

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**MANYETİK REZONANS (MR) DİZ GÖRÜNTÜLERİNDE OTOMATİK
MENİSKÜS TESPİTİ VE YIRTIKLARIN TEŞHİSİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Okyay GENÇALIOĞLU

**TEMMUZ 2007
TRABZON**

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**MANYETİK REZONANS (MR) DİZ GÖRÜNTÜLERİNDE OTOMATİK MENİSKÜS
TESPİTİ VE YIRTIKLARIN TEŞHİSİ**

Okyay GENÇALIOĞLU

**Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde
“Yüksek Lisans (Bilgisayar Mühendisliği)”
Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.**

**Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 07/06/2007
Tezin Savunma Tarihi : 06/07/2007**

**Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Cemal KÖSE
Jüri Üyesi : Yrd. Doç. Dr. Hüseyin PEHLİVAN
Jüri Üyesi : Doç. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU**

Enstitü Müdürü : Prof. Dr. Emin Zeki BAŞKENT

Trabzon 2007

ÖNSÖZ

Böylesine sağlık bilimlerine faydalı olabilecek bir konuyu seçmeme vesile olan, uzun tez sürecinde zorlandığım, bunaldığım ve hatta işin içinden çıkamayacağımı düşündüğüm zamanlarda bana gerek önerdiği yöntemler ve verdiği destek gerekse de gösterdiği yakın ilgisinden ötürü sevgili danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Cemal Köse'ye en içten teşekkürlerimi ve şükranlarımı sunarım.

Eğer bu çalışma bir noktaya geldiyse, bana kader ortaklığı yapan, en zor zamanlarımda bile daima bana destek ve moral veren, omuz omuza gece-gündüz beraber çalıştığımız sevgili dostum, İstatistik ve Bilgisayar Bilimleri Arş. Gör. Uğur Şevik'e tüm kalbimle teşekkür ederim.

Çalıştığım birim olan K.T.Ü Tıp Fakültesi Farabi Hastanesi Bilgi İşlem Merkezinde bana bu tez ile ilgili sağladıkları her türlü destek ve gösterdikleri anlayıştan dolayı başta sevgili patronum Uzm. Müh. İsmail Çebi olmak üzere tüm mesai arkadaşlarıma çok teşekkür ederim.

Aynı hastanede bu çalışma için MR görüntülerinin ve gerekli tıbbi bilgilerin tedarikini sağlayan başta Prof. Dr. Ahmet Sarı ve Dr. Ayşe Eda Zihni olmak üzere radyoloji bölümü çalışanlarına şükranlarımı sunarım.

Her şeyden önce beni bu günlere getiren, her türlü fedakârlığı yaparak benim yetişmemi isteyen ve gereken her şeyi yapan çok sevgili Annem ve Babama layık bir evlat olabilmek temennisi ile kendilerine saygı ve sevgilerimi sunarım.

Bu çalışmanın hazırlanması esnasında bana desteği olan adını sayamadığım nice insana, Karadeniz Teknik Üniversitesi'ne teşekkür ederim.

Okyay Gençalioğlu
Trabzon, 2007

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ.....	II
İÇİNDEKİLER.....	III
ÖZET.....	VI
SUMMARY.....	VII
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VIII
TABLolar DİZİNİ.....	XI
1. GENEL BİLGİLER.....	1
1.1. Giriş.....	1
1.2. Diyagnostik Radyoloji.....	4
1.2.1. Diyagnostik Radyolojide Modern Görüntüleme Yöntemleri.....	5
1.2.1.1. Röntgen.....	5
1.2.1.2. Bilgisayarlı Tomografi (BT).....	7
1.2.1.3. Radyoizotop Görüntüleme (RG).....	8
1.2.1.4. Ultrasonnografi (US).....	8
1.2.1.5. Termografi.....	9
1.2.1.6. Dijital Substraksiyon Radyografisi (DSR).....	9
1.2.1.7. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG).....	10
1.2.1.7.1. MRG Donanımı.....	10
1.2.1.7.2. Genel Çalışması.....	12
1.2.1.7.3. MRG' de Düzlemler.....	16
1.3. Dizin Anatomisi.....	17
1.3.1. Menisküsler.....	18
1.3.1.1. Menisküslerin Anatomisi.....	18
1.3.1.2. Menisküslerin Fonksiyonları.....	19
1.3.1.3. Menisküs Yırtıkları.....	20
1.4. Sagittal Kesit, Proton Densite MR Görüntülerinde Diz.....	21
1.4.1. MRG' de Menisküsler.....	22
1.4.2. MRG' de Menisküs Yırtıkları.....	23
1.4.2.1. Longitudinal (Uzunlamasına) Yırtık.....	23
1.4.2.2. Radial Yırtık.....	24

1.4.2.3.	Horizontal (Yataylamasına) Yırtık	24
1.4.2.4.	Kompleks Yırtık	25
1.5.	Kullanılan Görüntü İşleme Teknikleri.....	25
1.5.1.	Histogram	25
1.5.1.1.	Yatay ve Düşey Toplam Histogramlar (YTH - DTH).....	26
1.5.1.2.	Histogram Düzgünleştirme (Histogram Smoothing).....	26
1.5.1.3.	Histogram Normalizasyonu	27
1.5.1.4.	DTH ve YTH İçin Ağırlıklandırma	28
1.5.1.5.	Histogram Eşitleme	29
1.5.2.	Görüntüde Filtreleme İşlemleri	30
1.5.2.1.	Görüntü Yumuşatma (Ortalama Operatörü).....	32
1.5.2.2.	Yatayda Kenar Algılama Filtreleri	32
1.5.3.	Eşikleme ile Görüntüyü İkiliye Dönüştürme.....	33
1.5.3.1.	OTSU Uyarlamalı Eşikleme Algoritması.....	35
1.5.3.2.	İkili Görüntü Üzerinde Morfolojik İşlemler.....	36
1.5.3.2.1.	İkili Genişletmek	37
1.5.3.2.2.	İkili Aşındırma.....	38
1.5.3.2.3.	İkili Açma ve Kapama	39
1.5.4.	İkili Görüntü Üzerinde Bölge İşlemleri.....	39
1.5.4.1.	İstatistiksel Bölge Bölütleme.....	39
1.5.4.2.	Uyarlamalı Tohumlu Bölge Büyütme	40
1.5.4.3.	İkili Görüntüde Bölge Etiketleme.....	41
1.5.4.4.	Etiketlenmiş Bölgenin Ağırlık Merkezini Bulma.....	42
1.5.5.	Şablon Eşleme (Template Matching)	43
2.	YAPILAN ÇALIŞMALAR, BULGULAR VE İRDELEME	47
2.1.	Eklem Bölgesinin Lokalizasyonu	49
2.1.1.	Histogram Tabanlı Lokalizasyon.....	49
2.1.2.	Kenar Filtreleme ve Ağırlıklandırılmış DTH Tabanlı Lokalizasyon	51
2.1.3.	İstatistiksel Bölütleme Tabanlı Metot.....	52
2.1.3.1.	Öz Temsil İmgesi (ÖTİ)	53
2.1.3.1.1.	ÖTİ'nin Boyutunun Belirlenmesi	53
2.1.3.2.	Dokunun İstatistiksel Özelliklerinin Çıkarımı.....	54
2.1.3.3.	Hata Hesabı.....	55

2.1.4.	Kemik Bölütleme.....	56
2.2.	Menisküs Boynuzlarının Tespiti.....	59
2.2.1.	Eklem Bölgesi Üzerinde Ön-İşlemler.....	60
2.2.2.	Şablon Eşleme	62
2.2.2.1.	Parametrik Üçgensel Şablon.....	62
2.2.2.2.	Şablon Tarama ve Puanlama	64
2.3.	Menisküs Boynuzlarının Analizi	67
3.	SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....	70
3.1.	Eklem Bölgesi Tespit Sonuçları	71
3.2.	Menisküs Tespiti ve Yırtık Analizi Sonuçları	74
4.	KAYNAKLAR.....	76
	ÖZGEÇMİŞ.....	79

ÖZET

Tıpta bir hastalığa tanı konulması, en az tedavi kadar önemli bir aşamadır. Başarılı bir tedavi ancak doğru tanı konulduğunda gerçekleşebilir. Bu açıdan bakıldığında, radyolojik görüntülemenin tanı yöntemleri arasında ayrı bir önemi vardır. Günümüzde özellikle diz eklem problemlerini teşhis etmek amacıyla sıkça, modern bir radyolojik görüntüleme tekniği olan Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)'ye başvurulmaktadır.

Menisküsler, diz ekleminde iki adet bulunan, diz eklemine destekleme, kıkırdaklara ve kemiklere binen yükü azaltarak hareket kabiliyetini arttırma gibi önemli görev ve fonksiyonlar üstlenen kıkırdak yastıkçıklardır. Bu kıkırdak dokular üzerinde meydana gelebilecek olan yırtıklar, hareket kabiliyetini sınırlayarak diz eklemının sağlığını olumsuz yönde etkilemektedir. Dolayısıyla bu tür problemlerin zamanında ve doğru olarak teşhis edilmesi, tedavi sürecine önemli katkıda bulunmaktadır.

Bu çalışmada öncelikle, proton densite, sagittal diz MR görüntülerinde iç (medial) veya dış (lateral) menisküsün ön ve arka boynuzlarının da içinde bulunduğu diz eklem bölgesi, histogram ve istatistiksel kemik bölütleme tabanlı metotlarla tespit edildi. Lokalize edilen eklem bölgesi üzerinde yapılan bazı ön görüntü işlemlerinin ardından görüntü ikiliye çevrildi ve etiketlendi. Son olarak parametrik bir üçgensel prototip model kullanılarak şablon eşleme tekniği ile menisküs boynuzları tespit edilerek analiz edildi.

Karadeniz Teknik Üniversitesi Tıp Fakültesi Farabi Hastanesi Radyoloji Bölümü'nden tedarik edilen 30 farklı hastadan 100 dilim (slice) proton densite, sagittal MR diz görüntüsü üzerinde teşhis-analiz sistemi test edilmiştir.

Çalışma için gerçekleştirilen teşhis-analiz sistemi, herhangi bir görüntü-bilgi-tabanında belirli bir perspektifte görüntü içeriği sorgularının yapılmasını sağlayabileceği gibi görüntüyü ekrana almadan menisküs yırtıklarını tespit ederek tedavi planlaması için klinisyeni yönlendirebilir. Ayrıca elle görüntü üzerinde ölçülmesi çok zor ve zaman alıcı olan çeşitli nicel hesaplamaları otomatik olarak yaparak daha doğru ve somut bilgiler ortaya koyabilir.

Anahtar Kelimeler: Menisküs Yırtıkları, İstatistiksel Görüntü İşleme, Histogram, Görüntü Tanıma, Şablon Eşleştirme, MR, Manyetik Rezonans

SUMMARY

Automatic Meniscus Detection and Diagnosis of the Tears on Magnetic Resonance (MR) Images of the Knee

In medicine, diagnosis of any disease is very important process as well as treatment. A successful treatment can only be done with accurate diagnosis. With respect to this, radiological imaging methods have an important role in health care. Recently, Magnetic Resonance (MR) as a modern imaging method is often used especially for diagnosing the problems regarding knee joint.

Menisci are cartilage cushions, which assume critical functions like supporting the knee joint, increasing the mobility by decreasing the burden that rides on the bones and cartilages. Tears that might be take place on this soft cartilage tissue are also very significant injury from the health of the knee point of view.

In this study, first of all, the knee joint (meniscal area) which includes anterior and posterior horns of the medial or lateral meniscus are detected by histogram and statistical bone segmentation based methods on the sagittal plane, proton density MR images of the knee. Following several pre-processing operations on the localized knee joint, the image is converted to binary and labeled. Finally, template-matching technique is employed by means of adapting a parametric triangular prototype. Then, the meniscus horns are detected and analyzed for tear-diagnosis purpose.

The diagnosis-analyze system has been tested on 100 slices of proton density, sagittal MR images of the knee that had been taken from 30 different patients, provided by Radiology Department of Faculty of Medicine at Karadeniz Technical University.

The implemented Diagnosis-Analysis system can provide content-based search for the context from an image-knowledge-base and can also supervise the clinician before the image hasn't been viewed on the monitor yet. In addition, more concrete and accurate data can automatically be obtained by doing several quantitative calculations that are very hard and painstaking to measure on the image manually.

Keywords: Meniscus Tear, MR, Magnetic Resonance, Statistical Image Processing, Histogram, Template Matching, Pattern Recognition.

ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1. Biyomedikal görüntü analiz sisteminin genel bir şeması	2
Şekil 2. X - Işını kaynağından bir görüntü yoğunlaştırıcısına doğru X- Işının yolu	6
Şekil 3. Göğüs ve el röntgen grafileri.....	6
Şekil 4. Kateter aracılığı ile kontrast maddenin enjekte edilmesi	9
Şekil 5. Cryostat	11
Şekil 6. Hidrojen atomlarının manyetik alan içerisinde paralel ve anti paralel olarak dizilim göstermeleri	12
Şekil 7. a) Dokunun B_0 'a paralel net manyetik vektörü (Longitudinal Manyetizasyon), b) RF itmesi uygulamasından sonra net manyetiğin yön değiştirmesi (Travers Manyetizasyon).....	13
Şekil 8. a) T_1 ağırlıklı görüntü, b) Proton densite görüntü, c) T_2 ağırlıklı görüntü.....	15
Şekil 9. Sagital, koronal ve aksiyal kesitlerin bir model profilinde gösterimi	16
Şekil 10. Dizin Önden Görünümü	17
Şekil 11. Menisküs Anatomisi.....	19
Şekil 12. Sagital kesit, proton densite MR görüntülerinde dizin genel görünümü.....	22
Şekil 13. Longitudinal (Uzunlamasına) Menisküs Yırtığı.....	23
Şekil 14. Radial Yırtık	24
Şekil 15. Horizontal (Yataylamasına) Yırtık	25
Şekil 16. Parlaklık Histogram Dağılımı.....	25
Şekil 17. Düzgünleştirme için ortalama değer hesaplanması	27
Şekil 18. a) Histogram eşleme öncesi orijinal görüntü, b) Histogram eşleme uygulanması sonrası görüntü.....	30
Şekil 19. a) Histogram eşleme öncesi histogram dağılım grafiği, b) Histogram eşleme sonrası histogram grafiği	30
Şekil 20. 3x3'lük örnek filtre matrisi.....	31
Şekil 21. Filtre matrisi komşuluk ilişkileri	31
Şekil 22. Yumuşatma (ortalama) operatörleri	32
Şekil 23. a) Gri seviye nesne içeren bir görüntü örneği, b) Örnek görüntünün histogram dağılımı	34
Şekil 24. Belirli bir T eşik değeri ile ikiliye (binary) çevrilmiş görüntü.	35
Şekil 25. a) Orijinal ikili (binary) görüntü, b) İkili genişletme (dilation) uygulanması ..	37

Şekil 26. a) Orijinal ikili (binary) görüntü, b) İkili aşındırma (erosion) uygulanması	38
Şekil 27. Uyarlamalı Tohumlu Bölge Büyütme a) Tohum Pikselleri, b) İlk İterasyon, c) Son İterasyon	40
Şekil 28. İkili görüntüde bölge etiketleme.....	42
Şekil 29. Etiketlenmiş görüntü üzerinde hesaplanan ağırlık merkezleri	43
Şekil 30. a) Görüntü üzerinde nesnelar dizisi, b) Görüntüde taranacak üçgensel şablon	44
Şekil 31. Ön ve arka menisküs boynuzlarını içeren proton densite, sagittal Manyetik Rezonans (MR) diz görüntüsü	47
Şekil 33. DTH' da dikey hatta 40'ar piksel sabit aralık ve YTH' da merkezden itibaren iki maksimum noktayla sınırlanarak belirlenen eklem bölgesi görüntüsü	50
Şekil 34. DTH' da dikey hatta 40'ar piksel sabit aralık ve YTH' da merkezden itibaren iki maksimum nokta arasındaki minimum hatta 120'şer piksel sabit aralıkla sınırlanarak belirlenen eklem bölgesi görüntüsü	51
Şekil 35. Prewitt yatay kenar algılama filtresi sonrası 10 eşik değeri ile ağırlıklandırılmış DTH ile eklem bölgesinin yatay merkez hattının belirlenmesi	52
Şekil 36. Öz Temsil İmgesi (ÖTİ)'nin hesaplanması.	54
Şekil 37. Kemik Dokusuna ait ÖTİ için kümülatif hata – boyut grafiği	54
Şekil 38. ÖTİ için $l=61, \mu_l = 49.49, \sigma_l = 8.93$ olmak üzere, tarama için ise çözünürlük $3 \times 3=9$ piksel ve normalize hata değeri eşiği 1 olarak seçilmesiyle yapılan kemik bölütlemesi.....	58
Şekil 39. Bölütlenen bölge tohum alınarak uyarlamalı bölge büyütme uygulanması	58
Şekil 40. Bölütlenmiş kemiklerin YTH ve DTH vektörlerini kullanarak eklem bölgesi lokalizasyonu	59
Şekil 41. Orijinal Lokalize edilmiş eklem bölgesi.....	60
Şekil 42. Orijinal eklem bölgesi görüntüsü üzerinde histogram eşitleme uygulanması....	60
Şekil 43. OTSU-109 eşik değerine göre histogram eşitleme yapılmadan oluşturulan eklem bölgesi ikili görüntüsü.....	60
Şekil 44. OTSU-109 eşik değerine ve histogram eşitleme işlemi sonrası oluşturulan ikili eklem bölgesi görüntüsü	61
Şekil 45. İkili eklem bölgesi görüntüsü üzerinde açma işlemi uygulanması.....	61
Şekil 46. İkili Eklem bölgesi görüntüsü üzerinde bölgelerin etiketlenmesi	61
Şekil 47. Parametrik Üçgensel Şablon.....	62
Şekil 48. a) Orijinal lokalize olmuş eklem görüntüsü, b) Ön işlemlerden geçirildikten sonra etiketlenmiş ikili eklem bölgesi görüntüsü	65
Şekil 49. En yüksek puana sahip, şablon eşleştirme sonrası seçilen kaba üçgenler a) Ön menisküs boynuzu için, b) Arka menisküs boynuzu için	65

Şekil 50. Optimizasyon sonrası en yüksek puanla seçilen üçgen şablonları a) Ön menisküs boynuzu için, b) Arka menisküs boynuzu için	66
Şekil 51. Tarama sonrası kaydedilen üçgenler ve puanları	67
Şekil 52. a) Orijinal eklem bölgesi görüntüsü. b) Etiketlenmiş ikili görüntü c) Şablon eşleme ile saptanmış ön ve arka menisküs boynuzları	68
Şekil 53. Ön ve arka menisküs boynuzlarının analizi sonucunda anormal olarak belirlenen piksellerin işaretlenmesiyle oluşturulan görüntü	69
Şekil 54. Proton Densite, Sagital MR diz görüntüsü üzerinde saptanan eklem bölgesi..	72
Şekil 55. Tespit ve analiz edilen ön ve arka menisküs boynuzlarının analizi sonucu arka boynuz horizontal yırtığın orijinal MR görüntüsü üzerinde gösterilmesi.....	74

TABLULAR DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 1. Radyoloji Biliminin Kapsamı.....	5
Tablo 2. Manyetik Alan İçerisinde Bo'a paralel dizilen net atom değerleri	13
Tablo 3. En çok kullanılan yatayda kenar algılama filtre matrisleri.....	33
Tablo 4. Yatay kenar algılama filtrelerinin eklem bölgesi yatay hattını belirleme performansları.....	73

1. GENEL BİLGİLER

1.1. Giriş

Radyolojik bilimler özellikle son yirmi yılda tıbbi görüntüleme ve bilgisayarlı tıbbi görüntü işleme devrimsel bir ilerleyişe tanık olmaktadır. Bu ilerleyiş iki, üç veya çoklu boyutlu görüntüleme yöntemlerinin tanısal (diyagnostik) radyolojide çok önemli kliniksel araçlar olmalarını sağlamıştır. Artık hastalıkların teşhisinde ve tedavisinde radyolojik görüntüleme, görüntü işleme ve analiz yöntemlerinin kliniksel önemi tartışılmaz bir gerçektir.

Tıbbi görüntüler sadece teşhis amaçlı olarak kullanılmamaktadır. Ayrıca müdahale araç ve aygıtlarının, görüntü içeriği ile yönlendirildiği tedavi veya cerrahi müdahale sırasında önemli bir unsur olarak hizmet vermektedir. Görüntüler operasyon sırasında veya öncesinde elde edilebilmektedir.

Günümüzde, ilgilenilen vücut bölgesi üzerinde herhangi bir teşhis koymak için çeşitli radyolojik yöntemlerle oluşturulan tıbbi görüntülerden sıkça yararlanılmaktadır. Gerçekten de bu görüntüler sonuç olarak somut bir bilgi ortaya koyması nedeniyle diğer klinik ve fiziksel bilgiye dayalı teşhis yöntemlerinden doğruluk yüzdesi bakımından da önemli farklar ortaya koymaktadır. Böylece daha sonra tedavi süreciyle ilgili en uygun planlamaların yapılmasını sağlamaktadır.

Düzeysel X-Işınlı görüntüleme (Röntgen), son yüzyılın ilk yarısında tek radyolojik görüntüleme metoduyken, bugün birçok modern görüntüleme yöntemi insan vücudundan anatomik, fizyolojik, metabolik ve fonksiyonel bilgileri elde etmek için pratikte kullanılmaktadır.

Günümüzde radyolojik uygulamalar için teşhiste ve tedavi değerlendirmede önemli faydalar sağlayan çok boyutlu görüntüleri üretme yeteneğine sahip X-Işınlı mamografi, Bilgisayarlı Tomografi (BT), Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG), Ultrason gibi yöntemlere başvurulmaktadır. Bu modern tıbbi görüntüleme metotları, veri toplanması, görüntü modellenmesi (reconstruction) ve gösterimi için yüksek hızlarda çalışan elektronik ve bilgisayarlar kullanan karmaşık donanım ve aygıtları içermektedir.

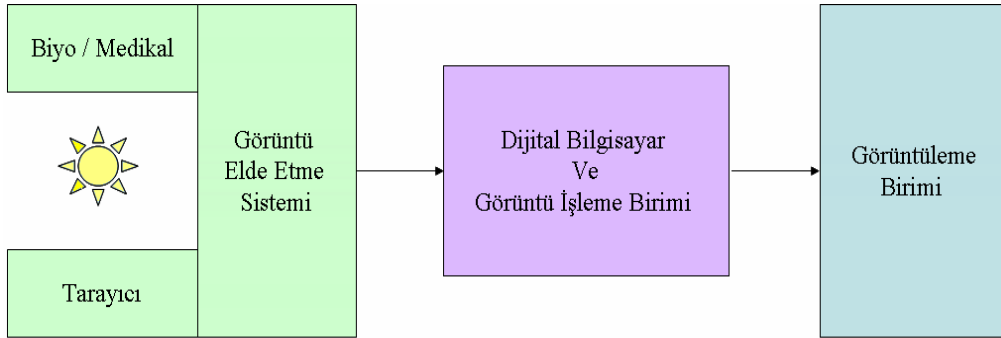
Görüntüleme aygıtlarındaki gelişim, tıbbi görüntülerin daha iyi anlaşılması, yorumlanması için yeni bilgisayarlı görüntü analiz, işleme ve oluşturma metotlarında da

bir devrim etkisi yaratmıştır. Bu görüntü işleme ve analiz yöntemleri daha önce sadece doktor-bilgisayar işbirliği vasıtasıyla tıbbi kararların alınabilmesi amacıyla yardımcı araç olarak kullanılıyordu. Son zamanlarda ise tıbbi görüntüleri içeren radyolojik testlerin hassasiyetini ve spesifikliğini geliştirebilecek bilgisayar destekli teşhis için akıllı veya model-tabanlı nicelsel görüntü analiz yaklaşımları araştırılmakta ve geliştirilmektedir.

Görüntü işleme ve analiz metotları, tıbbi görüntülerin elle veya bilgisayar destekli olarak yorumlanmasının geliştirilmesi için tanısal bilgilerin daha anlaşılır duruma getirmeyi amaçlamıştır. Sıkça bazı dönüşüm metotları kullanılarak görünürlüğü ve ilgilenilen bölgenin özniteliklerinin ölçümlerinin yapılmasını sağlanmaktadır.

Tanısal radyolojideki tıbbi görüntüleme, işleme ve analizler, fizik, kimya, mühendislik ve tıp gibi birkaç temel bilimin önemli katkılarının bir sonucu olarak evrimleşmişlerdir.

Bilgisayar kullanarak, düzeysel görüntüleme metotlarıyla görülmesi zor hatta imkânsız olan, görüntüde gizli tanısal karakteristik özellikleri ortaya çıkarmak için fizyolojik yapıların çok boyutlu dijital görüntüleri işlenmekte, amaca ve isteğe göre uyarlanmaktadır. Dahası herhangi bir teşhise yardım etmek veya tedavi protokollerini değerlendirmek için ilgilenilen bölgenin öznitelikleri, davranışlarını anlamak amacıyla karmaşık bilgisayar programları ve modelleri kullanarak ölçülebilmekte ve analiz edilebilmektedir.



Şekil 1. Biyomedikal görüntü analiz sisteminin genel bir şeması

Genel amaçlı bir biyomedikal görüntü işleme ve analiz sistemi üç temel unsura sahip olmalıdır [1].

- Görüntü elde etme sistemi
- Dijital bir bilgisayar
- Görüntüleme Çevre Birimleri

Görüntü elde etme sistemi, genelde ilgilenilen bölge ile ilgili bilgiyi taşıyan biyomedikal bir sinyali veya radyasyonu dijital bir görüntüye dönüştürür. Dijital görüntü, bilgisayar tarafından okunabilen bir dijital sayılar dizisi tarafından temsil edilir. İki, üç veya çoklu boyutlu olarak gösterilebilir.

Genel amaçlı bir biyomedikal görüntü işleme ve analiz sisteminin ikinci ana parçası genelde ileri düzeyde ve daha sonra işlemek üzere dijital görüntüleri saklamak için kullanılan yüksek bellek birimlerine sahip dijital bir bilgisayardır. Bu sistem dahilinde genel amaçlı bir bilgisayar veya paralel işlemcilerden oluşan bir sıralı bilgisayar (array computer), görüntü analizi için kullanılmaktadır.

Genel amaçlı bir biyomedikal görüntü işleme ve analiz sisteminin üçüncü gerekli parçası, birinci aşamada elde edilen dijital görüntü üzerinde ikinci aşamada yapılan görüntü işleme ve analiz işlemlerinden sonra oluşan yeni çıktı görüntüsünü gösteren bir görüntüleme sistemidir. Uygulamaya bağlı olarak, çözünürlük boyutu, gri seviyelerin sayısı, renklerin sayısı, ayrık-görüntü erişimi ve benzeri gibi gösterim yetenekleri açısından görüntü gösterimin gereksinimlerinde geniş bir varyasyon olabilir. Ayrıca, sıradan görüntü çıkış monitörü ile birlikte baskı çıkış makinesi veya yazıcı gibi diğer çıkış aygıtları da bu görüntüleme çevre birimlerine dahil olabilirler.

Görüntü işlemedeki uyarlamalı öğrenim algoritmaları ve bilgi-tabanlı akıllı analiz yöntemlerindeki bu yenilikler ve yükseliş, bilgisayar destekli teşhis için elde edilen tanısal bilgiyi geliştirecek tıbbi görüntü analizinin gerektirdiği ihtiyaçları karşılayabilmektedir.

Literatürde, bu zamana kadar başta MR olmak üzere radyolojik tıbbi görüntülerde diz eklemi ile ilgili yapılan bilgisayar destekli görüntü işleme ve teşhis-analiz çalışmaları genellikle eklem kıkırdakları üzerine olmuştur.

Osteoartrit (OA), en sık görülen eklem hastalığı olup, ana bulgusu eklem kıkırdağının dejenerasyonudur [2, 13]. 25–74 yaşları arasındaki Kuzey Amerikalı ve kuzey Avrupalı bireylerin yaklaşık üçte biri OA'nın radyolojik belirtilerini göstermektedir [3]. Sağlıklı bir bireyde birkaç milimetre kalınlığında olan kıkırdağın, OA başlamasından sonra tamamen yok olması on-yıllar sürebilir. Bu hastalığın henüz

herhangi bir tedavisi mümkün gözükmemektedir. Sadece çeşitli kliniksel yöntem ve önlemlerle bu süreç mümkün olduğunca yavaşlatılarak, hastalıktan kaynaklanan diz eklemde hareket kaybı ve acı asgari düzeye çekilmeye çalışılmaktadır.

OA'dan kaynaklanan kıkırdak dejenerasyonu olan bir hastanın tedavi süreci içerisindeki durumunun takibinin, değerlendirilmesinin ve tedavi süreci boyunca karşılaştırılmalarının yapılması klinisyenin tedavi sürecine yön vermesinde önemli katkılarda bulunmaktadır. Literatürde bu alandaki çalışmalar, diz eklemdeki kıkırdak dokunun gerek kullanıcı arayüzü ile yarı otomatik [4, 6, 11, 12], gerekse de tam otomatik [5, 8, 9] olarak çeşitli görüntü işleme ve analiz yöntemleriyle bölütlenerek alan, hacim vb. nicel hesaplamalarının yapılması ve 3-D modellemesi [3, 7] gibi işlemleri içermektedir. Kıkırdak dışında, menisküsle ilgili ise T1 ve T2 ağırlıklı MR görüntülerinden oluşturulan 3 -D MR diz görüntüleri üzerinde “fuzzy if-then rules” metoduyla menisküs yırtıklarının teşhisine yönelik bir çalışma mevcuttur [10].

Bu çalışmada ise, bilgisayar destekli tıbbi görüntü işleme ve analiz yöntemleri ışığında, yine diz eklemde fakat literatürdeki genel kıkırdak çalışmalardan farklı olarak, sagittal düzlemde, proton densite MR diz görüntüleri üzerinde tam otomatik olarak iç veya dış menisküsün ön ve arka menisküs boynuzlarını tespit ve yırtıkları teşhis edebilen bir teşhis-analiz sistemi sunulmuştur.

1.2. Diyagnostik Radyoloji

Radyoloji, hastalıkların teşhisi ve tedavisi için X-ışınları, manyetizma, ısı vb. gibi birçok fiziksel öznitelikleri, radyan enerjinin ve radyoaktif maddelerin tıpta tanı ve tedavi alanında kullanma ve görüntülemeyle ilgili bir tıp bilim dalı olarak tanımlanabilir. Türkçe karşılığı olan “Işın Bilimi” terimi de, yaygın olmamakla birlikte kullanılmamaktadır. Tanımdan da anlaşılacağı gibi tanı ve tedavi ile ilgili iki ana dala ayrılır (Tablo 1) [15].

Son yıllarda radyolojinin tanı dalında büyük ilerlemeler görülmüştür. Bir yandan bilgisayarlar aracılığı ile oluşturulan yeni görüntüleme yöntemleri geliştirilirken, öte yandan insan vücuduna tanı ve hatta tedavi amacıyla ince cerrahi girişimler uygulanmaktadır.

Tablo 1. Radyoloji Biliminin Kapsamı

RADYOLOJİ	
<i>I. Diyagnostik Radyoloji</i>	<i>II. Radyoterapi</i>
— Röntgen	— Teleterapi
— Bilgisayarlı Tomografi (CT)	— Plesioterapi
— Radyoizotop Görüntüleme (RG)	— İnternalterapi
— Ultrasonografi (US)	
— Termografi	
— Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)	
— Dijital Substraksiyon Radyografisi (DSR)	

1.2.1. Diyagnostik Radyolojide Modern Görüntüleme Yöntemleri

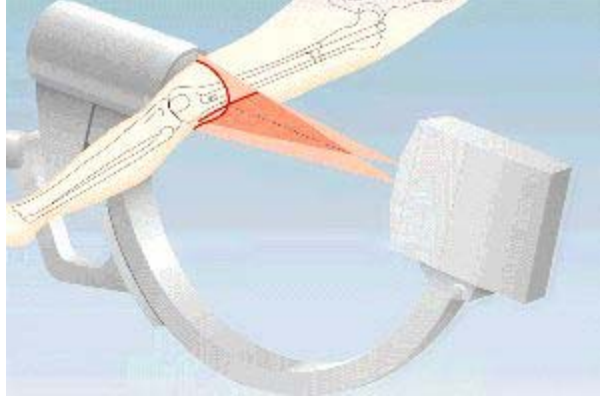
Herhangi bir sorunun veya problemi çözmek için öncelikle onun ne olduğunu anlamak çok önemli bir aşama hatta işin esasını oluşturmaktadır. Tıpta ise tedavi sürecini belirleyecek bu önemli aşamayı tanı koymak veya teşhis etmek olarak adlandırabiliriz. Bu nedenle, tıpta pek çok araştırma öncelikle tanı yöntemleri alanında yoğunlaşmaktadır. Tıbbi tanıda yararlanılan pek çok laboratuvar analizi (kan, idrar, dışkı gibi testler) bir hastalığın sonucunda ortaya çıkan değişkenleri ölçmektedir. Bu değişkenler pek çok hastalıkta kesin bir tanı ölçütü olabilirken, birçok hastalıkta da herhangi bir değer ifade etmeyebilir. Bunun için en önemli olan, bizzat hastalığın görüntülenmesidir; tıbbi görüntüleme teknikleri, hastalıkların tanısında kullanılanlar arasında en objektif yöntem kabul edilmektedir [16].

1.2.1.1. Röntgen

Bu yöntemde hastayı geçen X – ışınları bir röntgen filmi üzerine düşürülerek görüntü elde edilir. Farklı dokuların radyoaktif ışınları emme farklılığının ölçülmesi esasına dayanır. Bir başka ifade ile X - ışını kullanarak vücudun resminin çekilmesidir. Üzerinde görüntü oluşmuş röntgen filmine Radyogram veya daha doğru bir deyimle Röntgenogram denir.

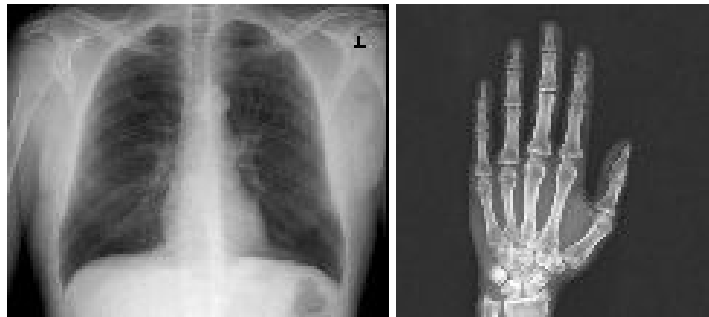
Bir X – Işını Kaynağı aktive edilir ve buradan çıkan X – Işınları, vücutta ilgilenilen bölüm boyunca ve vücut bölümünün altına veya arkasına yerleştirilmiş olan

bir film kaseti üzerine düşürülür. Kasetin içini kaplayan özel bir fosfor tabakası parlar ve filmi açığa çıkarır. Sonuç filmi sıradan bir fotoğraf gibi geliştirilir.



Şekil 2. X - Işını kaynağından bir görüntü yoğunlaştırıcısına doğru X- Işının yolu

X- Işınlarının vücudun ilgilenilen bölgesinden geçmesini ve bu bölgedeki el kemikleri gibi içerik yapılarının görüntüsünü oluşturmasını sağlayan X – Işının kendisine özgü enerjisi ve dalga boyudur. Örneğin bu X – Işını elden geçerken karşılaştıkları değişik yoğunluktaki dokular tarafından zayıflatılır. Kemik çok yoğundur ve X- Işını çok fazla zayıflatır veya abzorbe eder. Buna karşın kemiklerin etrafındaki yumuşak dokular çok daha az yoğundur ve çok daha az X-Işını enerjisi azaltır veya abzorbe eder. İşte kırılan kemikleri, tıkanan kan damarlarını, kanserli dokuları ve diğer anormallikleri net olarak gösterebilen görüntüleri oluşturan bu film, kendisinin uygun yerlerine karşılık gelen ve abzorbe işlemindeki farklılıklardan kaynaklanan üzerine düşen açığa çıkan çeşitli seviyelerinden oluşur.



Şekil 3. Göğüs ve el röntgen grafileri

1.2.1.2. Bilgisayarlı Tomografi (BT)

Bilgisayarlı tomografi, X-Işını (röntgen) kullanılarak vücudun incelenen bölgesinin kesitsel görüntüsünü oluşturmaya yönelik radyolojik teşhis yöntemidir. İnceleme sırasında hasta bilgisayarlı tomografi cihazının masasında hareket etmeksizin yatar. Masa manüel ya da uzaktan kumanda ile cihazın "gantry" adı verilen açıklığına sokulur. Cihaz bir bilgisayara bağlıdır.

BT tarayıcısı, vücuda ince bir X-ışını demetiyle nüfuz ederek derindeki dokuların kesitsel bir görüntüsünü oluşturur. Klasik röntgen filmlerinde vücut sadece tek bir açıdan görüntülendiğinden, kemiklerin, kasların ve organların gölgeleri birbirlerinin üzerine binmekte ve yorum yapmak güçleşebilmektedir. Kalsiyum gibi büyük moleküller X ışınları vücuttan geçerken onları tutmakta böylece arkalarında bulunan yapıları kısmen maskeleymektedir. Fakat bilgisayarlı tomografi makineleri bir X-ışını tüpünü hastanın etrafında çevirerek vücudun bir "dilim"ini pek çok açıdan görmektedir. Karşı tarafta yer alan hassas detektörler tarayıcının gördüklerini kaydetmekte ve bir bilgisayar çok sayıdaki görüntüyü tek bir video görüntüsü oluşturmak üzere değerlendirmektedir.

BT'nin donanım yapısında, hasta yatağı, "gantry" denilen dairesel bir boşluk, X-ışını kaynağı ve detektörler, çok gelişkin bir bilgisayar sistemi ve film baskı ünitesi gibi ana elemanlar vardır. Kabaca, bir X-ışını kaynağının, görüntülenmesi hedeflenen bölgenin çevresinde döndürülerek, X-ışınlarıyla bölgeyi oluşturan yapılar arasındaki etkileşimin, X-ışını sönümleri cinsinden bir detektörce algılanması ve bu yöntemle elde edilen verilerin bilgisayarda işlenerek, gri ölçekte görüntüye dönüştürülmesi temeline dayanır. Oluşturulan görüntüler bilgisayar ekranından izlenebilir. Görüntüler filme aktarılabilir gibi gerektiğinde tekrar bilgisayar ekranına getirmek üzere optik diskte depolanabilir. Ayrıca görüntüler bilgisayar tarafından işleme tabi tutularak birbirine dik eksenlerde yeniden yapılandırılmış görüntüler elde edilebilir. Bu görüntülerin de yardımıyla 3 boyutlu görüntüler oluşturulabilir.

Geleneksel X-ışınıyla, yani röntgen ya da bilgisayarsız tomografiyle yapılan incelemelerde kullanılan X-ışını kaynağı hareketsizdir ve çok yönde radyasyon yayımına neden olan nokta kaynağına benzer bir özellik taşır. Bu yöntemler, yumuşak doku, sıvı gibi benzer yoğunluktaki iki dokuya özgü farkları ayırt etmekte, kesinlikle yetersiz. Elde edilen görüntülerde, bazen, kemik ya da doku gibi diğer yapılar, sonuç görüntüde gizli kalabilir ya da görüntülenmesi hedeflenen alanla üst üste binebilir; bu da hem filmin

okunmasını, hem de tanının doğru konulmasını zorlaştırarak, yanlış tedavilerin uygulanmasına yol açabilir. Oysa BT ile yapılan incelemelerde, vücudun, incelenen bölgesinin çevresinde dönebilen X-ışını kaynağından yayılan X-ışınları, uzmanların istedikleri kalınlıkta seçebildikleri X-ışını demetiyle, vücudu dilimlere ayırarak verileri toplar. Hacimsel özellik gösteren bu dilimlerden elde edilen verilerin, bilgisayarda işlenmesiyle oluşan iki boyutlu kesit görüntülerinde, birbirine çok benzer dokular arasındaki farklılıklar bile ayırt edilir; ek olarak BT, üç boyutlu modeller yaratarak, perdelenmiş olan dokunun bile kolayca görülebilmesini sağlar [16,17].

1.2.1.3. Radyoizotop Görüntüleme (RG)

Bir elementin radyoaktif izotoplarının belirli bir organda toplanması ve bunun işaretlerden oluşan bir harita haline getirilmesine radyoizotop görüntüleme denir.

Organizmaya radyoaktif bir izotop vererek organ ve dokulardaki dağılımının saptanmasıdır. Bu dağılım durağan bir görüntü şeklinde veya renografide olduğu gibi, organdaki radyoaktivite dağılımının zamana göre bir grafiği şeklinde gösterilebilir. Ayrıca hızlı dinamik çalışma yapılarak kan akımı ile ilgili değişiklikler gözlenebilir.

RG yöntemi, morfolojik bilgiler yanında organlarla ilgili fizyolojik bilgiler de verilir. Bu yöntemle kan akımı ile ilgili değişiklikler de saptanabilir.

1.2.1.4. Ultrasonografi (US)

Kulağın duyamayacağı kadar yüksek frekanstaki ses dalgalarının (ultrason) farklı yüzeylerden geçerken bir bölümünün yansması temeline dayanan bir görüntüleme yöntemidir. Bir başka deyişle US, ses dalgalarının farklı organlardan farklı yoğunlukta yansıtılması prensibine dayanır.

Yansıyan ultrason kaydedilerek organ ve dokuların iki boyutlu görüntüsü elde edilebilir. Görüntü, kullanılan tekniğe bağlı olarak, durağan olabildiği gibi hareketli de olabilir.

US yöntemi, organ ve dokular hakkında morfolojik bilgiler verir, özellikle kistik ve solid ayırımı yapılabilir. Ayrıca hareketli organların hareketleri grafik görüntü şeklinde kaydedilebilir.

1.2.1.5. Termografi

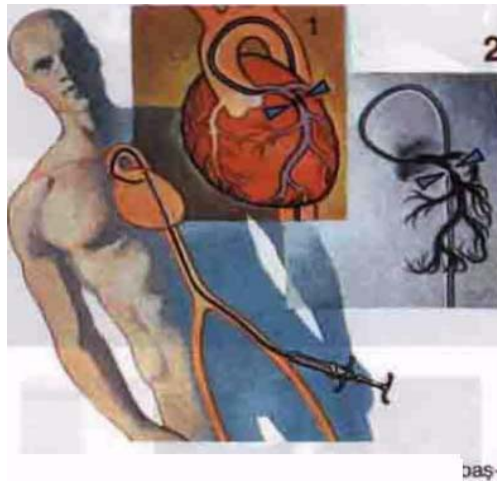
Termografi vücuttan infrared radyasyon şeklinde yayılan ısının görüntü şeklinde kaydedilmesidir.

Bu yöntemle meme kanseri gibi yüzeysel tümöral oluşumlar saptanabilir, Detaylı olarak kanlanmanın ölçülebilmesi nedeniyle, özellikle ekstremitelerdeki arter darlıkları değerlendirilebilir.

1.2.1.6. Dijital Substraksiyon Radyografisi (DSR)

Dijital Substraksiyon Anjiyografisi (DSA) , X ışınlarına opak olan iyodu içeren bir kontrast maddenin damarlara enjeksiyonuna dayanır. Bu opakın gölgesi doktorların kan akışını görmesine imkân verir. Kontrast maddenin enjeksiyonundan önce bir X-ışını görüntüsü elde edilir ve bilgisayarda depolanır. Daha sonra bir kateter aracılığıyla kontrast madde koroner damarlara enjekte edilir, bu olay Şekil 1'de gösterilmiştir. Bu sırada maddenin kalp damarlarından geçişini gösteren X-ışını görüntüsü elde edilir Bilgisayar ilk görüntüyü ikinciden "çıkarır" ve geriye kontrast maddeyi içeren koroner damarların görüntüsü kalır. Bu görüntü bir tıkanıklığı yansıtabilir.

Elde edilen bilgiler doğrultusunda DSA tedavi amaçlı olarak da kullanılır. Anjiyoplasti (Balonla daralmış damarları açma) bunun klasik bir örneğidir. Bu sayede cerrahi tedavi gerektiren birçok hastalık, cerrahi ve genel anestezinin riskleri olmaksızın tedavi imkânı bulmaktadır.



Şekil 4. Kateter aracılığı ile kontrast maddenin enjekte edilmesi

1.2.1.7. Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG)

Bu çalışmada görüntülerin kaynağını oluşturan Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) genel olarak, ağrısız ve hasta vücuduna zarar vermeden uygulanan radyolojik bir görüntüleme tekniğidir. Zararlı Röntgen (X-Işını) ışınları içermeyen, çok güçlü bir mıknatıs alanı içinde radyo dalgaları ile vücuttaki Hidrojen atomunun titreşiminin sağlanmasından sinyal elde ederek vücut kesimlerinin incelenmesini sağlar. Bu amaçla yalıtılmış odalar içerisinde, hasta, çok güçlü ve tünel şeklindeki bir mıknatıs içerisinde masada yatar ve hareketsiz kalır. Özellikle yumuşak dokuların değerlendirilmesinde en yüksek çözünürlüğe sahip yöntemdir. Dokuların su içeriklerine bağlı olarak farklı diziler ile istenilen bölge hakkında bilgi elde edilebilir. Ayrıca MR, gözlem parametrelerini ayarlamadaki yeteneği sayesinde, birçok çeşit sakatlık ve anormal durumların teşhisi için seçenekler metodudur. Gözlem parametrelerini değiştirilerek, vücuttaki dokuların değişik görünümlere (parlaklıklara) dönüşmelerini sağlayabilir. Bu radyologa görülen bir şeyin normal olup olmadığını belirlemede yardımcı olur.

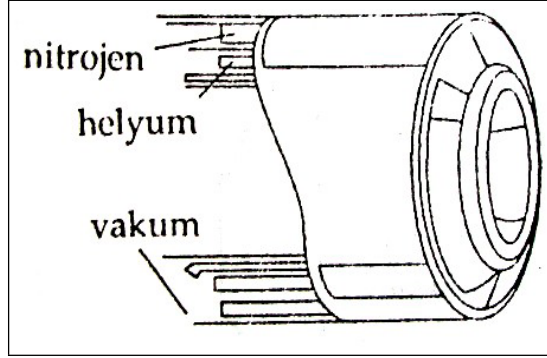
1.2.1.7.1. MRG Donanımı

Hastalık tanılarının, görüntüleme yoluyla saptanmasında devrim yaratan Manyetik Rezonans Görüntüleme (MRG) cihazı, görünüş bakımından kocaman bir küpten ibarettir. Farklı büyüklük ve şekillerde olabilsede hepsinin temel tasarımları aynı: Önden arkaya uzanan ve mıknatıs deliği olarak bilinen yatay bir tüp ve bu tüpün çeperleri boyunca uzanan bir mıknatıs.

Mıknatısın yarattığı manyetik alan büyüklüğü, MRG cihazlarında Tesla (T) ile ifade edilir, 1 Tesla 10.000 Gauss'a eşdeğerdir. Günümüzde, MRG' de kullanılan mıknatıslar 0,5 - 4 T ya da bazı araştırmalarda, 7 T gücünde mıknatısların kullanıldığı MRG cihazlarından da söz edilmekte. Dünyanın manyetik alanının 0,5 Gauss olduğu anımsanırsa, gerçekte, ne denli büyük manyetik güçlerden söz edildiği kolayca anlaşılır.

Superkondüktif mıknatıslar bugün için dünyada en yaygın olarak kullanılanlardır. Çünkü superkondüktif mıknatıslar ile diğer mıknatıslar tiplerinden daha güçlü manyetik alan elde edilebilmektedir. Bu mıknatıslarda manyetik gücü oluşturan, mıknatısı çepeçevre saran tellerden geçen elektrik akımıdır ve oluşan güçlü manyetik alanın vektörü akıma diktir. Oluşturulan manyetik gücü, mıknatıs oluşturan sarıllı tellerin sayısı ve bu tellerden geçen elektrik akım miktarı belirler. Örneğin, 0,5 Tesla cihazda akım

yaklaşık 100 amper iken, akım 300 ampere çıkarılırsa cihaz 1,5 Tesla gücüne ulaşmaktadır. Bununla birlikte mıknatıs gücünü etkileyen başka faktörler de mevcuttur. Bu yüksek akım değerleri nedeniyle superkondüktiv mıknatıslar ancak sıvı helyum derecelerinde çalışabilmektedir (-473 F.). Ancak bu derecelerde superkondüktiv tellerde rezistans gelişmez ve tellerden yüksek elektrik akımları geçirilerek yüksek Tesla değerleri elde edilir. Sistemde mıknatıs, herkesin bildiği termos benzeri “Cryostat” denilen çok sayıda yapının iç içe geçmesi ile oluşmuş ve içinde helyum ve nitrojen gibi kriyojenleri barındıran yapı içinde bulunmaktadır. Vakum tarafından çevrelenen kriyojenler tarafından çok düşük ısı değerleri elde edilerek superkondüktiv tellerde rezistans gelişmesi önlenmektedir



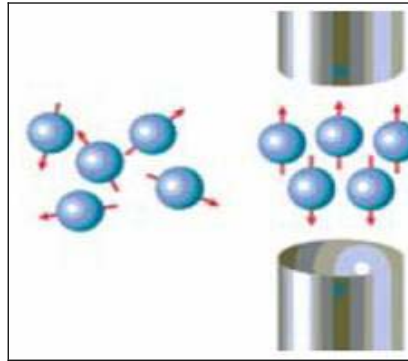
Şekil 5. Cryostat

Her MRG sisteminde, birincil manyetik alanı oluşturan ana mıknatısın yanı sıra, dereceli mıknatıslar olarak adlandırılan ikinci tür mıknatıslar (Gradyent – Shim – RF sargıları) bulunur. MRG cihazlarının gürültüsünün kaynağı olan bu mıknatıslar, ana manyetik alanla kıyaslandığında, gücü çok daha az manyetik alanlar üretirler. Üretilen manyetik alanın büyüklüğü 18–27 mT aralığında değişken olabilir. Ana mıknatıs hasta üzerinde kararlı ve çok şiddetli bir manyetik alan uygularken, dereceli mıknatıslar değişken manyetik alanlar oluşturulmasını sağlarlar. Bir MRG sistemi, çok güçlü bir bilgisayar sistemi, tarama sırasında hasta vücuduna gönderilecek radyo frekans (RF) dalga itmelerinin taşınmasını sağlayan bazı donanımlar ve pek çok ikincil bileşen de içerir.

1.2.1.7.2. Genel Çalışması

MR görüntülemenin neredeyse tek sinyal kaynağı olarak kullanılan hidrojen atomları, hem su hem yağ yapısında yer aldıklarından, insan vücudunda çok bol bulunur. Yumuşak bir dokunun her 1 mm^3 yaklaşık 10^{19} hidrojen atomunun var olması, çok şaşırtıcı gelebilir. Güçlü bir manyetik etkiye sahip olması ve dokuda bol miktarda bulunması gibi nedenlerle, insan vücudunda hidrojenden alınan sinyaller, diğer herhangi bir atom çekirdeğinden elde edilenlerden bin kat daha güçlü olur. İşte bu nedenlerden ötürü görüntüleme amaçlı tek protonlu hidrojen (H) atomu kullanılır.

Mıknatıs çalıştırıldığı zaman, vücuttaki hidrojen atomları kuzey ve güney kutupları olan küçük mıknatıslar gibi davranırlar. Güçlü manyetik alan bu küçük atomik mıknatısları düşük veya yüksek enerji seviyelerine ulaştırır; bunun anlamı protonların bir bölümü mıknatıs vektörüne paralel dizilim gösterirken, bir bölümü anti-paralel dizilim gösterir. MR görüntülemenin kabaca temeli, yeni oluşan bu manyetik alanın varlığına dayanır. Mıknatısın gücü arttıkça paralel dizilen protonların oranı az da olsa artmaktadır (Tablo 2).



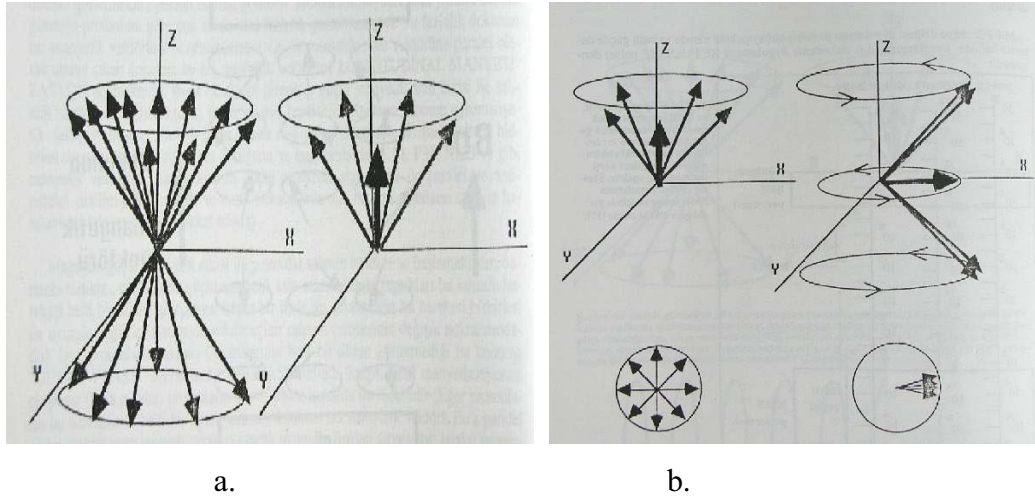
Şekil 6. Hidrojen atomlarının manyetik alan içerisinde paralel ve anti paralel olarak dizilim göstermeleri

Verilen bir dokunun hacmindeki bütün hidrojen çekirdeklerinin manyetikliğinin vektör toplamı, o dokunun net manyetiklenmesini verir. Doku dış bir manyetik alan içinde değilse, dokunun net manyetikliği sıfırdır. Doku bir manyetik alan içinde olduğunda, 5–10 saniye gibi kısa bir süre içinde, uygulanan dış manyetik alanın yönüne koşut net bir manyetiklenme yaratır. Dış manyetik alanla aynı yönde yönlenen bu manyetiklik, x,y,z üç boyutu düşünüldüğünde, z yönündedir.

Tablo 2. Manyetik Alan İçerisinde Bo'a paralel dizilen net atom değerleri

Magnet Gücü (Tesla)	Gauss	Paralel/anti - paralel	Her 2 milyon protonda Bo'a paralel dizilen protonlar
0,15	1500	1,0000010	0,99
0,35	3500	1,0000023	2,31
0,50	5000	1,0000033	3,30
1,00	10000	1,0000066	6,59
1,50	15000	1,0000099	9,89
2,00	20000	1,0000132	13,20
4,00	40000	1,0000264	26,40

Bu dizilmenin hemen ardından, MRG cihazı radyo frekansları yayar. Hastanın doku atomlarında mevcut olan bu "mıknatıslar (H atomları)" enerji absorbe ederler ve salınım (presesyon - precession) yapmaya başlarlar ve bir sinyal üretirler. MRG cihazına bağlı bir alıcı (RF Sargı) atomlardan üretilen sinyalleri doğru görüntüyü üretmek için analiz eder.



Şekil 7. a) Dokunun Bo'a paralel net manyetik vektörü (Longitudinal Manyetizasyon), b) RF itmesi uygulamasından sonra net manyetiğin yön değiştirmesi (Travers Manyetizasyon)

Atomlarının salınım hareketi Larmor denklemleri (1) ile açıklanır;

$$W_o = \gamma \cdot B_o \quad (1)$$

Burada;

W_o : Salınım (precession) frekansı

B_o : Manyetik gücü (Manyetik alanın gücü)

γ : Gyromanyetik sabite

Örneğin; Hidrojen atomu için gyromanyetik sabite 4257 Hz/gauss ve kullanılan magnet 0,5 Tesla gücünde ise (1 Tesla=10.000 gauss) $4257 \times 5000 = 21.285.000$ Hz olarak bulunur (salınım frekansı). 1,5 Tesla'ya çıkarsa bu değer $4257 \times 15.000 = 63.855.000$ Hz'e yükselmektedir. İşte elde edilen bu frekansta, ilgilendiğimiz dokudaki protonlara gönderilecek bir radyo sinyali (RF) ile protona etki edilebilmektedir.

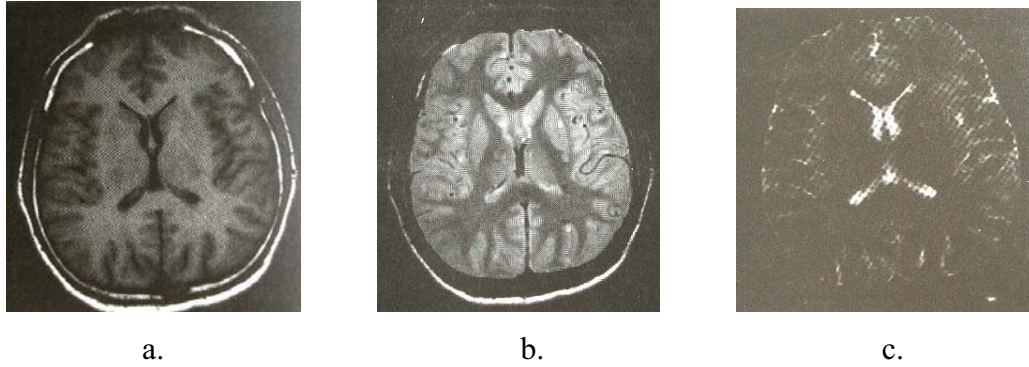
Dokunun net manyetiklenmesi, uygulanan dış manyetik alanla aynı doğrultuda yönlendiğinde, dış manyetik alanın çok büyük oluşu nedeniyle doku manyetikliğinin ölçülmesi çok zorlaşır. Bu ölçümü yapmak için doku manyetikliği, uygulanan dış manyetik alana dik olan x-y düzlemine taşınır. Bu taşıma işlemi için dış manyetik alana dik olacak biçimde ve yalpa sıklığına eşit sıklıkta bir elektromanyetik RF dalga itmesi gönderilir.

Hidrojen protonlarının uyarılarak salınımından sonra buldukları eski düzleme geçişleri belirli bir zaman diliminde gerçekleşir. MRG' de önemli bir sinyal ölçüm unsuru sayılan bu süre, T_1 durulma zamanı adını alır. T_1 durulma zamanı hidrojen protonlarının çevre etkileşmelerine bağlı olarak birkaç yüz milisaniye ya da birkaç saniye aralığında değişir. Suda, kanda ya da beyin omurilik sıvısındaki hidrojen protonlarının durulma zamanı daha uzunken, doku içindeki hidrojen protonlarının durulma zamanı çok daha kısa. Durulma zamanlarındaki bu farklılık MR görüntülerinde farklı parlaklıkların oluşmasını sağlar.

Bir dokuyu diğerinden ayırmak üzere elde edilen ve T_2 olarak adlandırılan öteki ölçüm unsuru, MRG' yi çok yönlü olmaya iter. Hidrojen çekirdeği kendi eksenini etrafında spin denilen bir dönme hareketi yapar; dönme kuzeyden başlayarak, önce batıya, sonra güneye, daha sonra doğuya ve son olarak kuzeye ulaşan dairesel bir yönde değişmeksizin

kayar. Çok sayıda hidrojen çekirdeğinin bir demet oluşturacak biçimde, aynı yönde, aynı kaymayla spin hareketi yaparak bir arada bulunması durumuna "fazda" denir. MRI sırasında, RF itmesi uygulandığında, hidrojen çekirdekleri sıralanır ve spinleri faz içine girer. İtme kesildiğinde çekirdek spinleri dereceli olarak faz dışı hale gelirler ve sinyalleri zayıflar. Sıralanma bozuldukça, sinyaller daha da güçsüzleşir. Spinler kendi gelişigüzel hareketlerine döndüklerinde sinyaller yok olur. Spinlerin, RF' in kesilmesinden başlayarak tümüyle faz dışı kalmalarına kadar geçen süre de T_2 zamanı olarak anılır.

MR görüntüleri oluşturulurken bu T_1 ve T_2 sürelerinin yanı sıra proton miktarlarındaki farklılıklardan da yararlanarak görüntüler oluşturulmaktadır. Yani, dokulardaki proton miktarlarının farklı olmasına bağlı olarak elde edilen görüntülere "Proton densite" görüntüler denmektedir. Bizim bu çalışmada kullanılan görüntüler işte bu tür görüntülerdir. Çünkü bu tür görüntüler diz ve özellikle menisküslerdeki hasarları teşhis ederken bu dokuların durumunu en iyi gösteren MR görüntüsü olarak kabul edilir.



Şekil 8. a) T_1 ağırlıklı görüntü, b) Proton densite görüntü, c) T_2 ağırlıklı görüntü

MRG cihazı, hidrojene özgü bir RF darbesi uygular. Sistem, itmeyi vücudun incelenmek istenen dokusuna yöneltir. RF itmesi, incelenen doku içindeki protonların farklı bir yönde dönme ya da yalpalama hareketlerini, farklı bir düzlemde (x-y düzlemi) sürdürmelerini sağlayacak enerji soğurumuna neden olur. Daha önce de bahsedildiği gibi, yalpalayan protonların yalpa şıklığıyla, dışarıdan gönderilen RF itmesinin sıklıkları aynıdır. Bu iki sıklığın aynı oluşu rezonansa neden olur. MRG'nin oluşmasını sağlayan ölçüm parametreleri, bu etkileşmeden doğar.

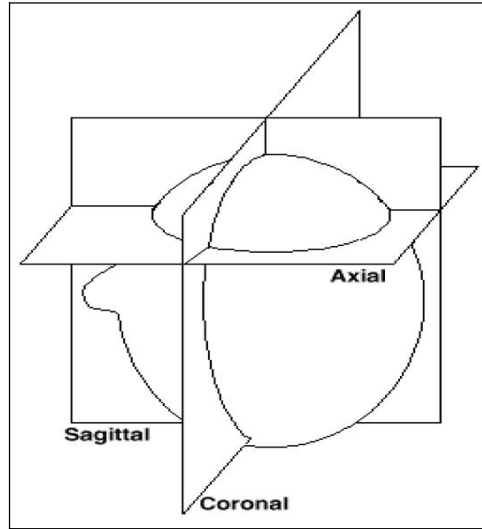
MRG cihazlarında, RF itmeleri, vücudun baş, omuz, diz, bilek gibi farklı bölümleri için farklı tasarlanmış antenlerle uygulanır. Antenler, genellikle incelenecek bölgenin vücut hatlarına uygun ve en yakınına yerleştirilebilir özelliklerde tasarlanırlar.

Antenlerin RF itmelerini göndermeleriyle eş zamanlı olarak, dereceli mıknatıslar da devreye girerler. Dereceli mıknatıslar, ana manyetik alan şiddetinin belirli bir biçimde kullanılmasını sağlayarak, görüntülenmek istenen dokuyu, diğer dokulardan tümüyle ayırırlar. MRG, aslında görüntülenecek bölgeyi çok ince dilimlere ayırır; bu sayede, hastanın hareket etmesini gereksiz kılarak her yönden görüntü alabilir. Cihaz, tüm bu yönlendirmeleri dereceli mıknatıslar yardımıyla yapar.

RF itmesi kesildiğinde, hidrojen protonları çevresel etkileşmeler de yaparak, yavaşça önceki durumlarına (z düzlemine) dönerler ve RF itmesiyle soğurdıkları fazla enerjiyi salarlar. Enerji salınımının yarattığı sinyal, anten tarafından seçilir ve bilgisayar sistemine gönderilir. Matematiksel verileri alan bilgisayar, Fourier dönüşümlerini kullanarak, bu verileri gri ölçeğe, görüntüye dönüştürür [16,18].

1.2.1.7.3. MRG' de Düzlemler

MR görüntülemeyi takiben oluşturulan görüntü üç kesitten incelenebilir. Bunlar sagittal, koronal ve aksiyal kesitlerdir.

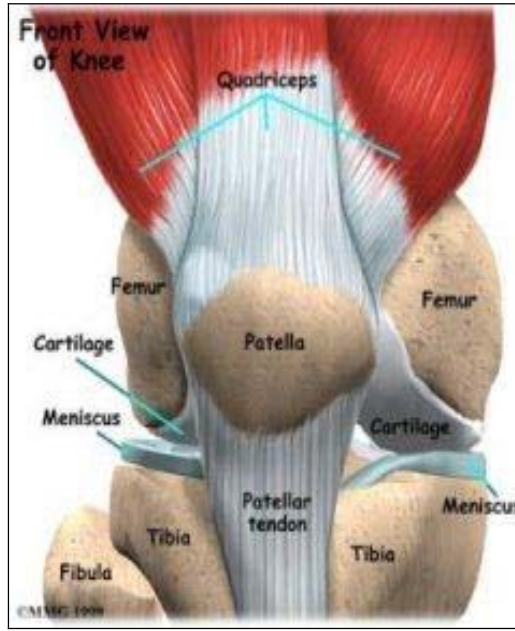


Şekil 9. Sagittal, koronal ve aksiyal kesitlerin bir model profilinde gösterimi

Şekil 9'u sola bakan bir insan profil görüntüsü olarak yorumlarsak, sagittal düzlem görüntüyü sağ – sol, koronal düzlem ön – arka, aksiyal düzlem ise görüntüyü üst – alt olarak dilimler. İşte MRG sayesinde istenilen düzlemde istenilen doku kesiti elde edilerek inceleme ve analiz şansına sahip olunabilmektedir.

1.3. Dizin Anatomisi

Diz, vücudun en uzun ve en kalın kemiği olan uyluk (femur) ile kaval kemiği (tibia) arasındaki menteşe biçimli bir eklemdir. Eklem ön taraftan diz kapağı (patella) ile korunur. Diz eklemi içindeki kemik yüzeyler eklem kıkırdağı ile örtülmüştür. Ayrıca bu bölgede bulunan eklem bağları femur ve tibianın aşırı öne veya arkaya kaymasını önleyerek eklem hareketlerini belli ölçüde sınırlayarak dengede tutar.



Şekil 10. Dizin Önden Görünümü

Bağlar diz eklemine sabitleyen ana yapılardır. Birbirlerinden tamamen ayrı yapılar olan bağlarla tendonları karıştırmamak gerekir. Bağlar her iki ucu kemiğe yapışan sabit yapılardır, sınırlı esneklikleri vardır. Tendonlar ise bir uçları kemiğe yapışan, diğer uçları adaleyle devam eden, adalenin hareketini kemiğe ileten yapılardır. Yan bağlar dizin iç ve dış yanlarında bulunur ve dizin her iki yana açılmasını önler. Dış yan bağ dışında dizin dışa açılmasını engelleyen dizin arka-dış köşesinde bağlar. Ön çapraz bağ (ACL), tibia ile femuru tam orta noktadan birbirine bağlar. Fonksiyonu dizin dönme hareketlerini kısıtlamak ve tibianın öne hareketini engellemektir. Arka çapraz bağ (PCL), tibianın arkaya hareketini önler.

Dizin tüm bu anatomik yapıları boyunca kaslar uzanır ve birlikte çalışarak dizin koşmak, yürümek gibi hareketlerini yönetirler. Kaslar ayrıca sabitliği sağlayan

oluşumlara destek sağlar, korurlar. Dizi yöneten iki ana grup kas vardır. Ön uyluğun 4 başlı kası (quadriceps) Leğen kemiğinden uyluğun ön yüzü boyunca uzanır, diz kapağı üzerinden tendonlaşarak devam eder ve tibianın üst-ön tarafına yapışır. Dizin doğrultulması-düzleştirilmesi hareketini yaptırır. Aynı zamanda diz kapağı kemiğinin üst, iç ve dışına yapışan ayrı başları ile diz kapağının dengesini sağlar. Dizin dönme hareketlerini kısıtlayarak ACL ye, tibianın arkaya hareketini kısıtlayarak PCL ye yardımcı olur. Uyluğun arkasında ikisi tibianın dışına, ikisi içine yapışan hamsring adaleleri vardır. Hamsringler dönme hareketini ve tibianın öne hareketini kısıtlayarak ACL'e yardımcı olur. Tüm bu elemanlar birbirine bağlı bir şekilde fonksiyonlarını yerine getirerek vücudumuzun en hareketli ve işlevsel eklemlerinden biri olan dizin günlük hayattaki görevlerini yerine getirmesini sağlarlar. Bütün bunlara ek olarak ve bu çalışmada asıl ilgilenilen bir diğer çok hayati diz eklemi elemanları menisküslerdir.

1.3.1. Menisküsler

Menisküsler dizin çalışma mekanizmasında önemli görevler üstlenmesi ve bu çalışmada esas olarak incelenecek dokular olmasından dolayı ayrıca incelenecektir.

1.3.1.1. Menisküslerin Anatomisi

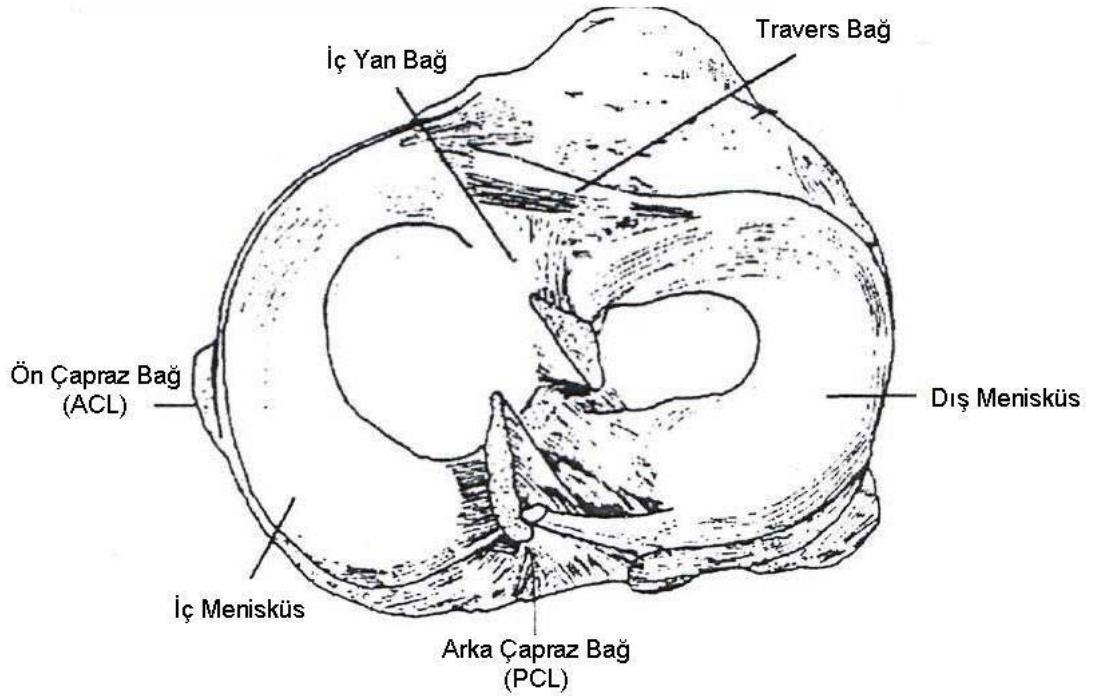
Menisküsler diz eklemi içinde, uyluk ve kaval kemikleri arasında biri içte diğeri dışta olmak üzere her diz ekleminde iki adet bulunan ve diz eklemi destekleme ile görevli kıkırdak yastıçıklardır. Menisküsler 'C' harfi biçimli ve kuş yuvası biçiminde kenarları yüksek ortası ince bir yapıdadır. Menisküsler yapısı gereği tibia platolarının nispeten düz yüzeylerine karşın, femur kondillerinin konveks olan yüzeyleri arasındaki uyumsuzluğu kısmen de olsa giderirler.

Bu yapı ile yuvarlak femur ile düz tibianın yapısal uyumunu sağlamakla birlikte, binen yükün tüm eklem yüzeyine dağılmasını sağlar, gelen darbeleri emer. Yarım şekliyle uyluk ve kaval kemik başlarını sararak oluşturduğu yuva içerisinde eklemi stabilizesine de yardımcı olur [19].

İç menisküs, laterale oranla, çapı daha geniş olup ancak bir yarım daire şeklindedir; arka kısmı ön kısımdan daha geniştir. Dış menisküsün şekli ise, tam bir daireye daha yakın olup çapı daha küçüktür; ön ve arka kısımları aynı büyüklüktedir ancak altındaki eklem yüzeyinin daha geniş bir kısmını örtmektedir

Beslenmesi sinovyal sıvıdan difüzyon yolu ile gerçekleşir. Menisküslerin bu vasküler özellikleri, onların iyileşme kapasitelerini de belirlediği için tedavide önem taşımaktadır.

Her iki menisküsün ön boynuzları arasında, onları birleştiren transvers bağ vardır. Menisküslerin irtibatlı olduğu diğer bağlar ise ön çapraz bağ, arka çapraz bağ ve iç yan bağdır.



Şekil 11. Menisküs Anatomisi

1.3.1.2. Menisküslerin Fonksiyonları

Geçmişte uzun yıllar menisküsler, fonksiyonel önemleri olmayan dokular olarak düşünülmüş ve ona uygun olarak tedavi edilmişlerdir. Fakat artık bilinmektedir ki, menisküsler önemli mekanik ve biyolojik fonksiyonları yerine getirmektedirler; yokluğu durumunda dizde önemli kalıcı hasarlar gelişebilmektedir.

Menisküslerin üstlendikleri başlıca fonksiyonlar şunlardır [20]:

1. *Yük taşıma*: Menisküslerin en önemli fonksiyonudur. Femur kondillerinden tibia platolarına yük aktarılan yüzeyi genişleterek, kıkırdak yüzeylerin aşırı yüklenmesini önlerler. Buna göre, diz ekstansiyondayken dizdeki yükün en

azından yarısı; 90° C fleksiyonda iken ise yaklaşık %85'i menisküsler aracılığı ile aktarılmaktadır. Menisküsler tümüyle çıkartıldığında, dizdeki yüklenme yüzey alanı yaklaşık olarak %50 oranda azalmakta; bu da birim alana düşen yükü önemli oranda artırmakta ve zamanla eklem hasarı ve dejenerasyona yol açmaktadır.

2. *Şok abzorbe (emici) edici görevi:* Menisküsler, femur ve tibia arasında bacağına gelen zorlanmaları ve yükü abzorbe ederler. Menisküslerin viskoelastik yapısı nedeniyle diz eklemine maruz kaldığı ani yüklenmelerin yol açtığı şok güçler zayıflatılmaktadır.
3. *Eklem kırkırdaklarını besleme:* Menisküsler, periferik kısımlarından eklem kırkırdaklarına uzanan damarlar aracılığı ile kırkırdak dokuların beslenmesine yardım ederek, diz eklemine yağlanmasını yani beslenerek canlı kalmasını sağlarlar.
4. *Stabilite:* Menisküsler, menisküs-femur arası fleksiyon ve ekstansiyona; menisküs-tibia arası rotasyona yardım ederek, dizin dengeli bir şekilde çalışmasına yardım eder.
5. *Eklem uyumu:* Menisküsler, aslında uyumsuz olan femur ve tibia eklem yüzeylerini uyumlaştırarak global eklem uyumuna önemli oranda katkıda bulunurlar. Ayrıca, dizin hareketleri sırasında menisküsler de öne ve arkaya doğru yer değiştirerek, eklem yüzeylerinin yaralanmalardan korunmasını sağlar.

Sonuçta; tüm bu önemli fonksiyonlara sahip menisküslerin kaybı, dizin yapı ve fonksiyonlarında önemli değişikliklere yol açarak dizde artroz gelişmesine neden olurlar. Bu yüzden, menisküs yaralanmaları ile ilgili çağdaş görüş, menisküslerin mümkün olduğunca korunmasıdır.

1.3.1.3. Menisküs Yırtıkları

Menisküsler, karakteristik olarak ayak yerde sabit durumdayken dizin içe yada dışa ani bir rotasyon hareketi sonucu yırtılırlar. Bu olay çok büyük sıklıkla spor karşılaşmaları sırasında meydana gelir.

Bu nedenle menisküs yırtıkları, genellikle 40 yaş ve altındaki genç ve sportif kişilerde görülmektedir. Ancak ilerleyen yaşla birlikte yapı ve fonksiyon özelliklerini

kaybeden menisküsler, günlük yaşam aktiviteleri sırasında da (çömelme, diz çökme gibi) herhangi bir travma olmaksızın da yırtılabilirler.

Yırtık tiplerini belirlemede değişik sınıflandırmalar vardır. O'Connor [21] şöyle bir sınıflandırma yapmıştır:

- Kova sapı
- Longitudinal (uzunlamasına)
- Horizontal
- Radial Flep (Cep)

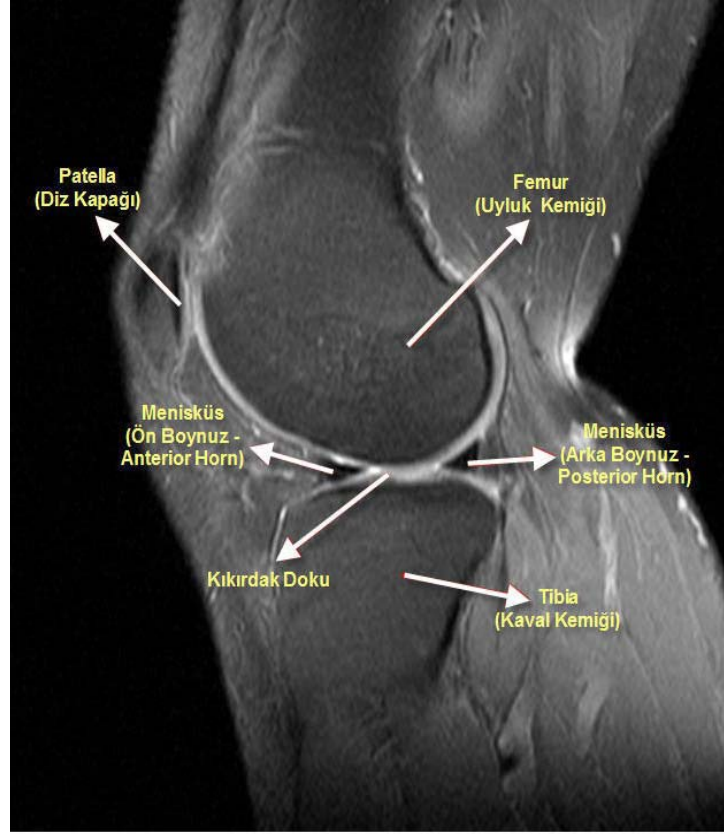
Yırtığın derinliği, ilgilendirdiği menisküs dokusunun miktarına göre tam kat (Complete) veya tam kat olmayan (Incomplete) olarak ayrılabilir. Gençlerde, ciddi travmalar sonrası iç menisküste meydana gelen ve en fazla kilitlenmeye yol açan kova sapı yırtıklardır. Dış menisküste ise daha çok radial yırtıklar görülür.

Bu çalışmada asıl hedeflenen bu yırtıkların, özellikle longitudinal ve horizontal olmak üzere, sagittal, proton densite diz MR diz görüntülerinde otomatik olarak teşhisidir.

1.4. Sagittal Kesit, Proton Densite MR Görüntülerinde Diz

Sagittal kesit, proton densite MR diz görüntülerinde genelde kemikler, menisküsler düşük, kıkırdaklar ise yüksek parlaklığa sahiptirler. Kasların parlaklık seviyeleri ise değişkenlik göstermekle birlikte parlaklığa dayalı sınıflandırma tekniklerinde problem yaratmaktadır.

Eklem bölgesi, bu tür görüntülerde iki ana kemiğin (femur-tibia) kendilerine ait olan kıkırdak dokularıyla beraber bulunduğu ve menisküsleri de içine alan bölgedir. Menisküsler, bu görüntülerde eklem bölgesinde kemikler ve bunları örten kıkırdaklar arasında birbirine zıt iki üçgencik şeklinde, papyona benzer bir görüntüye sahiptir.



Şekil 12. Sagittal kesit, proton densite MR görüntülerinde dizin genel görünümü

1.4.1. MRG' de Menisküsler

Hastanın yaşı, yaptığı spor aktiviteleri ve sakatlanmış dizin klinik değerlendirmesi gibi klinik bilgilerin genelde ortopedistin tedavi planlamasını belirlemesine rağmen, MRG, bu sakat dizin değerlendirilmesine kesinlikle önemli katkı yapar. MRG herhangi bir menisküse ait yırtığın konumunu, şeklini, uzunluğunu ve derinliğini göstererek teşhisi ve değerlendirilmesi açısından fiziksel gözlemlerden daha doğrudur. Bu sayede, gereksiz artroskopi [22] işlemlerinden kaçınılabılır ve bu görüntülemeyle sağlanan bilgi tedavi planına (operasyon zamanlaması, menisküs dikilmesi, alınması veya nakli gibi operasyon tipleri) olumlu etki yapar ve tedavi sürecinin tahminine olanak verir.

Bu çalışmada ilgilnenilen sagittal kesitte, menisküsün ön (anterior) ve arka (posterior) boynuzlar birbirine ters koyu parlaklıkta üçgenler olarak gözükmektedir. İç (medial) menisküsün arka boynuz ön boynuzdan daha büyüktür. Ama genel olarak iki boynuz da yaklaşık olarak aynı boyuttadır. Sagittal görüntülerde menisküsün gövdesi papyon biçimine sahiptir. Menisküsün kökleri çok küçük olabilir ve tibianın iç bağlantı

alanına iliştirilmiş olabilir. İç menisküsün arka boynuzu hemen arka çapraz bağ (PCL)'ın önünde ve dış (lateral) menisküsün arka boynuzunun arkası ile bağlanmıştır. İç menisküsün ön boynuzu ön taraftan ön çapraz bağ (ACL) ile bağlyken dış menisküsün ön boynuzu tibianın yüksek tarafına, ACL'in arka dışına bağlıdır.

Menisküs yırtıklarının teşhisi için anormal menisküs sinyali ve anormal menisküs morfolojisi olmak üzere bu iki kriter, vakaların %90'dan fazlasında, eğer menisküse ait ön cerrahi operasyon yapılmadıysa teşhis doğruluğu sağlar.

MR görüntüleme, iç menisküs yırtıklarının teşhisinde %90 belirlilik ve hassasiyete ve dış menisküslerin teşhisinde %80'lik bir hassasiyete ve %95'lik bir belirliliğe sahiptir.

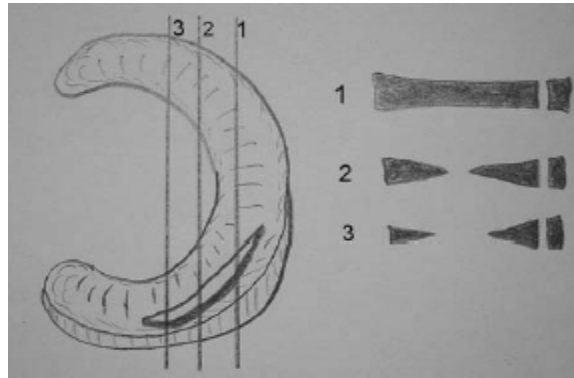
Optimal görüntüleme yüksel uzaysal (spatial) rezolasyon ve yüksek sinyal-gürültü (signal to noise) oranı gerektirmektedir. Bu çalışmada incelenen sagittal kesit, proton densite MR görüntüleri menisküs yırtıklarının teşhisi için en uygundur.

1.4.2. MRG' de Menisküs Yırtıkları

Yırtığın şekli, konumu ve derecesinin tarifi radyologun görevidir. Bu bilgi cerrahın en uygun tedavi seçeneğini seçmesini sağlayacaktır [23].

1.4.2.1. Longitudinal (Uzunlamasına) Yırtık

Dikey veya uzunlamasına bir yırtık menisküsü iç ve dış parçalara ayırır ve menisküsün dış sınırına paralellik gösterir. Genelde menisküsün en dış veya orta kısmında sıklık gösterilmekle beraber genelde arka boynuzda başlar. Sagittal görüntüler bu yırtıkları iyi gösterirler.



Şekil 13. Longitudinal (Uzunlamasına) Menisküs Yırtığı

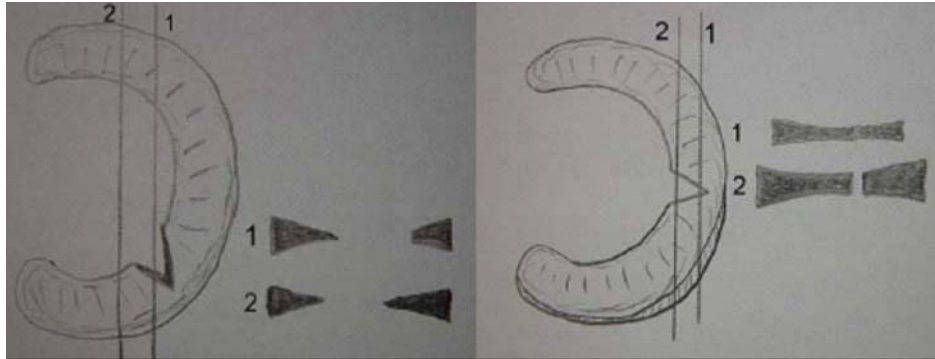
Dikey bir yırtığın iç parçası merkezsiz olarak yer değiştirdiğinde, klasik bir kova-sapı yırtığı gelişir.

1.4.2.2. Radial Yırtık

Radial bir yırtık menisküs yuvarlağının çapı boyuca uzanır ve menisküsün iç kenarından başlar ve dış kenara doğru kalınlaşarak ilerler. Çoğu radial yırtıklar sıgı yüzeysel olup sadece menisküsün eninim üçte biri veya yarısına kadar uzanır. Vücutta radial bir yırtık konumlandığı zaman, menisküs ön ve arka bölüm olmak üzere ayrılır.

Arka boynuzda bir radial yırtık bulunursa, menisküs iç ve dış bölüm olmak üzere ayrılır.

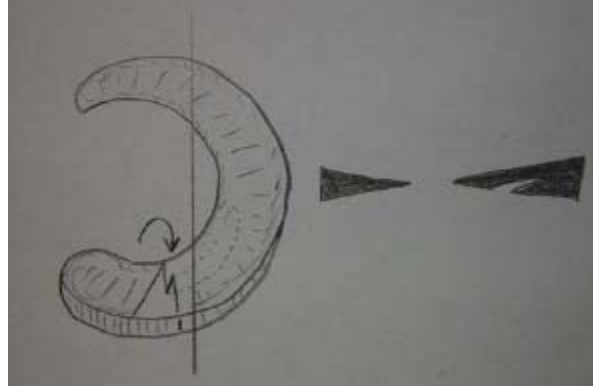
MR görüntülemeye radial yırtıkların teşhisi çok güçtür. Bu durum hatalı MR görüntü çalışmalarının büyük bir bölümünü oluşturur. Üçgen menisküsün içeri noktasının yokluğu veya görünmezliği, papyonun bıçak gibi kesimi bir veya daha fazla görüntüde görünen tipik durumudur.



Şekil 14. Radial Yırtık

1.4.2.3. Horizontal (Yataylamasına) Yırtık

Yatay yırtıklar menisküs düzleminde oluşur ve çoğu eklem yüzeyine paralellik göstererek üst ve alt parçalara böler. Bu oluşan yarık yırtıkları sıkça dejenere şeklindedir ve yaşlı hastalarda meydana gelir.



Şekil 15. Horizontal (Yataylamasına) Yırtık

1.4.2.4. Kompleks Yırtık

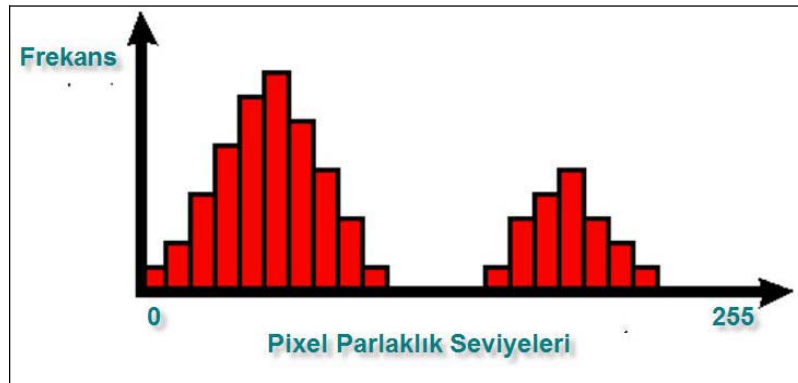
Kompleks bir yırtık, dikey, radial ve/veya yatay yarık düzlemlerinin bir kombinasyonudur. Her bir yırtık tipinin karakteristiğini içinde barındırır.

1.5. Kullanılan Görüntü İşleme Teknikleri

Bundan sonraki bölümlerde bu çalışmada gerçekleştirilen teşhis-analiz sisteminde adı geçen görüntü işleme tekniklerinden bahsedilecektir. Buradaki yöntem ve algoritmalar uygulamadaki aşamaların temelini oluşturacaktır.

1.5.1. Histogram

Görüntü işleme çerçevesinde, bir görüntünün histogramı normalde piksel parlaklık frekanslarını tutan 256 elemanlı bir dizi veya vektör olarak düşünülebilir [24]. Bu çalışmanın uygulamasında bu değerler büyük önem taşımaktadır.



Şekil 16. Parlaklık Histogram Dağılımı

Bu çalışmada kullanılan görüntüler gibi 8-bitlik bir gri ölçekli resim için “0” siyah ve “255” beyaz parlaklık seviyesi olmak üzere 256 değişik parlaklık seviye değeri vardır. Renkli resimlerin de histogramları elde edilebilir. Bunlar ister kırmızı, yeşil veya mavinin bireysel histogramları ve isterse de kırmızı, mavi ve yeşil kanalları ve piksel sayısını temsil eden her noktadaki parlaklıklarla birlikte üç eksenli bir 3-D histogram olabilir.

1.5.1.1. Yatay ve Düşey Toplam Histogramlar (YTH - DTH)

Düşey Toplam Histogram (DTH) her bir satır için, Yatay Toplam Histogram (YTH) ise her bir sütun için tek bir toplam piksel parlaklık değerinin tutulduğu bir vektördür. Yani bu vektörün her bir elemanı, görüntüde bir satıra veya bir sütuna karşılık gelen parlaklık seviyelerinin toplamına eşittir.

M : Görüntüdeki Satır Sayısı, N : Görüntüdeki Sütun Sayısı

$f(i,j)$: i,j koordinatındaki pikselin parlaklık değeri olmak üzere;

Yatay Toplam Histogram Vektörü (YTH):

$$YTH_i = \sum_{j=0}^N f(i, j) \quad i: 0...M-1, j: 0...N-1 \quad (2)$$

Düşey Toplam Histogram Vektörü (DTH) :

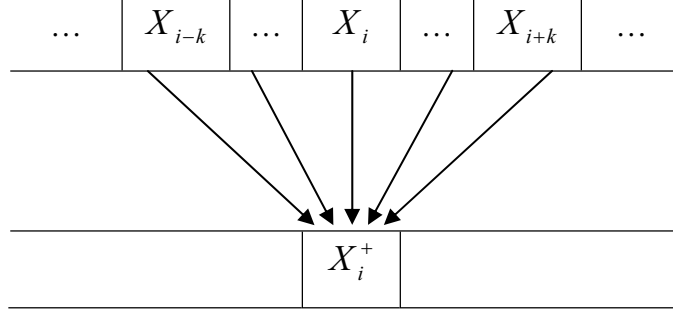
$$DTH_j = \sum_{i=0}^M f(i, j) \quad i: 0...N-1, j: 0...N-1 \quad (3)$$

1.5.1.2. Histogram Düzgünleştirme (Histogram Smoothing)

Görüntüden oluşturduğumuz ister parlaklık histogramı ister yatay veya düşey toplam histogramı olsun vektör üzerindeki bazı değerler ani artış veya düşüşler yaratabilir. Bu durum referans alınacak veya işlenecek histogram vektör değerlerini olumsuz etkileyebilir. Bu durumda histogram düzleştirme işlemi uygulanır ve histogram grafiği üzerindeki geçişler yumuşatılır.

Bu yöntemde öncelikle bir k kalite katsayısı belirlenir. Bu katsayı değeri değiştirilecek vektör elemanının öncesinden ve sonrasında kaç elemanın ortalama

hesabına katılacağını göstermektedir. Daha sonra histogram vektöründeki her bir eleman için bu ortalama işlemi yapılarak yeni düzgünleştirilmiş vektör değerleri elde edilir.



Şekil 17. Düzgünleştirme için ortalama değer hesaplanması

$$X_i^+ = \frac{X_{i-k} + \dots + X_{i-1} + X_i + X_{i+1} + \dots + X_{i+k}}{2.k + 1} = \frac{\sum_{t=i-k}^{i+k} X_t}{2.k + 1} \quad (4)$$

Bu işlemde vektörlerin başlangıcında ve sonunda indislerin vektör boyutunu aşması durumları olabilir. Bu durumda başlangıçtaki elemanların değerleri bulunurken örneğin ilk değer hesaplanırken sadece 1., 2. ve 3. değerlerin ortalaması alınır. 2. değer hesaplanırken ise 1., 2., 3. ve 4. değerlerin ortalaması alınır ve bu şekilde devam edilir. Aynı şekilde vektörün sonundaki elemanlar da benzer bir mantıkla hesaplanır. Kalite katsayısı değiştikçe kaç değerlerin ortalamasının alınacağı da değişecektir.

1.5.1.3. Histogram Normalizasyonu

Hesaplanan ister parlaklık histogramı ister DTH veya YTH olsun hep gerçek değerlere göre hazırlanmış vektörlerdi. Bu uygulamada bu değerlerin bir standarda oturtulması hem karşılaştırma hem de tutarlılık yönünden önemlidir. Bu nedenle histogram hesaplamalarında bir normalizasyon işlemi gerçekleştirilir.

H_i , her bir elemanı görüntüdeki i . indisteki parlaklık değerlerinin frekansını tutan histogram vektörü, $i; 0 \dots 255$, max_s en büyük vektör elemanı olmak üzere;

$$H_i = \lceil \lceil 100xH_i / max_s \rceil \rceil \quad (5)$$

Tüm vektör elemanlarının yeni değerleri hesaplanır. Böylece en büyük frekans değeri 100 olmakla beraber tüm elemanlar 0–100 aralığında kendilerine uygun tamsayı değerleri alırlar ve normalize edilmiş bir histogram dizisi oluştururlar.

1.5.1.4. DTH ve YTH İçin Ağırlıklandırma

DTH veya YTH için bazı toplamların uygulamaya göre belirli bir düzene göre hesaplanması istenebilir. Bunun için bu histogram vektörlerini hesaplarken bir ağırlıklandırma yoluna gidilir.

Örneğin N elemanlı Dikey Toplam Histogram (DTH) vektörü için;

M görüntünün eni, N boyu,

$i:0...N-1, j:0...M-1$;

$f(i,j)$: i . satır j . Sütundaki piksel parlaklık değeri;

T : Ağırlıklandırma katsayısı için eşik değeri,

S : Her satır için T eşik değerini aşan sütun sayılarını tutan vektör dizisi olmak üzere;

Her bir DTH vektör elemanı için eşik değerini aşan sütun sayısı hesaplanır.

$$w_{ij} = \begin{cases} 1 & f(i, j) \geq T \\ 0 & f(i, j) < T \end{cases} \quad (6)$$

$$S_i = \sum_j^M w_{ij} \quad (7)$$

Bu sayede her satır için belirli bir eşik değerinin üzerindeki parlaklık seviyeleri hesaplama katsayısına etki yapacaktır.

K , görüntüdeki her bir satır için katsayı vektörü olmak üzere;

$$K_i = \frac{S_i}{M} \quad (8)$$

Son olarak, tüm satır toplam değerleri kendi indislerine karşılık gelen katsayı vektöründeki değerlerle çarpılarak yeni ağırlandırılmış toplam değerleri elde edilir.

$$DTH_i = DTH_i \times K_i \quad (9)$$

İstenildiği takdirde bu değerler de normalize edilebilir. Böyle T eşik değerine göre ağırlıklandırılmış DTH vektör dizisi elde edilmiştir.

1.5.1.5. Histogram Eşitleme

Histogram, bölüm 1.5.1.'de verildiği gibi sayısal bir resim içerisinde her parlaklık seviyesinden kaç adet olduğunu gösteren 256 elemanlı bir grafikdir veya vektör dizisidir. Bu grafiğe bakılarak resmin parlaklık durumu ya da tonları hakkında bilgi sahibi olunabilir.

Histogram eşitleme ise renk değerleri düzgün dağılımlı olmayan resimler için uygun bir görüntü iyileştirme metodudur. Resmin tümüne uygulanabileceği gibi sadece belli bir bölgesine de uygulanabilir. Tüm resme uygulanırsa global histogram eşitleme, resmin belli bir bölgesine uygulandığında ise lokal histogram eşitleme adını alır.

Bu yöntem histogramı dar olan resimler ya da resim içindeki bölgeler için daha iyi sonuç verir.

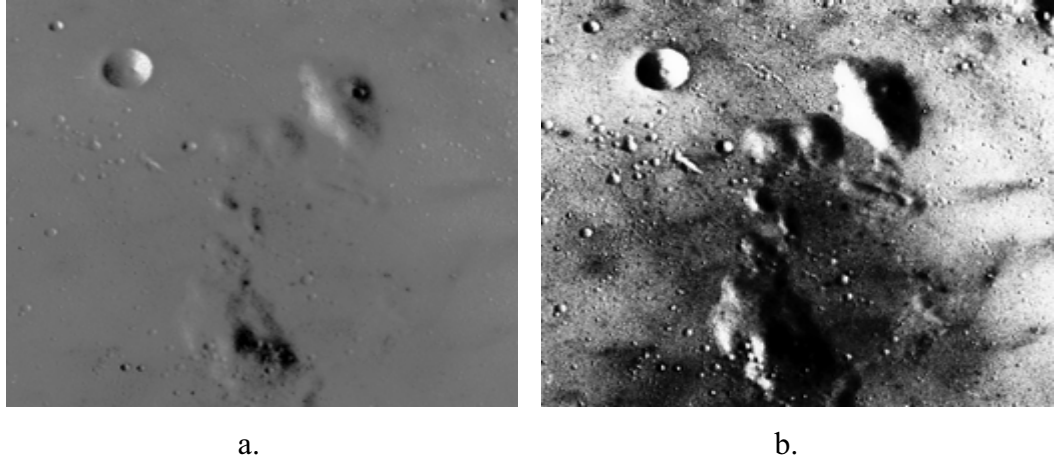
Uygulanışı:

- Resmin histogram vektörü (H) bulunur.
- Histogramdan yararlanılarak kümülatif histogram bulunur. Kümülatif histogram, histogramın her değerinin kendisinden öncekiler ve kendisinin toplamı ile elde edilen değerleri içeren grafikdir.
- Kümülatif histogram değerleri yeni resimde olması istenen maksimum renk (8 bitlik gri seviyede "255") değeri ile çarpılıp resimdeki toplam nokta (piksel) sayısına ($M \times N$) bölünmesiyle normalize edilerek yeni histogram vektör elemanları (O_i) elde edilir.

$$O_i = \left[\sum_{j=0}^i H_j \right] \times \frac{\text{Maks.ParlaklıkSeviyesi}}{\text{ToplamPikselSayı}} \quad (10)$$

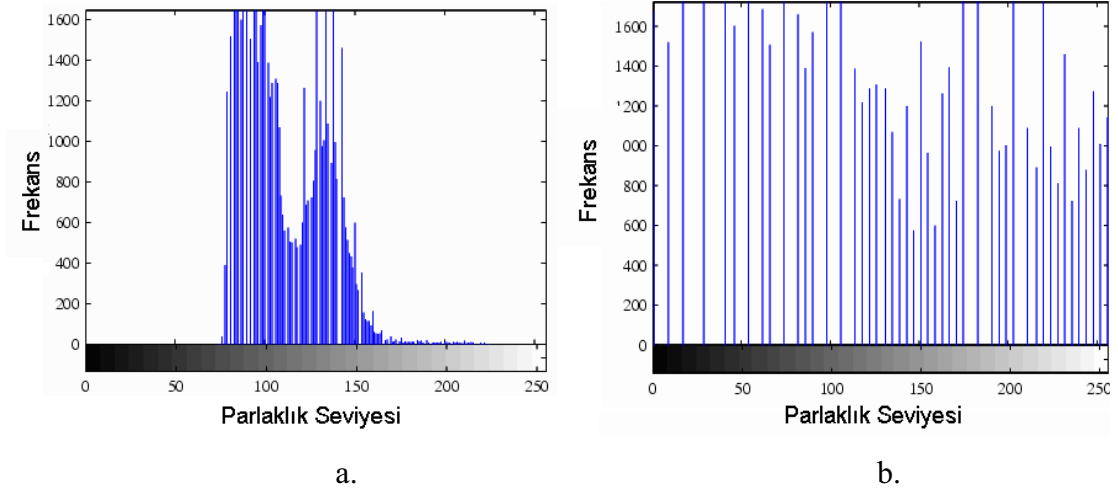
- Normalize olmuş histogram değerleri ile resmin renk değerlerini tekrar güncellersek o resme histogram eşitleme metodunu uygulamış oluruz.

Şekil 18 ve 19'da histogram eşitleme öncesi ve sonrası resimlerle bunların histogramlarının nasıl değiştiği görülmektedir.



Şekil 18. a) Histogram eşleme öncesi orijinal görüntü, b) Histogram eşleme uygulanması sonrası görüntü

Histogram eşitleme sayesinde resim üzerindeki pek çok detay daha belirgin hale gelmiştir. Histogram eşitlemeden sonra tabii ki tamamen düz seviyeli bir histogram elde edilmemiştir. Fakat yatay eksendeki bölgesel toplamlara bakıldığında birbirine daha yakın değerler oluştuğu görülebilir [24, 25, 26].



Şekil 19. a) Histogram eşleme öncesi histogram dağılım grafiği, b) Histogram eşleme sonrası histogram grafiği

1.5.2. Görüntüde Filtreleme İşlemleri

Filtreler, görüntü zenginleştirme amacı ile uygulanan, adından da anlaşılacağı gibi görüntüde belirli ayrıntıların ayıklanması ya da daha belirgin hale getirilmesi vb. gibi işlemleri gerçekleştiren operatörlerdir.

Farklı amaçlar için farklı filtreleme operatörleri vardır [27]. Bunlara:

- Kenar keskinleştirme
- Kenar yakalama
- Görüntü yumuşatma ve bunun gibi daha birçok amaçla kullanılan filtreler örnek verilebilir.

Filtreler çekirdek matris formundadır ve boyutları 3x3, 5x5, 7x7, 9x9, 11x11 şeklinde olabilir. Filtre matrisi tanımlandığı amaca yönelik olarak görüntüde işleme dahil edilir.

0	-1	0
-1	5	-1
0	-1	0

Şekil 20. 3x3'lük örnek filtre matrisi

Örneğin Şekil 20'deki filtre matrisi ile görüntü filtrelendiğinde bu matrisi tüm görüntü üzerinde 3x3 lük pikseller şeklinde uygulanır.

i-1, j-1	i, j-1	i+1, j-1
i-1, j	i, j	i+1, j
i-1, j+1	i, j+1	i+1, j+1

Şekil 21. Filtre matrisi komşuluk ilişkileri

Bir görüntüde i,j pikselin komşuluk ilişkisi Şekil 21'de verilmiştir. Görüntünün i. sütun ve j. satır elemanı için Şekil 21'deki örnek filtre matrisini (11) formülü ile uygulanır.

$$g'_{i,j} = (-1xg_{i,j-1}) + (-1xg_{i-1,j}) + (-1xg_{i,j}) + (-1xg_{i+1,j}) + (-1xg_{i,j+1}) \quad (11)$$

1.5.2.1. Görüntü Yumuşatma (Ortalama Operatörü)

Görüntüdeki gürültünün (bozucu etkinin) yok edilmesi veya indirgenmesinde kullanılır. Bu filtre, basitçe filtre maskesinin komşuluklarında yer alan piksellerin ortalamasının hesabına dayanır.

Görüntüdeki tüm piksellerin Filtre maskesinde tanımlanan komşuluklardaki gri seviyelerin ortalamasıyla değiştirilmesiyle, bu işlemin sonucunda gri seviyelerde keskin geçişlerin azaldığı bir görüntü oluşur. Tipik olarak rasgele gürültü de genelde gri seviyelerdeki keskin geçişlerden oluşur. Bundan dolayı bu filtrenin en belli kullanımı gürültü azaltmadır.

Bu filtre maskesi:

$$1/9 \times \begin{array}{|c|c|c|} \hline 1 & 1 & 1 \\ \hline 1 & 1 & 1 \\ \hline 1 & 1 & 1 \\ \hline \end{array} \quad \text{veya} \quad 1/16 \times \begin{array}{|c|c|c|} \hline 1 & 2 & 1 \\ \hline 2 & 4 & 2 \\ \hline 1 & 2 & 1 \\ \hline \end{array}$$

Şekil 22. Yumuşatma (ortalama) operatörleri

Burada 1/9 ve 1/16 değerleri hesaplama yapıldıktan sonra çarpmak suretiyle kullanılan katsayılardır.

Bu filtrelerden ikicisi direk olarak bir ortalama hesabı olmasa bile buna yakın olmakla beraber aynı görevi görmektedir.

1.5.2.2. Yatayda Kenar Algılama Filtreleri

Görüntü üzerinde özellikle yatay (görüntünün enine paralel) kenarları belirlemek için kullanılan filtrelerdir.

$f(x,y)$ sürekli fonksiyonun gradyanı bir vektördür ve vektörün büyüklüğü, vektörün doğrultusu boyunca her bir birimdeki değişikliğin büyüklüğü ile ifade edilir [27,28].

$$\text{grad}[f(x,y)] = \left[\frac{\partial f}{\partial x}, \frac{\partial f}{\partial y} \right]^T \quad (12)$$

$$|\text{grad}[f(x, y)]| = \left[\left(\frac{\partial f}{\partial x} \right)^2 + \left(\frac{\partial f}{\partial y} \right)^2 \right]^{1/2} \quad (13)$$

gradyan operatör penceresi (14) ile tanımlanır:

$$G_x = \begin{vmatrix} 0 & -1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{vmatrix} \quad G_y = \begin{vmatrix} 0 & 0 & 0 \\ -1 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 \end{vmatrix} \quad (14)$$

Tablo 3. En çok kullanılan yatayda kenar algılama filtre matrisleri

<i>Sobel (Yatay)</i>				<i>Prewitt (Yatay)</i>				<i>Roberts (Yatay)</i>			
$\frac{1}{4}x$	1	2	1	$\frac{1}{3}x$	1	1	1	1x	-1	0	0
	0	0	0		0	0	0		0	1	0
	-1	-2	-1		-1	-1	-1		0	0	0
<i>Robinson (Yatay)</i>				<i>Frei-Chen (Yatay)</i>							
$\frac{1}{3}x$	1	1	1	$\frac{1}{1.4}x$	1	1.4	1				
	1	-2	1		1	0	1				
	-1	-1	-1		-1	-1.4	-1				

Gradyan operatörleri gürültüye karşı duyarlıdır. Bu etkinin giderilmesi için farklı doğrultularda matrisler tanımlanmıştır. Burada yatay kenarlar için G_x tabanlı operatörler kullanılmaktadır.

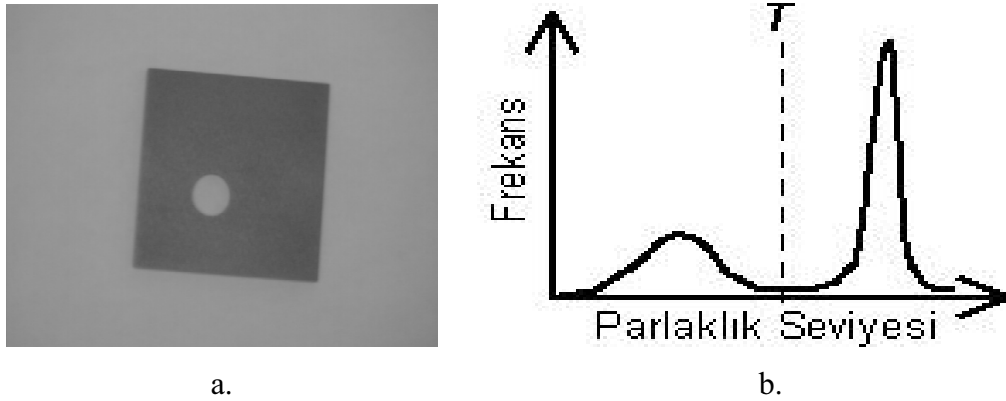
Tablo 3’de en çok kullanılan yatay kenar algılama operatörleri ve katsayılarıyla beraber verilmiştir.

1.5.3. Eşikleme ile Görüntüyü İkiliye Dönüştürme

Gri seviye bir resim, her bir piksel için 0 ile 255 arasında bir parlaklık değeri alır. Gri tonda görüntü işte bu farklı parlaklık değerlerine göre oluşur. Buna göre, “0” değeri siyah, “255” ise beyazdır.

Bir resim griden ikiliye (binary) çevrilirken $[0..255]$ aralığında T eşik değeri (threshold) olarak alınır ve parlaklık değeri T 'den küçük olan pikseller 0'a; parlaklık değeri 128 den büyük olanlar 255'e çekilmek suretiyle resimde sadece siyah ve beyaz renklerinin kalması sağlanır. Bu şekilde yalnızca 0 ve 255 ya da ikilik sisteme göre 0 ve 1 değerlerini taşıyan resme ikili resim adı verilir.

Böylece görüntüde nesne (foreground) veya arka plan (background) şeklinde bir ayırım yapılmış olur.



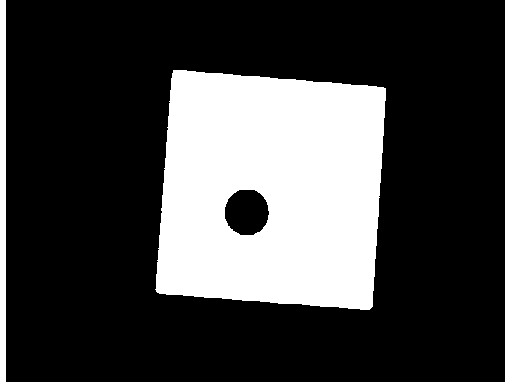
Şekil 23. a) Gri seviye nesne içeren bir görüntü örneği, b) Örnek görüntünün histogram dağılımı

Şekil 23'de ortası delik bir plaka, koyu parlaklıkla olmakla beraber nesne olarak gözükmekte ve kalan kısım ise arka plan olarak gözükmektedir. Şeklin histogram grafiği yanda verilmiştir. Grafikte gözüken iki tepelikten parlaklık dağılımı yüksek olan arkaplama, düşük olan ise nesneyi temsil etmektedir.

$$f'(x,y) = \begin{cases} 0 & f(x,y) \geq T \\ 255 & f(x,y) < T \end{cases} \quad (15)$$

şeklinde tüm görüntü pikselleri üzerinde bir güncelleme yapılacak olursa Şekil 24'deki ikili görüntü meydana gelir.

T eşik değeri yüksek seviyede bilgi kullanarak yani histogram dağılım grafiği yorumlanarak seçildi.



Şekil 24. Belirli bir T eşik değeri ile ikiliye (binary) çevrilmiş görüntü.

1.5.3.1. OTSU Uyarlamalı Eşikleme Algoritması

Daha önce T eşik değerinin yüksek seviyeli bilgi kullanarak seçilmesinden bahsedildi. Bu işlemi otomatikleştirmek için T eşik değeri dışardan müdahale edilmeden hesaplanmalıdır. İşte bu noktada OTSU uyarlamalı eşikleme algoritması [29], histogram grafiğindeki dağılıma göre bu işlemi gerçekleştirerek nesne ile arka planı ayırabilen ikili görüntüyü oluşturmaya olanak sağlar.

OTSU algoritması genel olarak resmin içindeki parlaklık yoğunluklarına bakarak bu değerleri istatistiksel olarak inceler. Daha sonra öyle bir değer bulur ki bu değer altında kalan pikseller ile üstünde kalan piksellerin farkı maksimum bu noktada olur.

OTSU algoritması gri seviye resimdeki parlaklık değerlerinin histogramından yararlanarak görüntünün histogramını iki bölgeye ayırmaktadır. Görüntüdeki piksel değerlerinin dağılımlarına göre bu piksellerin kümelendirilmesini sağlamaktadır. Görüntünün piksel değerleri L ($[1,2...L]$) gri seviye ile temsil edilirse, i . seviyedeki piksel sayısı n_i olduğunda N toplam piksel sayısı (16) ile verilir.

$$N = n_1 + n_2 + n_3 + \dots + n_i + \dots + n_L \quad (16)$$

İki seviyeli eşik değeri seçiminde pikseller $[1,2,...t]$ ve $[t+1,...L]$ gri seviye değerlerini içeren C_1 , C_2 gibi iki sınıfa ayrılmaktadır.

$$p_i = n_i / N \quad (17)$$

olarak gösterilirse C_i kümeleri (18)'deki bağıntılarla verilebilir.

$$\begin{aligned} C_1 &: p_1 / \omega_1(t), p_2 / \omega_1(t) \dots p_t / \omega_1(t) \\ C_2 &: p_{t+1} / \omega_2(t), p_{t+2} / \omega_2(t) \dots p_L / \omega_2(t) \end{aligned} \quad (18)$$

Burada $\omega_1(t)$ ve $\omega_2(t)$ sırasıyla mevcut t eşit değerine kadar ve t değerinden sonra olan olasılık değerlerinin toplamı olup (19) bağıntılarıyla ifade edilir;

$$\omega_1(t) = \sum_{i=1}^t p_i \quad \omega_2(t) = \sum_{i=t+1}^L p_i \quad (19)$$

OTSU metodu, sınıflar arası dağılımı (σ_B^2) maksimum yapacak optimum t^* eşik değerini belirlemektedir.

$$\sigma_B^2 = \omega_1 \omega_2 (\mu_2 - \mu_1)^2 \quad (20)$$

Burada;

$$\mu_1 = \sum_{i=1}^t ip_i / \omega_1(t) \quad \mu_2 = \sum_{i=t+1}^L ip_i / \omega_2(t) \quad (21)$$

$$t^* = \underset{1 \leq t \leq L}{\text{ArgMax}} \{ \sigma_B^2(t) \} \quad (22)$$

1.5.3.2. İkili Görüntü Üzerinde Morfolojik İşlemler

Morfoloji kelimesi genelde insan ve hayvanların şekil ve yapılarıyla uğraşan bir biyoloji branşını temsil eder. Genel bilimsel bir bakış açısından, morfoloji sözcüğü, şekil ve biçimlere dayalı çalışma anlamına gelmektedir Fakat bu kelime matematiksel çerçevede göz önüne alındığında sınırları, iskeleti ve konveksliliği gibi bölge şeklinin tanımında ve temsilinde kullanışlı görüntü özelliklerini çıkarmak için kullanışlı bir araçtır.

Morfolojik işlemler, orijinal görüntüyü, yapı elementi olarak adlandırılan, belirli şekil ve genişlikli bir görüntüyle etkileşim sonucu, başka bir görüntüye dönüştürür. Görüntünün, yapı elementinin şekil ve genişliğine benzer geometrik özellikleri korunur, diğer geometrik özellikler bastırılır. Böylece, morfolojik işlemler, şekil özelliklerini koruyarak ve gereksiz bilgileri yok ederek, görüntüyü basitleştirebilir.

Matematiksel morfoloji, görüntü işleme alanında şu amaçlar için kullanılabilir:

- Görüntü ön işleme (gürültü azaltma, şekil basitleştirme).
- Nesne yapılarını iyileştirme (iskelet oluşturma, inceltme, kalınlaştırma, nesne işaretleme).
- Nesneleri arka plandan ayırma (bölütme).

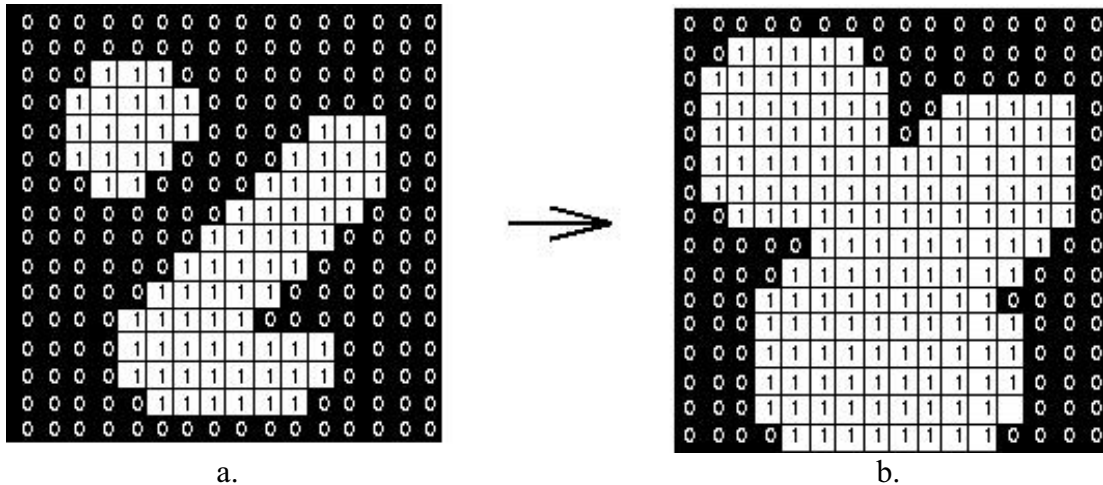
Matematiksel morfoloji, mikroskopik görüntülerin analizi, endüstriyel denetim, optik karakter tanıma ve doküman analizi gibi uygulamalarda sıkça kullanılır.

İkili görüntüler üzerinde çalışıldığı için ikili morfoloji ismini alır. Temel olarak iki operatör vardır. Bunlar ikili aşındırma ve ikili genişletme operatörleridir [25,28].

1.5.3.2.1. İkili Genişletmek

Sayısal bir resmi genişletmek demek resmi yapısal elemanla kesiştiği bölümler kadar büyötmek demektir. Bunu yapabilmek için yapısal eleman resim üzerinde piksel piksel dolaştırılır. Eğer yapısal elemanın orijini resim üzerinde "0" değerli bir piksel ile karşılaşırsa herhangi bir değişiklik meydana gelmez. Eğer değeri "1" olan bir piksel ile karşılaşırsa yapısal elemanla yapısal elemanın altında kalan pikseller mantıksal "or" işlemine tabi tutulurlar. Yani herhangi "1" değeriyle sonuç "1" e çevrilir.

Şekil 25'de 3x3 yapısal elemanı ile sayısal resim üzerine genişletme uygulanması ifade edilmiştir. 3x3 lük yapısal elemanın tüm değerleri "1" dir.



Şekil 25. a) Orijinal ikili (binary) görüntü, b) İkili genişletme (dilation) uygulanması

Genişletme (dilation) ile resim üzerindeki objeler şişer. Obje içinde delikler var ise bunlar kapanma eğilimi gösterirler. Ayrık nesnelere birbirine yaklaşır ya da bağlanır.

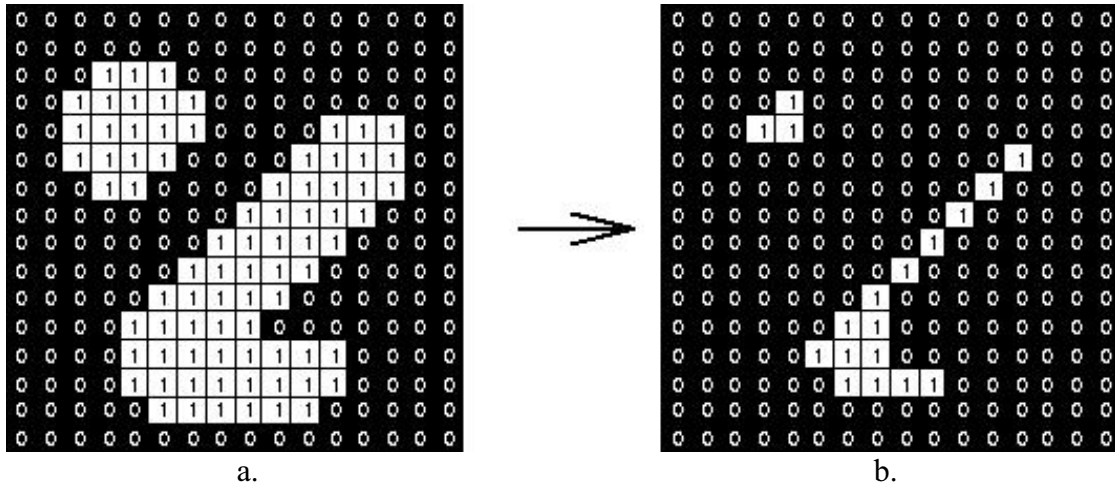
Genişletme işlemi $A \oplus B$ şeklinde gösterilir. Burada A , orijinal görüntünün kendisi, B ise yapısal eleman olarak adlandırılır.

1.5.3.2.2. İkili Aşındırma

Aşındırma işlemi bir bakıma genişletmenin tersi gibi görülebilir. Burada yine aynı şekilde yapısal eleman resim üzerinde piksel piksel dolaştırılır fakat bu defa yapısal elemanın merkez pikseli "1" değeri ile karşılaşırsa yapısal eleman içerisindeki piksellerin durumuna bakılır. Eğer yapısal eleman içerisindeki "1" olan piksellerden herhangi biri altında resme ait "0" değeri varsa yapısal elemanın diğer "1" lerinin altındakilerle beraber bu piksel "0" a dönüştürülür.

Aşındırma (erozyon, erosion) işlemi ile sayısal resim aşındırılmış olur. Yani resim içerisindeki nesnelere ufalır, delik varsa genişler, bağlı nesnelere ayrılma eğilimi gösterir.

Aşındırma işlemi $A \ominus B$ şeklinde gösterilir. Burada A yine orijinal görüntünün kendisi, B ise yapısal elemandır.



Şekil 26. a) Orijinal ikili (binary) görüntü, b) İkili aşındırma (erosion) uygulanması

Şekil 26'da 3x3 yapısal elemanı ile sayısal resim üzerine aşındırma uygulanması gösterilmiştir. 3x3 lük yapısal elemanın tüm değerleri "1" dir.

1.5.3.2.3. İkili Açma ve Kapama

Sayısal bir görüntüye önce aşındırma daha sonra genişletme uygulanırsa görüntüye Açma (Opening) işlemi uygulanmış olur. Bu işlem morfolojide $A \circ B$ ile gösterilir. Buradan

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad (23)$$

olduğunu söyleyebiliriz.

Benzer şekilde görüntüye önce genişletme daha sonra aşındırma uygulanırsa görüntüye Kapama (Closing) işlemi uygulanmış olur. Kapama $A \bullet B$ ile gösterilir.

$$A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B \quad (24)$$

Burada; A yine orijinal görüntünün kendisi, B ise yapısal elemandır.

Açma işlemi ile birbirine yakın iki obje görüntüde fazla değişime sebebiyet vermeden ayrılmış olurlar. Kapatmada ise birbirine yakın iki nesne görüntüde fazla değişiklik yapılmadan birbirine bağlanmış olurlar.

1.5.4. İkili Görüntü Üzerinde Bölge İşlemleri

Bölge işlemleri, görüntü üzerindeki nesnelere birbirinden ayırma ve kendilerine özgü çeşitli nicel, morfolojik, konumsal, şekilsel vb. özelliklerin çıkarılması gibi işlemleri kapsar.

1.5.4.1. İstatistiksel Bölge Bölütleme

İstatistiksel bölge bölütleme, genel olarak önceden tanımlanmış bir Öz Temsil İmge (ÖTİ) karesinin normalize edilmiş histogramından elde edilen ortalama, standart sapma gibi istatistiksel kıstaslardan yararlanır. Görüntü, önceden belirlenen bölütlenecek dokuya uygun olarak tespit edilen ÖTİ karesi boyutunda bir kare operatörü ile taranır. Kaydedilmiş ÖTİ karesinin normalize edilmiş histogram dağılım vektörünün ortalamasıyla yine tarama sırasında hesaplanan mevcut karenin histogram dağılımının ortalama değeri karşılaştırılarak ve yine kare sınırları dahilinde hesaplanan standart sapma değerine bağlı bir parlaklık seviyesi aralığında parlaklık seviyelerinin frekanslarının farklarının mutlak değerlerinin toplamlarının kare boyutuna bölünmesi ile her adımda

hata değeri hesaplanır. Eğer hesaplanan hata değeri belirli ve sabit bir hata eşik değerinin altında ise bu kare öğretilen dokuyla aynı olduğu kabul edilerek karenin merkezi yine belirli bir çözünürlükte piksel sayısı aranan dokuya ait olarak işaretlenir. Tarama işlem adımları, kare operatörünün yine çözünürlük boyutunda kaydırma yapılarak görüntü sonuna kadar devam ettirilir. Sonuç olarak önceden öğretilen ve bölütlenmesi istenen dokunun histogram dağılım bilgisi kullanılarak mevcut görüntü üzerinde öğretilen dokunun bölütleme işlemi tamamlanmış olur.

Bu çalışmada uygulama bölümünde ve özellikle kemik dokuları bölütlenerek diz eklem bölgesi tespiti işleminde istatistiksel bölge bölütleme yöntemi ayrıntılarıyla verilir ve irdelenmiştir.

1.5.4.2. Uyarlamalı Tohumlu Bölge Büyütme

Uyarlamalı tohumlu bölge büyütme (Adaptive seeded region growing) yöntemi, adından da anlaşıldığı gibi bir tohum pikselin seçilmesiyle ve bu tohuma benzer komşu piksellerin bir araya gelip bir bölge oluşturması temeline dayanır. Tohum seçiminde değişik yöntemler vardır. Kenar algılayarak bölge bulma yönteminde tohum, pikseller arası farkın en minimumu seçilir. En çok kullanılan yöntem ise, seçilen tohumun komşularına bakarak belli bir Δ (delta) hata payı altında aynı düzgün dağılıma sahip olup olmadığı kontrol edilen yöntemdir. Bu yöntemde, Δ değeri kadar farklılık gösteren pikseller yeni bölgeye katılır ve bu pikselin bölgeye katılımı ile bir bölge ortalaması hesaplanır. Bundan sonraki karşılaştırmalar, bölge ortalamasıyla karşılaştırılacak olan komşu pikselin Δ hata payı altında bir birine benzeyip benzemediğini kontrol ederek yapılır.

0	0	5	6	7
1	1	5	8	7
0	1	6	7	7
2	0	7	6	6
0	1	5	6	5

a.

0	0	5	6	7
1	1	5	8	7
0	1	6	7	7
2	0	7	6	6
0	1	5	6	5

b.

0	0	5	6	7
1	1	5	8	7
0	1	6	7	7
2	0	7	6	6
0	1	5	6	5

c.

Şekil 27. Uyarlamalı Tohumlu Bölge Büyütme a) Tohum Pikselleri, b) İlk İterasyon, c) Son İterasyon

Bölge büyütme yönteminin algoritması [30] :

```

f bölgeleri büyütülecek resim olmak üzere;
Her  $R_1, R_2, \dots, R_n$  bölgeleri birer tohuma sahip olsunlar;
repeat
  for  $i=1$  to  $n$  do
    for  $R_i$  bölgesinin kenarları  $p$  olmak üzere do
      for bütün komşular  $p$  olmak üzere do
         $x, y$  komşu koordinatları
         $\mu_i$ ,  $R_i$  bölgesinin gri seviye ortalaması
        if (komşu piksel bakılmamışsa) and  $|f(x, y) - \mu_i| \leq \Delta$  then
          Yeni komşuyu  $R_i$  bölgesine ekle
          Yeni  $\mu_i$  'yi güncelle
        end if
      end for
    end for
  end for
until bölgeye hiçbir piksel katılmayana dek.

```

1.5.4.3. İkili Görüntüde Bölge Etiketleme

Burada amaç görüntüdeki birbiriyle ilişkili (en az 8 komşuluktan birine bağlı) olan pikselleri gruplayarak her birine ayrı bir isim veya etiket vermektir. Böylece daha sonra üzerinde işlem yapılacak bölgeyi tanıma ve o bölgeyle ilgili çeşitli istatistikî bilgiler (parlaklık ortalaması, varyansı, standart sapması...) elde edilebilecektir.

Öncelikle görüntü daha önce bahsedildiği gibi ikiliye çevrilir. Artık bölgeler yani nesne veya cisme ait pikseller '1', arka plan pikselleri ise '0' ile temsil edilmektedir.

Bundan sonra Şekil 28'deki ikili görüntü üzerinde bölge etiketleme algoritması uygulanır. Bu algoritma genelde yığına alma ve yığından çıkarma mantığına dayanmaktadır.

Adım 1. Görüntüdeki Tüm pikseller etiketsiz olarak atanır.

Adım 2. Görüntü taranır ve sıradaki değeri '1' olan ve daha önce bir bölge olarak etiketlenmemiş ilk piksel tohum olarak alınır. Eğer böyle bir piksel görüntüde kalmadıysa Adım 6'ya geçilir.

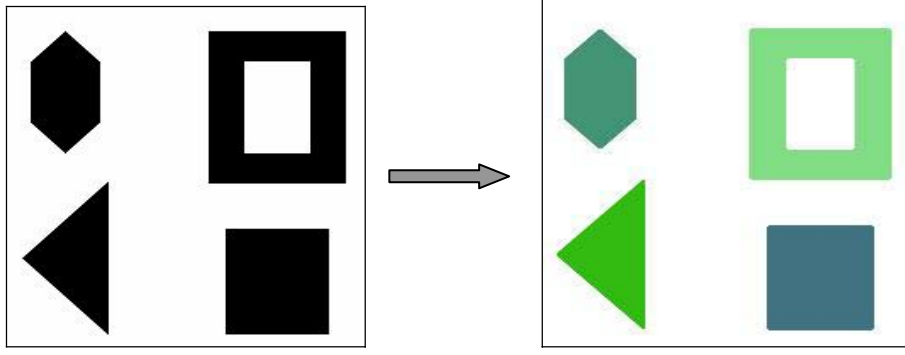
Adım 3. Etiket yeni bir isimle güncellenir ve tohum pikselin koordinatları yığına alınır.

Adım 4. Yığındaki ilk pikselin koordinatları yığından çıkarılır ve bu piksel mevcut bölge adı ile etiketlenir. Eğer yığın boş ise Adım 2'ye gidilir.

Adım 5. Son etiketlenen pikselin sekiz komşuluğuna da bakılır. Bunlardan ‘1’ olanları ve daha önce etiketlenmemiş olanların koordinatları yığına sırayla eklenir, Adım 4’e gidilir.

Adım 6. Tarama ve işlemler sonlandırılır.

Bu işlemlerden sonra artık ikili görüntüdeki tüm bölgeler ayrı ayrı gruplandırılmış ve her biri ayrı bir isimle etiketlenmiştir. Kullanılan algoritmaya bölgenin alan, parlaklık ortalaması vb. gibi bilgileri eklenerek her bölgenin kendine has çeşitli özellikleri elde edilebilir. Şekil 28’de ikili bir görüntü her bir nesne ayrı renkle etiketlenmiştir.



Şekil 28. İkili görüntüde bölge etiketleme

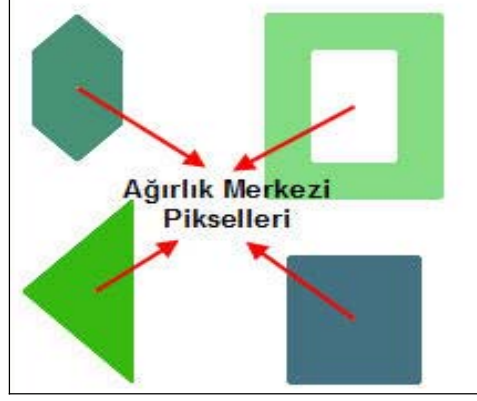
1.5.4.4. Etiketlenmiş Bölgenin Ağırlık Merkezini Bulma

Bir önceki bölümde ikili bir görüntünün üzerindeki her bir bölgenin ayrı ayrı etiketlenmesiyle ilgili bir algoritma verildi. Bu aşamada her bir bölge ayrı bir etiketle isimlendirilmiş durumdadır. İstenilen bölgenin ağırlık merkezini bulmak için (25) formüller kullanılır [31].

$$X_g = \frac{\sum_x \sum_y f(x,y).x}{\sum_x \sum_y f(x,y)}, Y_g = \frac{\sum_x \sum_y f(x,y).y}{\sum_x \sum_y f(x,y)} \quad (25)$$

Burada $f(x,y)$, ağırlık merkezi bulunmak istenen bölgeye ait bir piksel ise 1 değerini, değilse 0 değerini alır. X_g ve Y_g ise bölgenin ağırlık merkezi koordinatlarıdır.

Şekil 29’da daha önce etiketlenen bölgelerin ağırlık merkezleri (25) ile verilen formüllere göre hesaplanmıştır.



Şekil 29. Etiketlenmiş görüntü üzerinde hesaplanan ağırlık merkezleri

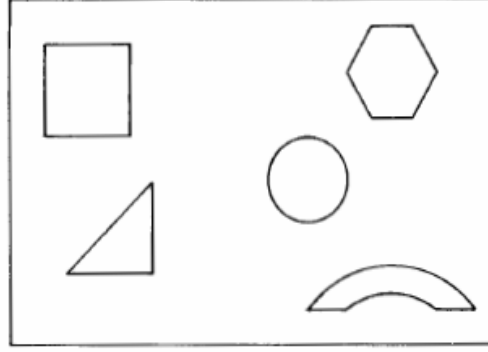
1.5.5. Şablon Eşleme (Template Matching)

Tıbbi görüntülerin analizini konu alan akademik çalışmalarda kullanılan en önemli tekniklerden biri de şablon eşleme tekniğidir. Şablon eşleme tekniği, büyük bir görüntüde şablon görüntüsüne benzeyen küçük parçaların bulunması esasına dayanmaktadır. Şablon görüntüsü büyük görüntü üzerinde dolaştırılır ve her pikselde eşleme yapılarak benzerlik ölçülür. Benzer şekillerin piksel koordinatları kaydedilir. Bu yaklaşım direkt olarak nesnenin şekliyle ilgili bir ön bilgiden yararlanmaya dayanır. Bu ön bilgi herhangi bir tasarı, ikili (binary) şablon veya bir parametrik prototip biçimde olabilir.

Bir görüntü alanı içinde nesne belirlenmesinin en temel yollarından biri ilgilenilen nesnenin benzer bir kopyasının görüntü sahası üzerindeki tüm nesnelere karşılaştırıldığı bu şablon eşleştirme tekniğidir. Eğer bilinmeyen bir nesne ile şablon yeterince yakın (bir ölçüm metriğine göre) iseler bu ilgilenilen, bilinmeyen nesne şablon olarak etiketlenir.

Şablon Eşleştirme işleminin tipik bir örneği olarak, şekil 30.a' da gösterilen ikili beyaz bir zemin üzerinde siyah çizgi figürleri ele alınsın. Bu örnekte, görüntü alanı içindeki dik üçgenlerin varlığının ve konumunun belirlenmesi amaçlanmaktadır. Şekil 30.b, dik üçgenlerin lokalizasyonu için üçgensel bölgenin içerisinde birim '1' değere, kalan yerlerde sıfır '0' değerine sahip basit bir şablon içermektedir. Üçgensel şablonun ayaklarının genişliği, lokalizasyon doğruluğu ve şablonun boyut çeşitliği arasında bir uzlaşma kistası olarak seçilir. İşlemden, şablonla görüntü sahası üzerinde sıralı olarak

tarama yapılır ve şablon ile görüntü sahası arasındaki ortak bölge benzerlik için karşılaştırılır [24, 28, 32].v



a.



b.

Şekil 30. a) Görüntü üzerinde nesnelar dizisi, b) Görüntüde taranacak üçgensel şablon

Bir şablon eşleşmesi, görüntüdeki gürültüler ve belirlenecek bir nesnenin tam yapısı ve şekli ile ilgili öncesel bir belirsizlik nedeniyle çok nadiren mükemmel olabilir. Bundan dolayı, ortak bir prosedür olarak, görüntü alanının her bir noktasında şablon ve görüntü alanı arasında bir fark ölçümü $D(m,n)$ hazırlamaktır. Burada $-M \leq m \leq M$ ve $-N \leq n \leq N$ deneme ofsetini göstermektedir. Eğer bu bahsedilen fark ölçümü daha önce kabul edilen $L_D(m,n)$ eşik seviyesinden daha küçük olduğunda ele alınan nesne şablonla eşleşmiş demektir. Normalde, bu eşik seviyesi tüm görüntü alanı içinde sabittir. Alışılmış fark ölçümü ‘ortalama-kare farkı’ veya ‘hata’ dır ve (26) ile ifade edilir.

$$D(m,n) = \sum_j \sum_k [F(j,k) - T(j-m,k-n)]^2 \quad (26)$$

Burada $F(j,k)$, arama yapılacak görüntü alanını, $T(j,k)$ ise şablonu göstermektedir. Arama tabi ki şablon ile görüntü sahası arasındaki ortak bölgeyle sınırlıdır.

$$D(m, n) < L_D(m, n) \quad (27)$$

Eğer (27) sağlanırsa bir şablon eşleşmesinin var olduğunu söyleyebiliriz.

Şimdi denklem (26)'yı açacak olursak;

$$D(m, n) = D_1(m, n) - 2D_2(m, n) + D_3(m, n) \quad (28)$$

Burada;

$$D_1(m, n) = \sum_j \sum_k [F(j, k)]^2 \quad (29)$$

$$D_2(m, n) = \sum_j \sum_k [F(j, k)T(j - m, k - n)] \quad (30)$$

$$D_3(m, n) = \sum_j \sum_k [T(j - m, k - n)]^2 \quad (31)$$

$D_3(m, n)$ terimi şablon enerjisinin toplamını temsil etmektedir. Bu sabit bir değer olup (m, n) koordinatlarından bağımsızdır. Çerçeve alanı üzerindeki görüntü enerjisi, ilk terim olan $D_1(m, n)$ ile temsil edilmektedir. Genelde görüntü alanı üzerinde oldukça yavaş değişkenlik gösterir. İkinci terim $R_{FT}(m, n)$ görüntü sahası ile şablon arasında çapraz korelasyon (cross correlation) olarak algılanmalıdır. Bir şablon eşleşmenin koordinat konumunda, çapraz korelasyon, az bir fark ölçümü ortaya çıkarması için büyük bir değere ulaşmalıdır. Bununla beraber, çapraz korelasyonun büyüklüğü, şablon uyumu farkının ölçümünde her zaman yeterli olmayabilir. Çünkü $D_1(m, n)$ görüntü enerji terimi pozisyon değişimidir. Örneğin, çapraz korelasyon, eğer görüntü genişliği şablon bölge üzerinde özel bir (m, n) koordinatında yüksekse, şablon eşleşmesinin olmadığı zamanlarda bile büyük değerlerde olabilir. Bu zor durumdan normalize çapraz korelasyon $\tilde{R}_{FT}(m, n)$ ile bir $L_R(m, n)$ eşik seviyesinin karşılaştırılmasıyla kaçınılabilir.

$$\tilde{R}_{FT}(m, n) = \frac{D_2(m, n)}{D_1(m, n)} = \frac{\sum_j \sum_k [F(j, k)T(j - m, k - n)]}{\sum_j \sum_k [F(j, k)]^2} \quad (32)$$

Burada eğer, $\tilde{R}_{FT}(m, n) > L_R(m, n)$ ise bir şablon eşleşmesi söz konusudur.

Normalize apraz korelasyon, ancak ve ancak Şablonun altındaki görüntü fonksiyonu Şablonla tam olarak eŐleŐtiĐi zaman birim deĐerlerden oluşmuş bir maksimum değere sahiptir.

Şablon eŐleŐtirmenin genel kısıtlamalarından biri, Şablon nesnelerinin rotasyonundan ve büyütülmesinden kaynaklanan deĐiŐiklikleri tolere etmek için çok sayıda Şablonun, görüntü sahasına karşı sık sık test eŐleŐtirilmesi yapılmasıdır. İŞte bu yüzden, Şablon eşleştirme daha küçük lokal niteliklerle sınırlanmıŐtır. Bu nitelikler, rneĐin Y veya T Şeklindeki düzenlemeye sahip birbirine bağlı kenarlar olabilir.

2. YAPILAN ÇALIŞMALAR, BULGULAR VE İRDELEME

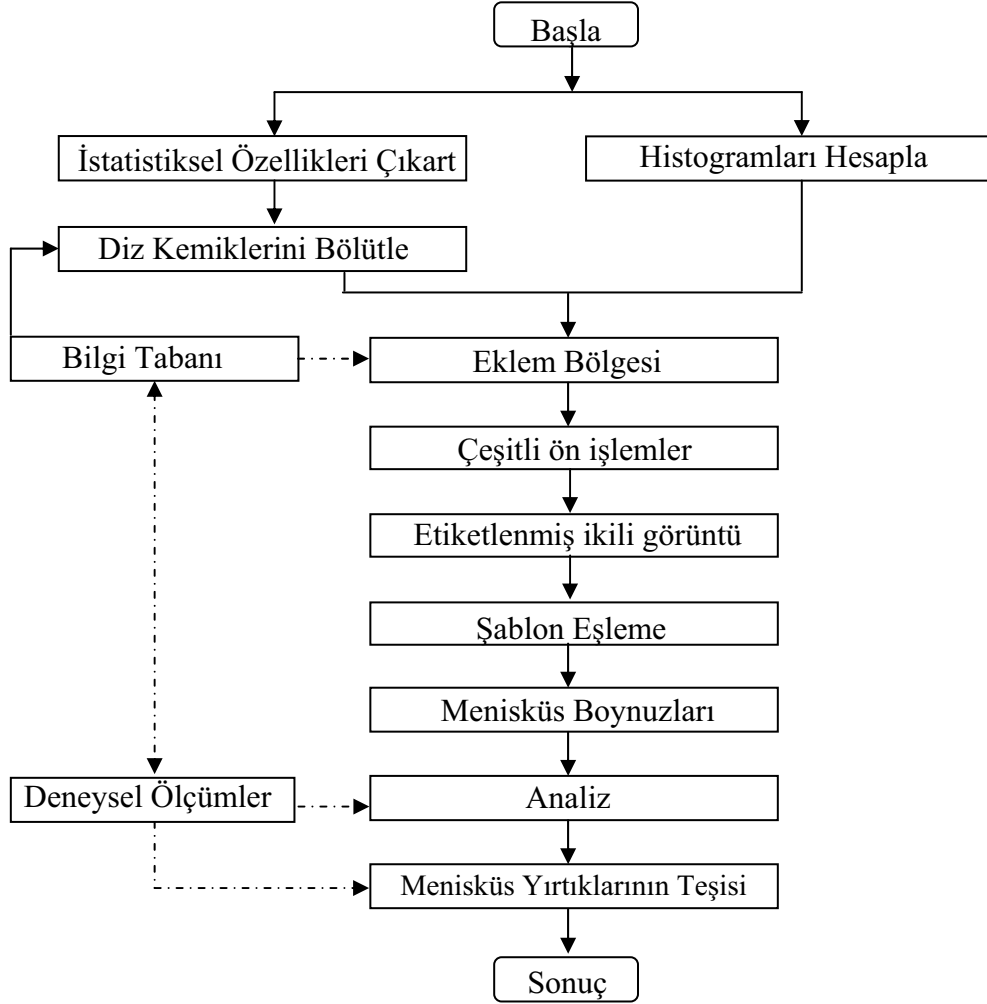
Bir hastalığa tanı konması, en az tedavi kadar önemli bir aşamadır. Başarılı bir tedavi ancak doğru tanı konulduğunda gerçekleşebilir. Bu açıdan bakıldığında radyolojik görüntülemenin ve görüntü işleme-analiz yöntemlerinin, tanı yöntemleri içinde ayrı bir önemi vardır. Radyolojik görüntüleme yöntemlerinden biri olan MRG günümüzde objelerin ve özellikle insan vücudunun hasar verilmeden ve ameliyatsız yapılmadan görüntülenmesi ve izlenmesi için kullanılan çok etkin bir tekniktir. Menisküs tanı ve tedavisinde çoğunlukla MRG görüntülerinden faydalanılır. MR cihazı 3D katmanlı hacimsel (voksel) görüntüler üretir ve bu görüntüler sayesinde menisküs yırtıkları tespit edilebilir.

Bu çalışmadaki uygulamada genel amaç, elde edilen gri seviye MR diz görüntülerini işleyerek, tam-otomatik olarak, eklem bölgesindeki menisküs boynuzlarını belirlemek ve yırtıklarının teşhisidir.



Şekil 31. Ön ve arka menisküs boynuzlarını içeren proton densite, sagittal Manyetik Rezonans (MR) diz görüntüsü

İç (medial) veya dış (lateral) menisküsün boynuzları (anterior ve posterior) proton densite sagittal MR (Manyetik Rezonans) görüntülerinde birbirine ters koyu parlaklıkta üçgenler olarak gözükmetedir. Bir başka değişle sagittal görüntülerde menisküsün gövdesi bir papyon görünümüne sahiptir.



Şekil 32. Menisküs yırtığı analizi için akış diyagramı

Radyolog bu tür görüntülerde menisküslerin durumunu değerlendirirken önce gözleri menisküs boynuzlarına konumlanır. Fakat göz vasıtasıyla beyin bu kendine özgü şekilleri görüntü üzerinde tararken aslında birtakım ön işlemler yapar. Öncelikle beyinde bazı ön bilgiler vardır. Bunlar, görüntüde iki ana kemiğin olması (femur ve tibia), bu kemiklerin buluştukları bölgede eklem kıkırdaklarının olması, aranılan üçgensel şekillerin bu bölgede koyu bir parlaklığa sahip olması gibi ön bilgilerdir. Kısaca göz menisküse konumlanmak için az önce bahsedilen beyindeki ön bilgilerin yardımıyla önce

iki kemiğin buluştuğu eklem bölgesi olarak tanımlanan bölgeyi bulur. Artık görüntüde geriye kalan kısımların menisküsler açısından pek bir anlamı yoktur. Dolayısıyla menisküs boynuzlarının bulunması, bunlar üzerinde yapılan durum değerlendirmeleri gibi kalan tüm işlemler bu eklem bölgesi üzerinde gerçekleşir.

Bu çalışmada da aynen böyle bir sistem modeli tasarlanmıştır. Yani proton densite sagittal MR diz görüntülerinde menisküs boynuzlarını bölütleme için öncelikle eklem bölgesine konumlanılmıştır. Bunun için de eklem bölgesi lokalize edilmiştir. Daha sonraki işlem adımları da tamamen bu lokalize bölge üzerinden yürütülmüştür.

Proton densite, sagittal MR diz görüntülerinde menisküs boynuzlarının tespiti ve yırtıkların teşhisi için işlem adımları Şekil 32'deki akış diyagramında verilmiştir.

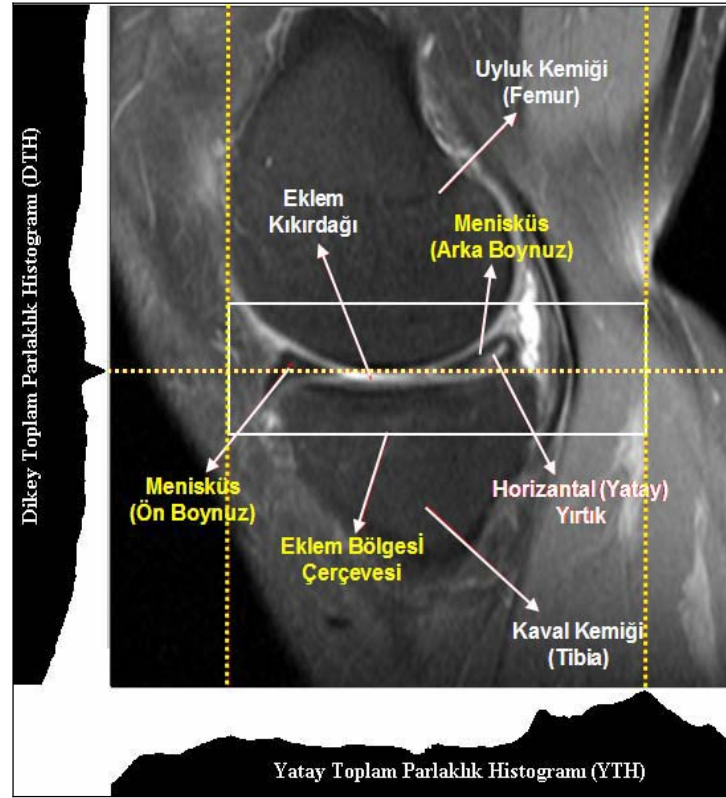
2.1. Eklem Bölgesinin Lokalizasyonu

Bu bölümde histogram tabanlı ve istatistiksel bölütleme tabanlı lokalizasyon metotları detaylı bir şekilde verilmiştir. Uygulamada, sistem ilk önce ön ve arka menisküs boynuzlarının yer aldığı eklem bölgesine konumlanır ve daha sonra menisküs yırtıklarının teşhisi için üçgensel bir şablon eşleme tekniği uygulanır. Burada, genel olarak bölgeyi lokalize etmek için iki yaklaşım ele alınmıştır. Bunlar; histogram tabanlı ve istatistiksel kemik bölütlenmesi metotlarıdır. Yine burada, eklem bölgesinin doğru bir biçimde tespit edilebilmesi metotların doğru seçimine bağlıdır.

2.1.1. Histogram Tabanlı Lokalizasyon

Bu bölümde orijinal MR diz görüntüsünün yatay ve dikey toplam parlaklık histogramları (YTH ve DTH) hesaplanır. Bu histogramlar daha önce bahsedildiği gibi yumuşatılır ve görüntünün rotasyonuna göre ölçeklendirilir. Bu histogramlardan elde edilen maksimum ve minimum noktalar eklem bölgesinin lokalizasyonu için kullanılır.

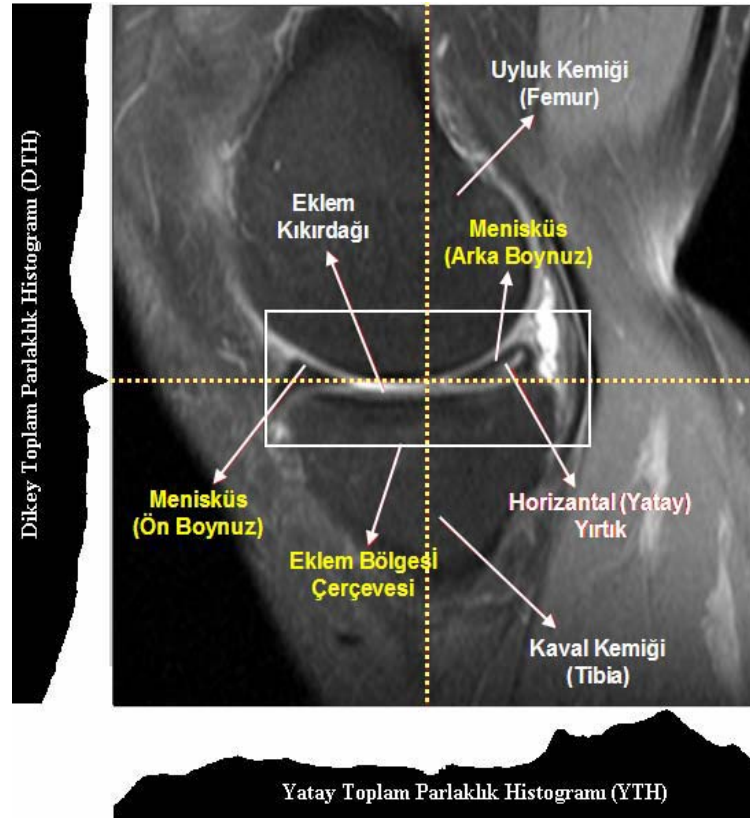
Şekil 33.'de görüldüğü gibi eklem bölgesi hem yatayda hem de dikeyde ayrı ayrı histogramlar vasıtasıyla değerlendirilmektedir. Görüntünün ortalarında bulunan kıkırdak doku içerdiği su yoğunluğu bakımından MR görüntülerinde genelde etrafındaki kemik, menisküs veya kas dokularına göre daha parlak bir görünüme sahiptir. Dolayısıyla, Dikey Toplam Histogram (DTH)'da bir maksimum oluşturmaktadır. Bu oluşan hattın sabit olarak altına ve üstüne çizilen sınırlar eklem bölgesinin alt ve üst sınırlarını belirler.



Şekil 33. DTH’ da dikey hatta 40’ar piksel sabit aralık ve YTH’ da merkezden itibaren iki maksimum noktayla sınırlanarak belirlenen eklem bölgesi görüntüsü

Aynı şekilde yatay toplam parlaklık histogram (YTH)’in merkezinin sağında ve solundaki maksimum noktalar Eklem bölgesinin dikey sınırlarını belirlemektedir. Burada su yoğunluğu az olan kemikler parlaklık toplam değerlerinde düşüşe neden olmakla beraber YTH’in merkezinde bir çukur şekli yaratmaktadır. YTH’in merkezin sağında ve solunda oluşan maksimum noktalar eklem bölgesinin sağ ve sol sınırlarını belirlenmektedir.

YTH’ da kemiklerden dolayı merkezde bir minimum oluştuğundan bahsedilmişti. Maksimum değerleri kullanarak sağ ve sol eklem bölgesi sınırlarını belirleme yöntemine alternatif olarak buradaki minimum hattın dikey histogramdaki hat gibi sabit uzaklıkta sağına ve soluna çizilen sınırlar yine eklem bölgesinin sağ ve sol sınırlarını belirleyebilir (Şekil 34).



Şekil 34. DTH’ da dikey hatta 40’ar piksel sabit aralık ve YTH’ da merkezden itibaren iki maksimum nokta arasındaki minimum hatta 120’şer piksel sabit aralıklarla sınırlanarak belirlenen eklem bölgesi görüntüsü

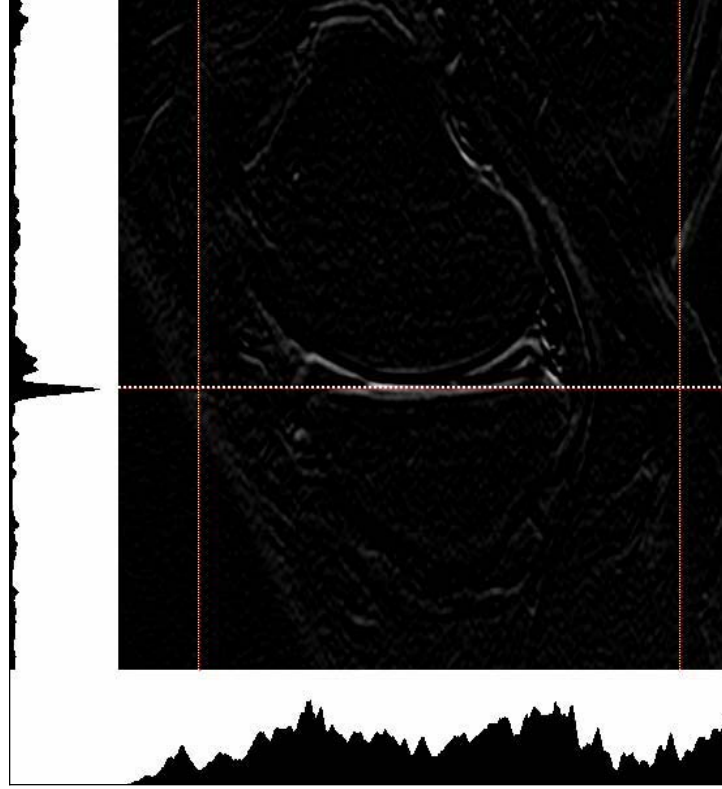
2.1.2. Kenar Filtreleme ve Ağırlıklandırılmış DTH Tabanlı Lokalizasyon

DTH’ da eklem bölgesinin merkez hattını bulmaya alternatif olarak yatay kenar algılama filtreleri uygulanabilir. Bu filtrelerden bazıları sobel, prewitt, roberts, robinson, frei-chan yatayda kenar algılama filtreleri olarak sıralanabilir.

Orijinal proton densite, sagittal MR diz görüntüsüne bu filtrelerden birinin uygulanmasıyla oluşan görüntü çıktısı üzerinde tekrar DTH hesaplanırsa bu sefer eklem bölgesinin yatay merkez hattı kendini DTH’ da maksimum olarak daha belirgin şekilde göstermektedir.

Bu görüntülerde filtreleme işleminden sonra ayrıca ağırlıklandırılmış DTH hesaplanırsa kenar bölgelerde daha fazla piksel hesaba katılacağı için eklem merkezinden geçen hat DTH da maksimum nokta olarak kendini daha da belli edecektir. Şekil 35’de ağırlıklandırma yapılırken siyah piksellerin hesaba katılmaması için eşik değeri 10 olarak

seçilmiştir. Böylece DTH ve YTH yardımıyla eklem bölgesinin yatayda ve dikeyde alternatif metotlarla beraber sınırları belirlenmiş olur.



Şekil 35. Prewitt yatay kenar algılama filtresi sonrası 10 eşik değeri ile ağırlıklandırılmış DTH ile eklem bölgesinin yatay merkez hattının belirlenmesi

2.1.3. İstatistiksel Bölütleme Tabanlı Metot

Bu bölümde histogram tabanlı lokalizasyon yönteminden tamamen farklı bir yaklaşım olan kemiklerin istatistiksel olarak bölütlenmesinden faydalanılması detaylarıyla beraber verilecektir.

Bu yöntemi esası, tamamen kemiklerin (femur ve tibia) morfolojisinden yararlanarak diz anatomisi bilgisine dayandırılmaktadır. Yöntemde, kemikler bulunduktan sonra bunların arasındaki bölge eklem bölgesi olarak nitelendirilmektedir. Yani burada öncelikli hedef MR görüntülerinde koyu parlaklığa ve nispeten düzgün bir dağılıma sahip kemik dokularını bölütlemektir.

Bu istatistiksel metodun temel adımları Öz Temsil İmge (ÖTİ)'nin belirlenmesi, kemik dokusunun istatistiksel özelliklerinin elde edilmesi ve bölütleme olarak tanımlanabilir. Bu adımlar ileriki bölümlerde detaylarıyla beraber verilecektir.

2.1.3.1. Öz Temsil İmgesi (ÖTİ)

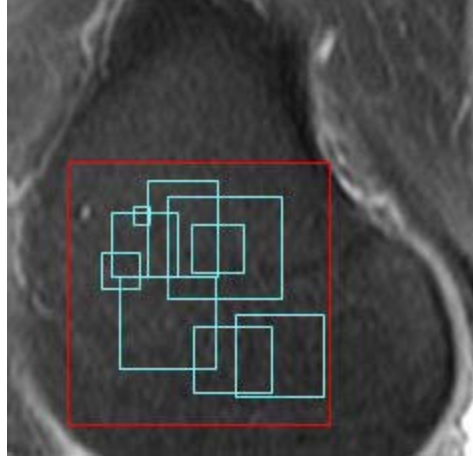
Bir istatistiksel dokunun Öz Temsil İmgesi (ÖTİ)'nin belirlenmesi, bölütleme işlemiyle birebir ilişkili olduğundan bir başka değişle bölütleme işleminde oluşan hata değerlerini birebir etkilemesi nedeniyle önemlidir. Bu imgeyi bir ülkeyi temsil eden bayrak gibi düşünebiliriz. Nasıl bayrağın özellikleriyle hangi ülkeyi temsil ettiğini anlayabiliyorsak, ÖTİ vasıtasıyla hangi dokunun temsil edildiğini anlayabiliriz.

2.1.3.1.1. ÖTİ'nin Boyutunun Belirlenmesi

Eğitim sürecinde otomatik olarak yapılır. Bunun için temsili yapılacak dokunun sınırları içinde temsili sağlayabilecek en küçük boyutlu kare tohum bölgesi olarak rasgele seçilir. Seçilen bu tohumun histogram dağılımı hesaplanır. Bu hesaplanan 256 elemanlı dağılım vektörü önce yumuşatılır (smoothing) sonra ise maksimum değere sahip vektör elemanı 100 olarak normalize edilir. Normalize histogram üzerinden ortalama parlaklık seviyesi ve sayısı, varyansı ve standart sapması gibi istatistiki bilgiler hesaplanılarak kaydedilir. Önceden belirlenen deneme sayısı kadar, tohum bölgesi ile aynı boyuttaki deneme temsil kareleri, temsili yapılacak dokunun sınırları içinde farklı ve rastgele koordinatlarda seçilerek aynı tohum bölgesi gibi dağılım özellikleri hesaplanır. Hesaplanan her histogram daha önce öğretilen tohum histogramıyla ortalamalar karşılaştırılarak ve standart sapma aralığında karşılaştırma yapılarak hesaplanır. Mevcut boyut için kümülatif bir hata değeri elde edilir. Daha sonra boyut, ilk tohum bölgesinin başlangıç koordinatlarında arttırılarak yeni tohum bilgileri hesaplanır ve aynı işlemler tekrar edilir. Sonuç olarak, her boyut için aynı doku içinde kümülatif bir hata değeri elde edilir. Bunların içinde en uygun olanı Öz Temsil İmgesi (ÖTİ)'nin boyutu olarak seçilir. Artık bu kare bizim gerçek dokumuzu istatistiki olarak temsil edebilecek ve görüntü içinde dolaştırılabilecek bir tarama operatörüdür.

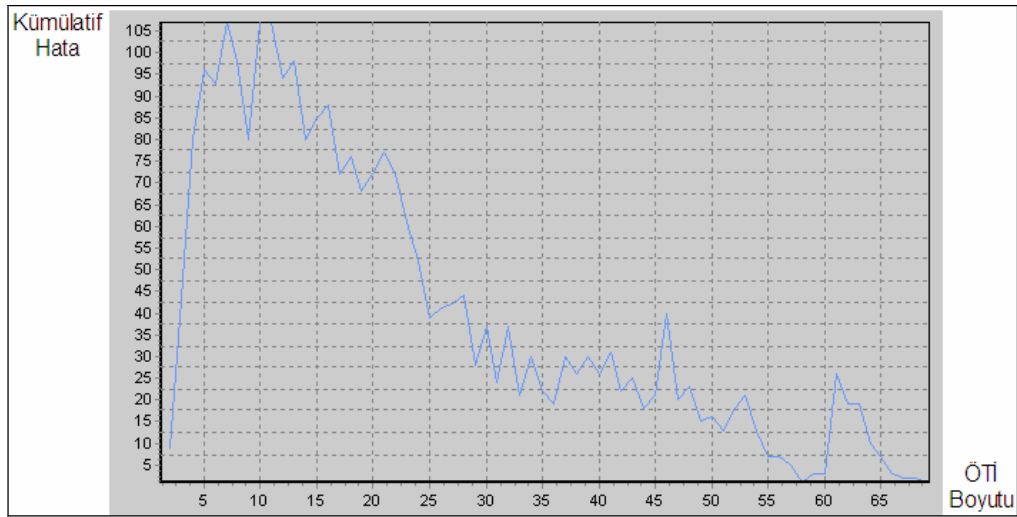
Şekil 36.'da bir kemik dokusu içinde çeşitli temsil imgeleri denenmiştir Her boyut için şekilde kırmızı olarak gösterilen sınır içinde 100'er deneme yapılmıştır. En küçük

kare boyutu 2x2 olarak ve birer piksellik boyut artışıyla 70x70'lik kare boyutuna kadar denemeler yapılmıştır.



Şekil 36. Öz Temsil İmgesi (ÖTİ)'nin hesaplanması

Denemeler sonucunda oluşan boyut hata grafiği Şekil 37'de verilmiştir. Şekilde görüldüğü gibi yaklaşık 60x60'lık bir boyutta hata değerleri minimuma inmiştir. Dolayısıyla ÖTİ'ni bu boyutlarda almak uygundur.



Şekil 37. Kemik Dokusuna ait ÖTİ için kümülatif hata – boyut grafiği

2.1.3.2. Dokunun İstatistiksel Özelliklerinin Çıkarımı

ÖTİ'lerin genel özellikleri daha önce de bahsedildiği gibi parlaklık dağılımı (histogram), dağılımın ortalama parlaklık seviyesi ve bu seviyeye bağlı olarak standart

sapma kullanılarak belirlenen karşılaştırma vektörleri gibi özelliklerdir. Aslında karşılaştırma işleminde ortalama parlaklık seviyeleri direkt olarak kullanılmamaktadırlar. Çünkü bu takdirde dokuların dağılımı aynı olsa bile ortalama parlaklık seviyelerinin farklılığından dolayı hata artacak ve sonuçta farklı bir doku muamelesi görecektir. Hâlbuki bunlar farklı parlaklık ortalama seviyelerine sahip aynı dokular olabilir. Esas amaç dağılımları karşılaştırmak olduğu için ortalama parlaklık seviyesini sadece iki histogram dağılım vektörünün çakışma noktası olarak kullanılacaktır.

Öncelikle herhangi bir l boyutlu ÖTİ'nin histogram dağılımı için;

H : 256 elemanlı histogram vektörü,

μ_l : l boyutlu dağılımın ortalama parlaklık seviyesi,

σ^2_l : l boyutlu parlaklık dağılımının varyansı,

$f(x, y)$: l boyutlu dokunun x, y koordinatlarındaki pikselin parlaklık seviyesi

olmak üzere;

$$\mu_l = \frac{\sum_t [H_t \cdot t]}{\sum_t [H_t]} \quad (33)$$

$$\sigma^2_l = \frac{\sum_x \sum_y [f(x, y) - \mu_l]^2}{\left(\sum_t H_t \right) - 1} \quad (34)$$

$$\sigma_l = \sqrt{\sigma^2_l} \quad (35)$$

şeklinde verilir.

2.1.3.3. Hata Hesabı

Hata hesabını gerçekleştirmek için hem l boyutlu tohum hem de deneme karelerine ait birer standart sapmayla belirlenen bir boyutta vektör oluşturulur. Oluşan bu vektörlerin orta elemanları kendilerine ait olan histogramın ortalama parlaklık seviyesinin frekansına denk gelmektedir.

$$D_t = [H_{t_{\mu-2\sigma}}, \dots, H_{t_{\mu-1}}, H_{t_{\mu}}, H_{t_{\mu+1}}, \dots, H_{t_{\mu+2\sigma}}] \quad (36)$$

$$D_d = [H_{d_{\mu-2\sigma}}, \dots, H_{d_{\mu-1}}, H_{d_{\mu}}, H_{d_{\mu+1}}, \dots, H_{d_{\mu+2\sigma}}] \quad (37)$$

D_t, D_d Sırasıyla tohum ve deneme hata hesabı için karşılaştırma vektörleri olmak üzere ε kümülatif hata değeri bu iki vektörün elemanlarının farkının mutlak değerlerinin toplamı yani

$$\varepsilon = \frac{\sum |D_t - D_d|}{l} \quad (38)$$

olarak ifade edilebilir.

İki dağılım vektörü ortalamada çakıştırıldıktan sonra standart sapmanın iki katı kadar öncesi ve sonrası aralığında tüm parlaklık seviyelerine ait normalize histogram değerlerinin farkları alınarak toplanır. Bu toplam her denemeden elde edilir ve mevcut boyut için toplanarak kümülatif hata değeri bulunur.

2.1.4. Kemik Bölütleme

Daha önce bahsedildiğini gibi proton densite sagittal MR diz görüntülerinde menisküs boynuzlarının belirlenmesi için ilk olarak amaç eklem bölgesini lokalize etmektir. Bunun için ÖTİ vasıtasıyla iki ana kemik (femur ve tibia) dokusunu kullanarak basit bir istatistiksel bölütleme metodu geliştirilmiştir. Bu metot, 0–255 arasında parlaklık seviyelerinden oluşan gri seviye görüntüleri istenilen dokuya göre bölütler. Burada daha önce öğretilen kemik dokusunun istatistiksel özelliklerini kullanarak herhangi bir proton densite sagittal MR diz görüntüsünde kemiklerin bölütlenmesini sağlar. Bu daha önce kaydedilen ÖTİ'nin istatistiksel özellikleri ile görüntü içinde tarama yapılan ÖTİ ile aynı boyuttaki karelerin tarama yapılarak karşılaştırılmasıyla yapılmaktadır. Eğer yapılan karşılaştırma sonucu oluşan hata belirli bir eşik değerinin altında ise bu takdirde mevcut doku karesinin merkezindeki belirli çözünürlükteki piksel sayısı dokuyu temsil ettiği düşünülerek kemik olarak işaretlenir. Bu işlem tüm görüntü boyunca tarama yapılarak devam eder.

Görüntüde yapılan bölütleme işlemi için hata hesabının ÖTİ'nin boyutunun belirlenmesinde yapılan hata hesabından pek farkı yoktur. Çünkü bu hata hesabı da ÖTİ dağılım vektörü ile tarama sırasında ele alınan ÖTİ ile aynı boyuttaki karenin dağılım vektörünün farkından oluşan fark vektörünün elemanlarının toplanmasına dayanmaktadır.

Proton densite sagital MR diz görüntülerinde kemik bölütlemesi için işlem adımları:

Adım-1. Kemik Dokusu İçin / ÖTİ boyutu belirlenir.

Adım-2. Model bir kemik dokusu üzerinde bu boyutta bir ÖTİ seçilir. Seçilen bu imge saha sonra karşılaştırılma yapılacak referans dokudur.

Adım-3. Seçilen ÖTİ için istatistiksel özellikler bir kereye mahsus hesaplanır ve sisteme kemik dokusu olarak öğretilir.

Adım-4. Karşılaştırma yapılacak boyutu standart sapmaya bağlı olan ÖTİ vektörü oluşturulur. Bu adıma kadar olan işlemler eğitime aittir. Bundan sonraki adımlar ise bölütlemeye dahil adımlardır.

Adım-5. Taranacak karenin koordinatları görüntünün en başına gelecek şekilde sıfırlanır. Hata eşiği ve bölütleme çözünürlüğü belirlenir.

Adım-6. Görüntü üzerinde mevcut koordinatlardaki ÖTİ boyutunda karenin parlaklık dağılımı ortalama değeri ve karşılaştırma vektörü hesaplanır ve ÖTİ vektöründen çıkarılarak fark vektörü bulunur.

Adım-7. Fark vektörünün elemanları toplamının vektör eleman sayısına bölünerek normalize edilmiş hata hesaplanır.

Adım-8. Hesaplanan hata, belirlenen hata eşiğinden küçük ise karenin merkezindeki bölütleme çözünürlüğünün karesi kadar sayıda piksel uygun kemik dokusu olarak işaretlenir.

Adım-9. Eğer tarama görüntünün sonuna gelmiş ise işlemi sonlandır. Aksi takdirde bölütleme çözünürlüğü kadar bir kaydırma yapılır ve Adım 6 'ya geçilir.

Şekil 38'de bir proton densite sagital diz MR görüntüsü üzerinde kemik dokusuna göre istatistiksel bölütleme yapılmıştır. Burada ÖTİ boyutu "61", bölütleme çözünürlüğü $3 \times 3 = 9$ olarak belirlenmiş ve dolayısıyla taramalar örnek temsil karelerinin görüntü üzerinde üçer piksel kaydırılmıştır. Normalize hata eşiği ise "1" olarak ayarlanmıştır.



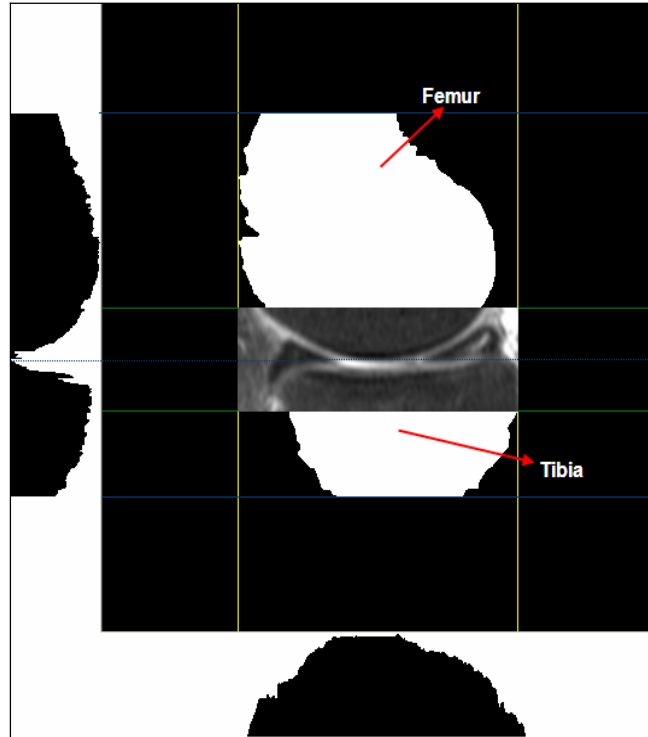
Şekil 38. ÖTİ için $l=61$, $\mu_l = 49.49$, $\sigma_l = 8.93$ olmak üzere, tarama için ise çözünürlük $3 \times 3=9$ piksel ve normalize hata değeri eşği 1 olarak seçilmesiyle yapılan kemik bölütlemesi



Şekil 39. Bölütlenen bölge tohum alınarak uyarlamalı bölge büyütme uygulanması

Şekil 38’de görüldüğü gibi doku kemiğin kenarlarına doğru bölütlenmesi kesilmiştir. Dolayısıyla bölütlenen doku tam kemiği vermemektedir. Bu nedenle ek bir işlem olarak bölütlen bu dokuları tohum olarak kabul ederek uyarlamalı bölge büyütme yöntemini ($\Delta = 10$) uygulayarak kemikleri daha düzgün bölütlemiş oluruz. Bu işlemin sonucu şekil 39’da gösterilmiştir.

Son işlem adımı olarak görüntüde sadece bölütlenen kısımları yani kemikleri bırakılır. Bir başka deyişle görüntü kemik veya kemik değil olarak ikiliye çevrilir. Bu görüntü üzerinde DTH ve YTH hesaplanır. Histogramlar yardımıyla hem dikeyde hem de yatayda eklem bölgesi şekil 40’taki gibi belirlenerek eklem bölgesi lokalizasyon işlemi tamamlanır.



Şekil 40. Bölütlenmiş kemiklerin YTH ve DTH vektörlerini kullanarak eklem bölgesi lokalizasyonu

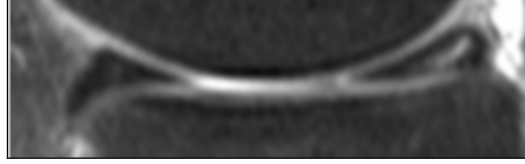
2.2. Menisküs Boynuzlarının Tespiti

Bir önceki bölümlerde menisküs boynuzlarının tespiti ve analizi için bundan sonraki tüm işlemlerin üzerinde yapılacağı eklem bölgesinin lokalizasyonu detaylı bir şekilde verildi. Dolayısıyla bu noktadan sonraki tüm işlemler bu bölgede

gerçekleştirilecektir. Çünkü varsayıma göre analize tabi tutulacak menisküs boynuzları kesinlikle bu bölge ile sınırlıdır.

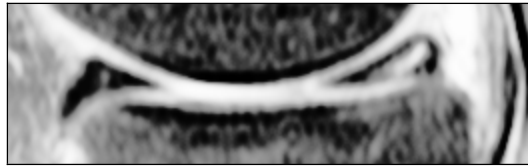
2.2.1. Eklem Bölgesi Üzerinde Ön-İşlemler

Bu bölümde lokalize edilmiş eklem bölgesi üzerinde şablon eşleştirmeye kadar olan ön işlemlerden bahsedilecektir. Bunların hepsi daha önce genel bilgilerde verilmekle beraber sırasıyla OTSU algoritması ile otomatik olarak ikili resim için eşik değeri elde edilmesi, histogram eşitleme, görüntünün ikiliye çevrilmesi, görüntü açma, bölgelerin etiketlenmesi işlemleridir.



Şekil 41. Orijinal Lokalize edilmiş eklem bölgesi

İlk olarak Orijinal Lokalize edilmiş eklem bölgesi için OTSU algoritmasıyla ikili görüntü için eşik değerini elde edilmektedir. Şekil 41 için OTSU eşik değeri 109 parlaklık seviyesi sonucunu vermiştir.



Şekil 42. Orijinal eklem bölgesi görüntüsü üzerinde histogram eşitleme uygulanması



Şekil 43. OTSU-109 eşik değerine göre histogram eşitleme yapılmadan oluşturulan eklem bölgesi ikili görüntüsü

Bundan sonraki aşama histogram eşitlemedir. Bu yöntemle detaylar daha çok ortaya çıkmıştır. Bu işlemin sonucunda normalize parlaklık dağılım vektörü (histogram)

değerleri değişmiştir. Yeni parlaklık değerlerinden oluşan görüntü şekil 42’de verilmiştir. Şekilde de görüldüğü gibi kırkırdaklar ve özellikle menisküs boynuzları daha görünür hale gelmişlerdir. Kemiklerin dokusunun dağılımı ise bir hayli bozulmuştur. Eğer görüntü direk olarak OTSU eşik değeri kullanılarak ikiliye dönüştürülseydi Şekil 43’deki gibi bölgeleri ayrılması dolayısıyla da doğru olarak tanınması gerçekten güç bir hale gelecektir.

Elde edilen eşitlenmiş histogram görüntü OTSU eşik değeri kullanılarak ikili görüntüye dönüştürülür. Daha sonra ikili morfolojik bir işlem olan açma işlemi uygulanarak ikili görüntüdeki küçük gereksiz, gürültü sayılabilecek bilgiler ortadan kaldırılmıştır. Bu işlem adımları sırasıyla Şekil 44 ve 45’de gösterilmiştir.



Şekil 44. OTSU-109 eşik değerine ve histogram eşitleme işlemi sonrası oluşturulan ikili eklem bölgesi görüntüsü



Şekil 45. İkili eklem bölgesi görüntüsü üzerinde açma işlemi uygulanması



Şekil 46. İkili Eklem bölgesi görüntüsü üzerinde bölgelerin etiketlenmesi

Son ön işlem adımı olarak ikili bölge etiketlendirme yöntemiyle tüm bölgeler ayrı bir renkle gösterilmek koşuluyla etiketlenirilmiş, alanları ve ağırlık merkezi koordinatları hesaplanmış ve tüm bu bilgiler kaydedilmiştir.

Bütün bu ön işlemlerden sonra bölütleme işlemi sona ermiştir. Bu aşamada görüntü üzerinde ön ve arka menisküs boynuzları, kemikler (femur ve tibia) ve birtakım kas dokuları, çeşitli bölgeler olarak bulunmaktadır. Fakat sistem hangisinin ne olduğunu bilmemektedir. Dolayısıyla bundan sonraki bölümde menisküs boynuzlarını tespit etmek için danışmanlı bir tanıma işlemi yapılacaktır.

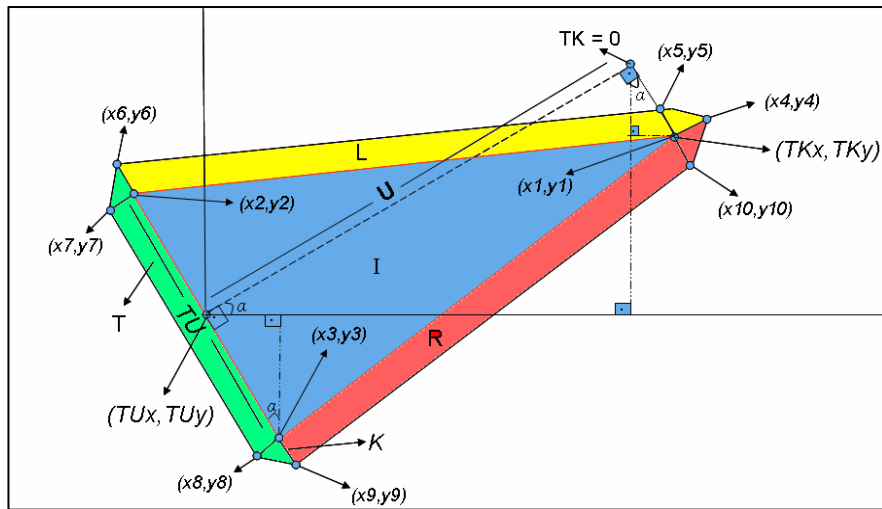
2.2.2. Şablon Eşleme

Şablon eşleme tekniği, daha önce bahsedildiği gibi bir görüntüde şablon görüntüsüne benzeyen küçük parçaların bulunması esasına dayanmaktadır. Genel olarak Şablon büyük görüntü üzerinde dolaştırılır ve her pikselde eşleme yapılarak benzerlik ölçülür. Benzer şekillerin piksel koordinatları kaydedilir.

Bizim bu konuya özel olarak kullanılan şablon, parametrik ikili (binary) bir prototip biçimindedir. Bu prototip şablon daha önce bahsedildiği gibi proton densite sagittal MR görüntülerinde menisküs boynuzlarının, birbirine zıt iki üçgensel görünüme sahip olmalarından dolayı üçgen şeklindedir.

2.2.2.1. Parametrik Üçgensel Şablon

Proton densite, sagittal diz MR görüntülerinde menisküs boynuzları eklem bölgesinde birbirine zıt iki üçgenik şekilde papyon görüntüsündedir. Dolayısıyla bu benzetmeden yola çıkarak eşleştirme yapılacak şablon modeli olarak parametrik bir üçgen şablonu tasarlanmıştır.



Şekil 47. Parametrik Üçgensel Şablon

Burada;

TU : Taban uzunluğu,

$TUx, T Uy$: Üçgenin iki boyutlu düzlemde tabanının orta koordinatları,

α : Düzlemde yapmış olduğu açı,

TK : Üçgenin Tabana paralel orta noktasından sapma miktarı,

L : Sol Dış bölge alanı,

R : Sağ Dış bölge alanı,

T : Taban Dış bölge alanı,

U : Üçgenin Yüksekliği,

K : Dış üçgenin Kalınlığı,

$(x1,y1), (x2,y2), (x3,y3)$: İç üçgenin köşe koordinatları,

$(x4,y4), \dots, (x10,y10)$: Dış üçgenin köşe koordinatları

Tasarlanan parametrik üçgenin yapısı Şekil 47 'de gösterilmiştir. Görüldüğü gibi iç üçgenin yanı sıra bu üçgeni bir K parametresi kalınlığında üç bölüme ayrılmış bir dış üçgen oluşturulmuştur. Buradaki amaç iç tarafın ikili görüntü üzerinde etiketlenmiş bölgeyle çakışması istenirken dış üçgen bölgesinin herhangi bir bölgeyle çakışmaması istenmektedir. Böylece üçgen şablon kendi boyutundan büyük bir bölge (kemik) üzerinden geçerken dış üçgen bölgeleri de çakışma sağlayacağından bu üçgenin puanı düşmektedir ve uygun üçgen olarak seçilmemektedir.

İç Üçgenin köşe koordinatları;

$$x_1 = TUx + \llbracket \cos(\alpha).U \rrbracket - \llbracket \sin(\alpha).YK \rrbracket, \quad (39)$$

$$y_1 = T Uy + \llbracket \sin(\alpha).U \rrbracket - \llbracket \cos(\alpha).YK \rrbracket$$

$$x_2 = TUx - \llbracket \sin(\alpha).(TU / 2) \rrbracket, \quad (40)$$

$$y_2 = T Uy - \llbracket \cos(\alpha).(TU / 2) \rrbracket$$

$$x_3 = TUx + \llbracket \sin(\alpha).(TU / 2) \rrbracket, \quad (41)$$

$$y_3 = T Uy + \llbracket \cos(\alpha).(TU / 2) \rrbracket$$

Dış üçgenin koordinatları ise;

$$x_4 = T U x + \llbracket \cos(\alpha).U \rrbracket + \llbracket \cos(\alpha).K \rrbracket - \llbracket \sin(\alpha).YK \rrbracket, \quad (42)$$

$$y_4 = T U y - \llbracket \sin(\alpha).U \rrbracket - \llbracket \sin(\alpha).K \rrbracket - \llbracket \cos(\alpha).YK \rrbracket$$

$$x_5 = T U x + \llbracket \cos(\alpha).U \rrbracket - \llbracket \sin(\alpha).K \rrbracket - \llbracket \sin(\alpha).YK \rrbracket, \quad (43)$$

$$y_5 = T U y - \llbracket \sin(\alpha).U \rrbracket - \llbracket \cos(\alpha).K \rrbracket - \llbracket \cos(\alpha).YK \rrbracket$$

$$x_6 = T U x - \llbracket \sin(\alpha).(TU / 2) \rrbracket - \llbracket \sin(\alpha).K \rrbracket, \quad (44)$$

$$y_6 = T U y - \llbracket \cos(\alpha).(TU / 2) \rrbracket - \llbracket \cos(\alpha).K \rrbracket$$

$$x_7 = T U x - \llbracket \sin(\alpha).(TU / 2) \rrbracket - \llbracket \cos(\alpha).K \rrbracket, \quad (45)$$

$$y_7 = T U y - \llbracket \cos(\alpha).(TU / 2) \rrbracket + \llbracket \sin(\alpha).K \rrbracket$$

$$x_8 = T U x + \llbracket \sin(\alpha).(TU / 2) \rrbracket - \llbracket \cos(\alpha).K \rrbracket, \quad (46)$$

$$y_8 = T U y + \llbracket \cos(\alpha).(TU / 2) \rrbracket + \llbracket \sin(\alpha).K \rrbracket$$

$$x_9 = T U x + \llbracket \sin(\alpha).(TU / 2) \rrbracket - \llbracket \sin(\alpha).K \rrbracket, \quad (47)$$

$$y_9 = T U y + \llbracket \cos(\alpha).(TU / 2) \rrbracket + \llbracket \cos(\alpha).K \rrbracket$$

$$x_{10} = T U x + \llbracket \cos(\alpha).U \rrbracket - \llbracket \sin(\alpha).K \rrbracket - \llbracket \sin(\alpha).YK \rrbracket, \quad (48)$$

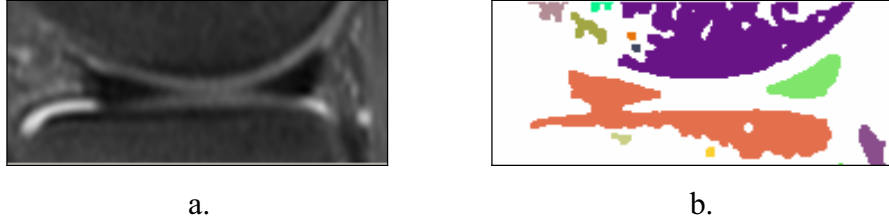
$$y_{10} = T U y - \llbracket \sin(\alpha).U \rrbracket + \llbracket \cos(\alpha).K \rrbracket - \llbracket \cos(\alpha).YK \rrbracket$$

şeklinde geometrik olarak hesaplanır. Böylece taban uzunluğu (TU), yükseklik (U) düzlemlerle yaptığı açı (α), taban orta nokta koordinatları ($TUx, T Uy$), orta noktadan sapma miktarı (YK) ve dış üçgen kalınlığı (K) parametrelerine göre istenilen üçgensel şablon görüntü üzerinde oluşturulabilmektedir.

2.2.2.2. Şablon Tarama ve Puanlama

Genel olarak klasik şablon eşleştirmede olduğu gibi tasarlanan bu parametrik üçgen şablonu, lokalize olmuş ve az önceki bölümlerde verilen önışlemlerden geçirilmiş,

etiketlenmiş ikili eklem bölgesi üzerinde gezdirilerek tüm adayların parametrik bilgileri kaydedilir. Tarama sonucunda belirli bir puanlama sistemiyle en iyi çakışmayı sağlayan aday menisküs boynuzunu temsil edebilecek şablon olarak seçilir.



Şekil 48. a) Orijinal lokalize olmuş eklem görüntüsü, b) Ön işlemlerden geçirildikten sonra etiketlenmiş ikili eklem bölgesi görüntüsü

Bu uygulamada şablon taraması iki adımda gerçekleştirilmektedir. Bu işlem adımları biri sağ ve biri de ön menisküs boynuzu için olmak üzere iki kez yapılmaktadır. Ayrıca üçgen taraması yapılırken sadece üçgenin tamamının görüntü üzerinde olduğu adayların bilgileri kaydedilmektedir. Her noktada oluşturulan aday şablon için I, T, L, R dış üçgen alanlarının etiketlenmiş bölgelerle çakışmasıyla ve çakışmamasıyla oluşturulan bir puanlama yapılmaktadır. En yüksek puanı alan aday en iyi şablon olarak seçilir.



Şekil 49. En yüksek puana sahip, şablon eşleştirme sonrası seçilen kaba üçgenler
a) Ön menisküs boynuzu için, b) Arka menisküs boynuzu için

Aşama 1: Öncelikle deneysel olarak tasarlanmış, tarama sırasında boyutsal ve açısal parametrelerin (TU , U , α , TK , K) sabit olduğu, en büyük olabilecek menisküs boynuzunu içine alabilen ve sadece konumsal parametreler olan TU_x, TU_y üçgen taban orta nokta koordinatlarının değiştirilmesiyle görüntü üzerinde kaba bir üçgensel şablon dolaştırılmaktadır. Böylece parametrelerin çoğu sabit olduğundan mümkün olduğunca hızlı bir şekilde tarama yapılarak menisküs boynuzunu kabaca da olsa tespit etmek amaçlanmıştır.

$U=59$, $TU=29$, $\alpha=0$, $TK=-9$, $K=3$ değerleri genel eklem bölgelerindeki morfolojik yapıya uygun ve deneysel olarak seçilmiş ön menisküs boynuzu için kaba

üçgen parametre değerleridir. Dolayısıyla bu parametreler tüm kaba üçgen taramalarında sabittir. Şekil 49.a' da üzerinde ön menisküs boynuzu için yatayda görüntünün ortasında kadar dikeyde ise tamamında olacak şekilde tarama yapıldıktan sonra en yüksek puanı alan aday şablon, ön menisküs boynuzunun üzerine konumlanmıştır. Bu görüntüde bir handicap olarak ön menisküs boynuzu alttaki kemikten (tibia) ayrılmamış olmasına rağmen üçgen şablon doğru bir biçimde konumlandığına dikkat ediniz. Benzer şekilde şekil 49.b' de yine aynı parametrelerle fakat bu sefer yönünün diğer menisküs boynuzuna zıt olmasından dolayı $\alpha = 180^\circ$ seçilerek tarama yapılmış sağ taraftaki menisküs boynuzu üzerine başarıyla konumlanılmıştır.

Aşama 2: Bu aşamada en iyi kaba üçgensel şablonun bulunduğu sabit bir bölge aralığında fakat bu sefer açısal ve boyutsal parametreler de sabit bir aralıkta değiştirilerek bir optimizasyon taraması yapılır. Dolayısıyla bu sefer tarama yapılırken birçok boyutta ve şekilde değişik üçgen modelleri oluşturulur. Kaydedilen tüm adaylar içinde yine puanı en yüksek olan şablonun parametreleri çağrılarak şablon görüntüde oluşturulur.



Şekil 50. Optimizasyon sonrası en yüksek puanla seçilen üçgen şablonları a) Ön menisküs boynuzu için, b) Arka menisküs boynuzu için

Şekil 50.a' da sol tarafta yapılan optimizasyon taraması sonucunda en yüksek puanlı üçgensel şablon gösterilmektedir. Tarama sırasında seçilen bu şablonun parametreleri $TKx=85$, $TKy=41$, $U=50$, $TU=19$, $\alpha = 0$, $YK=-6$, $K=3$ olarak kaydedilmiştir. Görüldüğü gibi bu sefer şablon menisküs boynuzunun üzerine net bir biçimde oturmuş durumdadır. Benzer Şekil 50.b' de bu sefer sağ taraftaki menisküs boynuzu için optimizasyon taraması sonucundaki en yüksek puana sahip üçgensel şablon gösterilmektedir. Parametreleri ise $TKx=200$, $TKy=37$, $U=36$, $TU=25$, $\alpha = 173$, $YK=10$, $K=3$ olarak kaydedilmiştir.

Bir önceki bölümde şablon tarama sonucunda en yüksek puana sahip olan adayın seçilmesinden bahsedildi. İşte puanlama yapılırken iç üçgenin alanı (I) içerisinde tarama yapılarak ikili resimde çakıştığı bölge veya bölgelerin piksel sayısı hesaplanır ve normalize edilir. Aynı şekilde diğer dış üçgen alanları (T,R,L) bu sefer çakışmayan

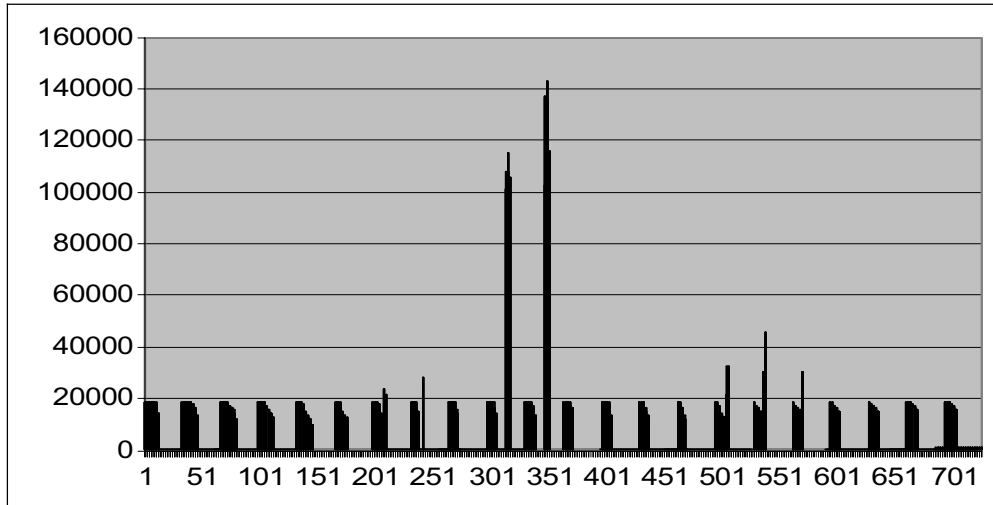
kısımlar dikkate alınarak hesaplanır ve normalize edilir. Normalize işlemi hesaplanan bu alanların yüzdeye vurulması ve spesifik katsayılar ile çarpımından ibarettir. Bu katsayılar toplam 100 olacak şekilde düzenlenmiş olup kaba üçgen şablonun sabit parametreleri gibi yapılan denemelere göre ağırlıklandırılmıştır.

$I_\lambda, T_\lambda, L_\lambda, R_\lambda$ sırasıyla I, T, L ve R alanları içerisinde herhangi bir bölgeyle çakışan piksel sayıları olmak üzere

$$Puan = \left\| \left[\frac{I_\lambda \cdot 20}{I} \cdot \frac{(T - T_\lambda) \cdot 30}{T} \cdot \frac{(L - L_\lambda) \cdot 25}{L} \cdot \frac{(R - R_\lambda) \cdot 25}{R} \right] \right\| \quad (49)$$

şeklinde hesaplanır. Bunlar içerisinde en yüksek puana sahip üçgen şablon olarak seçilir.

Örneğin Şekil 49.a' daki seçilen kaba üçgen için I, T, L ve R değerleri sırasıyla 856,98,183,181 ve çakışan alanlar $I_\lambda, T_\lambda, L_\lambda, R_\lambda$ sırasıyla 464,0,0,46 olmak üzere formül (39)'da yerine koyulursa $puan=142500$ bulunur.



Şekil 51. Tarama sonrası kaydedilen üçgenler ve puanları

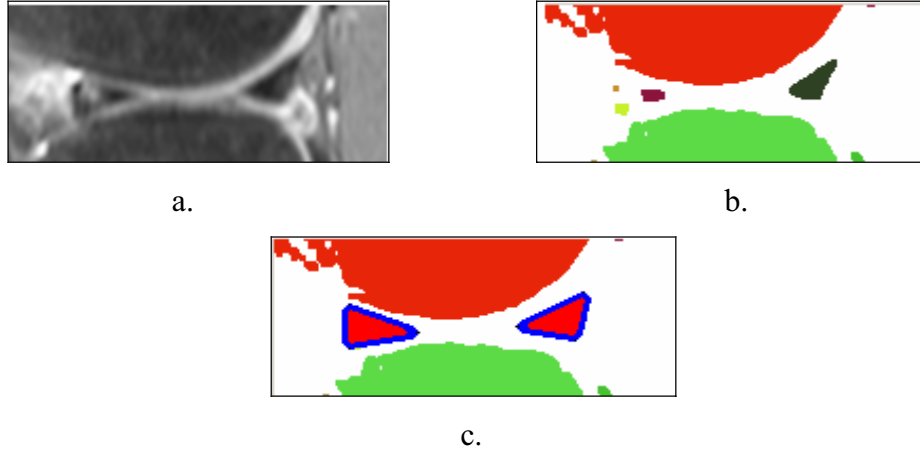
Şekil 51'de bu tarama sonucunda hesaplanan 726 adayın puanları gösterilmiştir. 142500 puana sahip olan adayın tarama sırasında daha önce kaydedilmiş parametreleri ve koordinatları çekilerek şablon görüntü üzerinde oluşturulur.

2.3. Menisküs Boynuzlarının Analizi

Lokale olmuş eklem bölgesi üzerinde yapılan bir takım ön işlemleri takiben bölge, etiketlenmiş ikili görüntü haline getirildi. Parametrik bir üçgensel prototip

kullanarak şablon eşleme metoduyla menisküs boynuzları tespit edildi. Son aşamada ise tespit edilen menisküs boynuzları menisküs yırtıklarının teşhisi için analiz edilerek yırtık veya sağlam şeklinde karar verilerek işlem tamamlanacaktır.

Tespit edilen menisküs boynuzu, eğer sağlam ise daha önce açıklandığı gibi proton ağırlıklı sagittal MR görüntüsünde koyu parlaklığa sahip bir üçgen şeklini koruyacaktır. Buna karşın eğer bir herhangi bir yırtık veya dejenerasyon söz konusu ise bu takdirde hem morfolojik olarak hem de parlaklık olarak görüntüsü farklılaşacaktır (Şekil 52.a). Çünkü görüntüde yer alan yırtık bölgesi neredeyse kırıkdağlar kadar yüksek parlaklık seviyelerine sahiptir.

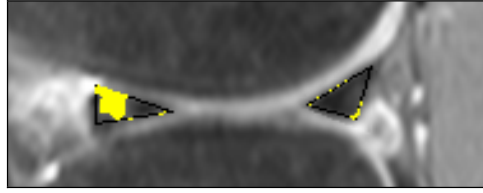


Şekil 52. a) Orijinal eklem bölgesi görüntüsü. b) Etiketlenmiş ikili görüntü c) Şablon eşleme ile saptanmış ön ve arka menisküs boynuzları

Şablon eşleme yöntemiyle Şekil 52.a'daki orijinal eklem bölgesi görüntüsü kullanılarak Şekil 52.c' deki gibi menisküs boynuzları başarıyla tespit edildi. Dikkat edilecek olursa orijinal görüntüde ön menisküs boynuzu içinde yüksek parlaklıklı bölge dikey yırtık olarak gözükmemektedir. Yine bu yırtık nedeniyle etiketlenmiş ikili görüntü üzerinde üçgensel bölge parçalara ayrılmış durumdadır. Fakat genel görünüm itibariyle parçalar üçgensel bir alan izlenimi vermektedir. Dolayısıyla bundan yararlanarak kaydedilen üçgensel şablon modelleri içinde bu üç bölgeyi de içine alacak şekilde en uygun aday seçilerek en doğru yere konumlanması sağlanmıştır.

Tespit edilen menisküs boynuzun analizi için öncelikle etiketlenmiş ikili görüntü üzerinde seçilen şablonun I alanı içerisinde sadece herhangi bir bölgeyle çakışan pikseller göz önüne alınarak orijinal görüntü vasıtasıyla bu piksellerin ortalama parlaklık seviyesi ve standart sapması hesaplanır. Orijinal görüntüde üçgensel bölge dahilinde hesaplanan

ortalama parlaklık seviyesinden standart sapmanın iki katı kadar yüksek parlaklığa sahip olan pikseller anormal olarak işaretlenir. Eğer işaretlenen bu piksellerin üçgensel şablon içerisinde oranı %10'dan az ise sağlam, fazla ise yırtık kararı verilir. Buradaki 10 değeri yine deneysel olarak tolerans miktarı olarak belirlenmiştir. Çünkü şablon eşleme gerçekleştirilirken, şablon tam keskin olarak şekil üzerine oturmaz. Bu nedenle böyle bir hata payına ihtiyaç vardır.



Şekil 53. Ön ve arka menisküs boynuzlarının analizi sonucunda anormal olarak belirlenen piksellerin işaretlenmesiyle oluşturulan görüntü

Şekil 53'de ön menisküs boynuzu için ortalama parlaklık değeri 64, standart sapması ise 12 olarak hesaplanmıştır. Sarı renkle boyanan kısımlar, siyah çizgiyle çerçevelenmiş bölgede $64+2 \times 12=88$ parlaklık seviyesini aşan piksellere karşılık gelmekte ve yırtık olarak gösterilmektedir. Tüm üçgensel bölgeye oranı ise 57 olarak bulunmuştur. $57 > 10$ olduğundan yırtık kararı verilecektir. Arka menisküs boynuzu için ise ortalama 56, standart sapma 14 dolayısıyla eşik değeri $56+14 \times 2=84$ olarak belirlenmiştir. Buna bağlı anormal piksel oranı ise %6 olup $6 < 10$ olduğunda sağlam olarak değerlendirilmektedir. Görüldüğü gibi bu %6'lık yanılğı ise üçgen şablonun az bir kısmının kıkırdak dokunun üzerine gelmesinden kaynaklanmaktadır.

3. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Görüntü işleme ve analiz metotları, tıbbi görüntülerin manüel veya bilgisayar destekli yorumlanmasının geliştirilmesi için tanısal bilgilerin daha anlaşılır duruma getirmeyi amaçlamıştır. Hatta daha da ileri gidilerek, kendine öğretilen bilgiler dahilinde görüntüyü amaca yönelik metotlarla analiz ederek teşhis yapabilen sistemler geliştirilmektedir.

Bu tezde de böyle bir teşhis-analiz sistemi gerçekleştirildi. Bu amaçla proton densite, sagittal diz MR görüntülerinde menisküs yırtıklarını tespit ve teşhis etmek amacıyla tam otomatik bir sistem sunuldu. Bu sistemde öncelikle proton densite, sagittal diz MR görüntülerinde koyu parlaklığa sahip, birbirine zıt iki üçgenik görünümündeki ön (anterior) ve arka (posterior) menisküs boynuzlarını da içine alan eklem bölgesini çerçeveleyerek lokalize etmek için, basit yatay ve düşey toplam histogram (YTH ve DTH) tabanlı, çeşitli yatay kenar algılama filtreleri uygulanması sonrasında ağırlıklandırılmış YTH ve DTH tabanlı ve son olarak istatistiksel kemik bölütlemesi tabanlı metotlar kullanılmıştır.

Lokalize olmuş eklem bölgesi görüntüsü üzerinde önce OTSU algoritması ile ikili görüntü için eşik değeri otomatik olarak tespit edilmiştir. Histogram eşitleme yöntemi uygulanarak ayrıntıların özellikle ön ve arka menisküs boynuzlarının daha belirgin hale getirilmesi sağlanmıştır. Elde edilen OTSU eşik değerine göre görüntünün ikiliye çevrilmiş, morfolojik açma işlemi yapılmış, ikili bölge etiketleme ile bölgelerin ağırlık merkezi, alanları gibi özelliklerinin çıkarılıp kaydedilmesi işlemleriyle ön-işlemler tamamlanmıştır. Daha sonra ise bu çıktı görüntüsü üzerinde parametrik üçgenel bir prototip kullanılarak şablon eşleme yöntemi uygulanmış ve menisküs boynuzları otomatik olarak tespit edilmiştir. Son olarak yırtık analizi için tespit edilen boynuzlar üzerinde belirli bir kritere göre hesaplanan eşik değerinin üzerindeki parlaklıktaki pikseller anormal olarak işaretlenerek bunların yüzdesine bakılmıştır. Eğer bu yüzde yine belirli bir tolerans değerinin üzerinde ise yırtık kararı, aksi takdirde sağlam kararı verilmiştir.

Bu çalışmada Karadeniz Teknik Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Bölümünden 30 farklı hastaya ait 100 adet gri seviye, sagittal düzlemde, proton densite (Fat Saturation) MR diz görüntüsü test amaçlı kullanılmıştır. Görüntülerin alındığı

tarayıcı MR cihazı Siemens (1.5 Tesla) olup, Symphony adlı yazılım kullanılmıştır. Görüntülerde kesit kalınlığı 3mm, gap ise 0.6 mm olarak alınmıştır [18]. Her görüntüde ikişer adet çeşitli boyutlar da sağlam veya hasarlı menisküs boynuzu yer almaktadır. Otomatik teşhis sistemi için DELPHI 7 platformunda bir program gerçekleştirilmiştir. Tüm işlemler bir kerelik bir eğitim aşamasının ardından program vasıtasıyla otomatik olarak yapılmıştır. Program 1.73 Ghz. ve 1GB ram belleğe sahip bir notebook üzerinde koşturularak, sistem test edilmiştir.

Tüm bu görüntülerin analizi için toplam süre yaklaşık olarak 4 dk. olarak tespit edilmiştir. Bu büyük bilgi tabanlı sistemlerde bir veri madenciliği uygulaması olarak gayet memnun edici bir hızdır.

Testler sırasında eklem lokalizasyonu için karşılaşılan en büyük problem kemik ve kıkırdak dokularındaki parlaklık seviyelerindeki bozulmalar olmuştur. Bunun sebebi ise kemiklerin bazı heterojen özellikleri ve bazı anormalliklerdir. Şablon taramada ise şekil itibarıyla parametrik üçgenel şablona uymayan menisküs boynuzları sistem için problemler yaratmaktadır. Bunlar genel olarak, menisküsün yerinden oynaması, katlanması veya başka benzer parlaklıkta bir doku ile çakışarak üst üste gelmesi gibi sebeplerden kaynaklanmaktadır. Yırtıklar ise bu tür sonuçlara neden olmamakla beraber ön veya arka menisküs boynuzunun genel üçgenel morfolojik yapısı korunmaktadır.

3.1. Eklem Bölgesi Tespit Sonuçları

Eklem bölgesi lokalizasyonunda 100 görüntü üzerinde basit YTH ve DTH hesaplanmasından sonra çerçevenin yatay sınırların orta noktası için DTH' da maksimum toplam değerinin referans olarak alınması ile yapılan çerçeveleme işleminde yatayda %39'luk bir başarı sağlanmıştır. Dikeyde ise merkezden itibaren sağ ve sol maksimum toplam değerleri göz önüne alınırsa %99'luk bir başarı söz konusudur. Fakat bunların da sadece %23 lük kısmı fazlalıksız ve tam olarak başarılı sonuç vermiştir. Kalan %76'luk görüntülerde çerçevenin dikey sınırları genel olarak doğru oluşturulmasına rağmen %13 'ü sola, yüzde %37' si sağa ve %26'sı hem sağa hem sola kayarak olması gerekenden daha fazla alanı içine almıştır. Eğer dikeyde referans olarak bu iki maksimum nokta arasındaki minimum, YTH noktasını referans noktası seçilirse, %95'lik bir başarı söz konusudur. Bunların ise %42'lik kısmı tam doğru bir kestirme yapmakla beraber %30 sola, %14'ü sağa ve %9 ise hem sağa hem sola kaymıştır. Genel olarak basit histogram

tabanlı metot ile sistem eklem bölgesi lokalizasyonunda yaklaşık olarak %38'lik bir başarı sağlamıştır.

Lokalizasyon için bir başka yaklaşım olarak önce orijinal görüntü üzerinde uygulanan yatay bir kenar algılama filtresi kullanarak oluşturulan çıktı görüntüsü üzerinde ağırlıklandırılmış DTH hesaplanarak buradaki maksimum toplam değeri referans olarak alınırsa yatayda bariz bir iyileştirme sağlamaktadır.



Şekil 54. Proton Densite, Sagittal MR diz görüntüsü üzerinde saptanan eklem bölgesi

Tablo 4' de kullanılan filtreler ve 100 görüntü üzerinde yatayda başarı yüzdeleri verilmiştir. Görüldüğü gibi bazı Sobel, Prewitt ve Fre-Chen yatay kenar algılama filtreleri sonrasında oluşan görüntüde ağırlıklandırılmış DTH hesaplanması sonrasında maksimum değer referans alındığı takdirde %100 bir başarı söz konusudur. Fakat bu yöntem yataydaki başarıyı çok büyük oranda arttırmasına rağmen dikey çerçeve de herhangi bir avantaj sağlamamaktadır.

Tablo 4. Yatay kenar algılama filtrelerinin eklem bölgesi yatay hattını belirleme performansları

	<i>Sobel</i>	<i>Prewitt</i>	<i>Roberts</i>	<i>Robinson</i>	<i>Frei-Chen</i>
<i>Normal DTH</i>	%98	%98	%96	%98	%98
<i>Ağırlıklandırılmış DTH</i>	%100	%100	%96	%99	%100

Dikey çerçeve sınırlarında sadece YTH'da iki maksimum arasındaki minimum ile %42'lük, iki maksimum nokta ile ise %23'lük istenilen bir kestirim söz konusu idi. Bir başka deyişle yaklaşık olarak %75 gibi büyük bir oranda eklem bölgesi için fazladan alan kestirilmektedir. Eklem bölgesinin lokalizasyonunda sistemin performansının oldukça iyi olmasına rağmen, bu fazla aralıklı dikey kestirimler lokalize bölge üzerinde ön işlemler ve şablon eşleme yöntemleri sırasında işlem zamanını %20 civarında arttırmakta ve teşhiste doğruluk oranını düşürmektedir. İşte bu nedenle, dikey çerçeve sınırları için bu handikapları ortadan kaldıracak yani işlem zamanını optimize edecek ve teşhis doğruluğunu arttıracak daha kesin bir lokalizasyon tekniğine ihtiyaç duyulmaktadır.

Menisküs boynuzlarının da içinde bulunduğu eklem bölgesini lokalize etmek için İstatistiksel bir kemik bölütleme tekniği geliştirildi. Bu teknik, eklem bölgesinin bu tür görüntülerde değişmez olarak bulunan kemikler (femur ve tibia)'in buluşma noktasında yer alması ve dikeyde ise bu kemik dokularının bittiği son nokta ile sınırlı olduğu varsayımından yararlanmaktadır. Dolayısıyla eğer kemikler doğru olarak bölütlenirse eklem bölgesi de tam olarak doğru tespit edilebilecektir. Bütün bunlar ışığında bölge büyütme yöntemiyle bütünleşik olarak basit bir otomatik kemik bölütlemesi metodu uygulandı. Sonuç olarak %82'lik bir başarı sağlandı. Öte yandan eğer sadece femur göz önüne alınarak bir bölütleme yapılırsa bu oran %94'e çıkmaktadır. Hatta eğer önce yatay kenar algılama filtresi sonrası DTH' da maksimum noktayla yatay sınır belirlenirse ve kemik bölütleme de femur göz önüne alınarak dikey sınırlar kestirilirse Böyle bir hibrit sistemle ise bu oran %98 'e kadar çıkmaktadır. Dolayısıyla en başarılı metot olarak böyle bir hibrit sistem sistemin işleyişi için uygun görülerek bundan sonraki menisküs boynuzlarının tespiti ve analizi için lokalize eklem bölgesi bu yöntemle tespit edildi.

3.2. Menisküs Tespiti ve Yırtık Analizi Sonuçları

Elde bulunan 100 görüntü üzerindeki lokalize edilmiş eklem bölgesi görüntüleri Bölüm 2.2.1. 'de anlatılan çeşitli ön-işlemlerden geçirildikten sonra oluşturulan etiketlenmiş ikili görüntü üzerinde 100 ön 100 arka olmak üzere toplam 200 menisküs boynuzu incelendi. İlk olarak parametrik üçgensel bir prototip kullanarak şablon eşleme yöntemi ile menisküs boynuzları tespit edilmeye çalışıldı. Sonuç olarak 100 adet proton densite, sagittal MR diz görüntüsündeki 98'i ön boynuz ve 97'si arka boynuz doğru olarak tespit edilmiş ve toplamda yaklaşık %98'lik bir başarı oranı yakalanmıştır.



Şekil 55. Tespit ve analiz edilen ön ve arka menisküs boynuzlarının analizi sonucu arka boynuz horizontal yırtığın orijinal MR görüntüsü üzerinde gösterilmesi

Menisküs boynuzları, orijinal görüntüler üzerinde radyolog tarafından incelenmiş, yırtık veya sağlam olarak yorumu alınmış ve kaydedilmiştir. Bu tespite göre menisküs boynuzlarının 165'i sağlam ve 35'i yırtık veya dejenere olarak tespit edilmiştir. Son olarak tespit edilen menisküs boynuzları üzerinde yapılan analiz sonucu sağlam menisküslerin %95'i sağlam olarak algılanmıştır. Yırtık veya hasarlı menisküslerin ise %87'si sistem tarafından yırtık olarak tespit edilmiştir. Ortalama olarak ise yaklaşık

%91'lik oranda görüntü üzerindeki menisküs boynuzları doğru tespit edilerek analiz sonucunda doğru karar verilmiştir. Yanılgıların çoğunun menisküs boynuzlarının ön görülen yapısının tamamen dışına çıkması ve morfolojisinin oldukça değişmesinden kaynaklandığı görülmüştür.

4. KAYNAKLAR

1. Dhawan, A.P., Medical Image Analysis, Wiley-Interscience, New Jersey, 2003.
2. Kumar, V., Cotran, R.S. ve Robbins, S.L., Temel Patoloji, Çevikbaş, U., Nobel Tıp Kitapevleri, İstanbul, 2000.
3. Marshall, K.W., Mikulis, D.J. ve Guthrie, B.M., Quantitation of Cartilage Using Magnetic Resonance Imaging and Three Dimensional Reconstruction, Journal of Orthopaedic Research,13 (1995) 814-823.
4. Cheong, J., Suter, D. ve Cicuttini, F., Development of Semi-automatic Segmentation Methods for Measuring Tibial Cartilage Volume, Digital Image Computing: Techniques and Applications, (2005) 307-314.
5. Pirnog, C.D., Articular Cartilage Segmentation and Tracking in Sequential MR Images of the Knee, Doktora Tezi, Swiss Federal Institute of Technology, Zurich, 2005.
6. Dam, E.B., Folkesson, J., Pettersen, P.C., ve Christiansen, C., Semi-Automatic Knee Cartilage Segmentation, Proceedings of SPIE, 6144 (2006) 1286-1294.
7. Mlejnek, M., Vilanova, A. ve Gröller, M.E., Interactive Thickness Visualization of Articular Cartilage, Proceedings of Visualization, (2004) 521-527.
8. Carballido-Gamio, J., Bauer, J.S., Keh-Yang, L., Krause, S. ve Majumdar, S., Combined Image Processing Techniques for Characterization of MRI Cartilage of the Knee, Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, Eylül 2005, Shanghai, Bildiriler Kitabı, 3, 3043-3046.
9. Folkesson, J., Dam, E.B., Olsen, O.F., Pettersen, P. ve Christiansen, C., An Automatic Method for Locating Articular Cartilage in Knee MRI, SSBA Symposium in Image Analysis, Mart 2005, Malmö, Bildiriler Kitabı, 5747, 1484-1490.
10. Hata, Y., Kobashi, S., Tokimoto, Y., Ishikawa M. ve Ishikawa H., Computer Aided Diagnosis System of Meniscal Tears with T1 and T2 Weighted MR Images Based on Fuzzy Inference, 7th Fuzzy Days Int. Conf. on Computational Intelligence, Ekim 2001, Londra, Bildiriler Kitabı, 55-58.
11. T., Kapur, P., Beardsley, S., Gibson, W., Grimson, ve W., Wells, Model Based Segmentation of Clinical Knee MRI, . IEEE Int'l Workshop on Model-Based 3D Image Analysis, (1998) 97-106.
12. S., Solloway, C., Hutchinson, J., Waterton ve C.J., Taylor, The use of Active Shape Models for Making Thickness Measurements of Articular Cartilage from MR Images, MRM, 37 (1997) 943-952.

13. Creamer, P. ve Hochberg, M.C., Osteoarthritis, Lancet, 350, (1997) 503-509.
14. Gunderman, R.B., Temel Radyoloji, Çetin, M., Nobel Tıp Kitapevi, Ankara, 2003.
15. Tuncel, E., Diyagnostik Radyoloji Ders Kitabı, Uludağ Üniversitesi Basımevi, Bursa, 1983.
16. Türe, H., Parametrik model kullanarak tıbbi görüntülerde kenar belirleme, Yüksek Lisans Tezi, K.T.Ü., Fen Bilimleri Enstitüsü, Trabzon, 2003
17. Munk, W., ve Wunsch, C., Ocean Acoustic Tomography A Scheme for Large Scale Monitoring, Deep Sea Res., 26A, (1979) 123-161.
18. Konez, O., Manyetik Rezonans Görüntüleme: Temel Bilgiler, Nobel Tıp Kitapevi, İstanbul, 1995.
19. <http://www.ortopedikbilgi.com/diz.php>, Ortopedi Bilgi Sitesi, 12 Ocak 2007.
20. Atmaca, E., Spora bağlı menisküs yaralanmalarında tanı ve tedavi yöntemlerinin epidemiyolojik bir çalışma örneğinde araştırılması, Lisans Tezi, K.T.Ü., Sosyal Bilimler Enstitüsü, Trabzon, 2002
21. O'Connor, R.L. ve Sahriaree, H., Meniscal Lesions and Their Treatment, Shahniaree H. ed. O'Connor's Textbook of Arthroscopic, (1984) 99-162.
22. Binnet, M.S., Yılmaz, C. Menisküs Yırtıklarının Artroskopisi ile Onarımı ve İlkeleri, Acta Orthop Traum Turc, 31 (1997) 423 - 428.
23. Verstraete, K.L., Magnetic Resonance Imaging of Menisci and Cartilage, Academic Chair. Dept. of Radiology, Ghent University Hospital, Belgium, 2002.
24. Fisher, B., Perkins, S., Walker, A. ve Wolfart, E., The Hypermedia Image Processing Reference (HIPR), Department of Artificial Intelligence University of Edinburgh, UK, 1995.
25. <http://www.goruntuisleme.org>, Görüntü İşleme, 02 Şubat 2007.
26. <http://www.yapay-zeka.org/modules/iconent/index.php>, Örüntü Tanıma, 15 Aralık 2006.
27. <http://www.yildiz.edu.tr/~bayram/sgi/saygi.htm>, Görüntüde Fitreleme Operasyonları, 12 Mart 2007.
28. Gonzalez, R.C., Woods, R.E., ve Eddins, S.L., Digital Image Processing, Pearson Education, Inc., New Jersey, 2004.

29. Otsu, N., A threshold selection method from gray-level histograms, IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, 9,1 (1979) 62-65.
30. Efford, N., Digital Image Processing : A Practical Introduction Using Java., Addison-Wesley, 2000.
31. Türkođlu, İ., Örüntü Tanıma Sistemleri (Ders Notları), Fırat Üniversitesi, Elektronik ve Bilgisayar Eğitimi Bölümü, Elazığ, 2003.
32. William, K.P., Digital Image Processing: PIKS Inside, Third Edition., John Wiley & Sons, Inc., 2001.

ÖZGEÇMİŞ

Okyay Gençaliolu, 1980 Kadıköy/İstanbul doğumludur. Üniversiteye kadar eğitim-öğretim hayatını sırasıyla İstanbul'un Beykoz İsakağa İlkokulu ve Bahçelievler Gürsoy Koleji'nde geçirmiştir. Buradan mezun olduktan sonra Karadeniz Teknik Üniversitesi İstatistik ve Bilgisayar Bilimleri Bölümü'nü kazanmıştır. 2002 yılında bölümden mezun olarak K.T.Ü Fen Bilimleri Enstitüsü Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı'nda yüksek lisans öğrenimine başlamıştır. 2004'ten beri K.T.Ü. Tıp Fakültesi Farabi Hastanesi Bilgi İşlem Merkezinde yazılımcı olarak görev yapmaktadır. Yabancı dil olarak İngilizce bilmektedir.