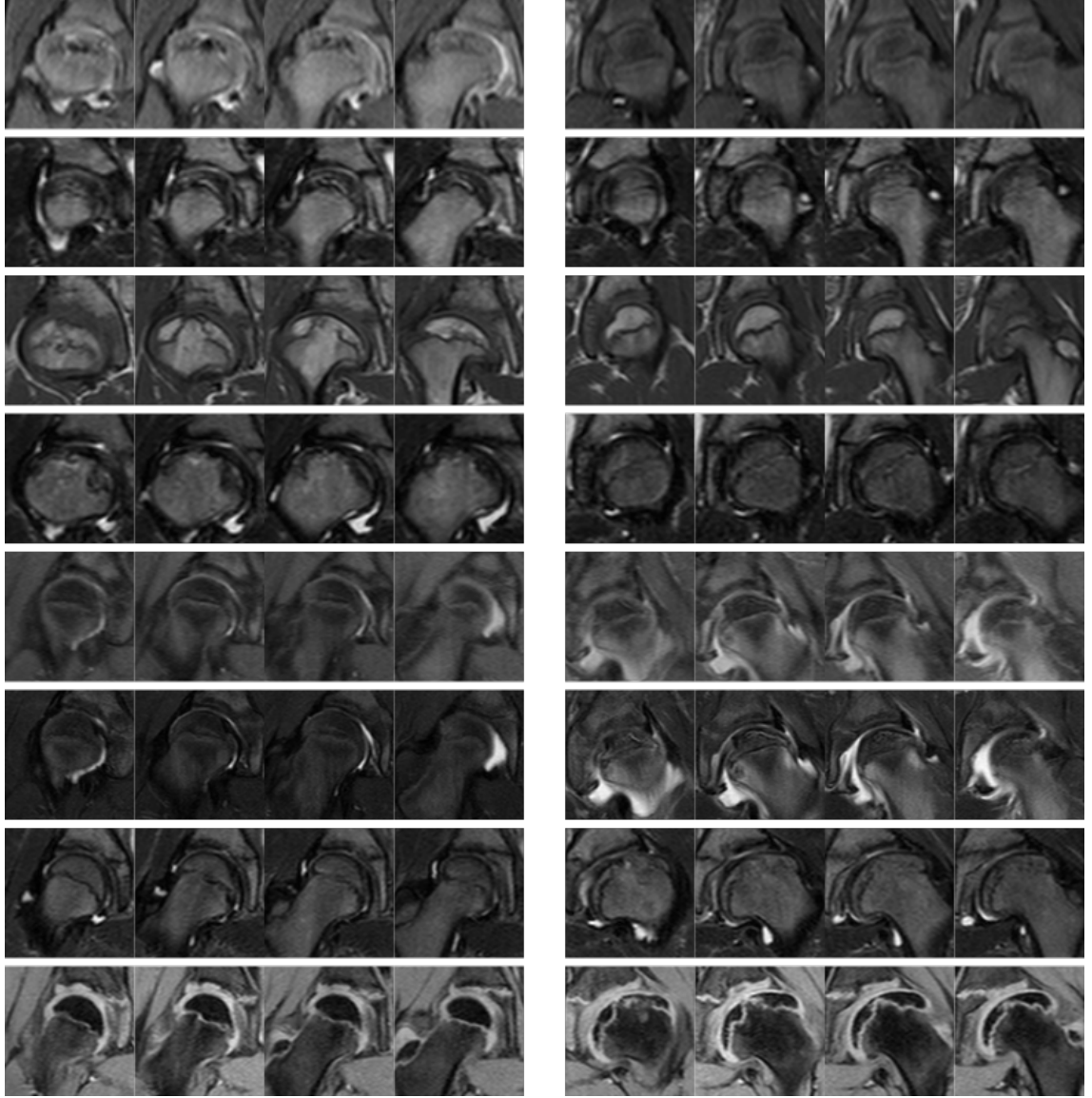
Hasta no	MR seri no	MR cihazı	Protokol ismi	TR/TE (ms.)	Sapma açısı	Kesit kalınlığı (mm.)	Kesitler arası boşluk (mm.)	Voksel boyutu (mm.)	Matris boyutu	Kesit sayısı
Hasta-1	MR Seri-1	Philips	SPDW SPAIR SENSE	2465.04 / 30	90°	3	3.3	0.4297 x 0.4297 x 0.5935	512x512	20
Hasta-2	MR Seri-1	Philips	STIR LONGTE	2180.38 / 60	90°	3	3.3	0.7500 x 0.7500 x 0.0008	400x400	16
Hasta-3	MR Seri-1	Philips	ST1W TSE	641.65 / 18	90°	4.5	6	0.7009 x 0.7009 x 0.0841	512x512	18
Hasta-4	MR Seri-1	Philips	STIR LONGTE	2452.93 / 60	90°	3	3.3	0.7432 x 0.7432 x 3.3000	336x336	18
Hasta-5	MR Seri-1	Philips	SPDW SPAIR	1782.92 / 22	90°	5.3	6.3	0.7456 x 0.7456 x 6.3000	528x528	24
Hasta-5	MR Seri-2	Philips	ST2W TSE SPIR	4277.10 / 80	90°	5.3	6.3	0.7083 x 0.7083 x 6.3000	560x560	24
Hasta-6	MR Seri-1	Philips	STIR ATSE SENSE	2800 / 50	90°	3.5	4.2	0.7463 x 0.7463 x 0.3284	400x400	18
Hasta-6	MR Seri-2	Philips	T1W SPGR FAT-SAT SENSE	300 / 6.91	60°	3.8180	4.2	0.7463 x 0.7463 x 0.3284	400x400	18

3B femur başı tespiti kapsamında her bir hasta için değerlendirmeye tabi tutulan MR serilerinin sayıları farklıdır ve bu seriler, Bölüm 2 kapsamında etraflıca değinildiği üzere, aynı tarihlerde farklı MR görüntüleme protokolleri ile çekilmiştir. Tablo 3.9’da ifade edilmiş olan ve hasta bazında değerlendirilen MR seri sayılarını içeren dağılım, Tablo 3.10’da açıkça görülebilir. Yine Tablo 3.10’da açıkça görülebileceği üzere, değerlendirilen MR serilerinin hepsi 1.5 T manyetik alan gücüne sahip olan Philips MR tarayıcılar ile farklı matris boyutlarında alınmıştır. 3B femur başı tespiti kapsamında değerlendirilen MR serilerine ait görüntüleme protokollerinin tüm parametreleri, Tablo 3.10 üzerinden incelenebilir. 3B femur başı tespiti kapsamında üzerinde çalışılan 8 adet MR serisinden örnek ardışıl MR kesitleri, Şekil 3.18’de sunulmuştur. Şekil 3.18’de gösterilen MR serileri sütun bazında sıralıdır ve bu MR serilerin sıra numaraları Tablo 3.10’daki verilerin sırası ile aynıdır. İlgili şekilde her bir sütun sırasıyla bir MR serisini göstermektedir ve her bir sütunda ilgili MR serisinden seçilmiş ardışıl 4 MR kesiti sunulmuştur.



Şekil 3.18 3B femur başı tespiti kapsamında değerlendirilen ve 8 adet MR serisinden oluşan veri seti (Her bir sütun sırasıyla bir MR serisini göstermektedir. Her bir sütunda ilgili MR serisinden seçilmiş ardışıl 4 MR kesiti sunulmuştur)

Şekil 3.18’de gösterilen ve iki yönlü kalça eklemlerini içeren koronal düzlemde alınmış MR serilerindeki sağ ve sol femur başlarının geniş görünüşleri yine soldan sağa (birinci sütunda sağ femur başları ve ikinci sütunda sol femur başları) ve yukarıdan aşağıya (her bir satır sıralı olarak ayrı MR serisini ifade eder) sıralı olacak şekilde Şekil 3.19’da gösterilmiştir.



Şekil 3.19 3B femur başı tespiti kapsamında değerlendirilen ve 8 adet MR serisinden oluşan veri setinde femur başlarının geniş görünüşlü ilgi bölgeleri (Her bir satır sıralı olarak bir MR serisini göstermektedir. Her bir satırdaki birinci sütunda yer alan ardışıl 4 adet femur başı ilgi bölgesi sağ femur başına; ikinci sütunda yer alan 4 adet femur başı ilgi bölgesi sol femur başına aittir)

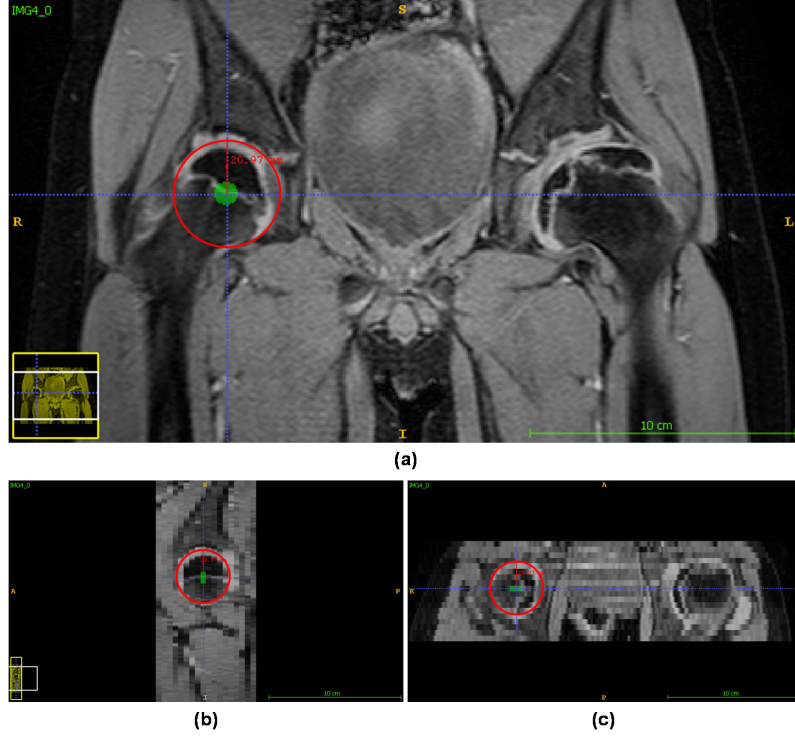
3B MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarına ait merkez noktalarının ve yarıçapların gerçek referans (ground-truth) değerlerini belirlemek için, alanında oldukça deneyimli bir klinik tedavi uzmanı güdümünde, her bir MR serisinde el yordamıyla işaretlemeler yapılmıştır. Bu işaretlemeler sonucunda her bir MR

serisindeki iki adet femur başının merkez noktası ve yarıçap bilgisi ölçülmüş ve kaydedilmiştir. Böylece, sağlıklı ve patolojik femur başları için ölçülmüş olan gerçek referans değerler üzerinden, otomatik olarak gerçekleştirilecek olan femur başı tespitlerinin hata değerlerinin ölçümünün gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır. 3B MR serilerindeki femur başlarının otomatik tespiti ve bu tespitlerde gözlemlenen hata oranları, bu alt başlık altında ele alınmamıştır. İlgili bilgilere, yöntemler ve bu yöntemlerde gözlemlenen sonuçların irdelendiği ilerleyen alt başlıklar altında yer verilmiştir. MR serilerindeki femur başlarına ait işaretlemeler bilgisayar destekli olarak el yordamıyla gerçekleştirilmiştir. İlgili merkez noktası işaretleme ve yarıçap belirleme işlemleri için ITK-SNAP medikal görüntü analiz ve bölütleme yazılımı kullanılmıştır. ITK-SNAP ile el yordamıyla gerçekleştirilen örnek bir işaretlemede, bir MR serisindeki femur başının merkez noktası ve yarıçapı Şekil 3.20’de görsel olarak sunulmuştur.

Şekil 3.20’deki örnek MR serisi üzerinde gerçekleştirilen ve femur başının merkez noktası ile yarıçapına ait gerçek referans değerlerinin belirlendiği işaretlemedeki x ve y kılavuz eksen çizgilerinin (mavi renkli, kesikli çizgiler ile) kesişiminde çizilmiş olan yeşil daire, femur başının merkez noktasını göstermektedir. ITK-SNAP kılavuz eksen çizgilerinin koordinat bilgilerini kullanıcı grafik arayüzünde sunmaktadır. Şekil 3.20’deki yeşil dairesel bölge, merkez noktasını belirgin olarak göstermek amacıyla çizilmiştir. Femur başları için merkez noktası ile birlikte gerçek referans değeri belirlenen diğer parametre ise femur başının yarıçapıdır. Yine ITK-SNAP ile, femur başının merkez noktasından femur başı dairesi sınırına kadar bir doğru parçası çizilerek (femur başına ait yarıçap), merkez noktası ile birlikte femur başı küresini tanımlayacak olan yarıçap ölçülmüştür. Şekil 3.20’de, femur başına ait bir merkez noktasından çizilmiş olan yarıçap da gösterilmiştir. Ayrıca, femur başı üzerinde işaretlenen merkez noktası ve yarıçapın tanımladığı femur başı küresel bölgesi de, Şekil 3.20 üzerinde harici olarak çizilmiş olan kırmızı çember ile ifade edilmiştir.

Şekil 3.18’de gösterilen 8 adet MR serisi üzerinde gerçekleştirilen, ve femur başlarının 3B merkez noktası ile yarıçapının belirlendiği işaretleme sonucunda her bir MR serisindeki biri sağlıklı ve diğeri patolojik olan iki femur başı için ölçülen yarıçaplara ait gerçek referans değerleri Tablo 3.11’de ayrıca sunulmuştur.

Tablo 3.11’de de görüldüğü üzere, sağlıklı ve patolojik femur başlarına ait yarıçapların gerçek referans değerleri milimetre (mm.) cinsinden belirlenmiş, ve her bir MR serisindeki femur başları için ayrı ayrı sunulmuştur. Her bir MR serisindeki femur başlarının birinin sağlıklı diğeri patolojik olması sebebiyle, sağlıklı ve patolojik femur başlarının toplam sayıları eşittir. ITK-SNAP ile el yordamıyla gerçekleştirilen işaretleme sonucu MR serilerindeki sağlıklı femur başlarının yarıçapı için ortalama 19.67(± 2.24) mm. gerçek referans değeri; patolojik femur başlarının yarıçapı için



Şekil 3.20 3B koronal MR görüntü serisinde el yordamıyla belirlenen bir femur başı küresinin 3B merkez koordinatları ile yarıçapı, ve el yordamıyla belirlenen bu femur başı küresinin (a) koronal, (b) sagittal ve (c) aksiyel düzlemlerden görünümü

Tablo 3.11 3B MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarına ait yarıçapların milimetre (mm.) cinsinden gerçek referans değerleri (Sol: sol kalça eklemindeki femur başı, Sağ: sağ kalça eklemindeki femur başı)

Hasta no	MR seri no	Merkez kesit / Toplam kesit sayısı	Sağlıklı femur başı yarıçapı (mm.)	Patolojik femur başı yarıçapı (mm.)
Hasta-1	MR Seri-1	8 / 20	15.91 (Sol)	15.17 (Sağ)
Hasta-2	MR Seri-1	8 / 16	16.59 (Sol)	15.23 (Sağ)
Hasta-3	MR Seri-1	8 / 18	19.94 (Sol)	20.84 (Sağ)
Hasta-4	MR Seri-1	9 / 18	20.26 (Sol)	20.26 (Sağ)
Hasta-5	MR Seri-1	12 / 24	21.47 (Sağ)	20.88 (Sol)
Hasta-5	MR Seri-2	12 / 24	22.09 (Sağ)	22.90 (Sol)
Hasta-6	MR Seri-1	9 / 18	20.14 (Sağ)	20.87 (Sol)
Hasta-6	MR Seri-2	9 / 18	20.96 (Sağ)	21.01 (Sol)
Ortalama (μ)			19.67	19.65
Standart sapma ($\pm\sigma$)			± 2.24	± 2.85

ise ortalama $19.65(\pm 2.85)$ mm. gerçek referans değeri ölçülmüştür. Tablo 3.11’de verilen ve patolojik femur başlarının yarıçap parametreleri için ölçülen gerçek referans değerleri bu femur başlarının sağlıklı durumda sahip olması gereken parametre değerlerini göstermektedir. Yine Tablo 3.11’de verilen ve sağlıklı femur başlarının

yarıçap parametreleri için ölçülen gerçek referans değerleri ise, bu femur başlarının zaten normal şekilli ve sağlıklı olması sebebiyle doğrudan mevcut sağlıklı durumdaki yarıçap parametre değerlerini göstermektedir.

3.3.2 Küresel Hough Dönüşümü (KHD) ile Femur Başı Tespiti

Bu bölüm dâhilinde, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait MR görüntülerinde yer alan sağlıklı ve patolojik kalça eklemlerindeki femur başlarının KHD [198] ile 3B tespit edilmesi amacıyla yapılan çalışmalara yer verilmiştir. Bu bağlamda, bu bölümde yer alan alt başlık 3.3.2.1’de, KHD ile gerçekleştirilen 3B femur başı tespitinin özeti verilmiştir. Alt başlık 3.3.2.2’de yöntemler ve detayları anlatılırken, alt başlık 3.3.2.3’te deneysel sonuçlar sunulmuştur. Alt başlık 3.3.2.4’teki tartışmalar bölümü dâhilinde, ilgili tespit yöntemi ile alâkalı kısıtlamalarına değinilmiştir. Alt başlık 3.3.2.5’te ise KHD ile gerçekleştirilen 3B femur başı tespitinin genel sonuçları sunulmuştur.

3.3.2.1 Özet

LCP hastalarına ait ve koronal düzlemde çekilmiş iki yönlü kalça eklemi MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının KHD kullanılarak 3B tespitine yönelik sürecin ilk aşamasında, MR serilerine ait kesitler çeşitli ön-işleme adımlarından geçirilmiştir. Bu bağlamda ilk olarak MR serilerindeki tüm kesitler dikey olarak iki eşit parçaya bölünerek kalça eklemleri ayrılmış, daha sonra ise Canny kenar belirleme yöntemi ile, daha önceden iki eşit parçaya bölünmüş kalça eklemi yarı görüntülerine ait kenar görüntüleri elde edilmiştir. Son aşamada ise, kenar görüntüleri üzerinde KHD uygulanarak femur başları tespit edilmiştir. 6 hastaya ait toplam 8 koronal MR serisindeki sağlıklı ve patolojik kalça eklemleri üzerinde yapılan deneylerde başarılı sonuçlara ulaşılmış ve gözlemlenen çıktılar karşılaştırılmıştır.

3.3.2.2 Yöntemler

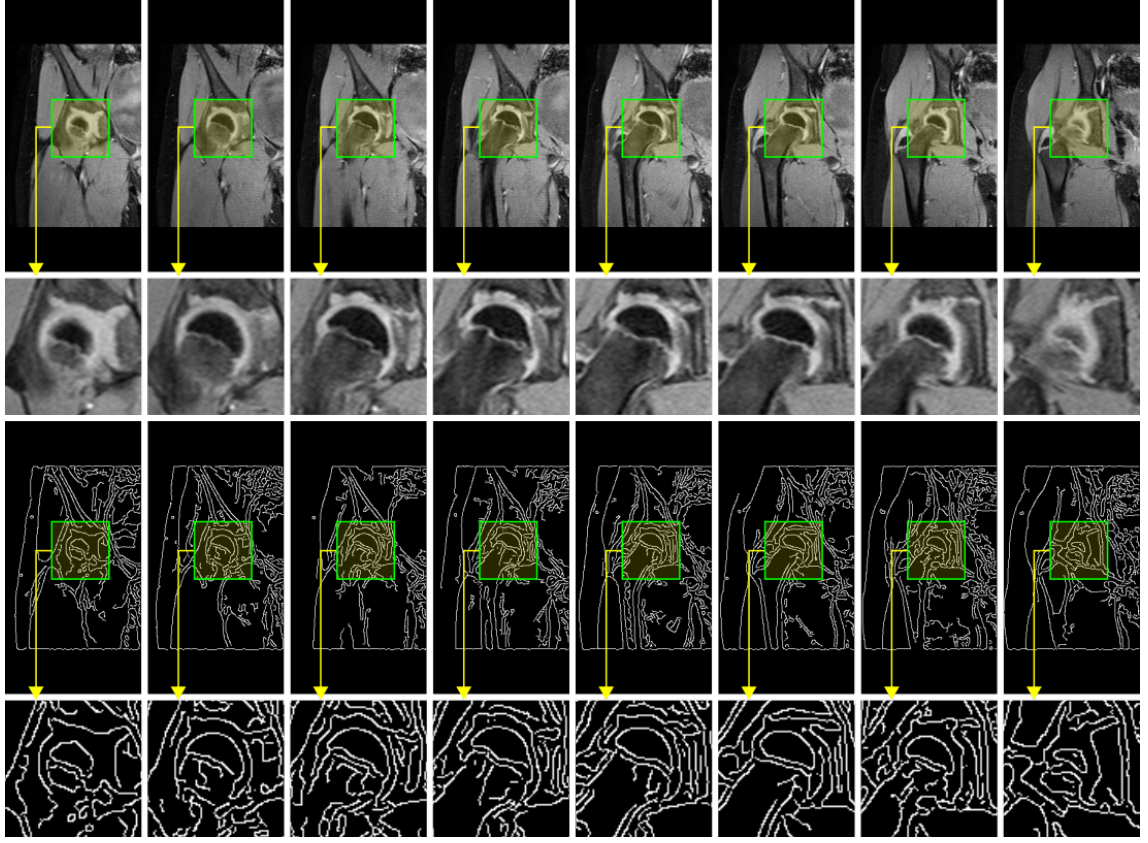
Bu bölümde, KHD kullanılarak gerçekleştirilen otomatik 3B femur başı tespitinde kullanılan yöntemlerin ve uygulanan işlemlerin detayları sıralı olarak ele alınmış ve açıklanmıştır. LCP hastalarına ait ve koronal düzlemde çekilmiş iki yönlü kalça eklemi MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının KHD kullanılarak 3B tespitine yönelik süreçte MR serileri öncelikle iki aşamalı bir ön-işlemeden geçirilmiştir ve KHD ile femur başı tespitinin gerçekleştirilmesi için hazırlanmıştır. İlgili MR seri ön-işleme sürecinde:

1. MR serilerindeki tüm MR kesitlerinin dikey olarak iki eşit parçaya bölünerek sağ ve sol kalça eklemlerinin ayrılması ve tek bir kalça eklemi içeren yarı MR görüntülerinin elde edilmesi,
2. MR serilerindeki tüm MR kesitlerinin dikey olarak iki eşit parçaya bölünmesi sonucu elde edilen yarı MR görüntüleri üzerinde Canny kenar belirleme yönteminin uygulanması sonucu yarı MR görüntülerine ait kenar görüntülerinin elde edilmesi

sağlanmıştır. Şekil 3.21’de, MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının KHD ile 3B tespitinde uygulanan MR seri ön-işleme aşamaları görsel olarak ifade edilmiştir. Şekil 3.21’deki ilk satırda, materyal olarak kullanılan örnek bir MR serisine ait kesitlerin dikey olarak iki eşit parçaya ayrılması sonucu elde edilen ve sağ kalça eklemi içeren ardışıl yarı MR kesitleri yer almaktadır. 2. satırda ise dikey olarak ikiye eşit parçaya ayrılmış ardışıl yarı MR görüntülerindeki femur başlarının geniş görünüşleri sunulmuştur. Şekil 3.21’deki 3. ve 4. satırda ise, sırasıyla dikey olarak ikiye eşit parçaya ayrılmış ardışıl yarı MR görüntüleri üzerinde Canny kenar tespiti yönteminin uygulanması sonucu elde edilen kenar görüntüleri ve bu kenar görüntülerindeki femur başlarının geniş görünüşleri gösterilmiştir. Canny kenar belirleme yöntemi ve yöntemin imgelerdeki uygulandığı Ek-A’da etraflıca anlatılmıştır. Canny kenar belirleme yöntemi ile detaylı bilgilere ilgili bölümden ulaşılabilir.

MR serileri üzerinde yukarıda belirtilen ön-işleme adımlarının uygulanması sonucu elde edilen ve tek bir kalça eklemi içeren kenar görüntüleri üzerinde KHD uygulanarak femur başlarının 3B merkez koordinatları ve yarıçapı tespit edilmiştir. KHD yöntemi ile 3B görüntülerde yer alan küresel yapıların tespitine yönelik detaylı işlem adımları ve açıklamalar tez kitabının son bölümündeki Ek-C’de ayrıntılı olarak verilmiştir. Bu bölümde ise, bu yöntemin femur başı tespitindeki uygulandığı üzerinde durulmuştur. Femur başı, Şekil 3.22’de de gösterilen şekil yapısı göz önüne alındığında, genel olarak küresel bir yapıya sahip olduğu için KHD ile tespit edilebilme potansiyeli taşır. Şekil 3.22’de görüldüğü gibi femur başı küresel yapısı C merkezli ve r yarıçaplı bir küre ile tanımlanabilir.

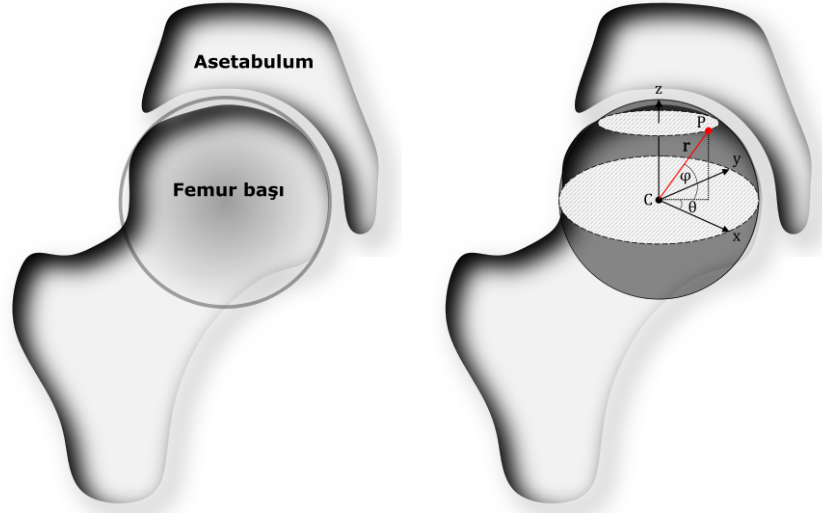
KHD yöntemi, görüntülerde kenar bilgisine sahip olan pikseller üzerinden eş yarıçaplı küreler tanımlayarak belirli bir yarıçap aralığı dâhilindeki olası küresel yapıların tespit edilebilmesine imkân verir. Bunun için, MR seriler üzerinde yukarıda belirtilen ön-işleme adımlarının uygulanması sonucu elde edilen ve tek bir kalça eklemi içeren kenar görüntülerindeki kenar piksellerinin her biri üzerinden, Eşitlik (3.5)’teki denklemler kullanılarak küreler çizilir.



Şekil 3.21 3B MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının KHD ile tespitinde MR kesit ön-işleme aşamaları (1. satır: MR kesitlerinin dikey olarak iki eşit parçaya ayrılması sonucu elde edilmiş olan ve sağ kalça eklemi içeren yarı MR görüntüleri, 2. satır: Dikey olarak ikiye eşit parçaya ayrılmış yarı MR görüntülerinde femur başlarının geniş görünüşleri, 3. satır: Dikey olarak ikiye eşit parçaya ayrılmış yarı MR görüntüleri üzerinde Canny kenar tespiti yönteminin uygulanması sonucu elde edilen kenar görüntüleri, 4. satır: Canny kenar tespiti yöntemi uygulanarak elde edilen kenar görüntülerinde femur başlarının geniş görünüşleri)

$$\begin{aligned}
 P_x &= C_x + (r \cdot \cos(\varphi) \cdot \cos(\theta)) \\
 P_y &= C_y + (r \cdot \cos(\varphi) \cdot \sin(\theta)) \\
 P_z &= C_z + (r \cdot \sin(\varphi))
 \end{aligned} \tag{3.5}$$

Eşitlik (3.5)'teki denklemlerde (C_x, C_y, C_z) , kenar pikselleri üzerinden çizilen kürelerin merkez noktaları ve r ise bu kürelerin yarıçapıdır. KHD'de kenar pikselleri üzerinden çizilen kürelerin çok fazla kesişim gösterdiği yerler, tespit edilmek istenilen r yarıçaplı aday küresel yapıları işaret eder. KHD'de, çizilen kürelerin kesişim sayıları giriş imgesi ile aynı boyutlardaki ve başlangıçta bütün değerleri sıfır olan bir akümülatör matrisinde saklanır. Bir (C_x, C_y, C_z) merkez noktasından r uzaklığında çizilen ve (C, r) parametrelili küreyi tanımlayan bütün (P_x, P_y, P_z) noktalarının, akümülatör matrisinde karşılık geldiği gözelerin değerleri 1 arttırılır. Bu işlem, kenar görüntülerindeki bütün



Şekil 3.22 3B uzayda proksimal femurun koronal düzlemden görünümü ve femur başı küresel yapısının gösterimi (solda). Proksimal femurdaki femur başı üzerinde C merkezli ve r yarıçaplı bir kürenin, ve bu küre üzerindeki θ istikamet açılı ve φ yükseliş açılı P (P_x , P_y ve P_z sırasıyla P noktasının x, y ve z eksenlerindeki bileşenleri olmak üzere) noktalarının tanımlanması (sağda)

kenar pikselleri için tekrarlanır. Böylece, akümülatör matrisi içerisinde kürelerin çok fazla kesişim gösterdiği yerler hesaplanmış olur. Akümülatör matrisinde çok yüksek değere sahip gözelerin satırları, sütunları ve kesit sırası, giriş imgesindeki r yarıçaplı küresel yapıların yerlerini ifade eder. KHD ile farklı yarıçaplı küresel yapıların tespiti için, bahsedilen işlemler ayrı ayrı gerçekleştirilebilir. Bununla birlikte, sadece belirli bir $[R_{min}, R_{max}]$ yarıçap aralığındaki yarıçaplar için de KHD uygulanabilir. Bu durumda tek bir akümülatör matrisi yerine, değerlendirilen yarıçap sayısı kadar akümülatör matrisinin kullanılması gerekecektir. Genel olarak küresel yapıların, özel olarak ise femur başının tespiti için KHD yönteminin uygulanışı algoritmik bir formda Şekil 3.23'te sunulmuştur.

Algorithm Küresel Hough Dönüşümü (KHD) Algoritması

Input: Bir MR serisindeki k adet MR kesitine ait kenar görüntüleri $I_E = \{I_{E1}, \dots, I_{Ek}\}$, femur başı yarıçap arama aralığının minimum değeri R_{min} , femur başı yarıçap arama aralığının maksimum değeri R_{max}

Output: Aranılan femur başı küresinin merkez koordinatları $C_s = \{C_{s_i}, C_{s_j}, C_{s_k}\}$, aranılan femur başı küresinin yarıçapı r_s

```

1:  $A[i, j, k, r] = 0$ 
2: for each  $r \in [R_{min}, R_{max}]$  do
3:   for each edge voxel  $I_E(i, j, k)$  do
4:     for  $\theta = 0 \rightarrow \pi$  do
5:       for  $\varphi = 0 \rightarrow 2\pi$  do
6:          $P_x \leftarrow C_x + r \cdot \cos(\varphi) \cdot \cos(\theta)$ 
7:          $P_y \leftarrow C_y + r \cdot \cos(\varphi) \cdot \sin(\theta)$ 
8:          $P_z \leftarrow C_z + r \cdot \sin(\varphi)$ 
9:          $A[i_z, j_{Px}, k_{Py}, r] \leftarrow A[i_{Pz}, j_{Px}, k_{Py}, r] + 1$ 
10:      end for
11:    end for
12:  end for
13: end for
14:  $(C_{s_i}, C_{s_j}, C_{s_k}, r_s) \leftarrow \text{argmax}(A[i, j, k, r])$ 
15: return  $C_s, r_s$ 

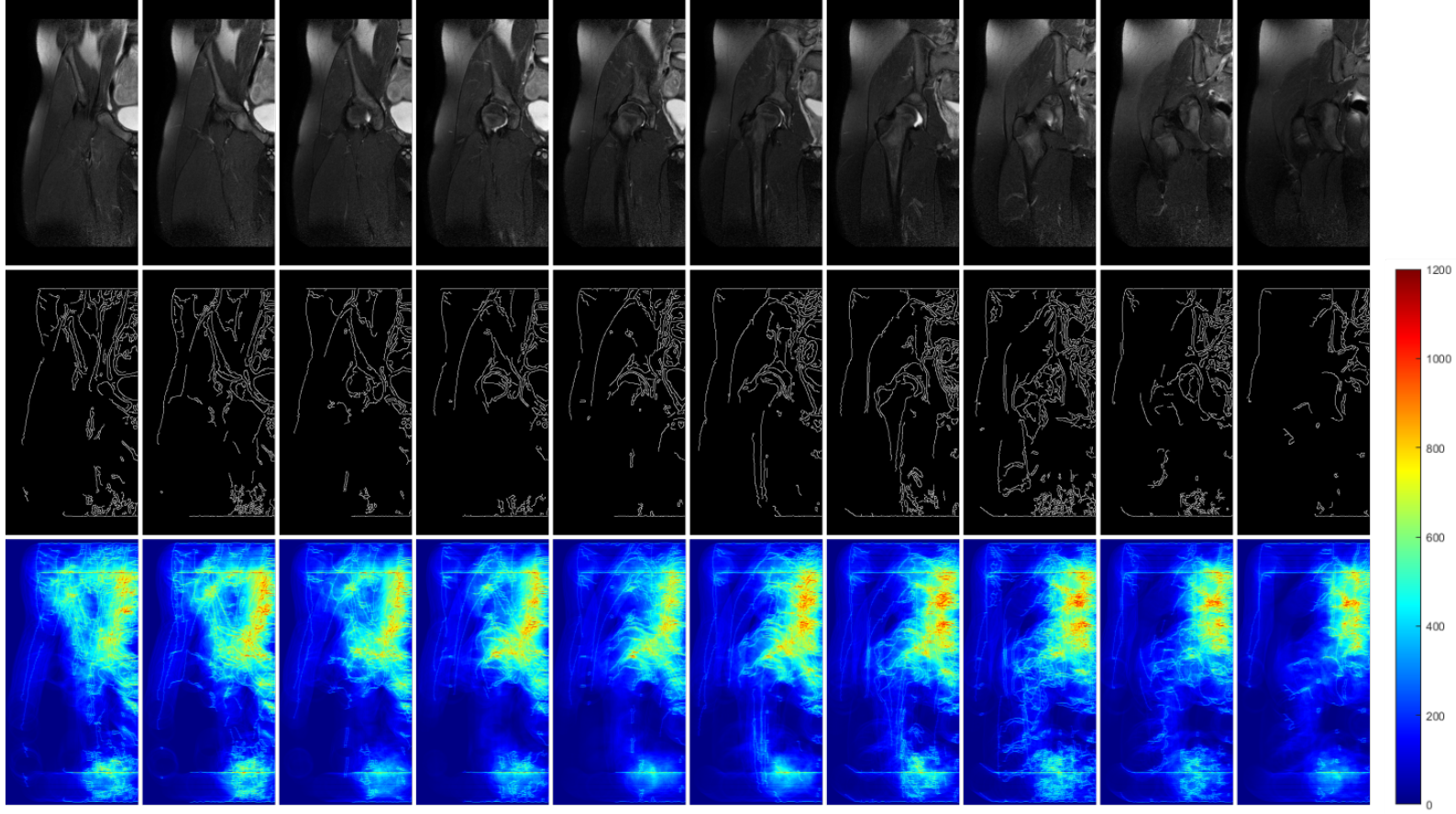
```

Şekil 3.23 Femur başı tespitinde Küresel Hough Dönüşümü (KHD) algoritması

Şekil 3.23'teki KHD algoritmasında görüldüğü üzere, yarıçapları belirli bir $[R_{min}, R_{max}]$ aralığında olan femur başları tespit edilmeye çalışılmıştır. Böylece, $[R_{min}, R_{max}]$ aralığındaki her bir r yarıçapı için bir 3B akümülatör matrisi saklanmıştır. İlgili algoritmada A ile ifade edilen akümülatör matrisi, ilk 3 boyutunda koordinatları, son boyutunda da yarıçapı saklaması sebebiyle 4 boyutlu (4B) bir matristir. Akümülatör matrisinin hesaplanmasıyla aday küreler belirlenmiş olur. Aday küreler arasından önceden belirlenmiş bir seçme yöntemine göre tek bir küre veya birden fazla küre seçilebilir. Gerçekleştirilen çalışmada, Şekil 3.23'te de görüldüğü üzere, $(Cs_i, Cs_j, Cs_k, r_s) \leftarrow \text{argmax}(A[i, j, k, r])$ operatörü ile, olasılığı en yüksek olan küre seçilmiş ve bu küre femur başını betimleyen küre olarak değerlendirilmiştir. KHD'de θ istikamet açısı ve φ yükseliş açısı kullanılarak küre yüzeyindeki noktalar hesaplanırken, ilgili açıların belirtilen açı aralıklarındaki artım değerleri sırasıyla $\theta = 4^\circ$ ve $\varphi = 4^\circ$ olarak alınmıştır. Böylece tüm küre noktaları yerine, belirli sayıdaki küre yüzeyi noktası değerlendirilerek işlem süresi görece kısaltılmıştır.

Şekil 3.23'te algoritmaya girdi olarak verilen 3B I_E kenar imgesi, bir 3B matris formundadır. Dolayısıyla bu matris doğal haliyle görselleştirilirse, görüntüdeki anatomik yapıların kenarları MR serisindeki kesit sayısına bağlı olarak normal doğal görünümünden farklı bir şekilde görünür. Aynı zamanda KHD yöntemi doğrudan bu matrisin boyutları üzerinden uygulanırsa, femur başı küresi tespiti zorlaşır. Bu sebepten dolayı yöntemin uygulanışında her bir merkez voksel noktası, voksel boyutları ve kesitlerarası mesafe kullanılarak kartezyen uzaya taşınmış ve yarıçap değerleri de bu uzayda ayrık değerler olarak belirlenerek çizilen kürelerin yüzeylerindeki noktalar tanımlanmıştır. Sonrasında ise küre yüzeyini tanımlayan bu noktalarda ters dönüşüm uygulanarak denk düştükleri voksel indisleri elde edilmiştir.

Şekil 3.24'te, bir MR serisine ait sıralı kesitlerin dikey olarak iki eşit parçaya ayrılması sonucu elde edilmiş ve sağ kalça eklemine içeren yarı MR görüntüleri, bu yarı MR görüntüleri üzerinde Canny kenar tespiti yönteminin uygulanması sonucu elde edilen kenar görüntüleri ve bu kenar görüntülerinin birleşimiyle oluşan 3B veri üzerinde KHD uygulanması sonucu gözlemlenen akümülatör matrisinin sıcak ve soğuk renklerle görselleştirilmiş hâli sunulmuştur. Akümülatör matrisi görüntülerinde, sıcak renkler (kırmızı ve tonları) yüksek sayıdaki keşisim yerlerine, yani femur başı merkezi olma olasılığı yüksek noktalara; soğuk renkler (mavi ve tonları) ise düşük sayıdaki keşisim yerlerine, yani femur başı merkezi olma olasılığı düşük noktalara işaret etmektedir.



Şekil 3.24 (1.satır) Bir MR serisine ait MR kesitlerinin dikey olarak iki eşit parçaya ayrılması sonucu elde edilmiş ve sağ kalça eklemine içeren seçilmiş ardışıl yarı MR görüntüleri. (2. satır) Yarı MR görüntüleri üzerinde Canny kenar tespiti yönteminin uygulanması sonucu elde edilen kenar görüntüleri. (3. satır) Kenar görüntülerinden oluşan 3B veri üzerinde KHD uygulanması sonucu gözlemlenen 4B akümülatör matrisinin 2B matrisler olarak ve renkli biçimde görselleştirilmiş hâli (2B akümülatör matrisi görüntüleri aday kürelerin keşisim değerlerini bir r yarıçapı için göstermektedir)

KHD ile femur başlarının 3B tespiti esnasında, yanlışlıkla femur başı olarak tespit edilebilmesi olası küresel yapıları elemek maksadıyla akümülatör matrisleri üzerinde $[w/2-50, w/2+50]$ genişliğinde, $[h/2-50, h/2+50]$ yüksekliğinde ve $[d/2-2, d/2+2]$ derinliğinde bir dikdörtgensel arama bölgesi tanımlanmıştır. İlgili dikdörtgensel arama bölgesini tanımlayan w, h, d parametreleri sırasıyla MR kesit genişliği, MR kesit yüksekliği ve toplam MR kesit sayısını göstermektedir. Tespit edilmesi amaçlanan femur başları Şekil 3.23'te ifade edilen $(Cs_i, Cs_j, Cs_k, r_s) \leftarrow \text{argmax}(A[i, j, k, r])$ operatörünün ilgili dikdörtgensel bölge dahilinde uygulanması ile belirlenmiştir.

3.3.2.3 Deneysel Sonuçlar

KHD ile 3B femur başı tespiti amacıyla, mevcut veri setindeki MR görüntülerinden, 6 LCP hastasına ait toplam 8 MR serisi değerlendirmeye alınmıştır. Değerlendirmeye tabi tutulan 8 MR serisindeki biri sağlıklı ve diğeri patolojik olan femur başlarının KHD ile tespitinin başarımını ölçmek amacıyla iki farklı performans değerlendirme metriği ile üç farklı parametre ölçülmüştür. Sağlıklı ve patolojik femur başlarının KHD ile tespitinin başarım ölçümünde KOKH ve DBK metrikleri kullanılmıştır. KOKH kullanılarak, KHD ile tespit edilen femur başı kürelerinin 1) merkez noktasının ve 2) yarıçapının hata payı ölçülmüştür. KOKH için genel bir denklem Eşitlik (3.2)'de verilmiştir.

Eşitlik (3.2)'deki a ve p , sırasıyla gerçek referans değerler ve tahmin edilen değerlerdir. n ise vektör uzunluğu olup, merkez noktası KOKH ölçümünde 3 değerini (3 boyutta merkez noktası x, y ve z bileşenlerinden oluşmaktadır) ve yarıçap KOKH ölçümünde ise 1 değerini almaktadır. KOKH ile ilgili daha detaylı açıklamalara Ek-G'de yer verilmiştir. Bunlara ek olarak ise, tespit edilen femur başı küresi üzerinden DBK hesaplanmıştır. KHD yöntemi ile küresel yapıya sahip bir objenin hem merkez noktası hem de yarıçapı belirlendiğinden, bu iki parametre ile bir merkez noktasından belirli bir yarıçap uzunluğuna sahip bir küre tanımlanabilir. Böylece tespit edilen femur başı merkez noktası ve yarıçap üzerinden femur başı için bir küresel hacim tanımlanmış ve bu küresel hacmin gerçek referans küre ile örtüşme oranı belirtildiği gibi DBK ile ölçülmüştür. Eşitlik (3.3)'te DBK'ya ait denklem sunulmuştur.

Eşitlik (3.3)'teki C_A ve C_P , sırasıyla gerçek referans merkez noktası ve yarıçap değerleri üzerinden belirlenen gerçek femur başı küresi ile, KHD ile tahmin edilen merkez noktası ve yarıçap değerleri üzerinden belirlenen femur başı küresini ifade etmektedir. DBK ile ilgili daha detaylı açıklamalara Ek-H'de yer verilmiştir. 3B MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının KHD ile tespitinde gözlemlenen DBK değerleri ve küre parametrelerinin KOKH değerleri Tablo 3.12'de sunulmuştur.

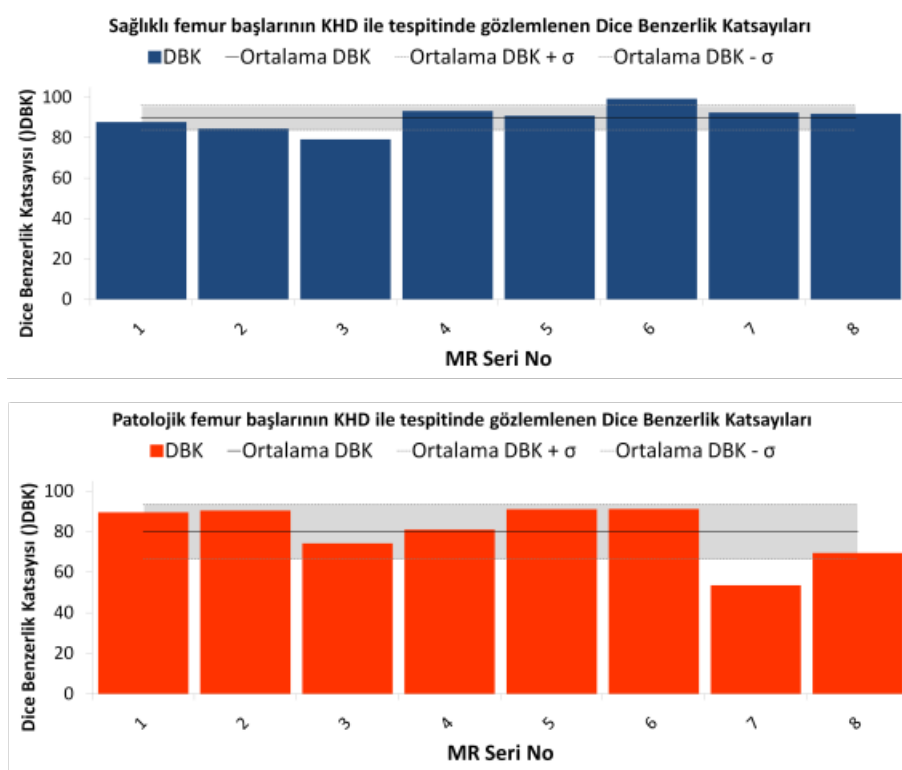
Tablo 3.12 3B MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının KHD ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerleri ve küre parametrelerinin Kare Ortalamalarının Karekökü Hatası (KOKH) değerleri

MR seri no	Sağlıklı femur başı			Patolojik femur başı		
	KOKH merkez (mm.)	KOKH yarıçap (mm.)	Dice Benzerlik Katsayısı (DBK)	KOKH merkez (mm.)	KOKH yarıçap (mm.)	Dice Benzerlik Katsayısı (DBK)
1	2.15	0.91	0.8774	2.15	0.17	0.8955
2	2.25	1.59	0.8453	1.68	0.77	0.9043
3	5.99	1.06	0.7928	7.84	0.16	0.7422
4	1.66	0.74	0.9322	5.36	0.74	0.8109
5	1.05	1.47	0.9084	2.36	0.88	0.9099
6	0.00	0.09	0.9937	2.24	1.10	0.9111
7	1.67	0.86	0.9253	13.43	0.87	0.5360
8	2.36	0.04	0.9186	9.22	0.99	0.6949
Ortalama (μ) Standart sapma ($\pm\sigma$)	2.14 ± 1.74	0.84 ± 0.56	0.8992 ± 0.0608	5.53 ± 4.29	0.71 ± 0.36	0.8006 ± 0.1355

Tablo 3.12’de görüldüğü üzere, sağlıklı femur başlarının merkez noktasında ortalama 2.14(± 1.74) mm. KOKH değeri, yarıçaplarında ortalama 0.84(± 0.56) mm. KOKH değeri ve femur başı küresinde ortalama 0.8992(± 0.0608) DBK değeri gözlemlenmiştir; patolojik femur başlarının merkez noktasında ortalama 5.53(± 4.29) mm. KOKH değeri, yarıçaplarında ortalama 0.71(± 0.36) mm. KOKH değeri ve femur başı küresinde ortalama 0.8006(± 0.1355) DBK değeri gözlemlenmiştir.

Tablo 3.12’deki merkez noktası ve yarıçap parametrelerine ait hatalar milimetre (mm.) cinsinden verilmiştir. KHD ile gerçekleştirilen femur başı parametre tespitinde, gerekli olan işlemler vöksel bazlı yapılmış ve hesaplanmıştır, ancak MR kesitlerinin vöksel boyutlarının ve matris boyutlarının farklılığından ötürü, vöksel sayısına veya uzunluğuna bağlı bir performans değerlendirmesi yapmanın uygun olmayacağı düşünülmüştür. Bu sebeple, MR kesitlerin vöksel boyutları göz önüne alınarak bütün vöksel tabanlı sonuçlar uzamsal uzaydan kartezen uzaya aktararak mm. birimine çevrilmiştir. Böylece merkez noktası ve yarıçap parametreleri için standart birimler sağlanmıştır. Ayrıca bu parametrelerin mm. cinsinden ifade edilmesi, klinik tedavi uzmanlarının gerçekleştireceği analizler için de sıhhatli olacaktır. İlgili birim çevirme işlemi, oransal bir değerlendirme parametresi olması ve birimden bağımsız olması sebebiyle DBK için uygulanmamıştır.

Tablo 3.12'deki veriler dikkate alındığında, patolojik femur başlarının KHD ile tespitinde gözlemlenen başarımların genel olarak sağlıklı femur başlarında gözlemlenen başarımlardan düşük olduğu görülmektedir. Patolojik femur başlarında gözlemlenen tespitte ait düşük performans değerleri, bu femur başlarının küresel formlarını normal femur başlarına göre belirli oranlarda kaybettiği göz önüne alındığında esasında oldukça normaldir. Bununla birlikte, patolojik femur başlarındaki ortalama hata değerleri genel itibarıyla çok düşük olmamakla birlikte, ortalama değerlerdeki görece düşük başarımlar bazı MR serilerindeki (MR kesit no: 7, 8 gibi) görece düşük başarımlardan kaynaklanmaktadır. 3B MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının KHD ile tespitinde gözlemlenen ve Tablo 3.12'de nümerik olarak gösterilen DBK değerleri, Şekil 3.25'te ayrıca grafiksel olarak da gösterilmiştir.



Şekil 3.25 3B MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının KHD ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerlerinin grafiksel gösterimi

3.3.2.4 Tartışma

3B MR serilerinde, küresel (sağlıklı) ve küresel formu bozulmuş olan (patolojik) femur başlarının KHD ile tespitinde, Bölüm 3.3.2.3'te de sunulduğu üzere başarılı sonuçlar gözlemlenmiştir [199]. İlgili yöntemin femur başı tespitindeki başarımını değerlendirmek amacıyla iki farklı performans ölçüm metriği kullanılmıştır. Tespit edilen femur başlarının merkez noktalarının ve yarıçaplarının, bu parametrelerin gerçek referans değerleri ile arasındaki hata ölçümü için KOKH kullanılmıştır. Ayrıca

tespit edilen merkez noktası ve yarıçap üzerinden tanımlanan femur başı küresinin, gerçek referans femur başı küresi ile örtüşme oranı da DBK kullanılarak ölçülmüştür. İlgili metrikler, medikal görüntü işlemede genellikle tercih edilen performans sınaama metrikleri arasında olması sebebiyle tercih edilmiştir.

Sağlıklı ve patolojik femur başlarının KHD ile tespitindeki ilk aşamada, 3B MR serileri üzerinde MR görüntü ön-işleme ile kesitler dikey olarak iki eşit parçaya bölünmüş ve kenar belirleme ile, ikiye ayrılmış olan yarı kesitlerin kenar görüntüleri elde edilmiştir. Sonraki aşamada ise kenar görüntüleri üzerinden KHD ile femur başı tespiti gerçekleştirilmiştir. KHD yöntemi doğrudan kenar görüntüleri üzerinde uygulandığı için, femur başına ait kenarların çıkarılması bu süreçte oldukça önemli bir işlemdir. Bu bölümde anlatılan ve KHD ile gerçekleştirilen femur başı tespitinin kenar belirleme aşamasında, Canny kenar belirleme yöntemi kullanılmıştır. Ek-A'da etraflıca anlatılan Canny kenar belirleme yönteminde, Gauss filtresi standart sapma değeri ve ikili eşikleme eşik katsayıları parametrelerinin yöntemde girdi olarak verilmesi gerekir. İdeal bir sistemde, ilgili yöntem parametrelerinin stabil olması ve girdiye bağlı olarak değişmemesi oldukça önemlidir. Gerçekleştirilen çalışmada, üzerinde çalışılan MR serilerinin birbirinden farklı MR görüntüleme protokolleri ile çekilmiş olmasından dolayı, Canny kenar belirleme yöntemi için standart parametre değerleri belirlemek oldukça güç olmuştur. Bu süreçte Gauss filtresi standart sapma değeri sabit olarak ($\sigma \cong 1.4$) belirlenmiş, ancak Canny ikili eşikleme parametreleri, MR kesitlerine özel olmak üzere, femur başı kenarlarını başarılı olarak çıkaracak şekilde belirlenmiştir. MR kesitlerin 1.5 T manyetik güce sahip MR cihazları ile çekilmiş olması, bazı kesitlerin gürültülü olması, ve bazı femur başlarının kenar geçişlerinin göz ile bile çok güç seçilmesi gibi sebepler, femur başı kenarlarının kolay, net ve başarılı bir biçimde çıkarımını zorlaştırmıştır. Bahsedilen problemler, tez çalışması kapsamında üzerinde çalışılan MR veri setinin zorlu bir veri seti olmasından kaynaklanmıştır. Bununla birlikte femur başı boyutlarının birbirlerinden farklı olması ve yine MR görüntüleme protokol farklılıklarına bağlı olan ve yukarıda bahsedilen problemlerden dolayı, KHD için $[R_{min}, R_{max}]$ yarıçap arama aralıkları da değişken olarak belirlenmiştir.

Medikal görüntü analizi üzerine yapılan çalışmalarda genellikle standart görüntüleme protokolleri ile elde edilmiş standart medikal görüntüler kullanılmaktadır. Bu sebeple, standart ve iyi bir görüntüleme protokolü ile yüksek kaliteli olarak çekilmiş MR görüntüleri üzerinde, yukarıda belirtilen parametrik problemlerin yaşanmayacağı kanaatindeyiz.

3.3.2.5 Sonuçlar

Tez çalışmasının bu bölümünde, MR serilerinde KHD ile 3B femur başı tespiti kapsamında yapılan çalışmalar ele alınmıştır. Farklı MR görüntüleme protokolleri ile çekilmiş olan MR seriler üzerinde gerçekleştirilen deneysel çalışmalarda, sağlıklı (normal şekilli) ve patolojik (şekil deformasyonuna uğramış) femur başları başarılı bir biçimde tespit edilmiştir. MR serileri üzerinde KHD ile gerçekleştirilen 3B femur başı tespitinde, sağlıklı femur başlarının merkez noktasında ortalama $2.14(\pm 1.74)$ mm. KOKH değeri, yarıçaplarında ortalama $0.84(\pm 0.56)$ mm. KOKH değeri ve femur başı küresinde ortalama $0.8992(\pm 0.0608)$ DBK değeri gözlemlenmişken; patolojik femur başlarının merkez noktasında ortalama $5.53(\pm 4.29)$ mm. KOKH değeri, yarıçaplarında ortalama $0.71(\pm 0.36)$ mm. KOKH değeri ve femur başı küresinde ortalama $0.8006(\pm 0.1355)$ DBK değeri gözlemlenmiştir [199].

3.3.3 3B Tümüleşik Türev Operatörü (TTO) ile Femur Başı Tespiti

Bu bölüm dâhilinde, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait MR görüntülerinde yer alan sağlıklı ve patolojik kalça eklemlerindeki femur başlarının TTO [188] ile 3B tespit edilmesi amacıyla yapılan çalışmalara yer verilmiştir. Bu bağlamda, bu bölümde yer alan alt başlık 3.3.3.1’de, TTO ile gerçekleştirilen 3B femur başı tespitinin özeti verilmiştir. Alt başlık 3.3.3.2’de yöntemler ve detayları anlatılırken, alt başlık 3.3.3.3’te deneysel sonuçlar sunulmuştur. Alt başlık 3.3.3.4’teki tartışmalar bölümü dâhilinde, ilgili tespit yöntemi ile alâkalı kısıtlamalara değinilmiştir. Alt başlık 3.3.3.5’te ise TTO ile gerçekleştirilen 3B femur başı tespitinin genel sonuçları sunulmuştur.

3.3.3.1 Özet

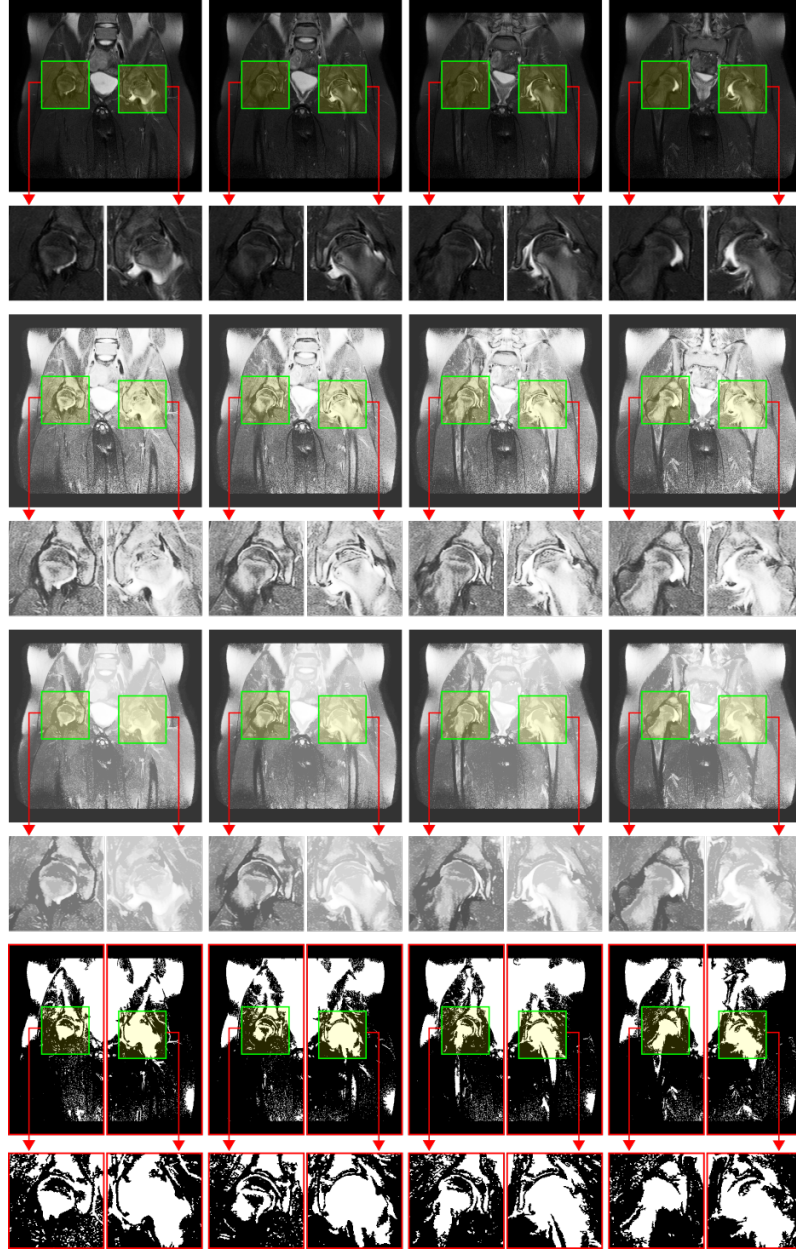
LCP hastalarına ait ve koronal düzlemde çekilmiş iki yönlü kalça eklemi MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının TTO kullanılarak 3B tespit edilmesine yönelik süreçte ilk olarak, MR seri kesitleri bazı ön-işleme aşamalarından geçirilmiştir. Bu bağlamda MR serilerinde sırasıyla; MR görüntü normalizasyonu, histogram eşleme, bölgesel görüntü doldurma, kalça eklemi ayırma ve görüntü ikilileştirme uygulanmıştır. Son aşamada ise, ikili kalça eklemi görüntüleri üzerinde 3B TTO uygulanarak femur başları tespit edilmiştir. 6 hastaya ait toplam 8 koronal MR serisindeki sağlıklı ve patolojik kalça eklemleri üzerinde yapılan deneylerde ümit vadecici sonuçlara ulaşılmış ve gözlemlenen çıktılar karşılaştırılmıştır.

3.3.3.2 Yöntemler

Bu bölümde, 3B TTO kullanılarak gerçekleştirilen otomatik 3B femur başı tespitinde kullanılan yöntemlerin ve uygulanan işlemlerin detayları sıralı olarak ele alınmış ve açıklanmıştır. LCP hastalarına ait ve koronal düzlemde çekilmiş iki yönlü kalça eklemi MR serilerinde sağlıklı ve patolojik femur başlarının TTO kullanılarak 3B tespit edilmesi sürecindeki ilk etapta, MR serilerindeki tüm kesitler beş aşamalı bir ön-işlemeden geçirilmiştir ve 3B TTO ile femur başı tespitinin gerçekleştirilmesi amacıyla hazırlanmıştır. İlgili MR seri ön-işleme sürecinde sırasıyla aşağıda belirtilen işlemler gerçekleştirilmiştir:

1. Parlaklık değerlerinin normalizasyonu
2. Histogram eşleme
3. Bölgesel görüntü doldurma
4. Kalça eklemlerinin ayrılması
5. Görüntü ikilileştirme

Yukarıdaki sıralı maddelerde belirtildiği üzere, ilk olarak MR seri kesitlerinin parlaklık değerlerinin normalizasyonu sağlanmış ve bu amaçla kesitlerin parlaklık değerleri $[0,1]$ aralığına normalize edilmiştir. İkinci aşamada, normalize edilmiş MR seri kesitlerinin görüntü kontrastını ayarlamak için normalize edilmiş MR seri kesitlerinin histogramları 256 $[0-255]$ ayırık gri renk seviyesine eşlenmiştir. Üçüncü adımda ise histogramları eşlenmiş MR seri kesitleri üzerinde, doku geçişi efektlerini azaltmak için ve dairesel bölgelerin renk parlaklıklarını daha homojen bir hale getirmek için morfolojik tabanlı bir bölgesel görüntü doldurma uygulanmıştır. Bu işlem, Matlab nümerik hesaplama yazılımı dâhilinde mevcut olan ve bir morfolojik işlem algoritmasına dayalı olan 'imfill' fonksiyonu ile gerçekleştirilmiştir. Sonraki aşamada ise, bölgesel görüntü doldurma uygulanmış MR seri kesitleri dikey olarak iki eşit parçaya bölünerek sağ ve sol kalça eklemlerinin ayrılması ve tek bir kalça eklemi içeren yarı MR görüntülerinin elde edilmesi sağlanmıştır. Beşinci ve son ön-işleme adımında ise, MR seri kesitlerinin dikey olarak iki eşit parçaya bölünmesi sonucu elde edilen yarı MR görüntüleri üzerinde ikili eşikleme uygulanmış, ve yarı MR görüntülerine ait ikili görüntüler elde edilmiştir. İkili eşiklemede, yarı MR görüntülerini oluşturan ve parlaklık değerleri, deneysel olarak karar verilmiş olan bir eşik seviyesinden büyük ve eşit olan pikseller 1 ile; küçük olan pikseller ise 0 ile kodlanmıştır. Şekil 3.26'da, MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının 3B TTO ile tespitinde uygulanan MR kesit ön-işleme aşamaları görsel olarak ifade edilmiştir.



Şekil 3.26 MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının 3B TTO ile tespitinde MR kesit ön-işleme aşamaları (1. satır: Parlaklık değerleri $[0,1]$ aralığına normalize edilmiş olan seçilmiş ardışıl MR kesitleri, 3. satır: Histogramları 0-255 renk aralığına eşlenmiş MR kesitleri, 5. satır: Histogramları eşlenmiş MR kesitleri üzerinde bölgesel görüntü doldurma (image filling) uygulanması sonucu elde edilmiş görüntüler, 7. satır: Bölgesel görüntü doldurma uygulanmış MR kesitlerinin dikey olarak iki eşit yarı MR görüntüsüne ayrılması ve bu yarı MR görüntüler üzerinde ikili eşikleme uygulanması sonucu elde edilen ikili görüntüler. (Her bir satırda, ilgili ön-işleme aşamasının uygulandığı MR kesitlerindeki sağ ve sol femur başlarının geniş görünüşleri MR kesitlerinin altında sunulmuştur.))

Şekil 3.26'daki ilk satırda, parlaklık değerleri $[0,1]$ aralığına normalize edilmiş olan örnek ardışıl MR kesitleri ve bu örnek ardışıl MR kesitlerinin hemen altında da, ilgili MR kesitlerindeki femur başlarının geniş görünüşleri yer almaktadır. İlgili

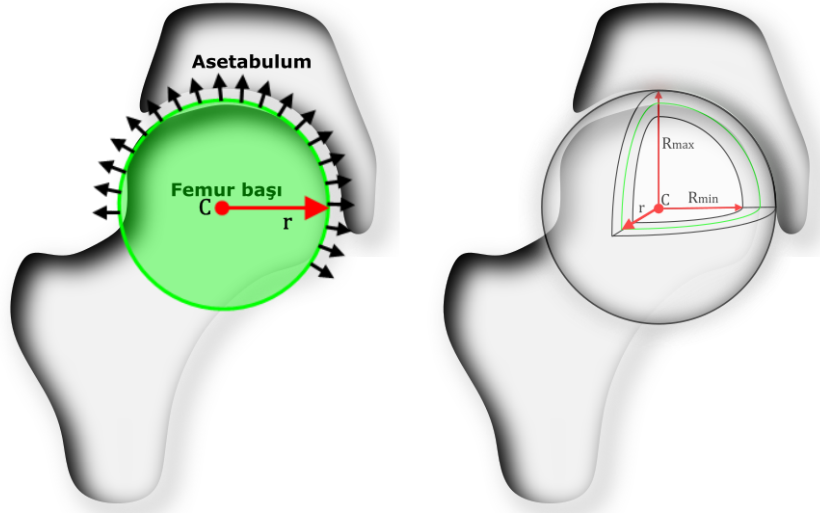
şekildeki 3. satırda yer alan görüntülerde histogramları 0-255 renk aralığına eşlenmiş ardışıl MR kesitleri ve bu örnek ardışıl MR kesitlerinin hemen altında da, ilgili MR kesitlerindeki femur başlarının geniş görünümüleri gösterilmiştir. Şekil 3.26'daki 5. satırda, histogramları eşlenmiş ardışıl MR kesitleri üzerinde bölgesel görüntü doldurma (image filling) uygulanması sonucu elde edilmiş görüntüler ve 7. satırda ise, bölgesel görüntü doldurma uygulanmış ardışıl MR kesitlerinin dikey olarak iki eşit yarı MR görüntüsüne ayrılması ve bu yarı MR görüntüler üzerinde ikili eşikleme uygulanması sonucu elde edilen ikili görüntüler gösterilmiştir. İlgili şekildeki 5. ve 7. satırlarda da, femur başlarının geniş görünümüleri yine MR kesitlerinin altında gösterilmiştir.

MR serilerindeki kesitler üzerinde yukarıda belirtilen ön-işleme adımlarının uygulanması sonucu elde edilen ve tek bir kalça eklemi içeren ikili görüntüler üzerinde 3B TTO uygulanarak femur başlarının 3B merkez koordinatları ve yarıçapı tespit edilmiştir. 3B TTO yöntemi ile 3B görüntülerde yer alan küresel yapıların tespitine yönelik detaylı işlem adımları ve açıklamalar tez kitabının son bölümündeki Ek-E'de ayrıntılı olarak verilmiştir. Bu bölümde ise, ilgili yöntemin özel olarak femur başı tespitindeki uygulaması üzerinde durulmuştur. 3B TTO, Şekil 3.27'de de görsel olarak ifade edildiği üzere, bir C merkez noktası üzerinden belirlenen $[R_{min}, R_{max}]$ yarıçap aralığındaki ardışıl kürelerin parlaklık değişimlerinin maksimum olduğu yeri arar. Bu işlem için, giriş imgeleri üzerinde Eşitlik (3.6)'daki operatör uygulanır.

$$\max(r, x_0, y_0, z_0) \left| G_{\sigma}(r) * \frac{\partial}{\partial r} \oint_{r, x_0, y_0, z_0} \frac{I(x, y, z)}{4\pi r^2} ds \right| \quad (3.6)$$

Eşitlik (3.6)'daki 3B TTO denkleminde $I(x, y, z)$ genelde bir giriş imgesi, özelde ise MR görüntü ön-işleme sonucunda elde edilmiş olan ikili görüntüdür. (x_0, y_0, z_0) ise $I(x, y, z)$ görüntüsünde merkez noktası olarak seçilen bir piksele ait koordinatlardır. r , (x_0, y_0, z_0) merkez noktasından çizilen kürenin yarıçapıdır. s , (r, x_0, y_0, z_0) parametrelerinin tanımladığı küre yüzeyini belirtir ve $G_{\sigma}(r)$ ise σ standart sapmalı bir Gauss yumuşatma fonksiyonudur.

3B TTO, Şekil 3.27'de de görsel olarak ifade edildiği üzere, bir C merkez noktası üzerinden belirlenen $[R_{min}, R_{max}]$ yarıçap aralığındaki ardışıl küre yüzeylerindeki parlaklık değişimlerinin maksimum olduğu küreyi arar. Bu işlemler sırasında, 3B verideki kürelerin tanımlanması için bilinen klasik küre denklemlerinden yararlanılır. İlgili denklemler, Eşitlik (3.5)'te daha evvel sunulmuştu.



Şekil 3.27 3B uzayda proksimal femurun koronal düzlemde görünümü ve femur başı küresel yapısı ile asetabulum arasındaki geçiş bölgesinin gösterimi (solda).

Proksimal femurdaki femur başı üzerinde C merkezli ve r yarıçaplı femur başı küresinin, ve TTO için bu femur başı küresi üzerinden tanımlanan $[R_{min}, R_{max}]$ ardışıl küre yüzeyi aralığının gösterimi (sağda)

Eşitlik (3.5)'te, r yarıçapı ile birlikte θ istikamet açısı ve φ yükseliş açısı değerleri kullanılarak elde edilen $P(P_x, P_y, P_z)$ noktaları, $C(C_x, C_y, C_z)$ merkezli ve r yarıçaplı bir küreyi tanımlar. Femur başı, Şekil 3.27'de de gösterilen şekil yapısı göz önüne alındığında, genel olarak küresel bir yapıya sahip olduğu için ve de özellikle asetabulum ile arasında geçiş bölgesi olması sebebiyle 3B TTO ile tespit edilebilme potansiyeli taşır. Şekil 3.27'de görüldüğü üzere, femur başı küresel yapısı, C merkezli ve r yarıçaplı bir küre ile tanımlanabilir. İlgili femur başı küresi, Şekil 3.27'deki femur başı üzerinde yeşil renk ile gösterilmiştir. Yine aynı şekilde, femur başı ile asetabulum arasındaki geçiş bölgeleri siyah oklarla gösterilmiştir. İlgili geçiş bölgeleri, genellikle MR serilerinde femur başı ile asetabulum arasında renk geçişlerinin olduğu yerlerdir. Bu sebeple, bir C merkez noktası üzerinden belirlenen $[R_{min}, R_{max}]$ yarıçap aralığındaki ardışıl kürelerdeki parlaklık değişimlerinin maksimum olduğu küre bulunarak femur başı küresi tespit edilebilir. Genel olarak küresel yapıların, özel olarak ise femur başının tespiti için 3B TTO yönteminin uygulanışı algoritmik bir formda Şekil 3.28'de sunulmuştur.

Şekil 3.28'deki 3B TTO algoritmasında görüldüğü üzere, algoritmaya girdi olarak verilen bir 3B I_B ikili imge serisi üzerinde, yarıçapı bir $[R_{min}, R_{max}]$ aralığındaki femur başı küreleri aranmaktadır. Bu işlemlerde öncelikle, ardışıl küreler üzerinde her bir küre için vokselle parlaklık değerlerinin toplamı hesaplanır ve bu toplam değerleri, kürelerin üzerindeki voksellerin toplam sayısına bölünerek normalize edilir. İlgili normalizasyon işlemi, algoritma dâhilinde $D[r] \leftarrow norm(S_l)$ olarak tanımlanmıştır.

Algorithm 3B Tümüleşik Türev Operatörü (TTO) Algoritması

Input: Bir MR serisindeki k adet MR kesitine ait ikili görüntüler $I_B = \{I_{B1}, \dots, I_{Bk}\}$, femur başı yarıçap arama aralığının minimum değeri R_{min} , femur başı yarıçap arama aralığının maksimum değeri R_{max}

Output: Aranılan femur başı küresinin merkez koordinatları $C_s = \{C_{s_i}, C_{s_j}, C_{s_k}\}$, aranılan femur başı küresinin yarıçapı r_s

```
1: for each voxel  $I_B(i, j, k)$  do
2:   for each  $r \in [R_{min}, R_{max}]$  do
3:      $S_I \leftarrow 0$ 
4:     for  $\theta = 0 \rightarrow \pi$  do
5:       for  $\varphi = 0 \rightarrow 2\pi$  do
6:          $P_x \leftarrow C_x + r \cdot \cos(\varphi) \cdot \cos(\theta)$ 
7:          $P_y \leftarrow C_y + r \cdot \cos(\varphi) \cdot \sin(\theta)$ 
8:          $P_z \leftarrow C_z + r \cdot \sin(\varphi)$ 
9:          $S_I \leftarrow S_I + I_B(P_y, P_x, P_z)$ 
10:      end for
11:    end for
12:     $D[r] \leftarrow \text{norm}(S_I)$ 
13:  end for
14:   $D[r] \leftarrow \text{differential}(D[r])$ 
15:   $D[r] \leftarrow \text{Gaussian filter}(D[r])$ 
16:   $A[i, j, k, r] \leftarrow D[r]$ 
17: end for
18:  $(C_{s_i}, C_{s_j}, C_{s_k}, r) \leftarrow \text{argmax}(A[i, j, k, r])$ 
19: return  $C_s, r_s$ 
```

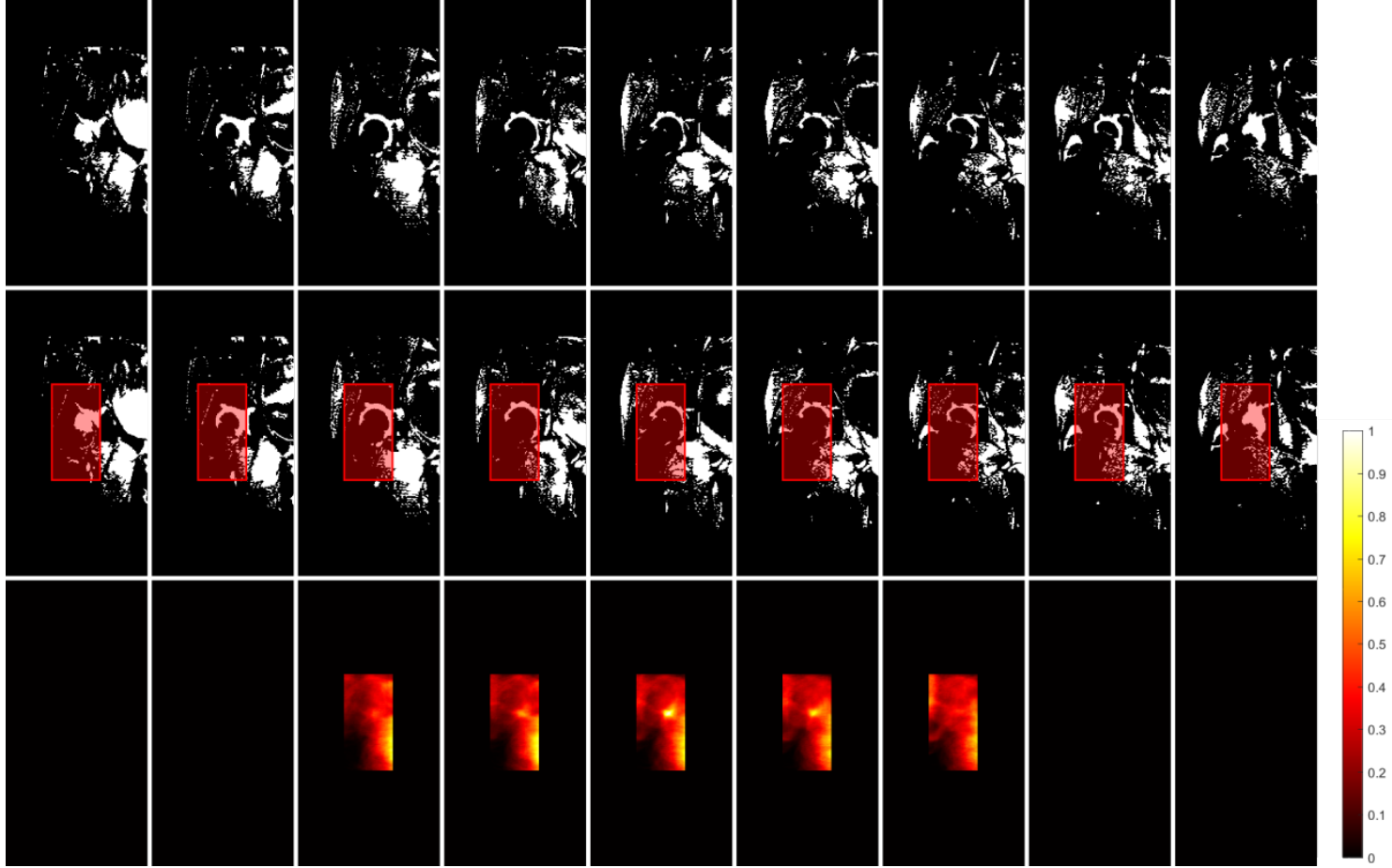
Şekil 3.28 Femur başı tespitinde 3B Tümüleşik Türev Operatörü (TTO) algoritması

Daha sonra bu toplam değerlerinin farkları alınmakta ve bir Gauss fonksiyonu ile bu fark vektörleri yumuşatılmaktadır. 3B giriş imgesindeki her voksel üzerinden hesaplanan bu vektörler bir 4B A matrisi veri yapısında saklanmaktadır. 4B A matrisi, 3B noktaların fark vektörlerini sakladığı için, esasında 3B imgedeki noktaların farklı yarıçap değerlerindeki küre merkezi olma olasılıklarını ifade eder. A matrisinin hesaplanmasıyla aday küreler belirlenmiş olur. Aday küreler arasından önceden belirlenmiş bir seçme yöntemine göre tek bir küre, veya birden fazla küre de seçilebilir. Algoritmanın son aşamasında, $(C_i, C_j, C_k, r) \leftarrow \text{argmax}(A[i, j, k, r])$ işlemi ile maksimum olan küre parlaklık fark değeri belirlenerek tespit edilmek istenen femur başı küresi bulunmaktadır. Algoritmada ifade edilen 4B A matrisindeki maksimum değer bulundugu matris lokasyonunun ilk üç elemanı, 3B imge üzerinde femur başı merkez noktasını, dördüncü elemanı ise femur başının yarıçapını işaret etmektedir. 3B TTO'da θ istikamet açısı ve φ yükseliş açısı kullanılarak küre yüzeyindeki noktalar hesaplanırken, ilgili açılardan belirtilen açı aralıklarındaki artım değerleri sırasıyla $\theta = 6^\circ$ ve $\varphi = 6^\circ$ olarak alınmıştır. Böylece tüm küre noktaları yerine, belirli sayıdaki küre yüzeyi noktası değerlendirilerek işlem süresi görece kısaltılmıştır.

Şekil 3.28'de algoritmaya girdi olarak verilen 3B I_B ikili imgesi, bir 3B matris formundadır. Dolayısıyla anatomik yapılar doğrudan bu matris üzerinden görselleştirilirse, görüntüdeki anatomik yapılar MR serisindeki kesit sayısına bağlı olarak normal doğal görünümünden farklı bir şekilde görünür. Aynı zamanda TTO yöntemi doğrudan bu matrisin boyutları üzerinden uygulanırsa, femur başı küresi tespiti zorlaşır. Bu sebepten dolayı yöntemin uygulanışında her bir merkez voksel

noktası, voksel boyutları ve kesitlerarası mesafe kullanılarak kartezyen uzaya taşınmış ve yarıçap değerleri de bu uzayda ayırık değerler olarak belirlenerek ardışıl kürelerin yüzeylerindeki noktalar tanımlanmıştır. Sonrasında ise küre yüzeyini tanımlayan bu noktalarda ters dönüşüm uygulanarak denk düştükleri voksel indisleri elde edilmiştir.

Gerçekleştirilen işlemlerde hem algoritma koşum süresini azaltmak hem de yanlışlıkla femur başı olarak tespit edilebilmesi olası küresel yapıları elemek maksadıyla, algoritmaya giriş imgesi olarak verilen kalça eklemi ikili görüntüleri üzerinde; $[w/3, 2w/3]$ genişliğinde, $[h/3, 2h/3]$ yüksekliğinde ve $[d/2-2, d/2+2]$ derinliğinde bir dikdörtgensel arama bölgesi tanımlanmıştır. Bu nedenle, Şekil 3.28'deki 3B TTO algoritması giriş görüntülerindeki piksellerin tamamı üzerinde değil de, belirtilen dikdörtgensel arama bölgesi içerisinde yer alan pikseller üzerinde uygulanmıştır. Şekil 3.29'da, 2B düzlemde, bir MR serisinden görüntü ön-işleme sonucunda elde edilmiş kalça eklemi ikili görüntüleri, kalça eklemi ikili görüntüsü üzerinde $[w/3, 2w/3]$ genişliğinde ve $[h/3, 2h/3]$ yüksekliğinde tanımlanmış olan dikdörtgensel arama bölgeleri (w: görüntü genişliği, h: görüntü yüksekliği) ile dikdörtgensel arama bölgesi dâhilindeki her bir piksel üzerinde TTO uygulanması sonucu elde edilmiş ve ardışıl kürelerin maksimum farklarını $[0,1]$ arasına normalize edilmiş olarak) içeren olasılık yoğunluk görüntüleri sunulmuştur. İlgili şekildeki olasılık yoğunluk görüntülerinde, sarı ve beyaz tonlar yüksek fark değerlerine, yani femur başı merkezi olma olasılığı yüksek noktalara; kırmızı ve siyah tonlar ise düşük fark değerlerine, yani femur başı merkezi olma olasılığı düşük noktalara işaret etmektedir.



Şekil 3.29 (1. satır) Bir 3B MR verisi üzerinde görüntü ön-işleme sonucunda elde edilmiş 2B ardışıl kalça eklemi ikili görüntüleri. (2. satır) Kalça eklemi ikili görüntüleri üzerinde $[w/3, 2w/3]$ genişliğinde, $[h/3, 2h/3]$ yüksekliğindeki dikdörtgensel arama bölgeleri (w : görüntü genişliği, h : görüntü yüksekliği). (3. satır) Dikdörtgensel arama bölgesi dâhilindeki her bir piksel üzerinde 3B TTO uygulanması sonucu elde edilmiş ve ardışıl kürelerin maksimum farklarını $[0,1]$ arasına normalize edilmiş olarak içeren olasılık yoğunluk görüntüsü

3.3.3.3 Deneysel Sonuçlar

TTO ile 3B femur başı tespiti amacıyla, mevcut veri setindeki MR görüntülerinden 6 LCP hastasına ait toplam 8 MR serisi değerlendirmeye alınmıştır. Değerlendirmeye tabi tutulan 8 MR serisindeki biri sağlıklı ve diğeri patolojik olan femur başlarının TTO ile 3B tespitinin başarımını ölçmek amacıyla iki farklı performans değerlendirme metriği ile üç farklı parametre ölçülmüştür. Sağlıklı ve patolojik olan femur başlarının 3B tespitinin başarım ölçümünde KOKH ve DBK metrikleri kullanılmıştır. KOKH ile, 3B TTO kullanılarak tespit edilen femur başı kürelerinin 1) merkez noktasının ve 2) yarıçapının hata payı ölçülmüştür. KOKH için genel bir denklem Eşitlik (3.2)'te verilmiştir.

Eşitlik (3.2)'deki a ve p , sırasıyla gerçek referans değerler ve tahmin edilen değerlerdir. n ise vektör uzunluğu olup, merkez noktası KOKH ölçümünde 3 değerini (3 boyutta merkez noktası x , y ve z bileşenlerinden oluşmaktadır) ve yarıçap KOKH ölçümünde ise 1 değerini almaktadır. KOKH ile ilgili daha detaylı açıklamalara Ek-G'de yer verilmiştir. Bunlara ek olarak ise, tespit edilen femur başı küresi üzerinden DBK hesaplanmıştır. 3B TTO yöntemi ile küresel yapıya sahip bir objenin hem merkez noktası hem de yarıçapı belirlendiğinden, bu iki parametre ile belirli bir merkez noktasından belirli bir yarıçap uzunluğuna sahip bir küre tanımlanabilir. Böylece tespit edilen femur başı merkez noktası ve yarıçapı üzerinden femur başı için bir küresel hacim tanımlanmış, ve ilgili küresel hacmin gerçek referans femur başı küresi ile örtüşme oranı belirtildiği gibi DBK ile ölçülmüştür. Eşitlik (3.3)'te DBK'ya ait denklem sunulmuştur.

Eşitlik (3.3)'teki C_A ve C_p , sırasıyla gerçek referans merkez noktası ve yarıçap değerleri üzerinden tanımlanan gerçek femur başı küresi ile, 3B TTO ile tahmin edilen merkez noktası ve yarıçap değerleri üzerinden tanımlanan femur başı küresini ifade etmektedir. DBK ile ilgili daha detaylı açıklamalara Ek-H'de yer verilmiştir. 3B MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının 3B TTO ile tespitinde gözlemlenen DBK değerleri ve küre parametrelerinin KOKH değerleri Tablo 3.13'te sunulmuştur.

Tablo 3.13'te görüldüğü üzere sağlıklı femur başlarının merkez noktasında ortalama $9.70(\pm 13.10)$ mm. KOKH değeri, yarıçaplarında ortalama $0.62(\pm 0.40)$ mm. KOKH değeri ve femur başı küresinde ortalama $0.7021(\pm 0.3160)$ DBK değeri gözlemlenmişken; patolojik femur başlarının merkez noktasında ortalama $10.83(\pm 12.75)$ mm. KOKH değeri, yarıçaplarında ortalama $0.58(\pm 0.63)$ mm. KOKH değeri ve femur başı küresinde ortalama $0.6757(\pm 0.2989)$ DBK değeri gözlemlenmiştir.

Tablo 3.13'teki merkez noktası ve yarıçap parametrelerine ait hatalar milimetre (mm.) cinsinden verilmiştir. 3B TTO ile gerçekleştirilen femur başı tespitindeki işlemler

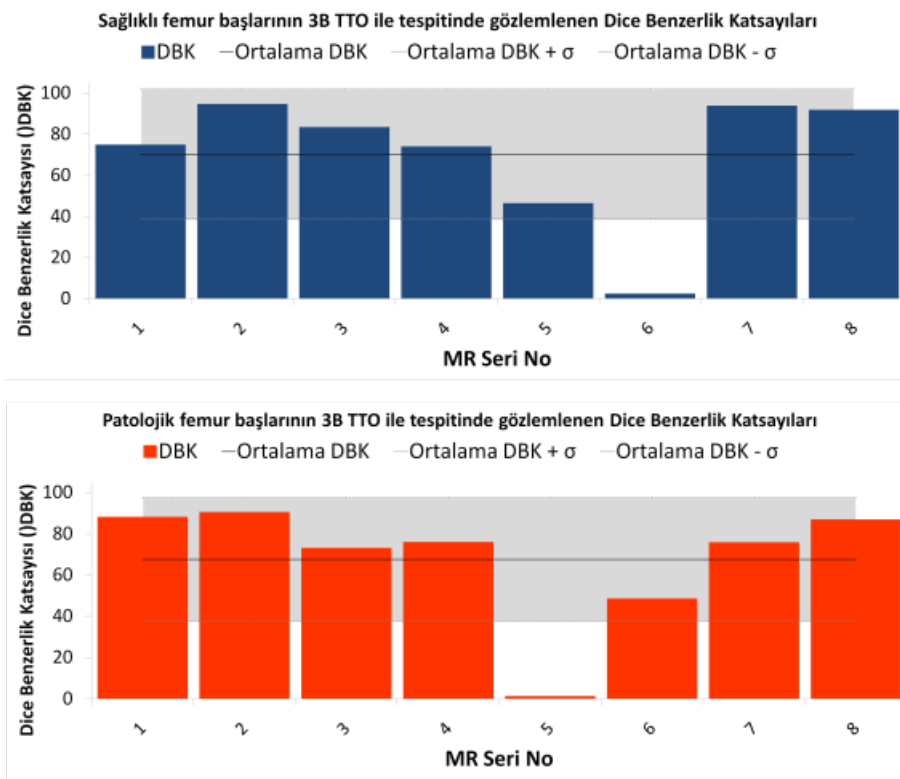
Tablo 3.13 3B MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının 3B TTO ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerleri ve küre parametrelerinin Kare Ortalamalarının Karekökü Hatası (KOKH) değerleri

MR seri no	Sağlıklı femur başı			Patolojik femur başı		
	KOKH merkez (mm.)	KOKH yarıçap (mm.)	Dice Benzerlik Katsayısı (DBK)	KOKH merkez (mm.)	KOKH yarıçap (mm.)	Dice Benzerlik Katsayısı (DBK)
1	5.50	0.09	0.7492	2.15	0.83	0.8821
2	0.00	0.59	0.9467	1.68	0.77	0.9050
3	4.70	1.06	0.8348	8.12	0.16	0.7320
4	7.47	0.74	0.7401	6.85	0.74	0.7604
5	17.26	0.47	0.4647	40.07	0.12	0.0124
6	39.26	1.09	0.0246	16.96	1.90	0.4865
7	1.06	0.86	0.9381	7.04	0.13	0.7583
8	2.36	0.04	0.9186	3.81	0.01	0.8692
Ortalama (μ)	9.70	0.62	0.7021	10.83	0.58	0.6757
Standart sapma ($\pm\sigma$)	± 13.10	± 0.40	± 0.3160	± 12.75	± 0.63	± 0.2989

voksel bazlı yapılmış ve hesaplanmıştır, ancak MR kesitlerinin voksel boyutlarının ve matris boyutlarının farklılığından ötürü, voksel sayısına veya uzunluğuna bağlı bir performans değerlendirmesi yapmanın uygun olmayacağı düşünülmüştür. Bu sebeple, MR kesitlerin voksel boyutları göz önüne alınarak bütün voksel tabanlı sonuçlar uzamsal uzaydan kartezten uzaya aktarılarak mm. birimine çevrilmiştir. Böylece, merkez noktası ve yarıçap parametreleri için standart birimler sağlanmıştır. Ayrıca bu parametrelerin mm. cinsinden ifade edilmesi, klinik tedavi uzmanlarının gerçekleştireceği analizler için de sıhhatli olacaktır. İlgili birim çevirme işlemi, oransal bir değerlendirme parametresi olması ve birimden bağımsız olması sebebiyle DBK için uygulanmamıştır.

Tablo 3.13'teki veriler dikkate alındığında, patolojik femur başlarının 3B TTO ile tespitinde gözlemlenen başarımların değerlerinin genel olarak sağlıklı femur başlarında gözlemlenen başarımların değerlerinden düşük olduğu görülmektedir. Patolojik femur başlarında gözlemlenen tespitte ait düşük performans değerleri, bu femur başlarının, küresel formlarını normal femur başlarına göre belirli oranlarda kaybettiği göz önüne alındığında esasında oldukça normaldir. Bununla birlikte, patolojik femur başlarındaki ortalama hata değerleri genel itibarıyla çok düşük olmamakla birlikte, ortalama değerlerdeki görece düşük başarımlar, bazı MR serilerindeki (MR kesit no: 5, 6 gibi) düşük başarımlardan kaynaklanmaktadır. Patolojik femur başlarının ortalama hatalarında gözlemlenen bu durum, sağlıklı femur başlarının ortalama hatalarında da gözlemlenmiştir. Yine benzer şekilde, bazı MR serilerindeki (MR kesit no: 5, 6

gibi) yüksek hataların ortalama başarımı düşürdüğü görülmüştür. 3B MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının 3B TTO ile tespitinde gözlemlenen ve Tablo 3.13'te nümerik olarak gösterilen DBK değerleri, Şekil 3.30'da ayrıca grafiksel olarak da gösterilmiştir.



Şekil 3.30 3B MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının 3B TTO ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerlerinin grafiksel gösterimi

3.3.3.4 Tartışma

3B MR serilerinde, küresel (sağlıklı) ve küresel formu bozulmuş olan (patolojik) femur başlarının 3B TTO ile tespitinde, Bölüm 3.3.3.3'te de sunulduğu üzere, normal başarıda sonuçlar gözlemlenmiştir. İlgili yöntemin femur başı tespitindeki başarımını değerlendirmek amacıyla iki farklı performans ölçüm metriği kullanılmıştır. Tespit edilen femur başlarının merkez noktalarının ve yarıçaplarının, bu parametrelerin gerçek referans değerleri ile arasındaki hata ölçümü için KOKH kullanılmıştır. Ayrıca tespit edilen merkez noktası ve yarıçap üzerinden tanımlanan femur başı küresinin, gerçek referans femur başı küresi ile örtüşme oranı da DBK kullanılarak ölçülmüştür. İlgili metrikler, medikal görüntü işlemede genellikle tercih edilen performans sına metrikleri arasında olması sebebiyle tercih edilmiştir.

Sağlıklı ve patolojik femur başlarının 3B TTO ile tespitindeki ilk aşamada, 3B MR serileri üzerinde uygulanan MR görüntü ön-işleme adımları ile dikey olarak iki

eşit parçaya bölünmüş ve her biri tek bir kalça eklemine içeren ikili (siyah-beyaz) yarı MR seri görüntüleri elde edilmiştir. Kullanılan MR serileri, önceki bölümlerde belirtildiği üzere farklı MR görüntüleme protokolleri ile elde edilmiştir ve dolayısıyla MR serilerinin görüntüleme protokolleri birbirinden farklıdır. Bu nedenle, görüntü matrisi boyutları ve görüntü kontrastları gibi görüntüleme protokolü özellikleri, MR serilerinin her biri için farklıdır. Gerek MR serilerinin görüntü kalitesinin düşük olması, gerekse de bazı kesitlerdeki kötü kontrast nedeniyle, femur başı ile asetabulum arasındaki renk geçişi yeterince belirgin değildir. Bu nedenle, ön-işleme adımlarında görüntü ikilileştirme aşamasında standart bir eşik değer parametresi belirleme zorluğu ortaya çıkmıştır ve yine aynı nedenle, aynı hastaya ait farklı MR serileri için farklı eşik katsayıları belirlenmiştir. Hatta MR kesitlerindeki renk kontrastının homojen olmaması sebebiyle, aynı kesitten elde edilen yarı MR görüntülerinde de farklı eşik katsayıları uygulanmıştır. Eşik katsayısı çok küçük seçilirse, ikili görüntülerde daha fazla piksel ön plan (1 değerine sahip pikseller) olarak görünecektir. Bu durumda, femur başı ile asetabulum arasındaki boşluk da ön plan olarak etiketlenebilir. Bu durumda, 3B TTO'nun çalışma mantığı gereği (ardışıl küreler arası parlaklık geçiş farkına dayalı tespit) femur başlarının tespiti çok zorlaşacaktır. Eşik katsayısı çok büyük seçilirse, ikili görüntülerde arka plan olarak etiketlenen (0 değerine sahip pikseller) daha fazla piksel olacaktır. Böyle bir durumda, femur başı bölgesindeki pikseller arka plan olarak etiketlenebilir ve femur başı net bir şekilde görünmez ve 3B TTO ile femur başlarını saptamada zorluk çekilebilir. Ön-işlemeden geçirilmiş fakat ikili hâle dönüştürülmemiş görüntülerde, femur başı bölgesindeki piksellerin parlaklık değerleri küçükse, arka plan siyah, aksi takdirde beyaz olur. Bu durum tespit için ayrıca bir problem oluşturmaz. Çünkü 3B TTO, tespit işlemini ardışıl küre yüzeylerinin toplam parlaklık değerlerinin farklılıklarını esas alarak gerçekleştirir. Bu sebeplerden dolayı eşik katsayıları ne çok büyük, ne de çok küçük değerlerden seçilmelidir. Ayrıca, MR serileri yüksek seviyede gürültüye maruz kalırsa, gürültü temizleme ve görüntü iyileştirme ile görüntü kalitesinin artırılması eşik katsayısının seçimini ve femur başını tespit etmeyi daha da kolaylaştırabilir.

MR kesitlerinin imge matris boyutları ve voksel boyutları farklı olduğu için, farklı büyüklüklerdeki femur başı kürelerini 3B TTO ile tespit edilmesinde, femur başları için spesifik $[R_{min}, R_{max}]$ aralıkları belirlenmiştir. Bu R_{min} , R_{max} alt ve üst sınır yarıçap değerleri, görüntülerde tespit edilecek olan femur başlarının yarıçapını kapsamalıdır. Bu aralığın çok büyük tutulması önerilmez, çünkü hem tespit için normalden daha fazla zaman harcanabilir hem de femur başı olmayan birçok küçük ve büyük küresel yapılar elimine edilemeyebilir. Bu sebeple başarılı bir femur başı tespiti olasılığı düşebilir. 3B TTO'da, ardışıl küre integrallerinin türevlerinin hesaplanmasında mümkün olabilecek gürültü etkilerini azaltmak için Gauss filtresi

uygulanır. Performans değerlendirme testlerinde filtrenin standart sapması $\sigma \cong 1.4$ olarak ayarlanmıştır. Bu parametrenin etkileri ayrıca analiz edilmemiştir, ancak bu değeri $[R_{min}, R_{max}]$ yarıçapı aralığına göre belirlemenin uygun olacağı düşünülmektedir. Daha küçük aralıklar için daha küçük standart sapma değerleri ve daha büyük aralıklar için daha büyük standart sapma değerlerinin belirlenmesi yerinde olacaktır.

MR serilerinin düşük görüntü kalitesi de, 3B TTO ile femur başı tespiti performansını etkilemiştir. Nitekim, bu zorluğun etkileri deneysel çalışmalar kapsamında gözlemlenmiştir. 3B TTO ile femur başı tespiti, görüntü ön-işleme sonrası elde edilmiş ikili yarı MR görüntülerinde, sınırları önceden tanımlanmış bir dikdörtgensel hacim dâhilinde gerçekleştirilmiştir. Bu yaklaşım, işlem süresini azaltmak ve önceki bölümlerde ifade edildiği gibi, belirtilen dikdörtgen hacmin dışındaki bölge içerisinde femur başı olarak tespit edilebilecek küreleri elimine etmek için yapılmıştır. Taranan MR serilerinin örnekleme frekanslarındaki farklılıklar nedeniyle, bazı serilerde vertebral kemik gibi küresel yapıya sahip anatomik bileşenler vardır ve bu tür bileşenler hatalı olarak femur başı gibi algılanabilmektedir.

İdeal bir sistemde, yöntem parametrelerinin stabil olması ve girdiye bağlı olarak değişmemesi oldukça önemli ve iyidir. Gerçekleştirilen çalışmada, üzerinde çalışılan MR serilerinin birbirinden farklı MR görüntüleme protokolleri ile çekilmiş olmasından dolayı, eşik katsayısı ve femur başı yarıçap arama aralığı için standart parametre değerleri belirlemek oldukça güç olmuştur. İkili eşikleme katsayısı ve femur başı yarıçap arama aralığı parametreleri, MR serilerine özel olmak üzere, femur başlarını başarılı olarak çıkaracak şekilde belirlenmiştir. MR kesitlerin 1.5 T manyetik güce sahip MR cihazları ile çekilmiş olması, bazı serilerin gürültülü olması ve bazı femur başlarının kenar geçişlerinin göz ile bile çok güç seçilmesi gibi sebeplerden dolayı femur başlarının ikili yarı MR görüntülerinde kolay, net ve başarılı bir biçimde tespiti zorlaşmıştır. Bahsedilen problemler, tez çalışması kapsamında üzerinde çalışılan MR veri setinin zorlu bir veri seti olmasından kaynaklanmıştır. Medikal görüntü analizi üzerine yapılan çalışmalarda genellikle standart görüntüleme protokolleri ile elde edilmiş standart medikal görüntüler kullanılmaktadır. Bu sebeple, standart ve iyi bir görüntüleme protokolü ile yüksek kaliteli olarak çekilmiş MR görüntüleri üzerinde, yukarıda belirtilen parametrik problemlerin yaşanmayacağı kanaatindeyiz.

3.3.3.5 Sonuçlar

Tez çalışmasının bu bölümünde, MR seriler üzerinde 3B TTO ile 3B femur başı tespiti kapsamında yapılan çalışmalar ele alınmıştır. Farklı MR görüntüleme protokolleri ile çekilmiş olan MR seriler üzerinde gerçekleştirilen deneysel çalışmalarda,

sağlıklı (normal şekilli) ve patolojik (şekil deformasyonuna uğramış) femur başları normal bir başarımla tespit edilmiştir. 3B TTO ile MR serileri üzerinde gerçekleştirilen 3B femur başı tespitinde, sağlıklı femur başlarının merkez noktasında ortalama $9.70(\pm 13.10)$ mm. KOKH değeri, yarıçaplarında ortalama $0.62(\pm 0.40)$ mm. KOKH değeri ve femur başı küresinde ortalama $0.7021(\pm 0.3160)$ DBK değeri gözlemlenmişken; patolojik femur başlarının merkez noktasında ortalama $10.83(\pm 12.75)$ mm. KOKH değeri, yarıçaplarında ortalama $0.58(\pm 0.63)$ mm. KOKH değeri ve femur başı küresinde ortalama $0.6757(\pm 0.2989)$ DBK değeri gözlemlenmiştir.

3.3.4 Tartışma

Bölüm 3.3 dâhilinde, koronal düzlemde çekilmiş olan iki yönlü kalça eklemi MR görüntülerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının 3B tespiti amacıyla yapılan çalışmalara yer verilmiştir. 3B femur başı tespiti bağlamında MR serileri üzerinde KHD ve 3B TTO yöntemleri uygulanmıştır. KHD ile gerçekleştirilen testler kapsamında sağlıklı ve patolojik femur başlarının merkez noktaları ve yarıçapları başarılı bir biçimde belirlenmiştir. Tez çalışması kapsamında 3B femur başı tespiti amacıyla uygulanan diğer bir yöntem de 3B TTO'dur. Daugman tarafından önerilen bu yöntem, dairesel bir forma sahip olan iris ve göz bebeğinin tespitinde 2B formda kullanılmıştır. İlgili yöntem, gerçekleştirilen tez çalışması kapsamında dairesel bir forma sahip olan femur başının tespiti için 3 boyutta uygulanacak şekilde yeniden düzenlenmiş ve kullanılmıştır. Tablo 3.14'te, 3B femur başı tespiti amacıyla gerçekleştirilen çalışmalarda uygulanan bu iki yönetime ait genel performans sonuçları sunulmuştur.

Tablo 3.14 3B MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının KHD ve 3B TTO yöntemleri ile tespitinde gözlemlenen Dice Benzerlik Katsayısı (DBK) değerleri ve küre parametrelerinin Kare Ortalamalarının Karekökü Hatası (KOKH) değerleri

	Sağlıklı femur başı			Patolojik femur başı		
	KOKH merkez (mm.)	KOKH yarıçap (mm.)	Dice Benzerlik Katsayısı (DBK)	KOKH merkez (mm.)	KOKH yarıçap (mm.)	Dice Benzerlik Katsayısı (DBK)
[199] KHD Ortalama (μ)	2.14	0.84	0.8992	5.53	0.71	0.8006
Standart sapma ($\pm\sigma$)	± 1.74	± 0.56	± 0.0608	± 4.29	± 0.36	± 0.1355
3B TTO Ortalama (μ)	9.70	0.62	0.7021	10.83	0.58	0.6757
Standart sapma ($\pm\sigma$)	± 13.10	± 0.40	± 0.3160	± 12.75	± 0.63	± 0.2989

3B MR serilerinde, küresel (sağlıklı) ve küresel formu bozulmuş olan (patolojik) femur başlarının 2 farklı yöntemle tespitinde, Tablo 3.14'te de görüldüğü üzere umut verici sonuçlar gözlemlenmiştir. İlgili yöntemlerin femur başı tespitindeki başarımlarını değerlendirmek amacıyla iki farklı performans ölçüm metriği kullanılmıştır. Tespit

edilen femur başlarının merkez noktalarının ve yarıçaplarının, bu parametrelerin gerçek referans değerleri ile arasındaki hata ölçümü için KOKH kullanılmıştır. Ayrıca tespit edilen merkez noktası ve yarıçap üzerinden tanımlanan femur başı küresinin, gerçek referans femur başı küresi ile örtüşme oranı da DBK kullanılarak ölçülmüştür. İlgili metrikler, medikal görüntü işlemede genellikle tercih edilen performans sına metrikleri arasında olması sebebiyle tercih edilmiştir.

Tez çalışması kapsamında, MR serilerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının 3B tespiti amacıyla 6 hastaya ait toplam 8 koronal MR serisi kullanılmıştır. Kullanılan veri setindeki MR serilerinin görüntüleme protokolleri de birbirinden farklıdır. Kullanılan veri setindeki MR seri sayısının kısıtlı ve düşük kalitede olmasından olması çok fazla MR serisi üzerinde araştırma yürütülememiştir ancak buna rağmen, değerlendirilen veri setinde başarılı sonuçlara ulaşılmıştır. Veri setindeki örnek sayısının kısıtlı olmasında, LCP hastalarına ait verilere ulaşmanın ve bu hastalara ait MR görüntüsü toplamanın zorlukları da etkili olmuştur. Bununla birlikte, uygulanan yöntemler, medikal verilere ulaşmanın oldukça zor olması ve genel kullanıma açık test veri setlerinin ve medikal veri paylaşımının çok sınırlı olması nedeniyle ilgili veri seti haricinde başka bir kalça eklemi veri setinde test edilmemiştir. Her ne kadar tez çalışmasında gerçekleştirilen yöntemler ve yaklaşımlar farklı bir veri seti üzerinde sınanmamış olsa da, 3B femur başı tespiti kapsamında gerçekleştirilen ve sonuçları Tablo 3.14'te sunulan yaklaşımların tümü, 6 hastaya ait toplam 8 koronal MR serisinden oluşan heterojen yapıdaki bir veri seti üzerinde sınanmıştır. Tablo 3.14'te ifade edilen DBK değerleri göz önüne alındığında, KHD yöntemi ile 3B TTO yöntemine göre sağlıklı ve patolojik femur başlarında femur daha yüksek başarıma ulaşılmıştır. 3B TTO'da gözlemlenen ortalama DBK değerinin standart sapması KHD'de ölçülen ortalama DBK değerinin standart sapmasından oldukça yüksektir. 3B TTO'da gözlemlenen ortalama DBK değerinin standart sapmasındaki bu yükseklik, yüksek hata ile tespit edilen birkaç örnekten kaynaklanmaktadır ve Bölüm 3.3.3'te bu durum ile ilgili değerlendirmeler ayrıntılı olarak yapılmıştır. Bunlarla beraber, yöntemlere ve yöntemlerde gözlemlenen başarımlara dair genel değerlendirmelere, ilgili yöntemlerin anlatıldığı alt başlıklar; 3.3.2'den ve 3.3.3'ten ulaşılabilir.

KHD yöntemi, küresel yapıları temel olarak bir 3B kenar görüntüsü üzerinden tespit etmeye çalışır. Bu nedenle performans, kenar görüntülerdeki kenar piksellerinin sayısı ile doğrudan ilişkilidir. Kenar görüntülerinde çok sayıda kenar pikseli olması çalışma zamanını artırır, ancak daha iyi tespit sağlayabilir; az sayıda kenar, çalışma zamanını azaltır ancak tespiti olumsuz yönde etkileyebilir. 3B TTO yöntemi genellikle KHD'den biraz daha yavaştır çünkü parlaklık görüntülerinde çalışır ve tüm görüntüyü veya belirli bir ilgi bölgesindeki tüm pikselleri değerlendirir. Her iki yöntemde de daima göz önünde bulundurulması gereken önemli bir husus vardır: Bu, MR parlaklık

görüntülerinde femur başlarını ve femur başlarını çevreleyen dokular arasındaki renk geçişlerinin olması gerektiğidir. Aksi takdirde, femur başının küresel yapısı tespit edilemez ve başarılı bir tespit yapılamaz. Dokular arasındaki renk geçişleri net değilse, küresel yapıların kenar bilgileri zayıf bir şekilde elde edilebilir ve femur başları KHD ile başarılı bir şekilde tespit edilemez. Aynı durumda, 3B TTO metodu ardışıl küreler arasında bir fark tespit edemeyebilir, ve bu yüzden femur başlarını 3B TTO ile de tespit etmek zorlaşır. Aslında böyle bir durumda, klinik tedavi uzmanları bile femur başlarını niteliksel olarak belirlemede güçlük çekmektedir. Bu nedenlerden dolayı, ilgili yöntemler ile femur başı tespiti, femur başlarının net ve seçilebilir bir görünümüne sahip olduğu yüksek kaliteli ve düşük gürültülü MR görüntülerinde daha başarılı olarak gerçekleştirilebilir.

Tıbbi görüntü işlemede tespit görevi için önerilen yöntemler kabaca öğrenme temelli ve öğrenme temelli olmayan yöntemler olarak iki gruba ayrılabilir. Derin evrimsel sinir ağları ve yapay sinir ağları, tespit için öğrenmeye dayalı yaklaşımların güzel örnekleridir. Öğrenmeye dayalı yaklaşımlarda, bir öğrenme modeli, model eğitimi için düzenlenmiş bir dizi veri ile eğitilir ve eğitilmiş model kullanılarak tespit işlemi gerçekleştirilir. Bu çalışmada gerçekleştirilen yöntemler, öğrenmeye dayalı yaklaşımlar değildir. Bu nedenle, bir model tasarımı, model oluşturma veya model eğitim süreci gerektirmez. Ancak, öğrenmeye dayalı yaklaşımlarla karşılaştırıldığında görüntüler üzerinde daha kapsamlı bir taramaya ihtiyaç duyabileceği ve nesnenin tespiti için daha fazla zaman harcayabileceği düşünülebilir. Ancak bu sorun aynı zamanda kaba arama öğrenme temelli yöntemlerde de mevcuttur. Tespit yöntemleri genellikle yarı otomatik veya tam otomatik bölütleme işlemlerinde bir ara işlem olarak kullanılır. Bu tür çalışmalarda, anatomik organların yerini kabaca tahmin etmek yeterlidir. Yapılan çalışmalarda, sağlıklı ve patolojik femur başlarının keskin tespiti üzerinde duruldu ve umut verici sonuçlar gözlemlendi. İlgili yaklaşımlar, yalnızca MR serilerindeki femur başlarının yerini tespit etmekle kalmaz, aynı zamanda femur başlarının yarıçapını da tespit eder.

MR serilerinde sağlıklı ve patolojik femur başlarının 3B tespitinin, femur başlarının merkez noktası ve yarıçapının hassas tahminini sağlamasının yanı sıra, aşağıda belirtilen amaçlar için de kullanılabilirliği olasıdır:

- Otomatik olarak tespit edilen femur başı merkez koordinatları, yarı-otomatik bölütleme yöntemlerinde ilk bölütleme noktaları olarak atanabilir.
- İlgili yöntemler ile dairesel yapıların hem merkez koordinatları hem de yarıçapı tespit edildiği için, bu parametreler üzerinde belirli bir ilgi bölgesi belirlenerek ilgi bölgesi tabanlı bir bölütleme yapılabilir.

- Proksimal femurdaki yardımcı noktaların belirlenmesi ve femur başı ile ilgili klinik parametrelerin otomatik ölçümünde femur başı merkez noktası ve yarıçapından faydalanılabilir.
- Otomatik femur başı tespiti ile femur başındaki tutulum ve çökme miktarının niceliksel ölçümü gibi femur başı şekil analizi ve değerlendirmeleri yapılabilir.
- Otomatik olarak tespit edilen femur başlarının 3. boyuttaki yerini ifade eden MR kesit sıra numarasının bilinmesi ile, tüm MR serisinde femur başı kemik dokusu içermeyen MR kesitlerin elenmesiyle boyut indirgeme gerçekleştirilebilir.

İlgili yöntemler ile femur başı tespiti, gerçekleştirilen tez çalışması kapsamında koronal MR serilerinde uygulanmıştır, ancak aksiyel ve sagittal gibi diğer düzlemlerde çekilmiş olan MR serilerinde de uygulanabilir. Ayrıca ilgili yöntemleri, bilgisayarlı tomografi (BT) gibi diğer tıbbi görüntüleme görüntülerinde de uygulamak mümkündür. Bununla beraber, değinilen yöntemler femur başları gibi dairesel yapıya sahip diğer anatomik bileşenlerin tespiti için de kullanılabilir. Bütün bunlara ek olarak, ilgili yöntemler klinikte faydalı olabileceği düşünülen ve burada belirtilmeyen diğer amaçlar için de kullanılabilir.

3.3.5 Sonuçlar

Tez çalışmasının bu bölümünde, koronal düzlemde çekilmiş iki yönlü kalça eklemi MR serilerinde 3B femur başı tespiti kapsamında yapılan çalışmalar ele alınmıştır. Yapılan çalışmalarda, KHD ve 3B TTO uygulanarak toplamda 2 farklı yaklaşımla sağlıklı ve patolojik femur başlarının 3B tespiti gerçekleştirilmiştir. Farklı MR görüntüleme protokolleri ile çekilmiş olan ve 6 LCP hastasına ait 8 MR serisi üzerinde gerçekleştirilen deneysel çalışmalarda, sağlıklı (normal şekilli) ve patolojik (şekil deformasyonuna uğramış) femur başları otomatik olarak tespit edilmiştir. Bu temelde yapılan çalışmalarda, LCP hastalarının MR kesitlerindeki femur başları incelenmiş ve çok biçimli (hem sağlıklı, hem de patolojik) femur başlarının tespitinde umut verici sonuçlar elde edilmiştir.

EVRIŞİMSEL SİNİR AĞLARI (ESA) İLE MR KESİTLERDE FEMUR BAŞININ VE PROKSİMAL FEMURUN OTOMATİK OLARAK BÖLÜTLENMESİ

Bu bölüm dâhilinde, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait MR görüntülerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının ve proksimal (üst) femurların kemik yapısının otomatik olarak bölütlenmesi amacıyla yapılan çalışmalara yer verilmiştir. Bu bağlamda gerçekleştirilen çalışmaların genel özeti, bu bölüm kapsamındaki alt başlık 4.1’de verilmiştir. Hastalara ait bilgiler ve değerlendirme kapsamında analiz edilen MR görüntülerine ait detaylar alt başlık 4.2’de sunulmuştur. Femur başları ve proksimal femurların bölütlenmesi amacıyla kullanılan yöntem ve yaklaşımların detayları alt başlık 4.3’te anlatılmıştır. Gerçekleştirilen deneysel çalışmalar ve bu deneysel çalışmalar neticesinde gözlemlenen sonuçlar ise alt başlık 4.4’te sunulmuştur. Alt başlık 4.5’te ve 4.6’da ise sırasıyla tartışma ve sonuçlar verilmiştir.

4.1 Giriş

Gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında, sunulan şekil analizi ve tespit çalışmalarına ek olarak, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait MR görüntülerinde yer alan sağlıklı ve patolojik femur başı ile proksimal femur kemik dokularının otomatik olarak bölütlenmesi üzerine de araştırma faaliyetleri yürütülmüş ve bu bağlamda, derin ESA temelli bir yaklaşım ile femur başı ve proksimal femur kemik dokuları otomatik olarak 2B bölütlenmiştir. Bu amaçla, ilk olarak MR kesitlerindeki femur başı ve proksimal femur kemikleri el yordamıyla işaretlenerek gerçek referans bölütleme görüntüleri elde edilmiş ve MR kesitlerinde gerçekleştirilen ön-işleme işlemleri ile ESA modelini eğitmek için kullanılacak olan femur başı ve proksimal femur ilgi bölgesi görüntüleri oluşturulmuştur. Sonrasında ise, MR kesit ön-işleme süreci sonunda elde edilen femur başı ve proksimal femur ilgi bölgesi görüntüleri ile, kodlayıcı-kod çözücü temelli bir yapıdaki derin ESA modeli

eğitilmiştir. ESA modelinin eğitilmesi aşamasında, her bir hasta için ilgili hastanın MR kesitleri ayrılmış ve diğer hastaların görüntüleri kullanılarak hastalara özel eğitim modeli oluşturulmuştur. Test aşamasında ise, her bir hastaya ait femur başı ve proksimal femur görüntüleri, o hastaya özel olarak oluşturulan eğitim modeli üzerinden test edilmiştir. Böylece her bir hastaya ait görüntüler, o hastaya ait görüntülerin yer almadığı eğitim modelleri üzerinden bölütlenmiş ve hastadan bağımsız bir değerlendirme yapılmıştır. Hastalara ait femur başı ve proksimal femur görüntülerinin önceden eğitilmiş olan ESA modelleri üzerinden otomatik olarak bölütlenmesi aşamasında, bölütlenecek olan görüntüler ESA modeline girdi olarak verilmiş ve ağ çıkışında, ilgili görüntülerdeki piksellerin kemik dokuya ait olma olasılıklarını içeren olasılık görüntüleri elde edilmiştir. İlgili olasılık görüntülerinde bir son-işleme işlemi olarak uygulanan ikili eşikleme ile, kemik olma olasılığı görece düşük olan pikseller elenmiş ve ağa girdi olarak verilen femur başı ve proksimal femur görüntüleri bölütlenmiştir. Deneysel çalışmalar kapsamında gerçekleştirilen performans ölçümlerinde, değerlendirilen MR kesitlerindeki femur başı ve proksimal femur kemik dokularının bölütlenmesinde başarılı sonuçlar gözlemlenmiştir.

4.2 Materyaller

Bu bölümde, 2B femur başı ve proksimal femur bölütleme kapsamında değerlendirilen MR verilerine ait bilgilere ve bu MR verilerinin ait olduğu hasta grubuna ait bilgilere yer verilmiştir. Gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında oluşturulan MR görüntü veri setine ait genel bilgiler ve hasta bilgileri, tez kitabının 2. bölümünde detaylı olarak sunulmuştur. Bu bölüm dâhilinde ele alınan, ESA ile MR kesitlerinde 2B femur başı ve proksimal femur bölütleme çalışmalarında, Bölüm 2’de sunulan materyallerin tamamı kullanılmıştır. Bu bağlamda, bilgileri Bölüm 2’de kapsamlı olarak ifade edilen 13 LCP hastasına ait 33 MR serisinin tamamı değerlendirmeye alınmıştır. Değerlendirmeye alınan ve tamamı koronal düzlemde alınmış MR serilerinden, femur başlarını ve proksimal femurları içeren MR kesitleri seçilmiş ve seçilmiş olan ilgili MR kesitleri bölütleme çalışmaları kapsamında değerlendirilmiştir. İlgili çalışmalarda, 13 LCP hastasına ait toplam 33 MR serisinden seçilmiş olan toplam 194 adet MR kesiti kullanılmıştır. MR serilerinden seçilen, ve femur başı veya proksimal femur kemiklerini içeren kesitlerin sayılarının MR serilerine göre dağılımları Tablo 4.1 üzerinden takip edilebilir. 2B femur başı ve proksimal femur bölütleme kapsamında değerlendirilen MR verilerine ve hastalara ait bilgiler Bölüm 2’de detaylı olarak mevcut olduğundan ve Bölüm 2’de sunulan verilerin tamamı değerlendirme kapsamında tutulduğundan, ilgili bilgilere bu bölümde tekrar yer verilmemiştir.

4.3 Yöntemler

Bu başlıkta, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait MR görüntülerindeki sağlıklı ve patolojik femur başları ile proksimal femurların kemik yapısının otomatik olarak bölütlenmesi amacıyla yapılan çalışmalarda kullanılan yöntemler ve uygulanan işlemler sıralı olarak ele alınmış ve açıklanmıştır. Bu bağlamda gerçekleştirilen; MR görüntü ön-işleme, gerçek referans bölütleme görüntülerini oluşturma, veri artırma, ESA mimarisinin oluşturulması, ESA eğitimi, MR görüntü son-işleme ve bölütleme işlemlerine ait tüm detaylara bu bölüm altındaki ilgili alt başlıklarda etraflıca yer verilmiştir. MR görüntü ön-işleme süreci alt başlık 4.3.1’de, gerçek referans bölütleme görüntülerinin oluşturulması alt başlık 4.3.2’de, veri artırma alt başlık 4.3.3’te, kullanılan ESA mimarisi alt başlık 4.3.4’te, oluşturulan ESA modelinin eğitimi alt başlık 4.3.5’te, MR görüntü son-işleme ve bölütleme işlemleri ise alt başlık 4.3.6’da ele alınmıştır.

4.3.1 MR Görüntü Ön-işleme

Koronal düzlemde alınmış iki yönlü kalça MR görüntülerindeki femur başı ve proksimal femur kemiklerinin ESA ile bölütlenmesi amacıyla gerçekleştirilen çalışmalarda öncelikle MR kesitler üzerinde önceden belirlenmiş ön-işleme adımları uygulanmış, ve ilgili görüntüler ilerleyen aşamalarda model eğitimi ve bölütleme işlemleri için hazırlanmıştır. Bu aşamada, Bölüm 4.2’de detayları verilen MR kesitleri üzerinde sırasıyla aşağıda belirtilen ön-işleme adımları uygulanmıştır:

1. Görüntü parlaklık değerlerinin normalizasyonu
2. İlgili bölgesinin belirlenmesi ve ilgi bölgesinin çıkarımı
3. Görüntü yeniden boyutlandırma

Yukarıdaki sıralı maddelerde belirtildiği üzere, ilk olarak farklı MR cihazları ve görüntüleme protokolleri ile çekilen ve bu nedenle farklı renk dağılımlarına sahip olan MR kesitlerinin parlaklık değerleri $[0,1]$ aralığına normalize edilmiş ve MR kesitlerinin parlaklık değerlerinin normalizasyonu sağlanmıştır. Sonrasında ise, femur başı/proksimal femur ilgi bölgeleri, tüm MR kesitlerinden, karesel alana sahip görüntüler olarak çıkarılmıştır. Çalışma kapsamında kullanılan MR görüntüleri koronal düzlemde alınmış iki yönlü kalça eklemi görüntüleridir ve bu sebeple sağ ve sol kalça eklemlerinin her ikisini birden içermektedir. MR kesitlerindeki sağ ve sol femur başlarını içeren ilgi bölgeleri önceden tanımlanmış, ve işlemler sırasında otomatik olarak MR kesitlerinden kırılarak çıkarılmıştır. İlgi bölgesi çıkarma işlemi, femur başı veya proksimal femurun açıkça görüldüğü kesitler üzerinde gerçekleştirilmiştir.

Dolayısıyla Bölüm 4.2’de de belirtildiği üzere, bir MR serisindeki tüm MR kesitleri değil; femur başı veya proksimal femurun görüldüğü kesitler kullanılmıştır. Bununla birlikte, sağ ve sol kalça eklemi ilgi bölgelerinin, bir MR serisindeki tüm kesitlerdeki başlangıç-bitiş noktaları (koordinatları) ve boyutları (genişlik ve yükseklik) aynıdır. Çalışma kapsamında veri seti olarak değerlendirilen MR serilerinin, daha önce de belirtildiği üzere, görüntüleme protokollerinin farklı olması ve buna bağlı olarak görüntü matris boyutlarının da farklı olması sebebiyle, femur başı veya proksimal femurları içeren ilgi bölgelerinin boyutları her bir MR serisi için değişkendir. Tablo 4.1’de MR serilerinin toplam kesit sayısı, her bir MR serisinden femur başı veya proksimal femurun açıkça görüldüğü kesitlerin seçilmesi sonucu değerlendirmeye alınan toplam MR kesit sayısı, MR kesitlerinin görüntü matris boyutları ve MR kesitlerinde belirlenmiş olan femur başı/proksimal femur ilgi bölgelerinin boyutları sunulmuştur.

Tablo 4.1’de de görüldüğü üzere, bazı hastalarda, örneğin Hasta-1, aynı hastaya ait MR serilerinden bazılarında değerlendirmeye alınan MR kesit sayısı diğerlerinden farklıdır. Bunun nedeni, ilgili MR serilerinde yüksek gürültüye maruz kalmış bazı kesitlerin ayrıca değerlendirme dışı tutulmasıdır. Bu gürültünün daha çok, MR çekimi sırasında hastanın hareketine bağlı olarak oluştuğu veya doğrudan cihazdan kaynaklandığı düşünülmektedir. Bununla birlikte, bazı serilerde yer alan ve çok kötü renk kontrastına sahip olan bazı kesitler de değerlendirmeye alınmamıştır. Tablo 4.1’de aynı zamanda, MR kesitlerinden çıkarılan sağ ve sol kalça eklemi ilgi bölgesi görüntülerinin boyutları da sunulmuştur. Tablo 4.1’deki bazı satırlarda görülebileceği gibi, bazı örneklerde sağ ve sol kalça eklemi ilgi bölgelerinin boyutları birbirinden farklı belirlenmiştir. Bu farklılık ise, LCP hastalığı sonucu oluşan kemik şekil değişimlerinden dolayı patolojik kalça eklemine ilgi bölgesinin, tüm eklemi kapsamak için biraz daha geniş olmasının gerekmesinden veya görüntü kontrastına bağlı olarak kemiğin görünürlüğünün değişebilmesinden kaynaklanmaktadır. Belirlenen ilgi bölgelerinin boyutları subjektiftir, kişiye göre değişebilir; ancak gerçekleştirilen çalışma kapsamında ilgi bölgelerinin karesel olması sağlanarak yükseklik/genişlik oranları sabit tutulmuştur.

Son MR görüntü ön-işleme aşamasında ise, femur başı/proksimal femur içeren tüm kalça eklemi ilgi bölgeleri, standart boyutlu ESA giriş imgelerini elde etmek amacıyla 128x128 görüntü boyutlarına yeniden boyutlandırılmıştır. Yukarıda sıralı olarak belirtilen 3 MR görüntü ön-işleme adımının tüm MR serilerinde uygulanması sonucu, ESA modeline girdi olarak verilecek 128x128 boyutlarındaki femur başı/proksimal femur görüntüleri elde edilmiştir. Şekil 4.1’de, MR kesitleri üzerinde uygulanan MR görüntü ön-işleme adımları sonucu elde edilen ve 128x128 boyutlarında olan seçilmiş örnek femur başı/proksimal femur ilgi bölgesi görüntüleri sunulmuştur.

Tablo 4.1 2B femur başı ve proksimal femur bölütleme kapsamında kullanılan MR serilerinin genel özellikleri ve bu MR seri kesitlerinde femur başı ve proksimal femur ilgi bölgelerinin boyutları

Hasta no	MR seri no	Toplam MR kesit sayısı	Kullanılan MR kesit sayısı	MR kesit matris boyutu	Sağ kalça eklemi ilgi bölgesi boyutu	Sol kalça eklemi ilgi bölgesi boyutu
Hasta-1	MR Seri-1	20	3	512x512	120x120	120x120
Hasta-1	MR Seri-2	20	6	256x256	65x65	65x65
Hasta-1	MR Seri-3	20	6	512x512	120x120	120x120
Hasta-1	MR Seri-4	20	6	256x256	60x60	60x60
Hasta-2	MR Seri-1	20	5	512x512	120x120	120x120
Hasta-2	MR Seri-2	20	4	256x256	65x65	65x65
Hasta-3	MR Seri-1	16	5	512x512	130x130	130x130
Hasta-3	MR Seri-2	16	6	512x512	130x130	130x130
Hasta-3	MR Seri-3	16	6	512x512	130x130	140x140
Hasta-4	MR Seri-1	16	4	512x512	95x95	95x95
Hasta-4	MR Seri-2	16	4	512x512	95x95	95x95
Hasta-5	MR Seri-1	21	6	512x464	75x75	85x85
Hasta-5	MR Seri-2	21	4	512x448	80x80	80x80
Hasta-5	MR Seri-3	21	5	512x448	80x80	80x80
Hasta-6	MR Seri-1	16	5	512x512	95x95	95x95
Hasta-6	MR Seri-2	16	5	512x512	95x95	95x95
Hasta-7	MR Seri-1	16	8	400x400	80x80	80x80
Hasta-7	MR Seri-2	16	6	288x288	85x85	85x85
Hasta-8	MR Seri-1	24	9	312x384	80x80	80x80
Hasta-8	MR Seri-2	24	10	320x320	70x70	70x70
Hasta-9	MR Seri-1	20	4	512x512	120x120	120x120
Hasta-9	MR Seri-2	20	4	512x512	120x120	120x120
Hasta-10	MR Seri-1	36	10	560x560	100x100	100x100
Hasta-10	MR Seri-2	18	6	512x512	110x110	100x100
Hasta-11	MR Seri-1	18	10	336x336	95x95	95x95
Hasta-11	MR Seri-2	18	8	384x384	110x110	110x110
Hasta-12	MR Seri-1	24	4	528x528	105x105	105x105
Hasta-12	MR Seri-2	24	4	432x432	85x85	85x85
Hasta-12	MR Seri-3	24	4	560x560	110x110	110x110
Hasta-13	MR Seri-1	18	7	400x400	110x110	110x110
Hasta-13	MR Seri-2	18	7	400x400	110x110	110x110
Hasta-13	MR Seri-3	18	7	400x400	110x110	110x110
Hasta-13	MR Seri-4	18	6	400x400	110x110	110x110

4.3.2 Gerçek Referans Bölütleme Görüntülerini Oluşturma

Bilindiği üzere, makine öğrenmesi yöntem ve yaklaşımları, öğrenme yaklaşımlarına göre; eğitici (supervised), eğitici (unsupervised) ve takviyeli (reinforcement) öğrenme gibi farklı öğrenme kategorileri altında gruplanabilir [200]. Bu öğrenme kategorileri arasında yer alan eğitici öğrenmede, sistemler, eğitim amaçlı kullanılan



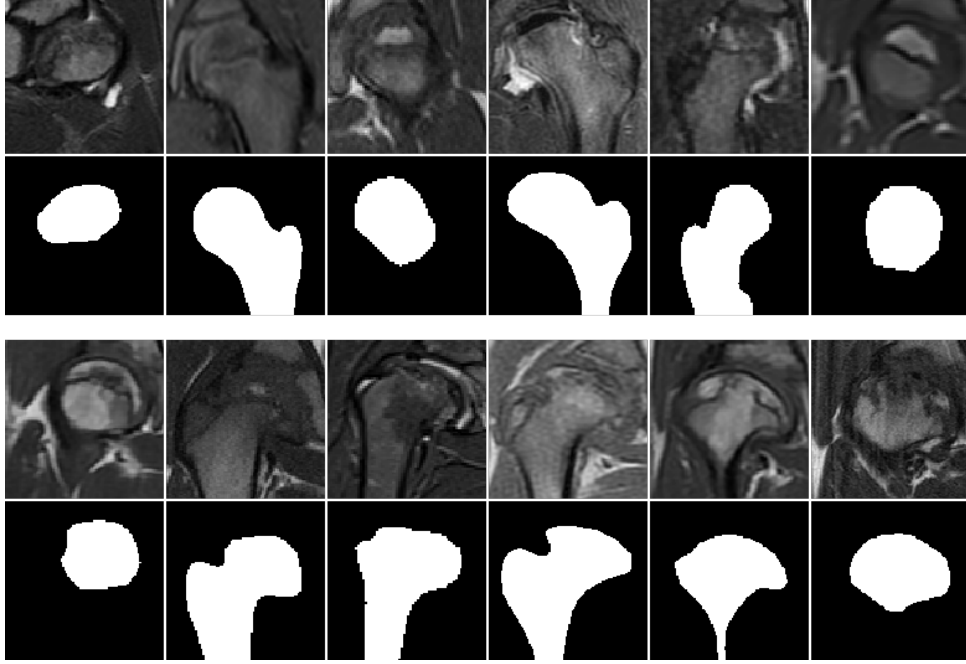
Şekil 4.1 2B femur başı ve proksimal femur bölütleme sürecinde gerçekleştirilen MR görüntü ön-işleme adımları sonucunda koronal MR kesitlerinden elde edilen femur başı ve proksimal femur örnek görüntüleri

veriler sayesinde girdilerden çıkışları tahmin etmeyi öğrenir. Eğitici öğrenmedeki sınıflandırma görevi için, eğitim sürecinde ilgili verilerin ait olduğu sınıf etiketlerinin bilinmesi gerekir. Femur başı ve proksimal femur kemik dokularının ESA ile

bölütlenmesi de bir tür piksel tabanlı görüntü sınıflandırma problemidir (bir eğitici öğrenme problemi) ve bu bağlamda, ilgili bölütleme işlemi ikili bir sınıflandırma problemi olarak ele alınmıştır. Bu nedenle, sistemin eğitiminde kullanılacak giriş görüntülerindeki piksellerin sınıf etiketlerini içeren bölütleme görüntülerinin, MR parlaklık görüntüleri ile birlikte derin öğrenme ağına girdi olarak verilmesi gerekir. Piksellerin sınıf etiketlerini içeren bu bölütleme görüntüleri, gerçek referans bölütleme görüntüleridir. Asıl sınıf etiketi bilgilerini içeren bu bölütleme görüntülerinin, klinik uzmanlar tarafından yüksek doğrulukla oluşturulması oldukça önemlidir. Bu gibi tıbbi görüntü işleme çalışmalarında, bu bölütleme görüntüleri gerçek referans veriler olarak kabul edilerek kullanılır ve sistemin otomatik bölütleme doğruluğunu büyük ölçüde etkiler. Gerçek doğruluk bölütleme görüntüleri genellikle, araştırma çalışmalarının yapıldığı ilgili araştırma alanlarında deneyimli uzmanlar tarafından elle işaretlenerek oluşturulur. Gerçek bölütleme görüntülerinin oluşturulması süreci oldukça zahmetli, yorucu ve zaman alıcı bir iştir. Aslında, bilgisayar destekli otomatik bölütleme çalışmalarının ana hedeflerinden biri de, bu süreci otomatik olarak ve yüksek doğrulukla gerçekleştirerek, uzmanlık gerektiren bu zahmetli ve zorlu işi yapan operatörlerin iş yükünü azaltmaktır. Medikal görüntü analizinde, görüntülerin el yordamıyla işaretlenerek gerçek referans bölütleme görüntülerinin oluşturulması için genellikle bu prosedür için özel olarak geliştirilen çeşitli yazılım araçları [19, 20] kullanılır.

Tez çalışması kapsamında gerçekleştirilen femur başı/proksimal femur bölütleme çalışmasında, MR serilerindeki femur başlarının/proksimal femurların gerçek referans bölütleme görüntüleri deneyimli bir klinik tedavi uzmanı güdümünde ITK-SNAP [189] medikal görüntü analiz ve bölütleme yazılım aracı ile gerçekleştirilmiştir. ITK-SNAP, çok düzlemde görüntüleme seçenekleri sunan, basit ve kullanışlı bir grafiksel kullanıcı arayüzüne sahip profesyonel bir tıbbi görüntü analiz ve bölütleme yazılımıdır. Dahası; hızlı, doğru ve kolayca düzenlenebilir bir bölütleme yapmayı da sağlar. Gerçek referans bölütleme verilerinin elde edilmesi sürecinde, hem sağ hem de sol proksimal femur/femur başı kemik bölgelerinin her ikisi de MR kesitleri üzerinde el yordamıyla işaretlenmiştir. Proksimal femuru/femur başını içeren ve önceden belirlenmiş olan karesel alanlar, el yordamıyla işaretlenmiş gerçek referans bölütleme görüntülerinden otomatik olarak kesilerek çıkarılmıştır. Aynı şekilde, bu alanların MR parlaklık kesitlerindeki karşılıkları da otomatik olarak çıkarılmıştır. Böylece, femur başı/proksimal femur görüntüleri ve bu görüntülere karşılık gelen bölütleme görüntüleri (gerçek sınıf etiket görüntüleri) elde edilmiştir. Tahmin edileceği üzere, el yordamıyla işaretlenmiş ve tüm MR kesitinden kırılmış olan bu bölüt görüntülerinin boyutları, Tablo 4.1’de belirtilen ve ön-işlemeler sonucu elde edilmiş olan proksimal femur/femur başı ilgi bölgesi görüntü boyutları ile

aynıdır. Proksimal femur/femur başı ilgi bölgesi görüntü boyutlarının, MR görüntü ön-işlemenin son aşamсында 128x128 boyutlarına yeniden boyutlandırılması gibi, bu ilgi bölgelerine karşılık gelen gerçek referans bölütleme görüntüleri de 128x128 yükseklik ve genişlik değerlerine yeniden boyutlandırılmıştır. Şekil 4.2’de, örnek femur başı/proksimal femur ilgi bölgesi görüntüleri ve bu görüntülere karşılık gelen gerçek referans bölütleme görüntüleri birlikte sunulmuştur.



Şekil 4.2 2B femur başı ve proksimal femur bölütleme sürecinde gerçekleştirilen MR görüntü ön-işleme adımları sonucunda koronal MR kesitlerinden elde edilen örnek femur başı ve proksimal femur görüntüleri (üstte) ve bu görüntülere karşılık gelen, elle işaretlenerek oluşturulmuş gerçek referans bölütleme görüntüleri (altta)

Gerçek referans bölütleme görüntüleri, Şekil 4.2’de de görüldüğü üzere, 0 ve 1 değerlerinden oluşan ikili görüntülerdir. Daha önce de belirtildiği gibi, femur başlarının/proksimal femurların bölütlenmesi, bu çalışmada bir ikili sınıflandırma problemi olarak ele alınmıştır. Amaç, femur başlarının/proksimal femurların sınırlarını belirlemektir. Bu nedenle femur başları ve proksimal femurlar ön plan; diğer tüm bölgeler ise arka plan olarak etiketlenmiştir. Gerçek referans bölütleme görüntülerinde 1 değerine sahip olan pikseller femur başı veya proksimal femuru gösterirken, 0 değerine sahip olan pikseller arka planı belirtir.

4.3.3 Veri Arttırma

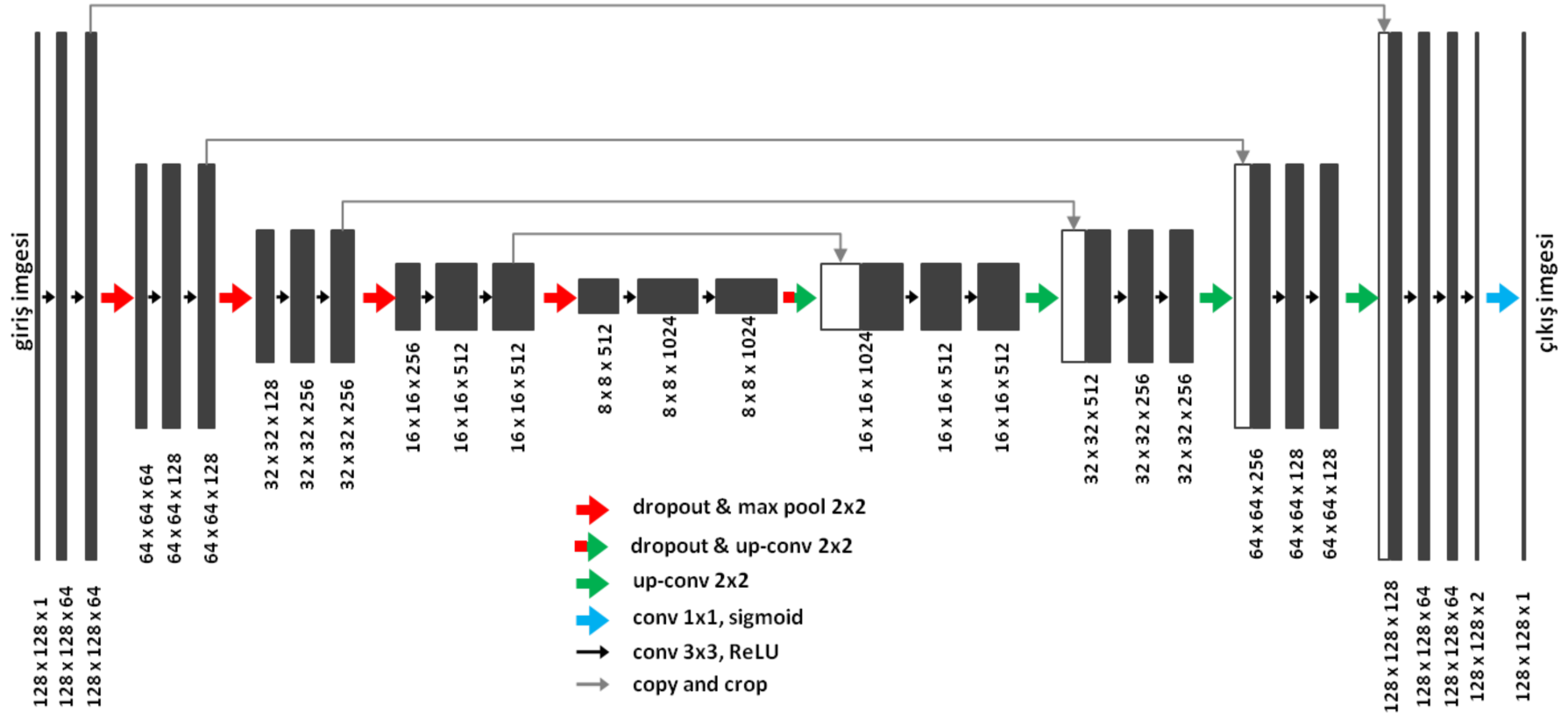
Derin öğrenmede, bir öğrenme modelinin performansını arttırmanın en iyi yollarından biri de, ağın eğitiminde kullanılacak mevcut veri setine daha fazla veri ekleyerek mevcut veri setini genişletmektir. Genellikle, geleneksel geometrik görüntü

dönüşümlerinden yararlanılarak görüntü veri setindeki örnekler çoğaltılabilir [201]. Eğitim setlerindeki mevcut görüntüler, eğitim görüntüleri üzerinde; kaydırma, yakınlaştırma/uzaklaştırma, döndürme, çevirme, bozma veya gölgeleme gibi yaygın olarak bilinen görüntü manipülasyon yöntemlerinin uygulanmasıyla artırılır [202]. Buna ek olarak son yıllarda, özel bir derin öğrenme yapısı olan Çekişmeli Üretici Ağlar (ÇÜA) [203], eğitici olarak görüntü oluşturma ve çoğaltma amacıyla kullanılmaktadır ve eğitim işlemi için gerekli olan yeni görüntüler, ÇÜA ile başarılı olarak üretilir [204].

Gerçekleştirilen femur başı/proksimal femur bölütleme çalışmasında, ESA modellerinin eğitiminde kullanılacak MR verilerinin görece sınırlı sayıda olması nedeniyle, MR ön-işleme sürecinin ardından ESA giriş görüntülerinin sayısının çoğaltılması hedeflenmiştir. Bunun için, ESA eğitiminde kullanılması amaçlanan giriş görüntüleri yatay olarak aynalanmış ve mevcut eğitim giriş görüntü sayısı ikiye katlanmıştır. Böylece, girdi görüntü sayısı çoğaltılarak ESA modelinin biraz daha istikrarlı ve düzenli olarak eğitilmesi hedeflenmiştir.

4.3.4 Evrişimsel Sinir Ağı (ESA) Mimarisi

Medikal görüntü işleme, medikal görüntü analizinde derin öğrenmenin kullanımının hızla yaygınlaşmasıyla son yıllarda hızlı ve önemli ölçüde gelişti. Tıbbi görüntü analizi kapsamındaki tespit, bölütleme, görüntü yeniden yapılandırma ve sınıflandırma gibi mevcut problemler çeşitli derin öğrenme mimarileri ve yaklaşımları kullanılarak çözülmeye çalışılmaktadır [5]. Bu çeşitliliği, medikal görüntü bölütleme için yürütülen araştırma çalışmalarında da görmek mümkündür. Ronneberger ve çalışma arkadaşları tarafından medikal görüntü bölütleme için önerilen U-NET yaklaşımı [205], diğer çalışmalar arasında bir atılım yaratmıştır. Tıbbi görüntülerin semantik bölütlenmesi [206] için önerilen kodlayıcı-kod çözücü temelli derin öğrenme mimarilerinden biri olan U-NET derin öğrenme mimarisi, medikal görüntülerde anatomik dokuların bölütlenmesinde oldukça başarılıdır [205]. Ayrıca bu yaklaşımın az sayıda numuneye sahip medikal görüntü veri setlerinde başarılı sonuçlar verdiği de görülmüştür. Gerçekleştirilen çalışmada, LCP hastalarının koronal düzleminde taranan iki yönlü MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının/proksimal femurların bölütlenmesinde U-NET mimarisi kullanılmıştır. U-NET medikal görüntü bölütleme yaklaşımının mimari yapısı Şekil 4.3'te gösterilmiştir.



Şekil 4.3 U-NET derin ESA mimarisinin temel yapısı ve MR kesitler üzerinde gerçekleştirilen kemik doku bölütlemelelerinde ağ parametreleri

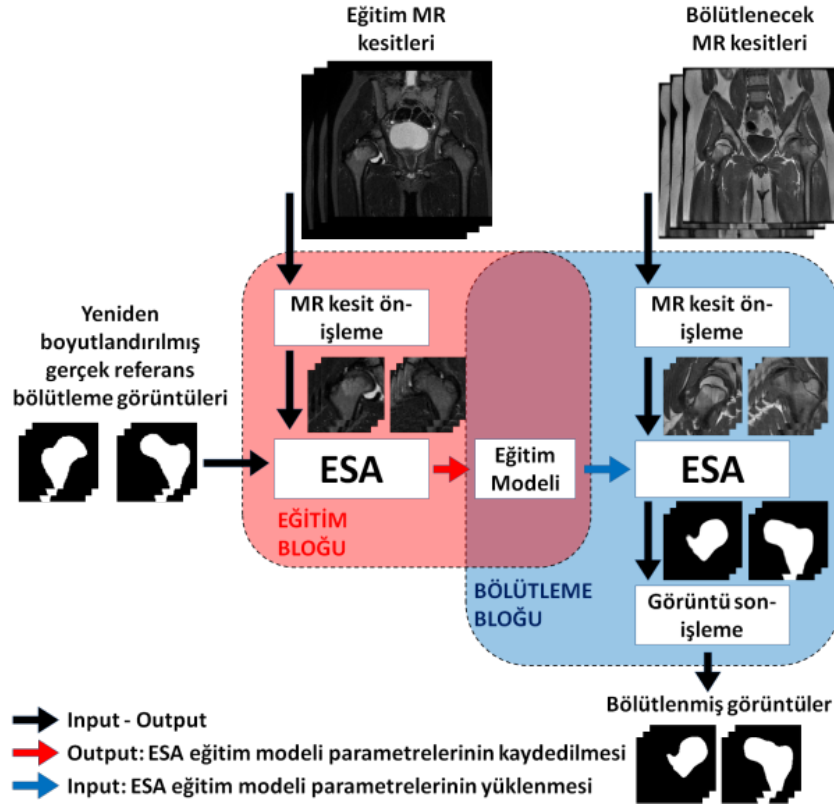
Şekil 4.3'te görüldüğü gibi U-NET, başlangıçta daralan ancak ilerledikçe genişleyen bir evrişim katmanı dizisine sahiptir. Sisteme verilen giriş görüntüleri belirli bir seviyeye kadar evrişim (convolution), seyreltme (dropout) ve havuzlama (pooling) katmanlarından geçirilerek kodlanır. Ardından, kodlanmış olan görüntüler, genişleyen bir yol boyunca yukarı yönlü evrişim katmanlarından geçirilir ve bu görüntülerin boyutları genişletilir. Genişleyen yol boyunca uygulanan bu evrişimsel işlemler, bir tür görüntü kod çözme işlemidir. U-NET mimarisinde daralan yol boyunca görülen konum bilgisi, genişleyen yol boyunca elde edilen içerik bilgileri ile birleştirildiğinden, konum bilgisi kaybolmaz ve genellikle daha başarılı bir bölütleme gerçekleştirilir. Gerçekleştirilen çalışmada, evrişimsel ağa verilen giriş görüntülerinin boyutu 128x128'dir. Giriş görüntülerinin kenarlarına doldurma (padding) işlemi uygulanır ve böylece giriş görüntüleri ile aynı boyutlarda çıkış görüntüleri elde edilir. Ağın sonunda, sigmoid aktivasyon fonksiyonunu kullanan bir 1x1 evrişimli katman vardır. Bu katman, girdi görüntüleri ile aynı boyutta olan çıktı görüntülerinin elde edilmesini sağlar ve girdi görüntüsü piksellerinin proksimal femur/femur başı olma ihtimallerini içerir. Daralan yol boyunca bulunan evrişim işlem bloklarının her birinin sonunda, maksimum havuzlamaya (2x2 olarak seçilmiştir) ek olarak, Şekil 4.3'te gösterildiği gibi bir seyreltme (dropout) işlemi gerçekleştirilmiştir. Seyreltme, katmanlardaki nöronların basit bir şekilde belirli bir oranda (seyreltme olasılık katsayısı) rastgele devre dışı bırakılması işlemidir [207]. Böylece, ağın aşırı öğrenmesi (overfitting) önlenmeye çalışılmış ve daha düzenli forma sahip olması amaçlanmıştır.

4.3.5 Evrişimsel Sinir Ağı (ESA) Eğitimi

Detayları Bölüm 4.3.4'te verilen ESA mimarisinin eğitim sürecinde, MR kesit ön-işleme sonucu elde edilen ve 128x128 boyutlarındaki femur başı/proksimal femur görüntüleri, modeli eğitmek amacıyla ağa girdi olarak verilmiştir. Giriş femur başı/proksimal femur görüntüleri, bu görüntülere karşılık gelen ve bu görüntülerin sınıf etiketlerini temsil eden gerçek referans bölütleme görünüşleriyle ağa aktarılmıştır ve ilgili ESA modeli eğitilmiştir. Bu çalışmada gerçekleştirilen femur başı/proksimal femur bölütleme problemi, ikili bir sınıflandırma görevi olarak ele alınmıştır. Bu nedenle, gerçek referans bölütleme görüntüleri ikili görüntüler olup, 0 ve 1 değerlerinden oluşur. Bu bölütleme görüntülerindeki değeri 1 olan pikseller, giriş görüntülerinde femur başı/proksimal femur kemiğini; değeri 0 olan pikseller ise arka plan olarak göz önünde bulundurulacak bölgeleri gösterir.

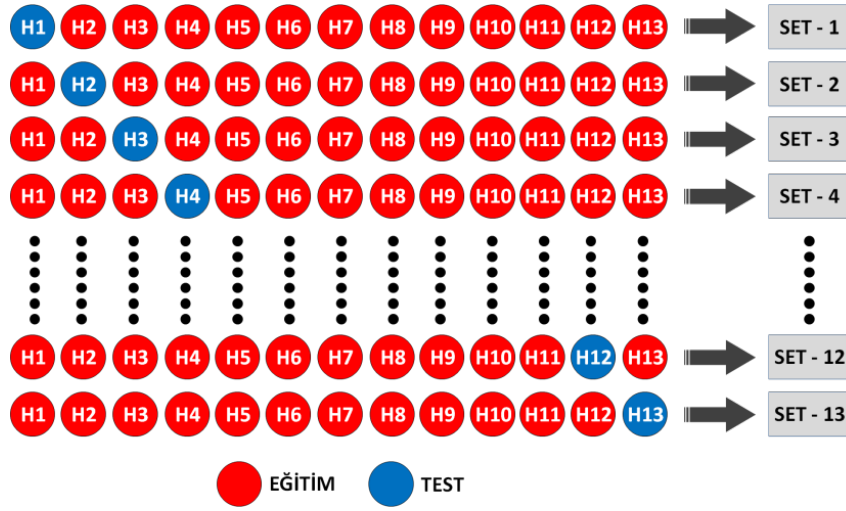
Ağa girdi olarak verilen 128x128 boyutlarındaki femur başı/proksimal femur parlaklık görüntüleri, normalde Tablo 4.1'de belirtilen boyutlara sahiptir. Giriş parlaklık görüntüleri ile birlikte ağa girdi olarak verilecek olan gerçek referans bölütleme

görüntülerinin de parlaklık görüntüleri ile aynı boyutlara sahip olması gerektiğinden, normalde Tablo 4.1'deki boyutlara sahip olan ilgili bölütleme görüntüleri de 128x128 yükseklik ve genişlik değerlerine yeniden boyutlandırıldıktan sonra ağı aktarılmıştır. Böylece ESA modelinin eğitimi, giriş parlaklık görüntüleri ve gerçek referans bölütleme görüntüleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir. ESA eğitim sürecini genel yapısı ile betimleyen görsel bir şema Şekil 4.4'te gösterilmiştir.



Şekil 4.4 ESA eğitim ve test süreçlerinde genel işlem akışının görsel şeması

İnşa edilen ESA modelinin eğitimi için hastadan bağımsız bir değerlendirme yaklaşımı benimsenmiştir. Bu amaçla, sırasıyla her bir hastaya ait femur başı/proksimal femur görüntüleri ayrılmış ve ESA eğitimi, kalan diğer hastaların görüntüleri ile gerçekleştirilmiştir. Bu sebeple bu işlem, bir-hastayı-dışarıda-bırak (leave-one-patient-out) olarak da anılabilir. Çalışma kapsamında kullanılan MR veri seti 13 hastaya ait görüntülerden oluştuğu için, eğitim işlemi, sırasıyla her bir hastanın MR görüntüleri dışarıda bırakılmak suretiyle, bu hasta haricinde kalan hastalara ait görüntüler kullanılarak ayrı ayrı gerçekleştirilmiş, ve bu işlemler sonucunda 13 ayrı eğitim modeli oluşturulmuştur. Her bir modelin eğitimi için, eğitim adım sayısı (epoch) 25 olarak seçilmiştir. Şekil 4.5'te veri setinin eğitim ve test seti olarak bölünmesinde kullanılan bir-hastayı-dışarıda-bırak yaklaşımı görsel olarak ifade edilmiştir. Şekil 4.5'te görülebileceği gibi her bir set, ESA eğitimi için 12 hastanın MR görüntülerini ve test için de bir hastanın MR görüntülerini içerir.

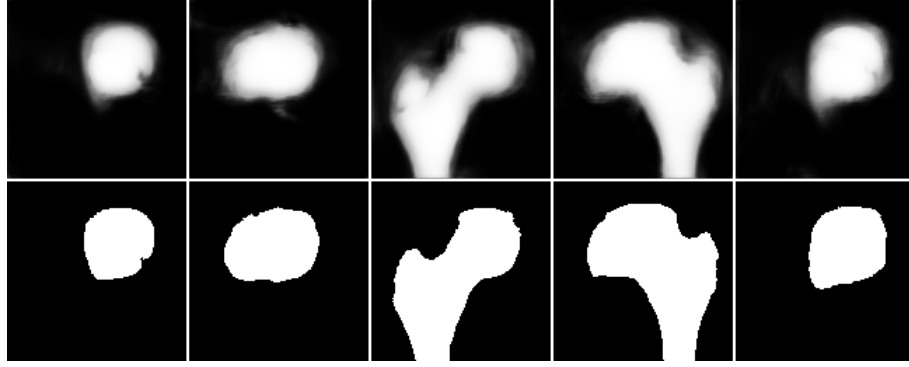


Şekil 4.5 MR kesitler üzerinde gerçekleştirilen femur başı/proksimal femur bölütlemeleri kapsamında değerlendirilen MR veri setinin eğitim ve test setlerine bölünmesini betimleyen görsel şema (H: Hasta)

Bunlara ek olarak, ağların eğitiminde kullanılan MR kesit sayıları, öğrenme başarımları, eğitim hataları ile ilgili istatistiksel bilgiler ve ağ eğitimi ile ilgili ek bilgiler Bölüm 4.4'te verilmiştir.

4.3.6 MR Görüntü Son-işleme ve Bölütleme

Femur başı/proksimal femur görüntülerinin, oluşturulan eğitim modelleri üzerinden bölütlenmesindeki süreçte, iki aşamalı bir yaklaşım uygulanmıştır. Bölütleme sürecinin ilk aşamasında, her bir hastaya ait MR kesitlerinin ön-işlemeden geçirilmesi sonucu elde edilen ve 128x128 boyutlarında olan femur başı/proksimal femur görüntüleri, önceden eğitilmiş olan ilgili ağ modellerine girdi olarak verilmiş ve ağ çıkışlarında hastalara ait çıkış görüntüleri, Şekil 4.5'teki bölütleme bloğunda da görsel olarak ifade edildiği gibi, elde edilmiştir. Ağ tarafından üretilen çıkış görüntüleri $[0,1]$ aralığındaki değerlerden oluşur. Çıkış görüntülerindeki değerler, piksellerin femur başı/proksimal femur kemiğine ait olma olasılığını gösterir. 0 değerine yakın olan çıkış değerleri arka plana; 1 değerine yakın çıkış değerleri ise femur başı/proksimal femur kemiğine karşılık gelir. Bölütleme sürecinin ikinci aşamasında, ESA çıkış görüntülerini oluşturan olasılık değerlerini 0 veya 1 (arka plan veya kemik) olarak sınıflandırmak ve çıkış bölütleme görüntülerinin sınıf etiket bilgisini elde etmek için, ilgili olasılık değerlerine ikili eşikleme uygulanmıştır. Böylece, çıkış bölütleme görüntülerinde, manuel olarak belirlenmiş bir T eşik değerinin altındaki değerler 0 (arka plan) olarak, T eşikinden büyük ve eşit olan değerler ise 1 (femur başı/proksimal femur kemiği) olarak etiketlenmiştir. Ağ tarafından üretilen örnek çıkış bölütleme görüntüleri ve görüntü son-işleme kapsamında yer alan ikili eşiklemenin uygulanması sonucu elde edilen ikili görüntüler Şekil 4.6'da sunulmuştur.



Şekil 4.6 ESA çıkışında elde edilmiş olan bölütleme görüntüleri (1. satır) ve bu bölütleme görüntüleri üzerinde MR görüntü son-işleme sürecinde ikili eşikleme işleminin uygulanması sonucu elde edilmiş olan ikili görüntüler (2. satır)

Şekil 4.6'da açıkça görülebileceği üzere, ESA çıkış görüntüleri $[0,1]$ aralığındaki gri renk değerlerinden oluşur. İkili eşikleme, 0 değerine yakın değerlerin arka plan olarak etiketlenmesini ve 1 değerlerine yakın değerlerin de kemik olarak etiketlenmesini sağlar. İkili eşikleme ile aynı zamanda, ESA çıkış görüntülerinin farklı bölgelerinde olması muhtemel ve kemik olma olasılığı daha düşük olan pikseller de elimine edilir ve arka plan olarak etiketlenir. Eşikleme işlemi sonucu elde edilen ikili görüntüler Şekil 4.6'da gösterilmiştir. ESA çıkış görüntülerinin işlenmesinde, T ikili eşikleme parametresinin seçimi, piksellerin kemik veya arka plan olarak etiketlenmesini iyi yönde de, kötü yönde de etkileyebilir. Bu nedenle, ikili eşik katsayısı T 'nin seçimi kritiktir. Bu parametrenin etkisini analiz etmek için performans değerlendirmelerinde T eşiği için farklı değerler belirlenmiş ve bu değerlerin bölütleme performansı üzerindeki etkisi de gözlenmiştir. Bu amaçla yapılan deneyler ve gözlemlenen deneysel sonuçlar ilerleyen bölümde detaylı olarak verilmiştir. ESA çıkış görüntülerine uygulanan ikili eşikleme işleminden sonra, boyutları 128×128 olan eşiklenmiş çıkış görüntüleri, MR kesit ön-işleme aşamasında MR görüntülerinden kırılan giriş görüntülerinin orijinal genişliğine ve yüksekliğine yeniden boyutlandırılmıştır. Böylece, ESA modelinden elde edilen bölütleme görüntüleri, elle işaretlenerek elde edilen gerçek referans bölütleme görüntüleri ile aynı boyuta kavuşturulmuştur.

4.4 Deneysel Sonuçlar

Tez çalışması kapsamında gerçekleştirilen femur başı/proksimal femur bölütleme çalışmasının deneysel çalışmalarında yürütülen performans değerlendirmelerinde, LCP hastası 13 hastanın toplam 194 MR kesiti değerlendirilmiştir. Oluşturulmuş ESA mimarisinin eğitiminde, hastadan bağımsız bir değerlendirme yaklaşımı benimsenmiştir. Bu amaçla, her bir hastanın femur başı/proksimal femur görüntüleri sırasıyla test için ayrılmış (bir-hastayı-dışarıda-bırak) ve kalan hastaların görüntüleri

ile ağ eğitimi yapılarak her bir hasta için bir eğitim modeli oluşturulmuştur. Sırasıyla, ayrılan her bir hastanın MR görüntülerinde, ilgili hasta için oluşturulan ESA modeli kullanılarak bölütleme işlemi gerçekleştirilmiştir. İşlemler sonunda genel bölütleme başarımı, tüm hastaların tüm görüntülerinde elde edilen bölütleme başarımlarının ortalaması alınarak ölçülmüştür. Bölütleme işleminin görsel bir açıklaması da Şekil 4.4'te gösterilmiştir. Şekil 4.4'te görüldüğü gibi, eğitim işlemi sonunda elde edilen model parametreleri eğitim bloğunda kaydedilir. Bölütleme aşamasında ise, daha önce kaydedilen model parametreleri ESA modeline yüklenir ve bölütme işlemi bloğunda gösterildiği gibi bölütleme işlemi gerçekleştirilir.

Değerlendirilen MR veri setinde, materyaller bölümünde ayrıntılı olarak belirtildiği gibi, MR serilerinin ve değerlendirilen MR kesitlerinin sayısının hastalara göre dağılımı aynı değildir. Bundan dolayı her ESA modeli, bir-hastayı-dışarıda-bırak değerlendirme yaklaşımı temelinde her hastanın farklı sayıda MR görüntüsünün kullanımı nedeniyle farklı sayıdaki MR kesiti ile eğitilmiştir. Tablo 4.2'de, her bir hasta için ESA eğitiminde kullanılan ve test edilen MR serilerinin, MR kesitlerinin, proksimal femur/femur başı görüntülerinin sayılarının dağılımları belirtilmiştir.

Tablo 4.2 2B femur başı ve proksimal femur bölütleme kapsamındaki ESA eğitim ve test süreci dâhilinde hasta bazında kullanılan MR görüntülerine ait istatistiki bilgiler

Hasta no	Toplam MR seri sayısı	Kullanılan toplam MR kesit sayısı	Test için kullanılan görüntü adedi	Eğitim için kullanılan görüntü adedi
Hasta-1	4	21	42	$(388-42) \times 2 = 692$
Hasta-2	2	9	18	$(388-18) \times 2 = 740$
Hasta-3	3	17	34	$(388-34) \times 2 = 708$
Hasta-4	2	8	16	$(388-16) \times 2 = 744$
Hasta-5	3	15	30	$(388-30) \times 2 = 716$
Hasta-6	2	10	20	$(388-20) \times 2 = 736$
Hasta-7	2	14	28	$(388-28) \times 2 = 720$
Hasta-8	2	19	38	$(388-38) \times 2 = 700$
Hasta-9	2	8	16	$(388-16) \times 2 = 744$
Hasta-10	2	16	32	$(388-32) \times 2 = 712$
Hasta-11	2	18	36	$(388-36) \times 2 = 704$
Hasta-12	3	12	24	$(388-24) \times 2 = 728$
Hasta-13	4	27	54	$(388-54) \times 2 = 668$
Toplam	33	194	388	-

Tablo 4.2'de ifade edildiği gibi, toplam MR serisi sayısı 33 ve kullanılan toplam MR kesit sayısı ise 194'tür. Tablo 4.2'deki her satır, bir hastaya ait MR verilerine ait istatistikleri göstermektedir. Kullanılan toplam MR kesitlerinin sayısı, ilk sütunda belirtilen MR serilerinden seçilen MR kesitlerinin sayısını belirtir. Her MR kesiti iki

proksimal femur/femur başı içerdiğinden, MR kesitlerinin sayısı, testte kullanılan görüntülerin sayısını ifade etmek için 2 ile çarpılır. Tablo 4.2'deki son sütun, eğitimde kullanılan görüntülerin sayısını göstermektedir. Her bir hastanın MR görüntüleri, bir-hastayı-dışarıda-bırak değerlendirme yaklaşımı gereği, değerlendirilen toplam görüntülerden ayrıldığından, testlerde kullanılan görüntülerin sayısı her hasta için toplam görüntü sayısından çıkarılır. Ek olarak, veri çoğaltma amacıyla görüntülerin yatay olarak aynalanması ve aynalanmış olan bu görüntülerin de değerlendirmeye katılması sebebiyle, çıkarma sonucu elde edilen sayı 2 ile çarpılır.

Gerçekleştirilen deneysel çalışmalar kapsamında, daha az sayıda görüntünün bölütleme performansı üzerindeki etkilerini analiz etmek amacıyla, her bir hastaya ait her bir MR serisinden 1 adet MR kesiti seçilmiş ve toplamda 33 MR kesitinin değerlendirmeye alındığı başka bir deneysel çalışma da yürütülmüştür. 194 MR kesiti kullanılarak gerçekleştirilen tüm testler, 33 MR kesitinden oluşan bu alt veri kümesinde de gerçekleştirilmiştir. Bu alt veri kümesi için her bir MR serisinden seçilen 1 adet MR kesiti, proksimal femurun net olarak görüldüğü bir kesittir. Tablo 4.3'te, 33 MR kesitinden oluşan bu alt veri kümesi için ESA eğitim ve test süreci dâhilinde hasta bazında kullanılan MR görüntülerine ait istatistiki bilgiler sunulmuştur.

Tablo 4.3 2B proksimal femur bölütleme kapsamındaki ESA eğitim ve test süreci dâhilinde hasta bazında kullanılan MR görüntülerine ait istatistiki bilgiler (Her bir hastaya ait her bir MR serisinden 1 adet MR kesitinin değerlendirmeye alınması durumunda oluşturulan ve 33 MR kesitinden meydana gelen alt veri kümesinde)

Hasta no	Toplam MR seri sayısı	Kullanılan toplam MR kesit sayısı	Test için kullanılan görüntü adedi	Eğitim için kullanılan görüntü adedi
Hasta-1	4	4	8	$(66-8) \times 2 = 116$
Hasta-2	2	2	4	$(66-4) \times 2 = 124$
Hasta-3	3	3	6	$(66-6) \times 2 = 120$
Hasta-4	2	2	4	$(66-4) \times 2 = 124$
Hasta-5	3	3	6	$(66-6) \times 2 = 120$
Hasta-6	2	2	4	$(66-4) \times 2 = 124$
Hasta-7	2	2	4	$(66-4) \times 2 = 124$
Hasta-8	2	2	4	$(66-4) \times 2 = 124$
Hasta-9	2	2	4	$(66-4) \times 2 = 124$
Hasta-10	2	2	4	$(66-4) \times 2 = 124$
Hasta-11	2	2	4	$(66-4) \times 2 = 124$
Hasta-12	3	3	6	$(66-6) \times 2 = 120$
Hasta-13	4	4	8	$(66-8) \times 2 = 116$
Toplam	33	33	66	-

Çalışmalardaki bölütleme doğruluğunu ölçmek için, bölütleme doğruluğunu ölçmede yaygın olarak tercih edilen bir metrik olan DBK [192] kullanılmıştır. DBK'ye ait denklem Eşitlik (3.3)'te gösterilmiş olup, DBK ile ilgili daha detaylı bilgilere Ek-H'den erişilebilir. Eşitlik (3.3)'te, C_A elle işaretlenmiş gerçek referans bölütleme görüntüsüdür ve C_P ise, ESA tabanlı bölütlemeye görüntü son-işleme sonucu elde edilen ikili bölütleme görüntüsüdür. Çalışma kapsamında ESA'daki seyreltme olasılığı katsayısı değerinin seçiminin, ağın öğrenme doğruluğu ve bölütleme performansına etkisi de analiz edilmiştir. Bu amaçla, U-NET tabanlı mimarideki daralan yol boyunca yer alan ESA katman bloklarının her birinde yer alan seyreltme katmanları için farklı olasılık değerleri değerlendirilmiştir. Şekil 4.3'te açıkça görüldüğü gibi, ESA modelinin daralan yolu 5 evrimsel katman bloğundan oluşmaktadır. Her blokta, ağ kararlılığı ve düzenliliği için evrim katmanlarının sonuna seyreltme katmanları yerleştirilmiştir. Farklı seyreltme olasılıklarının bölütleme performansına etkilerinin analizine ek olarak, farklı T eşik katsayılarının bölütleme doğruluğu üzerindeki etkileri de incelenmiştir. Tablo 4.4 ve Tablo 4.5, farklı seyreltme olasılıkları ve T eşik katsayıları kullanılarak ölçülen ortalama DBK değerlerini göstermektedir.

Tablo 4.4 2B femur başı ve proksimal femur bölütleme kapsamında farklı ESA seyreltme olasılıkları ve T eşik katsayıları için ortalama DBK değerleri

T	Seyreltme-1: p=0.0 Seyreltme-2: p=0.0 Seyreltme-3: p=0.0 Seyreltme-4: p=0.0 Seyreltme-5: p=0.0	Seyreltme-1: p=0.1 Seyreltme-2: p=0.1 Seyreltme-3: p=0.1 Seyreltme-4: p=0.1 Seyreltme-5: p=0.1	Seyreltme-1: p=0.2 Seyreltme-2: p=0.2 Seyreltme-3: p=0.2 Seyreltme-4: p=0.2 Seyreltme-5: p=0.2	Seyreltme-1: p=0.3 Seyreltme-2: p=0.3 Seyreltme-3: p=0.3 Seyreltme-4: p=0.3 Seyreltme-5: p=0.3	Seyreltme-1: p=0.4 Seyreltme-2: p=0.4 Seyreltme-3: p=0.4 Seyreltme-4: p=0.4 Seyreltme-5: p=0.4	Seyreltme-1: p=0.5 Seyreltme-2: p=0.5 Seyreltme-3: p=0.5 Seyreltme-4: p=0.5 Seyreltme-5: p=0.5	Seyreltme-1: p=0.1 Seyreltme-2: p=0.2 Seyreltme-3: p=0.3 Seyreltme-4: p=0.4 Seyreltme-5: p=0.5	Seyreltme-1: p=0.5 Seyreltme-2: p=0.4 Seyreltme-3: p=0.3 Seyreltme-4: p=0.2 Seyreltme-5: p=0.1
0.20	0.8880 (±0.0316)	0.8908 (±0.0242)	0.8908 (±0.0205)	0.8774 (±0.0318)	0.8589 (±0.0297)	0.7873 (±0.2380)	0.8862 (±0.0245)	0.8703 (±0.0266)
0.25	0.8881 (±0.0330)	0.8918 (±0.0244)	0.8934 (±0.0208)	0.8823 (±0.0336)	0.8720 (±0.0267)	0.7983 (±0.2415)	0.8906 (±0.0252)	0.8780 (±0.0279)
0.30	0.8880 (±0.0345)	0.8924 (±0.0247)	0.8950 (±0.0213)	0.8857 (±0.0354)	0.8815 (±0.0253)	0.8049 (±0.2440)	0.8937 (±0.0260)	0.8835 (±0.0294)
0.35	0.8876 (±0.0362)	0.8927 (±0.0251)	0.8961 (±0.0218)	0.8880 (±0.0373)	0.8885 (±0.0243)	0.8080 (±0.2457)	0.8959 (±0.0268)	0.8872 (±0.0309)
0.40	0.8872 (±0.0380)	0.8928 (±0.0254)	0.8966 (±0.0226)	0.8892 (±0.0391)	0.8931 (±0.0245)	0.8083 (±0.2465)	0.8971 (±0.0276)	0.8893 (±0.0325)
0.45	0.8864 (±0.0401)	0.8926 (±0.0257)	0.8966 (±0.0234)	0.8896 (±0.0407)	0.8950 (±0.0258)	0.8044 (±0.2465)	0.8973 (±0.0286)	0.8901 (±0.0341)
0.50	0.8851 (±0.0428)	0.8922 (±0.0261)	0.8960 (±0.0243)	0.8890 (±0.0426)	0.8943 (±0.0287)	0.7956 (±0.2455)	0.8968 (±0.0299)	0.8891 (±0.0358)
0.55	0.1417 (±0.3460)	0.8915 (±0.0265)	0.8951 (±0.0253)	0.8874 (±0.0444)	0.7514 (±0.3350)	0.5919 (±0.4154)	0.8955 (±0.0313)	0.8865 (±0.0377)
0.60	0.1417 (±0.3459)	0.8907 (±0.0269)	0.8935 (±0.0263)	0.8845 (±0.0465)	0.7464 (±0.3332)	0.5786 (±0.4076)	0.8931 (±0.0328)	0.8825 (±0.0399)

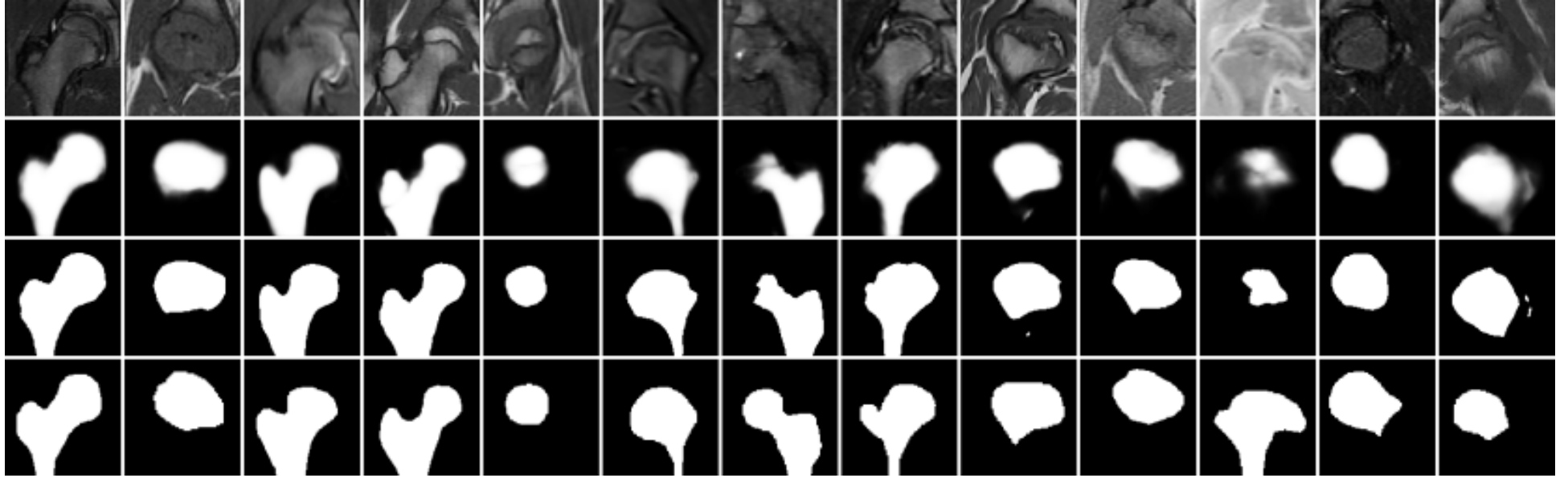
Tablo 4.5 2B proksimal femur bölütleme kapsamında farklı ESA seyreltme olasılıkları ve T eşik katsayıları için ortalama DBK değerleri (Her bir hastaya ait her bir MR serisinden 1 adet MR kesitinin değerlendirmeye alınması durumunda oluşturulan ve 33 MR kesitinden meydana gelen alt veri kümesinde)

T	Seyreltme-1: p=0.0 Seyreltme-2: p=0.0 Seyreltme-3: p=0.0 Seyreltme-4: p=0.0 Seyreltme-5: p=0.0	Seyreltme-1: p=0.1 Seyreltme-2: p=0.1 Seyreltme-3: p=0.1 Seyreltme-4: p=0.1 Seyreltme-5: p=0.1	Seyreltme-1: p=0.2 Seyreltme-2: p=0.2 Seyreltme-3: p=0.2 Seyreltme-4: p=0.2 Seyreltme-5: p=0.2	Seyreltme-1: p=0.3 Seyreltme-2: p=0.3 Seyreltme-3: p=0.3 Seyreltme-4: p=0.3 Seyreltme-5: p=0.3	Seyreltme-1: p=0.4 Seyreltme-2: p=0.4 Seyreltme-3: p=0.4 Seyreltme-4: p=0.4 Seyreltme-5: p=0.4	Seyreltme-1: p=0.5 Seyreltme-2: p=0.5 Seyreltme-3: p=0.5 Seyreltme-4: p=0.5 Seyreltme-5: p=0.5	Seyreltme-1: p=0.1 Seyreltme-2: p=0.2 Seyreltme-3: p=0.3 Seyreltme-4: p=0.4 Seyreltme-5: p=0.5	Seyreltme-1: p=0.5 Seyreltme-2: p=0.4 Seyreltme-3: p=0.3 Seyreltme-4: p=0.2 Seyreltme-5: p=0.1
0.20	0.8819 (± 0.0323)	0.8839 (± 0.0261)	0.8799 (± 0.0265)	0.8720 (± 0.0292)	0.8474 (± 0.0435)	0.7867 (± 0.1098)	0.8717 (± 0.0312)	0.8440 (± 0.0413)
0.25	0.8825 (± 0.0314)	0.8854 (± 0.0256)	0.8837 (± 0.0255)	0.8783 (± 0.0278)	0.8580 (± 0.0403)	0.7933 (± 0.1086)	0.8767 (± 0.0281)	0.8555 (± 0.0394)
0.30	0.8829 (± 0.0305)	0.8866 (± 0.0254)	0.8863 (± 0.0247)	0.8830 (± 0.0271)	0.8665 (± 0.0376)	0.7986 (± 0.1047)	0.8805 (± 0.0268)	0.8647 (± 0.0379)
0.35	0.8834 (± 0.0298)	0.8874 (± 0.0249)	0.8881 (± 0.0239)	0.8863 (± 0.0273)	0.8720 (± 0.0358)	0.8008 (± 0.1016)	0.8833 (± 0.0263)	0.8721 (± 0.0365)
0.40	0.8834 (± 0.0289)	0.8877 (± 0.0248)	0.8898 (± 0.0233)	0.8881 (± 0.0291)	0.8756 (± 0.0342)	0.7998 (± 0.1023)	0.8851 (± 0.0266)	0.8773 (± 0.0350)
0.45	0.8833 (± 0.0281)	0.8882 (± 0.0244)	0.8903 (± 0.0228)	0.8885 (± 0.0317)	0.8770 (± 0.0329)	0.7948 (± 0.1065)	0.8857 (± 0.0274)	0.8803 (± 0.0334)
0.50	0.8827 (± 0.0276)	0.8883 (± 0.0244)	0.8908 (± 0.0227)	0.8883 (± 0.0355)	0.8748 (± 0.0342)	0.7787 (± 0.1157)	0.8854 (± 0.0294)	0.8822 (± 0.0329)
0.55	0.0704 (± 0.2539)	0.8883 (± 0.0244)	0.8904 (± 0.0228)	0.8861 (± 0.0395)	0.6747 (± 0.3859)	0.2093 (± 0.3796)	0.8841 (± 0.0319)	0.8139 (± 0.2467)
0.60	0.0703 (± 0.2535)	0.8879 (± 0.0246)	0.8897 (± 0.0233)	0.8827 (± 0.0444)	0.6672 (± 0.3821)	0.1943 (± 0.3696)	0.8815 (± 0.0355)	0.8105 (± 0.2460)

Tablo 4.4'te ve Tablo 4.5'te görüldüğü üzere, farklı seyreltme olasılıklı seyreltme katmanlarının bölütleme doğruluğu üzerine etkisinin analizi ve değerlendirimi için 8 ayrı seyreltme olasılık durumu belirlenmiştir. Tablo 4.4'teki ve Tablo 4.5'teki her bir hücrede yer alan DBK değeri, 13 hasta için gözlemlenen DBK değerlerinin ortalamasıdır. İlk 6 durumda, her katmanda seyreltme olasılığı için aynı katsayı; son 2 durumda, seyreltme katmanlarında farklı katsayılar belirlenmiştir. Eğer ki, ağ modelinin daralan yolu boyunca yer alan katmanların seyreltme olasılık katsayılarının $\{D_{p1}, D_{p2}, D_{p3}, D_{p4}, D_{p5}\}$ (D_{pi} , i . katmanın seyreltme olasılık katsayısıdır) olduğu varsayılırsa, belirlenen seyreltme katsayıları aşağıdaki şekilde ifade edilebilir:

- Seyreltme katmanları olasılıkları, Durum-1: $\{0.0, 0.0, 0.0, 0.0, 0.0\}$
- Seyreltme katmanları olasılıkları, Durum-2: $\{0.1, 0.1, 0.1, 0.1, 0.1\}$
- Seyreltme katmanları olasılıkları, Durum-3: $\{0.2, 0.2, 0.2, 0.2, 0.2\}$
- Seyreltme katmanları olasılıkları, Durum-4: $\{0.3, 0.3, 0.3, 0.3, 0.3\}$
- Seyreltme katmanları olasılıkları, Durum-5: $\{0.4, 0.4, 0.4, 0.4, 0.4\}$
- Seyreltme katmanları olasılıkları, Durum-6: $\{0.5, 0.5, 0.5, 0.5, 0.5\}$
- Seyreltme katmanları olasılıkları, Durum-7: $\{0.1, 0.2, 0.3, 0.4, 0.5\}$
- Seyreltme katmanları olasılıkları, Durum-8: $\{0.5, 0.4, 0.3, 0.2, 0.1\}$

Görüntü son-işleme aşamasındaki ikili eşiklemede farklı T eşik katsayılarının bölütleme doğruluğu üzerindeki etkilerini analiz etmek için bir dizi eşik katsayısı, $T = \{0.20, 0.25, 0.30, 0.35, 0.40, 0.45, 0.50, 0.55, 0.60\}$ olmak üzere, değerlendirilmiştir. Tablo 4.4'te görüldüğü üzere maksimum DBK katsayısı, seyreltme durumu Durum-7'de ve eşik katsayısı $T=0.45$ 'de görülmüştür ancak tüm seyreltme durumlarında da önemli farklılıklar söz konusu değildir. Durum-1'de, Durum-5'te ve Durum-6'da yüksek T eşik katsayılarında görece düşük DBK değerleri gözlemlenmiştir. Hiç seyreltme yapmamak veya seyreltmeyi çok yüksek olasılıkla gerçekleştirmek, görüldüğü üzere yüksek T eşik katsayılarındaki bölütleme başarımlarını etkileyebilmektedir. Son-işleme aşamasında ortalama bir T eşik katsayısı seçmenin yeterli olduğu görülmüştür. Şekil 4.7'de, 194 MR kesiti kullanılarak gerçekleştirilen bölütleme kapsamında; ön-işlemeden geçirilerek elde edilmiş örnek ESA giriş görüntüleri, saf ESA çıkış görüntüleri, son-işleme uygulanmış bölütleme görüntüleri ve femur başı/proksimal femur gerçek referans bölütleme görüntüleri 13 hasta için sunulmuştur.



Şekil 4.7 2B femur başı ve proksimal femur bölütlemeye; Seyreltme-1: $p=0.1$, Seyreltme-2: $p=0.2$, Seyreltme-3: $p=0.3$, Seyreltme-4: $p=0.4$, Seyreltme-5: $p=0.5$ ve eşik katsayısı $T=0.45$ için ön-işlemeden geçirilmiş ESA giriş imgeleri (1. satır), ESA çıkışında elde edilmiş olan işlenmemiş bölütleme görüntüleri (2. satır), ESA çıkışında elde edilmiş olan işlenmemiş bölütleme görüntüleri üzerinde MR görüntü son-işleme uygulanmasıyla elde edilen bölütleme görüntüleri (3. satır), femur başı ve proksimal femurlara ait gerçek referans bölütleme görüntüleri (4. satır). Şekildeki her bir sütun sırasıyla 13 hastanın her birine ait seçilmiş örnek görüntüleri göstermektedir

Tablo 4.4'teki ve Tablo 4.5'teki her bir hücre, 13 hastaya ait görüntülerde gözlemlenen DBK değerlerinin ortalamasını göstermektedir. Tablo 4.6'da ve Tablo 4.7'de ise, maksimum DBK ortalamalarının gözlemlendiği parametreler için DBK değerleri hasta bazlı olarak her bir hasta için ayrı ayrı sunulmuştur. Tablo 4.6'daki değerler 194 MR kesitinden oluşan veriler üzerindeki sonuçları yansıtırken; Tablo 4.7'deki değerler ise her bir hastaya ait her bir MR serisinden 1 adet MR kesitinin değerlendirmeye alınması durumunda oluşturulan ve 33 MR kesitinden meydana gelen alt veri kümesindeki sonuçları yansıtmaktadır. Buna ek olarak, Tablo 4.6'da ve Tablo 4.7'de; ESA eğitim zamanları, ESA test zamanları, ESA eğitim doğruluk ve ESA kayıp değerleri de detaylı olarak paylaşılmıştır. ESA eğitim zamanı, ESA modelinin ilgili hastanın dışındaki diğer hastaların görüntülerinin kullanılarak eğitimi için harcanan zamanı gösterir, ve MR ön-işleme ve diğer prosedürlerin işlem zamanlarını içermez. ESA test zamanı ise, belirtilen hastanın MR kesitlerinin bölütlenmesinde MR görüntü ön işleme, ESA bölütleme ve MR görüntü son-işleme dâhil olmak üzere toplamda sarf edilen süreyi gösterir. İlgili tablolardaki test süreleri, her bir hastanın tüm MR görüntülerinin bölütlenmesi için sarf edilen sürelerdir.

Tablo 4.6 2B femur başı ve proksimal femur bölütleme kapsamında gözlemlenen maksimum ortalama bölütleme performansı için hasta bazlı bölütleme sonuçları (Seyreltme-1: $p=0.1$, Seyreltme-2: $p=0.2$, Seyreltme-3: $p=0.3$, Seyreltme-4: $p=0.4$, Seyreltme-5: $p=0.5$ ve eşikleme katsayısı $T=0.45$)

Hasta no	Dice Benzerlik Katsayısı (DBK)	Eğitim süresi (dk.)	Test süresi (sn.)	Eğitim başarıımı	Eğitim kaybı
Hasta-1	0.9158 (± 0.0365)	287.68	21.73	0.9814	0.0429
Hasta-2	0.9088 (± 0.0497)	302.47	15.46	0.9816	0.0426
Hasta-3	0.9201 (± 0.0371)	293.17	19.98	0.9802	0.0460
Hasta-4	0.9093 (± 0.0222)	311.83	15.84	0.9817	0.0422
Hasta-5	0.8916 (± 0.0342)	302.15	20.33	0.9748	0.0599
Hasta-6	0.9105 (± 0.0343)	310.97	18.16	0.9818	0.0421
Hasta-7	0.9026 (± 0.0398)	302.87	20.53	0.9816	0.0424
Hasta-8	0.9101 (± 0.0614)	283.07	23.25	0.9808	0.0446
Hasta-9	0.9016 (± 0.0433)	306.90	18.98	0.9816	0.0427
Hasta-10	0.8251 (± 0.1722)	286.32	23.15	0.9806	0.0448
Hasta-11	0.9315 (± 0.0240)	303.47	24.79	0.9808	0.0443
Hasta-12	0.8820 (± 0.0672)	293.45	24.08	0.9818	0.0420
Hasta-13	0.8565 (± 0.1237)	267.43	22.68	0.9809	0.0442
Ortalama (μ)	0.8973	296.29	20.69	0.9807	0.0447
Standart sapma ($\pm\sigma$)	(± 0.0286)	(± 12.70)	(± 2.98)	(± 0.0019)	(± 0.0047)

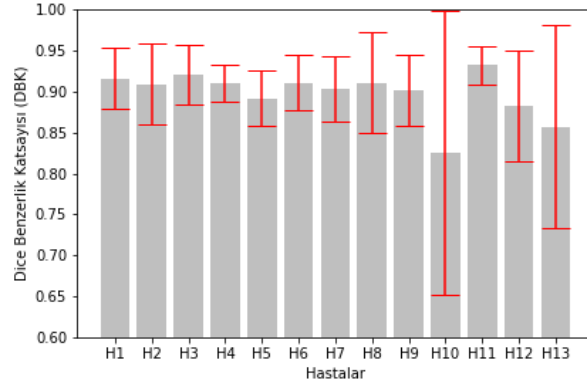
Tablo 4.6'da görüldüğü üzere, 13 hastanın 9'una ait görüntülerde 90% üzerinde ortalama bölütleme başarıımı gözlemlenmiştir. Tablo 4.7'de ise bu oran 6/13'tür. İlgili tablolardaki birinci sütundaki DBK değerlerinin yanındaki standart sapma değerleri, ilgili hastaların görüntülerinde ölçülen bölütleme başarımlarının standart sapmalarını temsil eder. Tablo 4.6'daki sonuçların gözlemlendiği deneysel çalışmalarda, ortalama

Tablo 4.7 2B proksimal femur bölütleme kapsamında gözlemlenen maksimum ortalama bölütleme performansı için hasta bazlı bölütleme sonuçları (Her bir hastaya ait her bir MR serisinden 1 adet MR kesitinin değerlendirmeye alınması durumunda oluşturulan ve 33 MR kesitinden meydana gelen alt veri kümesinde; Seyreltme-1: $p=0.2$, Seyreltme-2: $p=0.2$, Seyreltme-3: $p=0.2$, Seyreltme-4: $p=0.2$, Seyreltme-5: $p=0.2$ ve eşikleme katsayısı $T=0.50$ için)

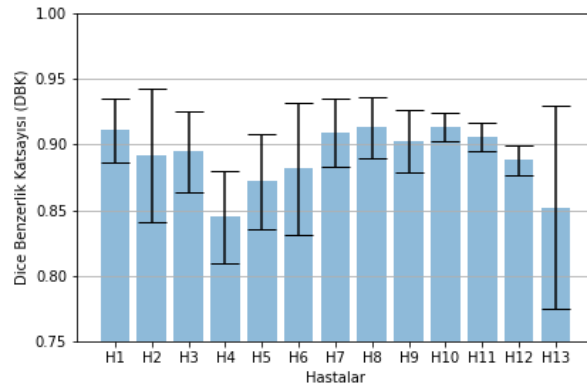
Hasta no	Dice Benzerlik Katsayısı (DBK)	Eğitim süresi (dk.)	Test süresi (sn.)	Eğitim başarıımı	Eğitim kaybı
Hasta-1	0.9108 (± 0.0246)	92.33	12.64	0.9853	0.0349
Hasta-2	0.8917 (± 0.0506)	98.42	12.92	0.9867	0.0309
Hasta-3	0.8947 (± 0.0308)	91.87	13.37	0.9868	0.0311
Hasta-4	0.8450 (± 0.0352)	96.33	13.34	0.9888	0.0263
Hasta-5	0.8720 (± 0.0361)	92.42	14.31	0.9889	0.0262
Hasta-6	0.8816 (± 0.0505)	94.77	15.09	0.9864	0.0323
Hasta-7	0.9089 (± 0.0256)	99.70	15.69	0.9873	0.0299
Hasta-8	0.9133 (± 0.0232)	100.38	16.52	0.9882	0.0279
Hasta-9	0.9027 (± 0.0240)	101.82	18.60	0.9877	0.0293
Hasta-10	0.9135 (± 0.0111)	94.50	18.31	0.9869	0.0308
Hasta-11	0.9057 (± 0.0110)	95.65	18.99	0.9865	0.0320
Hasta-12	0.8881 (± 0.0117)	92.73	20.22	0.9884	0.0274
Hasta-13	0.8522 (± 0.0773)	93.32	12.58	0.9866	0.0322
Ortalama (μ)	0.8908	95.71	15.58	0.9873	0.0301
Standart sapma ($\pm\sigma$)	(± 0.0227)	(± 3.38)	(± 2.70)	(± 0.0011)	(± 0.0026)

model eğitim süresi yaklaşık $\cong 5$ saattir ve test süresi ise $\cong 20$ saniyedir. ESA eğitim başarıım ve kayıp değerleri ise sırasıyla 0.98 ve 0.04'tür. Tablo 4.7'deki sonuçların gözlemlendiği deneysel çalışmalarda ise, ortalama model eğitim süresi yaklaşık $\cong 1.5$ saattir ve test süresi ise $\cong 15$ saniyedir. ESA eğitim başarıım ve kayıp değerleri ise sırasıyla 0.99 ve 0.03'tür. İlgili iki tablodaki DBK değerleri ve bu DBK değerlerinin standart sapmaları, sırasıyla Şekil 4.8'de ve Şekil 4.9'da ayrıca görsel olarak da ifade edilmiştir. Şekil 4.8'de ve Şekil 4.9'da, DBK değerleri çubuk grafikler olarak; DBK standart sapmaları ise bu çubuk grafiklerin üzerinde hata bantları olarak gösterilmiştir. Hastaların MR görüntülerinin görüntüleme protokollerinin standart olmadığı ve görüntülerin iyi kalitede olmadığı düşünüldüğünde, genel olarak başarılı bir bölütleme gerçekleştirildiği söylenebilir.

Tablo 4.8'de ve Tablo 4.9'da, 13 hastanın MR görüntüleri için ESA eğitiminde geçen ortalama süreler, eğitim doğrulukları ve kayıpları 8 seyreltme olasılık durumunun hepsinde sunulmuştur. Tablo 4.8'de belirtilen gözlemler incelendiğinde, eğitim doğruluğu değerleri arasında bariz farklılıklar yoktur, ancak; durum-1, durum-5 ve durum-6 seyreltme durumlarında daha yüksek kayıp değerleri gözlemlenmiştir. Tablo 4.8'de gözlemlenen bu durum, aynı şekilde Tablo 4.9'daki veriler için de geçerlidir. Sıfır olasılığı olan seyreltme katmanlarının kullanılması veya çok yüksek olasılıklara sahip seyreltme katmanlarının kullanılması, eğitim kayıp değerini beklediği gibi



Şekil 4.8 2B femur başı ve proksimal femur bölütleme kapsamında gözlemlenen maksimum ortalama bölütleme performansı için görsel formda sunulmuş hasta bazlı bölütleme sonuçları. DBK değerleri çubuk grafikler olarak, DBK standart sapmaları ise bu çubuk grafiklerin üzerinde hata bantları olarak gösterilmiştir. (Seyreltme-1: $p=0.1$, Seyreltme-2: $p=0.2$, Seyreltme-3: $p=0.3$, Seyreltme-4: $p=0.4$, Seyreltme-5: $p=0.5$ ve eşikleme katsayısı $T=0.45$)



Şekil 4.9 2B proksimal femur bölütleme kapsamında gözlemlenen maksimum ortalama bölütleme performansı için görsel formda sunulmuş hasta bazlı bölütleme sonuçları. DBK değerleri çubuk grafikler olarak, DBK standart sapmaları ise bu çubuk grafiklerin üzerinde hata bantları olarak gösterilmiştir. (Her bir hastaya ait her bir MR serisinden 1 adet MR kesitinin değerlendirmeye alınması durumunda oluşturulan ve 33 MR kesitinden meydana gelen alt veri kümesinde; Seyreltme-1: $p=0.2$, Seyreltme-2: $p=0.2$, Seyreltme-3: $p=0.2$, Seyreltme-4: $p=0.2$, Seyreltme-5: $p=0.2$ ve eşikleme katsayısı $T=0.50$ için)

artırmıştır. Bu kayıp değerlerinin bir sonucu olarak, Tablo 4.4'te ve Tablo 4.5'te de açıkça görüldüğü gibi, daha düşük ortalama DBK değerleri gözlemlenmiştir. Tablo 4.8'deki ve Tablo 4.9'daki ESA eğitim süreleri, her bir hasta için oluşturulan ESA modelinin eğitimine harcanan ortalama süreyi gösterir ve bu süreler MR ön-işleme ve diğer prosedürlerin işlem sürelerini içermez. Her hastanın farklı sayıda MR görüntüsü olduğundan, sadece bir hasta için eğitilmiş olan her model için farklı süreler sarf edilmiştir. Bu nedenle, sarf edilen eğitim sürelerinin standart sapmaları Tablo 4.8'de ve Tablo 4.9'da ayrıca belirtilmiştir.

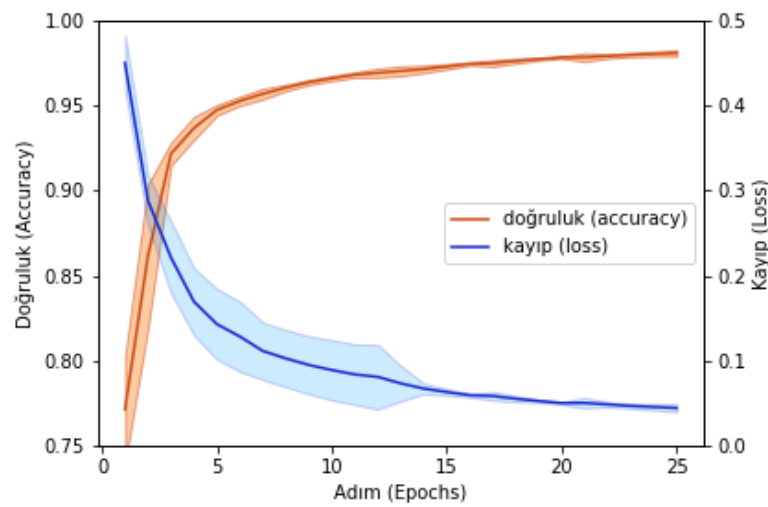
Tablo 4.8 2B femur başı ve proksimal femur bölütleme kapsamında gözlemlenen ortalama model eğitim süreleri (E.S.), eğitim başarımları ve kayıp değerleri

	Seyreltme-1: p=0.0 Seyreltme-2: p=0.0 Seyreltme-3: p=0.0 Seyreltme-4: p=0.0 Seyreltme-5: p=0.0	Seyreltme-1: p=0.1 Seyreltme-2: p=0.1 Seyreltme-3: p=0.1 Seyreltme-4: p=0.1 Seyreltme-5: p=0.1	Seyreltme-1: p=0.2 Seyreltme-2: p=0.2 Seyreltme-3: p=0.2 Seyreltme-4: p=0.2 Seyreltme-5: p=0.2	Seyreltme-1: p=0.3 Seyreltme-2: p=0.3 Seyreltme-3: p=0.3 Seyreltme-4: p=0.3 Seyreltme-5: p=0.3	Seyreltme-1: p=0.4 Seyreltme-2: p=0.4 Seyreltme-3: p=0.4 Seyreltme-4: p=0.4 Seyreltme-5: p=0.4	Seyreltme-1: p=0.5 Seyreltme-2: p=0.5 Seyreltme-3: p=0.5 Seyreltme-4: p=0.5 Seyreltme-5: p=0.5	Seyreltme-1: p=0.1 Seyreltme-2: p=0.2 Seyreltme-3: p=0.3 Seyreltme-4: p=0.4 Seyreltme-5: p=0.5	Seyreltme-1: p=0.5 Seyreltme-2: p=0.4 Seyreltme-3: p=0.3 Seyreltme-4: p=0.2 Seyreltme-5: p=0.1
E.S. (dk)	269.26 (± 10.58)	273.62 (± 9.25)	269.69 (± 12.93)	273.64 (± 10.82)	273.37 (± 8.11)	275.63 (± 9.16)	296.29 (± 12.70)	287.34 (± 11.09)
Başarımları	0.9876 (± 0.0011)	0.9878 (± 0.0005)	0.9857 (± 0.0006)	0.9831 (± 0.0006)	0.9777 (± 0.0024)	0.9562 (± 0.0607)	0.9807 (± 0.0019)	0.9844 (± 0.0010)
Kayıp	0.1421 (± 0.0519)	0.0282 (± 0.0012)	0.0331 (± 0.0015)	0.0389 (± 0.0013)	0.0702 (± 0.0481)	3.1319 (± 10.9433)	0.0447 (± 0.0047)	0.0361 (± 0.0024)

Tablo 4.9 2B proksimal femur bölütleme kapsamında gözlemlenen ortalama model eğitim süreleri (E.S.), eğitim başarımları ve kayıp değerleri
(Her bir hastaya ait her bir MR serisinden 1 adet MR kesitin değerlendirilmeye alınması durumunda oluşturulan ve 33 MR kesitinden meydana gelen alt veri kümesinde)

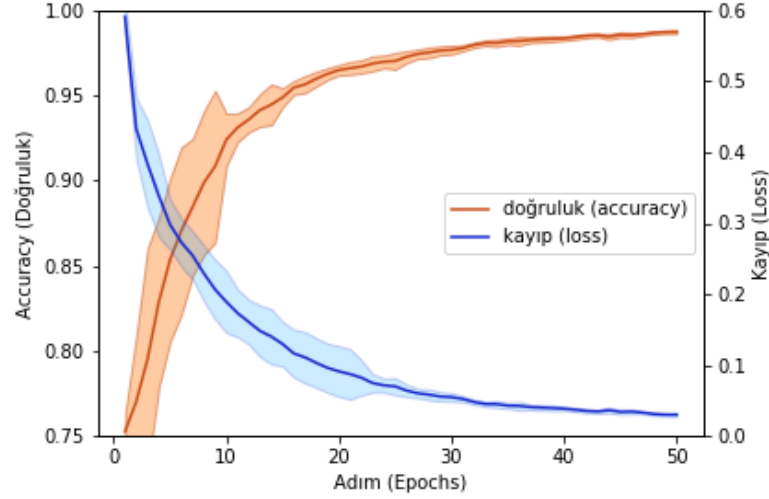
	Seyreltme-1: p=0.0 Seyreltme-2: p=0.0 Seyreltme-3: p=0.0 Seyreltme-4: p=0.0 Seyreltme-5: p=0.0	Seyreltme-1: p=0.1 Seyreltme-2: p=0.1 Seyreltme-3: p=0.1 Seyreltme-4: p=0.1 Seyreltme-5: p=0.1	Seyreltme-1: p=0.2 Seyreltme-2: p=0.2 Seyreltme-3: p=0.2 Seyreltme-4: p=0.2 Seyreltme-5: p=0.2	Seyreltme-1: p=0.3 Seyreltme-2: p=0.3 Seyreltme-3: p=0.3 Seyreltme-4: p=0.3 Seyreltme-5: p=0.3	Seyreltme-1: p=0.4 Seyreltme-2: p=0.4 Seyreltme-3: p=0.4 Seyreltme-4: p=0.4 Seyreltme-5: p=0.4	Seyreltme-1: p=0.5 Seyreltme-2: p=0.5 Seyreltme-3: p=0.5 Seyreltme-4: p=0.5 Seyreltme-5: p=0.5	Seyreltme-1: p=0.1 Seyreltme-2: p=0.2 Seyreltme-3: p=0.3 Seyreltme-4: p=0.4 Seyreltme-5: p=0.5	Seyreltme-1: p=0.5 Seyreltme-2: p=0.4 Seyreltme-3: p=0.3 Seyreltme-4: p=0.2 Seyreltme-5: p=0.1
E.S. (dk)	92.69 (± 3.00)	95.52 (± 2.77)	95.71 (± 3.38)	96.67 (± 3.26)	95.92 (± 4.09)	96.17 (± 2.66)	96.24 (± 3.66)	95.32 (± 2.60)
Başarımları	0.9883 (± 0.0018)	0.9882 (± 0.0012)	0.9873 (± 0.0011)	0.9848 (± 0.0013)	0.9781 (± 0.0033)	0.9577 (± 0.0448)	0.9819 (± 0.0020)	0.9842 (± 0.0038)
Kayıp	0.1605 (± 0.0415)	0.0278 (± 0.0027)	0.0301 (± 0.0026)	0.0355 (± 0.0030)	0.0807 (± 0.0617)	0.1757 (± 0.0750)	0.0424 (± 0.0048)	0.0475 (± 0.0395)

İstatistiki detayları Tablo 4.8’de ve Tablo 4.9’da belirtilen ESA eğitim süreçlerinde eğitim adım sayısı, 194 MR kesitin değerlendirildiği verilerde (Tablo 4.8) 25; 33 MR kesitin değerlendirildiği verilerde (Tablo 4.9) ise 50 olarak belirlenmiştir. İlgili ESA eğitim adım sayısının belirlenmesi tamamen deneysel gözlemle gerçekleştirilmiştir ve bu işlemde başka herhangi bir harici yaklaşım kullanılmamıştır. ESA eğitim doğruluk ve kayıp değerleri, Keras yüksek seviye derin öğrenme kütüphanesinde uygulanan doğruluk ve ikili çapraz entropi ölçümleri kullanılarak elde edilmiştir [208]. ESA modellerinin eğitiminde gözlemlenen ESA eğitim doğruluk ve kayıp değerlerinin eğitim adım sayısına bağlı olarak değişimleri, Şekil 4.10’da ve Şekil 4.11’de görsel olarak ifade edilmiştir.



Şekil 4.10 2B femur başı ve proksimal femur bölütleme kapsamındaki ESA eğitiminde gözlemlenen eğitim doğruluk ve kayıp değerlerinin eğitim adım sayısına bağlı değişim grafiği. Eğitim doğruluk ve kayıp değerleri çizgi grafikler olarak, ilgili değerlerin standart sapmaları ise bu çizgi grafiklerin üzerinde hata bantları olarak gösterilmiştir. (Seyreltme-1: $p=0.1$, Seyreltme-2: $p=0.2$, Seyreltme-3: $p=0.3$, Seyreltme-4: $p=0.4$, Seyreltme-5: $p=0.5$)

Şekil 4.10’daki ve Şekil 4.11’deki doğruluk ve kayıp değerleri, 13 hastaya ait ESA eğitim modellerinde gözlemlenen ortalama değerlerdir. Şekil 4.10’daki ortalama doğruluk, ilk birkaç adımdan sonra 0.90 değerinin üzerine çıkmaktadır; fakat ortalama eğitim kaybındaki düşüş bu kadar hızlı değildir. Ortalama eğitim doğruluğunun hatası genellikle ≈ 5 . adımdan sonra düşmekte ve stabil olmaktadır. Bununla birlikte, ortalama eğitim kaybının hata payı ise yaklaşık ≈ 15 . adımdan sonra azalmakta ve stabil olarak devam etmektedir. Bu durumda, detayları Tablo 4.8’de belirtilem eğitim işleminde ağ eğitimi için en az ≈ 15 adımın gerekli olduğu söylenebilir. Şekil 4.11’deki ortalama doğruluk ise, yaklaşık ≈ 10 adımdan sonra 0.90 değerinin üzerine çıkmaktadır fakat ortalama eğitim kaybındaki düşüş, doğruluktaki gibi keskin değildir. Ortalama eğitim doğruluğunun hatası genellikle ≈ 20 . adımdan



Şekil 4.11 2B proksimal femur bölütlemesi kapsamındaki ESA eğitiminde gözlemlenen eğitim doğruluk ve kayıp değerlerinin eğitim adım sayısına bağlı değişim grafiği. Eğitim doğruluk ve kayıp değerleri çizgi grafikler olarak, ilgili değerlerin standart sapmaları ise bu çizgi grafiklerin üzerinde hata bantları olarak gösterilmiştir. (Her bir hastaya ait her bir MR serisinden 1 adet MR kesitinin değerlendirmeye alınması durumunda oluşturulan ve 33 MR kesitinden meydana gelen alt veri kümesinde: Seyreltme-1: $p=0.2$, Seyreltme-2: $p=0.2$, Seyreltme-3: $p=0.2$, Seyreltme-4: $p=0.2$, Seyreltme-5: $p=0.2$)

sonra düşmekte ve stabil olmaktadır. Bununla birlikte, ortalama eğitim kaybının hata payı ise yaklaşık ≈ 30 . adımdan sonra azalmakta ve stabil olarak devam etmektedir. Bu durumda, detayları Tablo 4.9'da belirtilem eğitim işleminde ağ eğitimi için en az $\approx 25-30$ adımın gerekli olduğu söylenebilir.

Gerçekleştirilen doktora tez çalışmaları kapsamında yürütülen ve bu bölüm dâhilinde ele alınan femur başı/proksimal femur bölütlemesi çalışmasındaki deneysel çalışmaların gerçekleştirilmesinde farklı yazılım araçlarından ve paketlerinden faydalanılmıştır. MR kesitlerine ait gerçek referans bölütlemesi görüntülerinin el yordamıyla işaretlenerek oluşturulmasında ITK-SNAP medikal görüntü analiz ve bölütlemesi yazılımı kullanılmıştır. ESA model oluşturma, eğitim, MR görüntü ön-işleme ve MR görüntü son-işleme dâhil tüm işlemler Python programlama dili kullanılarak Anaconda IDE [209] ve üzerindeki Spyder eklentisi üzerinde gerçekleştirilmiştir. U-NET modelinin gerçekleştirilmesinde ve ESA temelli diğer işlemlerde, Keras derin öğrenme yazılım geliştirme paketi [208] kullanılmıştır. Deneysel çalışmalar kapsamında gerçekleştirilen tüm performans analizleri Intel Core i7 işlemcili, 16 GB belleğe sahip ve üzerinde Windows 10 işletim sistemi koşan bir dizüstü bilgisayarda gerçekleştirilmiştir.

4.5 Tartışma

Gerçekleştirilen doktora tezi kapsamında yürütülen bölütleme çalışmalarında, sağlıklı ve patolojik kemik şekillerine sahip olan femur başları/proksimal femurlar derin ESA'lar vasıtasıyla başarıyla bölütlenmiştir. Değerlendirilen MR serileri, 1.5 T manyetik alan kuvvetine sahip 3 farklı MR cihazı ile alınmıştır. Dahası, MR kesitlerinin kalitesi çok iyi değildir ve hemen hemen tüm MR serilerinin protokolleri ve protokol parametreleri birbirinden farklıdır. Bu gibi MR görüntü analizi çalışmalarında genellikle aynı özelliklere sahip olan ve standart bir görüntüleme protokolü ile elde edilen MR serileri kullanılmaktadır. Ancak yapılan çalışmada kapsamında kullanılan MR serilerinin çekimlerinde ortak standart protokoller söz konusu değildir. Bu durum, kullanılan MR serilerinin geçmişe yönelik veriler olmasından kaynaklanmaktadır. Dahası, kesitlerin çoğunda kemik dokusunun etrafındaki dokuyla aynı olduğu görülmekte ve dokular arasındaki geçiş tam bir şekilde belirgin değildir. Bu faktörün de ağırlı bölütleme performansına olumsuz yönde etki etmiş olduğu düşünülebilir. Bu durumlar her ne kadar mevcut bölütleme problemini daha da zorlaştırmışsa da, LCP hastalarının sağlıklı ve patolojik femur başlarının/proksimal femurların bölütlenmesinde ümit verici doğruluklar elde edilmiştir. ESA'ları beslemek için, her bir MR serisinden femur başı/proksimal femur kemiklerini içeren mümkün mertebe tüm MR kesitleri değerlendirmeye alınmıştır. Dolayısıyla ESA giriş görüntüleri, farklı şekillerdeki kemik görüntülerini içerir. Bununla birlikte, her bir MR serisinden proksimal femurları içeren sadece tek bir kesit de alınarak bu yönde de bir deneysel çalışma yapılmıştır. Tartışma noktası olabilecek önemli hususlardan bir diğeri de, çalışma kapsamında MR serileri değerlendirilen hasta sayısıdır. LCP hasta verisine ulaşmak oldukça zor ve zahmetlidir. Bu sebeple çalışma kapsamında çok büyük miktarda veri ile çalışma imkânına erişilememiştir. Bunun yerine ESA girdi görüntü sayısını arttırmak için basit temel veri artırma yaklaşımları uygulanmıştır; ancak bunun yerine ÇÜA gibi daha karmaşık veri artırma yöntemlerinden de faydalanılabilir. Çalışmada değerlendirilen hasta sayısı ve bu hastalara ait MR seri sayısı az olmasına rağmen kısıtlı sayıdaki veri üzerinde kaydadeğer bölütleme başarımları gözlemlenmiştir.

Femur başlarının/proksimal femur kemik dokularının bölütleme sürecinde, ağ çıkışında saf bölütleme olasılık yoğunluk görüntüleri oluşturulduğu için, bu görüntülerden ikili görüntüleri elde etmek amacıyla çıkış görüntüleri üzerinde bir görüntü son-işleme adımı olarak ikili eşikleme uygulanmıştır. Buradaki optimum eşik katsayısının seçimi için, sonuçlar bölümünde daha detaylı olarak tartışıldığı üzere, farklı katsayılar üzerinde çeşitli testler yapılmıştır. Bununla birlikte bu sınıflandırma problemini bu tür bir eşikleme yaklaşımı kullanmadan da çözmek mümkündür. Sistem için uygun eşik değerin tespiti için validasyona dayalı bir yaklaşım da

gerçekleştirilebilir. Bunun için tüm MR verilerini; eğitim, validasyon ve test verileri olarak bölümlenmek gerekir. Gerçekleştirilen çalışma kapsamında değerlendirilen hasta sayısı fazla olmadığı için bu tür bir yaklaşımın test için sınanacak olan MR veri sayısını azaltacağı ve sonuçların genel geçerliliğini ve güvenilirliğini azaltacağı düşünülmüştür. Yine aynı nedenden dolayı, bu tür bir performans değerlendirme yaklaşımı yerine, hastadan bağımsız bir değerlendirme yaklaşımı benimsenmiştir. Bu amaçla, her hastanın femur başı/proksimal femur görüntüleri sırasıyla ayrılmış (bir-hastayı-dışarıda-bırak) ve kalan hastaların görüntüleri ile ağ eğitimi yapılarak ayrılan hastanın MR görüntüleri üzerinden bölütlemeler gerçekleştirilmiştir. İşlemler sonunda genel bölütleme başarımını hesaplamak için tüm hastalar için elde edilen bölütleme başarımlarının ortalaması alınmıştır. Gerçekleştirilen çalışmada kemik dokusunun bölütlenmesi, daha önce de belirtildiği gibi, bir ikili sınıflandırma problemi olarak ele alınmıştır. Bu nedenle, ağın çıkış katmanında tek bir kanaldan oluşan çıkış görüntüsü üretilmiştir. Ancak bu bölütleme işlemi çok sınıflı bir problem olarak da ele alınabilir ve her sınıfa ait olasılıkların ayrı kanallarda elde edildiği çok kanallı bir çıkış görüntüsü elde edilerek de bölütleme gerçekleştirilebilir.

Yukarıda belirtilen kısıtlamalara ek olarak, gerçekleştirilen çalışmanın sonuçlarını literatürde yapılmış ilgili diğer çalışmalarla karşılaştırmanın çok zor olduğunu da belirtmek zorundayız. Genel araştırma kullanımına açık olan tıbbi verilere ulaşmak oldukça zor olduğu için ve tıbbi veri paylaşımıyla ilgili kısıtlamalardan dolayı, genellikle bu tarz çalışmalarda çalışma kapsamında oluşturulmuş özel veri setleri kullanılmaktadır. Bu sebepten dolayı diğer araştırma çalışmaları ile yöntem bazında bir performans kıyaslaması yapılamamıştır. Kalça eklemi bileşenlerinin bölütlenmesi ile ilgili çalışmalarda genellikle femur başı, proksimal femur veya asetabulum gibi sadece tek bir kalça eklemi bileşeni analiz edilir. Önerilen araştırma çalışmasında ise, sadece femur başlarını içeren MR kesitleri değil, tümünden proksimal femurları içeren görüntüler de analiz edilmiştir. Bu, önerilen çalışmayı ilgili kalça eklemi bölütleme çalışmaları ile karşılaştırmayı zorlaştıran bir başka faktördür. Bunun yerine, MR görüntüler üzerinde yapılmış ve mevcut çalışma ile daha ilgili olan femur başı kemik bölütleme çalışmalarına Bölüm 1’de yer vermeye çalışılmıştır. Mevcut diğer çalışmalarla, bahsedilen sebeplerden dolayı karşılaştırma yapmanın zorluklarına rağmen; yöntem, MR verisi ve başarımlar üzerinden genel bir kıyaslama yapılmış ve Tablo 4.10’da sunulmuştur.

Tablo 4.10’da da açıkça görüldüğü üzere, önerilen çalışmada gözlemlenen bölütleme doğruluğu, diğer ilgili araştırma çalışmalarında gözlemlenen bölütleme performansından biraz daha düşüktür. İlgili tüm çalışmalardaki toplam hasta sayısı, önerilen çalışmada değerlendirilen hasta sayısından fazladır. Ayrıca ilgili çalışmaların çoğunda MR verileri 3.0 T manyetik alan kuvveti kapasitesine sahip MR cihazlarıyla

Tablo 4.10 2B femur başı ve proksimal femur bölütleme çalışmasının, MR görüntüler üzerinde gerçekleştirilen ilgili diğer kalça eklemi elemanı bölütleme çalışmaları ile yöntem, MR verisi ve başarımlar üzerinden genel bir kıyaslaması

İlgili çalışma	Yöntem ve açıklama	Hasta sayısı	MR veri sayısı	MR cihaz gücü (Tesla)	Bölütleme başarımları (%)
[65]	Evrişimsel sinir ağları ile 2B ve 3B proksimal femur bölütleme	86	86	3.0 T	95.00
[66]	3B tam evrişimsel sinir ağları ile 3B proksimal femur bölütleme	20	20	-	98.70
[67]	Çoklu Atlas yöntemi ile proksimal femur bölütleme	30	38	3.0 T	95.00
[67]	Aktif şekil modelleri ile proksimal femur bölütleme	30	38	3.0 T	94.60
[69]	Rastgele orman sınıflandırıcısı ve deforme olabilen model karşılaştırma ile proksimal femur bölütleme	25	25	1.5 T	96.37
[70]	Odaklanmış şekil modelleri ile 3B femur başı kemik bölütleme	25	35	3.0 T	98.00
Önerilen çalışma	Evrişimsel sinir ağları ile 2B proksimal femur/femur başı bölütleme	13	33	1.5 T	89.73

alınmıştır. Manyetik alan kuvveti yüksek olan MR cihazlarının yüksek kalitede görüntü sağladığı göz önünde bulundurulduğunda, ilgili çalışmalarda MR verilerinin oldukça kaliteli olduğu söylenebilir. Önerilen çalışmada kullanılan tüm MR verileri, 1.5 T manyetik alan kuvvetine 3 farklı MR tarayıcısı ile elde edilmiştir. Dahası, görüntüleme protokolü standart değildir ve tüm MR serilerinin görüntüleme protokolleri daha önce de ifade edildiği üzere birbirinden farklıdır. Bununla birlikte, önerilen çalışmada değerlendirilen MR görüntülerinin bu farklı ve standart olmayan özellikleri, bu bölüm kapsamında ele alınan bölütleme çalışmasının farklılığını arttırmaktadır.

4.6 Sonuçlar

Gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait MR görüntülerinde yer alan sağlıklı ve patolojik femur başı/proksimal femur kemikleri, derin ESA temelli bir yaklaşım ile semantik olarak bölütlenmiştir. Ön-işlemeden geçmiş görüntüler, U-NET mimarisi aracılığıyla semantik olarak bölütlenmiş ve görüntü son-işleme ile femur başı/proksimal femur görüntülerindeki bölütleme tamamlanmıştır. Performans değerlendirme testlerinde umut verici sonuçlar elde edilmiştir. Derin ESA ile, 13 hastanın 33 MR serisinden elde edilen toplam 194 MR kesitli bir veri setinde ve yine 13 hastanın 33 MR serisinden

oluşturulan toplam 33 MR kesitli bir alt veri kümesinde yaklaşık 90% oranında bir bölütleme başarımı gözlemlenmiştir. Bildiğimiz kadarıyla, gerçekleştirilen femur başı/proksimal femur bölütleme çalışması, LCP hastalarının MR görüntülerinde derin ESA'lar kullanılarak gerçekleştirilen ilk femur başı/proksimal femur bölütleme çalışmalarındandır. Gerçekleştirilen bölütleme çalışmasının öne çıkan bir diğeri önemli yönü de, çalışma kapsamında kullanılan görece düşük kalitedeki MR serilerinin görüntüleme protokollerinin, ve görüntülerin elde edildiğı MR cihazlarının birbirinden farklı olmasıdır. Sonuç olarak, MR görüntüleme protokolleri farklı olan, iki yönlü ve koronal düzlemde çekilmiş kalça eklemi MR kesitlerindeki femur başı/proksimal femur kemikleri derin ESA'lar ile başarılı bir biçimde bölütlenmiş ve umut verici bölütleme sonuçları gözlemlenmiştir [210, 211].

PROKSİMAL FEMUR ŞEKİL ANALİZİ VE PATOLOJİK PROKSİMAL FEMURLARDA KEMİK ŞEKİL DEĞİŞİMİNİN VE BOZULMALARININ OTOMATİK OLARAK NİCELİKSEL ÖLÇÜMÜ

Bu bölüm dâhilinde, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait MR görüntülerinde yer alan patolojik proksimal (üst) femurların şekilsel yapılarında hastalığa bağlı olarak meydana gelen değişimleri ve bozulmaları analiz etmek, ve meydana gelen bu değişimlerin otomatik olarak 2B niceliksel ölçümü amacıyla yapılan çalışmalara yer verilmiştir. Bu bağlamda, gerçekleştirilen çalışmaların genel özeti bu bölüm kapsamındaki alt başlık 5.1’de verilmiştir. Hastalara ait bilgiler ve çalışma kapsamında analiz edilen MR görüntülerine ait detaylar alt başlık 5.2’de sunulmuştur. Patolojik proksimal femurlarda meydana gelen kemik şekil değişimlerinin analizinde kullanılan yöntem ve yaklaşımlar ise alt başlık 5.3’te anlatılmıştır. Gerçekleştirilen deneysel çalışmalar ve bu deneysel çalışmalar neticesinde gözlemlenen sonuçlar alt başlık 5.4’te verilmiştir. Alt başlık 5.5’te ve 5.6’da ise sırasıyla tartışmalar ve sonuçlar sunulmuştur.

5.1 Giriş

Gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait MR görüntülerinde yer alan patolojik proksimal femurların şekilsel yapılarında hastalık sonucu meydana gelen değişimler ve bozulmalar 2B olarak analiz edilmiş ve bu değişimler niceliksel olarak ölçülerek kıymetlendirilmiştir. Patolojik proksimal femurların şekilsel yapılarında meydana gelen değişimleri ölçmek amacıyla, literatürde yer alan geleneksel yaklaşımlardan farklı bir yöntem izlenmiştir. Bu yöntemde, iki yönlü kalça eklemi MR görüntülerinde yer alan proksimal femurların simetri özelliği göz önünde bulundurularak [212, 213], aynı MR kesitinde yer alan biri sağlıklı ve diğeri ise patolojik olan proksimal femurlar otomatik olarak

çakıştırılmış ve patolojik olan proksimal femurların şekillerindeki değişim, sağlıklı olan proksimal femurlar üzerinden kıymetlendirilmiştir. Bu amaçla, ilk olarak MR kesitlerindeki proksimal femurlar manuel olarak işaretlenmiş ve bölütlenmiştir. Sonrasında ise, bölütlenen proksimal femurlara ait ilgi bölgeleri tüm MR kesitinden çıkartılmış ve her bir kesitten sadece tek bir proksimal femur içeren 2 adet bölüt görüntüsü elde edilmiştir. Aynı kesitten elde edilen bu görüntülerdeki proksimal femur alanlarının kenar bilgileri çıkarılarak kenar görüntüleri oluşturulmuştur. Bu işlemin devamında ise biri sağlıklı, diğeri ise patolojik olan proksimal femura ait kenar görüntüleri katı dönüşüm yöntemi ile otomatik olarak hizalanmıştır. Hizalama işleminden önce, sağlıklı olan proksimal femura ait kenar görüntüsü yatay ekseninde aynalanarak her iki proksimal femurun şekil yönelim yönleri eşitlenmiştir. Hizalama işlemi sırasında ise, sağlıklı olan proksimal femurun kenar görüntüsü patolojik olan proksimal femurun kenar görüntüsü üzerine otomatik olarak çakıştırılmıştır. Hizalama işlemi sonrasında, uygulanan katı dönüşüm yöntemiyle dönüşüm parametreleri elde edilmiştir. Elde edilen dönüşüm parametrelerinin yatay ekseninde aynalanmış olan ve sağlıklı proksimal femuru içeren ilgi bölgesi görüntüsüne uygulanmasıyla, sağlıklı proksimal femurun patolojik proksimal femura göre görüntü dönüşümü yapılmıştır ve hizalama tamamlanmıştır. Sağlıklı olan proksimal femura ait bölütü içeren görüntüde, dönüşüm işlemi sonucunda gerçekleştirilen rotasyona bağlı olarak ortaya çıkabilecek noktasal boşluklar ve hizalama sonucu görüntülerin alt kısmında meydana gelen taşmalar ise görüntü son-işleme ile otomatik olarak giderilmiştir. Son aşamada ise, çakıştırılan iki proksimal femurun farklılıkları yüzdesel olarak hesaplanmıştır. Böylece, patolojik olan proksimal femurun, bu proksimal femur ile aynı kesitte yer alan sağlıklı proksimal femura göre şekil yapısında meydana gelen 2B değişim basit bir biçimde ölçülmüştür.

5.2 Materyaller

Bu bölümde, LCP hastalığına maruz kalmış olan patolojik proksimal femurların şekilsel yapılarında meydana gelen değişimleri 2B analiz etmek amacıyla çalışma kapsamında kullanılan MR kesitlerine ait bilgilere, ve bu kesitlerin ait olduğu hasta grubuna ait bilgilere yer verilmiştir. Gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında oluşturulan MR görüntü veri setine ait bilgiler, tez kitabının 2. bölümünde detaylı olarak sunulmuştur. Bahsedilen kemik şekil analiz çalışmasının gerçekleştirilmesinde 13 LCP hastasına ait 13 MR serisi değerlendirmeye alınmıştır. Hastalara ait bilgiler; bu bölüm dâhilinde sunulan veriler, bilgiler ve sonuçlar arasındaki bütünlüğü korumak adına tez kitabının 2. bölümünde sunulan hasta bilgilerinden ayrı olarak Tablo 5.1’de tekrar sunulmuştur.

Tablo 5.1 Kemik şekil analizi ve ölçümü kapsamında değerlendirilen LCP hastalarına ait klinik istatistik bilgileri

Hasta no	Hasta cinsiyeti	Hasta yaşı (yıl)	Hasta kütlesi (kg.)	Hastalık derecesi
Hasta - 1	Erkek	9	50	Yeniden şekillenme
Hasta - 2	Erkek	3	14	Yeniden kemikleşme
Hasta - 3	Erkek	4	13	Başlangıç
Hasta - 4	Erkek	13	80	Parçalanma
Hasta - 5	Erkek	5	60	Parçalanma
Hasta - 6	Erkek	5	33	Parçalanma
Hasta - 7	Kız	10	90	Başlangıç
Hasta - 8	Erkek	4	20	Parçalanma
Hasta - 9	Erkek	8	50	Parçalanma
Hasta - 10	Erkek	12	100	Yeniden kemikleşme
Hasta - 11	Erkek	9	30	Yeniden şekillenme
Hasta - 12	Erkek	9	40	Yeniden şekillenme
Hasta - 13	Erkek	13	50	Başlangıç
Ortalama (μ)		8	48.46	
Standart sapma ($\pm\sigma$)		± 4	± 28.02	

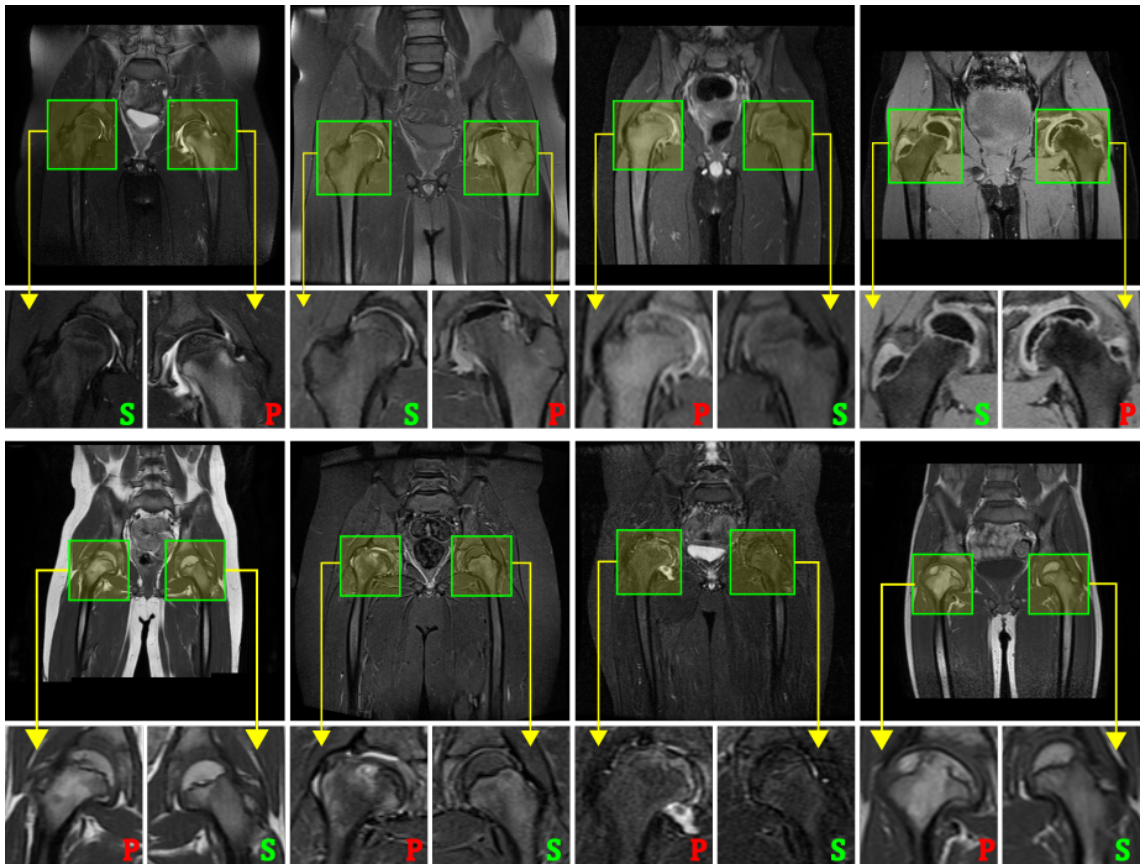
Gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında oluşturulan MR görüntü veri setinde 13 hastaya ait ve koronal düzlemde taranmış toplam 33 MR serisi yer almaktadır. Her bir hastaya ait MR görüntü serileri, aynı tarihlerde farklı protokoller ile çekildiği için belirtilen proksimal femur şekil analizinin gerçekleştirilmesinde her bir hastaya ait tek bir MR görüntü serisi belirlenerek değerlendirmeye alınmıştır. Hasta bazında değerlendirilen MR serilerine ait MR görüntüleme protokolleri ve protokol parametreleri Tablo 5.2’de sunulmuştur.

Tablo 5.2 Kemik şekil analizi ve ölçümü kapsamında hasta bazında değerlendirilen MR serilerine ait MR görüntüleme protokolleri ve protokol parametreleri

Hasta no	MR cihazı	Protokol ismi	TR/TE (ms.)	Sapma açısı	Voksel boyutu (mm.)	Matris boyutu
Hasta - 1	Philips	T1W SPGR FATSAT SENSE	300/6.91	60°	0.7463x0.7463x0.3284	400x400
Hasta - 2	Philips	SPDW SPAIR SENSE	2465.04/30	90°	0.4297x0.4297x0.5935	512x512
Hasta - 3	Philips	SPDW SPAIR SENSE	2467.34/30	90°	0.4297x0.4297x0.0695	512x512
Hasta - 4	Gen. Electric	COR PD FSE FSAT	2240/40.04	90°	0.6836x0.6836x0.0080	512x512
Hasta - 5	Gen. Electric	COR T1	618/7.45	160°	0.6250x0.6250x0.0080	512x512
Hasta - 6	Siemens	STIR COR FIL	4450/43	150°	0.7813x0.7813x0.0031	512x464
Hasta - 7	Gen. Electric	COR T1 FSE ASSET	620/15.01	90°	0.7813x0.7813x0.0180	512x512
Hasta - 8	Philips	STIR LONGTE	2180.38/60	90°	0.7500x0.7500x0.0008	400x400
Hasta - 9	Siemens	T1 TIRM COR P2 320	3090/31	150°	1.2500x1.2500x3.6000	320x320
Hasta - 10	Gen. Electric	COR FAST STIR	4700/47.49	90°	0.7813x0.7813x6.5000	512x512
Hasta - 11	Philips	ST1W TSE	641.65/18	90°	0.7009x0.7009x0.0841	512x512
Hasta - 12	Philips	STIR LONGTE	2452.93/60	90°	0.7432x0.7432x3.3000	336x336
Hasta - 13	Philips	ST2W TSE SPIR	4277.10/80	90°	0.7083x0.7083x6.3000	560x560

Çalışma kapsamında, detayları Tablo 5.2’de sunulan MR görüntü serilerinin her birinden, proksimal femurun belirgin olarak görüldüğü bir kesit belirlenmiştir ve

2B olarak gerçekleştirilen şekil analizi kapsamında kullanılmıştır. Belirlenen bu kesitler genellikle, aksiyel düzlemde bakıldığında femur başının ortasına denk gelen kesitlerdir. Doktora tez çalışması kapsamında oluşturulan MR görüntü veri setinde yer alan MR serileri farklı sayılardaki MR kesitlerinden oluştuğu için, serilerden seçilen MR kesitlerinin sıraları birbirinden farklıdır. Şekil 5.1’de, gerçekleştirilen proksimal femur şekil analiz çalışması kapsamında mevcut MR serilerinden seçilen ve değerlendirmeye alınan MR kesitlerinden örnekler sunulmuştur. Şekil 5.1’de gösterilen MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik proksimal femurların büyültülmüş görüntüleri de her bir MR kesitinin altında sunulmuştur. İlgili şekildeki her bir sütunda yer alan görüntüler, Waldenström radyolojik sınıflandırma sistemine göre LCP hastalığının farklı aşamalarında olan hastalara ait görüntülerdir.



Şekil 5.1 Kemik şekil analizi kapsamında değerlendirilen örnek MR kesitleri (1. sütun: LCP başlangıç seviyesi, 2. sütun: LCP parçalanma seviyesi, 3. sütun: LCP yeniden kemikleşme seviyesi, 4. sütun: LCP yeniden şekillenme seviyesi) ve bu MR kesitlerinde yer alan sağlıklı ve patolojik proksimal femurların büyültülmüş görüntüleri (S: sağlıklı, P: patolojik)

5.3 Yöntemler

Bu alt başlıkta, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait MR görüntülerindeki patolojik proksimal femurların şekilsel yapılarında meydana gelen değişimlerin ve

bozulmaların 2B analizi amacıyla önerilen yaklaşım dâhilinde kullanılan yöntemlere yer verilmiştir. Gerçekleştirilen çalışmada öncelikle MR görüntüleri üzerinde çeşitli ön-işleme adımları uygulanmış, ve sonrasında aynı MR kesitinden elde edilen ve aynı hastaya ait olan sağlıklı ve patolojik proksimal femur şekilleri otomatik olarak hizalanmıştır. Devamında ise, hizalanmış olan proksimal femur şekilleri son-işlemeden geçirilerek patolojik proksimal femurlardaki şekil değişimleri kıymetlendirilmiştir. Bu bağlamda, uygulanan MR görüntü ön-işleme adımlarına Bölüm 5.3.1’de yer verilmiştir. Otomatik proksimal femur hizalamada kullanılan yöntem ise Bölüm 5.3.2’de anlatılmıştır. Uygulanan MR görüntü son-işleme adımları ise Bölüm 5.3.3’te ifade edilmiştir. Patolojik proksimal femurlardaki şekil değişiminin kıymetlendirimine ve ölçümüne ait detaylara da Bölüm 5.3.4 kapsamında yer verilmiştir. Deneysel sonuçlar, tartışmalar ve genel sonuçlar ise sırasıyla Bölüm 5.4’te, 5.5’te ve 5.6’da sunulmuştur.

5.3.1 MR Görüntü Ön-işleme

LCP hastalarına ait patolojik proksimal femurların şekil değişimlerinin 2B analizi sürecinde öncelikle, 13 hastaya ait MR serilerinden, analizlerde değerlendirilecek olan MR serileri ve MR kesitleri belirlenmiştir. Bölüm 5.2’de, kullanılan materyallara ait detaylı bilgiler sunulmuştur. Çalışma kapsamında değerlendirilecek MR kesitlerindeki proksimal femurların şekil değişim analizinden önce, belirlenen MR kesitleri üzerinde 3 aşamalı bir MR görüntü ön-işleme gerçekleştirilmiştir. Böylece MR kesitlerindeki proksimal femurlar, ilerleyen aşamalarda gerçekleştirilecek olan otomatik hizalama ve ölçme işlemlerine hazırlanmıştır. Bu süreçte uygulanan görüntü ön-işleme adımları aşağıda maddeler hâlinde sıralanmıştır:

- MR kesitlerindeki proksimal femurların bölütlenmesi
- Bölütlenmiş olan proksimal femurlara ait ilgi bölgelerinin belirlenmesi
- İlgi bölgesi görüntülerinde proksimal femur kenar bilgilerinin çıkarılması

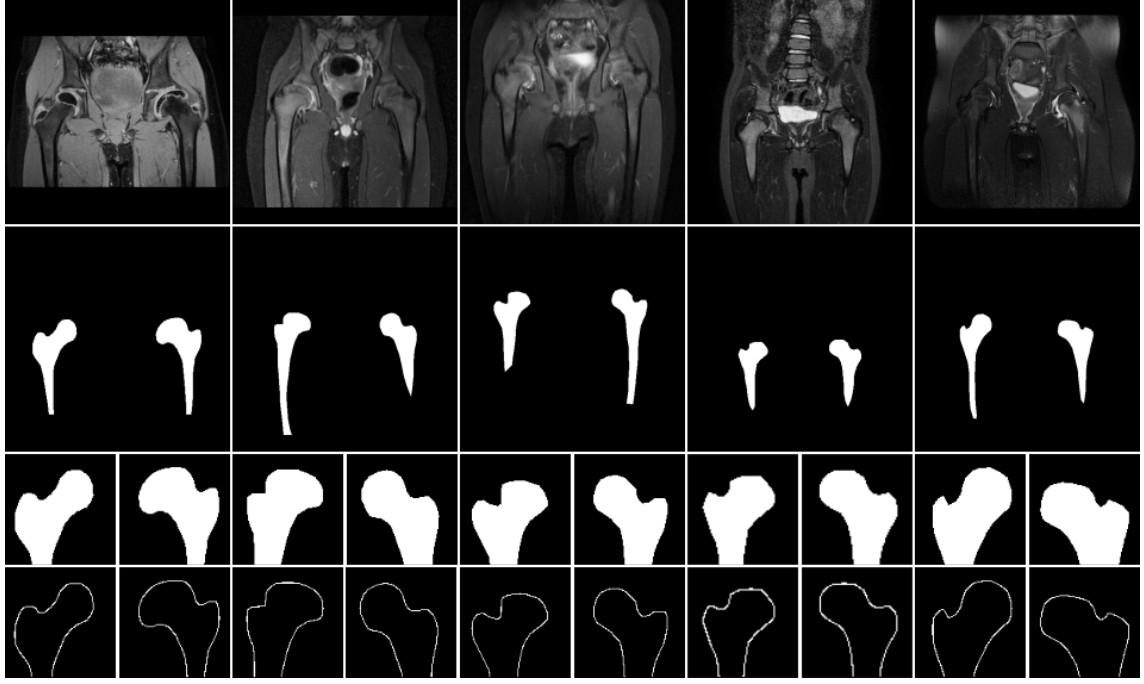
MR görüntüler üzerinde uygulanan ön-işleme adımlarının ilkinde, MR kesitlerindeki proksimal femurlara ait kemik bölgeleri bölütlenmiştir. Bölütleme işlemi, uzman hekim yönlendirmesiyle el yordamıyla gerçekleştirilmiştir. MR görüntülerin bölütlenmesinde ITK-SNAP medikal görüntü analiz ve bölütleme yazılımı [189] kullanılmıştır. ITK-SNAP ile gerçekleştirilen bölütleme sonucunda, 0 ve 1 değerlerinden oluşan ikili bölüt görüntüleri elde edilmiştir. Bölüt görüntülerindeki 1 değerine sahip pikseller proksimal femurları, 0 değerine sahip pikseller ise arka plânı ifade etmektedir. Şekil 5.2’de, değerlendirilen MR kesitlerinden örnekler

ve bu MR kesitlerinde gerçekleştirilen bölütleme sonucunda elde edilen ikili bölüt imgeleri sunulmuştur. MR görüntü ön-işleme sürecinin ikinci aşamasında ise, ikili bölüt imgelerinde yer alan proksimal femurların ilgi bölgeleri belirlenmiştir. İlgi bölgeleri, proksimal femurları içeren karesel alanlardır. Çalışma kapsamında değerlendirilen MR kesitlerinin görüntü matris boyutlarının farklı olması sebebiyle, MR kesitleri üzerinde belirlenen ilgi bölgelerinin boyutları da birbirinden farklıdır. MR kesitlerine ait görüntü matris boyutları Tablo 5.2'den incelenebilir. Sonrasında ise, MR kesitlerinin üzerinde yapılan işaretlemeler sonucu elde edilen bölüt görüntüleri üzerinde belirlenen karesel ilgi bölgeleri dâhilinde kalan alanlar kırpılmış ve tüm görüntüden soyutlanmıştır. Böylece, sağ ve sol kalça eklemlerinde yer alan, biri sağlıklı ve diğeri patolojik olan proksimal femura ait ilgi bölgesi bölüt imgeleri elde edilmiştir. Elde edilen proksimal femur örnek ilgi bölgesi bölüt imgeleri Şekil 5.2'de gösterilmiştir. MR görüntü ön-işleme sürecindeki son aşamada ise, elde edilmiş olan proksimal femur ilgi bölgesi bölüt imgeleri üzerinde kenar belirleme işlemi gerçekleştirilerek proksimal femurlara ait kenar görüntüleri oluşturulmuştur. Kenarların çıkarılması için Canny tarafından önerilen kenar belirleme yöntemi [190] kullanılmıştır. Kenar belirleme işlemi sonucunda elde edilen proksimal femur örnek kenar görüntüleri de Şekil 5.2'de sunulmuştur. Canny kenar belirleme yönteminin detaylarına ve imgeler üzerinde uygulanışına ait bilgilere bu bölümde yer verilmemiş olup, ilgili bilgiler tez kitabının son bölümünde yer alan Ek-A'da ayrıca sunulmuştur.

MR kesitlerinde uygulanan ön-işleme adımları sonucunda patolojik ve sağlıklı proksimal femurlara ait kenar görüntüleri elde edilmiştir. Bu aşamadan sonra ise, aynı kesitten elde edilen sağlıklı ve kenar görüntüleri otomatik görüntü hizalama işlemine tabi tutulmuştur. Bu bağlamda kullanılan yöntem ve gerçekleştirilen işlemlerin detaylarına Bölüm 5.3.2'de yer verilmiştir.

5.3.2 Otomatik Proksimal Femur Hizalama

Daha önceki bölümlerde bahsedildiği üzere, LCP hastalarına ait patolojik femurlardaki şekil değişimlerini ve bozulmalarını ölçmek amacıyla bu hastalara ait aynı MR kesitlerindeki sağlıklı proksimal femurların şekil yapısından faydalanılmıştır. İki yönlü kalça eklemi görüntülerinde, normal gelişime sahip ve sağlıklı olan bireylerin sağ ve sol kalça eklemleri yüksek oranda simetri özelliği gösterir. Tez çalışması kapsamında gerçekleştirilen şekil analiz çalışmalarında bu simetri özelliği [212, 213] temel alınarak, patolojik olan proksimal femurlarda LCP hastalığı sonucu vuku bulan şekil değişimleri ve bozulmalar, sağlıklı proksimal femurlar temel alınarak ölçülmüştür. Bu ölçme işlemini gerçekleştirebilmek için, sağlıklı ve patolojik proksimal femurlar birbiriyle uyumlu olacak en iyi şekilde hizalanmalıdır. Bir önceki bölümde,



Şekil 5.2 Örnek iki yönlü kalça eklemi MR kesitleri (1. satır), MR kesitleri üzerinde gerçekleştirilen bölütleme sonucu elde edilen bölüt görüntüleri (2. satır), tüm bölüt görüntüsünden belirli karesel alanlar dâhilinde kırılarak elde edilen proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntüleri (3. satır), proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntüleri üzerinde uygulanan kenar belirleme işlemi sonucu elde edilen proksimal femur kenar görüntüleri (4. satır)

MR kesitlerinde uygulanan ön-işleme adımları sonucunda, patolojik ve sağlıklı proksimal femurlara ait kenar görüntülerinin elde edildiği belirtilmişti. Aynı MR kesitinden elde edilen bu kenar görüntüleri, dikkat edilirse vücut simetrisinden dolayı aynalanmış gibidirler. Yani sağ veya sol proksimal femurlardan herhangi biri yatay ekseninde görüntü aynalama işlemine tabi tutulursa, proksimal femurların iç ve dış yönleri bakan kısımları eşlenmiş olur. Sağ ve sol kalça eklemlerindeki proksimal femurları hizalayabilmek için öncelikle bu femurlardan birinin yatay ekseninde aynalanması gerekmektedir. Bu sebeple, otomatik hizalama işleminin gerçekleştirilmesinden önce, sağlıklı olan proksimal femurlara ait kenar görüntüleri yatay ekseninde görüntü aynalama işlemine tabi tutulmuştur, ve patolojik proksimal femurlarla iç ve dışa bakan yönleri denkleştirilmiştir. Şekil 5.3'te aynalanma sonucu yönleri eşitlenen proksimal femurlar gösterilmiştir.

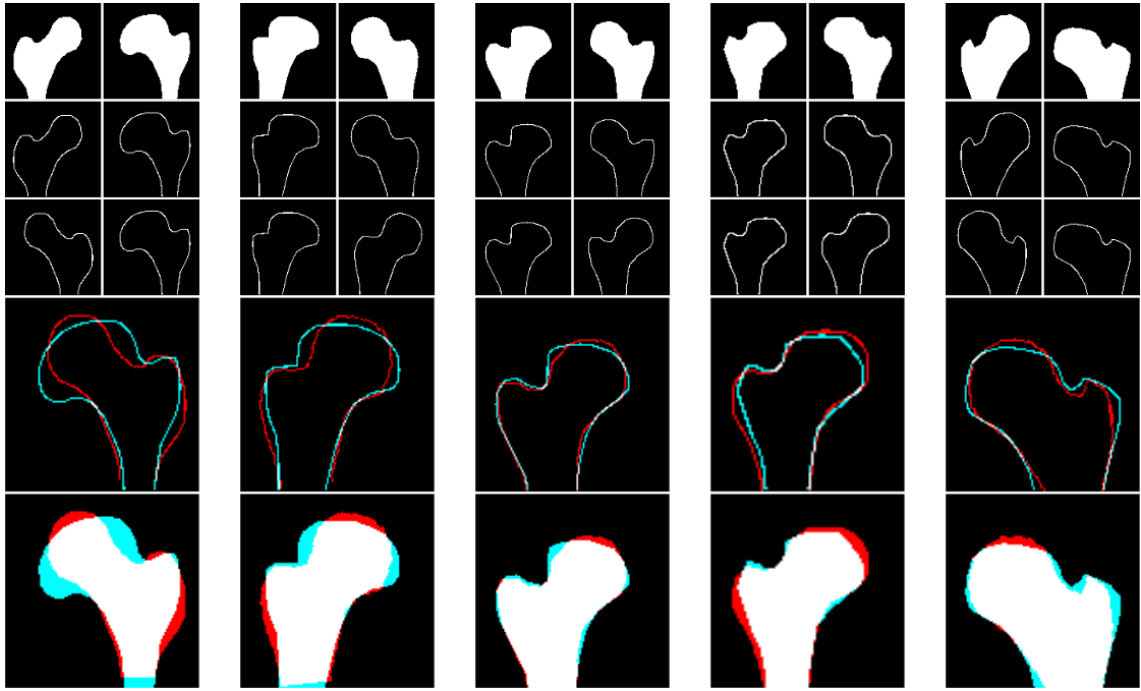
Yönleri eşitlenen proksimal femur kenar görüntülerinin hizalanması amacıyla katı bir görüntü çakıştırma yöntemi olan İteratif En Yakın Nokta (İEYN) yöntemi [214, 215] kullanılmıştır. Yöntemde, sağlıklı olan proksimal femur görüntüleri patolojik olan proksimal femur görüntüleri üzerine çakıştırılmıştır. Hizalama işleminde katı bir dönüşüm yönteminin kullanılmasının temel sebebi, katı dönüşüm yöntemlerinin bir objenin veya imgenin şeklini ve boyutlarını değiştirmeyen görüntü

dönüşümlerini kapsamaktadır. Bu görüntü dönüşümleri öteleme, döndürme vb. görüntü dönüşüm metotları olabilir. Gerçekleştirilen proksimal femur şekil değişim analizinde, temel olarak şekillerdeki alan değişimleri niceliksel olarak ölçüldüğü için, hizalama işleminde proksimal femurların şekil ve boyutlarında herhangi bir değişiklik yapılmaması gerekmektedir. Bu sebeple, sağlıklı ve patolojik proksimal femurların hizalanması için, sadece döndürme ve öteleme dönüşümlerini uygulayarak otomatik hizalama gerçekleştirmeye imkân veren İEYN yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntem ile patolojik olan proksimal femur görüntüleri sabitlenmiş ve sağlıklı olan proksimal femur görüntüleri belirli açılarda döndürülüp, belirli mesafelerde ötelenerek patolojik proksimal femur görüntülerinin üzerine çakıştırılmıştır. İEYN yönteminin uygulanması amacıyla Matlab nümerik hesaplama yazılımına ait kütüphaneler dâhilinde yer alan “pcregrid” fonksiyonundan yararlanılmıştır. Bu fonksiyon, İEYN yöntemini kullanarak iki nokta bulutunu çakıştırmaya imkân vermektedir. Fonksiyonu işletebilmek için girdi olarak 3B nokta bulutu verilerinin sağlanması gerekmektedir. Bu sebeple, proksimal femur kenar görüntülerindeki 1 değerine sahip kenar pikselleri, görüntülerin bulunduğu 2B uzamsal uzaydan 3B nokta uzayına (kartezyen uzay) taşınmıştır. 2B verileri kartezyen uzayda 3B olarak ifade edebilmek için bu verilerin üçüncü boyuttaki koordinat bilgileri sıfır olarak tanımlanmıştır. Böylece 2B görüntüler, kartezyen uzayda 3B noktalar olarak ifade edilebilmiştir. İEYN yönteminin, proksimal femurları tanımlayan 3B nokta bulutları üzerinde uygulanması sonucu, sağlıklı olan proksimal femurların patolojik olan proksimal femurlarla çakıştırılabilmesi için gerekli dönüşüm parametreleri elde edilmiştir. Bu parametreler, yukarıdaki satırlarda değinildiği üzere döndürme ve öteleme parametreleridir. Böylece sağlıklı olan proksimal femurun hizalanabilmesi için hangi yönde ne kadar miktarda döndürülmesi ve hangi yönde ne kadar ötelenmesi gerektiği bilgisi elde edilmiştir. İEYN yönteminin proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntüleri üzerinde değil de, kenar görüntüleri üzerinde uygulanmasının temel sebepleri şunlardır:

1. Kenar bilgilerinin objelere ait olan şekli, alan bilgisine göre daha az pikselle ifade edebilmesi ve bu sayede İEYN işlem karmaşıklığının azalması ve çakıştırma süresinin görece kısılması.
2. Kenarları ifade eden noktalar yerine tüm alanı ifade eden noktalar gözetilerek yapılacak olan çakıştırmada, bölgesel alan benzerliklerin genel şekil benzerliğinin önüne geçerek hatalı çakıştırmaya sebebiyet verebilme ihtimali.

İEYN ile, sağlıklı olan proksimal femurların patolojik olan proksimal femurlarla çakıştırılabilmesi için gerekli dönüşüm parametreleri elde edilmiştir. Elde edilen bu dönüşüm parametreleri, yatay ekseninde aynalanan sağlıklı proksimal femura ait ilgi

bölgesi bölüt görüntüsüne uygulanmıştır. Böylece proksimal femurların hizalama işlemi gerçekleştirilmiştir. Şekil 5.3'te, hizalanan proksimal femur örnek kenar görüntüleri ve bu hizalamadan elde edilen dönüşüm parametrelerinin ilgi bölgesi bölüt görüntülerine uygulanması sonucu çakıştırılan proksimal femur ilgi bölgesi örnek bölüt görüntüleri yer almaktadır. Şekil 5.3'te, sağlıklı olan proksimal femurlar kırmızı renk ile, patolojik olan femurlar ise siyan renk ile renklendirilmiştir. Proksimal femurların kesiştiği alanlar ise beyaz renk ile gösterilmiştir.



Şekil 5.3 Proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntüleri (1. satır), proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntüleri üzerinde kenar belirleme işlemi sonucu gözlemlenen kenar görüntüleri (2. satır), patolojik proksimal femur kenar görüntüleri ve yatay ekseninde aynalanmış sağlıklı proksimal femur kenar görüntüleri (3. satır), İEYN ile çakıştırılmış proksimal femur kenar görüntüleri (4. satır), İEYN ile çakıştırılmış proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntüleri (5. satır). Sağlıklı olan proksimal femurlar kırmızı renk ile, patolojik olan femurlar siyan renk ile ve proksimal femurların kesiştiği alanlar ise beyaz renk ile gösterilmiştir

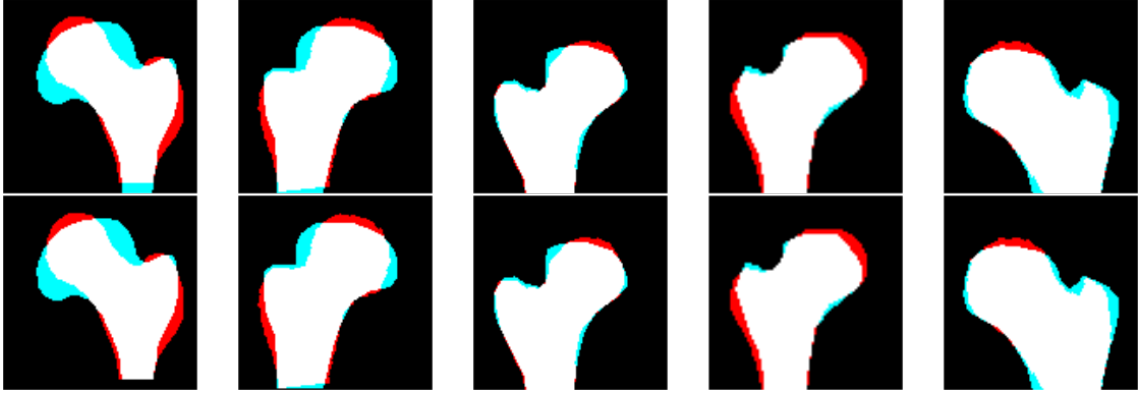
Proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntülerine uygulanan dönüşümde, döndürme işlemine bağlı olarak proksimal femurun kapladığı alan dâhilindeki bazı pikseller üst üste çakışabilmekte ve dolayısıyla dönüşüm uygulanmış olan görüntüde noktasal boşluklar oluşabilmektedir. Bununla birlikte, çakıştırılmış olan proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntülerinin alt kısımlarında kemik boyu farklılıkları nedeniyle uzunluk eşitsizliği ortaya çıkmaktadır. Bu noktasal boşluklar ve kemik boyu eşitsizlikleri, dönüşüm uygulanan görüntüler üzerinde gerçekleştirilen son-işleme işlemleri ile filtrelenmiştir. Görüntüler üzerinde uygulanan son-işleme adımları Bölüm 5.3.3'te anlatılmıştır. İEYN yöntemine ait bilgilere bu bölüm kapsamında yer

verilmemiş olup, bu yöntem ve bu yöntemin uygulanışına ait detaylı bilgiler Ek-F’de etraflıca sunulmuştur.

5.3.3 MR Görüntü Son-işleme

MR kesitleri üzerinden elde edilen sağ ve sol proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntüleri, Bölüm 5.3.2’de anlatıldığı üzere, İEYN yöntemi ile otomatik olarak çakıştırılmıştı. Bu amaçla, sağlıklı olan proksimal femurlar patolojik olan proksimal femurlara hizalanmış ve bu işlem kenar görüntüleri üzerinden gerçekleştirilmişti. Sonrasında ise, İEYN yöntemi ile elde edilen dönüşüm parametreleri sağlıklı proksimal bölüt görüntülerinde uygulanarak bu görüntüler dönüşüme tabi tutulmuştu. Sağlıklı proksimal femur bölüt görüntülerine uygulanan dönüşümde, döndürme işlemine bağlı olarak proksimal femurun kapladığı alan dâhilindeki bazı pikseller üst üste çakışabilmekte ve dolayısıyla dönüşüm uygulanmış olan görüntüde biber gürültüsü benzeri noktasal boşluklar oluşabilmektedir. Bu noktasal boşluklar, dönüşüm uygulanan görüntüler üzerinde gerçekleştirilen son-işleme işlemleri ile filtrelenmiştir. Bu amaçla, Matlab nümerik hesaplama yazılımı dâhilinde yer alan ve morfolojik tabanlı bir işleme dayalı olarak dairesel bölgeler içerisinde yer alan boşlukları kapatmaya imkân veren “imfill” fonksiyonu kullanılmıştır. İki aşamadan oluşan MR görüntü son-işleme sürecinin ilk aşaması bu şekilde tamamlanmıştır. İkinci aşamada ise, çakıştırılmış olan proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntülerinin alt kısımlarındaki fazlalık kemik uzunlukları tıraşlanmıştır. Dikkat edilirse, otomatik olarak çakıştırılmış görüntülerde sağlıklı ve patolojik proksimal femurların alt kısmındaki kemik uzunlukları değişiklik göstermektedir. Bu amaçla, bu uzunlukları eşitlemek için bu şekilde bir yaklaşım uygulanmıştır. Bu işlemde, görüntülerin sol üst noktası başlangıç olarak kabul edilirse, kısa femura sahip olan proksimal femurun 1 değerini içeren en büyük indisli satırı (ki bu satır proksimal femur görüntüsünün bittiği en alt kısımdır) ile uzun femura sahip olan proksimal femurun 1 değerini içeren en büyük indisli satırı arasında kalan bölgede yer alan bütün 1 değerine sahip piksellere 0 değeri atanmıştır. Böylece proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntülerinin alt kısımlarındaki fazlalık kemik uzunlukları tıraşlanmıştır. Proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntülerinde uygulanan son-işleme adımları neticesinde gözlemlenen örnek imgeler Şekil 5.4’te sunulmuştur.

Proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntülerinin alt kısımlarındaki fazlalık kemik uzunluklarının kırılması sonucu elde edilecek olan görüntüler, aynı hastada veya hastalar arasında, ilk etapta elle işaretlenerek bölütlenmiş olan kemiklerin uzunluklarına göre değişebilir. Bu olası durumu aşmak ve standart boy uzunluğunda görüntüler elde etmek için ayrıca bir son-işleme gerçekleştirmek gerekebilir. Bu



Şekil 5.4 İEYN ile çakıştırılmış (dönüşüm uygulanmış sağlıklı proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntüsünde nokta boşlukları filtrelenmiş olarak) proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntüleri (1. satır) ve son-işleme ile alt kısımları kırpılmış ve denkleştirilmiş görüntüler (2. satır)

noktada, proksimal femur uzunluklarında orantısal bir normalizasyon işlemi de uygulanarak bu olası problemin üstesinden gelinebilir. Gerçekleştirilen çalışmada proksimal femurların boyları genel olarak birbirine yakın olacak şekilde ayarlanmaya çalışıldığından ve temel amacın, hastalık sonucu oluşan şekil değişiminin ele alınan yaklaşımla ölçülebilirliğini analiz etmek olduğundan, bahsi geçen hususa yönelik ilave bir işlem gerçekleştirilmemiştir.

Çakıştırılmış ve üzerinde son-işleme gerçekleştirilmiş olan proksimal femur görüntüleri böylelikle şekil kıymetlendirme ve şekil değişimi ölçme işlemi için hazır hale getirilmiştir. Bu bağlamda belirlenmiş olan kıymetlendirme kriterleri ve uygulanan ölçüm yöntemine dair bilgiler bir sonraki bölümde, Bölüm 5.3.4'te anlatılmıştır.

5.3.4 Patolojik Proksimal Femurlardaki Şekil Değişiminin Kıymetlendirmesi ve Ölçümü

Hazırlanan doktora tez çalışması kapsamında, LCP hastalığı sonucu şekil yapısı değişime uğramış olan patolojik proksimal femurların şekil değişimleri, bu proksimal femurlarla aynı MR kesitlerinde yer alan sağlıklı proksimal femurların şekil yapıları üzerinden ölçülmüştür. Bu tarz bir ölçüm yaklaşımının sağladığı çeşitli teknik ve klinik avantajlar vardır ki, bu avantajlara Bölüm 5.5'te etraflıca yer verilmiştir.

Sağlıklı ve patolojik olan proksimal femurlar, önceki bölümlerde anlatıldığı üzere şekil değişimlerini ölçmek amacıyla hizalanmıştır. Patolojik olan proksimal femurlardaki değişim ve bozulmalar, bu proksimal femurların sağlıklı olan proksimal femurlarla kesişim alanı dışında kalan bölgeler olarak kıymetlendirilmiştir. Şekil 5.4'te gösterilen ve son-işleme sonucu elde edilen çakıştırılmış görüntülerdeki beyaz bölgeler, sağlıklı

ve patolojik proksimal femurların kesişimlerini, yani kemik şekil benzerliklerini; bu bölge haricindeki kırmızı ve siyan renkli bölgeler ise değişimleri, yani kemiklerin şekil farklılıklarını işaret eder. Şekil 5.4'te görüldüğü üzere, bu kemik değişimlerini kırmızı ve siyan renkli alanların toplamaları betimler. Kalça eklemlerindeki proksimal femurların normal durumda birbirleriyle yüksek oranda simetrik olması yani çok küçük hata payları haricinde aynı boyutlarda olması gerekir. Dolayısıyla bu proksimal femurlar birbirleri üzerine çakıştırıldığında, kesişim alanı dışında kalan bölge, hastalık sonucu oluşan kemik değişiminin yüzdesi hakkında çok önemli bir bilgi sunabilir. Bu noktadan yola çıkarak, bahsedilen şekil değişimini ölçmek için Bütün Üzerinden Kesişim (BÜK) metriğinden faydalanılmıştır. Intersection over Union olarak anılan bu metrik, aynı zamanda Jaccard indeks olarak da bilinir [192, 216]. Eşitlik (5.1)'de ilgili metriğe ait denklem gösterilmiştir.

$$BÜK = \frac{S_1 \cap S_2}{S_1 \cup S_2} \quad (5.1)$$

Eşitlik (5.1)'deki denklemde, S_1 ve S_2 herhangi bir şekli betimleyen alanlardır. BÜK metriği iki alanın kesişim miktarını bu alanların birleşimine oranlayarak kesişen alanı $[0,1]$ aralığında bir değerle ifade etmeye imkan verir. Böylece, bu değerle iki alanın hangi oranda kesiştiği hesaplanabilir. Bu değer aynı zamanda bir benzerlik ölçüsü olarak da değerlendirilebilir. Çünkü kesişim miktarı ne derece yüksek olursa, kıyas edilen alanlar birbirine o derece benzerdirler. Eşitlik (5.1)'deki denklemde, BÜK değerinin 0'a yakın olması S_1 ve S_2 şekillerinin benzerliklerinin düşük olduğunu; 1'e yakın olması ise bu şekillerin benzerliklerinin yüksek olduğunu ifade eder. Proksimal femurların şekil değişiminin analiz edildiği bu çalışmada ise, şekillerin benzerlik oranları değil, benzememe (farklılık) oranlarının ölçülmesi hedeflenmiştir. Bu sebeple Eşitlik (5.1)'deki denklemde ifade edilen ve değeri $[0,1]$ aralığındaki bir rasyonel sayıya denk gelen BÜK değeri, 1'den çıkarılmıştır. Böylece, proksimal femurların kesişim alanları dışında kalan ve kemik şekil değişimlerine karşılık gelen alan oransal olarak ölçülmüştür. Proksimal femurların şekil değişimlerini ifade eden bu değer S_V değişim indeksi olarak tanımlanmıştır ve Eşitlik (5.2)'de sunulmuştur. S_V indeksi, tıpkı BÜK değeri gibi $[0,1]$ aralığında bir değer alır. Ancak, BÜK metriğinin tam tersine, S_V indeksinin 1'e yakın olması iki şeklin birbirinden oldukça farklı olduğunu; 0'a yakın olması ise iki şeklin farklılıklarının az olduğunu gösterir.

$$S_V = (1 - BÜK) = \left(1 - \frac{\$KA}{\$BA}\right) = \left(1 - \frac{(S_H \cap S_P)}{(S_H \cup S_P)}\right) \quad (5.2)$$

Eşitlik (5.2)'de ifade edilen kısaltılmış terimlerin karşılıkları ve detaylı açıklamaları aşağıda sıralı olarak belirtilmiştir:

- S_V = Şekil değişim indeksi
- BÜK = Bütün üzerinden kesişim (Intersection over Union)
- ŞKA = Sağlıklı ve patolojik proksimal femurların kesişim alanı (Area of Overlap)
- ŞBA = Sağlıklı ve patolojik proksimal femurların birleşim alanı (Area of Union)
- S_H = Sağlıklı proksimal femur şekil alanı
- S_P = Patolojik proksimal femur şekil alanı

5.4 Deneysel Sonuçlar

Patolojik olan proksimal femurların kemik şekil yapısında meydana gelen değişimlerin ve bozulmaların niceliksel ölçümleri, Bölüm 5.3.4'te detaylı olarak belirtilen yaklaşımla gerçekleştirilmiştir. Deneysel çalışmalarda 13 LCP hastasına ait 13 MR kesiti kullanılmıştır. Çalışma kapsamında değerlendirilen MR kesitlerine ait bilgilere ve LCP hastalarının klinik bilgilerine Bölüm 5.2'de yer verilmiştir. Bölüm 5.3.4'teki yaklaşımla, her bir hastaya ait MR görüntüsünde yer alan patolojik proksimal femur için S_V şekil değişim indeksi hesaplanmıştır. Hasta bazında ölçülen şekil değişim indeksleri, LCP hastalık derecelerine göre gruplandırılmış ve öncelikle hastalık aşamalarına göre bir analiz gerçekleştirilmiştir. Tablo 5.3'te, Waldenström radyografik sınıflandırma yaklaşımına göre LCP hastalığındaki 4 aşama (başlangıç, parçalanma, yeniden kemikleşme ve yeniden şekillenme) bazındaki ortalama patolojik proksimal femur şekil değişim indeks değerleri ve bu değerlerin standart sapmaları yüzdesel gösterimde sunulmuştur.

Tablo 5.3 MR kesitlerinde farklı LCP hastalık dereceleri bazında gözlemlenen ortalama patolojik proksimal femur şekil değişim yüzdeleri

Şekil değişim yüzdesi ($S_V \times 100$)	LCP seviye-1 Başlangıç (3 hasta)	LCP seviye-2 Parçalanma (5 hasta)	LCP seviye-3 Yeniden kemikleşme (2 hasta)	LCP seviye-4 Yeniden şekillenme (3 hasta)
Ortalama (μ)	09.44	18.38	24.73	27.66
Standart sapma ($\pm\sigma$)	01.40	06.30	12.42	10.41

Tablo 5.3'te açıkça görüldüğü üzere, hastalığın ilk iki aşamasındaki ortalama S_V şekil değişim indeks değerleri ve standart sapma değerleri, hastalığın son iki aşamasındaki ortalama S_V şekil değişim indeks değerlerinden ve standart sapma değerlerinden küçüktür. Bu, beklenen bir durumdur; çünkü hastalığın ilk aşamasında kemik şekil değişimleri diğer aşamalara göre daha küçüktür. İkinci aşamada ise parçalanmalara

bağlı olarak şekil değişimi daha çok olmaktadır. Hastalığın üçüncü aşaması olan yeniden kemikleşme aşamasında ve son aşaması olan yeniden şekillenme aşamalarında da yüksek değişim görülmesi normaldir. Son iki aşamada standart sapma değerlerinin yüksek olması da gayet olağan bir durumdur. Çünkü, özellikle hastalığın üçüncü aşamasında proksimal femur düzgün bir biçimde iyileşmeye başlayıp eski normal biçimine kavuşmaya başlayabilir veya iyileşmenin düzgün olmamasına bağlı olarak kemik yapısı eski normal biçimine kavuşamayabilir. Bu durumda, hastalığın bu aşamalarında bazı hastalarda şekil değişimi çok yüksek olurken bazı hastalarda az olacaktır. Bu ise haliyle ortalama S_V şekil değişim indeksinin standart sapma değerini arttıracaktır. Dolayısıyla ilk iki aşamada düşük standart sapmaların ve son iki aşamada yüksek standart sapma değerlerinin gözlemlenmesi oldukça normaldir. Tablo 5.4'te, hasta bazında gözlemlenen S_V şekil değişim indeksleri, hastalara ait diğer istatistikî bilgilerle birlikte yüzdesel olarak sunulmuştur. Bu tabloda yer alan bireysel şekil değişimleri incelendiğinde, hastalığın ilk iki aşamasındaki hastaların S_V şekil değişim indekslerinin birbirine yakın seyrettiği, diğer aşamalarda ise bu değerlerin görece daha büyük değişimler gösterdiği görülmektedir. Dolayısıyla Tablo 5.3'teki standart sapma değerlerine dair yorumların sağlanması bu tablo üzerinden de yapılabilir.

Tablo 5.4 MR kesitlerinde hasta bazında gözlemlenen patolojik proksimal femur şekil değişim yüzdeleri (Sağ: sağ proksimal femur, Sol: sol proksimal femur)

Hasta no	Hastalık derecesi	Hasta yaşı (yıl)	Hasta kütlesi (kg.)	Sağlıklı proksimal femur alanı (cm^2)	Patolojik proksimal femur alanı (cm^2)	Şekil değişim yüzdesi ($S_V \times 100$)
Hasta - 1	Yeniden şekillenme	9	50	22.16 (Sağ)	23.23 (Sol)	23.88
Hasta - 2	Yeniden kemikleşme	3	14	09.54 (Sol)	09.61 (Sağ)	15.95
Hasta - 3	Başlangıç	4	13	08.33 (Sol)	08.52 (Sağ)	07.83
Hasta - 4	Parçalanma	13	80	26.60 (Sağ)	28.42 (Sol)	11.21
Hasta - 5	Parçalanma	5	60	07.15 (Sol)	09.02 (Sağ)	22.17
Hasta - 6	Parçalanma	5	33	10.09 (Sağ)	10.61 (Sol)	18.89
Hasta - 7	Başlangıç	10	90	14.34 (Sol)	13.61 (Sağ)	10.28
Hasta - 8	Parçalanma	4	20	12.58 (Sol)	11.40 (Sağ)	13.15
Hasta - 9	Parçalanma	8	50	19.98 (Sol)	20.88 (Sağ)	26.48
Hasta - 10	Yeniden kemikleşme	12	100	20.72 (Sol)	30.35 (Sağ)	33.51
Hasta - 11	Yeniden şekillenme	9	30	15.30 (Sol)	15.20 (Sağ)	39.43
Hasta - 12	Yeniden şekillenme	9	40	16.50 (Sol)	15.29 (Sağ)	19.68
Hasta - 13	Başlangıç	13	50	23.24 (Sağ)	24.21 (Sol)	10.23

Tablo 5.3'te ve Tablo 5.4'te sunulan şekil değişim yüzdeleri otomatik olarak ölçülen şekil değişimini göstermektedir. İlgili şekil değişim değerlerinin hatalarını hesaplamak amacıyla, proksimal femurlara ait gerçek referans şekil değişim değerleri çıkartılmış ve bu değerlerin, otomatik ölçümler sonucu gözlemlenen şekil değişimleri ile arasındaki Ortalama Mutlak Hata (OMH) ölçülmüştür. OMH ölçümünde kullanılan denklem Eşitlik 5.3'te verilmiştir.

$$E_{S_v} = |A_{S_v} - Q_{S_v}| \quad (5.3)$$

Eşitlik 5.3'teki A_{S_v} ve Q_{S_v} , sırasıyla gerçek referans ve ölçülen şekil değişim indeksleridir. İlgili eşitlikte yer alan E_{S_v} terimi ise, gerçek referans ve ölçülen şekil değişim indeksleri arasındaki OMH'ye işaret eder. Proksimal femurlara ait gerçek referans şekil değişim indekslerinin ölçümü için öncelikle, el yordamıyla bölütlenmiş olan proksimal femur ilgi bölgeleri yine el yordamıyla hizalanmıştır. Proksimal femurların bölütlenmesi ile ilgili işlemlere Bölüm 5.3.1'de yer verilmişti. Proksimal femurların hizalanması amacıyla ise Inkscape vektör grafik yazılımı [217] kullanılmıştır. İlgili yazılımın katmanlı görüntü yerleştirme ve görüntü aynalama ile birlikte hassas rotasyon ve ötelemeye imkân vermesi sayesinde, sağlıklı olan proksimal femur görüntüleri el yordamıyla patolojik olan proksimal femur görüntüleri üzerine çakıştırılmıştır. Bu aşamada sağlıklı ve patolojik proksimal femurlar farklı renklerle boyanarak etiketlenmiş ve hizalama görüntüleri kaydedilmiştir. Bu işlemlerin devamında ise, çakıştırılmış olan proksimal femur ilgi bölgesi bölüt görüntülerinin alt kısımlarındaki fazlalık kemik uzunlukları tıraşlanmıştır. Bu işlem Bölüm 5.3.3'te ele alınan görüntü son-işleme adımıyla aynıdır. İlgili işlemin detayları Bölüm 5.3.3'ten takip edilebilir. Bahsi geçen işlemler sonucunda elde edilen çakıştırılmış proksimal femur görüntüleri üzerinden gerçek referans şekil değişim indeksleri hesaplanmıştır. Tablo 5.5'te, hasta bazında gerçek referans şekil değişim yüzdeleri, ölçülen şekil değişim yüzdeleri ve bu şekil değişim ölçümlerinin hataları sunulmuştur.

Tablo 5.5'te de ifade edildiği üzere, tüm hastalara ait şekil değişimlerinin otomatik ölçümünde 00.65% ($\pm$ 00.68) hata değeri gözlemlenmiştir. Tüm hastalara ait ölçüm değerleri göz önüne alındığında, 13 hastanın 10'unda ($\cong$ 75%) şekil değişim ölçüm hatası 1%'in altındadır. Diğer hastalarda ise bu hata değeri 1-2% arasında değişmektedir. Ölçülen bu hata değerleri, otomatik hizalamanın oldukça başarılı bir biçimde gerçekleştirildiğini ortaya koymaktadır. Tablo 5.6'da ise, Tablo 5.5'e ek olarak, Waldenström radyografik sınıflandırma yaklaşımına göre LCP hastalığındaki 4 aşama (başlangıç, parçalanma, yeniden kemikleşme ve yeniden şekillenme) bazında ortalama gerçek referans şekil değişim yüzdeleri, ölçülen şekil değişim yüzdeleri, değişim ölçümlerinin hataları ve ilgili hesaplamalara ait standart sapma değerleri sunulmuştur.

Tablo 5.6'da görüldüğü gibi, hastalığın ilk aşamalarında gözlemlenen şekil değişim ölçüm hatası son aşamalarındaki şekil değişim ölçüm hatalarına nazaran daha düşüktür. Bu durumun, patolojik proksimal femurun hastalığın ilerleyen aşamalarında normal durumdaki doğal şeklini yitirip daha farklı bir biçime kavuşması nedeniyle

Tablo 5.5 MR kesitlerinde hasta bazında otomatik ölçüm ve gerçek referans patolojik proksimal femur şekil değişim yüzdeleri ve hataları

Hasta no	Hastalık derecesi	Gerçek referans şekil değişim yüzdesi ($A_{S_V} \times 100$)	Ölçülen şekil değişim yüzdesi ($Q_{S_V} \times 100$)	Şekil değişim ölçümü hatası ($E_{S_V} \times 100$)
Hasta - 1	Yeniden şekillenme	23.88	23.88	00.00
Hasta - 2	Yeniden kemikleşme	16.49	15.95	00.54
Hasta - 3	Başlangıç	08.01	07.83	00.19
Hasta - 4	Parçalanma	11.30	11.21	00.09
Hasta - 5	Parçalanma	23.08	22.17	00.91
Hasta - 6	Parçalanma	20.58	18.89	01.69
Hasta - 7	Başlangıç	09.80	10.28	00.48
Hasta - 8	Parçalanma	13.15	13.15	00.00
Hasta - 9	Parçalanma	26.25	26.48	00.23
Hasta - 10	Yeniden kemikleşme	35.22	33.51	01.70
Hasta - 11	Yeniden şekillenme	41.32	39.43	01.89
Hasta - 12	Yeniden şekillenme	19.16	19.68	00.52
Hasta - 13	Başlangıç	10.42	10.23	00.20
Ortalama (μ)				00.65
Standart sapma ($\pm\sigma$)				00.68

Tablo 5.6 MR kesitlerinde farklı LCP hastalık dereceleri bazında otomatik ölçüm ve gerçek referans patolojik proksimal femur şekil değişim yüzdeleri ve hataları

Hastalık derecesi	Hasta sayısı	Gerçek referans şekil değişim yüzdesi ($S_V \times 100$)	Ölçülen şekil değişim yüzdesi ($S_V \times 100$)	Şekil değişim ölçümü hatası ($E_{S_V} \times 100$)
1) Başlangıç	3 hasta	09.41 (± 01.25)	09.44 (± 01.40)	00.29 (± 00.16)
2) Parçalanma	5 hasta	18.87 (± 06.42)	18.38 (± 06.30)	00.58 (± 00.71)
3) Yeniden kemikleşme	2 hasta	25.85 (± 13.24)	24.73 (± 12.42)	01.12 (± 00.82)
4) Yeniden şekillenme	3 hasta	28.12 (± 11.67)	27.66 (± 10.41)	00.80 (± 00.98)

sağlıklı proksimal femurla daha fazla hata ile karşılaştırılmasından kaynaklandığı söylenebilir; ancak gözlemlenen ölçüm hataları yüzdesel olarak önemli derecede farklılık göstermemektedir.

Proksimal femurların şekil yapısında meydana gelen değişimlerin ve bozulmaların niceliksel ölçümü amacıyla gerçekleştirilen deneysel çalışmalarda farklı yazılım araçlarından faydalanılmıştır. MR kesitlerindeki proksimal femurların el yordamıyla işaretlenmesinde ITK-SNAP medikal görüntü bölütleme aracı kullanılmıştır. Proksimal femurların hizalanması amacıyla Inkscape vektör grafik yazılımı kullanılmıştır. Bu işlemin dışındaki; MR görüntü ön-işleme, proksimal femur karşılaştırma, görüntü son-işleme ve proksimal femur şekil değişimlerinin ölçülmesi kapsamındaki tüm işlemler ise Matlab nümerik hesaplama yazılımı üzerinde gerçekleştirilmiştir.

5.5 Tartışma

Gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait patolojik proksimal femurlarda yapılmış olan şekil analizi, bilgimiz dâhilinde yeni bir şekil analiz yöntemidir. Yapılan literatür incelemelerinde, alan ölçümlerine dayalı farklı çalışmalara rastlanabilir. Ancak biz, tez çalışmasının bu bölümünde etraflıca anlattığımız tarzda bir yaklaşıma daha önce bu konu üzerine yapılmış olan çalışmalarda rastlayamadık. Gerçekleştirilen çalışma ile benzer şekilde, tek taraflı tutulum temelinde yapılan iki araştırma tespit edilebilmiştir. Bu çalışmaların ilkinde [127], görüntü işleme teknikleri kullanılarak femur başı şeklini ve bunun asetabulum ile ilişkisini, patolojik femur başındaki kemik kaybını ve düzleşmeyi kestirmek amaçlanmıştır. Doksanlı yılların ortasında sunulan bu çalışmada [127], LCP hastalığından etkilenen femur başının, belirli bir bölgesindeki kemik kaybının tahmini, bu femur başı bölgesinde belirlenen konturda bulunan alan ile hastalıklı olmayan karşı femur başı bölgesindeki kontur alanının karşılaştırılmasıyla gerçekleştirilmiştir. İlgili çalışmada kısmi bir femur başı kemik kaybı analizi yapılmış olup, yapılan analiz neticesinde gözlemlenmiş herhangi bir nümerik sonuç da raporlanmamıştır. Tarafımızca önerilen yaklaşımda ise doğrudan proksimal femur simetrisi üzerinden, şekil çakıştırmaya ve şekil benzerlik ölçümüne dayalı bir yapısal şekil analizi gerçekleştirilmiştir. Bahsedilen diğer ikinci çalışmada [218] ise, İŞM ile tek taraflı FAS sendromu olan hastalarda, semptomatik ve asemptomatik kalçalar arasındaki morfolojik farklılıklar analiz edilmiştir. Bu bağlamda, deforme olmuş ve normal proksimal femurların istatistiksel şekilleri karşılaştırılarak yapısal farklılıkların tanımlanması amaçlanmıştır. Oldukça yakın tarihli olan bu çalışma, İŞM kullanımı ile popülasyon temelli bir analiz sunmaktadır. Tarafımızca yapılan çalışmada ise, proksimal femur simetrisine dayalı hastaya özgü bir yaklaşım ile, proksimal femur şekil deformiteleri analiz edilir ve hasta bazında toplam şekil deformite oranını temsil eden niceliksel bir çıktı üretilir.

Yaptığımız araştırma ve incelemeler neticesinde, sunulan proksimal femur şekil analiz yaklaşımının yeni bir yaklaşım olduğunu söyleyebilmemiz mümkündür. Eğer ki, bu yaklaşımı bilimsel literatüre daha önceden kazandırmış olan araştırmacıların sundukları çalışmalar bizim gözümüzden kaçmış ise, cüretimizden dolayı kendilerine özrü bir borç biliriz ve onların yapmış oldukları çalışmaya atıf verememiş olmaktan, burada anamamaktan dolayı da üzgün olduğumuzu belirtmek ister, bizi bağışlamalarını temenni ederiz. Böyle bir durum vuku bulmuş ise, bu hak onlarındır ve haklarını teslim ediyor, kendilerini saygıyla selamlıyoruz.

LCP hastalarına ait MR kesitlerinde gerçekleştirilen ve aynı kesitte yer alan biri sağlıklı, diğeri patolojik olan proksimal femurlar üzerinden gerçekleştirilen bu proksimal femur

şekil değişimi ölçme yaklaşımının birçok açıdan avantajı olduğunu söyleyebilmek mümkündür:

- İlgili yaklaşım, LCP hastalığına maruz kalmış olan proksimal femurlar için uygulanmıştır. Bu yöntemin proksimal femurda ortaya çıkan kaksartroz gibi diğer hastalıklarda da uygulanabilmesi olasıdır.
- İlgili yaklaşım, LCP hastalığına maruz kalmış hastaların MR görüntülerindeki proksimal femurlar için uygulanmıştır. Bu yöntemin BT, radyografi gibi diğer medikal görüntüleme yöntemleri ile elde edilmiş olan görüntülerde de uygulanabilmesi olasıdır.
- İlgili yaklaşım, LCP hastalığına maruz kalmış hastaların koronal düzlemde çekilmiş olan MR görüntülerindeki proksimal femurlar için uygulanmıştır. Bu yöntem, aksiyel düzlemde çekilmiş görüntülerde veya sagittal düzlemde çekilmiş görüntülerde de gayet tabi uygulanabilir.
- İlgili yaklaşımla, patolojik proksimal femurun şekil farklılığı, aynı görüntüde yer alan sağlıklı proksimal femur üzerinden ölçüldüğü için cinsiyet ve yaşa göre ayrıca bir hizalama yapmaya gerek kalmaz. Bu durum, kalça eklemi simetrisinin sağladığı bir avantajdır.
- LCP hastalığının %90 olasılıkla tek bir kalça ekleminde ortaya çıktığı göz önüne alınırsa, bu yöntemin her 10 LCP hastasının 9'u için uygulanabilmesi söz konusudur. Bu, oldukça yüksek bir orandır.

Her ne kadar ilgili çalışma kısıtlı bir veri seti üzerinde yapılmışsa ve de klinik perspektiften genel çıkarımların yapılması zor olsa da, gerçekleştirilen patolojik proksimal femur şekil analizi, klinikte aşağıda belirtilen hususlarda klinik tedavi uzmanlarına ve cerrahlara kolaylıklar sağlayabilir. Patolojik olan proksimal femurların şekil değişim ölçümü, aşağıda belirtilen noktalar haricindeki diğer olası klinik değerlendirmelerde de gayet tabi kullanılabilir.

- Patolojik proksimal femurlar için ölçülen şekil değişim indeksi bir klinik sınıflandırma parametresi olarak kullanılabilir.
- Belirli zaman aralıkları ile alınan MR görüntülerinde proksimal femurların şekil değişimi analiz edilerek tedavi yönteminin başarımı değerlendirilebilir.
- Hesaplanan şekil değişim indeksi, ameliyat vb. süreçlerde bir karar destek parametresi olarak kullanılabilir.
- Hesaplanan şekil değişim indeksi, hastaya uygun tedavi yöntemine karar verilmesinde yardımcı bir unsur olarak kullanılabilir.

- Dahası, hesaplanan şekil değişim indeksi hastalıkla ilgili hekim öngörüsüne katkı sağlayabilir.

Çalışma kapsamında gerçekleştirilen şekil değişim analizinin yukarıda belirtilen avantajlarına rağmen bazı kısıtları da mevcuttur. Öncelikle, gerçekleştirilen analizin 13 hastaya ait kısıtlı bir veri seti üzerinde uygulandığını belirtmek gerekir. Bu sebeple klinik için çok genel anlamda çıkarımlar yapmak hatalı olabilir; ancak bu analizlerin gelecek çalışmalarda çok daha geniş bir veri seti üzerinde uygulanması plânlanmaktadır. Değerlendirilen hasta sayısının az olması hususunda, LCP hastalarına ait MR verilerine ulaşmanın oldukça zor olması ve bu verileri toplamanın oldukça zahmetli olması da göz önünde bulundurulmalıdır. Gerçekleştirilen çalışmada, proksimal femurlara ait şekil değişimlerinin ilgili yöntemle ölçümünün tutarlılığını doğru bir biçimde değerlendirebilmek için el yordamıyla bölütlenmiş olan proksimal femur görüntüleri kullanılmıştır. Tam bilgisayar destekli bir analizde, otomatik olarak yüksek doğrulukla gerçekleştirilmiş bölütlemeler üzerinden de patolojik proksimal femurların şekil değişimleri ölçülebilir. Bu tarz bir çalışmanın da gelecek çalışmalar dâhilinde yapılması plânlanmaktadır.

LCP hastalığı, toplam vakaların yaklaşık %90'ında tek taraflı olarak ortaya çıkmaktadır. Bu nedenle, önerilen şekil bozulma ve değişim ölçümü yaklaşımı her 10 LCP vakasından yaklaşık 9'u için uygulanabilir. Hastalığın iki taraflı olarak görüldüğü %10 dâhilindeki vakalar için de önerilen yaklaşımın kullanılabilme potansiyeli mevcuttur. İki taraflı vakalarda her iki kalça ekleminin şekli deforme olduğundan bu yaklaşım doğrudan kullanılamaz. Bununla birlikte, iki taraflı vakalarda proksimal femur kemik şekil bozulmalarının ve değişimlerinin niceliksel ölçümünde önerilen yaklaşımla şu yönde bir yol izlenebilir: Farklı cinsiyet ve yaş gruplarındaki sağlıklı bireylerden toplanacak olan sağlıklı proksimal femur şekillerinden yaşa ve cinsiyete göre ortalama proksimal femur şekil modelleri oluşturulabilir ve iki taraflı vakalardaki her iki patolojik proksimal femurun bozulma ve değişim oranı, oluşturulacak olan bu ortalama şekil modelleri üzerinden ölçülebilir.

İki yönlü proksimal femur görüntülerinin karşılaştırılmasında katı bir dönüşüm yöntemi kullanılmasının temel nedeni, proksimal femurların şekilleri ile doğrudan ilişkili olan bir toplam deformite oranının ölçülmesinin amaçlanmasıdır. Bu nedenle, proksimal femurların şekil yapısında ölçekleme vb. dönüşüm işlemlerine bağlı hiçbir yapısal şekil değişikliği meydana gelmemelidir. Çakıştırma işlemindeki bu gereklilik, ancak katı bir dönüşüm yöntemiyle karşılanabilir. Yaklaşımın gerçekleşmesinde İEYN yönteminin kullanılmasının başlıca nedeni de budur. Çakıştırma işleminde ilgi bölgesi bölüt görüntülerinin yerine kenar görüntülerinin kullanılmasının ana nedeni ise, bölüt görüntülerinin kenar görüntülerine kıyasla 1 değerine sahip daha

çok sayıda piksel içermesi sebebiyle yanlış bir hizalamaya sebep olabileceğidir. Ayrıca, bir şeklin kenarları da şeklin genel yapısı hakkında yeterli bilgiyi sağlayabilir. Kenar görüntüleri proksimal femurların sadece konturlarını içerdiğinden, karşılaştırma işleminde değerlendirilen nokta sayısı tüm bölüt görüntüsüne nazaran daha az olur. Bu ise, karşılaştırma işlem süresinin görece azalmasını sağlar. İEYN, nokta bulutları arasındaki mesafe bazlı hatayı en aza indirmeye çalışarak katı bir karşılaştırma gerçekleştirir. Başka bir deyişle, nokta bulutları arasındaki maksimum benzerliğin bulunması hedeflenir. Bu noktada, patolojik proksimal femurların şekil yapılarının deforme olduğu göz önünde bulundurularak, sağlıklı proksimal femurların patolojik olanlarla karşılaştırılmasında İEYN'nin nasıl başarılı olabileceği sorusu sorulabilir. Her ne kadar LCP hastalığı femur başının şeklini önemli ölçüde deforme etse de, aslında, femur boynunun iç tarafında ve ayrıca trokanter bölgelerinde önemli bir yapısal şekil değişikliği meydana gelmeyebilir. Bu nedenle İEYN, her iki proksimal femurda deforme olmayan lokal bölgeler üzerinden sağlıklı ve patolojik proksimal femurların düşük hata ile karşılaştırılmasını sağlayabilir. Karşılaştırma işlemi sırasında, hizalanmış proksimal femur bölgelerinin bazı pikselleri, dönme ve uzay dönüşümü nedeniyle üst üste gelebilir. Bu durum, dönüşümü yapılmış proksimal femur görüntüleri üzerinde görüntü son-işleme aşamasında belirtildiği gibi biber gürültüsü benzeri noktasal boşlukların ortaya çıkmasına neden olur. Şeklin yüzey konturunda bu tür noktasal boşlukların meydana gelmesi, göz ardı edilebilecek çok küçük ve ihmal edilebilir şekil hataları üretebilir. İlgili şekil hatalarının büyüklüğü, görüntülerin çözünürlüğüne de bağlıdır. Görüntü çözünürlüğü ne kadar yüksek olursa, dönüşüme dayalı şekil hatalarının etkisi o kadar azalır. Başka bir deyişle, görüntü çözünürlüğü ne kadar küçük olursa, dönüşüme dayalı şekil hatalarının ölçüme etkisi o kadar artar.

MR taramada, hastaların görüntüleme sırasındaki pozisyonu MR görüntü serilerindeki anatomik yapıların görünümünü doğrudan etkiler. Önerilen yaklaşımı MR kesitleri üzerinde güvenilir bir şekilde uygulamak için, hastaların her iki kalça eklemine pozisyonları tarama işlemi sırasında birbirine eş ve görüntüleme düzlemine eşit mesafede olmalıdır. Bu sayede, görüntüler her iki kalça eklemine aynı anatomik bölgelerinden elde edilebilir ve simetriye dayalı deformite ölçümü daha güvenilir bir şekilde yapılabilir. Tez çalışması kapsamında geçmişe yönelik (retrospektif) MR verileri kullanıldığı için, önerilen yaklaşımın uygulanmasında hastaların pozisyonlarından kaynaklanabilecek küçük hatalar göz ardı edilmiştir. Klinik değerlendirmelerde bu durumun ayrıca dikkate alınması gerekmektedir. Tartışma dâhilinde ele alınabilecek diğer bir husus ise, tüm MR serilerinden değerlendirilmeye alınacak olan MR kesitlerinin seçimi işlemidir. Bu süreçte, femur başı küre merkezine en yakın olan kesitler tespit edilmiş ve değerlendirilmiştir. Üzerinde çalışılan veri setinde MR serileri farklı sayıda kesitlerden oluştuğu için, seçilen MR

kesitlerinin ilgili MR serileri içindeki sıralarının çoğu da beklendiği gibi birbirinden farklıdır. MR kesitlerinin seçimi kişiye bağlı öznel bir işlem olduğundan, bu prosedür gerçekleştirilecek olan ölçümleri etkileyebilir. Bununla birlikte, çalışma dâhilinde bu özneliğin etkisini azaltmak için, daha önce belirtildiği gibi femur başı küre merkezine en yakın olan MR kesitleri değerlendirilmiştir.

Şekil bozulmalarının niceliksel ölçümünde, analiz edilen femurların toplam alanları şekil değişim indeksi üzerinde doğrudan bir etkiye sahiptir. Femur başı ve femur boynu hastalığa bağlı olarak büyük ölçüde etkilenirken, diğer proksimal femur bölgeleri önemli ölçüde etkilenmeyebilir. Bir proksimal femurun analiz edilen kemik alanı büyüdükçe (femur başının ve boynunun tüm alandaki etkisi küçülecek), analiz edilen tüm femoral alan içindeki bozulmaların oranı azalacak ve şekil değişim indeksi normale göre daha küçük olacaktır. Bunun için, proksimal femur bölütleme aşamasında bu husus ayrıca dikkate alınmalıdır. Aksi takdirde, femurun analiz edilen segmentinin boyutu için ek bir normalizasyon işlemi yapılması gerekecektir. Gerçekleştirilen analizler dâhilinde, proksimal femurların bölütlenmesi aşamasında bu durum dikkate alınmış ve proksimal femur çiftlerinin uzunluklarının mümkün olduğunca birbirine yakın olmasına özen gösterilmiştir. İlgili durumdan kaynaklanabilecek olan problemin çözümü için, orantısal bir katsayı ile normalizasyon yapılması da mantıklı gözükmemektedir. Bu durumda, toplam femoral uzunluk gibi, proksimal femur uzunluğunun orantılanabileceği bir bilgiye gereksinim duyulabilir. Çok daha basit bir çözüm ise, görüntü son-işleme aşamasından sonra, hizalanmış olan proksimal femur görüntülerinde anatomik bir sınır (x eksenine paralel düz bir çizgi gibi) tanımlanarak da gerçekleştirilebilir. Tanımlanabilecek olan anatomik sınırın altındaki alan, şekil bozulmalarının niceliksel ölçümünde değerlendirme dışı tutulabilir, ve böylece tüm deneklerin analiz edilen femoral bölgeleri önemli ölçüde standardize edilebilir.

Yapılan çalışmalarda, veri seti kısıtı sebebiyle her iki kalça eklemine de sağlıklı olduğu durumlar için ayrıca bir analiz gerçekleştirilmemiştir. Bu tarz bir analizle, sağlıklı bireylerdeki kemik şekil farklılıklarının ortaya konulabilmesi mümkündür. Böylece patolojik vakaların olmadığı normal durumlardaki küçük değişimler de gözlemlenebilir ve klinik değerlendirme süreçlerinde bu tarz bir sayısal bilgi de değerlendirilebilir. Böyle bir bilgi ayrıca, sunulan yaklaşımla gerçekleştirilebilmesi olası bir klinik sınıflandırma için de faydalı olabilir. Her iki kalça eklemine de sağlıklı olduğu durumdaki proksimal femur şekil değişim yüzdesi, hastalık sonucu oluşan kemik şekil değişiminin yüzdesinin analizinde daha sıhhatli değerlendirmeler de sağlayabilir.

5.6 Sonuçlar

Gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait iki yönlü kalça MR görüntülerinde yer alan patolojik proksimal femurların şekilsel yapılarında meydana gelen değişimler ve bozulmalar 2B olarak analiz edilmiş, ve bu değişimler aynı MR kesitlerindeki sağlıklı proksimal femurlar üzerinden niceliksel olarak kıymetlendirilip ölçülmüştür. Bu işlem, iki yönlü kalça eklemi MR görüntülerinde yer alan proksimal femurların simetri özelliği göz önünde bulundurulurak, aynı MR kesitinde yer alan biri sağlıklı ve diğerisi ise patolojik olan proksimal femurun otomatik olarak çakıştırılması esasıyla gerçekleştirilmiştir [219]. Çalışma kapsamında 13 LCP hastasına ait koronal düzlemde çekilmiş olan ve iki yönlü kalça eklemine içeren toplamda 13 MR kesiti kullanılmıştır. Gerçekleştirilen deneysel çalışmalar neticesinde, LCP hastalığının başlangıç (3 hasta), parçalanma (5 hasta), yeniden kemikleşme (2 hasta) ve yeniden şekillenme (3 hasta) aşamalarındaki hastaların patolojik proksimal femurları için sırasıyla ortalama 09.44% (± 01.40), 18.38% (± 06.30), 24.73% (± 12.42), 27.66% (± 10.41) şekil değişimleri gözlemlenmiştir. Bununla birlikte, ilgili aşamalarda otomatik olarak ölçülen şekil değişimleri ile gerçek referans şekil değişimleri arasında sırasıyla 00.29% (± 00.16), 00.58% (± 00.71), 01.12% (± 00.82), 00.80% (± 00.98) hata oranları ölçülmüştür. Tüm hastalara ait şekil değişimlerinin otomatik ölçümünde ise ortalama 00.65% (± 00.68) hata değeri gözlemlenmiştir.

6 SONUÇ VE ÖNERİLER

Gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında yürütülen çalışmaların ilk ayağında, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait MR görüntülerindeki sağlıklı ve patolojik kalça eklemlerinde yer alan femur başlarının 2B ve 3B olarak otomatik tespit edilmesi hedeflenmiştir. Bu bağlamda yapılan çalışmalar dâhilinde, bilgisayarla görü ve görüntü işleme alanlarındaki mevcut yöntem ve yaklaşımlar kullanılarak doğal şeklini koruyan (sağlıklı) ve ilgili hastalık sonucu doğal şekil yapısını kaybederek farklı bir biçime kavuşmuş olan (patolojik) femur başları MR görüntülerinde otomatik olarak tespit edilmiştir. Femur başı tespitinde geleneksel olarak kullanılan yöntemlerden bazıları, tez çalışması kapsamında değerlendirilen LCP hastalarına ait MR görüntüler üzerinde de sınanmıştır. Buna ek olarak, literatürde farklı amaçlarla kullanılan mevcut bazı yöntemler, özel olarak femur başı tespiti için de değerlendirilmiş ve sınanmıştır. Ayrıca, literatürde yer alan mevcut yöntemler kullanılarak, femur başı tespiti problemi için iki aşamalı yeni bir yaklaşım da tez çalışması kapsamında belirlenmiş, sınanmış ve sunulmuştur. MR görüntülerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının tespiti, hem 2B hem de 3B olarak gerçekleştirilmiştir.

2B femur başı tespiti amacıyla yapılan çalışmalarda, femur başını net bir biçimde içeren önceden belirlenmiş MR kesitlerinde; DHD, TTO yöntemleri ve bu iki yöntemin birleştirilmesi esasına dayalı yeni bir yaklaşım uygulanmıştır. Farklı MR görüntüleme cihazları ve MR görüntüleme protokolleri ile çekilmiş olan, 13 LCP hastasına ait 24 MR kesiti üzerinde gerçekleştirilen deneysel çalışmalarda sağlıklı (normal şekilli) ve patolojik (şekil deformasyonuna uğramış) femur başları otomatik olarak 2B tespit edilmiş ve umut verici sonuçlar gözlemlenmiştir. 3B femur başı tespiti amacıyla yapılan çalışmalarda ise, mevcut MR görüntü serilerinde KHD ve 3B TTO uygulanarak toplamda 2 farklı yaklaşımla sağlıklı ve patolojik femur başlarının 3B tespiti gerçekleştirilmiştir. Farklı MR görüntüleme protokolleri ile çekilmiş olan, 6 LCP hastasına ait 8 MR serisi üzerinde gerçekleştirilen deneysel çalışmalarda, sağlıklı ve patolojik femur başları otomatik olarak 3B tespit edilmiştir. 3B femur başı tespiti amacıyla yapılan bu çalışmalarda da, ilgili yöntemlerle umut verici

sonuçlara ulaşılmıştır. MR kesitlerindeki sağlıklı ve patolojik femur başlarının 2B ve 3B tespiti, femur başlarının merkez noktasının ve yarıçapının tespit edilmesini sağlamanın yanısıra aşağıda belirtilen amaçlar için de kullanılabilirliği olasıdır:

- Femur başlarının otomatik olarak tespit edilen 2B/3B merkez koordinatları, yarı-otomatik bölütleme yöntemlerinde bölütleme başlangıç noktaları olarak atanabilir.
- İlgili yöntemler ile femur başlarının hem 2B/3B merkez koordinatları hem de yarıçapı tespit edildiği için, bu parametreler kullanımıyla belirli bir ilgi bölgesi belirlenerek ilgi bölgesi tabanlı bir bölütleme yapılabilir.
- Proksimal femurdaki yardımcı noktaların belirlenmesinde ve femur başı ile ilgili klinik parametrelerin otomatik ölçümünde, femur başı merkez noktası ve yarıçapından faydalanılabilir.
- 2B/3B otomatik femur başı tespiti ile, femur başındaki tutulum veya çökme miktarının niceliksel ölçümü gibi femur başı şekil analizi ve değerlendirmeleri yapılabilir.
- Otomatik olarak tespit edilen femur başlarının 3. boyuttaki yerini ifade eden MR kesit sıra numarasının bilinmesi ile, tüm MR serisinde femur başı kemik dokusu içermeyen MR kesitleri belirlenip elenebilir ve bu sayede ilgili MR serilerinde boyut indirgeme gerçekleştirilebilir.

İlgili yöntemler ile gerçekleştirilen 2B ve 3B femur başı tespitleri, tez çalışması kapsamında koronal MR kesitlerinde uygulanmıştır, ancak aksiyal ve sagittal gibi diğer düzlemlerde çekilmiş olan MR kesitlerinde de uygulanabilir. Ayrıca ilgili yöntemleri BT gibi diğer tıbbi görüntüleme görüntülerinde de uygulamak mümkündür. Bununla beraber, değinilen yöntemler femur başları gibi dairesel yapıya sahip diğer anatomik bileşenlerin tespiti için de kullanılabilir. Bütün bunlara ek olarak, ilgili yöntemler klinikte faydalı olabileceği düşünülen ve burada belirtilmeyen diğer amaçlar için de kullanılabilir. Bu çalışmada gerçekleştirilen 2B/3B femur başı tespit yöntemleri, öğrenmeye dayalı (learning based) yaklaşımlar değildir. İleriye yönelik gerçekleştirilebilecek olası çalışmalar dâhilinde, 2B/3B femur başı tespiti için öğrenme temelli farklı yaklaşımlar esas alınarak bu yönde çalışmalar da ayrıca yapılabilir.

Gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında yapılan çalışmaların ikinci bölümünde, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait MR görüntülerindeki sağlıklı ve patolojik femur başı ve proksimal femur kemik dokularının otomatik olarak bölütlenmesi üzerine araştırma faaliyetleri yürütülmüştür. Bu bağlamda, derin ESA temelli bir yaklaşım ile femur başı ve proksimal femur kemik dokuları otomatik

olarak 2B bölütlenmiştir. Deneysel çalışmalar kapsamında gerçekleştirilen performans ölçümlerinde, değerlendirilen MR kesitlerindeki femur başı ve proksimal femur kemik dokularının bölütlenmesinde başarılı sonuçlar gözlemlenmiştir. Derin ESA ile, 13 hastanın 33 MR serisinden elde edilen toplam 194 MR kesitli bir veri setinde ve yine 13 hastanın 33 MR serisinden oluşturulan toplam 33 MR kesitli bir alt veri kümesinde yaklaşık 90% oranında bir bölütleme başarımları gözlemlenmiştir.

Tez çalışmaları kapsamında gerçekleştirilen derin öğrenme temelli femur başı ve proksimal femur bölütlemelerinde U-NET mimarisi aracılığıyla semantik bir bölütleme gerçekleştirilmiştir. Tıbbi görüntülerin semantik bölütlenmesi için önerilen kodlayıcı-kod çözücü temelli derin öğrenme mimarilerinden biri olan U-NET derin öğrenme mimarisi, medikal görüntülerde anatomik dokuların bölütlenmesinde oldukça başarılıdır. Ayrıca bu yaklaşımın, az sayıda numuneye sahip medikal görüntü veri setlerinde başarılı sonuçlar verdiği de mevcut çalışmalarla görülmüştür. Bahsi geçen sebeplerden dolayı, femur başı ve proksimal femurların bölütlenmesi amacıyla yapılan çalışmalarda U-NET derin öğrenme mimarisi tercih edilmiştir. İleriye yönelik gerçekleştirilebilecek olası çalışmalar dâhilinde, farklı derin öğrenme mimari yaklaşımları esas alınarak femur başları ve proksimal femurlar bölütlenebilir. Ayrıca, femur başlarının ve proksimal femurların 3B bölütlenmesi amacıyla da farklı çalışmalar yürütülebilir.

Medikal görüntü bölütleme, kendi başına bağımsız bir işlem olmakla birlikte; otomatik görselleştirme, ölçme, sınıflandırma ve modelleme gibi süreçlerde, amaç dâhilinde bir ara işlem adımı olarak da kullanıldığı için, gerçekleştirilen femur başı ve proksimal femur bölütleme çalışması da, bahsedilen süreçlerde gerçekleştirilebilecek femur başı ve proksimal femur analizlerinde kullanılabilir. Ancak, ilgili analizlerin daha doğru ve güvenilir olarak gerçekleştirilebilmesi için bölütleme başarımlarının daha da artırılarak kabul edilebilir seviyelere taşınması özellikle klinik çalışmalarda gerekli olacaktır.

Gerçekleştirilen doktora tez çalışması kapsamında yürütülen çalışmaların üçüncü ayağında ise, LCP hastalığına maruz kalmış olan hastalara ait MR görüntülerinde yer alan patolojik proksimal femurların şekilsel yapılarında meydana gelen 2B şekil değişimleri ve şekil bozulmaları analiz edilmiş ve meydana gelen bu değişimler otomatik bir yaklaşımla niceliksel olarak ölçülmüştür. Bu bağlamda, patolojik proksimal femurların şekilsel yapılarında meydana gelen değişimleri ölçmek amacıyla, literatürde yer alan geleneksel yaklaşımlardan farklı bir yöntem izlenmiştir. Gerçekleştirilen yöntemle, iki yönlü kalça eklemi MR görüntülerinde yer alan proksimal femurların simetri özelliği göz önünde bulundurularak, aynı MR kesitinde yer alan biri sağlıklı ve diğeri ise patolojik olan proksimal femurlar otomatik olarak

çakıştırılmış ve patolojik olan proksimal femurların şekillerindeki değişim sağlıklı olan proksimal femurlar üzerinden kıymetlendirilmiştir. Çalışma kapsamında 13 LCP hastasına ait koronal düzlemde çekilmiş olan ve iki yönlü kalça eklemi içeren toplam 13 MR kesiti kullanılmıştır. Gerçekleştirilen deneysel çalışmalar neticesinde, gözlemlenen sonuçların hastalık aşamalarına göre genel itibariyle uyumlu olduğu görülmüştür. LCP hastalarına ait MR kesitleri kullanılarak aynı kesitte yer alan biri sağlıklı ve diğeri patolojik olan proksimal femurlar üzerinden gerçekleştirilen bu proksimal femur şekil değişimi ölçme yaklaşımının, ki bu yaklaşım her ne kadar kadar az sayıdaki hasta görüntüsü üzerinde uygulanmışsa da, birçok açıdan avantajı olduğunu söyleyebilmek mümkündür:

- İlgili yaklaşım, LCP hastalığına maruz kalmış proksimal femurlar için uygulanmıştır. Bu yöntemin proksimal femurda ortaya çıkan kaksartroz gibi diğer hastalıklarda da uygulanabilmesi olasıdır.
- İlgili yaklaşım, LCP hastalığına maruz kalmış hastaların MR görüntülerindeki proksimal femurlar için uygulanmıştır. Bu yöntemin BT, radyografi gibi diğer medikal görüntüleme yöntemleri ile elde edilmiş görüntülerde de uygulanabilmesi olasıdır.
- İlgili yaklaşım, LCP hastalığına maruz kalmış hastaların koronal düzlemde çekilmiş olan MR görüntülerindeki proksimal femurlar için uygulanmıştır. Bu yöntem, aksiyel düzlemde çekilmiş görüntülerde veya sagittal düzlemde çekilmiş görüntülerde de gayet tabi uygulanabilir.
- İlgili yaklaşımla, patolojik proksimal femurun şekil farklılığı, aynı görüntüde yer alan sağlıklı proksimal üzerinden ölçüldüğü için cinsiyet ve yaşa göre ayrıca bir hizalama yapmaya gerek kalmaz. Bu durum, kalça eklemi simetrisinin sağladığı bir avantajdır.
- LCP hastalığının %90 olasılıkla tek bir kalça ekleminde ortaya çıktığı göz önüne alınırsa, bu yöntemin her 10 LCP hastasının 9'u için uygulanabilmesi söz konusudur. Bu, oldukça yüksek bir orandır.

Gerçekleştirilen analizlerin 13 hastaya ait kısıtlı bir veri seti üzerinde uygulandığını da ayrıca belirtmek gerekir. Bu sebeple klinik için çok genel anlamda çıkarımlar yapmak hatalı olabilir. İlgili yaklaşımın çok daha geniş bir veri seti üzerinde uygulanması ile daha sağlıklı sonuçlar gözlemlenebilir. Bu tarz bir çalışmanın gelecek çalışmalar dâhilinde yapılması plânlanmaktadır. Her ne kadar ilgili çalışma kısıtlı bir veri seti üzerinde yapılmışsa da ve de klinik perspektiften genel çıkarımların yapılması zor olsa da, gerçekleştirilen şekil analizi, klinikte aşağıda belirtilen hususlarda klinik tedavi uzmanlarına ve cerrahlara kolaylıklar sağlayabilir:

- Patolojik proksimal femurlar için ölçülen şekil değişim indeksi bir klinik sınıflandırma parametresi olarak kullanılabilir.
- Belirli zaman aralıkları ile alınan MR görüntülerinde şekil değişimi analiz edilerek tedavi yönteminin başarımı değerlendirilebilir.
- Hesaplanan şekil değişim indeksi, ameliyat vb. süreçlerde bir karar destek parametresi olarak kullanılabilir.
- Hesaplanan şekil değişim indeksi, hastaya uygun tedavi yöntemine karar verilmesinde yardımcı bir unsur olarak kullanılabilir.
- Dahası, hesaplanan şekil değişim indeksi hastalıkla ilgili hekim öngörüsüne katkı sağlayabilir.

Patolojik olan proksimal femurların şekil değişim ölçümü, yukarıda belirtilen noktalar haricindeki olası klinik değerlendirmelerde de gayet tabi kullanılabilir. İleriye yönelik gerçekleştirilebilecek olası çalışmalar dâhilinde ise, tam otomatik bir bilgisayar destekli analiz için, otomatik olarak yüksek doğrulukla gerçekleştirilmiş bölütlemeler üzerinden de patolojik proksimal femurların şekil değişimleri ölçülebilir. Ayrıca ilgili yaklaşımın, proksimal femurların 3B şekil değişimlerini analiz etmek için de kullanılabileceği düşünülmektedir.

- [1] Y. Amit, *2D object detection and recognition: Models, algorithms, and networks*. MIT Press, 2002.
- [2] S. Shantaiya, K. Verma, and K. Mehta, “A survey on approaches of object detection,” *International Journal of Computer Applications*, vol. 65, no. 18, 2013.
- [3] S. K. Zhou, *Medical image recognition, segmentation and parsing: machine learning and multiple object approaches*. Academic Press, 2015.
- [4] W. Zhiqiang and L. Jun, “A review of object detection based on convolutional neural network,” in *2017 36th Chinese Control Conference (CCC)*, IEEE, 2017, pp. 11 104–11 109.
- [5] G. Litjens, T. Kooi, B. E. Bejnordi, A. A. A. Setio, F. Ciompi, M. Ghafoorian, J. A. Van Der Laak, B. Van Ginneken, and C. I. Sánchez, “A survey on deep learning in medical image analysis,” *Medical image analysis*, vol. 42, pp. 60–88, 2017.
- [6] L. Wang, M. Kohnen, O. Friman, and H. K. Hahn, “Fast automated segmentation of femoral heads in fluoroscopic x-ray images,” in *Biomedical Imaging: From Nano to Macro, 2011 IEEE International Symposium on*, IEEE, 2011, pp. 984–988.
- [7] S. Aghayan and W. Lee, “Calculation and visualization of range of motion of hip joint from MRI,” in *Computer-Based Medical Systems (CBMS), 2014 IEEE 27th International Symposium on*, IEEE, 2014, pp. 143–148.
- [8] Y. Chen, X. Ee, W. K. Leow, and T. S. Howe, “Automatic extraction of femur contours from hip x-ray images,” in *International Workshop on Computer Vision for Biomedical Image Applications*, Springer, 2005, pp. 200–209.
- [9] Y. Sato, K. Nakanishi, H. Tanaka, N. Sugano, T. Nishii, H. Nakamura, T. Ochi, and S. Tamura, “A fully automated method for segmentation and thickness determination of hip joint cartilage from 3D MR data,” in *International Congress Series*, Elsevier, vol. 1230, 2001, pp. 352–358.
- [10] H. Ruppertshofen, D. Künne, C. Lorenz, S. Schmidt, P. Beyerlein, Z. Salah, G. Rose, and H. Schramm, “Multi-level approach for the discriminative generalized Hough transform,” in *CURAC 2011: 10. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer-und Roboterassistierte Chirurgie, Magdeburg, Germany, 15-16 September 2011*, CURAC, 2011.
- [11] H. Ruppertshofen, C. Lorenz, G. Rose, and H. Schramm, “Discriminative generalized Hough transform for object localization in medical images,” *International journal of computer assisted radiology and surgery*, vol. 8, no. 4, pp. 593–606, 2013.

- [12] R. Pilgram, C. Walch, M. Blauth, W. Jaschke, R. Schubert, and V. Kuhn, "Knowledge-based femur detection in conventional radiographs of the pelvis," *Computers in biology and medicine*, vol. 38, no. 5, pp. 535–544, 2008.
- [13] C. Lindner, S. Thiagarajah, J. M. Wilkinson, G. A. Wallis, T. F. Cootes, arcOGEN Consortium, *et al.*, "Accurate fully automatic femur segmentation in pelvic radiographs using regression voting," in *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Springer, 2012, pp. 353–360.
- [14] J. Schreiber, R. Schubert, and V. Kuhn, "Femur detection in radiographs using template-based registration," in *Bildverarbeitung für die Medizin 2006*, Springer, 2006, pp. 111–115.
- [15] P. Mukherjee, G. Swamy, M. Gupta, U. Patil, and K. B. Krishnan, "Automatic detection and measurement of femur length from fetal ultrasonography," in *Proc. SPIE 7629, Medical Imaging 2010: Ultrasonic Imaging, Tomography, and Therapy*, Dec. 2010, p. 762 909. DOI: 10.1117/12.844340.
- [16] S.-J. Liu, Z. Zou, S.-D. Luo, and S.-H. Liao, "A novel harmonic field based method for femoral head segmentation from challenging CT data," in *Computing Measurement Control and Sensor Network (CMCSN), 2016 Third International Conference on*, IEEE, 2016, pp. 92–95.
- [17] Z. Zou, S.-H. Liao, S.-D. Luo, Q. Liu, and S.-J. Liu, "Semi-automatic segmentation of femur based on harmonic barrier," *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 143, pp. 171–184, 2017.
- [18] P. Mukhopadhyay and B. B. Chaudhuri, "A survey of Hough transform," *Pattern Recognition*, vol. 48, no. 3, pp. 993–1010, 2015.
- [19] L. L. Khoon and L. S. Chuin, "A survey of medical image processing tools," *International Journal of Software Engineering and Computer Systems (IJSECS)*, vol. 2, no. 1, pp. 10–27, 2016.
- [20] A. Memiş, S. Albayrak, and F. Bilgili, "A brief overview of medical software tools used in MR image segmentation," in *2018 Medical Technologies National Congress (TIPTEKNO)*, IEEE, 2018, pp. 1–4.
- [21] M. A.-M. Salem, A. Atef, A. Salah, and M. Shams, "Recent survey on medical image segmentation," in *Computer Vision: Concepts, Methodologies, Tools, and Applications*, IGI Global, 2018, pp. 129–169.
- [22] S. Masood, M. Sharif, A. Masood, M. Yasmin, and M. Raza, "A survey on medical image segmentation," *Current Medical Imaging Reviews*, vol. 11, no. 1, pp. 3–14, 2015.
- [23] S. Shirly and K. Ramesh, "Review on 2D and 3D MRI image segmentation techniques," *Current Medical Imaging Reviews*, vol. 15, no. 2, pp. 150–160, 2019.
- [24] A. Norouzi, M. S. M. Rahim, A. Altameem, T. Saba, A. E. Rad, A. Rehman, and M. Uddin, "Medical image segmentation methods, algorithms, and applications," *IETE Technical Review*, vol. 31, no. 3, pp. 199–213, 2014.
- [25] P. Singh, K. Arora, S. Sinha, *et al.*, "Survey on MR image segmentation using fuzzy c-means algorithm," *International Journal of Engineering Research*, vol. 6, no. 5, pp. 261–264, 2017.

- [26] X. Chen and L. Pan, "A survey of graph cuts/graph search based medical image segmentation," *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, vol. 11, pp. 112–124, 2018.
- [27] J. E. Iglesias and M. R. Sabuncu, "Multi-atlas segmentation of biomedical images: A survey," *Medical image analysis*, vol. 24, no. 1, pp. 205–219, 2015.
- [28] T. Heimann and H.-P. Meinzer, "Statistical shape models for 3D medical image segmentation: A review," *Medical image analysis*, vol. 13, no. 4, pp. 543–563, 2009.
- [29] T. Heimann, *Statistical shape models for 3D medical image segmentation*. VDM Verlag, 2009.
- [30] P. Mesejo, A. Valsecchi, L. Marrakchi-Kacem, S. Cagnoni, and S. Damas, "Biomedical image segmentation using geometric deformable models and metaheuristics," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 43, pp. 167–178, 2015.
- [31] Z. Tian, L. Liu, Z. Zhang, and B. Fei, "Superpixel-based segmentation for 3D prostate MR images," *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 35, no. 3, pp. 791–801, 2016.
- [32] C. Hong, Y. Xiaosheng, W. Chengdong, and W. Jiahui, "An active contour model for brain magnetic resonance image segmentation based on multiple descriptors," *International Journal of Advanced Robotic Systems*, vol. 15, no. 3, p. 1 729 881 418 783 413, 2018.
- [33] A. Hudait, N. Pandey, L. Vashistha, M. Das, and A. Sen, "A new approach using discrepancy theory for MR image segmentation," in *Progress in Advanced Computing and Intelligent Engineering*, Springer, 2018, pp. 143–154.
- [34] D. Shen, G. Wu, and H.-I. Suk, "Deep learning in medical image analysis," *Annual review of biomedical engineering*, vol. 19, pp. 221–248, 2017.
- [35] C. Lindner, S. Thiagarajah, J. M. Wilkinson, G. A. Wallis, T. F. Cootes, arcOGEN Consortium, *et al.*, "Fully automatic segmentation of the proximal femur using random forest regression voting," *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 32, no. 8, pp. 1462–1472, 2013.
- [36] C. Lindner, S. Thiagarajah, J. M. Wilkinson, G. A. Wallis, T. F. Cootes, arcOGEN Consortium, *et al.*, "Accurate bone segmentation in 2D radiographs using fully automatic shape model matching based on regression-voting," in *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Springer, 2013, pp. 181–189.
- [37] Y. Kang, K. Engelke, and W. A. Kalender, "A new accurate and precise 3-D segmentation method for skeletal structures in volumetric CT data," *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 22, no. 5, pp. 586–598, 2003.
- [38] R. Pilgram, C. Walch, V. Kuhn, R. Schubert, and R. Staudinger, "Proximal femur segmentation in conventional pelvic x ray," *Medical physics*, vol. 35, no. 6Part1, pp. 2463–2472, 2008.
- [39] W. Xie, J. Franke, C. Chen, P. A. Grützner, S. Schumann, L.-P. Nolte, and G. Zheng, "Statistical model-based segmentation of the proximal femur in digital antero-posterior (AP) pelvic radiographs," *International journal of computer assisted radiology and surgery*, vol. 9, no. 2, pp. 165–176, 2014.

- [40] D. Kainmueller, H. Lamecker, S. Zachow, and H.-C. Hege, "An articulated statistical shape model for accurate hip joint segmentation," in *2009 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, IEEE, 2009, pp. 6345–6351.
- [41] D. Kainmueller, H. Lamecker, S. Zachow, M. Heller, and H.-C. Hege, "Multi-object segmentation with coupled deformable models," in *Proc. of Medical Image Understanding and Analysis*, 2008, pp. 34–38.
- [42] C. Chu, C. Chen, L. Liu, and G. Zheng, "FACTS: Fully automatic CT segmentation of a hip joint," *Annals of biomedical engineering*, vol. 43, no. 5, pp. 1247–1259, 2015.
- [43] Y. Cheng, S. Zhou, Y. Wang, C. Guo, J. Bai, and S. Tamura, "Automatic segmentation technique for acetabulum and femoral head in CT images," *Pattern Recognition*, vol. 46, no. 11, pp. 2969–2984, 2013.
- [44] S. Zhou, Y. Cheng, Y. Wang, K. Dong, C. Guo, J. Bai, and S. Tamura, "Segmentation of the hip joint in CT volumes using adaptive thresholding classification and normal direction correction," *Journal of the Chinese Institute of Engineers*, vol. 36, no. 8, pp. 1059–1072, 2013.
- [45] C. Chu, J. Bai, X. Wu, and G. Zheng, "MASCg: Multi-atlas segmentation constrained graph method for accurate segmentation of hip CT images," *Medical image analysis*, vol. 26, no. 1, pp. 173–184, 2015.
- [46] C. Chu, J. Bai, L. Liu, X. Wu, and G. Zheng, "Fully automatic segmentation of hip CT images via random forest regression-based atlas selection and optimal graph search-based surface detection," in *Asian Conference on Computer Vision*, Springer, 2014, pp. 640–654.
- [47] X. Dong and G. Zheng, "Automatic extraction of proximal femur contours from calibrated x-ray images using 3D statistical models," in *International Workshop on Medical Imaging and Virtual Reality*, Springer, 2008, pp. 421–429.
- [48] X. Dong and G. Zheng, "Automatic extraction of proximal femur contours from calibrated x-ray images using 3D statistical models: An in vitro study," *The International Journal of Medical Robotics and Computer Assisted Surgery*, vol. 5, no. 2, pp. 213–222, 2009.
- [49] J. Huang, J. F. Griffith, D. Wang, and L. Shi, "Graph-cut-based segmentation of proximal femur from computed tomography images with shape prior," *Journal of Medical and Biological Engineering*, vol. 35, no. 5, pp. 594–607, 2015.
- [50] J. J. Kim, J. Nam, and I. G. Jang, "Fully automated segmentation of a hip joint using the patient-specific optimal thresholding and watershed algorithm," *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 154, pp. 161–171, 2018.
- [51] F. Ouertani, C. Vazquez, T. Cresson, and J. De Guise, "Simultaneous extraction of two adjacent bony structures in x-ray images: Application to hip joint segmentation," in *2015 IEEE International Conference on Image Processing (ICIP)*, IEEE, 2015, pp. 4555–4559.
- [52] W. Song, S. Cao, H. Zhang, W. Wang, and K. Song, "3D-SSM based segmentation of proximal femur from hip joint CT data," in *International Conference on Computer Science and Information Engineering*, Springer, 2011, pp. 194–199.

- [53] Y.-q. WEI and J. YANG, “Automatic segmentation of femoral heads based on adaptive graph cuts [J],” *Journal of Shanghai Jiaotong University*, vol. 3, 2009.
- [54] R. A. Zoroofi, Y. Sato, T. Sasama, T. Nishii, N. Sugano, K. Yonenobu, H. Yoshikawa, T. Ochi, and S. Tamura, “Automated segmentation of acetabulum and femoral head from 3-D CT images,” *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, vol. 7, no. 4, pp. 329–343, 2003.
- [55] R. A. Zoroofi, T. Nishii, Y. Sato, N. Sugano, H. Yoshikawa, and S. Tamura, “Segmentation of avascular necrosis of the femoral head using 3-D MR images,” *Computerized medical imaging and graphics*, vol. 25, no. 6, pp. 511–521, 2001.
- [56] R. Chav, T. Cresson, C. Kauffmann, and J. A. de Guise, “Method for fast and accurate segmentation processing from prior shape: Application to femoral head segmentation on x-ray images,” in *Medical Imaging 2009: Image Processing*, International Society for Optics and Photonics, vol. 7259, 2009, 72594Y.
- [57] B. Ibragimov, B. Likar, F. Pernuš, and T. Vrtovec, “Shape representation for efficient landmark-based segmentation in 3-D,” *IEEE transactions on medical imaging*, vol. 33, no. 4, pp. 861–874, 2014.
- [58] N. Lay, N. Birkbeck, J. Zhang, and S. K. Zhou, “Rapid multi-organ segmentation using context integration and discriminative models,” in *International Conference on Information Processing in Medical Imaging*, Springer, 2013, pp. 450–462.
- [59] W. wei Song, G. hua Li, Z. ying Ou, J. Han, D. wei Zhao, and W. ming Wang, “Model-based segmentation of femoral head and acetabulum from CT images,” in *2007 IEEE-ICME International Conference on Complex Medical Engineering*, IEEE, 2007, pp. 586–590.
- [60] M. Tang, Z. Zhang, D. Cobzas, M. Jagersand, and J. L. Jaremko, “Segmentation-by-detection: A cascade network for volumetric medical image segmentation,” in *2018 IEEE 15th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI 2018)*, IEEE, 2018, pp. 1356–1359.
- [61] J. Pettersson, H. Knutsson, and M. Borga, “Automatic hip bone segmentation using non-rigid registration,” in *18th International Conference on Pattern Recognition (ICPR06)*, IEEE, vol. 3, 2006, pp. 946–949.
- [62] J. Horáček, M. Horák, and J. Pelikán, “Segmentation of femoral head from CT after femoral neck fracture.,” in *MVA*, 2009, pp. 243–247.
- [63] R. De Luis-Garcia and C. Alberola-Lopez, “Hip joint segmentation from 2D ultrasound data based on dynamic shape priors,” in *Proceedings of the 4th WSEAS international conference on Electronics, control and signal processing*, World Scientific, Engineering Academy, and Society (WSEAS), 2005, pp. 245–50.
- [64] A. Balagopal, S. Kazemifar, D. Nguyen, M.-H. Lin, R. Hannan, A. Owrangi, and S. Jiang, “Fully automated organ segmentation in male pelvic CT images,” *Physics in Medicine & Biology*, vol. 63, no. 24, p. 245 015, 2018.

- [65] C. M. Deniz, S. Xiang, R. S. Hallyburton, A. Welbeck, J. S. Babb, S. Honig, K. Cho, and G. Chang, "Segmentation of the proximal femur from MR images using deep convolutional neural networks," *Scientific reports*, vol. 8, no. 1, p. 16485, 2018.
- [66] G. Zeng, X. Yang, J. Li, L. Yu, P.-A. Heng, and G. Zheng, "3D U-net with multi-level deep supervision: Fully automatic segmentation of proximal femur in 3D MR images," in *International Workshop on Machine Learning in Medical Imaging*, Springer, 2017, pp. 274–282.
- [67] Y. Xia, J. Fripp, S. S. Chandra, R. Schwarz, C. Engstrom, and S. Crozier, "Automated bone segmentation from large field of view 3D MR images of the hip joint," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 58, no. 20, p. 7375, 2013.
- [68] S. Arezoomand, W.-S. Lee, K. S. Rakhra, and P. E. Beaulé, "A 3D active model framework for segmentation of proximal femur in MR images," *International journal of computer assisted radiology and surgery*, vol. 10, no. 1, pp. 55–66, 2015.
- [69] D. Damopoulos, T. D. Lerch, F. Schmaranzer, M. Tannast, C. Chênes, G. Zheng, and J. Schmid, "Segmentation of the proximal femur in radial MR scans using a random forest classifier and deformable model registration," *International journal of computer assisted radiology and surgery*, pp. 1–17, 2019.
- [70] S. S. Chandra, Y. Xia, C. Engstrom, S. Crozier, R. Schwarz, and J. Fripp, "Focused shape models for hip joint segmentation in 3D magnetic resonance images," *Medical image analysis*, vol. 18, no. 3, pp. 567–578, 2014.
- [71] R. A. Zoroofi, Y. Sato, T. Nishii, N. Sugano, H. Yoshikawa, and S. Tamura, "Automated segmentation of necrotic femoral head from 3D MR data," *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 28, no. 5, pp. 267–278, 2004.
- [72] J. Liu, Y. Pan, M. Li, Z. Chen, L. Tang, C. Lu, and J. Wang, "Applications of deep learning to MRI images: A survey," *Big Data Mining and Analytics*, vol. 1, no. 1, pp. 1–18, 2018.
- [73] A. S. Lundervold and A. Lundervold, "An overview of deep learning in medical imaging focusing on MRI," *Zeitschrift für Medizinische Physik*, vol. 29, no. 2, pp. 102–127, 2019.
- [74] J. Ker, L. Wang, J. Rao, and T. Lim, "Deep learning applications in medical image analysis," *Ieee Access*, vol. 6, pp. 9375–9389, 2017.
- [75] B. J. Erickson, P. Korfiatis, Z. Akkus, T. Kline, and K. Philbrick, "Toolkits and libraries for deep learning," *Journal of digital imaging*, vol. 30, no. 4, pp. 400–405, 2017.
- [76] H. M. Pandey and D. Windridge, "A comprehensive classification of deep learning libraries," in *Third International Congress on Information and Communication Technology*, Springer, 2019, pp. 427–435.
- [77] A. Parvat, J. Chavan, S. Kadam, S. Dev, and V. Pathak, "A survey of deep-learning frameworks," in *2017 International Conference on Inventive Systems and Control (ICISC)*, IEEE, 2017, pp. 1–7.
- [78] H. Lamecker and S. Zachow, "Statistical shape modeling of musculoskeletal structures and its applications," in *Computational Radiology for Orthopaedic Interventions*, Springer, 2016, pp. 1–23.

- [79] K. Morooka, M. Nakamoto, and Y. Sato, "A survey on statistical modeling and machine learning approaches to computer assisted medical intervention: Intraoperative anatomy modeling and optimization of interventional procedures," *IEICE TRANSACTIONS on Information and Systems*, vol. 96, no. 4, pp. 784–797, 2013.
- [80] N. Sarkalkan, H. Weinans, and A. A. Zadpoor, "Statistical shape and appearance models of bones," *Bone*, vol. 60, pp. 129–140, 2014.
- [81] P. Raudaschl and K. Fritscher, "Statistical shape and appearance models for bone quality assessment," in *Statistical Shape and Deformation Analysis*, Elsevier, 2017, pp. 409–443.
- [82] G. Zheng, S. Li, and G. Szekely, *Statistical shape and deformation analysis: methods, implementation and applications*. Academic Press, 2017.
- [83] T. F. Cootes, C. J. Taylor, D. H. Cooper, and J. Graham, "Active shape models-their training and application," *Computer vision and image understanding*, vol. 61, no. 1, pp. 38–59, 1995.
- [84] T. F. Cootes, G. J. Edwards, and C. J. Taylor, "Active appearance models," in *European conference on computer vision*, Springer, 1998, pp. 484–498.
- [85] I. Jolliffe, *Principal component analysis*. Springer, 2011.
- [86] M. Kass, A. Witkin, and D. Terzopoulos, "Snakes: Active contour models," *International journal of computer vision*, vol. 1, no. 4, pp. 321–331, 1988.
- [87] S. Osher and J. A. Sethian, "Fronts propagating with curvature-dependent speed: Algorithms based on Hamilton-Jacobi formulations," *Journal of computational physics*, vol. 79, no. 1, pp. 12–49, 1988.
- [88] M. Reyes, M. González-Ballester, and M. Linguraru, "Statistical bone shape analysis for image free surgery," *Acta Universitatis Cibiniensis, Technical Series*, vol. 55, pp. 121–129, 2007.
- [89] R. Nareliya and V. Kumar, "Finite element application to femur bone: A review," *Journal of Biomedical and Bioengineering*, vol. 3, no. 1, pp. 57–62, 2012.
- [90] D. P. Nicoletta and T. L. Bredbenner, "Development of a parametric finite element model of the proximal femur using statistical shape and density modelling," *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, vol. 15, no. 2, pp. 101–110, 2012.
- [91] C. Lindner, "Statistical shape analysis of the proximal femur: Development of a fully automatic segmentation system and its applications," PhD thesis, The University of Manchester (United Kingdom), 2014.
- [92] I. Castro-Mateos, J. M. Pozo, T. F. Cootes, J. M. Wilkinson, R. Eastell, and A. F. Frangi, "Statistical shape and appearance models in osteoporosis," *Current osteoporosis reports*, vol. 12, no. 2, pp. 163–173, 2014.
- [93] M. D. Harris, M. Datar, R. T. Whitaker, E. R. Jurrus, C. L. Peters, and A. E. Anderson, "Statistical shape modeling of cam femoroacetabular impingement," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 31, no. 10, pp. 1620–1626, 2013.

- [94] M. S. Hefny and R. E. Ellis, "A statistical shape model of femoral head-neck cross sections using principal tangent components," in *2013 IEEE 10th International Symposium on Biomedical Imaging*, IEEE, 2013, pp. 89–92.
- [95] C. Lindner, S. Thiagarajah, J. Wilkinson, G. Wallis, T. Cootes, arcOGEN Consortium, *et al.*, "Development of a fully automatic shape model matching (FASMM) system to derive statistical shape models from radiographs: Application to the accurate capture and global representation of proximal femur shape," *Osteoarthritis and cartilage*, vol. 21, no. 10, pp. 1537–1544, 2013.
- [96] C. Lindner, S. Thiagarajah, J. M. Wilkinson, G. A. Wallis, T. F. Cootes, arcOGEN Consortium, *et al.*, "Short-term variability of proximal femur shape in anteroposterior pelvic radiographs.," in *MIUA*, 2011, pp. 69–74.
- [97] S. Schumann, M. Tannast, L.-P. Nolte, and G. Zheng, "Validation of statistical shape model based reconstruction of the proximal femur—a morphology study," *Medical engineering & physics*, vol. 32, no. 6, pp. 638–644, 2010.
- [98] J. Waarsing, R. Rozendaal, J. Verhaar, S. Bierma-Zeinstra, and H. Weinans, "A statistical model of shape and density of the proximal femur in relation to radiological and clinical OA of the hip," *Osteoarthritis and cartilage*, vol. 18, no. 6, pp. 787–794, 2010.
- [99] B. L. Wise, L. Kritikos, J. A. Lynch, F. Liu, N. Parimi, K. L. Tileston, M. C. Nevitt, and N. E. Lane, "Proximal femur shape differs between subjects with lateral and medial knee osteoarthritis and controls: The osteoarthritis initiative," *Osteoarthritis and cartilage*, vol. 22, no. 12, pp. 2067–2073, 2014.
- [100] S. Balestra, S. Schumann, J. Heverhagen, L. Nolte, and G. Zheng, "Articulated statistical shape model-based 2D-3D reconstruction of a hip joint," in *International Conference on Information Processing in Computer-Assisted Interventions*, Springer, 2014, pp. 128–137.
- [101] K. T. Rajamani, J. Hug, L. P. Nolte, and M. Styner, "Bone morphing with statistical shape models for enhanced visualization," in *Medical Imaging 2004: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display*, International Society for Optics and Photonics, vol. 5367, 2004, pp. 122–130.
- [102] N. Hraiech, C. Boichon, M. Rochette, T. Marchal, and M. Horner, "Statistical shape modeling of femurs using morphing and principal component analysis," *Transactions of the ASME-W-Journal of Medical Devices*, vol. 4, no. 2, p. 027 534, 2010.
- [103] K. Fritscher, B. Schuler, T. Link, F. Eckstein, N. Suhm, M. Hänni, C. Hengg, and R. Schubert, "Prediction of biomechanical parameters of the proximal femur using statistical appearance models and support vector regression," in *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Springer, 2008, pp. 568–575.
- [104] B. Schuler, K. D. Fritscher, V. Kuhn, F. Eckstein, and R. Schubert, "Using a statistical appearance model to predict the fracture load of the proximal femur," in *Medical Imaging 2009: Visualization, Image-Guided Procedures, and Modeling*, International Society for Optics and Photonics, vol. 7261, 2009, 72610W.

- [105] S. Goodyear, R. Barr, E. McCloskey, S. Alesci, R. Aspden, D. Reid, and J. Gregory, "Can we improve the prediction of hip fracture by assessing bone structure using shape and appearance modelling?" *Bone*, vol. 53, no. 1, pp. 188–193, 2013.
- [106] T. L. Bredbenner, R. L. Mason, L. M. Havill, E. S. Orwoll, D. P. Nicolella, and O. F. in Men (MrOS) Study, "Fracture risk predictions based on statistical shape and density modeling of the proximal femur," *Journal of Bone and Mineral Research*, vol. 29, no. 9, pp. 2090–2100, 2014.
- [107] T. Whitmarsh, K. D. Fritscher, L. Humbert, L. M. D. R. Barquero, T. Roth, C. Kammerlander, M. Blauth, R. Schubert, and A. F. Frangi, "A statistical model of shape and bone mineral density distribution of the proximal femur for fracture risk assessment," in *International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention*, Springer, 2011, pp. 393–400.
- [108] J. S. Gregory, D. Testi, A. Stewart, P. E. Undrill, D. M. Reid, and R. M. Aspden, "A method for assessment of the shape of the proximal femur and its relationship to osteoporotic hip fracture," *Osteoporosis International*, vol. 15, no. 1, pp. 5–11, 2004.
- [109] N. Sarkalkan, J. Waarsing, P. Bos, H. Weinans, and A. A. Zadpoor, "Statistical shape and appearance models for fast and automated estimation of proximal femur fracture load using 2D finite element models," *Journal of biomechanics*, vol. 47, no. 12, pp. 3107–3114, 2014.
- [110] B. Schuler, K. D. Fritscher, V. Kuhn, F. Eckstein, T. M. Link, and R. Schubert, "Assessment of the individual fracture risk of the proximal femur by using statistical appearance models," *Medical physics*, vol. 37, no. 6Part1, pp. 2560–2571, 2010.
- [111] J. C. Baker-LePain, K. R. Luker, J. A. Lynch, N. Parimi, M. C. Nevitt, and N. E. Lane, "Active shape modeling of the hip in the prediction of incident hip fracture," *Journal of Bone and Mineral Research*, vol. 26, no. 3, pp. 468–474, 2011.
- [112] H. K. Genant and Y. Jiang, "Advanced imaging assessment of bone quality," *Postmenopausal Osteoporosis: Hormones & Other Therapies*, p. 113, 2006.
- [113] T. J. Beck, "Extending DXA beyond bone mineral density: Understanding hip structure analysis," *Current osteoporosis reports*, vol. 5, no. 2, pp. 49–55, 2007.
- [114] H. K. Genant, K. Engelke, T. Fuerst, C.-C. Glüer, S. Grampp, S. T. Harris, M. Jergas, T. Lang, Y. Lu, S. Majumdar, *et al.*, "Noninvasive assessment of bone mineral and structure: State of the art," *Journal of Bone and Mineral Research*, vol. 11, no. 6, pp. 707–730, 1996.
- [115] J. Carballido-Gamio, S. Bonaretti, I. Saeed, R. Harnish, R. Recker, A. J. Burghardt, J. H. Keyak, T. Harris, S. Khosla, and T. F. Lang, "Automatic multi-parametric quantification of the proximal femur with quantitative computed tomography," *Quantitative imaging in medicine and surgery*, vol. 5, no. 4, p. 552, 2015.

- [116] M. D. Harris, S. P. Reese, C. L. Peters, J. A. Weiss, and A. E. Anderson, "Three-dimensional quantification of femoral head shape in controls and patients with cam-type femoroacetabular impingement," *Annals of biomedical engineering*, vol. 41, no. 6, pp. 1162–1171, 2013.
- [117] P. R. Atkins, Y. Shin, P. Agrawal, S. Y. Elhabian, R. T. Whitaker, J. A. Weiss, S. K. Aoki, C. L. Peters, and A. E. Anderson, "Which two-dimensional radiographic measurements of cam femoroacetabular impingement best describe the three-dimensional shape of the proximal femur?" *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 477, no. 1, pp. 242–253, 2019.
- [118] P. R. Atkins, S. Y. Elhabian, P. Agrawal, M. D. Harris, R. T. Whitaker, J. A. Weiss, C. L. Peters, and A. E. Anderson, "Quantitative comparison of cortical bone thickness using correspondence-based shape modeling in patients with cam femoroacetabular impingement," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 35, no. 8, pp. 1743–1753, 2017.
- [119] S. D. Steppacher, M. Tannast, S. Werlen, and K.-A. Siebenrock, "Femoral morphology differs between deficient and excessive acetabular coverage," *Clinical orthopaedics and related research*, vol. 466, no. 4, p. 782, 2008.
- [120] Y. Yeung, K. Chiu, W. Yau, W. Tang, W. Cheung, and T. Ng, "Assessment of the proximal femoral morphology using plain radiograph—can it predict the bone quality?" *The Journal of arthroplasty*, vol. 21, no. 4, pp. 508–513, 2006.
- [121] T. Nishii, N. Sugano, K. Ohzono, T. Sakai, Y. Sato, and H. Yoshikawa, "Significance of lesion size and location in the prediction of collapse of osteonecrosis of the femoral head: A new three-dimensional quantification using magnetic resonance imaging," *Journal of orthopaedic research*, vol. 20, no. 1, pp. 130–136, 2002.
- [122] S. Thiagarajah, S. MacInnes, L. Yang, M. Doherty, and J. M. Wilkinson, "Quantifying the characteristics of the acetabulum and proximal femur using a semi-automated hip morphology software programme (SHIPS)," *Hip International*, vol. 23, no. 3, pp. 330–336, 2013.
- [123] Y. Xia, J. Fripp, S. S. Chandra, D. Walker, S. Crozier, and C. Engstrom, "Automated 3D quantitative assessment and measurement of alpha angles from the femoral head-neck junction using MR imaging," *Physics in Medicine & Biology*, vol. 60, no. 19, p. 7601, 2015.
- [124] C. Merle, W. Waldstein, J. Gregory, S. Goodyear, R. Aspden, P. Aldinger, D. Murray, and H. Gill, "How many different types of femora are there in primary hip osteoarthritis? An active shape modeling study," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 32, no. 3, pp. 413–422, 2014.
- [125] H. Wille, M. Ruess, E. Rank, and Z. Yosibash, "Uncertainty quantification for personalized analyses of human proximal femurs," *Journal of biomechanics*, vol. 49, no. 4, pp. 520–527, 2016.
- [126] R. W. Kang, A. B. Yanke, A. E. Orias, N. Inoue, and S. J. Nho, "Emerging ideas: Novel 3-D quantification and classification of cam lesions in patients with femoroacetabular impingement," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 471, no. 2, pp. 358–362, 2013.

- [127] N. Mouravliansky, G. Matsopoulos, K. Nikita, N. Uzunoglu, and G. Pistevos, "An image processing technique for the quantitative analysis of hip disorder in Perthes' disease," in *Proceedings of 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, IEEE, vol. 3, 1996, pp. 1103–1104.
- [128] E. F. Chan, C. L. Farnsworth, J. A. Koziol, H. S. Hosalkar, and R. L. Sah, "Statistical shape modeling of proximal femoral shape deformities in Legg–Calvé–Perthes disease and slipped capital femoral epiphysis," *Osteoarthritis and cartilage*, vol. 21, no. 3, pp. 443–449, 2013.
- [129] E. F. Chan, C. L. Farnsworth, S. M. Klisch, H. S. Hosalkar, and R. L. Sah, "3-dimensional metrics of proximal femoral shape deformities in Legg–Calvé–Perthes disease and slipped capital femoral epiphysis," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 36, no. 5, pp. 1526–1535, 2018.
- [130] K. D. Standefer, M. Dempsey, C. Jo, and H. K. Kim, "3D MRI quantification of femoral head deformity in Legg–Calvé–Perthes disease," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 35, no. 9, pp. 2051–2058, 2017.
- [131] J. Du, A. Lu, M. Dempsey, J. A. Herring, and H. K. Kim, "MR perfusion index as a quantitative method of evaluating epiphyseal perfusion in Legg-Calve-Perthes disease and correlation with short-term radiographic outcome: A preliminary study," *Journal of Pediatric Orthopaedics*, vol. 33, no. 7, pp. 707–713, 2013.
- [132] D. C. Neal, J. C. O'Brien, J. Burgess, C. Jo, H. K. Kim, I. P. S. Group, *et al.*, "Quantitative assessment of synovitis in Legg–Calvé–Perthes disease using gadolinium-enhanced MRI," *Journal of Pediatric Orthopaedics B*, vol. 24, no. 2, pp. 89–94, 2015.
- [133] H. Shah, N. Siddesh, H. Pai, S. Tercier, and B. Joseph, "Quantitative measures for evaluating the radiographic outcome of Legg-Calvé-Perthes disease," *JBJS*, vol. 95, no. 4, pp. 354–361, 2013.
- [134] J. S. de Gauzy, J. Briot, and P. Swider, "Coxa magna quantification using MRI in Legg-Calve-Perthes disease," *Clinical Biomechanics*, vol. 24, no. 1, pp. 43–46, 2009.
- [135] P. Pouletaut, I. Claude, R. Winzenrieth, M.-C. H. B. Tho, and G. Sebag, "Automated analysis of MR image of hip: Geometrical evaluation of the Legg–Calvé–Perthes disease," *Medical engineering & physics*, vol. 27, no. 5, pp. 415–424, 2005.
- [136] D. Pienkowski, J. Resig, V. Talwalkar, and C. Tylkowski, "Novel three-dimensional MRI technique for study of cartilaginous hip surfaces in Legg-Calvé-Perthes disease," *Journal of Orthopaedic Research*, vol. 27, no. 8, pp. 981–988, 2009.
- [137] J.-R. Boutault, C. Baunin, E. Bérard, J. Vial, D. Labarre, C. Domenech, J. S. de Gauzy, and N. Sans, "Diffusion MRI of the neck of the femur in Legg-Calve-Perthes disease: A preliminary study," *Diagnostic and interventional imaging*, vol. 94, no. 1, pp. 78–83, 2013.

- [138] H. K. Kim, J. Burgess, A. Thoveson, P. Gudmundsson, M. Dempsey, and C.-H. Jo, "Assessment of femoral head revascularization in Legg-Calvé-Perthes disease using serial perfusion MRI," *JBJS*, vol. 98, no. 22, pp. 1897–1904, 2016.
- [139] A. K. Davison, T. F. Cootes, D. C. Perry, W. Luo, C. Lindner, *et al.*, "Perthes disease classification using shape and appearance modelling," in *International Workshop on Computational Methods and Clinical Applications in Musculoskeletal Imaging*, Springer, 2018, pp. 86–98.
- [140] N. D. Siddesh, H. Shah, S. Tercier, H. Pai, S. Nair, and B. Joseph, "The sphericity deviation score: A quantitative radiologic outcome measure of Legg-Calve Perthes disease applicable at the stage of healing and at skeletal maturity," *Journal of Pediatric Orthopaedics*, vol. 34, no. 5, pp. 522–528, 2014.
- [141] D. Nelson, M. Zenios, K. Ward, M. Ramachandran, and D. G. Little, "The deformity index as a predictor of final radiological outcome in Perthes' disease," *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, vol. 89, no. 10, pp. 1369–1374, 2007.
- [142] M. Hosokawa, "Outcome prediction in Legg-Calve-Perthes disease using magnetic resonance image," *Kyoto-Furitsu Ika Daigaku Zasshi*, vol. 109, no. 8, pp. 541–550, 2000.
- [143] M. T. Vlaardingerbroek and J. A. Boer, *Magnetic resonance imaging: theory and practice*. Springer Science & Business Media, 2013.
- [144] T. Geva, "Magnetic resonance imaging: Historical perspective," *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*, vol. 8, no. 4, pp. 573–580, 2006.
- [145] E. Moser, A. Stadlbauer, C. Windischberger, H. H. Quick, and M. E. Ladd, "Magnetic resonance imaging methodology," *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*, vol. 36, no. 1, p. 30, 2009.
- [146] *MRI scan components and functions*, <https://snc2dmri.weebly.com/components--functions.html>, 2019 (accessed September 26, 2019).
- [147] K. Möllenhoff, A.-M. Oros-Peusquens, and N. J. Shah, "Introduction to the basics of magnetic resonance imaging," in *Molecular Imaging in the Clinical Neurosciences*, Springer, 2012, pp. 75–98.
- [148] Z. Yüksel, "Manyetik rezonans görüntüleme fizik temelleri ve sistem bileşenleri," *Black Sea Journal of Engineering and Science*, vol. 2, no. 2, pp. 57–65, 2019.
- [149] P. Armstrong and S. F. Keevil, "Magnetic resonance imaging–1: Basic principles of image production.," *BMJ: British Medical Journal*, vol. 303, no. 6793, p. 35, 1991.
- [150] D. B. Plewes and W. Kucharczyk, "Physics of MRI: A primer," *Journal of magnetic resonance imaging*, vol. 35, no. 5, pp. 1038–1054, 2012.
- [151] J. C. McGowan, "Basic principles of magnetic resonance imaging," *Neuroimaging Clinics of North America*, vol. 18, no. 4, pp. 623–636, 2008.
- [152] W. A. Gibby, "Basic principles of magnetic resonance imaging," *Neurosurgery Clinics*, vol. 16, no. 1, pp. 1–64, 2005.

- [153] G. Katti, S. A. Ara, and A. Shireen, "Magnetic resonance imaging (MRI)–a review," *International journal of dental clinics*, vol. 3, no. 1, pp. 65–70, 2011.
- [154] A. Turgut, "Kalça eklemi anatomisi ve biyomekaniği," *TOTBİD Dergisi*, vol. 14, no. 1, pp. 27–33, 2015.
- [155] D. P. Byrne, K. J. Mulhall, and J. F. Baker, "Anatomy & biomechanics of the hip," *The open sports medicine Journal*, vol. 4, no. 1, 2010.
- [156] M. F. Ekşioğlu, H. İ. Açar, and İ. Tekdemir, "Kalça ekleminin fonksiyonel anatomisi," *TOTBİD Dergisi*, vol. 10, no. 1, pp. 32–37, 2011.
- [157] M. D. Miller, S. R. Thompson, and J. Hart, *Review of orthopaedics*. Elsevier Health Sciences, 2012.
- [158] M. C. Aksoy, M. Yazıcı, and M. Alpaslan, "Legg-Calve-Perthes hastalığı," *TOTBİD Dergisi*, vol. 4, no. 3-4, pp. 138–148, 2011.
- [159] T. Yıldırım and E. Akpınar, "Legg-Calve-Perthes hastalığı," vol. 13, no. 5, pp. 431–440, 2014.
- [160] H. Ömeroğlu and U. İnan, "Legg-Calve-Perthes hastalığı; etiyoloji ve fizyopatoloji," *TOTBİD Dergisi*, vol. 16, no. 1, pp. 1–4, 2017.
- [161] J. A. Herring, *Tachdjian's pediatric orthopaedics e-book: from the Texas Scottish Rite Hospital for Children*. Elsevier Health Sciences, 2013.
- [162] H. Kim, "Legg-Calve-Perthes disease: Etiology, pathogenesis, and biology," *Journal of pediatric orthopedics*, vol. 31, no. 2 Supplement, S141–S146, 2011.
- [163] Ş. Bekmez and A. M. Alpaslan, "Legg-Calve-Perthes hastalığının doğal seyri," *TOTBİD Dergisi*, vol. 16, no. 1, pp. 5–9, 2017.
- [164] H. H. Muratlı and H. Özdemir, "Legg-Calve-Perthes hastalığının klinik ve radyolojik değerlendirilmesi ve direkt radyografi temelli sınıflama sistemleri," *TOTBİD Dergisi*, vol. 16, no. 1, pp. 10–16, 2017.
- [165] H. K. Kim, "Legg-Calvé-Perthes disease," *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, vol. 18, no. 11, pp. 676–686, 2010.
- [166] G. Yılmaz, "Legg-Calve-Perthes hastalığında cihaz tedavisinin güncel değerlendirmesi," *TOTBİD Dergisi*, vol. 16, no. 1, pp. 30–35, 2017.
- [167] H. Şenaran, "Legg-Calve-Perthes hastalığında medikal tedavi," *TOTBİD Dergisi*, vol. 16, no. 1, pp. 24–29, 2017.
- [168] S. Serbest, M. Bulut, and L. Karakurt, "Legg-Calve-Perthes hastalığında pelvik osteotomiler," *TOTBİD Dergisi*, vol. 16, no. 1, pp. 42–50, 2017.
- [169] S. Marangoz, "LCP hastalığının tedavisinde varus osteotomisinin yeri ve etkinliği; güncel değerlendirme," *TOTBİD Dergisi*, vol. 16, no. 1, pp. 36–41, 2017.
- [170] B. Sarısözen, "Legg-Calve-Perthes hastalığında kurtarma girişimleri," *TOTBİD Dergisi*, vol. 16, no. 1, pp. 51–57, 2017.
- [171] Ö. Çağlar, "Legg-Calve-Perthes hastalığı sekellerinde total kalça artroplastisi tedavisi ve sonuçları," *TOTBİD Dergisi*, vol. 16, no. 1, pp. 66–69, 2017.
- [172] B. Joseph, "Management of Perthes' disease," *Indian journal of orthopaedics*, vol. 49, no. 1, p. 10, 2015.

- [173] C. Y. Chang and A. J. Huang, "MR imaging of normal hip anatomy," *Magnetic Resonance Imaging Clinics*, vol. 21, no. 1, pp. 1–19, 2013.
- [174] R. Sutter, M. Zanetti, and C. W. Pfirrmann, "New developments in hip imaging," *Radiology*, vol. 264, no. 3, pp. 651–667, 2012.
- [175] H. Gabriel, S. W. Fitzgerald, M. T. Myers, J. S. Donaldson, and A. K. Poznanski, "MR imaging of hip disorders.," *Radiographics*, vol. 14, no. 4, pp. 763–781, 1994.
- [176] R. J. Hong, T. H. Hughes, A. Gentili, and C. B. Chung, "Magnetic resonance imaging of the hip," *Journal of Magnetic Resonance Imaging: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, vol. 27, no. 3, pp. 435–445, 2008.
- [177] A. Özen, H. T. Sanal, and C. Yıldız, "Legg-Calve-Perthes hastalığında MR görüntüleme," *TOTBİD Dergisi*, vol. 16, no. 1, pp. 17–23, 2017.
- [178] J. R. Dillman and R. J. Hernandez, "MRI of Legg-Calve-Perthes disease," *American Journal of Roentgenology*, vol. 193, no. 5, pp. 1394–1407, 2009.
- [179] N. de Sanctis, "Magnetic resonance imaging in Legg-Calve-Perthes disease: Review of literature," *Journal of Pediatric Orthopaedics*, vol. 31, S163–S167, 2011.
- [180] A. Dimeglio and F. Canavese, "Imaging in Legg-Calvé-Perthes disease," *Orthopedic Clinics*, vol. 42, no. 3, pp. 297–302, 2011.
- [181] C. Kaniklides, T. Lönnerholm, A. Moberg, and B. Sahlstedt, "Legg-Calvé-Perthes disease: Comparison of conventional radiography, MR imaging, bone scintigraphy and arthrography," *Acta Radiologica*, vol. 36, no. 4, pp. 434–439, 1995.
- [182] K. N. Kuo, K.-W. Wu, P. A. Smith, S.-F. Shih, and H. Altioek, "Classification of Legg-Calve-Perthes disease," *Journal of Pediatric Orthopaedics*, vol. 31, S168–S173, 2011.
- [183] D. Mahadeva, M. Chong, D. J. Langton, and A. M. Turner, "Reliability and reproducibility of classification systems for Legg-Calvé-Perthes disease: A systematic review of the literature.," *Acta Orthopædica Belgica*, vol. 76, no. 1, p. 48, 2010.
- [184] M. S. Park, C. Y. Chung, K. M. Lee, T. W. Kim, and K. H. Sung, "Reliability and stability of three common classifications for Legg-Calve-Perthes disease," *Clinical Orthopaedics and Related Research*, vol. 470, no. 9, pp. 2376–2382, 2012.
- [185] D. Wenger and N. Pandya, "A brief history of Legg-Calve-Perthes disease.," *Journal of pediatric orthopedics*, vol. 31, S130–S136, 2011.
- [186] H. Waldenström, "The definite form of the coxa plana," *Acta Radiologica*, no. 4, pp. 384–394, 1922.
- [187] M. Rizon, H. Yazid, P. Saad, A. Y. M. Shakaff, A. R. Saad, M. Sugisaka, S. Yaacob, M. R. Mamat, and M. Karthigayan, "Object detection using circular Hough transform," *American Journal of Applied Sciences*, vol. 2, no. 12, pp. 1606–1609, 2005.

- [188] J. Daugman, "How iris recognition works," in *The essential guide to image processing*, Elsevier, 2009, pp. 715–739.
- [189] P. A. Yushkevich, J. Piven, H. C. Hazlett, R. G. Smith, S. Ho, J. C. Gee, and G. Gerig, "User-guided 3D active contour segmentation of anatomical structures: Significantly improved efficiency and reliability," *Neuroimage*, vol. 31, no. 3, pp. 1116–1128, 2006.
- [190] J. Canny, "A computational approach to edge detection," in *Readings in computer vision*, Elsevier, 1987, pp. 184–203.
- [191] J.-B. Martens and L. Meesters, "Image dissimilarity," *Signal processing*, vol. 70, no. 3, pp. 155–176, 1998.
- [192] A. Popovic, M. De la Fuente, M. Engelhardt, and K. Radermacher, "Statistical validation metric for accuracy assessment in medical image segmentation," *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, vol. 2, no. 3-4, pp. 169–181, 2007.
- [193] A. Memiş, S. Albayrak, and F. Bilgili, "Femoral head detection in Perthes MR slices with circular Hough transform," in *2018 26th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, IEEE, 2018, pp. 1–4.
- [194] P. Soille, *Morphological image analysis: principles and applications*. Springer-Verlag, 1999, pp. 173–174.
- [195] *The imfill function*, <https://www.mathworks.com/help/images/ref/imfill.html>, 2019 (accessed August 27, 2019).
- [196] A. Memiş, S. Varlı, and F. Bilgili, "Computerized 2D detection of the multiform femoral heads in magnetic resonance imaging (MRI) sections with the integro-differential operator," *Biomedical Signal Processing and Control*, vol. 54, p. 101578, 2019.
- [197] A. Memiş, S. Albayrak, and F. Bilgili, "A new scheme for automatic 2D detection of spheric and aspheric femoral heads: A case study on coronal MR images of bilateral hip joints of patients with Legg-Calve-Perthes disease," *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 175, pp. 83–93, 2019.
- [198] M. Camurri, R. Vezzani, and R. Cucchiara, "3D Hough transform for sphere recognition on point clouds," *Machine vision and applications*, vol. 25, no. 7, pp. 1877–1891, 2014.
- [199] A. Memiş, S. Albayrak, and F. Bilgili, "3D detection of spheric and aspheric femoral heads in coronal MR images of patients with Legg-Calve-Perthes disease using the spherical Hough transform," in *Proceedings of the 2018 3rd International Conference on Biomedical Imaging, Signal Processing*, ACM, 2018, pp. 46–52.
- [200] T. O. Ayodele, "Types of machine learning algorithms," in *New advances in machine learning*, IntechOpen, 2010, pp. 19–48.
- [201] L. Taylor and G. Nitschke, "Improving deep learning using generic data augmentation," *arXiv preprint arXiv:1708.06020*, 2017.
- [202] L. Perez and J. Wang, "The effectiveness of data augmentation in image classification using deep learning," *arXiv preprint arXiv:1712.04621*, 2017.

- [203] I. Goodfellow, “NIPS 2016 tutorial: Generative adversarial networks,” *arXiv preprint arXiv:1701.00160*, 2016.
- [204] A. Radford, L. Metz, and S. Chintala, “Unsupervised representation learning with deep convolutional generative adversarial networks,” *arXiv preprint arXiv:1511.06434*, 2015.
- [205] O. Ronneberger, P. Fischer, and T. Brox, “U-net: Convolutional networks for biomedical image segmentation,” in *International Conference on Medical image computing and computer-assisted intervention*, Springer, 2015, pp. 234–241.
- [206] V. Badrinarayanan, A. Kendall, and R. Cipolla, “Segnet: A deep convolutional encoder-decoder architecture for image segmentation,” *IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence*, vol. 39, no. 12, pp. 2481–2495, 2017.
- [207] N. Srivastava, G. Hinton, A. Krizhevsky, I. Sutskever, and R. Salakhutdinov, “Dropout: A simple way to prevent neural networks from overfitting,” *The Journal of Machine Learning Research*, vol. 15, no. 1, pp. 1929–1958, 2014.
- [208] F. Chollet *et al.*, *Keras*, 2015.
- [209] C. Analytics, “Anaconda software distribution,” *Computer software Vers*, pp. 2–2, 2016.
- [210] A. Memiş, S. Varlı, and F. Bilgili, “Semantic segmentation of the multiform proximal femur and femoral head bones with the deep convolutional neural networks in low quality MRI sections acquired in different MRI protocols,” *Computerized Medical Imaging and Graphics*, vol. 81, p. 101715, 2020.
- [211] A. Memiş, S. Varlı, and F. Bilgili, “Femoral head segmentation with convolutional neural networks in MR imaging slices of the patients with Legg-Calve-Perthes disease,” in *2020 28th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, IEEE, 2020, pp. 1–4.
- [212] M. A. Pierre, D. Zurakowski, A. Nazarian, D. A. Hauser-Kara, and B. D. Snyder, “Assessment of the bilateral asymmetry of human femurs based on physical, densitometric, and structural rigidity characteristics,” *Journal of biomechanics*, vol. 43, no. 11, pp. 2228–2236, 2010.
- [213] E. Y. Young, J. Gebhart, D. Cooperman, and N. U. Ahn, “Are the left and right proximal femurs symmetric?” *Clinical Orthopaedics and Related Research*®, vol. 471, no. 5, pp. 1593–1601, 2013.
- [214] P. J. Besl and N. D. McKay, “Method for registration of 3-D shapes,” in *Sensor fusion IV: control paradigms and data structures*, International Society for Optics and Photonics, vol. 1611, 1992, pp. 586–606.
- [215] Y. Chen and G. Medioni, “Object modelling by registration of multiple range images,” *Image and vision computing*, vol. 10, no. 3, pp. 145–155, 1992.
- [216] P. Jaccard, “The distribution of the flora in the alpine zone. 1,” *New phytologist*, vol. 11, no. 2, pp. 37–50, 1912.
- [217] T. Bah, *Inkscape: Guide to a vector drawing program*. Prentice Hall Upper Saddle River, NJ, USA, 2011, vol. 559.

- [218] T. C. Keating, N. Leong, E. C. Beck, B. U. Nwachukwu, A. A. E. Orias, X. Qian, K. Li, and S. J. Nho, "Evaluation of statistical shape modeling in quantifying femoral morphologic differences between symptomatic and nonsymptomatic hips in patients with unilateral femoroacetabular impingement syndrome," *Arthroscopy, Sports Medicine, and Rehabilitation*, vol. 2, no. 2, e91–e95, 2020.
- [219] A. Memiş, S. Varlı, and F. Bilgili, "Quantification of 2D shape variation of abnormal proximal femurs over normal proximal femurs in bilateral hip MRI: A computerized analysis for Legg-Calve-Perthes disease," *Procedia Computer Science*, vol. 158, pp. 426–435, 2019.
- [220] *Canny edge detection*, <http://www.cse.iitd.ernet.in/~pkalra/col783-2017/canny.pdf>, 2009 (accessed July 20, 2019).
- [221] A. Memiş, S. Albayrak, and B. Sönmez, "An iris recognition system based on angular radial partitioning and statistical texture analysis with sum & difference histogram," in *2nd International Symposium of Computing in Informatics and Mathematics (ISCIM 2013)*, 2013.
- [222] *The ICP algorithm*, <http://kos.informatik.uni-osnabrueck.de/download/3dim2007/node2.html>, 2007 (accessed July 23, 2019).
- [223] A. Lorusso, D. W. Eggert, and R. B. Fisher, *A comparison of four algorithms for estimating 3-D rigid transformations*. University of Edinburgh, Department of Artificial Intelligence, 1995.
- [224] K. S. Arun, T. S. Huang, and S. D. Blostein, "Least-squares fitting of two 3-D point sets," *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, no. 5, pp. 698–700, 1987.
- [225] B. K. Horn, "Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions," *Josa a*, vol. 4, no. 4, pp. 629–642, 1987.
- [226] B. K. Horn, H. M. Hilden, and S. Negahdaripour, "Closed-form solution of absolute orientation using orthonormal matrices," *JOSA A*, vol. 5, no. 7, pp. 1127–1135, 1988.
- [227] M. W. Walker, L. Shao, and R. A. Volz, "Estimating 3-D location parameters using dual number quaternions," *CVGIP: image understanding*, vol. 54, no. 3, pp. 358–367, 1991.
- [228] J. Prochazkova and D. Martisek, "Notes on iterative closest point algorithm," in *17th Conference on Applied Mathematics APLIMAT 2018*, 2018, pp. 876–884.

A CANNY KENAR BELİRLEME YÖNTEMİ

Canny kenar belirleme yöntemi [190], imgelerdeki kenar bilgilerini çıkarmak amacıyla John F. Canny tarafından önerilmiş efektif bir kenar belirleme yaklaşımıdır. Yöntem oldukça eski bir yöntem olmasına rağmen, başarılı ve gürbüz olması sebebiyle bugün hâlâ birçok araştırma çalışması kapsamında sıklıkla kullanılmaktadır. Bu kısımda, ilgili kenar belirleme yönteminin aşamaları ve nasıl uygulandığına dair bilgiler paylaşılmıştır.

Canny'nin kenar belirleme yöntemi temel olarak 5 aşamadan oluşur. Bu aşamalar aşağıdaki maddelerde sıralı olarak belirtilmiştir:

1. Gauss filtresi ile görüntünün yumuşatılması
2. Görüntü parlaklık değişim genliklerinin ve yönelimlerinin hesaplanması
3. Maksimum olmayan filtreleme ile kenarların inceltilmesi
4. İkili eşikleme ile güçlü ve zayıf kenarların belirlenmesi
5. Kenar izleme ile güçlü kenarlarla bağlı olan zayıf kenarların belirginleştirilmesi

Yukarıda sıralı olarak belirtilen işlemlerin ilkinde, belirli bir çerçeve boyutundaki Gauss filtre çekirdeği, kenarları belirlenecek olan görüntü ile konvolüsyon işlemine tabi tutulur. Böylece, kenar belirleme işlemi öncesinde görüntüde olması muhtemel gürültüler filtrelenerek temizlenmiş olur. Görüntü ile konvolüsyona sokulacak olan Gauss filtre çekirdeği; 3×3 , 5×5 , 7×7 gibi farklı boyutlarda olabilir. Gauss filtre çekirdeğinin katsayıları, filtre çekirdeğinin boyutlarına göre değişir. Eşitlik (A.1)'de, $(2k + 1) \times (2k + 1)$ boyutlarındaki bir Gauss filtre çekirdeğinin hesaplanışına ait genel notasyon sunulmuştur.

$$H_{Gij} = \frac{1}{2\pi\sigma^2} \exp\left(-\frac{(i - (k + 1))^2 + (j - (k + 1))^2}{2\sigma^2}\right); 1 \leq i, j \leq (2k + 1) \quad (A.1)$$

Eşitlik (A.2)'de ise standart sapması $\sigma = 1.4$ olan bir Gauss filtre çekirdeği gösterilmiştir.

$$H_G = \frac{1}{159} \cdot \begin{bmatrix} 2 & 4 & 5 & 4 & 2 \\ 4 & 9 & 12 & 9 & 4 \\ 5 & 12 & 15 & 12 & 5 \\ 4 & 9 & 12 & 9 & 4 \\ 2 & 4 & 5 & 4 & 2 \end{bmatrix} \quad (A.2)$$

İkinci aşamada ise, Gauss filtre çekirdeği ile konvolüsyona sokulmuş ve gürültüden arındırılmış olan görüntülerdeki parlaklık değişimlerinin genlikleri ve yönelimleri hesaplanır. Parlaklık değişimlerine ait genlikleri hesaplamak için, iki boyutlu eksende x ve y doğrultularında Eşitlik (A.3)'te sunulan ve Sobel çekirdekleri olarak bilinen çekirdekler görüntü ile konvolüsyona sokulur.

$$K_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix}; K_y = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} \quad (A.3)$$

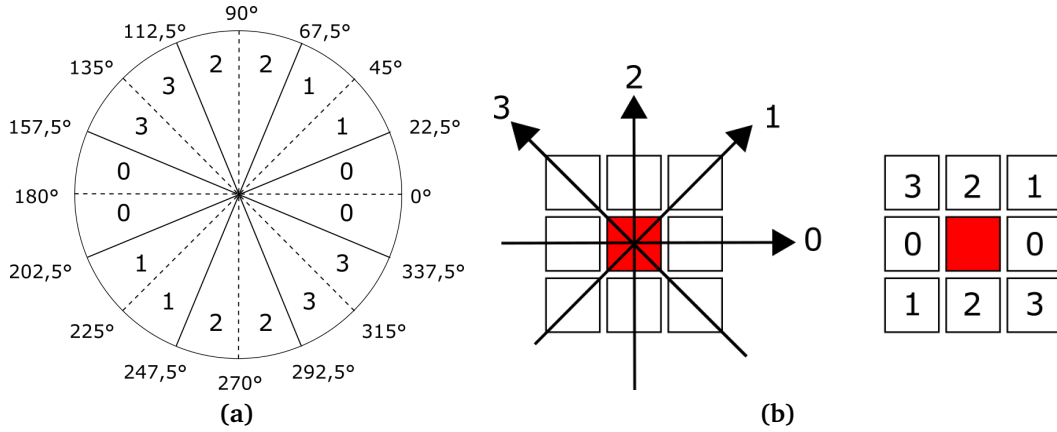
Eşitlik (A.3)'te ifade edilen K_x ve K_y çekirdekleri, Gauss filtresi ile temizlenmiş olan görüntü üzerinde sırasıyla ayrı ayrı uygulanır. Bu işlemler sonucunda, x ve y doğrultularındaki parlaklık değişim genliklerini içeren G_x ve G_y görüntüleri elde edilir. G_x ve G_y parlaklık değişim genlikleri üzerinden ise, G genel parlaklık değişim genlik görüntüsü ve $\theta_G(x, y)$ genlik yönelim açıları hesaplanır. İlgili hesaplamalarda kullanılan denklemler, sırasıyla Eşitlik (A.4)'te ve Eşitlik (A.5)'te sunulmuştur.

$$|G| = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad (A.4)$$

$$\theta_G(x, y) = \arctan\left(\frac{|G_y|}{|G_x|}\right) \quad (A.5)$$

Canny kenar belirleme yönteminin üçüncü aşamasında, maksimum olmayan filtreleme ile G parlaklık değişim genlik görüntüsündeki kenarların inceltilmesi sağlanır. Bu işlem, bir piksele ait genlik değerinin, bu genlik değerine karşılık gelen θ_G yönelim açısı doğrultusundaki iki komşusuna ait genlik değerleriyle karşılaştırılmasıyla gerçekleştirilir. Eğer ki, G parlaklık değişim genlik görüntüsündeki bir piksele ait genlik değeri, bu genlik değerine karşılık gelen θ_G yönelim açısı doğrultusundaki iki komşu piksele ait genlik değerlerinden büyükse, bu piksele ait genlik değeri korunur; değil ise bu pikselin genlik değerine 0 değeri atanır. Böylece, görüntüdeki kenarlar inceltirilerek daha belirgin hale getirilmiş olur. Genlik değerlerine karşılık gelen θ_G yönelim açıları, 8-piksel komşuluğunda 4 farklı doğrultuyu gösterir. Bu doğrultular, Şekil A.1'de de görsel olarak ifade edilen doğrultulardır. θ_G yönelim açılarından, bu açıların hangi doğrultuyu temsil ettikleri yine Şekil A.1'deki açı kadrana göre

bulunur. θ_G yönelim açısı, ilgili şekildeki açı kadranında hangi aralığa tekabül ediyorsa o aralığın temsil ettiği doğrultu esas alınır. Şekil A.1'deki açı kadranı üzerinde gösterilen doğrultu numaraları, yine ilgili şekildeki piksel temelli gösterim üzerindeki 4 farklı doğrultuya ($D_\theta = \{D_{\theta_1}, D_{\theta_2}, D_{\theta_3}, D_{\theta_4}\} = \{0, 1, 2, 3\}$) karşılık gelmektedir.



Şekil A.1 (a) Canny kenar belirleme yönteminde parlaklık değişimini ifade eden genlik değerlerine karşılık gelen θ_G yönelim açıları için bu açılar $D_\theta = \{D_{\theta_1}, D_{\theta_2}, D_{\theta_3}, D_{\theta_4}\} = \{0, 1, 2, 3\}$ doğrultularını ifade eden açı kadranı şeması ve (b) bir pikselin 8-komşuluğundaki doğrultu yönlerinin ve bu doğrultulardaki piksel komşuluklarının gösterimi

Maksimum olmayan filtreleme ile kenarların inceltilmesi işleminde, kenar yönelim doğrultularının bulunmasından sonra bir piksele ait genlik değerlerinin hangi komşu piksellerle karşılaştırılacağına, Şekil A.1 de göz önünde bulundurularak, aşağıdaki ilkelere göre karar verilir:

- 0 yönelim doğrultusu : merkez pikselin doğusundaki ve batısındaki komşu pikseller (Şekil A.1'de 0 numaralı pikseller)
- 1 yönelim doğrultusu : merkez pikselin kuzey-doğusundaki ve güney-batısındaki komşu pikseller (Şekil A.1'de 1 numaralı pikseller)
- 2 yönelim doğrultusu : merkez pikselin kuzeyindeki ve güneyindeki komşu pikseller (Şekil A.1'de 2 numaralı pikseller)
- 3 yönelim doğrultusu : merkez pikselin kuzey-batısındaki ve güney-doğusundaki komşu pikseller (Şekil A.1'de 3 numaralı pikseller)

Dördüncü aşamada ise, kenar inceltme uygulanmış genlik görüntülerinde gerçekleştirilecek olan ikili eşikleme ile, mevcut kenar bilgileri güçlü ve zayıf kenarlar olarak etiketlenir. Bu amaçla T_1 ve T_2 olmak üzere iki eşik değeri ($T_2 > T_1$ olacak şekilde) belirlenir. Daha sonra ise T_2 eşik değerinden büyük olan genlik değerleri güçlü kenar olarak etiketlenir. T_2 ve T_1 eşik değerleri arasında kalan genlik değerleri de zayıf kenarlar olarak etiketlenir. T_1 eşik değerinden küçük olan genlik değerleri de görüntüden filtrelenerek temizlenir. Bu işlemi betimleyen matematiksel ifade Eşitlik (A.6)'da verilmiştir.

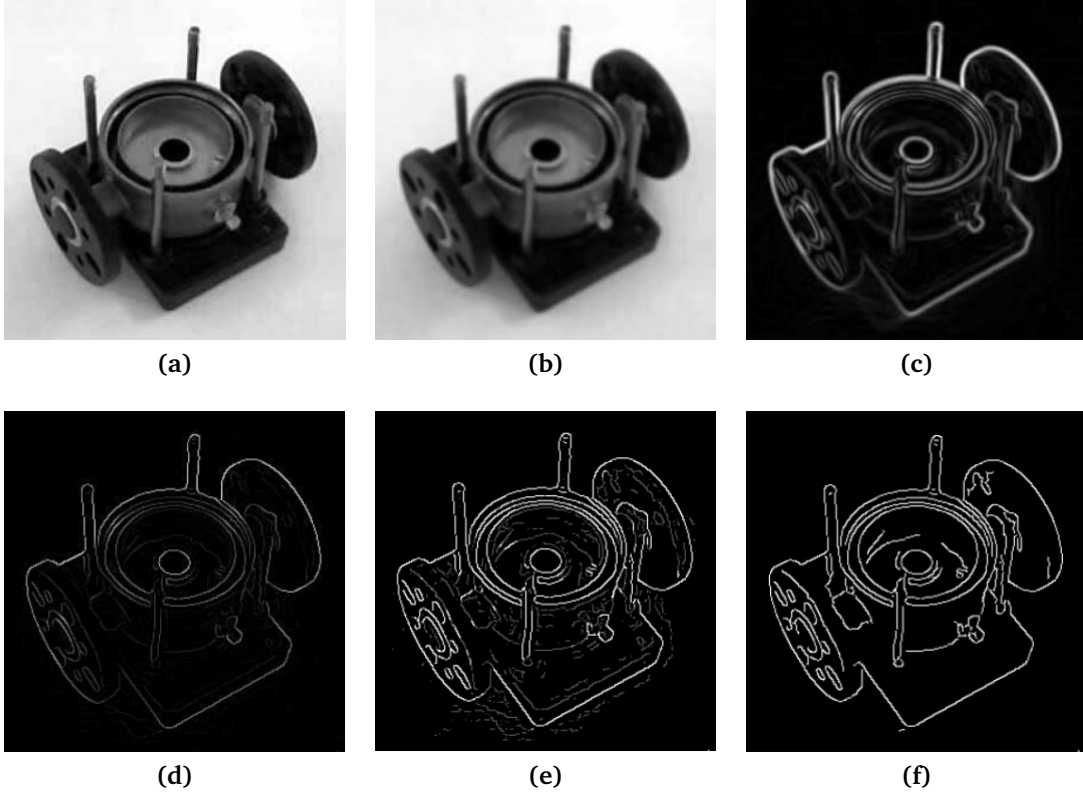
$$I_T(i, j) = \begin{cases} \text{güçlü kenarlar} & G_E(i, j) \geq T_2 \\ \text{zayıf kenarlar} & T_1 \leq G_E(i, j) < T_2 \\ \text{filtrelenecek kenarlar} & G_E(i, j) < T_1 \end{cases} \quad (\text{A.6})$$

Eşitlik (A.6)'daki parçalı fonksiyonda; $I_T(i, j)$ ikili eşikleme uygulanmış görüntüyü temsil ederken, T_1 ve T_2 eşik değerlerini gösterir ve $G_E(i, j)$ ise kenar inceltme uygulanmış genlik görüntüsüdür. Eşitlik (A.6)'da matematiksel olarak ifade edilen ikili eşikleme işlemi, Şekil A.2'de görsel bir formda sunulmuştur.



Şekil A.2 Canny kenar belirleme yönteminde kenar inceltme uygulanmış genlik görüntüleri üzerinden ikili eşikleme ile güçlü, zayıf ve filtrelenecek kenarların belirlenmesi. T_1 ve T_2 ($T_2 > T_1$ olacak şekilde) eşik değerleri ve bu eşik değerlerinin tanımladığı kenar tipi (güçlü, zayıf ve filtrelenecek kenar) bölgeleri

Canny kenar belirleme yönteminin beşinci ve son aşamasında, kenar izleme ile güçlü kenarlarla bağı olan zayıf kenarların belirginleştirilmesi sağlanır. Bu amaçla, $I_T(i, j)$ eşik görüntülerinde, güçlü kenarlarla bağlantıya sahip olan zayıf kenarlar güçlü kenar olarak etiketlenir ve güçlü kenarlarla bağlantıya sahip olmayan zayıf kenarlar $I_T(i, j)$ görüntüsünden silinir. Böylece bir imgeye ait kenar görüntüsü çıkarılmış olur. Şekil A.3'te, yöntemin farklı aşamalarında gerçekleştirilen işlemleri betimleyen örnek görüntü çıktıları [220] sunulmuştur.



Şekil A.3 (a) Orjinal görüntü, (b) 5x5 boyutlarındaki ve $\sigma = 1.4$ standart sapmalı Gauss filtre çekirdeği uygulanmış görüntü, (c) parlak değişimlerini gösteren G genlik görüntüsü, (d) G genlik görüntüsünde kenar inceltme işlemi sonucu elde edilen görüntü, (e) kenar inceltme uygulanmış görüntüde ikili eşikleme sonucu elde edilen görüntü, (f) ikili eşikleme uygulanmış görüntüde kenar izleme ile güçlü kenarların vurgulandığı sonuç kenar görüntüsü

B DAİRESEL HOUGH DÖNÜŞÜMÜ (DHD)

HD, 2B veya 3B görüntülerde; çizgi, daire, küre vb. formundaki nesneleri tespit etmek amacıyla, bilgisayarla görü ve görüntü işleme uygulamalarında kullanılan dönüşüm tabanlı bir nesne tespit etme yöntemidir [18]. HD, genellikle görüntülerdeki çizgisel yapıları tespit etmek amacıyla kullanılır; ancak yöntem, farklı şekil yapılarını tespit etmek için de uygulanabilir. DHD [187] ise, HD'nin özel bir biçimidir ve iki boyutlu görüntülerde yer alan dairesel bir yapıya sahip olan objeleri tespit etmek amacıyla kullanılır. Bu amaçla, çizgi tespiti için kullanılan çizgisel Hough yaklaşımı, dairesel formlar üzerinde uygulanacak şekilde yeniden formülize edilir. Bu işlem, çizgi tespitinde yararlanılan doğrusal çizgileri tanımlayan denklemlerin, bilinen çember denklemine uyarlanmasıyla gerçekleştirilir. Eşitlik (B.1)'de, DHD ile dairesel yapıların tespitinde kullanılan klasik çember denklemi sunulmuştur.

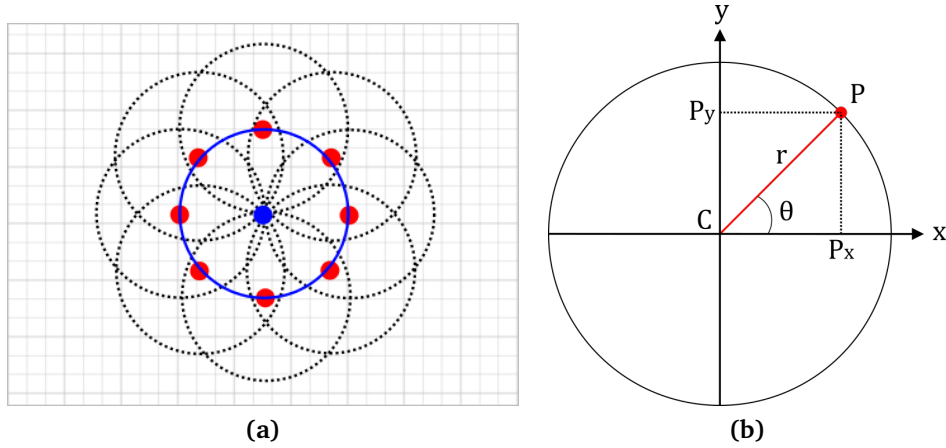
$$(P_x - C_x)^2 + (P_y - C_y)^2 = r^2 \quad (\text{B.1})$$

Eşitlik (B.1)'deki çember denklemi, $C(C_x, C_y)$ merkezli ve r yarıçaplı bir çembere ait genel bir denklemdir. $C(C_x, C_y)$ merkez noktasından r uzaklığındaki bütün $P(P_x, P_y)$ noktaları, Eşitlik (B.1)'de ifade edilen denklemdeki çemberi tanımlar. DHD de, belli bir $C(C_x, C_y)$ merkez noktasından eş yarıçaplı çemberler tanımlayarak belirli bir yarıçap aralığı dahilindeki olası dairesel yapıların belirlenmesini sağlar. Bir görüntüde yer alan dairesel yapıların DHD ile tespit edilmesi için gerçekleştirilmesi gereken işlemler ise aşağıda genel hatlarıyla açıklanmıştır.

İmgelerde yer alan dairesel yapıların DHD ile tespiti için, öncelikle I ile temsil edilen parlaklık imgelerinin kenar bilgileri çıkarılır ve bu kenar bilgilerini içeren I_E kenar görüntüleri elde edilir. Bu amaçla değişik kenar belirleme yöntemleri tercih edilebilir, ancak dairesel yapıların kenar bilgilerinin tam olarak ortaya çıkarılmasına ayrıca dikkat edilmesi gerekmektedir. İmgelere ait I_E kenar görüntüleri elde edildikten sonra, kenar görüntülerindeki her bir kenar pikseli (kenar bilgisi taşıyan piksel) $C(C_x, C_y)$ merkez noktası olacak şekilde, bu pikseller üzerinden r eş yarıçaplı çemberler çizilir. Sabit bir r değeri ve $[0, 2\pi]$ aralığındaki θ açı değerleri kullanılarak elde edilen $P(P_x, P_y)$ noktaları, $C(C_x, C_y)$ merkezli bir çemberi tanımlar. Bu çemberin üzerindeki $P(P_x, P_y)$ noktaları, Eşitlik (B.2)'deki denklemlerle elde edilir.

$$\begin{aligned} P_x &= C_x + r \cdot \cos(\theta) \\ P_y &= C_y + r \cdot \sin(\theta) \end{aligned} \quad (\text{B.2})$$

İmgelerde kenar bilgisi ihtiva eden pikseller $C(C_x, C_y)$ merkez noktaları olmak üzere, bu noktalardan tanımlanan r yarıçaplı çemberlerin en çok kesişim gösterdiği noktalar imgedeki r yarıçaplı olası dairesel yapıları ifade eder. Şekil B.1'de bir çembere ait şekli tanımlayan noktalar (kenar pikselleri) üzerinden çizilen eş yarıçaplı çemberler ve bu çemberlerin kesişimleri görsel olarak sunulmuştur. Şekil B.1'de aynı zamanda, bir $C(C_x, C_y)$ merkez noktasından r uzaklığındaki ve θ açısındaki $P(P_x, P_y)$ çember noktaları da ifade edilmiştir.



Şekil B.1 (a) İki boyutlu düzlemde bir çembere ait şekli tanımlayan noktalar üzerinden çizilen eş yarıçaplı çemberler ve bu çemberlerin kesişimleri, (b) iki boyutlu düzlemde bir $C(C_x, C_y)$ merkez noktasından r uzaklığındaki ve θ açısındaki $P(P_x, P_y)$ çember noktalarının gösterimi

DHD'deki çember kesişimleri, noktalardaki toplam kesişim sayıları olarak hesaplanır ve imge ile aynı boyutlardaki bir akümülatör matrisinde saklanır. İlk aşamada bütün değerleri sıfır olan bu matriste, bir kenar pikseli üzerinden tanımlanan r yarıçaplı çembere ait noktalara karşılık gelen gözelerin değerleri 1 arttırılır. Bu işlemin bütün kenar pikselleri için tekrarlanması sonucu, her bir noktadaki çember kesişim sayısı, akümülatör matrisinde bu noktaya karşılık gelen gözede hesaplanmış olur. Dolayısıyla, bu matristeki yüksek değerlere ait gözelerin koordinatları, imgelerdeki r yarıçaplı olası dairesel yapıların merkez koordinatlarıdır. Şekil B.1'deki kırmızı noktalar, bir dairesel şekli betimleyen noktalardır. Bu noktalardan, Eşitlik (B.2)'deki denklemler kullanılarak çizilen ve siyah kesikli noktalarla gösterilen r yarıçaplı çemberlerin en çok kesişim gösterdiği yer mavi nokta ile işaretlenmiştir. Şekil B.1'deki mavi ile gösterilen nokta, kırmızı noktaların betimlediği çemberin merkez noktasıdır ve yarıçapı da r kadardır. Mavi noktadan çizilen ve mavi renkle gösterilen r yarıçaplı çember, aranan çember olup, ilgili şekilde görüldüğü gibi kırmızı noktaların betimlediği çemberdir.

Yukarıda, belirli bir r yarıçapı gözetilerek gerçekleştirilen işlemlerde, bir imge üzerindeki sadece r yarıçaplı dairesel yapılar tespit edilebilir. DHD ile farklı yarıçaplı dairesel yapıların tespiti için, bahsedilen işlemler farklı her bir yarıçap değeri için ayrı ayrı gerçekleştirilebilir. Bununla birlikte, sadece belirli bir $[R_{min}, R_{max}]$ yarıçap aralığındaki yarıçaplar için de DHD uygulanabilir. Bu durumda tek bir akümülatör matrisi yerine, değerlendirilen yarıçap sayısı kadar akümülatör matrisinin kullanılması gerekecektir.

KÜRESEL HOUGH DÖNÜŞÜMÜ (KHD)

HD, 2B veya 3B görüntülerde; çizgi, daire, küre vb. formundaki nesneleri tespit etmek amacıyla, bilgisayarla görü ve görüntü işleme uygulamalarında kullanılan dönüşüm tabanlı bir nesne tespit etme yöntemidir [18]. HD, genellikle görüntülerdeki çizgisel yapıları tespit etmek amacıyla kullanılır; ancak yöntem, farklı şekil yapılarını tespit etmek için de uygulanabilir. KHD [198] ise, HD'nin özel bir biçimidir ve üç boyutlu görüntülerde yer alan küresel bir yapıya sahip olan objeleri tespit etmek amacıyla kullanılır. Bu amaçla, daire tespiti için kullanılan dairesel Hough yaklaşımı, küresel formlar üzerinde uygulanacak şekilde yeniden formülize edilir. Bu işlem, daire tespitinde yararlanılan çember denklemlerinin küre denklemine uyarlanmasıyla gerçekleştirilir. Eşitlik (C.1)'de, KHD ile küresel yapıların tespitinde kullanılan klasik küre denklemi sunulmuştur.

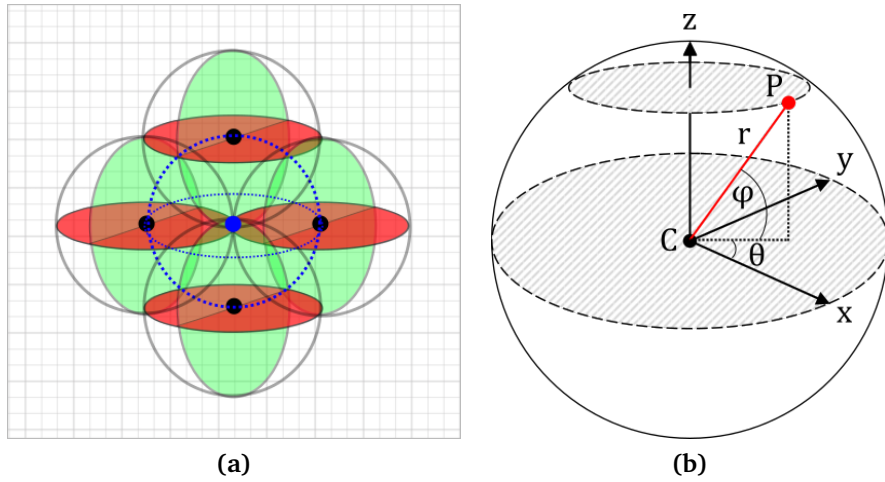
$$(P_x - C_x)^2 + (P_y - C_y)^2 + (P_z - C_z)^2 = r^2 \quad (C.1)$$

Eşitlik (C.1)'deki küre denklemi, $C(C_x, C_y, C_z)$ merkezli ve r yarıçaplı bir küreye ait genel bir denklemdir. $C(C_x, C_y, C_z)$ merkez noktasından r uzaklığındaki bütün $P(P_x, P_y, P_z)$ noktaları, Eşitlik (C.1)'de ifade edilen denklemdeki küreyi tanımlar. KHD de, belli bir $C(C_x, C_y, C_z)$ merkez noktasından eş yarıçaplı küreler tanımlayarak belirli bir yarıçap aralığı dahilindeki olası küresel yapıların belirlenmesini sağlar. Bir görüntüde yer alan küresel yapıların KHD ile tespit edilmesi için gerçekleştirilmesi gereken işlemler ise aşağıda genel hatlarıyla açıklanmıştır.

3B görüntülerde yer alan küresel yapıların KHD ile tespiti için, öncelikle I ile temsil edilen parlaklık imgelerinin kenar bilgileri çıkarılır ve bu kenar bilgilerini içeren I_E kenar görüntüleri elde edilir. Bu amaçla değişik kenar belirleme yöntemleri tercih edilebilir, ancak küresel yapıların kenar bilgilerinin tam olarak ortaya çıkarılmasına ayrıca dikkat edilmesi gerekmektedir. İmgelere ait I_E kenar görüntüleri elde edildikten sonra, kenar görüntülerindeki her bir kenar pikseli (kenar bilgisi taşıyan piksel) $C(C_x, C_y, C_z)$ merkez noktası olacak şekilde, bu pikseller üzerinden r eş yarıçaplı küreler çizilir. Sabit bir r değeri, $[0, \pi]$ aralığındaki θ istikamet açısı değerleri ve $[0, 2\pi]$ aralığındaki φ yükseliş açısı değerleri kullanılarak elde edilen $P(P_x, P_y, P_z)$ noktaları, $C(C_x, C_y, C_z)$ merkezli bir küreyi tanımlar. Bu kürenin üzerindeki $P(P_x, P_y, P_z)$ noktaları, Eşitlik (C.2)'deki denklemlerle elde edilir.

$$\begin{aligned}
P_x &= C_x + (r \cdot \cos(\varphi) \cdot \cos(\theta)) \\
P_y &= C_y + (r \cdot \cos(\varphi) \cdot \sin(\theta)) \\
P_z &= C_z + (r \cdot \sin(\varphi))
\end{aligned}
\tag{C.2}$$

3B imgelerde kenar bilgisi ihtiva eden pikseller $C(C_x, C_y, C_z)$ merkez noktaları olmak üzere, bu noktalardan tanımlanan r yarıçaplı kürelerin en çok kesişim gösterdiği noktalar imgedeki r yarıçaplı olası küresel yapıları ifade eder. Şekil C.1'de bir küreye ait şekli tanımlayan noktalar (kenar pikselleri) üzerinden çizilen eş yarıçaplı küreler ve bu kürelerin kesişimleri görsel olarak sunulmuştur. Şekil C.1'de aynı zamanda, bir $C(C_x, C_y, C_z)$ merkez noktasından r uzaklığındaki, θ istikamet açısındaki ve φ yükseliş açısındaki $P(P_x, P_y, P_z)$ küre noktaları da ifade edilmiştir.



Şekil C.1 (a) Üç boyutlu uzayda bir küreye ait şekli tanımlayan noktalar üzerinden çizilen eş yarıçaplı küreler ve bu kürelerin kesişimleri, (b) üç boyutlu uzayda bir $C(C_x, C_y, C_z)$ merkez noktasından r uzaklığındaki, θ istikamet açısındaki ve φ yükseliş açısındaki $P(P_x, P_y, P_z)$ küre noktalarının gösterimi

KHD'deki küre kesişimleri, noktalardaki toplam kesişim sayıları olarak hesaplanır ve 3B imge ile aynı boyutlardaki bir akümülatör matrisinde saklanır. İlk aşamada bütün değerleri sıfır olan bu matriste, bir kenar pikseli üzerinden tanımlanan r yarıçaplı küreye ait noktalara karşılık gelen gözelerin değerleri 1 arttırılır. Bu işlemin bütün kenar pikselleri için tekrarlanması sonucu, her bir noktadaki küre kesişim sayısı, akümülatör matrisinde bu noktaya karşılık gelen gözede hesaplanmış olur. Dolayısıyla, bu matristeki yüksek değerlere ait gözelerin koordinatları, 3B imgelerdeki r yarıçaplı olası küresel yapıların merkez koordinatlarıdır. Şekil C.1'deki siyah noktalar, bir küresel şekli betimleyen noktalardır. Bu noktalardan Eşitlik (C.2)'deki denklemler kullanılarak çizilen ve gri çizgilerle gösterilen r yarıçaplı kürelerin en çok kesişim gösterdiği yer mavi nokta ile işaretlenmiştir. Şekil C.1'deki mavi ile gösterilen nokta, siyah noktaların betimlediği kürenin merkez noktasıdır ve yarıçapı da r kadardır. Mavi noktadan çizilen ve mavi renkli kesikli çizgilerle gösterilen r yarıçaplı küre, aranılan küre olup, ilgili şekilde görüldüğü gibi siyah noktaların betimlediği küredir.

Yukarıda, belirli bir r yarıçapı gözetilerek gerçekleştirilen işlemlerde, bir 3B imge üzerindeki sadece r yarıçaplı küresel yapılar tespit edilebilir. KHD ile farklı yarıçaplı küresel yapıların tespiti için, bahsedilen işlemler farklı her bir yarıçap değeri için ayrı ayrı gerçekleştirilebilir. Bununla birlikte, sadece belirli bir $[R_{min}, R_{max}]$ yarıçap aralığındaki yarıçaplar için de KHD uygulanabilir. Bu durumda tek bir 3B akümülatör matrisi yerine, değerlendirilen yarıçap sayısı kadar 3B akümülatör matrisinin kullanılması gerekecektir.

2B TÜMLEŞİK TÜREV OPERATÖRÜ (TTO)

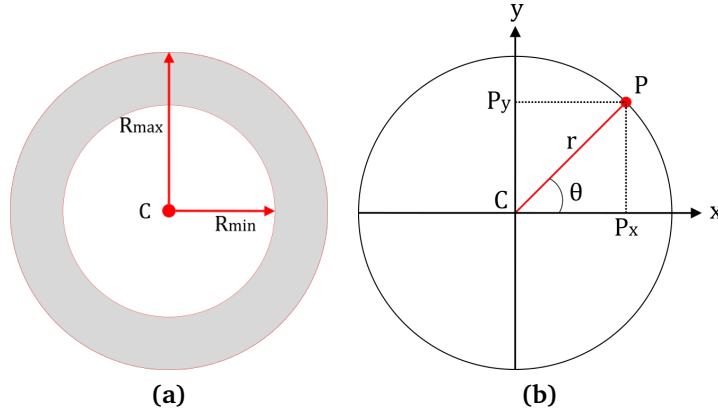
TTO [188], ilk defa Daugman tarafından sunulmuş, ve iris ile göz bebeğinin yerinin tespiti için geliştirilmiş bir matematiksel operatördür. Bu operatör, 2B imgelerdeki iris ve göz bebeği merkez noktasını ve çapını tespit etmek için bu anatomik yapıların sınırlarının dairesel yapısından ve dairesel sınırlarındaki piksel parlaklıklarının süreksizliğinden (beyaz-siyah veya siyah-beyaz parlaklık geçişi) faydalanır ve bu temele dayanır. TTO yöntemi, iris ve göz bebeğinin tespitinde oldukça başarılıdır [188, 221]. TTO yönteminin arka plnındaki temel yaklaşım Şu Şekildedir: Bir imgedeki herhangi bir piksel merkez noktası olarak belirlenir ve bu merkez noktasından, belirli bir yarıçap aralığı dâhilindeki her bir yarıçap değeri için ardışıl çemberler çizilir. Sonrasında ise, her bir çember üzerinde yer alan piksellerin parlaklık değerleri toplanır ve toplam değerler, çemberlerin piksel sayılarına bölünerek bu toplam değerler normalize edilir. Parlaklık değeri toplamları, boyutu, ardışıl olarak çizilen çember sayısı kadar olan bir vektörde tutulur ve bu vektör üzerindeki elemanların ardışıl farkları alınarak, parlaklık geçişinin maksimum olduğu değer ve bu maksimum değerin gözlemlendiği çember yarıçapı tespit edilmeye çalışılır. Bu aşamada, belirli bir standart sapma değerine sahip 1B Gauss filtresi uygulanarak fark değerleri yumuşatılır ve maksimum geçiş noktası daha belirgin hâle getirilmeye çalışılır. 1B Gauss filtresi uygulanmış olan ve ardışıl farkları içeren vektördeki maksimum değer, koyu renkli bölgeden açık renkli bölgeye veya açık renkli bölgeden koyu renkli bölgeye geçişi gösterir. Bu da, tespit edilmek istenen dairesel objenin sınırlarını gösterir. Böylece, ardışıl fark vektöründeki maksimum değere karşılık gelen yarıçap ve merkez noktası ile imgeki ilgili dairesel obje tespit edilmiş olur. Bahsedilen işlemler bir imgedeki bütün pikseller üzerinde veya belirli bir ilgi bölgesi dâhilindeki piksellerde gerçekleştirilirse, ilgili imgedeki veya belirli ilgi bölgesindeki dairesel yapılar tespit edilebilir. İnsan gözünde, irisin i bölgesinde yer alan göz bebeği, oldukça koyu renkli ve siyaha yakındır. Gz bebeğinin dış kısmındaki iris dokusu ise göz bebeğine nazaran daha açık renklidir. Benzer Şekilde iris ile göz akı bölgesi arasında da, göz bebeği ile iris arasındakine benzer bir renk geçişi iliŐkisi vardır. TTO, bu renk geçiş farklılığının maksimum olduğu noktanın tespit edilmesi üzerine kurulu olduğu için, iris ve göz bebeğinin tespit edilmesinde oldukça başarılıdır. TTO, aynı Şekilde benzer ve belirgin renk geçiş farklılıkları gösteren farklı dairesel yapıların tespiti için de kullanılabilir. EŞitlik (D.1)’de TTO’ya ait matematiksel notasyon sunulmuştur.

$$\max(r, x_0, y_0) \left| G_\sigma(r) * \frac{\partial}{\partial r} \oint_{r, x_0, y_0} \frac{I(x, y)}{2\pi r} ds \right| \quad (D.1)$$

Eşitlik (D.1)'deki TTO denkleminde $I(x, y)$ bir giriş imgesidir, (x_0, y_0) ise $I(x, y)$ görüntüsünde merkez noktası olarak seçilen bir piksele ait koordinatlardır. $r, (x_0, y_0)$ merkez noktasından çizilen çemberin yarıçapıdır. $s, (r, x_0, y_0)$ parametrelerinin tanımladığı çember çizgisini belirtir ve $G_\sigma(r)$ ise σ standart sapmalı bir Gauss yumuşatma fonksiyonudur. TTO, Şekil D.1'de de görsel olarak ifade edildiği üzere, bir C merkez noktası üzerinden belirlenen $[R_{min}, R_{max}]$ yarıçap aralığındaki ardışıl çemberlerdeki parlaklık değişimlerinin maksimum olduğu çemberi arar. Bu işlemler sırasında, imgeler üzerindeki çemberlerin tanımlanması için Eşitlik (D.2)'de gösterilen çember denklemlerinden faydalanılır.

$$\begin{aligned} P_x &= C_x + r \cdot \cos(\theta) \\ P_y &= C_y + r \cdot \sin(\theta) \end{aligned} \quad (D.2)$$

Eşitlik (D.2)'de, r yarıçap uzunluğunu, ve $[0, 2\pi]$ aralığındaki θ açı değerleri kullanılarak elde edilen $P(P_x, P_y)$ noktaları ise $C(C_x, C_y)$ merkezli ve r yarıçaplı bir çemberi tanımlar. Eşitlik (D.2)'deki denklemlerle bir çemberin nasıl ifade edilebileceği, aynı zamanda Şekil D.1'de de görsel olarak ifade edilmiştir.



Şekil D.1 (a) İki boyutlu düzlemde bir C merkez noktası üzerinden belirlenen $[R_{min}, R_{max}]$ yarıçap aralığı, (b) iki boyutlu düzlemde bir $C(C_x, C_y)$ merkez noktasından r uzaklığındaki ve θ açısındaki $P(P_x, P_y)$ çember noktalarının gösterimi

3B TÜMLEŞİK TÜREV OPERATÖRÜ (TTO)^E

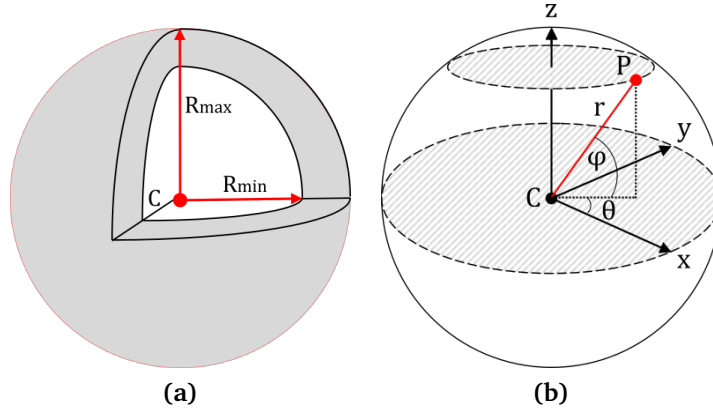
3B TTO, imgelerdeki dairesel yapıları tespit etmede kullanılan 2B TTO'nun [188] üç boyutlu uzayda uygulanması için uyarlanmış formudur. Bu sebeple TTO yöntemi, üç boyutlu görüntülerdeki küresel yapıların tespiti için de kullanılabilir. TTO'nun 2B görüntülerdeki uygulaması ile ilgili genel bilgilere Ek-D'de yer verilmişti. TTO, 2B görüntülerde yer alan dairesel yapıları tespit etmek için, belirli bir C merkez noktasından çizilen ardışıl çemberler üzerindeki renk toplamalarının farklarını esas alır. Bu yaklaşım, 3B görüntüler için düşünülürse, aynı yaklaşımla, belirli bir C merkez noktasından çizilen ardışıl küreler üzerindeki renk toplamalarının farklarından yola çıkılarak, 3B görüntülerdeki küresel yapılar tespit edilebilir. TTO'nun küre yüzeyleri arasındaki farkları tespit edilebilmesi için, 3B görüntülerdeki küresel objelerin yüzey geçişlerinde homojen bir parlaklık değişimi olması gerekmektedir. 3B TTO'nun uygulamasında, 3B imgedeki herhangi bir piksel merkez noktası olarak belirlenir ve bu merkez noktasından, belirli bir yarıçap aralığı dâhilindeki her bir yarıçap değeri için ardışıl küreler çizilir. Sonrasında ise, her bir küre üzerinde yer alan piksellerin parlaklık değerleri toplanır ve toplam değerler, küre üzerinde yer alan piksel sayılarına bölünerek normalize edilir. Parlaklık değeri toplamları, boyutu, ardışıl olarak çizilen küre sayısı kadar olan bir vektörde tutulur ve bu vektör üzerindeki elemanların ardışıl farkları alınarak parlaklık geçişinin maksimum olduğu değer, ve bu maksimum değer gözlemlendiği küre yarıçapı tespit edilmeye çalışılır. Bu aşamada, belirli bir standart sapma değerine sahip 1B Gauss filtresi uygulanarak toplam fark değerleri yumuşatılır ve maksimum geçiş noktası daha belirgin hâle getirilmeye çalışılır. 1B Gauss filtresi uygulanmış olan ve ardışıl farkları içeren vektördeki maksimum değer, koyu renkli bölgeden açık renkli bölgeye veya açık renkli bölgeden koyu renkli bölgeye geçişi gösterir. Bu da, aslında tespit edilmek istenen küresel objenin sınırlarını gösterir. Böylece, ardışıl fark vektöründeki maksimum değere karşılık gelen yarıçap ve merkez noktası ile imgedeki ilgili küresel obje tespit edilmiş olur. Bahsedilen işlemler bir 3B imgedeki bütün pikseller üzerinde veya belirli bir 3B ilgi bölgesi dâhilindeki piksellerde gerçekleştirilirse, ilgili imgedeki veya ilgi bölgesindeki küresel yapılar tespit edilebilir. Eşitlik (E.1)'de 3B TTO'ya ait matematiksel notasyon sunulmuştur.

$$\max(r, x_0, y_0, z_0) \left| G_\sigma(r) * \frac{\partial}{\partial r} \oint_{r, x_0, y_0, z_0} \frac{I(x, y, z)}{4\pi r^2} ds \right| \quad (E.1)$$

Eşitlik (E.1)'deki TTO denkleminde, $I(x, y, z)$ bir 3B giriş imgesidir. (x_0, y_0, z_0) ise $I(x, y, z)$ görüntüsünde merkez noktası olarak seçilen bir piksele ait koordinatlarıdır. r , (x_0, y_0, z_0) merkez noktasından çizilen kürenin yarıçapıdır. s , (r, x_0, y_0, z_0) parametrelerinin tanımladığı küre yüzeyini belirtir ve $G_\sigma(r)$ ise, σ standart sapmalı bir Gauss yumuşatma fonksiyonudur. 3B TTO, Şekil E.1'de de görsel olarak ifade edildiği üzere, bir C merkez noktası üzerinden belirlenen $[R_{min}, R_{max}]$ yarıçap aralığındaki ardışıl kürelerdeki parlaklık değişimlerinin maksimum olduğu küreyi arar. Bu işlemler sırasında, 3B imgelerdeki kürelerin tanımlanması için Eşitlik (E.2)'de gösterilen küre denklemlerinden faydalanılır.

$$\begin{aligned} P_x &= C_x + (r \cdot \cos(\varphi) \cdot \cos(\theta)) \\ P_y &= C_y + (r \cdot \cos(\varphi) \cdot \sin(\theta)) \\ P_z &= C_z + (r \cdot \sin(\varphi)) \end{aligned} \quad (E.2)$$

Eşitlik (E.2)'de; r yarıçap uzunluğunu, $[0, \pi]$ aralığındaki θ istikamet açısı değerleri ve $[0, 2\pi]$ aralığındaki φ yükseliş açısı değerleri kullanılarak elde edilen $P(P_x, P_y, P_z)$ noktaları ise $C(C_x, C_y, C_z)$ merkezli ve r yarıçaplı bir küreyi tanımlar. Eşitlik (E.2)'deki denklemlerle bir kürenin nasıl ifade edilebileceği, aynı zamanda Şekil E.1'de de görsel olarak ifade edilmiştir.



Şekil E.1 (a) Üç boyutlu uzayda bir C merkez noktası üzerinden belirlenen $[R_{min}, R_{max}]$ yarıçap aralığı, (b) üç boyutlu uzayda bir $C(C_x, C_y, C_z)$ merkez noktasından r uzaklığındaki, θ istikamet açısındaki ve φ yükseliş açısındaki $P(P_x, P_y, P_z)$ küre noktalarının gösterimi

İTERATİF EN YAKIN NOKTA (İEYN) YÖNTEMİ

İEYN yöntemi [214, 215], iki nokta bulutunu tanımlayan karşılıklı noktalar arasındaki mesafeyi en küçük kareler yoluyla minimize eden rotasyon ve ötelemeyi bulmaya, ve bu karşılıklı noktaları eşleştirmeye/ çakıştırmaya imkân veren bir nokta eşleme yöntemidir. İEYN yönteminin; haritacılık, medikal görüntü analizi, görüntü işleme gibi birçok araştırma alanında oldukça çok ve çeşitli kullanımı mevcuttur. Yöntem temel olarak, bahsedilen çakıştırma işlemini iteratif bir yapı ile gerçekleştirir. Bunun için de, her bir iterasyonda karşılıklı en yakın noktaları seçerek eşleşen noktalar üzerinden R rotasyon matrisi ve t öteleme vektörü parametrelerini hesaplar. Hesaplanan (R, t) parametreleri ile, M model ve S kaynak veri nokta bulutlarının Eşitlik (F.1)'de ifade edilen çakıştırma hatası minimize edilmeye çalışılır.

$$E(R, t) = \sum_{i=1}^{N_M} \sum_{j=1}^{N_S} w_{ij} \|m_i - (Rs_j + t)\|^2 \quad (\text{F.1})$$

Eşitlik (F.1)'deki denklemde, N_M ve N_S sırasıyla model ve kaynak veri nokta bulutlarındaki nokta sayılarıdır. S , N_S adet noktadan oluşan ve kartezyen uzayda $S = \{s_j \mid s_j \in \mathbb{R}^n, j = 1, \dots, N_S\}$ olarak tanımlanabilecek bir nokta bulutudur. M ise N_M adet noktadan oluşan ve kartezyen uzayda $M = \{m_i \mid m_i \in \mathbb{R}^n, i = 1, \dots, N_M\}$ olarak ifade edilebilecek bir nokta bulutudur. Eşitlik (F.1)'deki w_{ij} ifadesi, M ve S nokta bulutlarındaki nokta eşleşmelerinin ağırlık değerleridir. Eğer ki, M nokta bulutundaki bir m_i noktası, S nokta bulutundaki bir s_j noktasına en yakın nokta ise $w_{ij} = 1$ olarak atanır; değilse $w_{ij} = 0$ olarak ağırlıklandırma yapılır. Eşitlik (F.1)'deki dönüşüm hatasını ifade denklem daha sade bir formda Eşitlik (F.2)'deki gibi yazılabilir.

$$E(R, t) \propto \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \|m_i - (Rs_i + t)\|^2 \quad (\text{F.2})$$

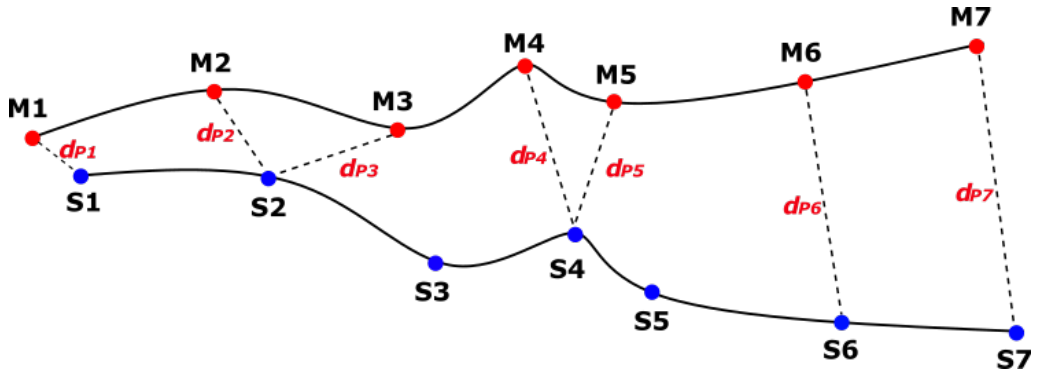
Eşitlik (F.2)'deki denklemde yer alan N terimi, M ve S nokta bulutlarındaki en yakın nokta çiftlerinin toplam sayısını ifade eder. Bu sayı aynı zamanda F.3'te gösterildiği gibi w_{ij} ağırlık katsayılarının toplamı cinsinden ifade edilebilir.

$$N = \sum_{i=1}^{N_M} \sum_{j=1}^{N_S} w_{ij} \quad (\text{F.3})$$

İEYN yöntemi ile $M = \{m_i \mid m_i \in \mathbb{R}^n, i = 1, \dots, N_M\}$ ve $S = \{s_j \mid s_j \in \mathbb{R}^n, j = 1, \dots, N_S\}$ nokta bulutlarının karşılaştırılması amacıyla gerçekleştirilen işlemleri kapsayan süreçte, öncelikle M model nokta bulutunda yer alan her bir noktanın, S kaynak veri nokta bulutunda karşılık geldiği en yakın nokta bulunur. Bu işlem, aşağıdaki denklemde matematiksel olarak ifade edilen Öklid mesafesine dayalı mesafe ölçümüyle gerçekleştirilir. M ve S nokta bulutlarındaki bu noktalar eşleştirilerek nokta çiftleri oluşturulur.

$$d_{pi} = \min \left\{ \sqrt{m_i^2 - s_j^2} \right\}; j = 1, \dots, N_S \quad (\text{F.4})$$

Eşitlik (F.4)'teki m_i ve s_j , sırasıyla M model nokta bulutu ve S kaynak nokta bulutu noktalarıdır. Aynı eşitlikteki yer alan d_{pi} ifadesi ise, bir m_i noktasının en yakın olduğu s_j noktası ile arasındaki mesafedir. Şekil F.1'de, iki adet şekli betimleyen 2 boyutlu örnek $M = \{M_1, M_2, M_3, M_4, M_5, M_6, M_7\}$ ve $S = \{S_1, S_2, S_3, S_4, S_5, S_6, S_7\}$ nokta bulutları gösterilmiştir. M nokta bulutundaki her bir noktanın S nokta bulutunda karşılık geldiği en yakın noktaların da $d_p = \{d_{p1}, d_{p2}, d_{p3}, d_{p4}, d_{p5}, d_{p6}, d_{p7}\}$ mesafelerinde olduğu varsayılmıştır.



Şekil F.1 İki şekli betimleyen 2 boyutlu örnek $M = \{M_1, M_2, M_3, M_4, M_5, M_6, M_7\}$ ve $S = \{S_1, S_2, S_3, S_4, S_5, S_6, S_7\}$ nokta bulutları ile M nokta bulutundaki her bir noktanın S nokta bulutunda karşılık geldiği en yakın noktaların mesafeleri $d_p = \{d_{p1}, d_{p2}, d_{p3}, d_{p4}, d_{p5}, d_{p6}, d_{p7}\}$

Eşitlik (F.4)'te, M nokta bulutundaki her bir noktanın, bu noktanın S bulutundaki en yakın nokta ile arasındaki uzaklığı gösteren d_{pi} değeri belirli bir eşik seviyesinin üstünde ise ($d_{pi} > \text{eşik seviyesi}$), bu kriteri sağlamayan nokta çiftleri elenir ve karşılaştırma işlemi dışında tutulur. Böylece, olası bir yüksek eşleştirme hatasının, daha ilk aşamalarda önüne geçilmesine çalışılmış olur. Hesaplanan nokta çiftlerinin her biri için belirli bir w_{ij} ağırlık değeri belirlenir. Hesaplanan nokta çiftleri, m_i noktalarına karşılık gelen en yakın s_j noktalarından oluştuğu için, bu nokta çiftlerinin her biri için $w_{ij} = 1$ olarak atanır. Sonraki aşamada ise, hatanın minimizasyonu esas alınarak rotasyon matrisi R ve öteleme vektörü t hesaplanır. Tekil Değer Ayrışımı (TDA),

bu amaçla kullanılabilecek yöntemlerden birisidir. İEYN yöntemine ait algoritmik bilgilerin verildiği bir kaynakta [222], bu amaçla 4 farklı yöntemin kullanılabileceği belirtilmiştir. İlgili kaynakta, bu 4 farklı yöntemin gürültülü verilerde birbirine yakın performans ve kararlılık gösterdiği de [223] ifade edilmiştir:

- TDA tabanlı yöntem [224]
- Kuaterniyon tabanlı yöntem [225]
- Ortonormal matrisler kullanan bir algoritma [226]
- Çift kuaterniyonlara dayalı bir hesaplama [227]

TDA ile gerçekleştirilecek olan çözümde, öncelikle nokta çiftlerindeki M ve S noktalarının merkezleri hesaplanır. Eşitlik (F.5)'te ve Eşitlik (F.6)'da, hesaplanan en yakın nokta çiftlerindeki M ve S noktalarının merkezlerine karşılık gelen C_M ve C_S değerlerinin hesaplanmasına ait matematiksel denklemler sunulmuştur.

$$C_M = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N m_i \quad (\text{F.5})$$

$$C_S = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N s_i \quad (\text{F.6})$$

Eşitlik (F.5)'teki ve Eşitlik (F.6)'daki C_M ve C_S merkezlerinin hesaplanmasından sonra ise, nokta çiftlerindeki tüm M ve S noktaları bu merkez noktasına göre hizalanır. Hizalama işlemi, Eşitlik (F.7)'de ve Eşitlik (F.8)'de ifade edildiği üzere, m_i ve s_i noktalarından C_M ve C_S merkezlerinin çıkarılmasıyla yapılır.

$$M' = \{m'_i = m_i - C_M\}; i = 1, \dots, N \quad (\text{F.7})$$

$$S' = \{s'_i = s_i - C_S\}; i = 1, \dots, N \quad (\text{F.8})$$

Eşitlik (F.7)'deki ve Eşitlik (F.8)'deki denklemlerde M' ve S' , hizalanmış olan noktaların kümelerini gösterir. M' ve S' kullanılarak, H kovaryans matrisi, Eşitlik (F.9)'da da ifade edildiği gibi hesaplanır ve H kovaryans matrisi üzerinden TDA uygulanır. TDA'ya ait genel denklem Eşitlik (F.10)'da gösterilmiştir.

$$H = M' S'^T \quad (\text{F.9})$$

$$H = U \Lambda V^T \quad (\text{F.10})$$

Eşitlik (F.10)'daki U ve V , sırasıyla HH^T 'den ve H^TH 'den seçilen ortonormal özvektörlerden oluşan ortogonal matrislerdir. Yine aynı eşitlikte yer alan Λ ise HH^T 'nin veya H^TH 'nin pozitif özdeğerlerinin kareköklerinden oluşan bir diagonal matristir. H kovaryans matrisi üzerinden uygulanan TDA sonucu, R rotasyon matrisi ve t öteleme vektörü hesaplanabilir. İlgili R ve t parametrelerine ait denklemler Eşitlik (F.11)'de ve Eşitlik (F.12)'de verilmiştir.

$$R = VU^T \quad (F.11)$$

$$t = C_S - RC_M \quad (F.12)$$

Hesaplanan R ve t parametreleri, S nokta bulutunun M nokta bulutuyla karşılaştırılması için uygulanması gereken dönme ve ötelemeyi sağlamış olur. Eşitlik (F.2)'deki hata denklemi esas alınarak, S nokta bulutu üzerinde gerçekleştirilen dönme ve ötelemenin sonucunda, dönüşüm uygulanmış S nokta bulutu ile, M nokta bulutu arasındaki $E(R, t)$ hata oranı hesaplanır. Eğer ki bu hata, önceden belirlenen bir e_t hata eşik seviyesinin altında ise karşılaştırma işlemi tamamlanır; değil ise ilgili işlemler ölçülen hata değerinin e_t hata eşik seviyesinin altındaki bir değere ulaşması koşulu sağlanıncaya kadar iteratif olarak tekrarlanır.

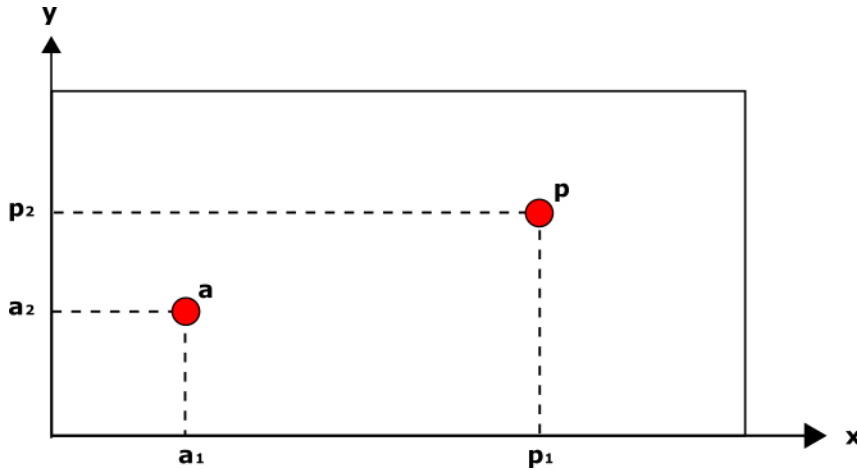
İEYN yöntemine ait detaylı algoritmik bilgiler, matematiksel tanımlar ve matematiksel arka plan, Prochazkova ve Martisek tarafından sunulan bir çalışmada [228] ele alınmıştır. İlgili çalışmadan bu bölüm dâhilinde tarafımızca da yararlanılmıştır.

KARE ORTALAMALARININ KAREKÖKÜ HATASI (KOKH)

KOKH [191], ki RMSE (Root Mean Square Error) olarak da bilinir, çok boyutlu verilerin arasındaki hatayı mesafe temelli ölçen hata hesaplama yöntemlerinden birisidir. KOKH ile, her biri n elemandan oluşan iki vektörün arasındaki hata payı sayısal olarak Eşitlik (G.1)'deki denklem kullanılarak hesaplanabilir:

$$KOKH = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (a_i - p_i)^2} \quad (G.1)$$

Eşitlik (G.1)'deki denklemde a ve p , n uzunluklu vektörlerdir. a ve p vektörleri, sırasıyla bir gerçek referans değer vektörü ile bir tahmin edilen değer vektörüne karşılık gelir. İlgili denklemde, a ve p vektörlerinin sırasıyla karşılıklı elemanlarının farklarının kareleri alınır ve toplanır. Sonrasında ise, elde edilen toplam değer, n vektör uzunluğuna bölünmesiyle ve karekökünün alınmasıyla KOKH değeri hesaplanmış olur. Şekil G.1'de, örnek a ve p vektörleri ve ilgili vektörlere ait bileşenler iki boyutlu düzlemde ifade edilmiştir.



Şekil G.1 Örnek a ve p vektörlerinin ve ilgili vektörlere ait bileşenlerin iki boyutlu düzlemde gösterimi

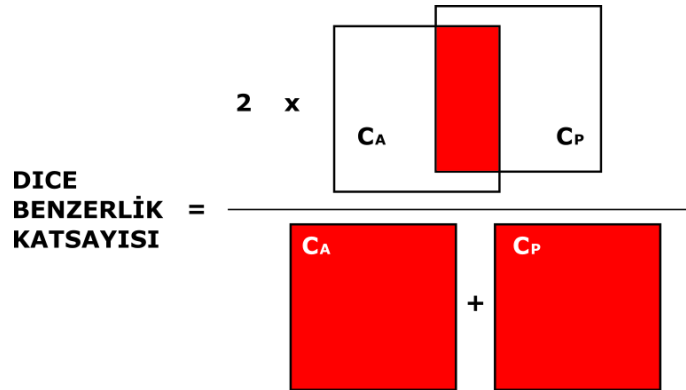
H

DICE BENZERLİK KATSAYISI (DBK)

DBK [192], ki DSC (Dice Similarity Coefficient) olarak da bilinir, farklı imgelerdeki iki objenin kesişim oranı üzerinden birbirleri arasındaki benzerliğe dair bir bilgi sunan bir benzerlik ölçüm metriğidir. DBK değerinin ölçümü için, iki farklı görüntüdeki objelerin kesişimleri piksel, vksel vb. cinsinden hesaplanarak 2 ile çarpılır ve elde edilen değer, objelerin büyüklükleri toplamına oranlanır. DBK, medikal görüntü işleme uygulamalarında başarı oranlarının hesaplanmasında ve performans değerlendirilmesinde oldukça geniş bir kullanım alanına sahiptir. Eşitlik (H.1)'de DBK'ya ait denklem sunulmuştur.

$$DBK(C_A, C_P) = \frac{2|C_A \cap C_P|}{|C_A| + |C_P|} \quad (H.1)$$

Eşitlik (H.1)'deki denklemde, C_A ve C_P iki farklı imgede yer alan objelerdir. İlgili denklemde görüldüğü üzere, C_A ve C_P objelerinin kesişim miktarı hesaplanır ve bu değer 2 ile çarpılır, objelerin toplam büyüklük miktarına oranlanır. Böylece DBK hesaplanmış olur. DBK, $[0,1]$ aralığında bir değer alır. DBK değerinin 1'a yakın olması, görüntülerdeki iki objenin birbirine çok yüksek derecede benzediği; 0'a yakın olması ise, görüntülerdeki objelerin benzerliklerinin az olduğu anlamına gelir. DBK, Eşitlik (H.1)'deki denkleme ek olarak, Şekil H.1'de görsel bir formda da ifade edilmiştir.



Şekil H.1 Görsel formda Dice Benzerlik Katsayısı (DBK)

İletişim Bilgileri: abbasmemis@gmail.com

Makale

1. A. Memiş, S. Albayrak, and F. Bilgili, "A new scheme for automatic 2d detection of spheric and aspheric femoral heads: A case study on coronal MR images of bilateral hip joints of patients with Legg-Calve-Perthes disease," *Computer methods and programs in biomedicine*, vol. 175, pp. 83–93, 2019.
2. A. Memiş, S. Varlı, and F. Bilgili, "Computerized 2D detection of the multiform femoral heads in magnetic resonance imaging (MRI) sections with the integro-differential operator," *Biomedical signal processing and control*, vol. 54, pp. 101578, 2019.
3. A. Memiş, S. Varlı, and F. Bilgili, "Quantification of 2D shape variation of abnormal proximal femurs over normal proximal femurs in bilateral hip MRI: A computerized analysis for Legg-Calve-Perthes disease," *Procedia computer science*, vol. 158, pp. 426-435, 2019.
4. A. Memiş, S. Varlı, and F. Bilgili, "Semantic segmentation of the multiform proximal femur and femoral head bones with the deep convolutional neural networks in low quality MRI sections acquired in different MRI protocols," *Computerized medical imaging and graphics*, vol. 81, pp. 101715, 2020.

Konferans Bildirisi

1. A. Memiş, S. Albayrak, and F. Bilgili, "Femoral head detection in Perthes MR slices with circular Hough transform," in *2018 26th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, IEEE, 2018, pp. 1–4.
2. A. Memiş, S. Albayrak, and F. Bilgili, "3D detection of spheric and aspheric femoral heads in coronal MR images of patients with Legg-Calve-Perthes disease using the spherical Hough transform," in *Proceedings of the 2018 3rd International Conference on Biomedical Imaging, Signal Processing*, ACM, 2018, pp. 46–52.
3. A. Memiş, S. Albayrak, and F. Bilgili, "A brief overview of medical software tools used in MR image segmentation," in *2018 Medical Technologies National Congress (TIPTEKNO)*, IEEE, 2018, pp. 1–4.

4. A. Memiş, S. Varlı, and F. Bilgili, "Femoral head segmentation with convolutional neural networks in MR imaging slices of the patients with Legg-Calve-Perthes disease," in *2020 28th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU)*, IEEE, 2020, pp. 1–4.