

**T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

MOBİL DAMAR GÖRÜNTÜLEME CİHAZI TASARIMI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Ömer Faruk BOYRAZ

**Enstitü Anabilim Dalı : ELEKTRİK-ELEKTRONİK
MÜHENDİSLİĞİ**
Tez Danışmanı : Yrd. Doç. Dr. Mustafa Zahid YILDIZ

Aralık 2015

T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

MOBİL DAMAR GÖRÜNTÜLEME CİHAZI TASARIMI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Ömer Faruk BOYRAZ

Enstitü Anabilim Dalı

: ELEKTRİK-ELEKTRONİK
MÜHENDİSLİĞİ

Bu tez 16/12/2015 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oybirliği / oyçokluğu ile kabul edilmiştir.

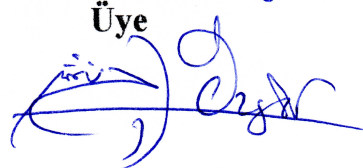
Yrd. Doç. Dr. Mustafa Zahid YILDIR

Jüri Başkanı



Yrd. Doç. Dr. H. Özgür Tokdemir

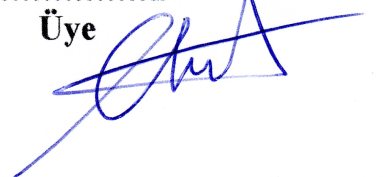
Üye



Doç. Dr.

İhsan PEHLİVAN

Üye



BEYAN

Tez içindeki tüm verilerin akademik kurallar çerçevesinde tarafımdan elde edildiğini, görsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçların akademik ve etik kurallara uygun şekilde sunulduğunu, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezde yer alan verilerin bu üniversite veya başka bir üniversitede herhangi bir tez çalışmasında kullanılmadığını beyan ederim.

Ömer Faruk BOYRAZ

02.12.2015

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın gerçekleştirilmesinde büyük bir sabırla yardım ve desteğini esirgemeyen, danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Mustafa Zahid YILDIZ'a ve bu süreçte bana bilgi ve deneyimleriyle katkı sağlayan Doç. Dr. Özdemir ÇETİN'e ve Arş. Gör. Volkan SEYMEN'e katkılarından dolayı teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmam süresince el damar görüntüsü verilerini toplamamda bana yardımcı olan katılımcılara teşekkürlerimi sunarım. Toplanan verilerin analizinde bana yardımcı olan Sakarya Üniversitesi Mediko Sosyal Merkezi doktorlarından Dr. Doğan ERDOĞDU'ya teşekkür ederim.

Ayrıca bu çalışmanın maddi açıdan desteklenmesine olanak sağlayan Sakarya Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) Komisyon Başkanlığına (Proje No: 2014-09-00-001) teşekkürlerimi sunarım.

Ve son olarak bugünlere gelebilmemde ellerinden gelen hiçbir fedakârlıktan kaçınmayan sevgili anneme, babama, abime ve ablama teşekkürü bir borç bilirim.

İÇİNDEKİLER

BEYAN	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	vii
ŞEKİLLER LİSTESİ	viii
TABLolar LİSTESİ	xi
ÖZET	xii
SUMMARY	xiii

BÖLÜM 1.

GİRİŞ	1
1.1. Literatür Özeti	3

BÖLÜM 2.

İNSAN DERİSİNİN OPTİK ÖZELLİKLERİ VE DAMAR GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİNİN ANALİZİ.....	10
2.1. Deri Anatomisi	10
2.2. İnsan Derisinin Optik Özellikleri.....	11
2.3. İnsan Cildi ve Kan Damarları	14
2.4. Damar Görüntüleme Sistemleri.....	16
2.4.1. Anjiyografi	16
2.4.2. Manyetik rezonans görüntüleme	17
2.4.2.1. MR anjiyografi	17
2.4.3. Ultrasonografi.....	18
2.4.3.1. Renkli doppler ultrasonografi.....	18
2.4.4. Uzak kızılötesi teknolojisi	19

2.4.5. Yakın kızılötesi teknolojisi	20
BÖLÜM 3. MATERYAL VE YÖNTEM.....	22
3.1. Materyal	22
3.1.1. Işık kaynağı	23
3.1.2. Görüntü algılama sensörü ve kızılötesi filtre	24
3.1.3. Mikrobilgisayar	25
3.1.4. LCD ekran	27
3.1.5. Yazılım	28
3.1.5.1. OpenCV.....	29
3.1.5.2. Python.....	30
3.2. Yöntem.....	31
3.2.1. Gri seviyeye dönüştürme.....	32
3.2.2. Kontrast sınırlı adaptif histogram eşitleme (KSAHE)	33
3.2.3. Ortanca (medyan) filtre	38
3.2.4. Yerel eşikleme	39
3.2.5. Morfolojik işlemler	42
3.2.5.1. Açma işlemi (opening).....	42
3.2.5.2. Kapama işlemi (closing).....	43
3.2.5.3. Aşınma	44
3.2.6. Veri toplama ve deney prosedürleri.....	45
3.2.7. Analiz	46
3.2.7.1. İki boyutlu çapraz korelasyon	47
3.2.7.2. Piksel tabanlı karşılaştırma.....	49
3.2.7.3. Shapiro Wilk normallik testi	50
3.2.7.4. Eşleştirilmiş örneklem t testi.....	51
BÖLÜM 4.	
SONUÇLAR	53
4.1. Gri Seviyeye Dönüştürme	53
4.2. Kontrast Sınırlı Adaptif Histogram Eşitleme (KSAHE)	54
4.3. Medyan Filtreleme	54

4.4. Adaptif Yerel Eşikleme	55
4.5. Morfolojik İşlemler (Açma-Kapama-Aşındırma)	55
4.6. Örtüşme Yüzdelerinin Karşılaştırılması.....	56
4.7. Tartışma.....	62
4.7.1. Kullanılan iki yöntemin istatistiki olarak incelenmesi	63
4.7.2. Damar görüntüleme sisteminin diğer sistemlerden farklılığı.....	64
4.8. Gelecek Çalışmalar	64
KAYNAKLAR	66
ÖZGEÇMİŞ	73

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

BR	: Border Region
CDF	: Cumulative Distribution Function
CR	: Corner Region
FFT	: Fast Fourier Transform
FIR	: Far Infrared
GPU	: Graphics Processing Unit
IR	: Inner Region
KSAHE	: Kontrast Sınırlı Adaptif Histogram Eşitleme
LCD	: Liquid Crystal Display
LED	: Light Emitting Diode
MR	: Manyetik Rezonans
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
NIR	: Near Infrared
OPENCV	: Open Source Computer Vision
RGB	: Red Green Blue
RPI	: Raspberry Pi
US	: Ultrason
XML	: Extensible Markup Language

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1. Damarlar için soğurma spektrumu [5]	2
Şekil 2.1. İnsan deri kesiti [32]	11
Şekil 2.2. Farklı dokulardaki ışık yayılımı [34]	12
Şekil 2.3. Hemoglobun emilim spektrumu	13
Şekil 2.4. Farklı dalgaboylarındaki ışınların cilde nüfuz derinlikleri [37].....	14
Şekil 2.5. El sırtında bulunan damarlar [38]	15
Şekil 2.6. Normal damarları ve damar tıkanıklıklarını gösteren ultrason görüntüleri [44]	19
Şekil 2.7. Elektromanyetik spektrum	20
Şekil 3.1. Sistemin kurulum mimarisi.....	23
Şekil 3.2. 850 nm dalga boyuna sahip power led.....	23
Şekil 3.3. Raspberry Pi kızılötesi kamerası.....	24
Şekil 3.4. Kodak 87C wratten kızılötesi filtresi	24
Şekil 3.5. Kodak 87C wratten kızılötesi filtresi geçirgenlik yüzdesi [48]	25
Şekil 3.6. Raspberry 2 mikrobilgisayarı.....	26
Şekil 3.7. Raspberry Pi dokunmatik resmi ekranı.....	27
Şekil 3.8. OpenCV yapısı ve içeriği [50]	29
Şekil 3.9. Python dilini öne çıkaran yönler[54]	31
Şekil 3.10. Sistemin akış diyagramı	32
Şekil 3.11. Örnek bir 512x512'lik görüntünün 64 eşit kare bölgeye ayrılmış yapısı [63]	35
Şekil 3.12. a) Komşu bölgelerinin tümü ile verilen bir IR bölgesi b) (i,j) bölgesinin 1. çeyreği ve ona en yakın dört bölge ile ilişkileri [63]	36
Şekil 3.13. Sol üst köşede bulunan CR bölgesi ve komşuluk yapısı [63].....	37
Şekil 3.14. a) Orjinal görüntü b) Histogram eşitleme işlemi uygulanmış hali c) KSAHE işlemi uygulanmış hali [65].....	38

Şekil 3.15. a) Orjinal görüntü b) Görüntü % 25 dürtü gürültüsü ile bozulmuş hali c) Görüntüye ortanca filtre uygulanmış hali [68].....	39
Şekil 3.16. Medyan filtresi hesaplaması [66].....	39
Şekil 3.17. Tek bir eşik değeri ve birden çok (çoklu) eşik değeri ile bölmelenen gri seviye histogram biçimleri [69]	40
Şekil 3.18. a) Orjinal görüntü b) Açma işlemi sonrası oluşan görüntü [73]	43
Şekil 3.19. a) Orjinal görüntü b) Kapama işlemi sonrası oluşan görüntü [73]	43
Şekil 3.20. a) Orjinal görüntü b) Aşınma işlemi sonrası oluşan görüntü [73]	44
Şekil 3.21. Kurulu olan damar görüntüleme sistemi ve deneklerden el görüntüsü toplanma aşaması	45
Şekil 3.22. Kurulu olan damar görüntüleme sisteminde gerçek zamanlı olarak damarların görüntülenmesi.....	46
Şekil 3.23. Çapraz korelasyonda 2 resmin karşılaştırılmasında kullanılan ‘arama penceresi’ gösterimi [78].....	48
Şekil 4.1. a) Alınan görüntünün orjinal hali b) Gri seviyeye indirgenmiş hali	53
Şekil 4.2. a) Görüntünün gri seviyeye dönüştürülmüş hali b) Kont. sınırlı adaptif histogram eşitleme yapılmış hali.....	54
Şekil 4.3. a) Kontrast sınırlı adaptif histogram eşitleme yapılmış hali b) Ortanca (medyan) filtre uygulanmış hali	54
Şekil 4.4. a) Ortanca (medyan) filtre uygulanmış hali b) Adaptif eşikleme yapılmış hali	55
Şekil 4.5. a) Adaptif eşikleme yapılmış hali b) Açma-kapama-aşındırma işlemleri yapılmış hali	56
Şekil 4.6. a) Kamera tarafından alınan görüntünün orjinal hali b) RPi 2 mikrobilgisayarında işlenmiş son hali.....	56
Şekil 4.7. a) 120x180 boyutlu ham görüntüler b) Doktor tarafından işaretlenen damar bölgeleri c) İşaretli bölgelerin ikiseviyeli görüntü sonuçları d) Görüntü işleme adımları sonrası elde edilen görüntüler.....	57
Şekil 4.8. Yeni geliştirilen piksel tabanlı karşılaştırma yöntem sonuçlarının histogram grafiği	59
Şekil 4.9. İki boyutlu çapraz korelasyon yöntemi sonuçlarının histogram grafiği .	60

Şekil 4.10. 120x180 boyutlu 18 görüntü üzerinde doktorun işaretlediği damar bölgeleri referans alınarak iki farklı karşılaştırma yönteminin bu görüntüler üzerindeki uyuşma yüzdesi ve standart sapma değerleri 61

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 3.1. Farklı korelasyon değerlerine göre doğrusal ilişki dereceleri.....	49
Tablo 4.1. İki farklı karşılaştırma yöntemi kullanılarak 120x180 boyutlu 18 görüntünün doktorun işaretlediği damar bölgelerinin referans görüntüleri üzerindeki uyuşma yüzdeleri.....	58
Tablo 4.2. Geliştirilen piksel tabanlı karşılaştırma yönteminin istatistiki sonuçları..	59
Tablo 4.3. İki boyutlu çapraz korelasyon yönteminin istatistiki sonuçları	60
Tablo 4.4. İki karşılaştırma yönteminin istatistiki analizleri (S.S: Standart sapma, O.S.H: Ortalama standart hata)	61
Tablo 4.5. Eşleştirilmiş örneklem t testi analiz sonuçları (S.S: Standart sapma, O.S.H: Ortalama standart hata, A.D.:Anlamlılık derecesi (p))	62

ÖZET

Anahtar Kelimeler: Kızılötesi damar görüntüleme, Raspberry Pi, El damar örüntüsü, Damar tespiti, Yakın kızılötesi

Geleneksel yöntemler kullanılarak çocuklarda, yaşlılarda, obezlerde, ağır yanık vakalarında veya koyu tenli kişilerde gerek tedavi gerekse de muayene esnasında damarların bulunması oldukça güç olabilmektedir. Bu gibi dezavantajları ortadan kaldırmak için birçok damar görüntüleme yaklaşımı geliştirilmiştir. Bu çalışmada da bunlardan birisi olan yakın kızılötesi (near infrared) görüntüleme teknolojisi kullanılarak Raspberry Pi mikrobilgisayar tabanlı bir damar görüntüleme sistemi tasarlanmıştır.

Kızılötesi görüntüleme, kandaki alyuvarlarda bulunan hemoglobinin gelen kızılötesi ışınları soğurması özelliğinden yararlanılarak damarların diğer dokulardan daha koyu bir şekilde görüntülenmesi sağlanır.

Cilt üzerine 850 nm dalga boylu ışık kaynaklarından yollanan ışınlar deri üzerine yansıtılır. Cilt yüzeyine yansıtılan kızılötesi ışıklardan görüntü alınabilmesi için RPi kızılötesi kamera modülü kullanılmıştır.

Kamera ile elde edilen el damar görüntüleri Raspberry Pi'da OpenCV açık kaynak kodlu kütüphanesi kullanılarak Python dilinde sırasıyla; gri seviyeye dönüştürme, kontrast sınırlı histogram eşitleme, medyan filtresi, adaptif eşikleme ve morfolojik işlemler uygulanarak işlenmiştir. Bu sayede alınan ham görüntü üzerinde damar tespiti yapılmıştır. Sonrasında toplanan el damar görüntüleri, ham halleriyle uzman tarafından bilgisayar ortamında incelenmiş ilgili hedef bölgelerde bulunan damarlar işaretlenerek damar tespiti yapılmıştır. Ardından işaretlenen damar bölgeleri, Raspberry Pi tarafından çeşitli görüntü işleme yöntemleriyle ortaya çıkarılan damar bölgeleri ile kıyaslanarak doğruluk dereceleri karşılaştırılmıştır. Görüntülerin karşılaştırılması ve doğruluk analizinin yapılmasında, iki görüntüdeki damar bölgelerini piksel piksel karşılaştırarak doğruluk yüzdesini veren yeni bir algoritma geliştirilmiştir. Geliştirilen yeni algortimanın sonuçları ile iki boyutlu çapraz korelasyon algoritmasına ait sonuçlar karşılaştırılmıştır.

Karşılaştırmalar sonucunda iki boyutlu çapraz korelasyon yöntemi sonucu doğruluk yüzdesi ortalaması % 73,87 iken bu oran yeni geliştirilen piksel tabanlı karşılaştırmada % 79,73 olarak bulunmuştur. Bu nedenle geliştirilen yeni piksel tabanlı karşılaştırma yönteminin, iki boyutlu çapraz korelasyon yönteminden daha etkili ve başarılı bir yöntem olduğu tespit edilmiştir.

DESIGN OF MOBILE VEINVIEWER DEVICE

SUMMARY

Keywords: Infrared vein viewing, Raspberry Pi, Hand vein pattern, Vein detection, Near infrared

Finding blood veins might be difficult by using conventional methods during treatment and physical examination for children, elder people, obese people, severe burn victims and dark skinned people. To cope with these difficulties, many blood vein imaging approaches have been developed. In this study, a Raspberry Pi microcomputer based blood vein viewing system was designed by utilizing near infrared imaging technology.

In the infrared imaging, the veins appear darker than other human tissues due to the absorption of infrared rays by the hemoglobin in the red blood cells.

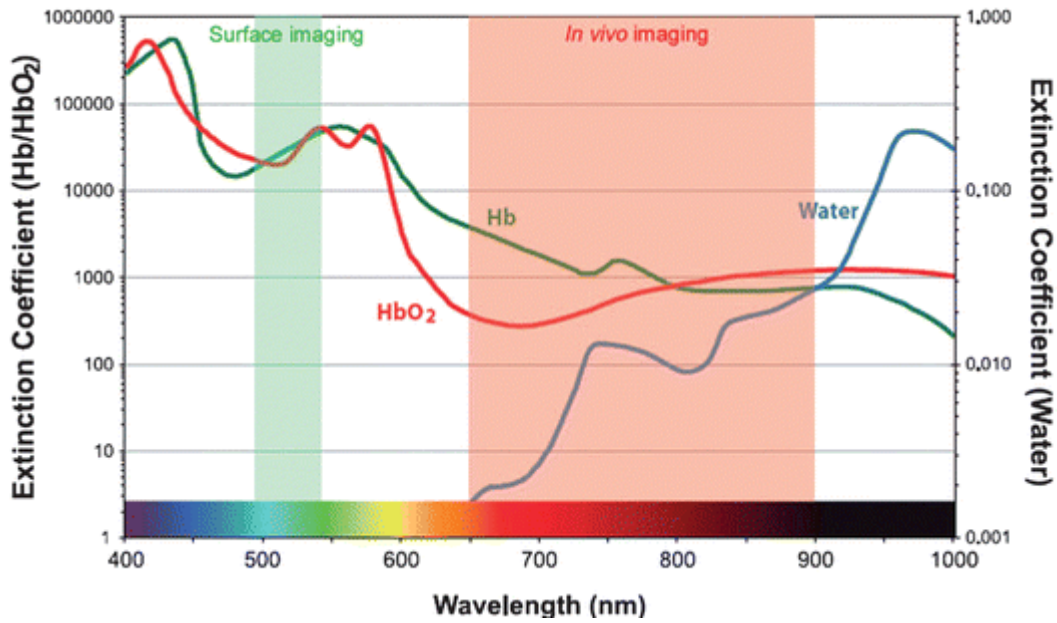
Light rays with 850 nm wavelength were reflected to the skin from the infrared light source. To capture the reflected rays, an Rpi infrared camera module was used. The images of hand veins obtained from the camera were processed by using grayscale conversion, contrast limited histogram equalization, median filter, adaptive thresholding and morphologic processes respectively. These imaging processes were done in Python language that uses OpenCV open source code library in the Raspberry Pi. By using the process mentioned above, veins were detected from the raw image. Then, the specialist examined the obtained raw hand vein images to detect blood veins by marking the target areas. The accuracy of the vein viewing system was assessed by comparing the marked vein regions and the processed images the microcomputer (Raspberry Pi). In the image comparison processes, a novel pixel to pixel algorithm was developed. In addition, two dimensional cross-correlation algorithms were used for the accuracy analysis.

The average accuracy result of the two dimensional cross-correlation algorithms was 73.87% while the average accuracy result of the other algorithm was 79.73%. For this reason, the latter algorithm was found to be more effective and successful.

BÖLÜM 1. GİRİŞ

İstatistiksel yöntemlerin tıp ve biyoloji alanına uygulanmasına biyometri denir. Biyometri bilimi, ortalama yaşam süresinin hesaplanması, çeşitli yaşam istatistikleri, insan vücudundaki çeşitli boyutların ölçülmesi, tanımlanması gibi birbirinden çok farklı alanlardaki uygulamalar için kullanılmaktadır [1]. Bu çalışmada, damar görüntüleme işlemleri için biyometri biliminden yararlanılmıştır. Günümüzde dünyada hergün 500 milyon damar yolu açma işlemi barındıran müdahaleler gerçekleştirilmektedir. Yapılan ilk müdahalelerde damar yolunun bulunması %95,2 – 97,3 arasında başarı ile gerçekleşmesine rağmen kalan 14 milyon civarındaki prosedürde 2. ve sonraki denemelerde başarı sağlanırken 14.000 civarında prosedürde ise 4. ve daha sonraki denemelerde başarılı olduğu istatistiki olarak hesaplanmıştır. Bu işlemlerin hasta açısından daha az acılı bir şekilde gerçekleştirilmesini sağlayacak olan bir damar görüntüleme cihazı, hastanın ve sağlık görevlisinin fiziksel ve ruhsal yükünü azaltacaktır. Bu sayede hasta üzerinde uygulanacak diğer bütün işlemler daha hızlı ve sağlıklı bir şekilde gerçekleştirilecektir. Bir damara kanülasyonun zorluk derecesi damar derinliğine, yağ dokusu miktarına, deri pigmentasyonuna ve kan hacmi gibi çeşitli faktörlere bağlıdır. Bu etkenlerle çıplak gözle damarları bulmak zor ya da imkansızdır. Özellikle bebeklerde kanülasyon çok daha zordur. Bunun nedeni ise damarların çapının küçük olması ve üzerinin yağ dokusuyla kaplı olmasıdır [2].

Bu gibi problemlerin olası bir çözümü deri yüzeyi altındaki kan damarlarının görselleştirilmesi ile lokalizasyonun geliştirilmesidir [3]. Damar görüntülemeye kullanılan çeşitli yöntemler vardır. Ultrason damar görüntülemeye kullanılan yöntemlerden birisidir fakat ekstra beceri, yardım gerektirir ve maliyeti de yüksektir [4]. Damar görüntülemeye diğer bir yöntem ise kızılötesi ışık kaynağı kullanarak damar harita yapılarının tespit edilmesidir.



Şekil 1.1. Damarlar için soğurma spektrumu [5]

Bu çalışmada da kızılötesi görüntüleme sistemi üzerinde durulmuş ve kızılötesi görüntüleme yapabilen bir donanım tasarlanmıştır. Bu tasarım, gömülü işletim sistemi tabanlı Raspberry Pi 2 mikrobilgisayarı kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Kızılötesi ışığın kandaki ve sudaki geçiş miktarı ve soğurulma miktarları Şekil 1.1’de gösterilmiştir. Kızılötesi damar görüntüleme sistemlerinde kullanılan iki adet görüntüleme tekniği bulunmaktadır. Bunlar far-infrared ve near-infrared görüntüleme teknikleridir. Far-infrared (FIR) teknolojisi 6-14 μm aralığında bir hassasiyete sahipken near-infrared (NIR) teknolojisi ise 0.75-2 μm aralığında bir hassasiyete sahiptir. FIR teknolojisi geniş damarları daha iyi gösterir fakat NIR teknolojisine göre daha ince ve küçük damarlara sahip avuç içi ve bilek bölgelerinde daha kötü sonuç vermektedir [6-8].

Kızılötesi ışınlar, kandaki alyuvarlarda bulunan hemoglobinin gelen ışınları soğurması özelliğinden yararlanarak damarların diğer dokulardan farklı olarak görüntülenmesini sağlar. Kızılötesi ışınların bu özelliğinden faydalanarak damar örüntüsü tespiti için cilt üzerine yansıtılmak üzere 850 nm dalga boyuna sahip 2 adet kızılötesi power led kaynakları kullanılmıştır. Cilt yüzeyine yansıtılan kızılötesi ışınlardan görüntü alınabilmesi için Raspberry Pi kızılötesi kamera modülü kullanılmıştır. Kullanılan

Raspberry Pi kamera lensinin önüne görünür ışığın etkisini ortadan kaldırması ve kızılötesi ışınların kameraya ulaşması için optik kızılötesi filtre yerleştirilmiştir.

Raspberry Pi kamerası ile elde edilen damar örüntü bilgileri Raspberry Pi 2 mikrobilgisayar sisteminde OpenCV açık kaynak kodlu kütüphanesi kullanılarak Python dilinde çeşitli görüntü işleme algoritmaları iyileştirilmiştir. Bu sayede alınan ham görüntü üzerinde damar tespiti yapılmıştır. Bu tespit için görüntü üzerinde sırasıyla; gri seviyeye dönüştürme, kontrast sınırlı histogram eşitleme, medyan filtresi, adaptif eşikleme ve morfolojik işlemler uygulanmıştır.

Bu çalışmada amaç, mikrobilgisayar sistemi kullanarak bir mobil damar görüntüleme cihazının geliştirilmesidir.

1.1. Literatür Özeti

Damar örüntü tanıma teknolojisi 1990'lı yıllarda ortaya çıktı, fakat 2000'li yıllara gelene kadar çok ilgi görmedi. 2000 yılından itibaren, bu konu dikkatleri çekmeye başlamış ve hakkında daha fazla makale çıkmıştır. Açık kaynaklı damar deseni veritabanı olmadığından dolayı araştırmacılar genellikle kendi donanım kurulumu tasarımlarını oluşturmuş ve buradan damar örüntülerini elde etmişlerdir.

Elektromanyetik spektrumda, 740 ile 1100 nm dalga boyu aralığı medikal spektral pencere olarak adlandırılır [9]. Damar Görüntüleme Sisteminde, damar görüntüsü almak için hedef bölge 700-1000 nm dalga boyu aralığına sahip yakın-kızılötesi ışık kaynakları ile aydınlatılır [10]. Cilt üzerine gönderilen ışınların deri altına nüfuz ederek damarlarda bulunan deoksijene hemoglobin tarafından diğer çevresel dokulara oranla daha fazla emilir. Böylelikle damar desenlerinin kızılötesi kamera kullanılarak diğer dokulardan daha koyu bir şekilde görüntülenmesi sağlanır [11,12].

Yakın-kızılötesi görüntüleme bu özelliğinden dolayı kimlik tanıma sistemlerinde de kullanılmıştır. Cross ve Smith el damar haritalarını çıkarmak için yakın kızılötesi görüntüleme tekniğini kullanmışlardır [13]. Yakın-kızılötesi led dizileri ve CCD

kamera kullanılarak yapılan bir başka çalışmada deneklerden el damar görüntüleri alınmış ve damar görüntüleri çıkarılmıştır. Bu görüntüler kullanılarak FFT tabanlı faz korelasyon şeması kullanarak kimlik doğrulama ve eşleştirme yapmışlardır [14].

Termal görüntüleme (uzak-kızılötesi) ortam koşullarına son derece hassas ve pahalı bir sistemdir. Buna karşın yakın-kızılötesi görüntüleme çevre ve vücut koşullarındaki değişikliklere daha toleranslıdır [10]. Bu nedenle projede yakın-kızılötesi görüntüleme tekniği kullanılmıştır.

Ticari damar görüntüleme sistemlerinin çoğunluğu yüksek görüntüleme kalitesine sahip galvanometre tekniğine dayalıdır fakat bu sistem oldukça pahalıdır [15].

Mevcut ticari damar görüntüleme cihazlarının yüksek maliyetli olmaları nedeniyle Türkiye’de bulunan hastanelerde yaygın bir şekilde kullanılmaları zorlaşmaktadır.

Öte yandan düşük bütçeli bir sistemden elde edilen el damar görüntülerinin kontrastı daha düşük olurken daha fazla gürültü içerirler. Bu sorunla başa çıkmak için kızılötesi kameradan alınan görüntü bir ön işlemden geçirilebilir. Örneğin, biyometrik kimlik tanıma işlemi ve damar görüntüleme için yapılan bir çalışmada damarların koyuluğunun artırılması için alınan görüntüler, kontrast sınırlı adaptif histogram eşitleme (KSAHE) yöntemi kullanılarak bir ön işlemden geçirilmişlerdir [15]. Literatürdeki diğer bir çalışmada, el damar görüntüleri üzerinde oluşan gürültüleri azaltmak için anizotropik (elipsoid) difüzyon tekniği kullanılmıştır [16].

Damar görüntü kontrastını ve kalitesini artırmak için birçok yöntem geliştirilmiş ve kullanılmıştır. Bunlar, Retinex teorisine dayalı görüntü iyileştirme [11], KSAHE, [17], histogram eşitleme [11], KSAHE, medyan filtre [10], gauss filtre [18] gibi metodlar olmuştur. Ancak kontrast artırmada kullanılan histogram eşitleme yönteminin görüntünün tamamının histogramını yaydığı için alınan görüntülerdeki bazı bölgelerde veri kaybı olduğu görülmüştür. Bu nedenle histogram eşitleme yerine kontrast sınırlı adaptif histogram eşitleme metodunun kullanılması bu sorunun yaşanmasını engellemiştir.

Görüntü üzerindeki kontrast düşüklüğü ve gürültü problemlerini çeşitli filtreler kullanarak ortadan kaldırdıktan sonra damar desenlerini ortaya çıkarmak için adaptif eşikleme, morfolojik işlemler ve inceltme işlemleri yapılmıştır [14,19,20]. İnceltme işlemlerinin uygulanma amacı damar görüntüleme sistemlerinden çok kimlik tanımda önemli bir hale gelmiştir. Bu sayede inceltmiş haritalar sayesinde veritabanında bulunan görüntülerle eşleştirme yapmak daha kolay hale gelmiştir [21].

El damar örüntülerini çıkarmak için yapılan başka bir çalışmada ise sırasıyla, gürültü giderme, morfolojik işlemler, inceltme işlemleri yapılmıştır. Buna benzer diğer yaklaşımlarda, alınan görüntülerden arka plan çıkarılmış sonrasında eşikleme, filtreleme, inceltme ve budama işlemleri uygulanmıştır. Eşikleme ve morfolojik işlemler öncesinde ise görüntü üzerinde oluşan gürültüleri (tüylülük gibi) ortadan kaldırmak amacıyla eşikleme yapılmadan önce 5x5 maskeler oluşturularak medyan ve gauss filtreleri uygulanmıştır [14,19].

Toshiyuki Tanaka ve Naohiko Kubo 2004 yılında 2 adet kızılötesi Led dizileri (Sanyo SLR931A) CCD kamera (Cv -15H) ve ekran kartı (IO-DATA GV-VCP3 / PCI) ile tasarımlarını yapıp bu cihaz ile deneklerin damar örüntülerini çıkarmışlardır. Bu örüntüler kullanılarak kimlik doğrulama ve eşleştirme yapmışlardır. Bu çalışmada damar görüntüleme değilde alınan görüntülerden kimlik tanıma yapılmıştır ve elde ettikleri görüntülerin bir kısmında kimlik tanıma yapamamışlardır [22]. Bunun nedeni bir kısım deneklerin el yüzeyindeki tüylülük oranının yüksek olması ve bir kısmının ise el yüzeylerinin yağlılık oranlarının yüksek olmasından dolayı damar örüntülerinin sağlıklı olarak tespit edilememesidir.

Shrotri A. ve arkadaşları 2009 yılında avuç içi görüntülerden el damar örüntüsünü çıkarmak ve bunun üzerinden ileride yapacakları çalışmalarda kimlik tespiti yapabilmek amaçlı bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada kızılötesi aydınlatma için 760 nm dalga boyuna sahip led dizisi kullanmışlardır. Damar kontrastını Led dizisine bağladıkları güç kaynağını kontrol ederek ayarlayabilmektedirler. Damar görüntüsünü yakalamak için Logitech Pro 2000 webcam kullanarak maliyeti 25 dolar seviyelerine

indirmeyi başarmışlardır. Alınan damar desen görüntüleri Intel Core 2 işlemci serisi bulunan 2.3 GHz frekansında bir masaüstü bilgisayarda işlenmiştir. Görüntü işleme OpenCV 1.1 kütüphanesi kullanılarak Microsoft Visual C++ 2003 platformunda yapılmıştır. Görüntü işleme kısmında sırasıyla alınan görüntü üzerinde gri seviyeye dönüştürme, adaptif eşikleme uygulayarak kenar tespiti yapmak, inceltme ve gürültü giderme işlemlerini uygulamışlardır. Yaptıkları çalışmanın sonucunda düşük maliyetli bir sistem kurarak görüntü kalitesi düşük görüntülerden el damar örüntülerini çıkarmışlardır. Ancak maliyeti oldukça düşüren bu çalışmada alınan damar görüntülerinin çözünürlükleri oldukça düşüktür [23].

L.Wang ve arkadaşları yaptıkları çalışmada damar görüntüleme için kullanılan, uzak kızılötesi (FIR) termografi ve yakın kızılötesi (NIR) yöntemlerini incelemişlerdir. Bu çalışmada FIR görüntüleme için NEC Thermo Tracer TS 7302 termal kamera kullanılmış ve NIR görüntüleme için ise Hitachi KP-F2A kızılötesi CCD kamera kullanılmıştır. NIR görüntülemenin FIR görüntülemeden çok daha ucuz ve daha iyi kaliteye sahip damar görüntüleri verdiği görülmüştür. Çalışmada 720, 800 ve 900 nm dalga boylarına sahip kızılötesi filtre kullanılmış ve bunlardan 800 nm dalga boyuna sahip Hoya RM80 filtresinin daha iyi görüntülerin elde edilmesini sağladığı görülmüştür. 30 deneğin herbirinden 18'er görüntü alınarak 540 FIR görüntülük ve 150 deneğin herbirinden 18'er görüntü (bilek, el sırtı ve avuç içi) alınarak toplamda 2700 NIR görüntülük bir veri bankası oluşturulmuştur [24]. Yaptıkları çalışmada FIR termografi görüntüleme tekniği damarları yakalamada NIR görüntülemeye göre daha az başarılı olduğu belirtilmiştir. Bunun nedeni ise FIR görüntülemenin ortam koşullarına (ısı, nem) ve vücut sıcaklığına duyarlılığının yüksek olmasıdır. NIR görüntüleme ise ortam ve vücut koşullarına daha toleranslıdır. NIR görüntüleme karşılaştıkları problem ise tüylülük oranı yüksek olan yüzeylerden, cilt yüzeyinde daha önceden oluşmuş kesik izlerinden, avuç içindeki çizgilerden veya deri kırıksıklığına sahip deneklerden alınan görüntülerde damar örüntülerinin net olarak ortaya çıkarılamaması olmuştur.

Lin ve Fan çok yüksek maliyetli yaklaşık 8000 dolar fiyata sahip Infracam kızılötesi kamerası kullanarak el damar örüntülerini çıkarmışlardır. 30 denekten herbirinden 32

termal görüntü alınarak toplamda 960 görüntülük bir veri bankası oluşturulmuştur. Oluşturulan bu veri bankası sayesinde görüntü eşleştirme yapılarak bir biyometrik kimlik doğrulama sistemi tasarlanmıştır. Sistemin maliyetinin termal kamera kullanılmasından ötürü yüksek olması önemli bir dezavantajdır [25].

C.Lakshmi ve A.Kandaswamy tarafından yapılan deneylerde yaklaşık 200 dolar maliyete sahip WAT 902H siyah beyaz CCD kamera kullanılmış. Kamera lensinin önüne 880 nm dalga boyuna sahip IR filtre yerleştirilmiştir. Kamera çıkışı, alınan görüntülerin aktarıldığı 100 dolar fiyata sahip PIXCI kare yakalayıcısına bağlanmıştır [26]. Buradan da alınan görüntüler görüntü işleme yapılmak üzere bilgisayara aktarılmıştır. Yapılan bu donanım ile 74 denekten 10'ar adet olmak üzere toplamda 740 görüntülük bir veritabanı oluşturmuş ve kimlik doğrulama ve eşleştirme yapılmıştır. 21-55 yaş aralığındaki her iki cinsiyete sahip denekler farklı cilt renklerine göre seçilmişlerdir. Beyaz tenliden koyu tenli deneye kadar farklı kişilerden görüntüler alınmıştır. Yaş, cinsiyet ve cilt renkleri farklılıkları alınan damar görüntü kalitesine herhangi bir etkilerinin olmadığı gözlemlenmiştir. El yüzeyinden alınan görüntülerdeki gürültüler (tüylülük, kırışıklık vb.) medyan filtre kullanılarak giderilmeye çalışılmıştır. Sonrasında görüntü üzerinde adaptif eşikleme yapılarak görüntü iki bite dönüştürülmüştür. Görüntü işleme adımlarını ise MATLAB yazılım platformunda bir bilgisayar kullanarak yapmışlardır. Çalışmalar neticesinde el damar görüntülerinden kimlik tanıma sistemi yapılmak istenmiştir. Fakat sistemin taşınabilir olmaması ve yüksek maliyetli bir yazılım programı kullanılarak geliştirilmesi dezavantajlarından birkaçıdır.

Tespit edilen ilk çalışmalardan biri içerisinde Crisan ve arkadaşları düşük bütçeli çok amaçlı kızılötesi görüntülemeye dayalı biyometrik sistem geliştirmişlerdir. Kullanılan ışık kaynağı NIR LED olarak seçilmiş ve kameraya NIR kesim filtresi giydirilmiştir. Bütün bu parçalar masaüstü bilgisayara bağlanmıştır. Kullanılan NIR kesim filtresinin 720 nm üzerini kesmesinden dolayı doğan görüntü yakalama sorunundan dolayı NIR geçirgen filtre ile değiştirilip 720 nm'ye kadar olan görünür dalga boylarını keserek üzerini geçirebilmesi üzerine ayarlanmıştır. Sistemin maliyetinin düşük olması bir avantaj fakat taşınabilirliğinin olmaması bir dezavantaj olarak görülmektedir [27].

Benzer bir yapı kullanılarak yapılan çalışmada proje araştırmacısı tarafından mobil olması ön plana çıkarılmasına rağmen kızılötesi webcam'den aldığı görüntüleri bir masaüstü bilgisayarda işlemleri handikaplarından birini oluşturmaktadır. Düşük bütçe ile yapılan sistemde kullanılan kameranın çözünürlüğünün düşük olmasından ötürü damar örüntülerinin net olarak ortaya çıkmaması diğer bir eksikliğidir [28].

Zhao ve arkadaşları yaptıkları çalışmada ise 2 farklı NIR led dizisi kullanılmışlar ve bu nedenden dolayı deri içerisindeki penetrasyon artırılmış ve bu sayede daha iyi bir kontrast sağlanmışır. Araştırmacı düşük kalitedeki görüntülerden el damar örüntüsü çıkarabilmeyi amaçlamışır. Bunun için ise gürültü azaltıcı bir algoritma yazarak görüntülerin daha kaliteli hale gelmesini sağlamışır. Sistemin taşınabilir olmaması en büyük dezavantajıdır [29].

Gayathri ve arkadaşları Linux gömülü sistem kullanarak yaptıkları çalışmada el sırtı damar görüntülerinden ucuz maliyetli bir kimlik doğrulama sistemi yapmışlardır. Damar görüntüsü almada ccd kamera ve hedef bölgenin aydınlatılmasında ise 24 kızılötesi led kullanılmışlardır. Alınan el sırtı damar örüntülerinden dikdörtgen şeklinde hedef bölgeler seçilerek çıkarılan hedef bölgelerin berraklıkları görüntüden görüntüye değişkenlik gösterdiğinden histogram eşitleme yapılmış ve görüntünün kontrastı artırılmışır. Daha sonra ise sırasıyla adaptif eşikleme ve inceltme işlemleri yapılmış ve ardından çapraz korelasyon algoritması kullanılarak kimlik doğrulama işlemi gerçekleştirilmiştir. Kimlik eşleştirme çalışma sonuçlarında herhangi bir sayısal değerle araştırmanın desteklenmediği görülmüşür [9].

Bir başka konferans çalışmasında ise Nundy ve arkadaşları damar görüntüsünün alınabilmesi için kullanılan aydınlatma sisteminde eşit açılarla yerleştirilmiş 740-760 nm dalga boyu aralığına sahip 6 adet kızılötesi led kullanmışlardır. Hedef bölgeden görüntünün alınabilmesi ve görüntünün üzerinde iyileştirme yapılabilmesi için bir akıllı telefon kullanılmışır. Kızılötesi ışık kaynaklarından yayılan ışınların homojen bir şekilde hedef bölgeyi aydınlatabilmesi için yağlı kağıt, kameraya ulaşması istenmeyen görünür ışınlar için film şeridi kullanılmışır [30]. Amaçları düşük bütçeli

bir damar görüntüleme sistemi geliştirmek olan araştırmacılar, akıllı telefon kullanarak bir tasarım yapmış fakat bu çalışmada geri yansıtma olmadığı için görüntü sadece ekrandan izlenebilmiştir.

2014 yılında Djerouni ve arkadaşları, hedef bölgeden kızılötesi kamera ile alınan düşük kontrastlı veya gürültülü damar görüntülerinin kalitelerini artırmak üzerine bir çalışma yapmışlardır. Bunun için ise farklı tiplerde kontrast artırıcı algoritmalar kullanmışlardır. Bunlar histogram eşitleme ve kontrast sınırlı adaptif histogram (KSAHE) eşitlemedir. Bu iki metodtan KSAHE'nin kontrast artırmada daha düzgün sonuçlar verdiği grlmştir [16].

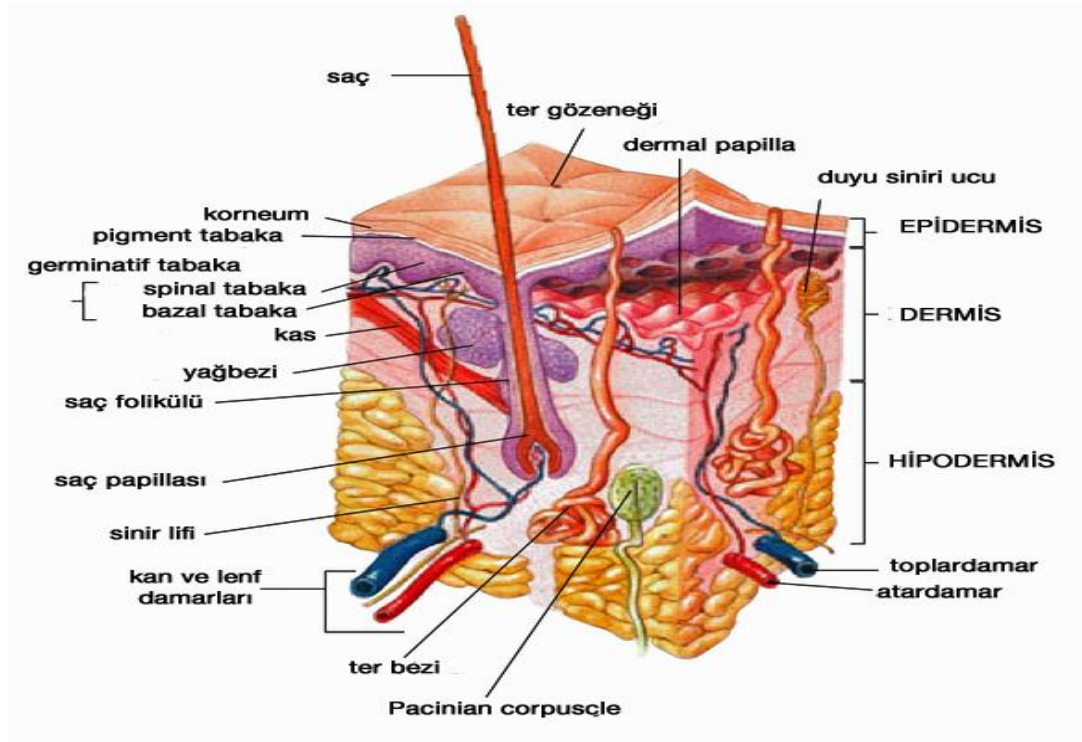
BÖLÜM 2. İNSAN DERİSİNİN OPTİK ÖZELLİKLERİ VE DAMAR GÖRÜNTÜLEME TEKNİKLERİNİN ANALİZİ

Damar görüntüleme sisteminde, deri altında bulunan damarların görünürlüğünün artırılması için deri anatomisinin, insan deri anatomisinin optik özelliklerinin bilinmesi gerekmektedir. Bu nedenle bu bölümde deri anatomisinin genel özelliklerinin, optiksel özelliklerinin ve bu bilgiler ışığında farklı damar görüntüleme tekniklerinin (MR anjiyografi, anjiyografi, ultrason, termal, yakın kızılötesi) analizleri yapılmıştır.

2.1. Deri Anatomisi

Deri, vücut yüzeyini kaplayan bir örtü olmasının yanısıra yaşamsal fonksiyonları olan bir organdır. Epidermis, dermis ve subkutis ya da diğer adıyla hipodermis adı verilen üç tabakadan oluşur. Avuç içi ve ayak tabanında epidermis en kalın olup, yaklaşık 1.5 mm'dir. Göz kapaklarında ise en ince olup, yaklaşık 0.05 mm kalınlığındadır. Dermisin kalınlığı ise ortalama 1-3 mm'dir. Dermis sırtta en kalın olup, kalınlığı üzerindeki epidermisin 30-40 katıdır. Deri altı yağ tabakası karında ve kalçalarda en fazladır [31].

Şekil 2.1'de, derinin enine kesiti gösterilmiştir. Görüldüğü gibi epidermis tabakasında herhangi bir kan damarı bulunmaz.



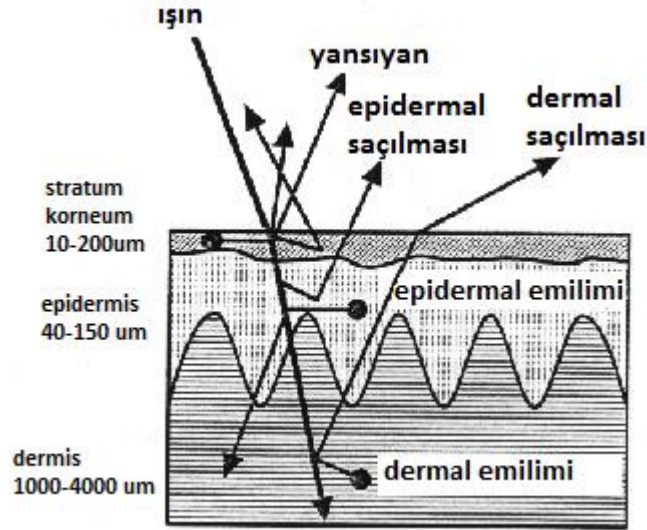
Şekil 2.1. İnsan deri kesiti [32]

Epidermis, derinin en dış tabakası olmasından dolayı deri yüzeyine gelen ışığın geçişine izin verir. Dermis olarak bilinen orta tabaka ise kıl kökleri, kılcıl damarları ve bezleri içerir. Besin kaynağını sağlamak için dermis ve epidermis arasında difüzyon gerçekleşmektedir. Kas ve kemik üstünde yer alan hipodermis ise yağ hücreleri, atardamar, toplardamar ve sinirlerin bulunduğu cildin en alt tabakasıdır. Bu katman bölgesindeki deri altı yağ miktarı, doku içine girecek ışığın nüfuzunu etkiler [33].

2.2. İnsan Derisinin Optik Özellikleri

Deri dokusundaki ışık geçirgenliklerinin incelenmesi damar görüntüleme sisteminin çalışma mantığının daha iyi anlaşılmasını sağlayacaktır. Şekil 2.2’de insan deri dokusundaki ışık saçılması gösterilmektedir. Cilt yüzeyine gelen ışık hüzmeleri, deri dokusunun farklı derinliklerinde çeşitli tabakalar tarafından emilim, saçılma ve yansımaya maruz kalırlar. Işık yayılımı her bir deri katmanında farklılıklar göstermektedir. Deri yüzeyinden ışığın yansımaya aynasal yansıma denir.

Deri üç tabakadan meydana gelir. Bunlar epidermis dermis ve hipodermistir. Epidermal tabakaya gelen ışığın az miktarı emilir birazı saçılmaya uğrar ve kalan kısmı da alt tabakalara nüfuz eder. Hipodermal tabakasına yayılmadan önce dermiste birçok saçılma meydana gelir ve ışığın bir kısmı burada emilir.

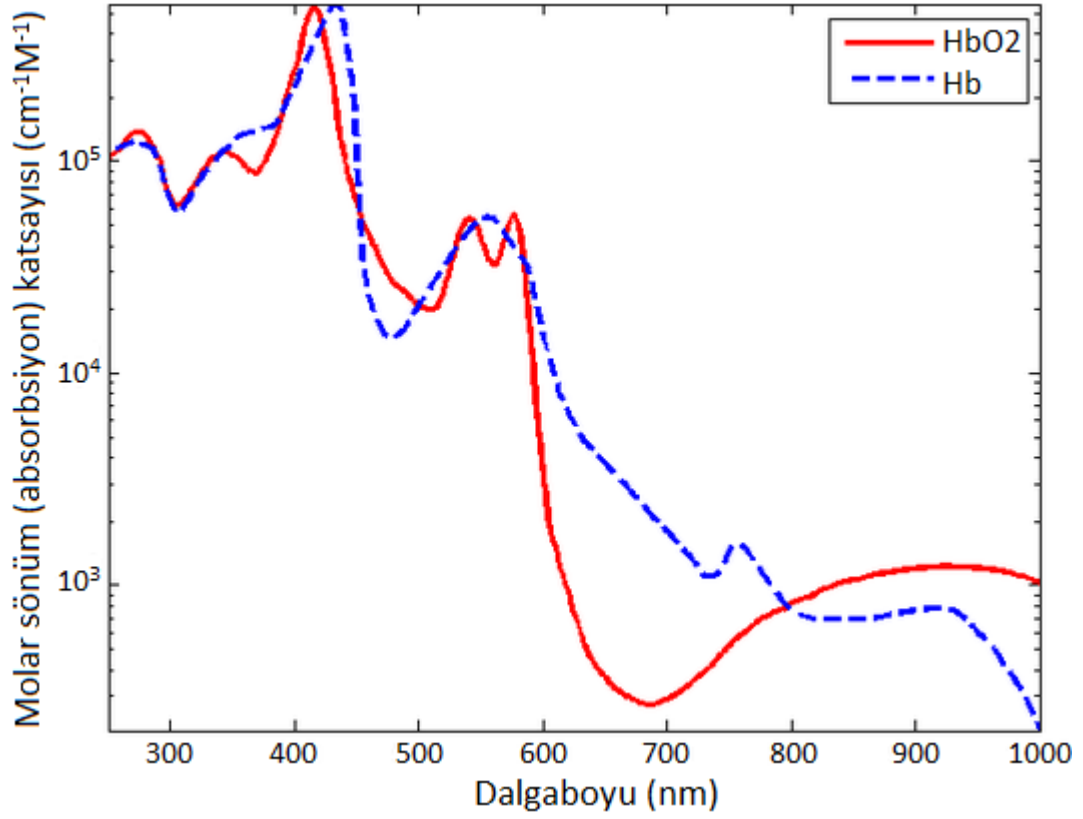


Şekil 2.2. Farklı dokulardaki ışık yayılımı [34]

Hipodermis tabakasına gelen ışınlar burada ki yağ tabakasından dolayı çok fazla saçılmaya uğrar ve çok az bir kısmı absorbe edilir. Cilt üzerine gelen ışınların bir kısmı damarlara ulaşır ve burada kanda bulunan hemoglobin tarafından emilime uğrarlar. Bir kısmı ise kırmızı kan hücrelerinin (alyuvarların) büyük boyutlu olmasından dolayı ileri yönde saçılmaya uğrar.

Damarlarda bulunan hemoglobinin oksijen yoğunluğuna göre kızilötesi soğurma oranları değişkenlik göstermektedir. Atardamarlarda bulunan kandaki oksihemoglobin oranı yüzde 90-95 civarında iken toplardamarlardaki kanda deoksihemoglobin daha baskın olup oksihemoglobin oranı ise ortalama yüzde 47 civarında bulunmaktadır [35][36].

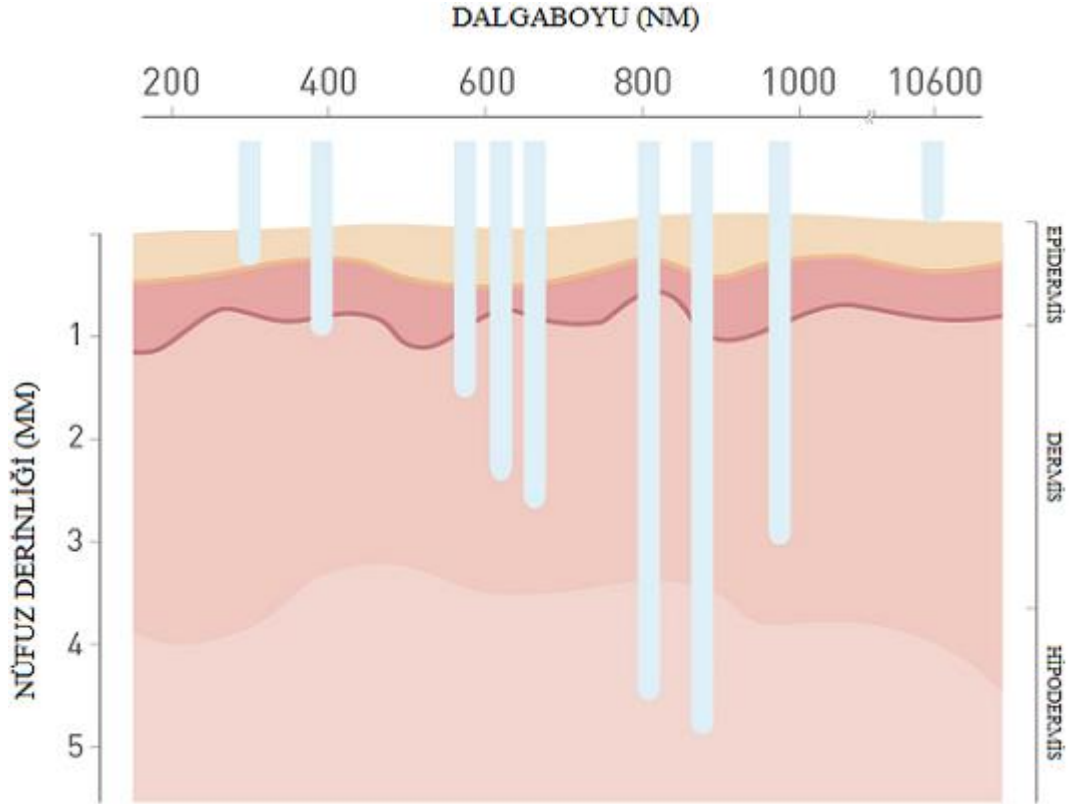
Şekil 2.3'te iki hemoglobin çeşidinin farklı ışık absorpsiyon özelliklerine sahip oldukları gösterilmiştir. Her iki hemoglobin türünün 600nm dalga boyuna kadar hemen hemen aynı absorpsiyon değerlerine sahip oldukları görülmüştür.



Şekil 2.3. Hemoglobin emilim spektrumu

Şekil 2.3'te 600 – 800 nm dalgaboyu arasında toplardamarların ışık emilimi, atardamarlardaki ışık emiliminden daha yüksek olduğu anlaşılmıştır.

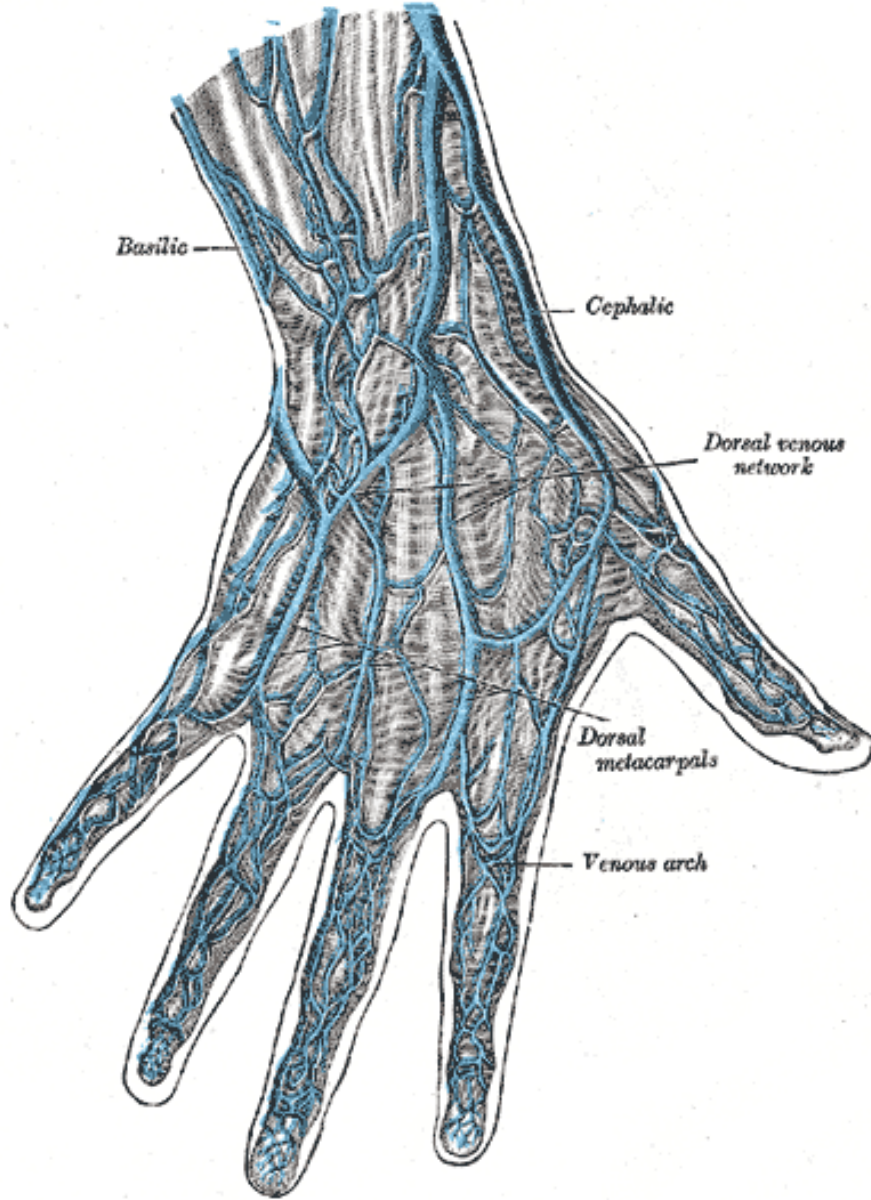
Şekil 2.4'te ise cilt yüzeyine gelen farklı dalga boylarındaki ışınların doku içinde hareket ederken, farklı derinliklere ulaştıkları görülür. 300nm ve 600nm arasındaki dalga boylarındaki ışınlar hiçbir damar ihtiva etmeyen, cildin sadece epidermal ve dermal bölümlerine ulaşır ve buralarda absorbe edilirler. 700-1000nm arası dalga boyuna sahip yakın kızılötesi (NIR) ışınlar ise epidermis ve dermis tabakalarında daha az absorbe edilir ve kan damarlarının bulunduğu hipodermis tabakasına ulaşırlar.



Şekil 2.4. Farklı dalgaboylarındaki ışınların cilde nüfuz derinlikleri [37]

2.3. İnsan Cildi ve Kan Damarları

El sırtında bulunan ana damarlar Şekil 2.5'te gösterilmiştir. Bilek bölgesinden başlayan el derisi, önkol derisinden daha sert, epidermis tabakası daha kalın ve aynı zamanda oldukça hassas ve damarlıdır. Parmaklara doğru ise deri kalınlığı gittikçe azalmaya başlar.



Şekil 2.5. El sırtında bulunan damarlar [38]

Avuç içi ve el sırtı farklı deri tiplerine sahiptir. Avuç içi derisi daha kalın ve daha tüysüzken el sırtı derisi ise daha ince ve türlüdür.

İlk kan damarları direkt olarak epidermis altında bulunabilir, bu damarların ana gövdeleri ise hipodermiste yer almaktadır. (Şekil 2.1) Damar yolu açmak amacıyla kullanılan kol venleri Şekil 2.5'te gösterilen basilic ve cephalic damarlarıdır. El sırtındaki girişimlerde ise cephalic ve basilic'in el sırtındaki dalları ile dorsal metacarpal venler kullanılır [33].

2.4. Damar Görüntüleme Sistemleri

Günümüzde geliştirilen yeni teknolojiler sayesinde doku içini açmadan in vivo olarak bilgi toplamak mümkün hale gelmiştir. 1895 yılında Röntgen X-ray keşfiyle birlikte kemik yapılardan in vivo görüntüler oluşturmak mümkün olmuştur. Antonio Egas Moniz tarafından 1927-1928 yıllarında beyinsel anjiyografi geliştirildi. O kan damarlarını görüntülemek ve anevrizma gibi anormallikleri tespit etmek için, insan beyninin içine X-ışınlarını emen bir kontrast madde enjekte etti. Bu ilkeye dayanarak günümüzde anjiyografi (anjiyo = damar, grafi = görüntüleme) hala uygulanır. Damar görüntüleme sistemlerinde kullanılan farklı teknolojiler bulunmaktadır. Bu bölümde bu sistemler alt başlıklar halinde anlatılacaktır [39].

2.4.1. Anjiyografi

Anjiyo, anjiyografi ya da arteriografi özellikle atardamar, toplardamar ve kalbin içini (lümen) görüntüleyen medikal görüntüleme tekniğidir. Genellikle radyo-opak bir ajanın damar yoluna verilip X-ray ışınları ile flurosکopi metoduyla görüntü oluşturmasına dayanır.

Anjiyogram uygulanan tekniğe bağlı olarak femoral arterden, kalbin sol kısmına ve arteriel sisteme; ya da jugular veya femoral venden, kalbin sağ kısmına ve venöz sisteme ulaşım sağlar. Kateterlerin kullanıldığı bir sistemle renk verici bir ajanın (x-ray absorpsiyonu sonucu renk gösteren) kana verilmesi sonucu onu X-ray görüntülemesinde görünür yapmasına dayanır.

10 nanometre ile 1 pikometre dalga boyu aralığına sahip olan X-ışınları. (Şekil 2.5) kemik gibi yüksek yoğunluklu maddeler tarafından yumuşak dokulara göre daha fazla absorbe edilir [40].

2.4.2. Manyetik rezonans görüntüleme

Manyetik rezonans 1980'lerde geliştirilmiştir. Organ ve dokuları görselleştirmek için kullanılan manyetik rezonans görüntüleme (MRG) elektromanyetik dalgalara değil nükleer manyetik rezonansa dayalı bir spektroskopik yaklaşımdır.

Cihaz manyetik alan altında atomların manyetik alan yönüne yönelmesi ve belirli bir frekansta salınım yapmalarına dayanır. Üzerlerine Radyo Dalgaları uygulanan bu atomlar belirli bir frekansta bu radyo dalgalarını geri yansıtacaklardır. Bu yansıyan dalgaları alan MR cihazı görüntülerini oluşturur. MR cihazının etkili olduğu ve kullanım alanı ise vücuttaki yumuşak dokulardır. MR yumuşak dokularda maksimum kontrastlama ve görüntüleme yeteneğine sahiptir. Bu sayede MR ile yumuşak dokulardaki lezyon ve patolojik dokular kolayca incelenebilir [41].

Manyetik rezonans anjiyografi (MRA), klasik manyetik rezonans (MR) görüntüleme ile bir damar içi görüntüleme yöntemi olan anjiyografiyi birleştirerek vücudumuzdaki damarlar hakkında deyatlı bilgi veren bir yöntemdir [42].

2.4.2.1. MR anjiyografi

MR anjiyografi vücuttaki damarların görüntülendiği bir MR çalışmasıdır. MR teknolojisi kullanarak damar hastalıklarının tanısında son yıllarda oldukça sık kullanılmaktadır. İlaç verilmeden büyük ana damarlar rahatça görüntülenebilmektedir. Ancak Gadolinium adı verilen özel ilaçlar kullanılarak görüntü kalitesi belirgin olarak artmakta ve damar yapılarına ait ince ayrıntılar görüntülenebilmektedir. En önemli avantajı kateter ve BT anjiyografide kullanılan kontrast maddelere bağlı allerjik reaksiyon riskinin oldukça düşük olmasıdır.

Bazı durumlarda artefakt olarak adlandırılan görüntü kirliliği sonucu yanlış sonuçlar oluşturması ise dezavantajıdır. İnceleme süresi ve maliyeti diğer anjiyografi yöntemlerine göre daha düşüktür [43].

2.4.3. Ultrasonografi

Ultrason (US) dalgalar duyulabilir ortalama insan sesi (20 khz) sınırının üzerinde bir frekansa sahip ses dalgalarıdır. Ultrasonografide, bir radarın yaptığı gibi insan vücuduna ses dalgaları gönderilir, daha sonra dokulardan yansıyan ses dalgaları bilgisayar tarafından hareketli görüntülere dönüştürülür.

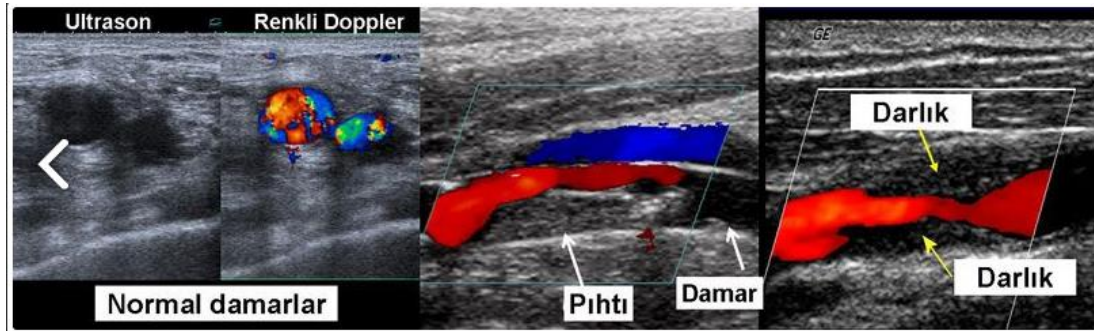
Klasik ultrasonografide siyah-beyaz olan bu görüntülerde, yumuşak doku ve organlar gri-beyaz, içi sıvı dolu olan organlar ve damarlar ise siyah görünür. İçi hava dolu olan organlar (Barsak, akciğer) ve kemikler ise iyi görüntülenemez ve ultrasonografi görüntüsünü bozabilir. Klasik ultrasonografi, damarlarda genişleme, daralma ve tromboz (pıhtılaşma) konusunda bir fikir verebilir. Ancak bu tek başına yeterli değildir. Bu gibi dezavantajları ortadan kaldırmak amacıyla renkli doppler ultrasonografi yöntemi geliştirilmiştir [44].

2.4.3.1. Renkli doppler ultrasonografi

Renkli Doppler ultrasonografide ise damarlar renklendirilerek damar içinde hareket eden kan akımının varlığı, yönü ve hızı da değerlendirilebilir. Bu sayede:

1. Bir damar ile içi sıvı dolu olan bir başka doku (örneğin kist) birbirinden ayrılabilir (Damarda akım olduğu için içi renklenir, kist ise siyah kalır).
2. Bir damar içinde akım olup olmadığı anlaşılabilir. Açık damar kırmızı ya da mavi olarak renklenir. Pıhtı ile dolu olan damar ise renklenmez.
3. Damar içindeki renklenmeden ve akımın dalga şeklinden akımın yönü ve tipi anlaşılır, atardamar-toplardamar ayırt edilebilir. Ayrıca anormal kan akımları teşhis edilebilir.
4. Damarda daralma varsa o bölgede kan akımı hızlanır. Bunu bir hortum içinden geçen su örneğinde daha iyi anlayabiliriz. Hortumla bahçe sulanırken hortumu sıkığımızda su daha uzağa gider, çünkü hortumu sıkarak oluşturduğumuz daralma akan suyun hızını artırmıştır. Hortumu ne kadar sıkarsak oluşan

daralma o kadar fazlalaşır, bunun sonucunda da daha uzaktaki bitkileri sulayabiliriz. Aynı şekilde de damarlarımızda aterosklerotik plakların yarattığı daralma kan akım hızının artmasına neden olur. Bu yüzden damar içindeki kan akımının hızını ölçtüğümüzde, damarda daralma olup olmadığını dolaylı olarak anlayabilir, eğer varsa da bu darlığın derecesini kabaca hesaplayabiliriz [45] [46].



Şekil 2.6. Normal damarları ve damar tıkanıklıklarının gösteren ultrason görüntüleri [44]

2.4.4. Uzak kızılötesi teknolojisi

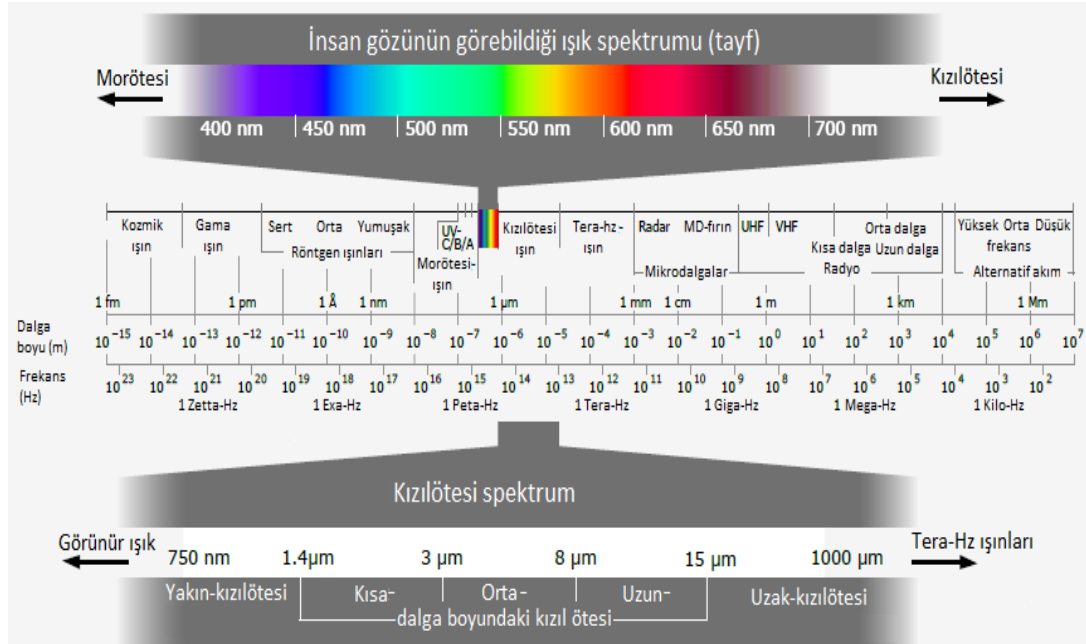
Uzak kızılötesi teknolojisi (FIR) nesnelere yayılan kızılötesi radyasyonu kullanarak görüntüyü oluşturur.

Evren'deki her cisim ya da parçacık, enerjisine ya da diğer deyişle sıcaklığına bağlı olarak belirli frekansta elektromanyetik ışık (foton) yayar [47].

İnsan vücudu ise genellikle 3-14 mikro metre dalgaboyu aralığında kızılötesi radyasyon yayar. Yayılan bu kızılötesi dalgalar atmosfere yayılır ve atmosferdeki kızılötesi geçirgenlik spektrumuna göre 3-5 ve 8-14 mikro metre aralıklarında zayıflatılır.

Medikal araştırmacılar insan yüzeysel damarlarının çevre dokulara göre daha yüksek bir sıcaklığa sahip olduklarını tespit etmişlerdir. Şekil 2.7'de Elektromanyetik spektrum görülmektedir. Spektrum logaritmik ölçekte soldan sağa veya tam tersi yönde artan şekilde ifade edilebilir.

Uzak kızılötesi görüntüleme teknolojisinde harici aydınlatmaya gerek yoktur. Bu nedenle FIR görüntülemeye diğer görüntüleme tekniklerinde görülen aydınlatma problemi görülmez.



Şekil 2.7. Elektromanyetik spektrum

2.4.5. Yakın kızılötesi teknolojisi

İnsan gözü yaklaşık 400-700 nm dalgaboyu aralığındaki görünür ışıkları farkedebilir. Ancak genelde nesnelere yansıyan bu aralık dışındaki elektromanyetik spektrum bandına sahip dalgalı boyları daha fazla bilgi içerirler. Görünür ışık altında, deri altındaki damarların fark edilmesi oldukça zordur. Bu sorun yakın kızılötesi teknolojisi (NIR) kullanılarak kısmen çözülebilir.

Kızılötesi radyasyon ve insan damarlarının iki özelliği damar örüntüsünün görüntülenmesine yardımcı olur.

1. Kızılötesi ışığın deri yüzeyinin 3 mm altına kadar nüfuz edebilmesi
2. Kanda bulunan hemoglobinin kızılötesi radyasyonu çevre dokulara göre daha fazla absorbe etmesi,

Bu nedenle vücudun istenen kısmına kızılötesi ışık demeti tutularak vücut yüzeyine yakın damarlar görüntülenebilir. Deri yüzeyine yakın damar deseni (örüntü) etrafını çevreleyen dokudan daha koyu bir şekilde görülür ve kolayca fark edilebilir. Yakın kızılötesi 700-900 nm dalga boyu aralığında medikal spektral pencereye sahiptir. Bu pencereye göre hangi dalga boyundaki ışığın doku içerisinde ne kadar ilerleyebileceği Şekil 2.4'te görülebilir.

BÖLÜM 3. MATERYAL VE YÖNTEM

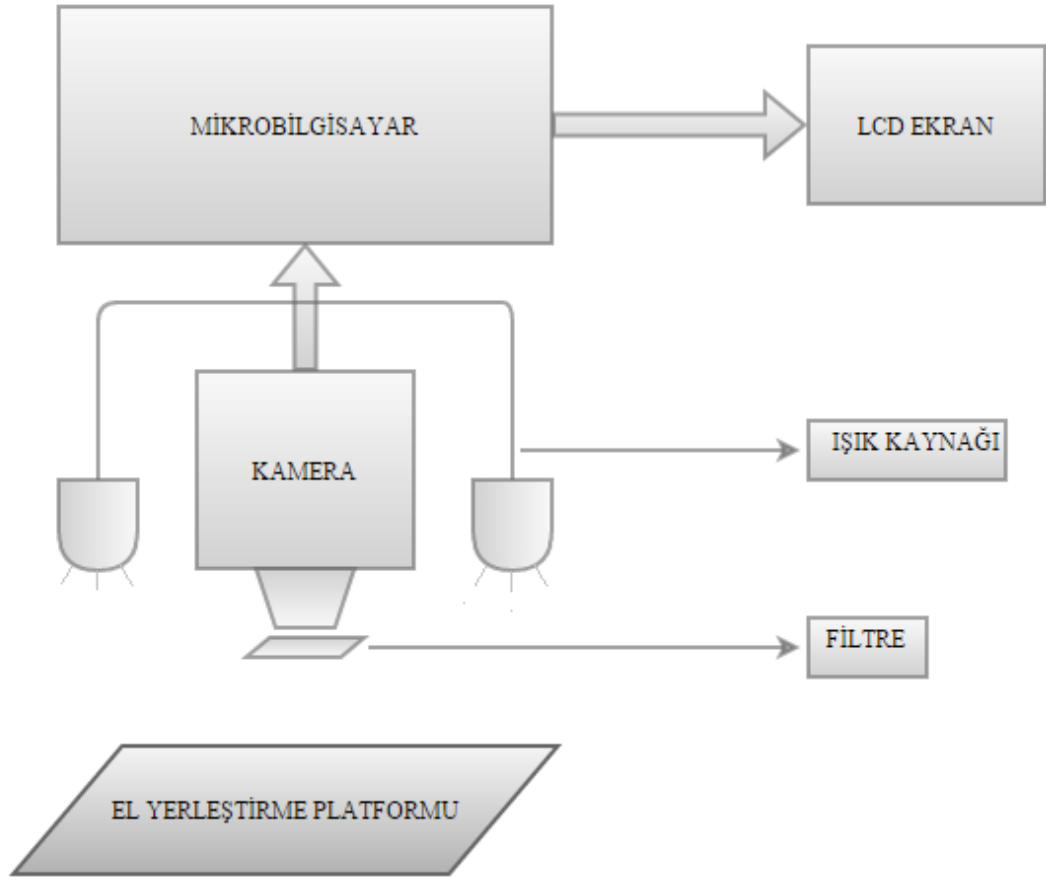
3.1. Materyal

Damar görüntüleme sistemi deri altındaki damarların kontrastını artırarak çeşitli görüntü işleme teknikleriyle iyileştirilip onların daha belirgin hale getirilmesi esasına dayanır. Kızılötesi ışınların, kandaki alyuvarlarda bulunan hemoglobinin gelen ışınları soğurması özelliğinden yararlanılarak damarların diğer dokulardan farklı olarak görüntülenmesi sağlanır. Kızılötesi ışınların bu özelliğinden faydalanarak damar örüntüsü tespiti için cilt üzerine yansıtılmak üzere 850 nm dalga boyuna sahip kızılötesi power led kullanılmıştır.

Power led kızılötesi ışın kaynaklarından deri yüzeyine yollanan ışınlardan görüntü alınabilmesi için 5 MP (2592x1944 piksel) çözünürlüklü Raspberry Pi 2 (Galler, Raspberry Pi Vakfı) kızılötesi kamera modülü kullanılmıştır.

Kullanılan RPi kamera lensinin önüne görünür ışığın etkisini ortadan kaldırmak ve deri yüzeyinden yansıyan kızılötesi ışınların kameraya ulaşabilmesi için Kodak 87C Wratten optik kızılötesi filtresi yerleştirilmiştir.

RPi kızılötesi kamerası ile elde edilen damar örüntü bilgilerinin çeşitli görüntü işleme teknikleriyle iyileştirilebilmesi için Raspberry Pi 2 mikrobilgisayarı kullanılmıştır. İşlenen görüntüler RPi HDMI çıkışı sayesinde lcd ekrana aktırılmış ve bu şekilde gerçek zamanlı olarak damarların görüntülenebilmesi sağlanmıştır. Şekil 3.1'de sistemin kurulum mimarisi gösterilmiştir.



Şekil 3.1. Sistemin kurulum mimarisi

3.1.1. Işık kaynağı

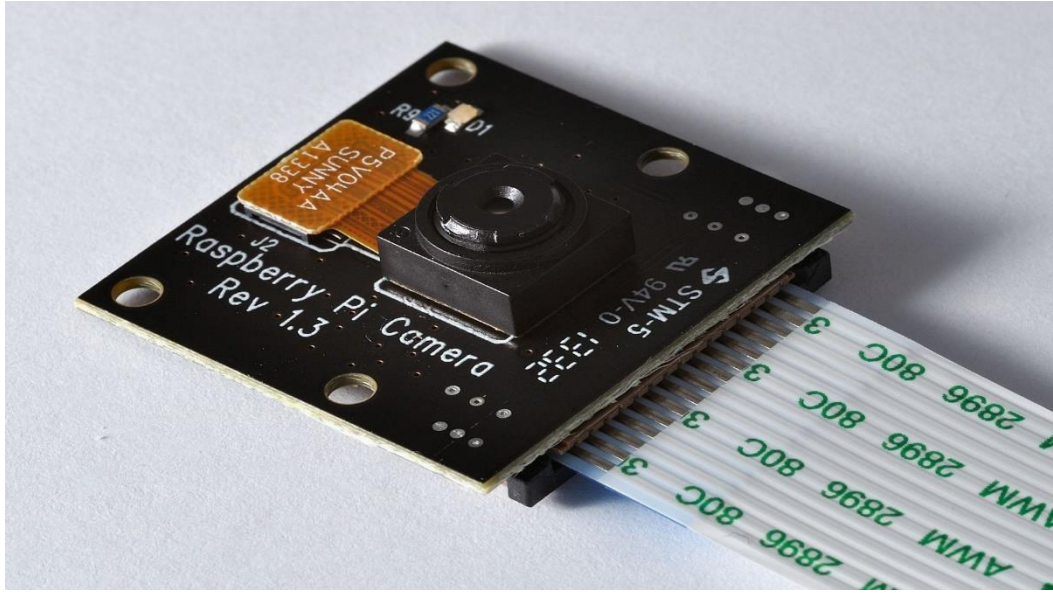
Deri yüzeyini aydınlatmak ve damarların daha koyu bir şekilde görüntü sensörü tarafından algılanabilmesi için 2 adet 850 nm dalga boyuna sahip 1 watt gücünde power ledler kullanılmıştır. Şekil 3.2’de kullanılan ışık kaynağı gösterilmektedir.



Şekil 3.2. 850 nm dalga boyuna sahip power led

3.1.2. Görüntü algılama sensörü ve kızılötesi filtre

Power ledler sayesinde aydınlatılan hedef bölgeden görüntülerin alınabilmesi için Şekil 3.3'te gösterilen 5 Mp çözünürlüklü CCD sensörlü Raspberry Pi kızılötesi kamerası kullanılmıştır. Ayrıca görüntü alınırken netliği ayarlamak için görüntü algılama sensörünün önüne manuel olarak ayarlanabilen odaklama lensi konulmuştur.



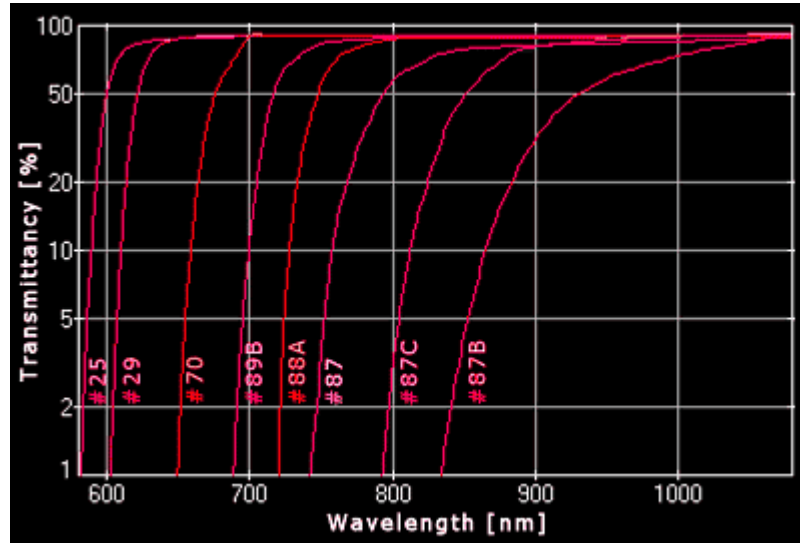
Şekil 3.3. Raspberry Pi kızılötesi kamerası

Aynı zamanda sistemde görüntü alınırken ortamda bulunan görünür ışığın etkisini ortadan kaldırmak ve yalnızca kızılötesi ışınların kameraya ulaşabilmesi için kamera lensinin önüne Şekil 3.4'te gösterilen optik kızılötesi filtre (Kodak 87C Wratten Filtre) yerleştirilmiştir.



Şekil 3.4. Kodak 87C wratten kızılötesi filtresi

Şekil 3.5'te görünür ışığın etkisini ortadan kaldırmak için kullanılan filtrenin (Kodak 87C Wratten Filtre) farklı dalga boylarındaki geçirgenlik yüzdeleri gösterilmektedir.



Şekil 3.5. Kodak 87C wratten kızılötesi filtresi geçirgenlik yüzdesi [48]

3.1.3. Mikrobilgisayar

Kızılötesi kamera ile alınan görüntülerin sayısal ortama aktarılması ve burada görüntü işleme tekniklerinin uygulanması için Raspberry Pi 2 Model B mikrobilgisayarı kullanılmıştır.

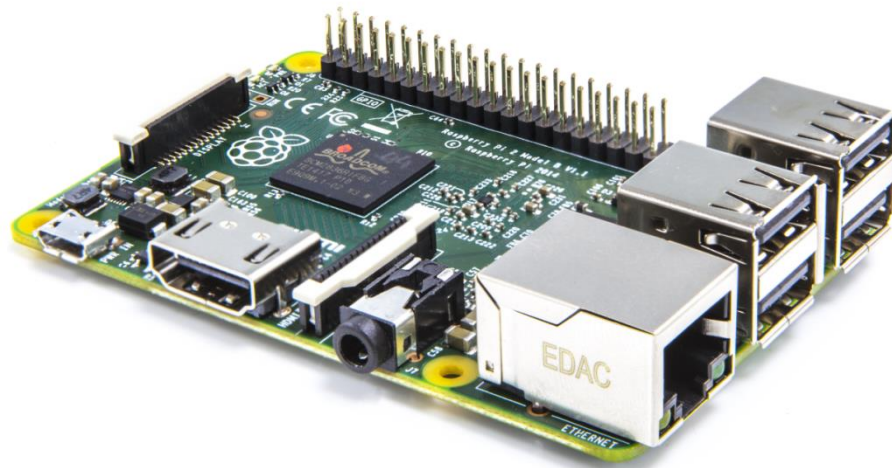
Raspberry Pi kredi kartı boyutunda bir mini bilgisayar kartıdır. Bu kart 4 çekirdekli ARMv7 temelli Broadcom BCM2836 System-on-Chip'dir. Bu çip 900MHz saat hızına ve Broadcom Videocore 4 GPU'ya sahiptir. Kart sahip olduğu 1 GB RAM sayesinde birçok uygulamayı rahatlıkla çalıştırabilmektedir. GPU'nun 1080p30 H.264 video decode özelliği sayesinde HDMI üzerinden monitöre görüntü aktarımı yapılabilmektedir.

Raspberry 2 Model B'nin eski Raspberry modellerinden (A, A+ ,B, B+) en büyük farkı 256 ya da 512MB yerine 1GB RAM'e sahip olmasıdır. Raspberry 2 eski modellerinde olduğu gibi yine SD kart üzerinden çalışmaktadır. İşletim sistemi SD karta kurularak mikrobilgisayar kullanılabilir. Bunun için en az 4GB SD kart gerekmektedir. Sistemin

performanslı bir şekilde kullanılması için daha yüksek hafıza boyutuna sahip bir SD kart kullanılması uygun olacaktır.

RPi 2 üzerinde klavye, mouse, wifi dongle ve daha bir çok şey bağlayabilmeniz için dört adet USB portu bulunmaktadır. Dışarıdan harici olarak USB Hub ile USB sayısı da istenildiği kadar arttırılabilir. Mikrobilgisayar kart, gücünü standart mikro-usb adaptör üzerinden alır. Verimli ve sürekli çalışabilmesi için adaptör çıkışının 5 V 2.1 amper olması gerekmektedir. Raspberry'nin herhangi bir güç tuşu yoktur. Adaptör takıldığı zaman çalışmaya başlayacaktır.

Kart üzerinde bulunan 40-pin GPIO header sayesinde istenilen donanım Raspberry'e bağlanabilir. Bu pinler sırasıyla; 27 GPIO, I2C, SPI, UART şeklindedir ve bu pinlerden 5V ve 3.3V güç çıkışı alınabilir. Tüm I/O pinlerinin lojik seviyesi 3.3V'dur. Şekil 3.6'da Şubat 2015'te satışa sunulan RPi 2 mikrobilgisayarı görülmektedir.



Şekil 3.6. Raspberry 2 mikrobilgisayarı

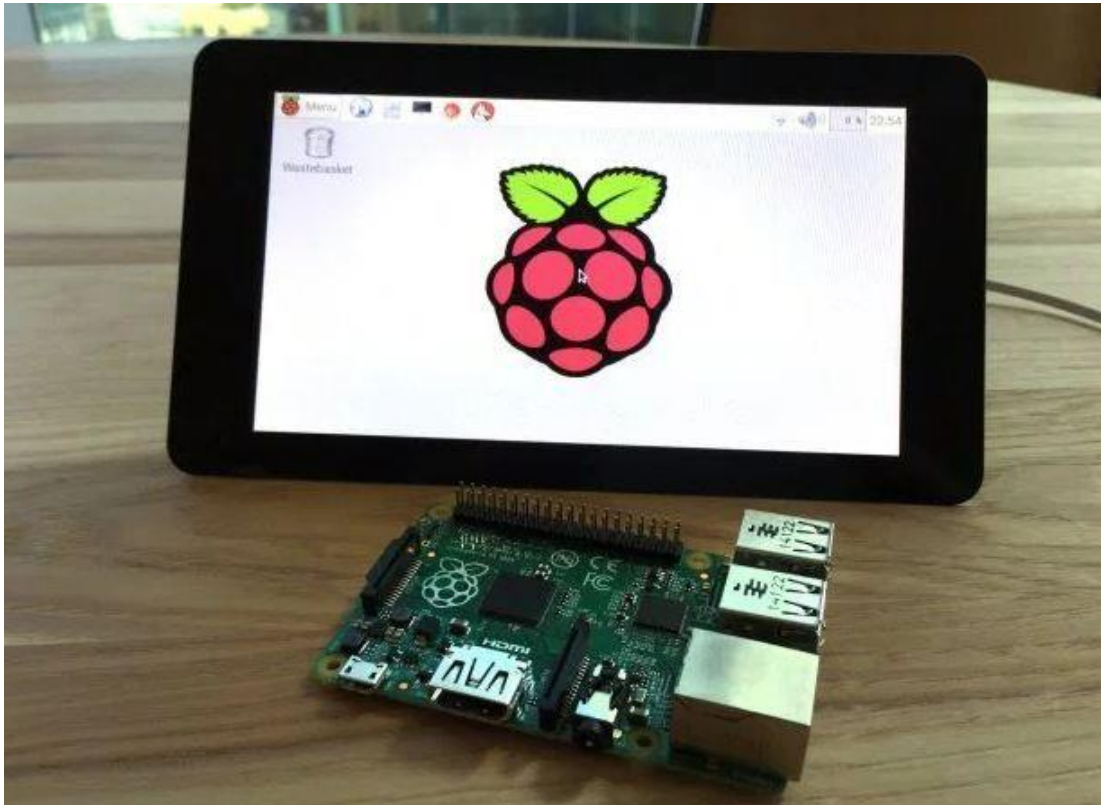
Raspberry Pi mikrobilgisayar teknik özellikleri;

1. Broadcom BCM2836 ARMv7 Quad Core SOC (Dört Çekirdekli)
2. 900 MHz İşlemci Hızı
3. 1 GB RAM
4. 10/100 Ethernet RJ45 jack

5. 4 x USB2.0 port
6. Video/Ses Çıkışı: HDMI ve 4-kutup 3.5mm konektör
7. microSD kart yuvası
8. 40 Pin GPIO: 27 x GPIO, UART, I2C, SPI - 2 CS ucu, 3.3V, 5V, Ground
9. Güç tüketimi: 800 mA (4.0 W)
10. Güç beslemesi: 5 V (MicroUSB veya GPIO headerlarından)
11. Ebat: 85.60 mm × 56.5 mm x 20 mm
12. Ağırlık: 45 gr

3.1.4. LCD ekran

Damar görüntüleme sisteminde mikrobilgisayar ortamında işlenen görüntüler LCD'ye aktararak gerçek zamanlı olarak damarların tespitinin yapılabilmesi sağlanmıştır. Görüntülerin aktarıldığı platform olarak Eylül 2015'te satışa sunulan, "resmi RPi dokunmatik ekranı" kullanılmıştır. Şekil 3.7'de kullanılan RPi dokunmatik ekranı gösterilmektedir.



Şekil 3.7. Raspberry Pi dokunmatik resmi ekranı

Raspberry Pi vakfı tarafından geliştirilen bu ekran 800 x 480 piksel çözünürlüğe sahiptir ve aynı zamanda Raspberry Pi 2 Model B, Raspberry Pi Model B+, Raspberry Pi Model A+ ile de uyumludur. RPi'a iki noktadan bağlanması gereken cihaz, güç için Pi'nin GPIO portunda bulunan 5V ve GND pinlerine ya da harici olarak adaptöre bağlanırken, veri aktarımı için ise şerit kabloyla RPi'nin DSI portuna bağlanır. Bu sayede HDMI bağlantı portu da kullanılmamış oluyor.

Raspbian OS işletim sistemi güncellenerek, Raspberry Pi 2'ye on parmak dokunma ve ekran klavyesi desteği ekleniyor. Böylelikle cihaza harici olarak fiziksel bir klavye ya da fare bağlanmadan çalışabilmesi sağlanmıştır.

Resmi dokunmatik RPi ekranın teknik özellikleri;

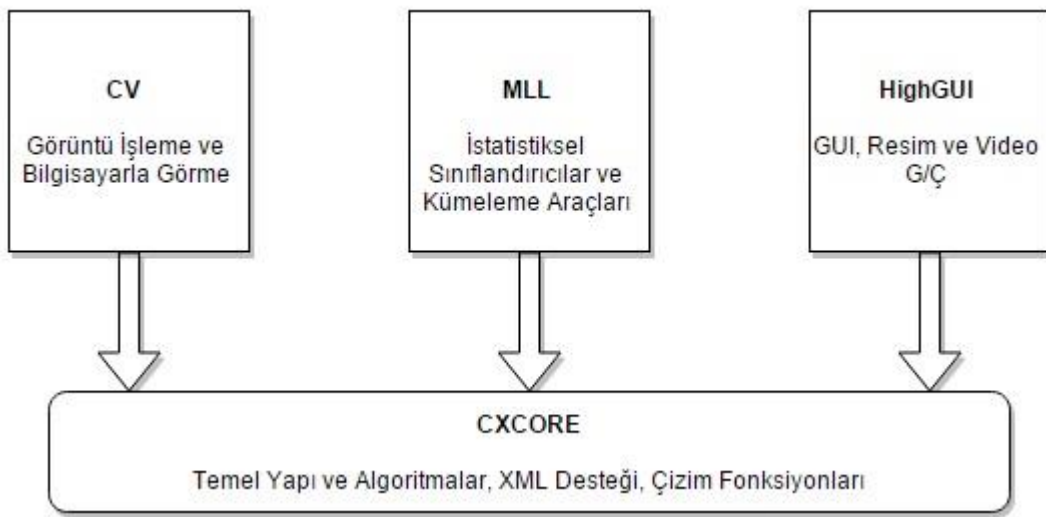
1. Ekran Çözünürlüğü 800 x 480 RGB piksel, 60 fps destekli TN panel
2. 7" dokunmatik ekran
3. Ekran boyutları: 194mm x 110mm x 20mm
4. Görülebilir ekran boyutu: 155mm x 86mm
5. 24-bit renk derinliği
6. FT5406 dokunmatik kontrolcüsü sayesinde 10 noktaya kadar kapasitif dokunma desteği
7. 70° görüş açısı
8. Raspberry Pi montajı için vida delikleri barındıran metal arka plaka

3.1.5. Yazılım

Kameradan alınan ham görüntülerin işlenerek damarların daha net ortaya çıkarılabilmesi için RPi'de açık kaynak kodlu OpenCV (Open Source Computer Vision) kütüphanesi kullanılmıştır. OpenCV'nin birçok dilde (Java, C, C++, Python...) kütüphanesi mevcuttur. Bu çalışma, Python dili üzerinde OpenCV görüntü işleme kütüphanesi kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

3.1.5.1. OpenCV

İlk sürümü Intel tarafından 1999 yılında çıkarılan günümüzde ise SourceForge tarafından geliştirilen OpenCV, BSD lisansı ile lisanslanmış, Windows, Linux, Mac OS X, PSP işletim sistemleri üzerinde çalışabilen C diliyle yazılmış bir “Bilgisayarla Görme” kütüphanesidir. Açık kaynak kodlu olması, ticari kullanımının dahil eğitim amaçlı kullanılmasının ücretsiz olması diğer görüntü işleme araçlarından en büyük farklılığıdır [49].



Şekil 3.8. OpenCV yapısı ve içeriği [50]

OpenCV kütüphane yapısı 5 temel bileşene sahiptir. Bu bileşenlerden dördü Şekil 3.8’de gösterilmektedir. İsmi Computer Vision (Bilgisayarla Görme) kelimesinin baş harflerinden alan CV bileşeninin içeriğinde görüntü işleme fonksiyonları ve bilgisayarla görme algoritmaları vardır.

Temel bileşenlerden MLL ise ismini baş harflerini Machine Learning Library kelimesinden almıştır. İsminden de anlaşılacağı üzere, makina öğrenmesi için gerekli istatistiksel verilere ulaşmak, mevcut verileri sınıflandırmak amacıyla kullanılan araç ve fonksiyonlardan oluşur. Diğer bir bileşen olan HighGUI bileşeni ise OpenCV kütüphanesinde tanımlanmış olan pek çok nesneyi (slider, form) oluşturabilmemizi sağlayan bir grafik arabimidir. Ayrıca bu bileşen resim ve videoları yüklemek, kaydetmek, hafızadan silmek için gerekli giriş/çıkış (I/O) fonksiyonlarını da içerir.

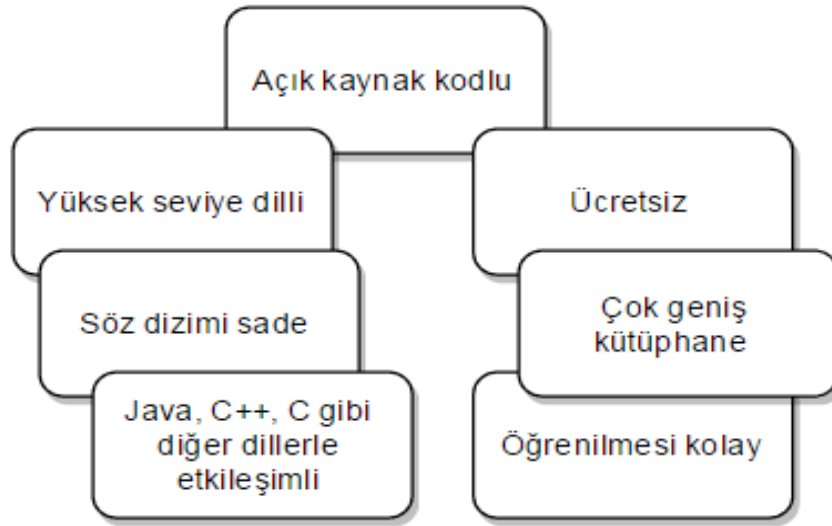
CXCore bileşeni ise, OpenCV' deki Ip1Image, cvPoint, cvSize, cvMat, cvHistogram v.d. gibi veri yapılarına sahip XML desteği de sağlayan bir kütüphanedir. Son olarak CvAux bileşeni, şekil eşleştirme (shape matching), yüz tanıma (face-recognition), şekil eşleştirme (shape matching), bir objenin ana hatlarını bulma (finding skeletons), ağız hareketlerini izleme (mouth-tracking), vücut hareketlerini tanıma (gesture recognition) ve kamera kalibrasyonu gibi daha pek çok deneysel algoritmaları bünyesinde barındıran bir kütüphanedir [50].

3.1.5.2. Python

Python 1991 yılında Guido van Rossum tarafından geliştirilen çok güçlü bir yüksek-seviyeli, dinamik nesne yönelimli programlama dilidir [51].

Python platformdan bağımsız bir programlama dilidir bu sayede Linux, Windows, Mac OS X, BSD, Solaris, AIX, AROS, AS/400, BeOS, MorphOS, S60, iPod, iPhone, Android ve Macintosh dahil tüm büyük donanım platformu ve işletim sistemleri üzerinde çalışabilmektedir. Ayrıca Python programlama dilinin basit ve temiz söz dizimi, onu Eric S. Raymond, ve diğer pek çok programcı ve Google tarafından tercih edilen bir dil haline getirmiştir, Ruby ve Perl gibi alternatiflerin önüne geçmiştir [52].

Python dilinin söz diziliminin basit olması sayesinde hem program yazmak, hem de başkası tarafından yazılmış bir programı okumak, başka dillere kıyasla daha kolaydır [53].

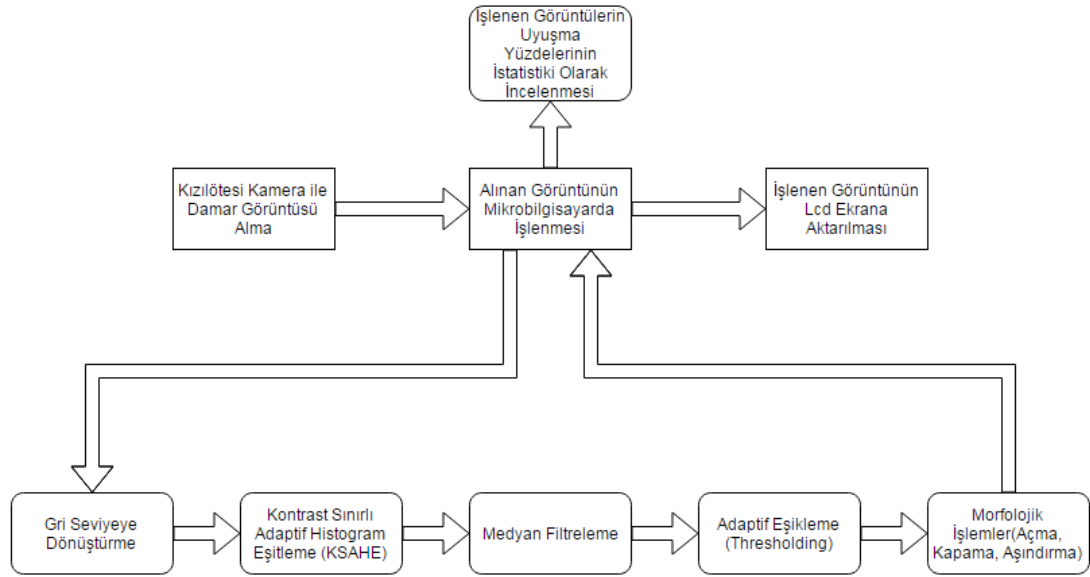


Şekil 3.9. Python dilini öne çıkaran yönler [54]

Şekil 3.9’da Python programının tercih edilmesinin nedenleri gösterilmiştir. “Thinking in Java” ve “Thinking in C++” kitaplarının yazarı Bruce Eckel’e göre hiçbir dil Python kadar üretken değildir ve Python hariç dillerin programcıların işini kolaylaştırma gibi bir amacı yoktur [54].

3.2. Yöntem

Damar örüntüsünün çıkarılabilmesi için Raspberry Pi 2 kızılotesi kamerasıyla hedef bölgeden alınan görüntüler OpenCV açık kaynak kodlu kütüphanesi kullanılarak Python dilinde çeşitli görüntü işleme algoritmaları kullanılarak iyileştirilmiştir. Bu sayede alınan ham görüntü üzerinde damar tespiti yapılmıştır. Bu tespit için görüntü üzerinde sırasıyla; gri seviyeye dönüştürme, kontrast sınırlı adaptif histogram eşitleme, medyan filtreleme, adaptif eşikleme ve iki seviyeli görüntü üzerinde oluşan gürültülerin giderilebilmesi için çeşitli morfolojik işlemler (açma-kapama-aşındırma) uygulanmıştır. Şekil 3.10’da sistemin genel akış diyagramı gösterilmektedir.



Şekil 3.10. Sistemin akış diyagramı

3.2.1. Gri seviyeye dönüştürme

Renkli bir görüntünün gri seviyeye dönüşümü farklı alanlarda (tıp, astronomi, kimya, basılı yayın) etkin bir şekilde kullanılan görüntü işleme uygulamalarından birisidir. Renkli bir görüntüdeki bir piksel kırmızı, yeşil ve mavi (RGB) renklerinin bileşimidir. Görüntüdeki RGB renk değerleri 3 boyutlu (XYZ) açıklık, kroma ve renk tonu olarak temsil edilmektedir. RGB kodlaması, saf kırmızı (255, 0, 0), saf yeşil (0,255,0), ve saf mavi (0,0,255) olarak gösterilir. Tüm RGB kodlamalarında ilk değer kırmızı, ikinci değer yeşil ve son değer mavi miktarını temsil eder. Üç sayı aralığı 0-255 arasındadır.

Renkli bir görüntünün kalitesi bit sayısına göre değişkenlik gösterir. Basit bir renkli görüntü 8 bit ile, yüksek renk görüntü 16 bit ile, gerçek renk görüntü 24 bit ile, derin renk görüntü ise 32 bit ile ifade edilir.

Gri tonlu görüntüler siyah ve beyaz pikseller ile işlenir. Herhangi bir gri değerinde RGB kodlaması 0-255 arasında bir tamsayı değeri alır ve 3 sayı da birbirine eşittir. Örneğin beyazın RGB kodlaması (255,255,255), siyahın (0, 0, 0), orta grinin ise (127,127,127) olarak gösterilir.

Renkli bir görüntüyü gri tonlamalı hale dönüştürmek için görüntüdeki kırmızı, yeşil ve mavi değerlerin ağırlıklı ortalaması hesaplanır. Gri tonlamalı ağırlıklı ortalama aşağıdaki eşitlik kullanılarak gösterilmiştir. Denklemden ifade edilen r , g ve b , bir görüntüde bulunan 0-255 arası tam sayı değerleri alabilen renk değerleridir:

$$x = (0.299 \times r) + (0.587 \times g) + (0.114 \times b) \quad (3.1)$$

Denklemden görüldüğü gibi renkler eşit ağırlıklı değildir. Bunun nedeni saf yeşilin, saf kırmızı ve saf maviye göre daha açık olmasıdır bu nedenle yeşil daha yüksek bir ağırlığa sahiptir. Saf mavi üç rengin arasında en karanlık olanıdır bu yüzden eşitlikte en az ağırlığa mavi sahiptir [55].

3.2.2. Kontrast sınırlı adaptif histogram eşitleme (KSAHE)

Histogram denkleştirme veya eşitleme, küçük bölgelerde yayılım gösteren renk değerlerini geniş bir alana yayarak renk dağılım bozukluğunu gideren ve görüntü kontrastını arttıran bir görüntü işleme yöntemidir. Bu yöntem bütün bir görüntünün yeşinlik dağılımına dayanarak piksellerin bir dönüşüm işlemi tarafından değiştirilmesi bakımından geneldir [56].

Bir $[0, L-1]$ sahasında, gri seviye toplam sayısı L olan bir sayısal görüntünün histogramı matematiksel olarak aşağıdaki ayrık fonksiyonla tanımlanır:

$$h(r_k) = n_k \quad (3.2)$$

r_k : $[0, L-1]$ aralığındaki grilik seviyesi değeridir.

n_k : Grilik seviyesi r_k yeşinliğine sahip olan piksellerin sayısıdır.

L : Görüntüdeki olası yeşinlik değerlerinin sayısıdır. (yani 8 bitlik bir görüntü için 256'dır.)

Normalize edilmiş histogram ise $h(r_k)$ 'nin tüm elemanlarının, görüntüde bulunan piksel sayılarının toplamına bölünmesiyle elde edilir. Buna sayısal bir görüntüdeki r_k

yeğlilik seviyesinin olma olasılığı da diyebiliriz. Bu işlem 3.3'teki eşitlik ile ifade edilir:

$$p_r(r_k) = \frac{n_k}{M \times N} \quad k = 0, 1, 2, \dots, L - 1 \quad (3.3)$$

Burada $M \times N$ görüntüde bulunan piksellerin toplam sayısı, n_k ise r_k yeğliliğine sahip piksel sayısıdır.

Histogram denkleştirme veya histogram doğrusallaştırma dönüşümü ise şu şekilde ayrık fonksiyon ile ifade edilir:

$$s_k = T(r_k) = (L - 1) \times \sum_{j=0}^k p_r(r_j) \quad (3.4)$$

Eşitlikte, denklem 3.3'teki $p_r(r_k)$ ifadesi yerine konularak düzenleme yapılırsa aşağıdaki denklem elde edilir:

$$s_k = \frac{(L-1)}{M \times N} \times \sum_{j=0}^k n_j \quad k = 0, 1, 2, \dots, L - 1 \quad (3.5)$$

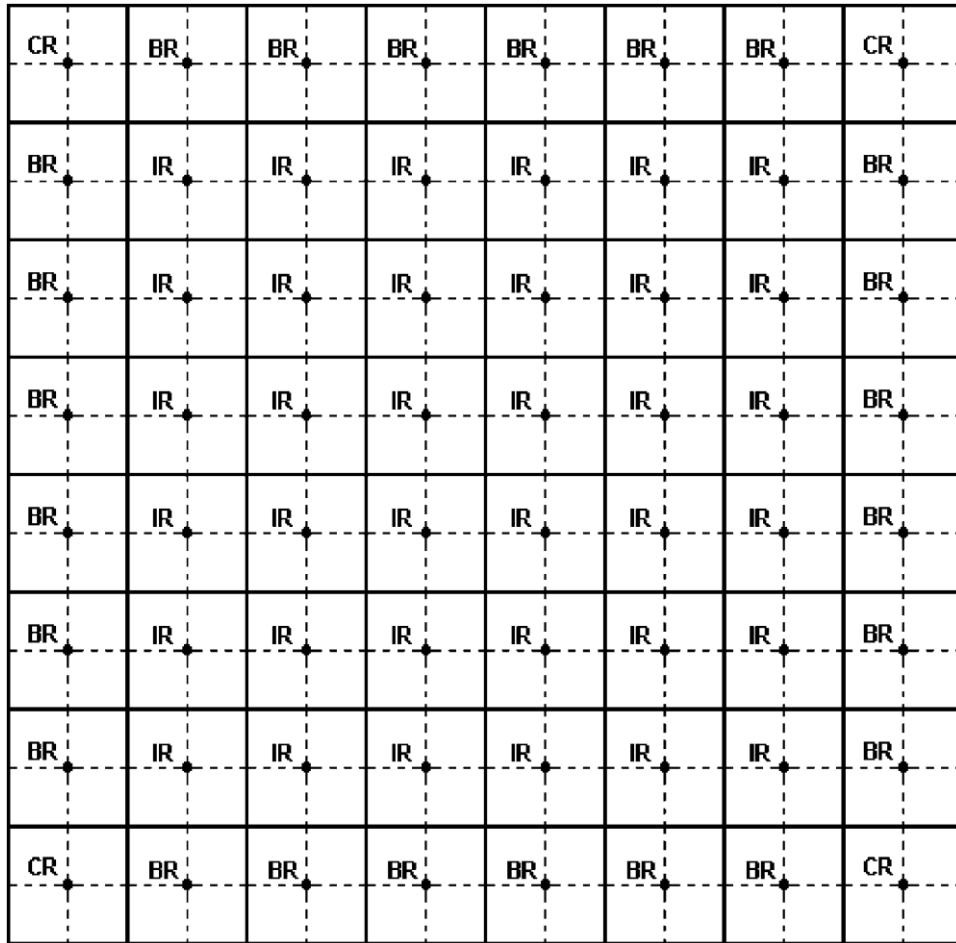
Böylece histogram eşitleme işlemi, 3.5 eşitliği kullanılarak giriş görüntüsündeki r_k grilik seviye değerine sahip her bir pikselin çıkış görüntüsündeki s_k grilik seviyesine sahip ilgili piksele eşlenmesiyle yapılmış olur [57].

Histogram eşitlemenin dezavantajı, eşitleme yapılacak görüntünün tamamının yoğunluk dağılımının kullanılmasından kaynaklı gürültülerin ve buna bağlı veri kayıplarının oluşması ya da küçük alanlar üzerinde ayrıntıları belirginleştirmenin gerekli olduğu durumlarda zayıf kalmasıdır.

Bu gibi problemleri ortadan kaldırmak için kontrast sınırlı adaptif histogram eşitleme (KSAHE) yöntemi geliştirilmiştir. KSAHE bir görüntünün bölgesel olarak kontrastını artırmak için kullanılan bir tekniktir. Tıbbi görüntüleme sistemlerinde düşük kontrastlı görüntülerin geliştirilmesinde bu yöntemin başarılı olduğu kanıtlanmıştır [58-62].

Bu yaklaşımda ilk olarak her bölgenin histogramı hesaplanır. Ardından, istenen kontrast genişlik sınırına dayalı olarak histogramların kırılması için kırma sınır değeri elde edilir. Daha sonra her histogram belirlenen bu kırma sınır değerini aşmayacak şekilde yeniden dağıtılır. Son olarak, gri seviye haritalama için elde edilen kontrast sınırlı histogramların kümülatif dağılım fonksiyonları (CDF) belirlenir.

KSAHE yönteminde pikseller, dört en yakın komşuları kullanılarak haritalanır. Bilineer enterpolasyon ile alt bölgeler birleştirilirken, bölgeler komşuluklarına göre Şekil 3.11’de görüldüğü gibi IR, CR ve BR olmak üzere üç gruba ayrılır.

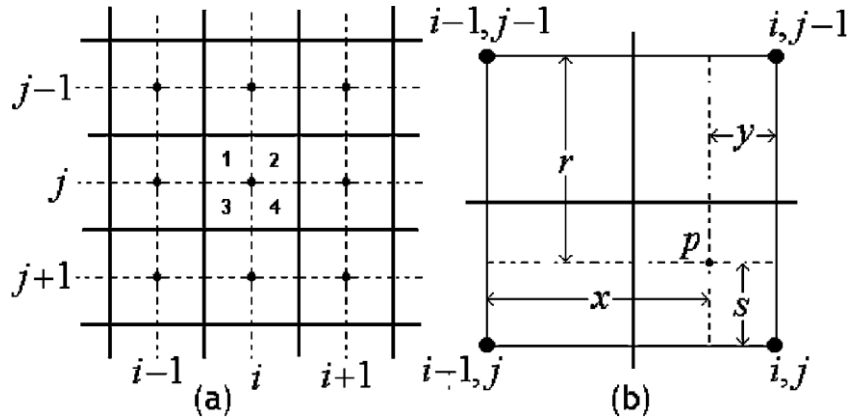


Şekil 3.11. Örnek bir 512x512'lik görüntünün 64 eşit kare bölgeye ayrılmış yapısı [63]

Birinci grup 4 köşe bölgeden oluşan CR (corner regions) olarak, 24 sınır bölgesinden oluşan ikinci grup BR (border regions) olarak isimlendirilir. Köşe bölgeleri hariç

görüntü sınırındaki tüm bölgeler bu sınıfa aittir. İç kısımlarda kalan 36 bölgeden oluşan son grup ise IR (inner regions) olarak adlandırılır.

Her bölge dört çeyrek parça olarak düşünülür. Bu durumda, Şekil 3.12’de görüldüğü gibi IR grubundaki her bölgenin her çeyreği dört komşuya sahiptir.



Şekil 3.12. a) Komşu bölgelerinin tümü ile verilen bir IR bölgesi b) (i,j) bölgesinin 1. çeyreği ve ona en yakın dört bölge ile ilişkileri [63]

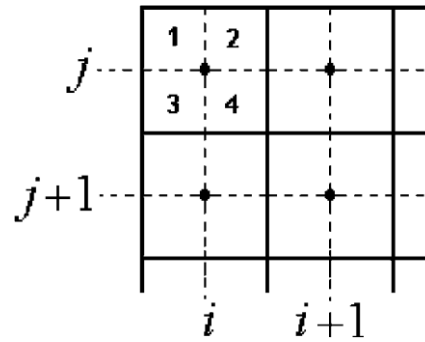
Bu durumda IR grubuna ait bölgelerdeki piksellerin yeni değerleri aşağıdaki formül ile hesaplanır:

$$\rho_{yeni} = \frac{s}{r+s} \times \left(\frac{y}{x+y} \times f_{i-1,j-1}(\rho_{eski}) + \frac{x}{x+y} \times f_{i,j-1}(\rho_{eski}) \right) + \frac{r}{r+s} \times \left(\frac{y}{x+y} \times f_{i-1,j}(\rho_{eski}) + \frac{x}{x+y} \times f_{i,j}(\rho_{eski}) \right) \quad (3.6)$$

BR grubundaki bölgeler için komşuluk yapısı biraz farklıdır. Bu gruptaki en sağdaki bölgelerin 1. ve 3. çeyreğindeki ve en soldaki bölgelerin 2. ve 4. çeyreğindeki piksellerin komşuluk yapıları IR grubundaki bölgeler ile aynıdır. Ancak en sağdaki bölgelerin 2. ve 4. çeyreğindeki pikseller ile en soldaki bölgelerin 1. ve 3. çeyreğindeki piksellerin yeni piksel değerleri aşağıda gösterilen eşitlik ile hesaplanmaktadır:

$$\rho_{yeni} = \frac{s}{r+s} \times f_{i,j-1}(\rho_{eski}) + \frac{r}{r+s} \times f_{i,j}(\rho_{eski}) \quad (3.7)$$

CR grubundaki bölgeler için ise farklı çeyrekler farklı karakteristik özelliklere sahiptir. Bu gruptaki 1. çeyreğin diğer bölgelere göre farklı bir durumu vardır. Bunun nedeni ise diğer hiçbir bölge ile komşuluk durumunun bulunmamasıdır. Bununla birlikte 4. çeyrekte bulunan pikseller, IR grubu bölgeleriyle benzeşen bir komşuluk yapısına sahip iken, 2. ve 3. çeyrekteki pikseller ise BR bölgelerindeki iki yan çeyreğe benzer bir komşuluk yapısına sahiptirler. Şekil 3.13'te sol üst köşede bulunan CR grubu bölgesi ve komşulukları gösterilmektedir.



Şekil 3.13. Sol üst köşede bulunan CR bölgesi ve komşuluk yapısı [63]

Hiç bir bölge ile komşuluğu bulunmayan 1. çeyrekteki piksellerin değerleri değişmez:

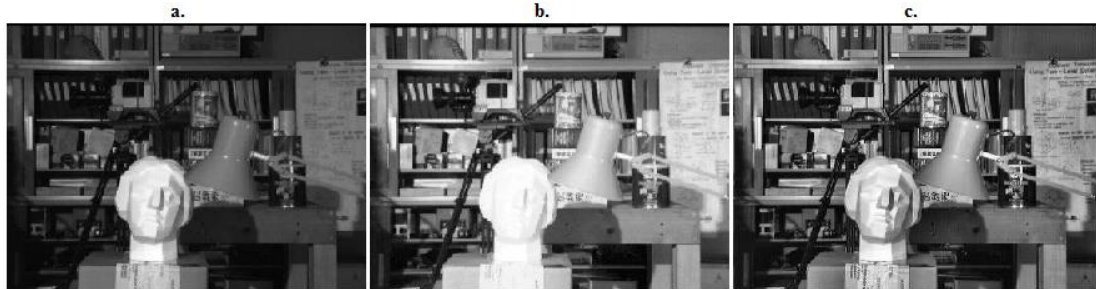
$$\rho_{yeni} = f_{i,j}(\rho_{eski}) \quad (3.8)$$

Bu şekilde her bölge için gri seviye haritalama yapılarak sonuç görüntüsü elde edilir [64].

Bu yöntem hem gürültü azaltma işleminde hem de homojen alanlardaki kenar gölge etkilerini ortadan kaldırmak için medikal görüntüler üzerinde kullanılır [63,64].

Şekil 3.14'te bir görüntünün histogram eşitleme ve kontrast sınırlı adaptif histogram eşitleme işlemi sonrası aldığı durumlar gösterilmektedir. Orjinal görüntü ve histogram eşitleme yapılmış görüntüde arka plan görüntüsünün kontrastının düzeldiğini söyleyebiliriz. Ancak her iki görüntüde bulunan heykellerin yüzlerini karşılaştırdığımızda aşırı parlaklık nedeniyle, görüntü üzerinde bilgi kayıplarının olduğunu görebiliriz.

KSAHE yöntemi uygulanmış görüntüde ise kontrastın daha düzgün bir şekilde arttırıldığını ve herhangi bir bilgi kaybının olmadığını görebiliriz.



Şekil 3.14. a) Orjinal görüntü b) Histogram eşitleme işlemi uygulanmış hali c) KSAHE işlemi uygulanmış hali [65]

3.2.3. Ortanca (medyan) filtre

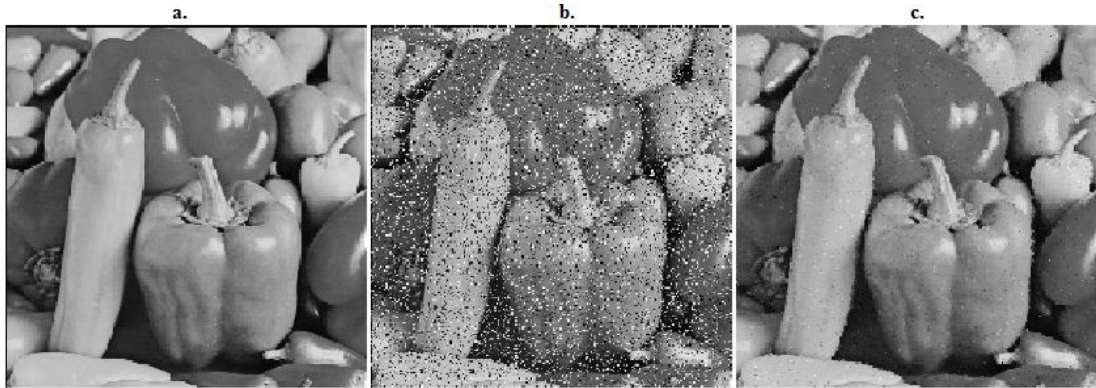
Alçak geçiren filtre uygulamalarının birçoğunda gürültü büyük oranda süzülmemektedir. Fakat bulanıklaşmanın olması sonucu kenarlar ve ayrıntılar keskinliğini kaybetmektedir. Karşılık gürültünün zayıflatılması ve daha az bulanıklaşma için kullanılan alternatif bir yaklaşım ortanca filtreleme metodudur. Bu filtrelerin tepkisi, filtre tarafından çevrelenen görüntü bölgesindeki piksellerin sıralanması ve sonra da merkezdeki piksel değerinin bu sıralama sonucuyla tespit edilen değerle değiştirilmesi esasına dayanır. Adından da anlaşılacağı üzere bu filtre, bir piksel değerini bu pikselin komşuluk bölgesindeki yeğlilik değerlerinin ortancası ile değiştirilir [57].

Bir görüntüdeki bir noktada medyan filtre işlemini yapmak için öncelikle maske içerisindeki gritonları piksel değerlerine göre sıraya dizer. Bu sıralamada maskede ki ortanca değeri bulur ve son olarak da bu değeri süzölmüş görüntüde karşılık gelen piksele atanır. Yapılan bu işlem aşağıdaki eşitlik ile ifade edilir:

$$G(i, j) = \text{Ortanca}\{F_1(i, j), F_2(i, j), \dots, F_n(i, j)\} \quad (3.9)$$

Ortanca filtre, piksellerde bulunan tuzbiber (saltpepper) gürültüsünü, benek (speckle) ve dürtü (impulsive) gürültüsünü azaltmak için kullanılan doğrusal olmayan bir alçak geçiren filtre çeşididir [66,67].

Şekil 3.15’de ortanca filtre uygulamasına bir örnek verilmiştir [68].



Şekil 3.15. a) Orjinal görüntü b) Görüntü % 25 dürtü gürültüsü ile bozulmuş hali c) Görüntüye ortanca filtre uygulanmış hali [68]

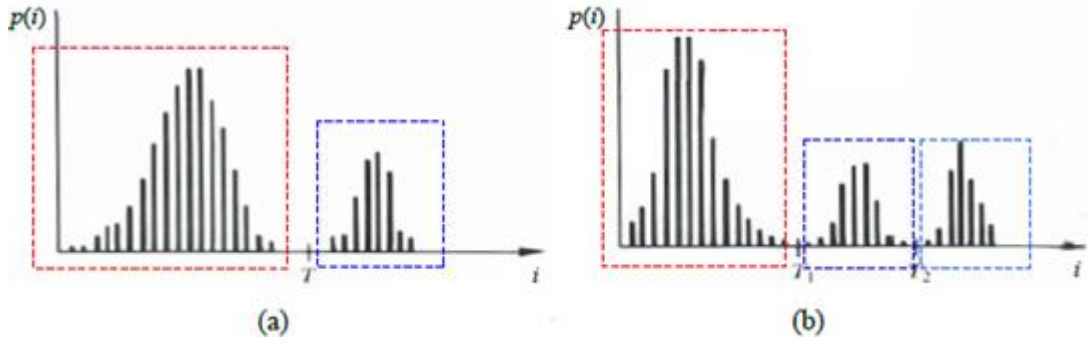
Filtrede yer alan değerlerin dizilimi: {22, 28, 48, 77, [87], 93, 102, 120, 132} şeklindedir. Dizilime göre ortanca değer 87 olup işaretli pikselin yeni değeri 93 yerine 87 olacaktır. Şekil 3.16’da ortanca (medyan) filtreleme hesabı bir örnek ile açıklanmıştır.

22	77	48
87	93	28
102	132	120

Şekil 3.16. Medyan filtresi hesaplaması [66]

3.2.4. Yerel eşikleme

Eşikleme temel olarak, görüntü bölütleme amacı için kullanılan en önemli yaklaşımlardan bir tanesidir. Eşikleme işleminin amacı, görüntü içerisindeki nesnelere görüntü arka planından ayırmaktır. Eşikleme yapmak için, görüntüdeki gri seviye dağılımlarını gösteren görüntü histogramından faydalanılır. Örneğin, koyu bir arka plan üzerinde açık renkli nesnelere oluşan $f(i, j)$ görüntüsüne ait gri seviye histogramı Şekil 3.17 (a)’daki biçime sahip olacaktır.



Şekil 3.17. Tek bir eşik değeri ve birden çok (çoklu) eşik değeri ile bölmelenen gri seviye histogram biçimleri [69]

Bu histograma göre, nesne ve arka plan pikselleri iki ayrı grupta değerlendirilebilir. Bu durumda nesnelere arka plandan ayırabilecek en basit yol, bu biçimlerin birbirinden ayrılabilmesini sağlayacak bir T eşik seviyesini seçmektir. Buna göre, görüntüdeki herhangi bir (i, j) pikseli için; $f(i, j) > T$ ise (i, j) pikseli nesneye ait bir nokta, $f(i, j) \leq T$ ise (i, j) pikseli arka plana ait bir nokta olacaktır. Diğer bir deyişle, bölütlenmiş $g(x, y)$ görüntüsü aşağıdaki eşitlikteki gibi ifade edilir:

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{eğer } f(x, y) > T \text{ ise} \\ 0 & \text{eğer } f(x, y) \leq T \text{ ise} \end{cases} \quad (3.10)$$

Diğer taraftan, görüntüye ilişkin histogram Şekil 3.11 (b)'deki gibi ikisi nesneye biri de arka plana ait olmak üzere üç gri seviye grubundan oluşabilir. Buna göre görüntüdeki herhangi bir (i, j) pikseli için; $T_1 < f(i, j) \leq T_2$ aralığındaki pikseller bir nesneye, $f(i, j) > T_2$ aralığındaki pikseller diğer bir nesneye ve $f(i, j) \leq T_1$ aralığındaki pikseller de görüntü arka planına karşı düşecektir [69]. Bölütlenmiş görüntü aşağıdaki gibi elde edilir:

$$g(x, y) = \begin{cases} a & \text{eğer } f(x, y) > T_2 \\ b & \text{eğer } T_1 < f(x, y) \leq T_2 \\ c & \text{eğer } f(x, y) \leq T_1 \end{cases} \quad (3.11)$$

Bu eşitliklerdeki a, b ve c değerleri herhangi üç ayrı yeğinlik değeridirler.

Geleneksel eşikleme operatörü görüntüdeki tüm pikseller için genel bir eşiği kullanır. Bu durum görüntü üzerinde veri kayıplarına ya da gürültü oluşumlarına neden olabilmektedir. Geleneksel eşikleme yerine daha popüler olan adaptif eşikleme ise görüntü üzerindeki eşikleme değerini dinamik bir şekilde değiştirir. Bu yöntem farklı ışık şiddetlerinin bulunduğu (çok aşırı parlak ya da gölgeli) görüntülerde işe yarar. Eşik bulmada iki temel yaklaşım bulunmaktadır. Bunlar Chow ve Kaneko yaklaşımı ve yerel eşiklemedir. Chow ve Kaneko yaklaşımında görüntü alt imgelerine ayrıştırılır ve daha sonra her alt imge için histogram incelenerek optimum eşik değeri bulunur. Her bir piksel için eşik değeri interpolasyon yoluyla elde edilir. Bu yöntemin dezavantajı ise gerçek zamanlı uygulamalar için uygun olmaması ve hesaplamaların maliyetli olmasıdır. Yerel eşiği bulmada alternatif diğer bir yaklaşım ise istatistiksel olarak her pikselin yerel komşuluk yoğunluk değerlerini incelemektir.

Yerel eşikleme için temel yaklaşım olarak, bir görüntüdeki her noktanın komşuluğunda bulunan piksellerin standart sapma ve ortalama değerleri kullanılır. Bu iki değer yerel zıtlığı yani kontrastı ve ortalama yeğinliği tanımladıklarından dolayı yerel eşiği hesaplamada oldukça kullanışlıdır. σ_{xy} ve m_{xy} bir görüntüde, (x,y) koordinatlarında merkezlenmiş bir S_{xy} komşuluğunda bulunan piksel kümelerinin standart sapma ve ortalama değerlerini gösterirler. Yerel eşik değişkenlerinin yaygın bir biçimi aşağıdaki eşitlikle ifade edilir:

$$T_{xy} = a \times \sigma_{xy} + b \times m_{xy} \quad (3.12)$$

Denklemden bulunan a ve b , negatif olmayan sabitlerdir.

S_{xy} komşuluğunda bir görüntünün standart sapma ve ortalama değerleri sırasıyla aşağıdaki eşitliklerde gösterilmiştir:

$$\sigma_{xy} = \sqrt{\frac{1}{M \times N} \times \left(\sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} [f(x,y) - m]^2 \right)} \quad (3.13)$$

$$m_{xy} = \frac{1}{M \times N} \times \left(\sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x,y) \right) \quad (3.14)$$

Yukarıda bulunan standart sapma ve ortalama değerleri T_{xy} eşitliğinde yerine konulursa S_{xy} komşuluğundaki eşik değeri belirlenmiş olur. Buradan yerel eşiklemede bölütlenmiş görüntü şu şekilde ifade edilir:

$$g(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{eğer } f(x, y) > T_{xy} \text{ ise} \\ 0 & \text{eğer } f(x, y) \leq T_{xy} \text{ ise} \end{cases} \quad (3.15)$$

3.2.5. Morfolojik işlemler

Biyolojide canlıların şekil ve yapıları ile ilgili olan dala morfoloji (biçimbilim) adı verilmektedir. Matematiksel morfoloji ise temel küme işlemlerine dayanan, imgedeki sınırlar (borders), iskelet (skeleton) gibi yapıların tanımlanması ve çıkartılması, gürültü giderimi, bölütleme gibi uygulamalar için gerekli bir araçtır.

3.2.5.1. Açma işlemi (opening)

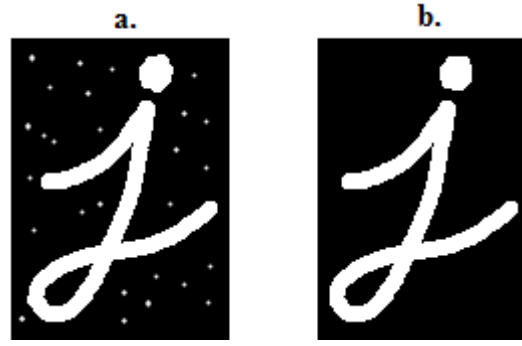
Açma işleminde imge içerisindeki nesnelere ve nesnelere arasındaki boşluklar, yapısal elemanın büyüklüğüne göre temizlenir. İmge üzerinde kalan nesnelere orijinal imgedeki şekillerinden biraz daha küçük hale gelir. Açma işlemi ile birbirine yakın iki nesne imgede fazla değişime sebebiyet vermeden ayrılmış olurlar [70-72].

Açma işlemi görüntü üzerinde bulunan gürültüleri kaldırmada faydalı bir yöntemdir [73].

İkili açma işlemi aşağıdaki eşitlikle ifade edilir:

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad (3.16)$$

Şekil 3.18'de üzerinde açma işlemi uygulanmış bir imge gösterilmektedir.



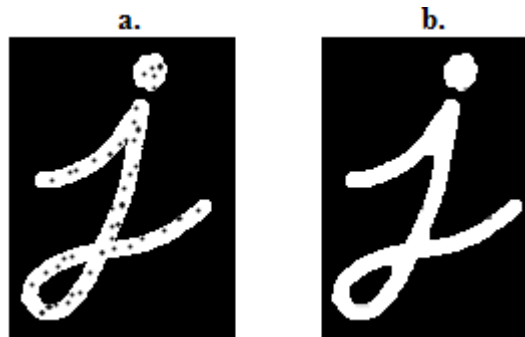
Şekil 3.18. a) Orjinal görüntü b) Açma işlemi sonrası oluşan görüntü [73]

3.2.5.2. Kapama işlemi (closing)

Kapama işlemi sonunda imge içerisindeki noktalar birbirlerini kapatırlar, imgedeki ana hatlar daha da dolgunlaşır. Genleşme işlemine benzer bir şekilde kapama işleminde de birbirine yakın olan noktalar arasındaki boşluklar dolar ve noktalar birleşir. İmge üzerinde kalan nesnelere, orijinal imgedeki şekillerine bürünürler. İkili açma işlemi aşağıdaki eşitlikle ifade edilir:

$$A \bullet B = (A \oplus B) \ominus B \quad (3.17)$$

Kapama işlemi görüntü üzerinde ön plandaki nesnelere içinde bulunan küçük delikleri veya küçük siyah noktaları kaldırmada faydalı bir yöntemdir [73]. Şekil 3.19'da üzerinde açma işlemi uygulanmış bir imge gösterilmektedir.



Şekil 3.19. a) Orjinal görüntü b) Kapama işlemi sonrası oluşan görüntü [73]

3.2.5.3. Aşınma

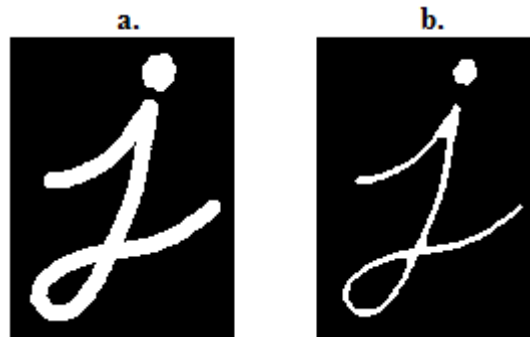
İkili imgedeki nesneyi küçültmeye ya da inceltmeye yarayan morfolojik işlemdir. Operatörün temel etkisi görüntüyü kenarlarından erozyona uğratmaktadır. Aşındırma işlemi ikili bir görüntüde bulunan nesnelerin boyutunu seçilen yapısal elemente bağlı olarak küçültmeye yarar. İmge içerisindeki nesneler ufalır, delik varsa genişler, bağlı nesneler ayrılma eğilimi gösterir [74,75].

Z^2 uzayında verilen “A: işlenen imge” ve “B: yapı elemanı” kümeleri için aşındırma işlemi aşağıdaki eşitlikte ifade edilmiştir:

$$A \ominus B = \{z \mid (B)_z \subseteq A\} \quad (3.18)$$

Bu işlemde sıfır ve birlerden oluşturulan yapısal eleman, görüntü üzerinde piksel piksel dolaştırılır. Filtrenin merkez pikseli "1" değeri ile karşılaşırsa filtre içerisindeki piksellerin durumuna bakılır. Eğer filtre içerisindeki "1" olan piksellerden herhangi birinin altında resme ait "0" değeri varsa filtrenin diğer "1" değerlerinin altındakilerle beraber bu piksel "0" a dönüştürülür [76].

Şekil 3.20’de üzerinde açma işlemi uygulanmış bir imge gösterilmektedir.



Şekil 3.20. a) Orjinal görüntü b) Aşınma işlemi sonrası oluşan görüntü [73]

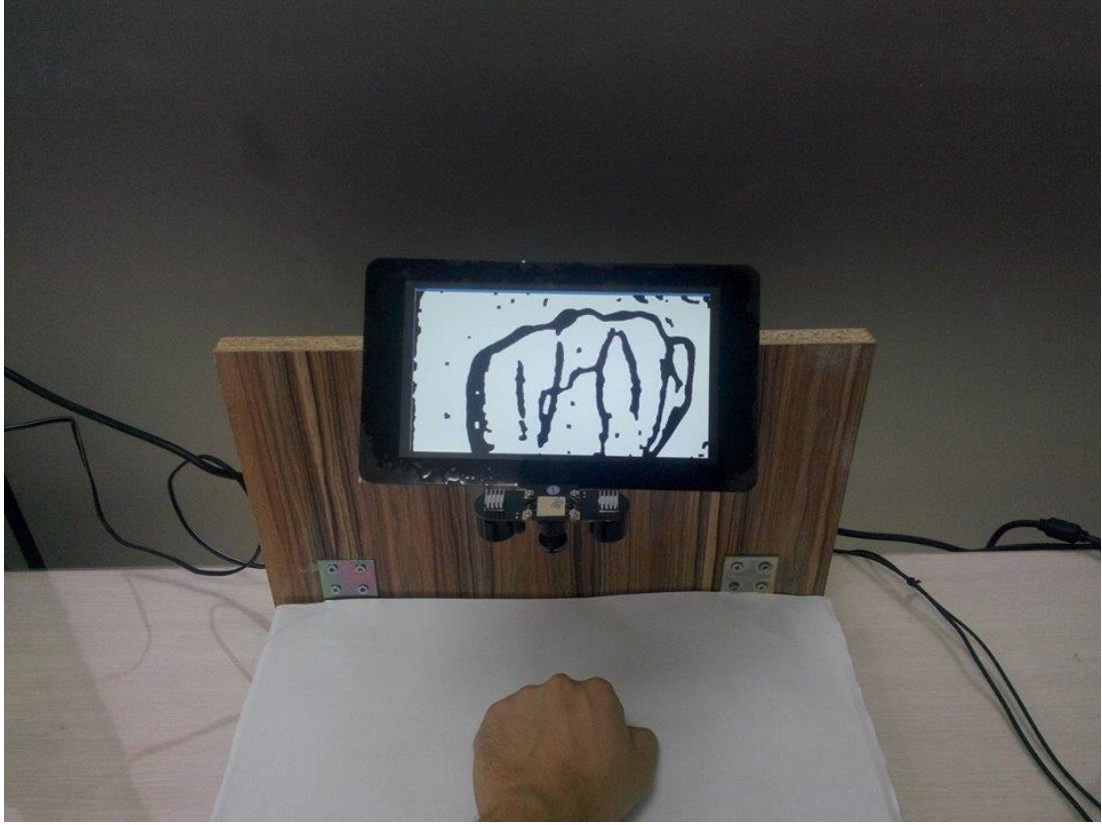
3.2.6. Veri toplama ve deney prosedürleri

Görüntü elde etmek için NIR görüntüleme teknolojisi seçilmiştir. El sırtı damar desenlerini yakalamak için kızılötesi lens ile donatılmış RPi kızılötesi kamerası kullanılmış olup, el görüntülerinin alındığı ilgili bölge ise 2 kızılötesi ışık kaynağı ile aydınlatılmıştır. Bunlar 850 nm dalga boyuna sahip IR power led'leridir. Görünür ışığın etkilerini ortadan kaldırmak ve sadece kızılötesi görüntüleri yakalamak için, kamera önüne kızılötesi geçiren filtre yerleştirilmiştir. Bu sayede görüntünün aydınlık ya da karanlık ortamlardan etkilenmeksizin alınabilmesi sağlanmıştır.

Kurulu olan sistemde kamera, elin yerleştirildiği stant üzerinden 20 cm yukarısına yerleştirilmiştir. Deneklerden el sırtı görüntülerinin toplanması aşaması Şekil 3.21 ve Şekil 3.22'de bulunan örnekler üzerinde gösterilmektedir.



Şekil 3.21. Kurulu olan damar görüntüleme sistemi ve deneklerden el görüntüsü toplanma aşaması



Şekil 3.22. Kurulu olan damar görüntüleme sisteminde gerçek zamanlı olarak damarların görüntülenmesi

Veri toplanma aşamasında deneklerden, beyaz arka plan üzerine ellerinin üst kısımlarının kameraya bakacak şekilde yerleştirilmesi istendi. Bu şekilde Temmuz 2015-Kasım 2015 arası farklı gün ve saatlerde toplam 72 kişiden sağ ve sol el olmak üzere toplamda 144 görüntü elde edildi. Görüntüler 18-35 yaş aralığına sahip 4' ü bayan 68' i erkekten alınarak elde edilmiştir. Görüntüler Sakarya Üniversitesi Elektrik Elektronik Mühendisliği öğrencileri, öğretim elemanları ve çalışanlarından elde edilmiştir.

3.2.7. Analiz

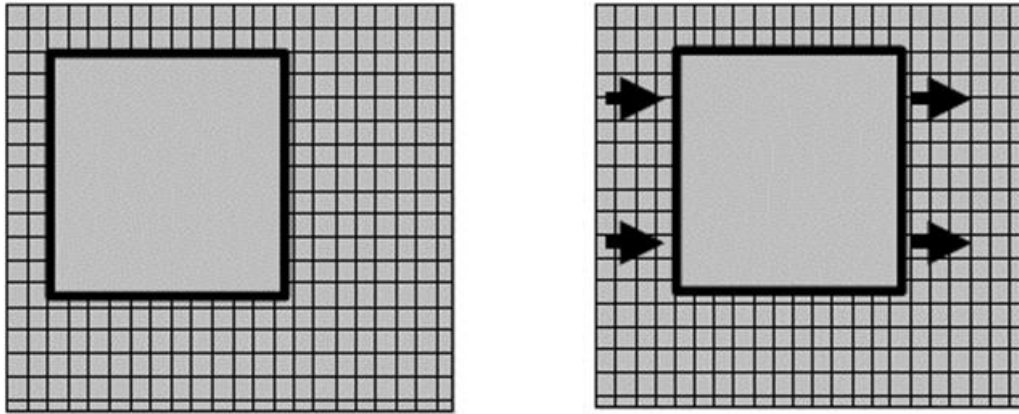
Toplanan el damar görüntüleri, üzerlerinde herhangi bir görüntü işleme işlemi yapılmadan Sakarya Üniversitesi Mediko Sosyal Merkezi doktorlarından Dr. Doğan Erdoğan tarafından bilgisayar ortamında incelenmiştir. İlgili hedef bölgelerde bulunan damarlar Doğan Bey tarafından işaretlenerek damar tespiti yapılmıştır. Doktor tarafından işaretlenen damar bölgeleri görüntüye adaptif eşikleme uygulanarak ortaya

çıkarılmıştır. Sonrasında doktor tarafından işaretlenen damar bölgeleri, mikrobilgisayar tarafından çeşitli görüntü işleme yöntemleriyle ortaya çıkarılan damar bölgeleri ile kıyaslanarak doğruluk dereceleri karşılaştırılmıştır.

Görüntülerin karşılaştırılması ve doğruluk analizinin yapılmasında iki farklı algoritma kullanılmıştır. Bunlar, iki görüntüdeki damar bölgelerini piksel piksel karşılaştırarak doğruluk yüzdesini veren yeni bir algoritma ile iki boyutlu çapraz korelasyon algoritmalarıdır. Uygulanan bu iki yöntem Shapiro Wilk normallik analizine sokularak çıkan sonuçların normal dağılıp dağılmadığı incelenmiştir. Normallik analizi sonrası iki metod eşleştirilmiş örneklem t-testinden geçirilerek kullanılan iki metodun arasında anlamlı bir gelişme olup olmadığı incelenmiştir.

3.2.7.1. İki boyutlu çapraz korelasyon

Çapraz korelasyon algoritması iki görüntüyü karşılaştırmada en geleneksel yöntemlerden birisidir. Bu yöntemin çalışma mantığı bir görüntü içerisinde bir parça seçilerek, bir şablon elde edilir. Bu şablon ikinci bir görüntüde aranır. İki resim arasında ölçek farkının büyük olması durumunda çapraz korelasyonla görüntü eşleştirme yöntemi doğru çözümü üretmez [77]. Bu nedenle eşleştirme yapılacak görüntüler aynı boyutlarda seçilmiştir. İlk görüntüde seçilen pencere ikinci görüntü içerisinde, şablon ile aynı boyutlara sahip görüntü parçalarında aranır. Bunun için bir arama penceresi diğer görüntü üzerinde gezdirilir. Bu arama bölgesi, “arama penceresi” olarak isimlendirilir [78]. Arama penceresi örnek gösterimi Şekil 3.23’te gösterilmiştir.



Şekil 3.23. Çapraz korelasyonda 2 resmin karşılaştırılmasında kullanılan 'arama penceresi' gösterimi [78]

Farklı durumlar için farklı korelasyon katsayıları geliştirilmiştir. Bunlardan en çok bilineni Pearson çarpım-moment korelasyon katsayısıdır. Korelasyon Katsayısı iki değişkenin değişimlerinde, ne dereceye kadar uygunluk olduğunu belirler. Fakat hiçbir şekilde neden-sonuç ilişkisi kurmaz. Aslında birçok durumda, modelin değişkenlerinden hangisinin bağımsız değişken, hangisinin bağımlı değişken olduğu bilinmez. İşte bu gibi durumlarda ilişkinin derecesinin belirlenmesinde oransal bir ölçü olan, korelasyon katsayısından yararlanır.

Korelasyon katsayısının alabileceği en küçük değer -1 , en büyük değerse $+1$ olur. Başka bir ifadeyle korelasyon katsayısı r , $-1 \leq r \leq 1$ arasında değer alır. Korelasyon katsayısının işareti pozitif ise, değişkenlerden birinin değeri artarken diğerinin de arttığını gösterir. Korelasyon katsayısının işareti negatifse, değişkenlerden birinin değeri artarken diğerinin değerinin azaldığını gösterir. Yani ters yönlü bir ilişki söz konusudur.

$r = 0$ olduğunda değişkenler arasında doğrusal bir ilişki bulunmadığı söylenebilir. r 'nin $+1$ 'e eşit olması, değişkenler arasında pozitif ve tam doğrusal bir ilişkinin varlığını ortaya koyar. r 'nin -1 'e eşit olmasıysa, değişkenler arasında negatif ve tam doğrusal bir ilişkiyi belirler. Değişkenler arasındaki ilişki kuvvetlendikçe ± 1 'e, zayıfladıkça da sifira yaklaşan bir korelasyon katsayısı elde edilir.

Matemetiksel olarak korelasyon katsayısı aşağıdaki eşitlikte gösterilmiştir:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (A_{i,j} - \bar{A})x(B_{i,j} - \bar{B})}{\sqrt{\left(\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (A_{i,j} - \bar{A})^2 \right) x \left(\sum_{i=1}^M \sum_{j=1}^N (B_{i,j} - \bar{B})^2 \right)}} \quad (3.17)$$

Denklemden gösterilen \bar{A} ve \bar{B} görüntülerin ortalama değerleridir. Korelasyon katsayılarını anlamak ve yorumlamak için Tablo 3.1'i incelemekte fayda var.

Tablo 3.1. Farklı korelasyon değerlerine göre doğrusal ilişki dereceleri

Korelasyon	Doğrusal ilişkinin kuvveti
1	Mükemmel
0.80-1	Çok güçlü
0.60-0.80	Güçlü
0.40-0.60	Orta
0.20-0.40	Zayıf
0.00-0.20	Son derece zayıf

Korelasyon katsayısından yüzdelik orana geçiş için aşağıdaki eşitlik kullanılmıştır:

$$\text{Örtüşme yüzdesi} = 100x(r^2) \quad (3.18)$$

3.2.7.2. Pıksel tabanlı karşılaştırma

Geliştirilen bu yöntemde, doktor tarafından işaretlenerek tespit edilen damar görüntüleri ile mikrobilgisayar ortamında görüntü işleme metodlarıyla elde edilen görüntülerin piksel piksel karşılaştırarak iki görüntü arasında örtüşme yüzdesi hesaplanmıştır.

Kullanılan bu algoritmanın adımları aşağıdaki gibidir.

1. Referans görüntü ile hedef görüntü alınır.
2. 8 bitlik görüntüler 2 bite indirilir ve matematiksel işlemlerin doğru bir şekilde yapılabilmesi için integer değişkenler double'a çevrilir.

3. Görüntülerin boyutları hesaplanır.
4. Referans görüntü ile hedef görüntü arasındaki farklı piksel sayıları toplanır. (Damar bölgesi dışında kalan bölgeler)
5. Her iki görüntüdeki aynı koordinatlarda bulunan siyah piksel sayıları toplanır. (Eşleşen damar bölgeleri)
6. Eşleşen siyah piksel sayıları toplamı, iki görüntü arasında eşleşmeyen piksel sayıları ve yine eşleşen siyah piksel sayıları toplamına bölünür.
7. Bulunan değer 100 ile çarpılarak yüzdelik ifadeye çevrilir.

Geliştirilen bu yöntemin matematiksel gösterimi aşağıdaki eşitlikte ifade edilmiştir:

$$\text{Örtüşme_yüzdesi} = 100x \frac{(\text{Eşleşen_siyah_piksel})}{(\text{Eşleşen_siyah_piksel}) + (\text{Eşleşmeyen_piksel})} \quad (3.19)$$

3.2.7.3. Shapiro Wilk normallik testi

Shapiro-Wilk testinde, dağılımı bilinmeyen bir fonksiyon olan $F(x)$ 'den çekilen X_1, X_2, \dots, X_n değerlerinden oluşan n hacimlik bir örneklemin verilerinden yararlanılmaktadır.

Shapiro-Wilk testi ile ilgili hipotezler;

H_0 : $F(x)$, ortalama ve varyansı belirli olmayan bir normal dağılıma sahiptir.

H_1 : $F(x)$ 'in dağılımı normal değildir.

biçiminde oluşturulmaktadır.

Oluşturulan bu hipotezleri test etmek amacıyla,

$$W = \frac{\left[\sum_{i=1}^n a_i(X_{(i)}) \right]^2}{\sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})^2} \quad (3.20)$$

biçimindeki Shapiro-Wilk test istatistiğine ulaşılmaktadır [79].

Burada a değerine ise,

$$(a_1, \dots, a_n) = \frac{mxV^{-1}}{(m'xV^{-1}xV^{-1}xm)^{1/2}} \quad (3.21)$$

denklemiyle ulaşılmaktadır.

$m' = (m_1, m_2, \dots, m_n)$ ifadesi standart normal sıra istatistiklerinin beklenen değeridir.

$X' = (X_1, X_2, \dots, X_n)$ rasgele örnektir.

$V : (n \times n)$ boyutlu kovaryans matrisidir.

3.19'deki eşitlikten elde edilen test istatistiği ve örneklem hacminden hareketle Shapiro - Wilk tablosundan bulunan değer, seçilen anlamlılık düzeyinden büyük olduğunda dağılımın normal olduğu sonucuna ulaşılmaktadır [80]. Normallik testlerinin güçleri arasında karşılaştırma yapıldığında Shapiro-Wilk testinin en güçlü olduğu ileri sürülmektedir [81].

3.2.7.4. Eşleştirilmiş örneklem t testi

Eşleştirilmiş örneklem t testi iki bağımlı grubun ortalamalarının karşılaştırılmasında kullanılır. Bu yöntem ile genellikle ön test-son test çalışma sonuçları kıyaslanır. Aynı grubun farklı zamanlardaki ölçüm değerlerinin ortalamaları arasında farklılık olup olmadığının, incelenen bir değişken açısından bir gruba ait ortalama değerinin önceden belirlenen (öngörülen) değerden farklı olup olmadığını, incelenen bir değişken açısından bağımsız iki grup arasında anlamlı farkın olup olmadığını veya incelenen bir değişken açısından herhangi bir grubun farklı şartlar altındaki tepkileri arasında anlamlı farklılığın olup olmadığını incelenmesine yönelik hipotezleri test etmeye çalışan bir analiz yöntemidir [82].

Varsayımlar;

1. Gruplar bağımlı olmalıdır.
2. Test edilecek iki ölçüm normal dağılımlı olmalıdır.

Hipotezler;

H_0 : Öncesi ve sonrası arasında ortalama bakımından fark yoktur.

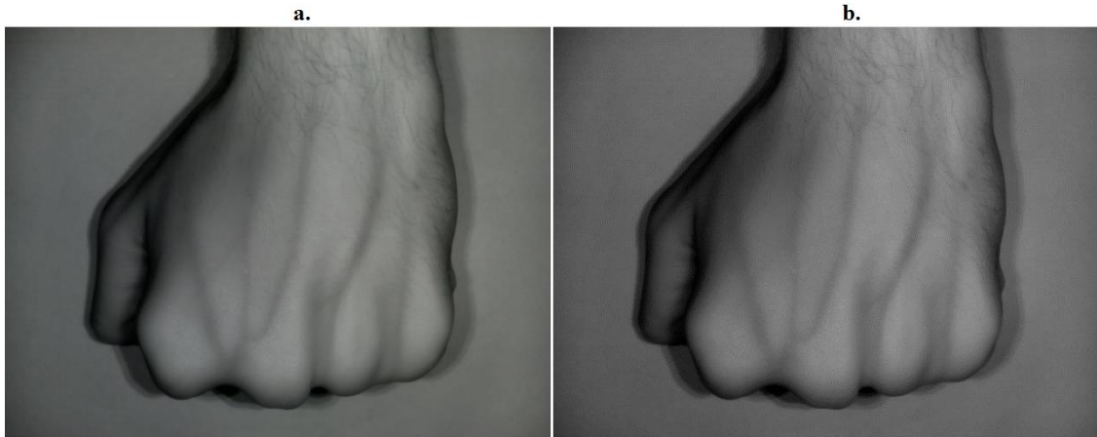
H_1 : Öncesi ve sonrası arasında ortalama bakımından fark vardır.

BÖLÜM 4. SONUÇLAR

Bu bölümde elde edilen damar görüntülerinin adım adım işlenmiş sonuçları gösterilip sonrasında Sakarya Üniversitesi Mediko Sosyal merkezi doktorlarından Dr. Doğan Erdoğan'ın bilgisayar ortamında fare ile işaretlediği damar bölgeleri ile görüntü işleme sonucunda bulunan damar bölgelerinin uyuma yüzdeleri karşılaştırılmıştır.

4.1. Gri Seviyeye Dönüştürme

Kızılötesi kamera yardımıyla alınan görüntü ham görüntü ilk olarak 8 bit 256 gri seviyeye dönüştürülmüştür. Alınan görüntünün ilk hali ve gri seviyeye indirgenmiş hali Şekil 4.1'de gösterilmiştir.



Şekil 4.1. a) Alınan görüntünün orjinal hali b) Gri seviyeye indirgenmiş hali

4.2. Kontrast Sınırlı Adaptif Histogram Eşitleme (KSAHE)

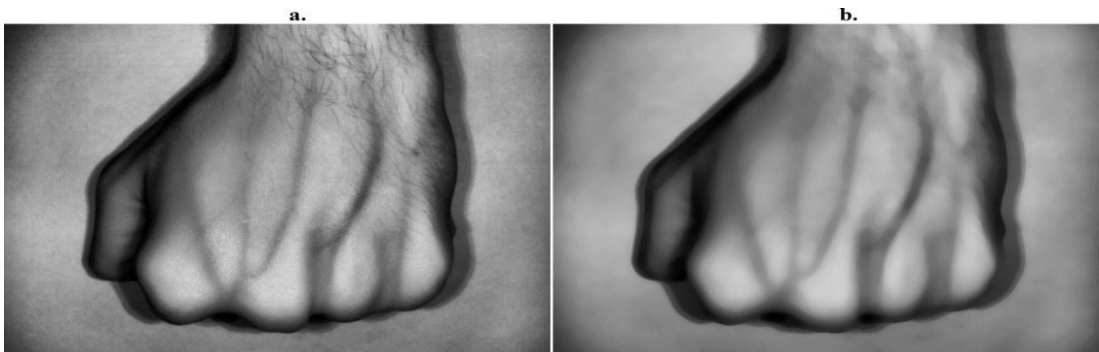
İlk aşamada gri seviyeye indirgenen görüntüye bu bölümde kontrastı sınırlandırılarak histogram eşitleme işlemi yapılmıştır. Bu sayede damar görüntüleri deri üzerinde daha koyu bir şekilde belirginleştirilmesi sağlanmıştır. Görüntünün gri seviyeye indirgindikten sonra üzerine KSAHE yöntemi uygulanmış hali Şekil 4.2’de gösterilmiştir.



Şekil 4.2. a) Görüntünün gri seviyeye dönüştürülmüş hali b) Kont. sınırlı adaptif histogram eşitleme yapılmış hali

4.3. Medyan Filtreleme

Kontrastı sınırlandırılarak histogram eşitleme yapılan görüntü, sonrasında 5x5 pencere genişliğinde medyan filtreden geçirilmiştir. Medyan filtenin hedefi el yüzeyinde bulunan tüylülük, kırıxıklık gibi damar örüntülerinin gözükmesinde bozucu etki yapan etkenleri ortadan kaldırmaktır. Şekil 4.3’te görüntünün KSAHE sonrası ortanca (medyan) filtreden geçirilmiş hali gösterilmektedir.

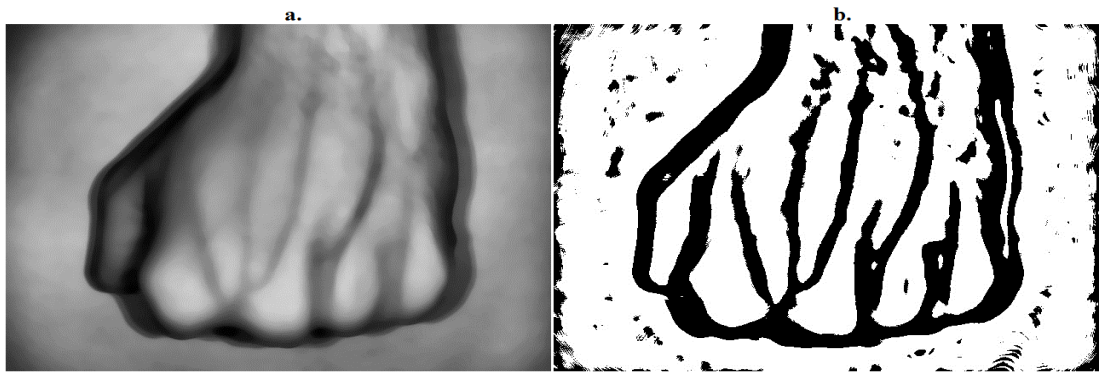


Şekil 4.3. a) Kontrast sınırlı adaptif histogram eşitleme yapılmış hali b) Ortanca (medyan) filtre uygulanmış hali

4.4. Adaptif Yerel Eşikleme

Medyan filtre yapılarak görüntü üzerinde bulunan gürültüler kısmen ortadan kaldırıldıktan sonra eşikleme yapılarak görüntüde bulunan damar örüntüleri arka plandan ayrılmıştır. Görüntü 8 bit gri seviyeden 2 bite (0 veya 255) indirgenmiştir.

Medyan filtre sonrası görüntü üzerinde eşikleme yapılmış hali Şekil 4.4'te gösterilmiştir.



Şekil 4.4. a) Ortanca (medyan) filtre uygulanmış hali b) Adaptif eşikleme yapılmış hali

4.5. Morfolojik İşlemler (açma-kapama-aşındırma)

Son adımda görüntü üzerine açma, kapama ve aşındırma olmak üzere morfolojik üç işlem uygulanmıştır. Açma işlemi görüntü üzerine önce aşındırma ardından genişletme işlemi uygulanması ile gerçekleştirilir. Aşındırma ile küçük parçalar yok edildikten sonra genişletme ile görüntü tekrar genişletilerek küçük parçaların kaybolması sağlanır. Kapama işlemi ise açma işleminde uygulanan adımların tersten uygulanması olup böylece görüntü içerisindeki ayırık parçalar birbirine yaklaştırılmış olur.

Açma ve kapama işlemlerinin ardından görüntü üzerinde aşındırma yapılmış ve ikili görüntüde bulunan nesnelerin boyutu küçültülerek orjinal damar örüntü boyutlarına yaklaştırılması hedeflenmiştir.

Morfolojik işlemler uygulandıktan sonra görüntü Şekil 4.5'teki halini almıştır.



Şekil 4.5. a) Adaptif eşikleme yapılmış hali b) Açma-kapama-aşındırma işlemleri yapılmış hali

Kızılötesi kamera ile alınan görüntünün ilk hali ve Raspberry Pi 2 mikrobilgisayarında işlenmiş son hali Şekil 4.6'da gösterilmiştir.

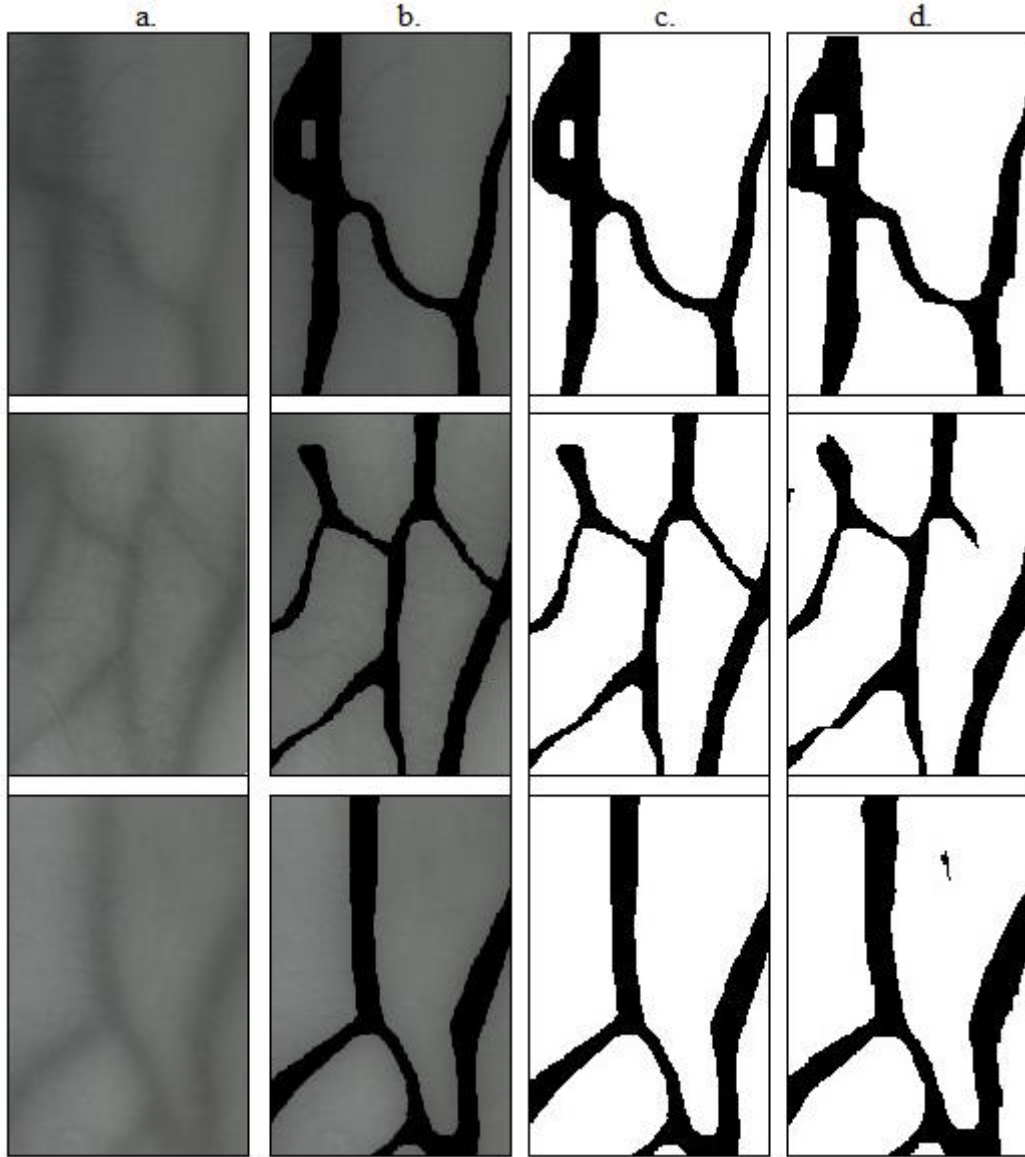


Şekil 4.6. a) Kamera tarafından alınan görüntünün orjinal hali b) RPi 2 mikrobilgisayarında işlenmiş son hali

4.6. Örtüşme Yüzdelerinin Karşılaştırılması

Elde edilen el damar örüntüleri üzerinden 120x180 boyutlarında hedef bölgeler seçilmiştir. Belirlenen bu bölgeler önceki bölümde anlatılan iki boyutlu çapraz korelasyon ve piksel tabanlı karşılaştırma olmak üzere iki farklı analiz yöntemiyle karşılaştırılmıştır.

Şekil 4.7'de 120x180 boyutlu 3 görüntünün ham halleri ve doktor tarafından belirlenen damar bölgelerinin ikili seviye sonuçları, en sonda ise görüntü işleme adımları sonrasında elde edilen görüntüler gösterilmektedir.



Şekil 4.7. a) 120x180 boyutlu ham görüntüler b) Doktor tarafından işaretlenen damar bölgeleri c) İşaretli bölgelerin ikiseviyeli görüntü sonuçları d) Görüntü işleme adımları sonrası elde edilen görüntüler

72 görüntü içinden seçilen 18 görüntünün, doktor tarafından işaretlenerek damar bölgelerinin tespiti yapılmıştır. Ardından bu görüntüler referans alınarak görüntü işleme adımları sonrası elde edilen görüntüler ile iki farklı karşılaştırma yöntemi kullanılarak analizleri yapılmıştır.

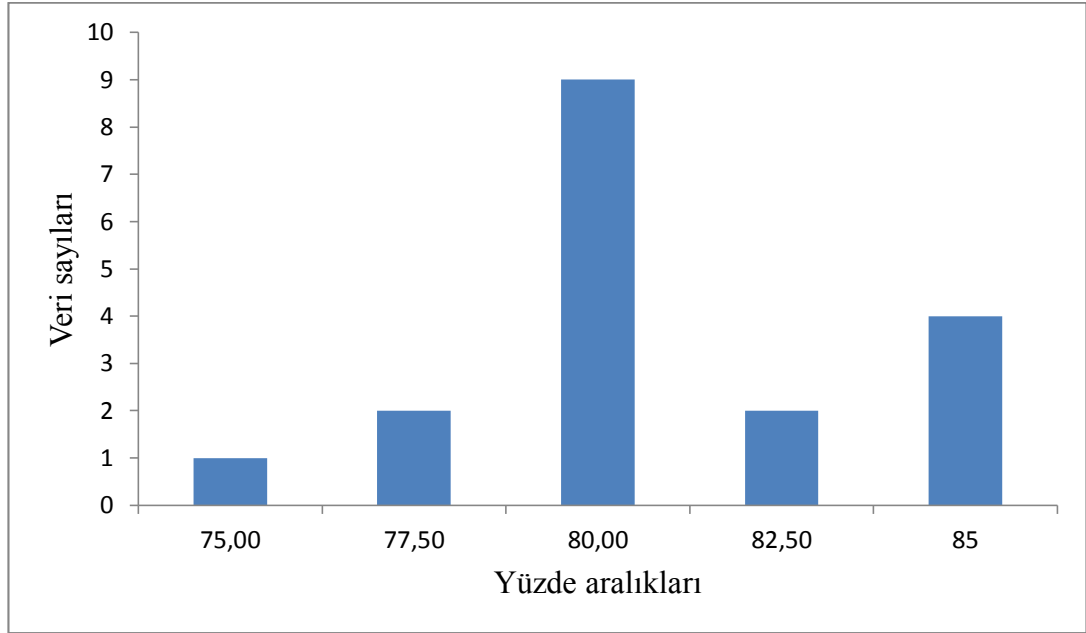
Yapılan bu karşılaştırmalar sonucunda ortaya çıkan sonuçlar Tablo 4.1'de gösterilmektedir.

Tablo 4.1. İki farklı karşılaştırma yöntemi kullanılarak 120x180 boyutlu 18 görüntünün doktorun işaretlediği damar bölgelerinin referans görüntüleri üzerindeki uyuşma yüzdeleri

No	İki boyutlu çapraz korelasyon (%)	Piksel tabanlı karşılaştırma (%)
1	73,72	80,45
2	71,71	79,09
3	78,32	83,14
4	72,35	78,70
5	72,21	79,44
6	73,37	78,86
7	69,95	75,00
8	70,47	78,01
9	68,71	76,78
10	73,82	79,48
11	76,43	81,84
12	78,13	82,67
13	75,31	79,63
14	76,28	82,57
15	74,98	79,06
16	72,67	78,87
17	79,94	84,32
18	69,33	77,25

Tablo 4.1’de elde edilen değerlere göre iki boyutlu çapraz korelasyon yöntemi sonucu başarımları en yüksek % 79,94 iken bu oran piksel tabanlı karşılaştırmada %84,32 olarak bulunmuştur.

Bulunan bu değerlerin normal dağılıp dağılmadığını test etmek için çıkan sonuçlar Shapiro Wilk testine sokulmuş olup bu testlerin sonuçları Tablo 4.2 ve Tablo 4.3’te gösterilmiştir.

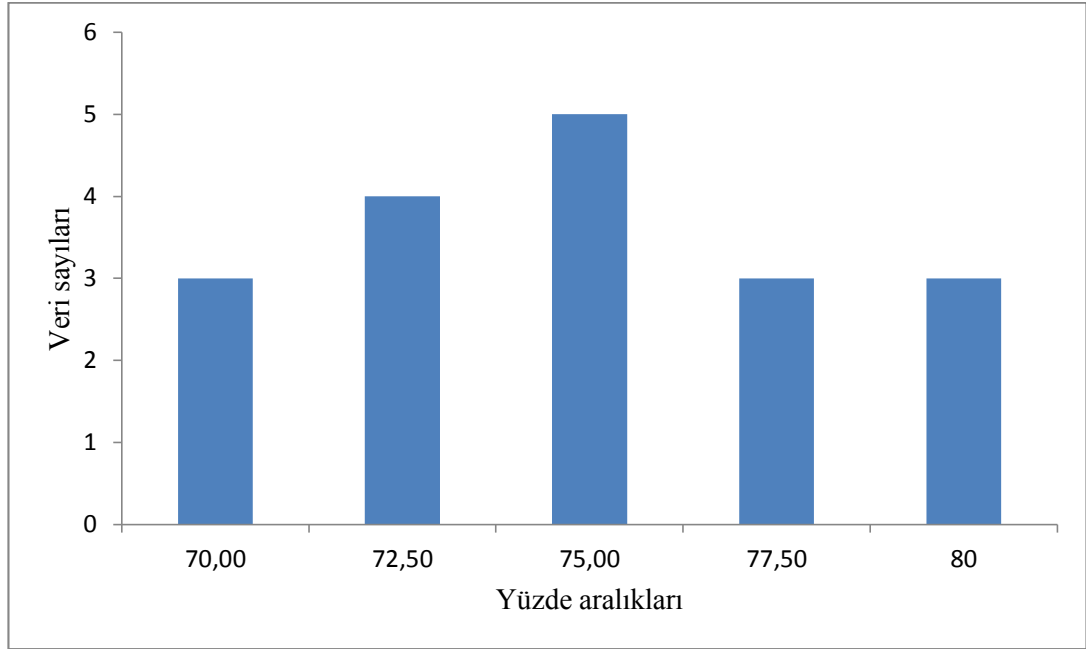


Şekil 4.8. Yeni geliştirilen piksel tabanlı karşılaştırma yönteminin histogram grafiği

Şekil 4.8’de geliştirilen piksel tabanlı karşılaştırma yönteminden elde edilen sonuçların histogram grafiği, Tablo 4.2’de ise bu yöntem sonuçlarının istatistiki olarak incelenmesi sonrası ortaya çıkan sonuçlar gösterilmiştir. Yeni geliştirilen piksel tabanlı karşılaştırma yönteminin istatistiki analizi sonucunda ortalama değeri % 79,73, standart sapma değeri 2,4, anlamlılık derecesi (p) ise 0,61 olarak bulunmuştur.

Tablo 4.2. Geliştirilen piksel tabanlı karşılaştırma yönteminin istatistiki sonuçları

Piksel tabanlı karşılaştırma	
Ortalama	79,73
Standart sapma	2,4
Minimum	75
Maksimum	84,32
Aralık	9,32
Basıklık	-0,181
Çarpıklık	0,187
Anlamlılık derecesi (p)	0,61



Şekil 4.9. İki boyutlu çapraz korelasyon yöntemi sonuçlarının histogram grafiği

Şekil 4.9’da ise iki boyutlu çapraz korelasyon yönteminden elde edilen sonuçların histogram grafiği, Tablo 4.3’te bu yöntem sonuçlarının istatistiki olarak incelenmesi sonrası elde edilen sonuçlar gösterilmiştir. İki boyutlu çapraz korelasyon yönteminin istatistiki analizi sonucunda ise ortalama değeri % 73,53, standart sapma değeri 3,58, anlamlılık derecesi (p) ise 0,994 olarak bulunmuştur.

Tablo 4.3. İki boyutlu çapraz korelasyon yönteminin istatistiki sonuçları

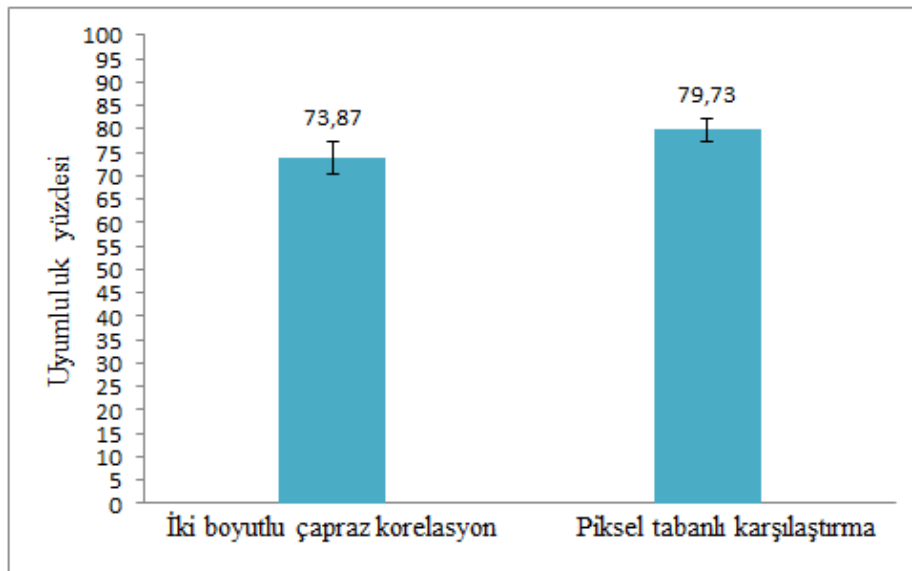
İki boyutlu çapraz korelasyon	
Ortalama	73,53
Standart sapma	3,58
Minimum	66,47
Maksimum	79,94
Aralık	13,47
Basıklık	-0,368
Çarpıklık	-0,110
Anlamlılık derecesi (p)	0,994

Tablo 4.4'te ise her iki yöntemin ortalama değer, standart sapma ve standart ortalama hata değerleri gösterilmiştir.

Tablo 4.4. İki karşılaştırma yönteminin istatistiki analizleri (S.S: Standart sapma, O.S.H: Ortalama standart hata)

	Veri sayısı	Ortalama	S.S	O.S.H
İki boyutlu çapraz korelasyon	18	73,87	3,58	0,84
Piksel tabanlı karşılaştırma	18	79,73	2,4	0,57

şekil 4.8' de ise bu sonuçların grafiksel ıktıları görülmektedir.



şekil 4.10. 120x180 boyutlu 18 görüntü üzerinde doktorun işaretlediği damar bölgeleri referans alınarak iki farklı karşılaştırma yönteminin bu görüntüler üzerindeki uyuşma yüzdesi ve standart sapma değerleri

Tablo 4.5'te damar görüntüleme sonuçlarının kıyaslanması için kullanılan iki yöntemin eşleştirilmiş örneklemler t testi analiz sonuçları gösterilmektedir. İki boyutlu çapraz korelasyon ve piksel tabanlı karşılaştırma yöntemlerinin eşleştirilmiş örneklemler t testi sonrası ortalamaları arasında 6,19'luk bir fark olduğu ve anlamlılık derecelerinin de 0,000117 ($p < 0,05$) olarak bulunduğu grlmştir.

Tablo 4.5. Eşleştirilmiş örneklem t testi analiz sonuçları (S.S: Standart sapma, O.S.H: Ortalama standart hata, A.D: Anlamlılık derecesi (p))

Eşleştirilmiş örneklem t testi				
	Ortalama	S.S	O.S.H	A.D(p)
İki boy. çap. kor. – Pik. tab. karş.	-6,19	1,823	0,429	0,000117

4.7. Tartışma

Damar görüntüleme sisteminde, alınan el damar görüntüleri üzerinde çeşitli görüntü işleme yöntemleriyle damar tespiti yapılmıştır. Alınan ham görüntü gri seviyeye indirildikten sonra kontrast sınırlı adaptif histogram (KSAHE) eşitleme işlemi yapılmıştır. Histogram eşitleme yöntemi yerine KSAHE metodunun kullanılmasının nedeni, histogram eşitlemenin bütün bir görüntünün histogramını yaymasından kaynaklı görüntü üzerindeki bazı bölgelerde aşırı parlaklık oluşması ve buna bağlı olarakta bilgi kayıplarının olmasıdır. Bunun üzerine görüntüye histogram eşitleme yerine KSAHE yöntemi uygulanmış ve kontrastın daha homojen bir şekilde arttığı bu sayede de görüntü üzerinde, bilgi kayıplarının daha az yaşandığı gözlemlenmiştir. KSAHE yöntemi sonrası artırılan kontrast, tüylü yüzeye sahip el damar görüntülerindeki tüylü bölgelerin kontrastının da artmasına neden olmuştur. Bunun sonucunda görüntü üzerinde tüylü bölgelerin bulunduğu yerlerde oluşan gürültüler damar tespitini etkileyecek düzeye gelmiştir. Bu problemi minimize etmek için medyan filtre kullanılmıştır. Bu filtrenin kullanılmasındaki temel maksat, el yüzeyinde bulunan tüylülük, kırıksıklık gibi damar örüntülerinin gözükmesinde bozucu etki yapan etkenleri minimize etmektir. Medyan filtrenin kullanılması sayesinde en az detay kaybı ile birlikte görüntü üzerinde bulunan kenar bölgelerinde oluşması muhtemel bulanıklaşmayı minimuma indirilmiştir. Medyan filtreleme sonrası eşikleme ve morfolojik işlemlerin ardından damar örüntülerinin tespiti yapılmıştır. Sonrasında tespiti yapılan bu bölgeler uzman tarafından bilgisayar ortamında işaretlenen damar bölgeleri ile iki farklı yöntem kullanılarak kıyaslanmıştır. 18 görüntü üzerinde uygulanan bu yöntemler neticesinde ortaya çıkan sonuçların istatistiki analizleri yapılmıştır. Bu sayede hangi metodun başarı oranının daha yüksek olduğu istatistiki olarak kanıtlanmıştır.

4.7.1. Kullanılan iki yöntemin istatistiki olarak incelenmesi

Bu bölümde, kullanılan iki yöntem sonucunda ortaya çıkan uyuşma yüzde değerleri istatistiki olarak incelenmiştir. Öncelikle iki farklı yöntem sonucu uyuşma yüzdelerinin normalliğini test etmek için hipotezler kurulmalıdır. Hipotezler şu şekilde kurulmuştur.

H_0 : %95 güvenle, veriler normal dağılımlıdır.

H_1 : %95 güvenle, veriler normal dağılımlı değildir.

Tablo 4.2’de ve tablo 4.3’te görüldüğü gibi her iki yöntemin de anlamlılık dereceleri $p > 0.05$ olduğundan ayrıca basıklık ve çarpıklık değerleri -1.5, +1,5 değer aralığında bulunduğundan dolayı yukarıda kurulan hipotezlerden H_1 iki yöntem için de reddedilmiş olup, H_0 hipotezi kabul edilerek piksel tabanlı karşılaştırma yöntemi ve iki boyutlu çapraz korelasyon yöntemi sonuçlarının normal dağıldığı tespit edilmiştir [83].

Her iki karşılaştırma yönteminin de sonuçlarının normal dağıldığını tespit ettikten sonra bu sonuçların ortalamaları arasında anlamlı bir fark olup olmadığını test etmek için eşleştirilmiş örneklem t testi analizi yapılmıştır. Bu test için de iki farklı hipotez kurulmuştur.

H_0 : Öncesi ve sonrası arasında ortalama bakımından fark yoktur.

H_1 : Öncesi ve sonrası arasında ortalama bakımından fark vardır.

Tablo 4.5’te damar görüntüleme sonuçlarının kıyaslanması için kullanılan iki yöntemin eşleştirilmiş örneklem t testi analizleri görülmektedir. Burada anlamlılık derecesinin, $p < 0.05$ olmasından dolayı üretilen hipotezlerden H_0 reddedilip H_1 kabul edilir. Yani iki sonuç arasında öncesi ve sonrası arasında ortalama bakımından anlamlı bir fark vardır denilir. Bu nedenle geliştirilen piksel tabanlı karşılaştırma yönteminin, iki boyutlu çapraz korelasyon yönteminden daha etkili ve başarılı bir yöntem olduğu tespit edilmiştir.

4.7.2. Damar görüntüleme sisteminin diğer sistemlerden farklılığı

Gerçekleştirilen proje, gömülü sistemli mikrobilgisayar (Raspberry Pi) kullanılarak tasarlanmıştır. Damar görüntüleme sisteminin, daha önce mikrobilgisayar kullanılarak tasarlanmış bir örneği yoktur. Genellikle literatürde yapılan sistemlerin taşınabilirlikten uzak olması, yüksek maliyetli olması ya da düşük maliyetli olsa bile alınan görüntülerin çözünürlüklerinin düşük olması genel eksiklikleridir [15][23-25]. Bu gibi eksiklikleri giderebilmek amacıyla bu sistem tasarlanmıştır. Ayrıca, mikrobilgisayar (Raspberry Pi) sisteminde OpenCV açık kaynak kodlu kütüphanesi ile Python dilinde çeşitli görüntü işleme algoritmaları kullanılarak geliştirilen bu sistemin sürekli gelişime açık olması sağlanacaktır. Kurulacak sistemin açık kaynaklı olması ile yazılım alanında sonradan yapılabilecek geliştirmelere açık olması ve bu şekilde sistemin maliyetinin düşürülmesi hedeflenmiştir.

Üretilen prototipin maliyeti piyasada bulunan damar görüntüleme sistemlerinin maliyetinden yaklaşık 20 kat daha azdır.

4.8. Gelecek Çalışmalar

Bundan sonraki çalışmalarda;

1. Mikrobilgisayar ortamında işlenen görüntülerin, sonrasında mini-projektör ile hedef bölgeye geri yansıtılması,
2. Kimlik eşleştirmede kullanmak üzere el sırtı damar ağlarının haritalarının çıkarılması,
3. El sırtı damar haritalarının belirlenmesi ile hastane/klinik veri bankasının oluşturulması,
4. Oluşturulan veri bankası ile kimlik doğrulama işlemlerinin yapılması hedeflenmektedir.

Sistemin, piyasada bulunan damar görüntüleme cihazlarından farklı olarak, hastalardan alınacak olan el sırtı damar izi haritaları ile hasta kayıt sistemi oluşturulup

hasta takibine de olanak sağlaması hedeflenmektedir. Ayrıca sistem sayesinde, hastanelerde ve çeşitli güvenlik sistemlerinde kullanılan biyometrik kimlik doğrulama işlemi de yapılabilecektir.

KAYNAKLAR

- [1] Jain, K., Patrick F., Ross, A. A., Introduction to biometrics, handbook of biometrics, Springer, ISBN 978-0-387-71040-2, 1–22, 2008.
- [2] Zhu Q., Zhang Z., Liu N., Sun H., Near infrared hand vein image acquisition and ROI extraction algorithm, *Int. J. Light Electron Opt.*, 126, 24, 5682–5687, 2015.
- [3] Cuper, N. J., Klaessens, J. H. G., Jaspers J. E. N., Roode D. R., Noordmans H. J., Graaff J. C., Verdaasdonk, R. M., The use of near-infrared light for safe and effective visualization of subsurface blood vessels to facilitate blood withdrawal in children, *Med. Eng. Phys.*, 35, 4, 433–440, 2013.
- [4] Doniger, S.J., Ishimine, P., Fox, J.C., Kanegaye, J.T., Randomized controlled trial of ultrasound-guided peripheral intravenous catheter placement versus traditional techniques in difficult-access pediatric patients, *Pediatr Emerg Care*, 154–159, 2009.
- [5] Seymen, V., Boyraz, Ö. F., Çetin., Ö., Yıldız, M. Z., Kızılötesi görüntülerden el - damar örüntüsü tespiti, *Isites - International Symposium On Innovative Technologies In Engineering And Science*, 2014.
- [6] Wang, L., Leedham, G., Siu-Yeung D., Infrared imaging of hand vein patterns for biometric purposes, *IET Computer Vision*, 1, 3-4, 113-122, 2007.
- [7] Yuksel, A., Akarun, L. Sankur, B., Hand vein biometry based on geometry and appearance methods, *IET Computer Vision*, 5, 6, 398-412, 2011.
- [8] Luo H., Yu, F., Pan, J., Chu, S., Tsai, P., A Survey of vein recognition techniques, *Information Technology Journal*, 9, 6, 1142-1149, 2010.
- [9] Gayathri, S., Nigel, K. G. J., Prabakar, S., Low cost hand vein authentication system on embedded linux platform, *International Journal of Innovative Technology and Exploring Engineering*, 2, 4, 138–141, 2013.

- [10] Rajalakshmi, M., Rega, P., Student, P. G., Salai, R. G., Research article vascular pattern recognition using clahe and median filtering methods address for correspondence, *International Journal of Advanced Engineering Technology*, 2, 4, 263-266, 2011.
- [11] Djerouni, A., Hamada, H., Dorsal hand vein image contrast enhancement techniques, *International Journal of Computer Science*, 11, 1, 137–142, 2014.
- [12] Wang, F., Behrooz, A., Morris, M., Adibi, A., High-contrast subcutaneous vein detection and localization using multispectral imaging, *J. Biomed. Opt.*, 18, 5, 050504-1 050504-3, 2013.
- [13] Cross, J. M., Smith C. L., Thermographic imaging of the subcutaneous vascular network of the back of the hand for biometric identification, *Proc. Inst. Electr. Electron. Eng. 29th Annu. 1995 Int. Carnahan Conf. Secur. Technol.*, 20-35, 1995.
- [14] Khan, M. H. M., Khan, N. A. M., A New method to extract dorsal hand vein pattern using quadratic inference function, *International journal of computer science and information security*, 6, 3, 26-30, 2010.
- [15] Dan, G., Guo, Z., Ding, H., Zhou, Y., Enhancement of dorsal hand vein image with a low-cost binocular vein viewer system, *J. Med. Imaging Heal. Informatics*, 5, 2, 359–365, 2015.
- [16] Ravi, N. V., Sandip, D. S., Thakre, S. S., Infrared veinviewer, *International Journal Of Engineering*, 2, 1, 1–6, 2014.
- [17] Trabelsi, R. B., Masmoudi, A. D., Masmoudi, D. S., A new multimodal biometric system based on finger vein and hand vein recognition, *Int. J. Eng. Technol.*, 5, 4, 3175–3183, 2013.
- [18] Huang, Y., Zhang, Y., Wang, X., Zhao, L., Gaussian filter for nonlinear systems with correlated noises at the same epoch, *Automatica*, 60, 122-126, 2015.
- [19] Im, S.K., Park, H.M., Kim, Y.W., Han, S.C., Kim, S.W., Kang, C.H., An biometric identification system by extracting hand vein patterns, *J. Korean Phys. Soc.*, 38, 3, 268-272, 2001.
- [20] Khan, M. H. M., Khan N. A. M., Subramanian, R. K., Feature extraction of dorsal hand vein pattern using a fast modified PCA algorithm based on cholesky decomposition and lanczos technique, *Int. J. Math. Comput. Sci.*, 5, 4, 230–234, 2009.
- [21] Lu, H. E., Wang, P. S. P., A fast parallel algorithm for thinning digital patterns, *Commun. ACM*, 29, 3, 239–242, 1986.

- [22] Tanaka, T., Kubo, N., Biometric authentication by hand vein patterns, SICE Annual Conference in Sapporo, 768, 249-253, 2004.
- [23] Shrotri, A., Rethrekar, S. C., Patil M. H., Bhattacharyya, D., Tai-Hoon, K., Infrared imaging of hand vein patterns for biometric purposes, IET Computer Vision, 1, 3-4, 57-66, 2009.
- [24] Wang, L., Leedham, G., Cho, S., Infrared imaging of hand vein patterns for biometric purposes, Journal of Security Engineering, 113-122, 2009.
- [25] Lin, C., Fan, K., Biometric verification using thermal images of palm-dorsa vein patterns, Ieee Transactions On Circuits And Systems For Video Technology, 14, 2, 199-213, 2004.
- [26] Deepika, C. L., Kandaswamy, A., An algorithm for improved accuracy in unimodal biometric systems through fusion of multiple feature sets, ICGST-GVIP Journal, 9, 3, 33-40, 2009.
- [27] Crisan, S., Tarnovan, J. G., Criuan, T. E., A low cost vein detection system using near infrared radiation, IEEE Sensors Applications Symposium San Diego, 1-8, 2007.
- [28] Mansoor, M., Naqvi S. Z., Badshah, I., Saleem, M., Real-time low cost infrared vein imaging system, International Conference on Signal Processing Image Processing and Pattern Recognition, 1-5, 2013.
- [29] Zhao, S., Wang, Y., Extracting hand vein patterns from low-quality images: a new biometric technique using low-cost devices, Fourth Int. Conf. Image Graph. (ICIG 2007), 667-671, 2007.
- [30] Nundy, K. K., Member, G. S., Sanyal, S., Bay, C. W., Sar, H. K., A low cost vein detection system using integrable mobile camera devices, 2010 Annual IEEE India Conference, 3-5, 2010.
- [31] <http://www.dicle.edu.tr/Contents/5b682db4-a2bf-456e-ad8b-8b8eb31572c6.pdf>, Erişim Tarihi: 08. 10. 2015.
- [32] <http://www.acikbilim.com/2013/07/dosyalar/laboratuvardan-yaralarin-uzerine-yapay-deri.html>, Erişim Tarihi: 10. 10. 2015.
- [33] Glantz, S. A., Primer of Biostatistics, McGraw-Hill, New York, NY, 1997.
- [34] <http://www.info.tuwien.ac.at/iflt/safety/refs/albre91.htm>, Erişim Tarihi: 12.10.2015.
- [35] <http://hsc.csu.edu.au/physics/options/medical/3016/PHY961netdraft.html#3>, Erişim Tarihi: 13.10.2015.

- [36] Zeman, H. D., Lovhoiden, G., Deshmukh, H., Design of a clinical vein contrast enhancing projector, SPIE 4254:204-215, Bellingham, WA, 2001.
- [37] <http://www.illumask.com/about-us/science-of-light-therapy/>, Erişim Tarihi: 02.10.2015.
- [38] Gray, H., Anatomy of the Human Body, 20 ed. Lea and Febiger, Retrieved from Wikimedia Commons. ix, 11, 13, 14, fig. 574, 1918.
- [39] Rontgen, W., Eine neue Art von Strahlen. Verlag und Druck der Stahelschen K. Hofund Universitats-Buch- und Kunsthandlung, 1896.
- [40] Timothy, G. J., Arteriograms, Venograms Are Angiogram Territory, Chicago Tribune, 2011.
- [41] <http://w3.gazi.edu.tr/~mkaradag/tezler/duyguunal.pdf>, Erişim Tarihi: 07.09.2015.
- [42] <http://www.cuneytkoksoy.com/tr/manyetik-rezonans-anjiografi>, Erişim Tarihi: 20.09.2015.
- [43] <http://www.sistemtip.com/mr.html>, Erişim Tarihi: 24.09.2015.
- [44] <http://www.anjioplasti.com/tani-yontemleri>, Erişim Tarihi: 24.09.2015.
- [45] <http://www.cuneytkoksoy.com/tr/doppler-ultrasonografi>, Erişim Tarihi: 25.09.2015.
- [46] http://www.varismerkezi.com.tr/varis_tani_yontemleri.asp, Erişim Tarihi: 25.09.2015.
- [47] https://tr.wikipedia.org/wiki/Kara_cisim_ışınımı, Erişim Tarihi: 27.09.2015.
- [48] <http://www.flong.com/blog/2010/a-brief-note-on-infrared-filters-87-vs-87c/>, Erişim Tarihi: 30.09.2015.
- [49] Erişti, E., Görüntü İşlemede Yeni Bir Soluk, OpenCV, 223–229, 2010.
- [50] Bradski, G., Kaehler, A., Learning Opencv: Computer Vision With the OpenCV Library, O'Reilly Media, USA, 16-17, 2008.
- [51] Harwani, B. M., Introduction to Python Programming and Developing GUI Applications with PyQt, Cengage Learning, 2011.
- [52] Swaroop, C. H., A Byte of Python, 2003.

- [53] Özgül, F., Her Yönüyle Python, Kodlab, İstanbul, 2013.
- [54] Saralioğlu, E. , Yıldırım, D., Güngör, O., Uzaktan algılama araştırmacılarına yönelik python ara yüzü ve arçgıs yazılımı eklentisi, 5. Uzaktan Algılama-Cbs Sempozyumu (UZAL-CBS 2014), 14-17 Ekim 2014.
- [55] Saravanan, C. D., Color image to grayscale image conversion, Second International Conference on Computer Engineering and Applications, ISBN: 978-0-7695-3982-9, 2, 196–199, 2010.
- [56] Gonzalez, R. C., Woods, R. E., Digital Image Processing, Addison-Wesley, 1992.
- [57] Gonzalez, R. C., Woods, R. E., Sayısal Görüntü İşleme, Palme Yayıncılık, 2014.
- [58] Zuiderveld, K., Contrast limited adaptive histogram equalization, Graphics Gems IV, Academic Press Professional, Inc., 474-485, 1994.
- [59] Pratt A., William K., Wiley, N.Y., Digital Image Processing, 1978.
- [60] Daskalakis, A., Cavouras, D., Bougioukos, P. S., Kostopoulos, P., Kalatzis, I., Nikiforidis, G., An efficient CLAHE-based, spot-adaptive, image segmentation technique for improving microarray genes quantification, 2nd International Conference on Experiments /Process/System Modelling/Simulation & Optimization, July, 2007.
- [61] Srinivasan, S., Balram, N., Adaptive contrast enhancement using local region stretching, Proc.of ASID'06, 8-12 Oct, New Delhi, 152-155, 2006.handbook of biometrics, Springer, ISBN 978-0-387-71040-2, 1–22, 2008.
- [62] Rosenman J., Roe, C. A., Crommartie, R., Muller, E. K., Pizer, S.M., Portal film enhancement: Technique and clinical utility, Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Physics, 333-338, 1993.
- [63] Reza, M., Realization of the contrast limited adaptive histogram equaliation (CLAHE) for real-time image Enhancement, Journal of VLSI Signal Processing, 35–44, 2004.
- [64] Kurt, B., Nabiyev, V., Dijital mamografi görüntülerinin kontrast sınırlı adaptif histogram eşitleme ile iyileştirilmesi, VII. Ulus. Tıp Bilişimi Kongresi, 67–78, 2010.
- [65] http://docs.opencv.org/master/d5/daf/tutorial_py_histogram_equalization.html#gsc.tab=0, Erişim Tarihi: 14.11.2015.

- [66] Horozoğlu, E., Görüntü işleme ile yüzey pürüzlülüğü ölçümü ve analizi, Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya, 2013.
- [67] Akar, O., Tarihi görüntülerin kalitesinin görüntü işleme teknikleri kullanılarak artırılması, Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Üniversitesi, Konya, 2006.
- [68] Pandey, R., An improved switching median filter for uniformly distributed impulse noise removal, World Acad. Sci. Eng. Technol., 38, 2, 349–351, 2008.
- [69] http://akizilkaya.pamukkale.edu.tr/B%C3%B6l%C3%BCm4_goruntu_işleme.pdf, Erişim Tarihi: 14.11.2015.
- [70] Özşen, Ö., Matematiksel morfoloji kullanılarak göğüs kanserinin erken teşhisi, Anadolu Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi, 2002.
- [71] Topaloğlu, M., Gangal A., Watershed dönüşümü kullanılarak corpus callosumun bölütlenmesi, URSI-Türkiye 2006 3. Bilimsel Kongresi, Ankara, 6-8 Eylül 2006.
- [72] Karhan, M., Oktay, M., Karhan, O., Demir, Z. H., Morfolojik görüntü işleme yöntemleri ile kayıslarda yaprak delen (çil) hastalığı sonucu oluşan lekelerin tespiti, 6th Int. Adv. Technol. Symp., 16–18, 2011.
- [73] http://opencv-python-tutroals.readthedocs.org/en/latest/py_tutorials/py_imgproc/py_morphological_ops/py_morphological_ops.html, Erişim Tarihi: 15.11.2015.
- [74] Boztoprak, H., Çağlar, M. F., Merdan, M., Alternatif morfolojik bir yöntemle plaka yerini saptama, XII. Elektrik, Elektronik, Bilgisayar, Biyomedikal Mühendisliği Ulusal Kongresi, Eskişehir, Kasım 2007.
- [75] Özşen, Ö., Matematiksel morfoloji kullanılarak göğüs kanserinin erken teşhisi, Anadolu Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı Yüksek Lisans Tezi, 2002.
- [76] Şenel, F. A., Tokat, S., Görüntü işleme teknikleri kullanılarak bir ortamın insan yoğunluğunun hesaplanması, Elektrik - Elektronik ve Bilgisayar Mühendisliği Sempozyumu, 613–617, 2012.
- [77] Doğan, S., CT , MR kesitleri ve dijital görüntüler kullanılarak tümörlerin belirlenmesi, İtü dergisi/d mühendislik, 362, 45–55, 2003.
- [78] http://www.yildiz.edu.tr/~bayram/fotogrametri/goruntu_esleme.ppt, Erişim Tarihi:16.11.2015.

- [79] Pearson, A. V., Hartley, H. O., Biometrika tables for statisticians, 2, Cambridge, England. 1972.
- [80] Çelik, Ş., Normal dağılım ve normal dağılımla ilgili çıkarımlar, Yüksek Lisans Tezi, Ankara Üniversitesi, Ankara, 2006.
- [81] Shapiro, S. S., Wilk, M. B., Chan, H. J. ,A comparative study of various tests for normality, JASA, 1343-1372. 1968.
- [82] <http://www.istatistikanaliz.com/t-testi.asp>, Erişim Tarihi: 28.11.2015.
- [83] Fidell, L.S., Tabachnick, B.G., Using multivariate statistics, Sixth ed., Pearson, Boston, 2013.

ÖZGEÇMİŞ

Ömer Faruk BOYRAZ, 1989 yılında İstanbul ili Fatih ilçesinde doğdu. İlköğretimini Fatih Sultan Mehmet İlkokulu, ortaöğretimini Refhan Tümer Lisesi'nde tamamladı. Lisans eğitimine 2008 yılında Sakarya Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik Elektronik Mühendisliği bölümünde başladı. 2013 yılında lisans eğitimini tamamladı. Aynı yıl içerisinde Sakarya Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Elektrik Elektronik Mühendisliği bölümünde araştırma görevlisi olarak çalışmaya başladı. Aynı zamanda Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik Elektronik Mühendisliği'nde yüksek lisans eğitimine devam etmektedir.