

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

BİLGİSAYAR MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**X-IŞINI ANJİYO GÖRÜNTÜ DİZİLERİ İLE ÖN PLAN TESPİTİNE DAYALI
ÇOKLU ÖLÇEKLİ DAMAR BÖLÜTLEME**

DOKTORA TEZİ

Bil. Yük. Müh. Mehmet Emin TENKEKİ

**MAYIS 2018
TRABZON**



KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünce

Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : / /

Tezin Savunma Tarihi : / /

Tez Danışmanı :



Trabzon



**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalında
Mehmet Emin TENKEKİ Tarafından Hazırlanan**

**X-İŞİNİ ANJİYO GÖRÜNTÜ DİZİLERİ İLE ÖN PLAN TESPİTİNE DAYALI ÇOKLU
ÖLÇEKLİ DAMAR BÖLÜTLEME**

**başlıklı bu çalışma, Enstitü Yönetim Kurulunun 24 /04/2018 gün ve 1750 sayılı
kararıyla oluşturulan jüri tarafından yapılan sınavda
DOKTORA TEZİ
olarak kabul edilmiştir.**

Jüri Üyeleri


Başkan : Prof. Dr. Ramazan TAŞALATIN


Üye : Prof. Dr. Mustafa ULUTAŞ

Üye : Doç. Dr. Ayhan İSTANBULLU

Üye : Doç. Dr. Halit İbrahim OKUMUŞ

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin PEHLİVAN


.....

.....

.....

.....

.....

**Prof. Dr. Sadettin KORKMAZ
Enstitü Müdürü**

ÖNSÖZ

Bu doktora tezi, Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı Doktora Programı'nda hazırlanmıştır.

Bu tez çalışmasında X-Işını anjiyo görüntüleme sistemlerinden elde edilen koroner kalp damarların görüntülerinin iyileştirilmesi ve bölütlenmesi için yeni bir yöntem geliştirilmiştir. Bölütleme işlemi için sadece tek bir görüntü çerçevesi kullanmak yerine görüntü dizisinden muhtemel damar bölgeleri tespit edilerek literatürde kullanılan yöntemlerin bölütleme performansı arttırılmıştır.

Tez çalışmam süresince bilimsel desteği ve değerli düşünceleriyle bana her aşamada yardımcı olan danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin PEHLİVAN'a, ve yine tez çalışmam süresince değerli katkılarından ötürü Dr. Öğr. Üyesi Murat AYKUT'a teşekkür ederim.

Tez çalışmalarım süresince beni teşvik eden ve bazen ihmal ettiğim eşim Kübra' ya ve çok az zaman ayırabildiğim çocuklarım Berra ve Bahadır' a, gösterdikleri anlayıştan dolayı teşekkürlerimi sunarım. Tüm hayatım boyunca benden maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen annem ve babama sonsuz teşekkür ederim.

Mehmet Emin TENKEKİ

Trabzon 2018

TEZ ETİK BEYANNAMESİ

Doktora Tezi olarak sunduğum “X-IŞINI ANJİYO GÖRÜNTÜ DİZİLERİ İLE ÖN PLAN TESPİTİNE DAYALI ÇOKLU ÖLÇEKLİ DAMAR BÖLÜTLEME” bu çalışmayı baştan sona kadar danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin PEHLİVAN’ının sorumluluğunda tamamladığımı, verileri/örnekleri kendim topladığımı, deneyleri/analizleri ilgili laboratuvarlarda yaptığımı/yaptırdığımı, başka kaynaklardan aldığım bilgileri metinde ve kaynakçada eksiksiz olarak gösterdiğimi, çalışma süresince bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim. 10/05/2018

Mehmet Emin TENKECİ
Trabzon 2018

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ	III
TEZ ETİK BEYANNAMESİ	IV
İÇİNDEKİLER	V
ÖZET	VII
SUMMARY	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ	IX
TABLolar DİZİNİ	XIII
SEMBOLLER DİZİNİ	XIV
1. GENEL BİLGİLER	1
1.1. Giriş	1
1.2. Kalbin Yapısı ve Koroner Damar Arterleri	2
1.3. Koroner Arter Hastalığı	3
1.4. X-Işını Anjiyo Görüntüsü ve Özellikleri	4
1.5. X-Işını Görüntülerde Gürültü Modeli ve Anjiyo Görüntülere Etkisi	8
1.6. Çalışmanın Amacı ve Katkıları	13
1.7. Benzer Çalışmalar	14
1.7.1. Damar Belirleme ve Bölütleme	14
1.7.1.1. Damar Bölütleme ile İlgili Çalışmaları	14
1.7.1.2. Damar Tanımlama ile İlgili Çalışmalar	15
1.7.1.3. Damar Bölütleme ile İlgili Çalışmalar	18
1.7.1.4. Damar Bölütleme İçin Anjiyo Görüntü Dizisi Kullanan Çalışmalar	20
1.7.2. Gürültü Temizleme ve Görüntü İyileştirme ile İlgili Çalışmalar	21
2. YAPILAN ÇALIŞMALAR	23
2.1. Çalışmanın Genel Mimarisi	23
2.2. Veri Seti	25
2.3. Dalgacık Dönüşümü ile Gürültü Temizleme	25
2.3.1. Dalgacık Ayırıştırma ve Birleştirme	26
2.3.2. Dalgacık Uzayında Filtreleme ve Gürültülerin Temizlenmesi	29
2.4. Damar Görüntüsü Belirleme	33

2.4.1.	Frangi Süzgeci.....	33
2.4.2.	İki Boyutlu Karşılaştırma Süzgeci.....	39
2.4.3.	Gabor Süzgeci.....	43
2.5.	Anjiyogramlarda Damar Bölgesi Tespiti.....	48
2.5.1.	Gauss Karışım Modeli.....	50
2.5.2.	En Büyük Farklar Yöntemi.....	55
3.4.	Matematik Morfolojik İşlemler.....	59
3.4.1.	Aşınma ve Genleşme.....	61
3.4.2.	Açma ve Kapama.....	64
3.4.3.	Bağlı Bileşen Etiketleme.....	64
3.4.4.	Matematik Morfolojik İşlemlerin Uygulanması.....	65
3.5.	Görüntü Bölütleme Yöntemleri.....	71
3.5.1.	Eşikleme Yöntemleri.....	72
3.5.1.1.	OTSU Eşikleme.....	72
3.5.1.2.	En Yüksek Yüzde (P-Tile).....	75
3.6.	Değerlendirme Ölçütleri.....	77
4.	BULGULAR VE İRDELEME.....	80
4.1.	Gürültü Giderme Sonuçları.....	80
4.2.	Damar Belirleme Sonuçları.....	82
4.3.	Damar Bölgesi Belirleme Sonuçları.....	83
4.4.	Bölütleme Sonuçları.....	85
4.	SONUÇLAR.....	94
5.	ÖNERİLER.....	96
6.	KAYNAKLAR.....	97

ÖZGEÇMİŞ

Doktora Tezi

ÖZET

X-IŞINI ANJIYO GÖRÜNTÜ DİZİLERİ İLE ÖN PLAN TESPİTİNE DAYALI ÇOKLU
ÖLÇEKLİ DAMAR BÖLÜTLEME

Mehmet Emin TENEKECİ

Karadeniz Teknik Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Bilgisayar Mühendisliği Anabilim dalı
Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Hüseyin PEHLİVAN
2018, 102 Sayfa

Dünyada insan ölümlerinin en önemli sebeplerinden birisi kalp rahatsızlıklarıdır. Koroner damarların incelenmesi ve tedavisinde X-Işını anjiyografi en güvenilen yöntem olarak kullanılmaktadır. Damarların durumunun uzman doktor tarafından incelenmesi ve doğru teşhis konulması için damarların doğru bir şekilde bölütlenmesi gerekmektedir. Ancak görüntüleme için kullanılan X-Işını ve kana enjekte edilen opak maddenin canlılara zararlı olmasından kullanımı düşük oranlarda tutulmaktadır. Bu nedenle anjiyo ile elde edilen görüntü kalitesi düşüktür. Buna ek olarak görüntüde, bölütleme prosedürünü zorlaştırıcı istenmeyen organeller ve düzensiz parlaklık dağılımı mevcuttur. Çalışmamızda bölütlemeyi zorlaştırıcı sebepleri ortadan kaldırmak için yeni bir yöntem önerilmiştir. Önerilen yöntem ile anjiyo görüntü dizisinin tüm çerçeveleri kullanılarak damar bölgeleri tespit edilmiştir. Damar bölgelerini belirlemek için görüntü çerçeveleri arasındaki parlaklık değişimleri hesaplanmıştır. Önerilen En Büyük Farklar yöntemi ile en fazla değişim olan alanlar belirlenmiştir. Görüntülerde damar yapılarının görünürlüğünü arttırmak için Frangi, Eşleştirme ve Gabor çoklu ölçekli süzgeçleri kullanılmıştır. Bölütleme işlemi için eşikleme yapılmıştır. Eşikleme yöntemi olarak adaptif eşikleme metotları olan OTSU ve P-Tile eşikleme kullanılmıştır. Tüm görüntü çerçevesinde gerçekleştirilen bölütleme işleminde ortalama %92,49 doğruluk oranı Gabor iyileştirme ve P-Tile eşikleme ile elde edilmiştir. Önerilen yöntem ile belirlenen damar alanlarında gerçekleştirilen damar bölütlemesinde %93,81 doğruluk değeri, Frangi süzgeci ve OTSU eşikleme ile elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: X-Işını Anjiyografi, Damar Bölütleme, Çoklu Ölçekli Süzgeçleme, Görüntü Dizinden Ön Plan Belirleme

PhD. Thesis

SUMMARY

MULTI-SCALE VESSEL SEGMENTATION BASED FOREGROUND DETECTION
ON X-RAY ANGIO IMAGE SEQUENCE

Mehmet Emin TENEKECİ

Karadeniz Technical University
Institute of Natural Sciences
Computer Engineering Graduate Program
Supervisor: Dr. Hüseyin PEHLİVAN
2018, 102 Pages

One of the most important factors of human deaths in the world is heart disease. X-ray angiography is used as a reliable method in the examination and treatment of coronary vessels. The vessels must be correctly segmented to ensure that the vessel is being examined for occlusion and correctly diagnosed by a physician. However, the X-ray used in imaging and the opaque material injected into the blood is used in low rates, because of the fact that they are harmful to the human health. For this reason, the image quality obtained by angiogram is low. In addition, there are undesired organelles and non-uniform brightness distributions on the image that complicate the segmentation procedure. In this study, a novel method has been proposed to remove the factors that cause difficulties on segmentation. By the proposed method, all the frames of the angiogram image sequence were used to determine the vessel regions. To determine the vessel locations, the brightness variations between image frames are calculated. With the proposed “Largest Differences” method, the regions that have maximal changes are determined. Frangi, Matched and Gabor Multi-Scale filters were used to enhance the visibility of vessel structures in the images. Threshing has been done for the segmentation process. Adaptive thresholding methods OTSU and P-Tile are used as the thresholding methods. In the segmentation of the whole image, Gabor filtering and P-Tile thresholding obtained the average accuracy of 92.49%. In the vessel segmentation achieved by the proposed method, 93.81% accuracy value was obtained by Frangi filter and OTSU thresholding.

Keywords: X-Ray Angiography, Vessel Segmentation, Multi-Scale Filtering, Foreground Detection from Image Sequence

ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1. Kalbin Anatomik yapısı ([5] Değiştirilerek alınmıştır.).....	3
Şekil 2. Üstteki normal damar içi, alttaki tıkalı damar iç yapısı ([6] Değiştirilerek alınmıştır.).....	4
Şekil 3. W. Conrad Roentgen ve İlk X-Işını Anjiyo Görüntüsü.....	5
Şekil 4. Örnek Anjiyo görüntüsü. Opak maddenin damar dolması (a) 10. çerçeve, (b) 20. çerçeve, (a) 40. çerçeve ve (a) 80. çerçeve yi göstermektedir.....	6
Şekil 5. Katerer Giriş Yerleri: (a) Kasıktan ve (b) El bileğinden giriş yerleri gösterilmektedir.....	7
Şekil 6. C-Kolu anjiyo cihazı [8].....	7
Şekil 7 X-Işını Yayılmasında Gürültü Oluşumuna Sebep olan Dağılım [58].....	10
Şekil 8. Poisson gürültüsüne sahip Anjiyo görüntüleri.....	11
Şekil 9. Farklı dağılımlara sahip anjiyo görüntüleri.....	11
Şekil 10. Görüntüyü bozucu etkilerin görüldüğü anjiyo görüntüleri.....	12
Şekil 11. Frangi süzgecinin damar görüntüsüne etkisi [14].....	16
Şekil 12. Soares' in çalışmasında retina görüntüsüne Gabor süzgecin etkisi [29].....	17
Şekil 13. Chaudhuri' nin çalışmasında iki boyutlu karşılaştırma süzgecinin etkisi [32].....	17
Şekil 14. Gülsüm ve Tek çalışmalarında örnek belirledikleri damar iskeletleri [48].....	19
Şekil 15. Lin çalışmasında Fourier ile arka planı temizlemesi (a) orijinal görüntü, (b) arka plan temizlenmiş [63].....	20
Şekil 16. Jin arka planı belirleyerek damar yapısını çıkarması [64].....	21
Şekil 17. Çalışmanın Çalışma Diyagramı.....	24
Şekil 18: Meyer, Mexh, Morlet dalgacığı.....	27
Şekil 19. Tek boyutlu sinyali 3 seviyeli dalgacık ayrıştırma.....	28
Şekil 20. İki boyutlu tek seviye dalgacık ayrıştırması.....	28
Şekil 21. Örnek Anjiyo görüntüsünün iki seviye dalgacık ayrıştırması görüntüsü.....	29
Şekil 22. Dalgacık Uzayında Süzgeçleme.....	30
Şekil 23. a) Katı eşikleme b) Yumuşak eşikleme c) Pekiştirmeli eşikleme.....	30
Şekil 24. Gürültü temizlenmiş anjiyo görüntüsü, (a) Orijinal anjiyo görüntüsü, (b) Dalgacık dönüşümü ile gürültü temizlenmiş görüntü (c,d) Görüntülerin eşiklenmiş hali.....	32

Şekil 25.	Hessian Matrisin özdeğerlerinin 3 boyutlu uzayda karşılığı ([73]'den değiştirilerek alınmıştır.).....	36
Şekil 26.	Frangi Süzgecin Akış Diyagramı.....	38
Şekil 27.	a) Orjinal LAD anjiyo görüntüsü. b) Frangi süzgeci sonucu σ (1-10) c) Elde edilen sonuç görüntüsünde damar alanları belirlenmiş görüntü.....	38
Şekil 28.	a) Orijinal RCA anjiyo görüntüsü. b) Frangi süzgeci sonucu σ (1-20) c) Elde edilen sonuç görüntüsünde damar alanları belirlenmiş görüntü.....	39
Şekil 29.	Gauss Fonksiyonunun σ için 0 ile 3 arasında türevlenmiş halinin gösterimi	40
Şekil 30.	11*11 Karşılaştırma Süzgeci 0 derece ve 15 derecelik görüntüleri.....	41
Şekil 31.	Karşılaştırma Süzgeci Uygulama Akış Şeması.....	42
Şekil 32.	Örnek anjiyo görüntüsü ve karşılaştırma süzgeci sonucu 1. (Görünürlüğü arttırmak için gri seviye görüntülenmektedir.).....	42
Şekil 33.	Örnek anjiyo görüntüsü ve karşılaştırma süzgeci sonucu 2. (Görünürlüğü arttırmak için gri seviye görüntülenmektedir.).....	43
Şekil 34.	1B Uzayda Gabor Süzgecinin etkisi. (a) Sinüs sinyali (b) Gauss Çekirdeği (c) Uygun Gabor Süzgeci.....	44
Şekil 35.	2B Gabor Süzgeci Frekans Koordinat Sisteminde Görünümü.....	44
Şekil 36.	İki boyutlu sinüs işaretinin (a) Reel Bileşenin Görüntüsü (b) Kompleks bileşenin görüntüsü.....	45
Şekil 37.	Kompleks Gabor Fonksiyonunun zaman domeninde (a) Reel ve (b) Sanal kısımları.....	47
Şekil 38.	Gabor süzgeç uygulama akış diyagramı.....	47
Şekil 39.	Gabor Süzgecinin Görüntüye Etkisi.....	48
Şekil 40.	Anjiyo Görüntü Dizisi.....	49
Şekil 41.	Gauss Karışım Modeli Çalışma Diyagramı.....	51
Şekil 42.	MoG ile hareketli alanlar tespit edilen görüntüler (a 1-2) LAD koroner damar görüntüsü ve hareketli alanları (b 1-2) LCA koroner damar görüntüsü ve hareketli alanları.....	54
Şekil 43.	En Büyük Farklar Modeli Çalışma Diyagramı.....	56
Şekil 44.	Çerçeveler arası fark.....	57
Şekil 45.	En Büyük Farklar Yöntemi ile hareketli alanlar tespit edilen görüntüler (a) LAD ve (b) LCA koroner damar görüntüsü ve farklı eşik değerleri için belirlenen (10, 20, 40) hareketli alanları.....	58
Şekil 46.	Belirlenen değişim görüntüsüne uygulanan MMİ işlem adımları.....	59
Şekil 47.	Temel Küme İşlemleri (a) Birleşim, (b) Kesişim, (c) Alt Küme, (d) Tersİ.....	60
Şekil 48.	Örnek Yapısal Elemanlar.....	60
Şekil 49.	Aşınma işlemine örnek. (a) Görüntü parçası, (b) Yapısal eleman ve (c) Sonuç görüntü.....	62

Şekil 50.	Örnek bir görüntü parçasının genişmesi.....	63
Şekil 51.	Komşuluk İlişkileri.....	64
Şekil 52.	Örnek Bağlı Bileşen Etiketleme Uygulaması.....	65
Şekil 53.	Belirlenen değişim görüntüsüne uygulanan MMİ işlem adımları.....	66
Şekil 54.	(a) Farklar görüntüsü, (b) Çizgisel Yapısal eleman ile genişleştirilmiş görüntü.....	67
Şekil 55.	(a) Genleştirilmiş Görüntü, (b) Disk şeklinde YE ile aşındırılmış görüntü.....	68
Şekil 56.	(a) Bağlı Bileşenler Etiketlenmiş Görüntü, (b) Küçük objeler temizlenerek genişleştirilmiş görüntü.....	69
Şekil 57.	İlk satırda orijinal görünler, ikinci satırda hesaplanmış maskeler ve son satırda maskelenmiş görüntüler.....	70
Şekil 58.	Örnek LAD ve LCA Koroner Damarların Manuel Bölütlenmiş Görüntüsü.....	71
Şekil 59.	Otsu Eşikleme Sonuç Görüntüleri. (a1) Orijinal Damar Görüntüsü, (a2) Manuel Bölütlenmiş Görüntü, (b1) Frangi + Tüm Görüntü, (b2) Frangi + Damar Bölgesi, (c1) Eşleştirme Süzgeci + Tüm Görüntü, (c2) Eşleştirme Süzgeci + Damar Bölgesi, (d1) Gabor + Tüm Görüntü, (d2) Gabor + Damar Bölgesi.....	74
Şekil 60.	P-Tile Eşikleme Sonuç Görüntüleri. (a1) Orijinal Damar Görüntüsü, (a2) Manuel Bölütlenmiş Görüntü, (b1) Frangi + Tüm Görüntü, (b2) Frangi + Damar Bölgesi, (c1) Eşleştirme Süzgeci + Tüm Görüntü, (c2) Eşleştirme Süzgeci + Damar Bölgesi, (d1) Gabor + Tüm Görüntü, (d2) Gabor + Damar Bölgesi.....	76
Şekil 61:	Değerlendirme Parametrelerinin Gösterini.....	78
Şekil 62.	Örnek bir anjiyo görüntüsünün dalgacık dönüşümü ile ayrıştırılması (a) Orijinal görüntü, (b) Yatay dalgacık katsayıları, (c) Dikey dalgacık katsayıları, (d) Diagonal dalgacık katsayıları.....	81
Şekil 63	(a) Orijinal anjiyo görüntüsü ve (b) Gürültü temizlenmiş görüntü.....	81
Şekil 64.	Frangi süzgeci ile iyileştirilmiş anjiyo görüntüsü.....	82
Şekil 65.	Eşleştirme süzgeci ile iyileştirilmiş anjiyo görüntüsü.....	83
Şekil 66.	Gabor süzgeci ile iyileştirilmiş anjiyo görüntüsü.....	83
Şekil 67.	(a)Anjiyo görüntü dizisi, (b) Hesaplanan değişim alanları, (c) Değişim alanları MMİ ile düzenlenerek küçük bölgeler temizlenmiş, (d) Orijinal anjiyo görüntüsü ve (e) Maskelenmiş damar görüntüsü.....	84
Şekil 68.	P-Tile (P=7) Bölütleme Sonuç. (a) Orijinal Damar Görüntüsü, (b) Manuel Bölütlenmiş Görüntü, (c) Frangi + Tüm Görüntü, (c) Frangi + Maskelenmiş Görüntü.....	88
Şekil 69.	P-Tile(P=7) Bölütleme Sonuç. (a) Orijinal Damar Görüntüsü, (b) Manuel Bölütlenmiş Görüntü, (c) Eşleştirme Süzgeci + Tüm Görüntü, (c) Eşleştirme Süzgeci + Maskelenmiş Görüntü.....	88

Şekil 70.	P-Tile (P=7) Bölütleme Sonuç. (a) Orijinal Damar Görüntüsü, (b) Manuel Bölütlenmiş Görüntü, (c) Gabor Süzgeci + Tüm Görüntü, (c)) Gabor Süzgeci + Maskelenmiş Görüntü.....	89
Şekil 71.	OTSU Bölütleme Sonuç. (a) Orijinal Damar Görüntüsü, (b) Manuel Bölütlenmiş Görüntü, (c) Frangi + Tüm Görüntü, (c) Frangi + Maskelenmiş Görüntü.....	90
Şekil 72.	OTSU Bölütleme Sonuç. (a) Orijinal Damar Görüntüsü, (b) Manuel Bölütlenmiş Görüntü, (c) Eşleştirme + Tüm Görüntü, (c) Eşleştirme + Maskelenmiş Görüntü.....	91
Şekil 73.	OTSU Bölütleme Sonuç. (a) Orijinal Damar Görüntüsü, (b) Manuel Bölütlenmiş Görüntü, (c) Gabor + Tüm Görüntü, (c) Gabor + Maskelenmiş Görüntü.....	91



TABLULAR DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 1. λ_k değerine göre 2 veya 3 boyutlu görüntülerdeki geometrik şekillerin özellikleri (H=Yüksek, L=Düşük, N=Gürültülü veya Çok küçük, +/- Öz değerlerin işareti). Özdeğerlerin sıralaması: $ \lambda_1 \leq \lambda_2 \leq \lambda_3 $. [16'dan değiştirilerek alınmıştır.].....	36
Tablo 2. Gauss Fonksiyon Değerleri.....	40
Tablo 3. Değerlendirmede Kullanılacak ifadeler.....	77
Tablo 4. Bölütlenmiş Görüntülerin Piksel Sayıları olarak Değerlendirme Sonuçları - (Tüm Görüntü+Gabor İyileştirme+P-Tile (10)).....	85
Tablo 5. Tablo 1'de verilen piksel değerlerine göre başarı ölçütleri (Tüm Görüntü+Gabor İyileştirme+P-Tile (10)).....	86
Tablo 6. Bölütlenmiş Görüntülerin Piksel Sayıları olarak Değerlendirme Sonuçları - (Tüm Görüntü+Gabor İyileştirme+P-Tile (7)).....	87
Tablo 7. Tüm Görüntülerde Gabor, Eşleştirme ve Frangi Süzgeci Uygulanmış Görüntüler için P-Tile eşikleme değerlendirme sonuçları.....	87
Tablo 8. Maskeleye Yapılmış Görüntülerde Gabor, Eşleştirme ve Frangi Süzgeci Uygulanmış Görüntüler için P-Tile eşikleme değerlendirme sonuçları.....	89
Tablo 9. Tüm Görüntülerde Gabor, Eşleştirme ve Frangi Süzgeci Uygulanmış Görüntüler için OTSU eşikleme değerlendirme sonuçları.....	92
Tablo 10. Maskeleye Yapılmış Görüntülerde Gabor, Eşleştirme ve Frangi Süzgeci Uygulanmış Görüntüler için OTSU eşikleme değerlendirme sonuçları.....	92
Tablo 11. Bölütleme Değerlendirme Sonuçları Karşılaştırmalı.....	93

SEMBOLLER DİZİNİ

LCA	: Sol Koroner Arter
RCA	: Sağ Koroner Arter
LM	: Sol Ana Damar
LAD	: Sol İnen Damar
LCX	: Sol Circumfleks Damar
CTA	: Bilgisayarlı Tomografi Anjiyo
MRA	: Manyetik Rezonans Anjiyo
CWT	: Sürekli Dalgacık Dönüşümü (Continuous Wavelet Transform)
DWT	: Ayrık Dalgacık Dönüşümü (Discrete Wavelet Transform)
IDWT	:Ters Ayrık Dalgacık Dönüşümü (Inverse Discrete Wavelet Transform)
$\Psi_{j,k}$: Dalgacık Fonksiyonu
σ	: Varyans
GGD	:Genel Gauss Dağılımı
H	: Hessian Matris
\hat{u}	: Özvektör
λ	: Özdeğer
R_θ	: Dönüşüm Matris
$G(x, s)$: Gauss Fonksiyonu
$g(x, y)$: Gabor Süzgeçleme
$\{X_1, \dots, X_t\}$: Görüntü Dizisi
η	:Gauss Olasılık Yoğunluk Fonksiyonu
MD	: En Yüksek Fark Değeri
TH	: Eşik Değeri
MMİ	: Matematik Morfoloji İşlemleri
\ominus	: Aşındırma
\oplus	:Genişleme
P	: En yüksek eşiklemede yüzde parametresi
TP	: Doğru damar olarak doğru etiketlenen edilen piksel sayısı
TF	: Doğru damar dışı olarak etiketlenen edilen piksel sayısı

FN: : Hatalı damar dışı olarak etiketlenen piksel sayısı
FP : Hatalı damar olarak etiketlenen piksel sayısı
SE : Hassaslık, Damar doğru tespit oranı
SP : Özgüllük, Damar dışı alanların doğru tespit oranı
ACC : Doğruluk, tüm görüntüde doğru ve yanlış doğru tespit oranı



1. GENEL BİLGİLER

1.1. Giriş

Teknolojinin ve bilgisayar bilimlerinin gelişmesinin en önemli sebebi insan hayatını kolaylaştırma ve yaşam kalitesini artırma hedefi doğrultusunda gerçekleştirilen araştırmalardır. Bu bakımdan günümüz teknolojisinin sağlık alanında çok farklı uygulamaları ortaya çıkmıştır. Çağımızdaki insan ölümlerinin başlıca nedenleri arasında dolaşım sistemi rahatsızlıkları bulunmaktadır. Bu rahatsızlıkların temel kaynağı ise dolaşım sisteminin en önemli parçası olan kalp organıdır. Dünya Sağlık Örgütü verilerine göre 2015 yılında tüm dünyada kalp rahatsızlığından 17.5 milyon insan vefat etmiştir. Bunların 7.4 milyonu koroner damar anomalisinin yol açtığı kalp krizi veya ritim bozukluğu sebebiyle meydana gelmiştir [1]. Bununla paralel olarak, TÜİK istatistiklerine göre 2014 yılında Türkiye genelinde gerçekleşen ölümlerin %40'ı da aynı sebebe dayandırılmaktadır [2]. Kalp damar hastalıkları, zamanında fark edilip gerekli önlemler alınmazsa, damar tıkanıklığına ve bunun sonucunda da kalp krizine ve ölümcül ritim bozukluklarına yol açabilmektedir. Kalp krizleri, ilk saatlerde çoğunlukla ölüme neden olan ritim bozukluklarına yol açtıkları gibi, kalpte tıkanan damarın beslediği bölgenin hasar görmesine de neden olabilmektedir. Bu duruma kısa sürede müdahale edilmediği takdirde ölümle sonuçlanmaktadır.

Kalbin çalışma durumunu belirleyen en önemli faktör kalbi besleyen koroner damarların performansıdır. Bu damarların açıklık oranı geçecek kan miktarını belirleyecektir. Koroner damarların iç çeperlerinde zamanla plaka birikmesi meydana gelmektedir. Bu durum damarlardan geçecek kan miktarında azalma meydana gelerek kalbin yeteri kadar beslenememesine sebep olacaktır. Bu damarların tamamen veya kısmen tıkalı olmasının tespit edilmesi için kullanılan en etkin yöntem X-Işını anjiyografisidir. Koroner damarların izlenmesi için altın standart olarak kabul edilen bu yöntem damar iç yapısını incelemeye olanak sağlamaktadır [3].

X-Işını anjiyografisi ile elde edilen görüntüler Poisson dağılımına sahip quantum gürültüsü içermektedir [4]. Bu gürültü, görüntüde analizi zorlaştıran düzgün olmayan dağılımlara sahip görüntüler üretmektedir. Ayrıca görüntünün elde edilmesi için uygulanan işlem sırasında insan kanına verilen opak madde de insan sağlığına zarar vermektedir. Bu

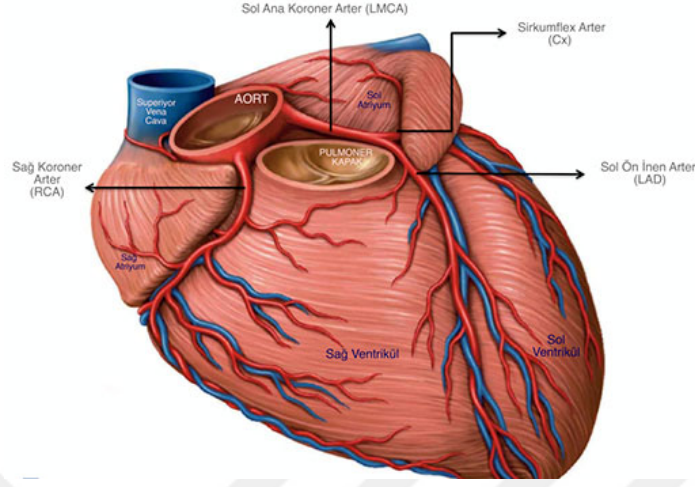
sebeplerden dolayı mümkün olan en düşük oranda radyoaktif beta ışını ve opak madde kullanılmaktadır. Bu sebepten dolayı elde edilen görüntü kalitesi oldukça düşük olmakta ve uzman doktor tarafından inceleme ve yorumlama ile anormallik tespiti zorlaşmaktadır.

Bu tezde kalp damar rahatsızlıklarının teşhisi için kullanılan X-Işını anjiyografi görüntülerinin yorumlanmasını kolaylaştırmak için görüntülerin iyileştirilmesi, damar bölütleme ve damar izleme üzerine çalışılmaktadır. Yeni bir yaklaşım olarak tüm anjiyo görüntü dizisi analiz edilerek damar bölgeleri tespit edilmektedir. Görüntü kalitesini düşüren sebepler belirlenerek etkin iyileştirme yöntemleri kullanılmıştır. Öncelikle görüntüyü bozan gürültüler temizlenmekte ve daha kaliteli görüntüler üzerinde çalışılmaktadır. Damar bölgelerini ön plana çıkarmak ve diğer alanları bastırmak için damar iyileştirme algoritmalarından yararlanılmıştır. Damar bölütleme için ise eşikleme temelli algoritmalar ile yılan algoritması kullanılmaktadır. Görüntü dizisinden hesaplanan damarların bulunduğu alanlara özel işlemler gerçekleştirilmiştir. Bu şekilde önerilen yöntemin başarıya etkisi incelenmiştir.

1.2. Kalbin Yapısı ve Koroner Damar Arterleri

İnsan vücudunun tam orta kısmında bulunan kalp, dolaşım sisteminin merkezi durumundadır. İnsan yaşamı süresince sürekli kasılması ve gevşemesi ile tüm vücuda oksijenli kan pompalamaktadır. Kalp anatomik olarak kaslardan oluşmaktadır. Bu kaslar istemsiz olarak insan yaşamı boyunca kasılıp gevşeyerek vücudundaki tüm kanı insan bedenine pompalamaktadır. Kalbin düzgün çalışması için kendi kaslarının yeterince beslenmesi gerekmektedir. Tüm insan vücudunda olduğu gibi kalp kaslarının beslenmesi gelen kanın taşıdığı oksijen ve besinler ile olmaktadır. Kalbi besleyen kanı kalp kaslarına taşıyan damarlara koroner damarlar adı verilir. Bu damarlar kalbin yüzeyinde bulunmaktadır. Bu koroner damarlar Şekil 1'de gösterildiği gibi LCA (Left Coronary Artery) ve RCA (Right Coronary Artery) adı verilen iki ana kola ayrılmaktadır. Bu ana kollar AORT ana atar damardan ayrılarak öncelikli olarak kalbin kendisini beslemektedir. LCA'nın AORT ile ilk dallanma kısmına kadar ki yerime LM (Left Main) adı verilir. Bu ilk dallanmadan sonra oluşan kısımlara LAD (Left Anterior Descending) and LCX (the Left Circumflex) olarak isimlendirilir. Diğer taraftan RCA ise uzantıları ile birlikte kalbin arka tarafında bulunan odacıklardaki kasları besler. Bu şekilde toplardamarların

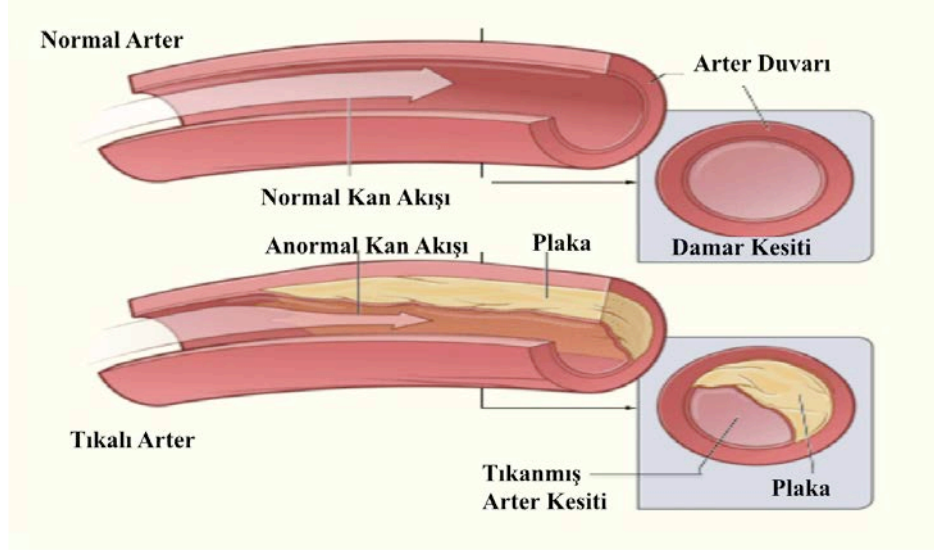
beslenmesini sağlar. Koroner damarlar kalp kaslarını besleyerek kanın tüm vücuda pompalamasını sağlamaktadır.



Şekil 1. Kalbin Anatomik yapısı ([5] Değiştirilerek alınmıştır.)

1.3. Koroner Arter Hastalığı

Kalp kaslarının yeteri kadar beslenememesi kalp atışında düzensizliklere sebep olur. Bu durumda vücuda kan pompalamada yetersiz kalır. Bunun temel sebebi koroner damarlarda meydana gelen daralmalar veya tamamen tıkanmalardır. Koroner damar tıkanıklığını hızlandıran birçok neden tespit edilmiştir. Bu durumun genetik yatkınlıktan kaynaklanabileceği gibi çocukluk yaşlarından itibaren yavaş yavaş gelişebileceği de bilinmektedir. Tıkanıklığı tetikleyen faktörlerden bazıları; kan şekeri yüksekliği, kolesterol yüksekliği, yüksek tansiyon, sigara ve alkol kullanımı, fiziksel aktivite azlığı gösterilebilir. Bu sebeplerin tümü koroner damarlar içerisinde zamanla kanda bulunan yağ, kalsiyum, kolesterol gibi maddelerin birikmesine sebep olmaktadır. Damar içerisinde oluşan bu tortular, Şekil 2'de görüldüğü gibi, damar iç yapısında daralmaya veya tamamen tıkanmaya sebep olacaktır.



Şekil 2. Üstteki normal damar içi, alttaki tıkalı damar iç yapısı ([6] Değiştirilerek alınmıştır.)

Bu durumda kalbe ulaşan kan miktarında azalma meydana gelecektir. Kan miktarında meydana gelen azlıktan dolayı kalp kaslarına yeteri kadar oksijen ve besin ulaştırılamaz. Bu azalmadan dolayı kalp odacıklarının kasılma senkronizasyonunda bozulma meydana gelir. Bu durum kalpte ritim bozukluğu olarak görülmektedir. Ritim bozuklukları yüksek seviyelere ulaşması durumunda kalp krizine sebep olur. Kalp krizi kalbin kanı pompalama görevini tamamen veya kısmen yapamadığı durumu ifade etmektedir. Bu durumda kanın ulaşmadığı vücut uzuvlarında kalıcı hasarlar meydana gelebildiği gibi tamamen ölüme de sebep olabilir.

1.4. X-Işını Anjiyo Görüntüsü ve Özellikleri

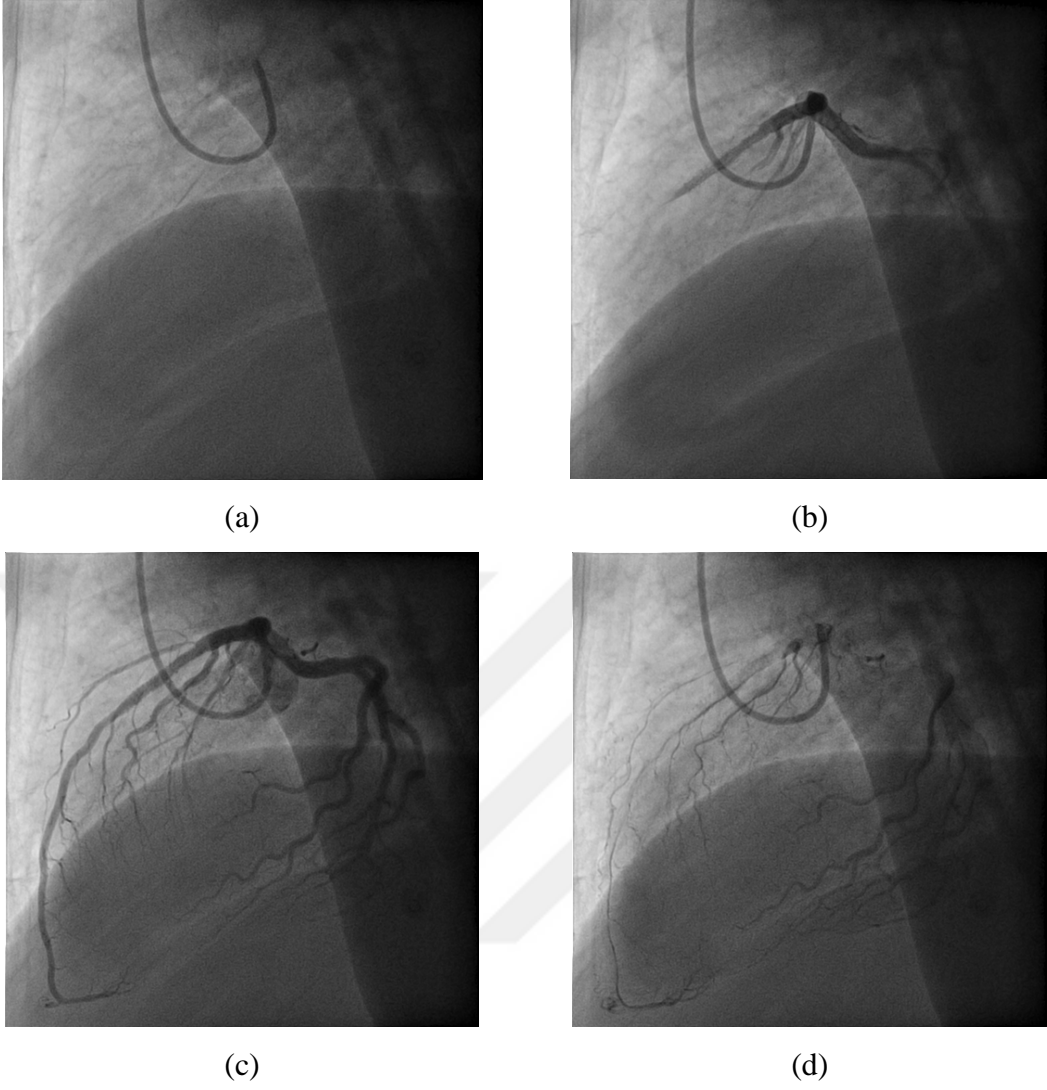
Tedavi sürecinin ilk basamağı olan teşhis koyma aşamasında tıbbi görüntüleme teknikleri oldukça önemlidir. Koroner damarların iç yapısının görüntülenmesi için X-ışınları kullanılmaktadır. X-ışınları gözle görülmeyen ve iyonizan radyasyon içeren ışın demetleridir. 1895 yılında Alman fizikçi W. Conrad Röntgen tarafından bulunmuştur [7]. Bu nedenle "Röntgen ışınları" olarak da adlandırılır. X-ışını ile insan bedeninden elde edilen ilk görüntü ve W. Conrad Röntgen Şekil 3'de gösterilmektedir.



Şekil 3. W. Conrad Roentgen ve İlk X-Işını Anjiyo Görüntüsü

Bu ışınlar vücuttan geçme özelliğine sahiptir. Ancak vücuttan geçerken vücudun farklı bölgelerinde farklı derecelerde değişime uğrarlar. Vücuttan geçen X-ışınları film veya detektör adı verilen özel algılayıcılar ile tespit edilerek görselleştirilir. Böylece tıpta birçok hastalığın teşhisinde kullanılır. X-ışınları dokulara nüfuz edebilmeleri ve görüntülenmek istenen canlıya ciddi zarar vermeden görüntüleme yapabilmesinden dolayı oldukça kullanışlı hale gelmiştir.

Koroner damarlar standart X-ışını ile normal koşullarda görünür durumda değildir. Bu sebeple damar yapılarının görünür hale gelmesi ve diğer vücut uzuvlarından ayırt edilebilmesi için içlerinden X-ışınının geçirmeyen opak madde geçirilir. Şekil 4'te görüldüğü gibi opak maddenin kan damarını doldurması sırasında görüntüleme yapıldığında damarın iç yapısı görünür duruma gelir.

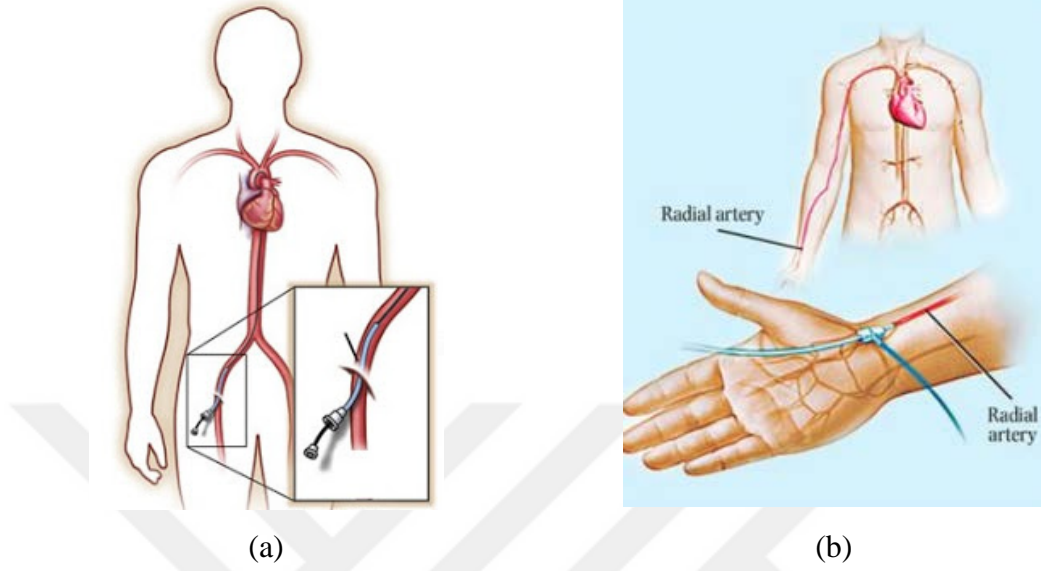


Şekil 4. Örnek Anjiyo görüntüsü. Opak maddenin damar dolması (a) 10. çerçeve, (b) 20. çerçeve, (c) 40. çerçeve ve (d) 80. çerçeve yi göstermektedir.

X-Işını ile damar içerisindeki opak maddenin görüntülenmesi diğer görüntüleme yöntemlerinden farklı olarak damar iç yapısını göstermektedir. Bu şekilde opak maddenin akışının görüntülenmesi ile tıkalı alanlar veya daralmış bölgeler anlaşılabilir.

Opak maddenin ilgili damara enjekte edilmesi için vücuda giriş yapılması gerekmektedir. Koroner damarlar aort ana atar damarın çıkıntısı olmasından aorta bağlantılı olan atar damarlardan giriş yapılmaktadır. Son yıllara kadar Şekil 5'te gösterildiği gibi kasık bölgesinden veya el bileğinden kateter adı verilen tüp ile giriş yapılmaktadır. Son yıllarda kasık bölgesinden yapılan anjiyografinin bazı sıkıntılara yol açmasından dolayı kol bileğinde radial adı verilen bir atar damardan yapılan uygulamalar

yaygınlaşmaktadır. Kol bileğinden yapılan anjiyo daha az riskli ve daha konforlu olarak kabul edilmektedir.



Şekil 5. Katerer Giriş Yerleri: (a) Kasıktan ve (b) El bileğinden giriş yerleri gösterilmektedir.

Giriş yapılan atardamardan koroner damarlara kadar uzatılan kateter içerisinde opak madde damara enjekte edilmektedir. Opak maddenin damar içerisinde yayılması süresinde X-ışını altında görüntüsü üretilir.



Şekil 6. C-Kolu anjiyo cihazı [8]

Koroner anjiyografi alınması için Şekil 6'da gösterildiği gibi C şeklinde tasarlanmış anjiyo cihazı kullanılır. Tek açıdan alınan bir görüntü ile tüm koroner damarların

görüntülenmesi mümkün olamayacaktır. Bu sebeple X-Işın tüpü değişik açılardan değişik uzaklıklarda görüntüler alınacak şekilde hareket edilerek tüm damarlara ait görüntüler elde edilebilir.

Opak maddenin damar içini doldurmasının belirli bir süre almasından dolayı anlık olarak görüntü almayıp belirli bir süre boyunca bir görüntü dizisi alınmaktadır. Alınan görüntü dizisi 80 ile 250 çerçeve arasında değişmektedir. Her bir görüntü alınan cihaza bağlı değişmesi ile birlikte genel olarak 512*512 piksellik gri seviye görüntülerdir. Elde edilen görüntüler tıbbi arşivleme standardı olan DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) formatında oluşturulmakta ve depolanmaktadır. Örnek bir koroner anjiyo görüntü dizisinin dört farklı zamandaki çerçevesi Şekil 4'te gösterilmektedir. Opak maddenin damar içine dolması ile damar yapısının görünür hale geldiği görülmektedir.

Anjiyografi ile elde edilen iki boyutlu görüntüler üzerinde yapılan değerlendirmeler yardımıyla tıkalı olan bölgenin yeri ve tıkalılık oranı gibi bilgiler elde edilmeye çalışılmaktadır. Ancak görüntü kalitesinin düşüklüğü ve damar yapısındaki karmaşıklık nedeniyle bu görüntülerin görsel olarak değerlendirilebilmesi oldukça zor bir işlemdir. Her ne kadar farklı açılardan, görüntülerin alınması mümkün olsa da bu görüntülerin kalitesinin bilgisayar desteği ile iyileştirilmesi ve yorumlama öncesi ön işlemden geçirilmesi gerekmektedir. Bu şekilde daha doğru yorumlama yapılarak hastalık teşhisi koyulabilir.

1.5. X-Işını Görüntülerde Gürültü Modeli ve Anjiyo Görüntülere Etkisi

Bir görüntü oluşturulacağı zaman genellikle görüntü parlaklık dağılımının düzenli olması arzu edilir. Parlaklık farklılıklarının görüntüdeki yapı veya cisimlerden kaynaklı olması arzu edilir. Bu şekilde algılama ve yorumlama kolaylıkla yapılabilecektir. Özellikle tıbbi görüntülerde önemli olan ayrıntıların belirgin ve ayırt edilebilir olması oldukça önemlidir.

Ancak görüntü içerisinde detaylar bulunmasa bile görüntüdeki parlak değişimini olumsuz etkileyen faktörler vardır. Bu değişimler görüntü oluşturma yöntemi ve görüntü alınırken gerçekleşen olaylar ile bağlantılıdır. Genellikle bu değişimler rastgeledir ve herhangi bir örüntü ile uyumsuz. Bu rastgele parlaklık değişimi görüntünün kalitesini olumsuz olarak etkiler ve gürültü olarak tanımlanır. Gürültüler görüntü içerisinde gerçek görüntüyü oluşturan yapıların görünürlüğünü azaltarak görüntünün kalitesini düşürür.

Görüntü içerisindeki objelerin boyutları gürültü boyutlarına yakın ise gürültünün etkisi o oranda fazlalaşır.

Tüm medikal görüntüler görsel gürültüler içermektedir. Gürültüler orijinal görüntüye benekli, dokulu, damarlı veya karlanmış şekilde bir görünüş katar. Gürültüler çok değişik sebepten kaynaklanabilir. Ancak şu bilinmelidir ki gürültüsüz hiçbir görüntüleme yöntemi yoktur.

Anjiyo görüntüleme aracı olan X-Işını ile elde edilen görüntüler tıbbi görüntüleme yöntemleri içerisinde en fazla gürültü içeren görüntülerdir [9]. Bunun nedeni girişimsel ve insan sağlığına zararlı bir yöntem olmasından kaynaklanmaktadır. Gürültü görüntüye istenmeyen bir görünüm vererek görüntü içerisindeki ayrıntıların algılanmasını zorlaştırmakta ve bazı özelliklerin görünümünü azaltmaktadır. Düşük kontrastlı nesnelere için görüş kaybı daha önemlidir. Etkinin fazla olduğu durumlarda düşük kontrastlı nesnelere görünürlüğünü arttırmak için X ışınının enerji seviyesi yükseltilir.

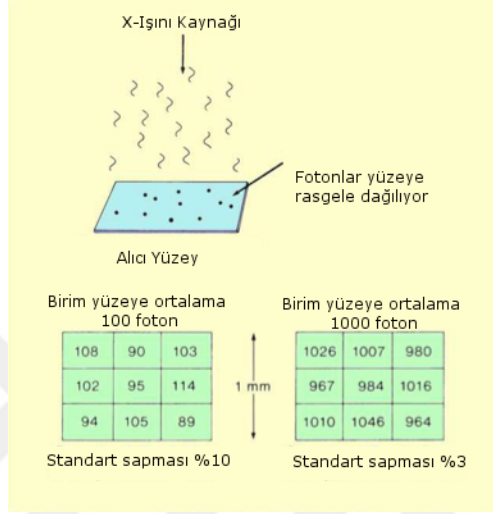
X-Işını görüntüleme gürültü en az seviyede, görünürlüğün en fazla olduğu bir ayarlama yapılabilir. Ancak görüntüleme yapılacak olan canlıya uygulanacak olan X-Işını dozu ve maruz kalma süresi kabul edilebilir görünürlük için en az zarar verecek şekilde belirlenmelidir. Ancak kullanılan görüntüleme tekniğinin canlılara zarar verdiği göz ardı edilmemelidir.

X-Işını fotonları rastgele bir şekilde görüntünün oluşturulacağı yüzeye çarptırılır. Fotonların yüzey üzerine düzgün bir şekilde dağılımının yapılması mümkün değildir. Herhangi bir bölge ortalama aynı parlaklığa sahip iken bile diğerlerinden fazla foton alabilir. X-Işını ve Gamma fotonları kullanılarak elde edilen görüntülerdeki gürültünün ana nedeni fotonların tamamen rastgele olarak alıcı üzerine dağılmasıdır. Bu gürültüye quantum gürültüsü adı verilmiştir.

Her bir foton aslında bir quantum enerjisine sahiptir [9]. Tamamen rastgele olarak dağılan fotonların algılayıcı üzerindeki farklı konsantrasyonda olması gürültüye sebep olacaktır. Noktalar arasındaki farklılık miktarına göre gürültü oranı değişir. Tüm noktalara birbirinden bağımsız olarak rastgele olarak fotonların düşmesi Eşitlik 1'de gösterilen Poisson dağılımına uygun bir yapıdır.

$$P(X = x) = \frac{(\lambda)^x * e^{-\lambda}}{x!}, \quad \lambda = \text{Olayın ortalama oluş sayısı} \quad (1)$$

Bir ölçüde fotonların farklı miktarda algılayıcıya gelmesi ve oluşan gürültü oranı kontrol edilebilir. Şekil 7’de gösterildiği gibi aynı boyuttaki alana daha fazla foton düşürülürse algılayıcı üzerindeki farklılıkların standart sapması azalacaktır. Bu da daha az farklılık yani daha az gürültü olarak yorumlanacaktır. Tabii ki bu noktada daha önce bahsedilen maruz kalma süresi ve doz oranı göz ardı edilmemelidir.



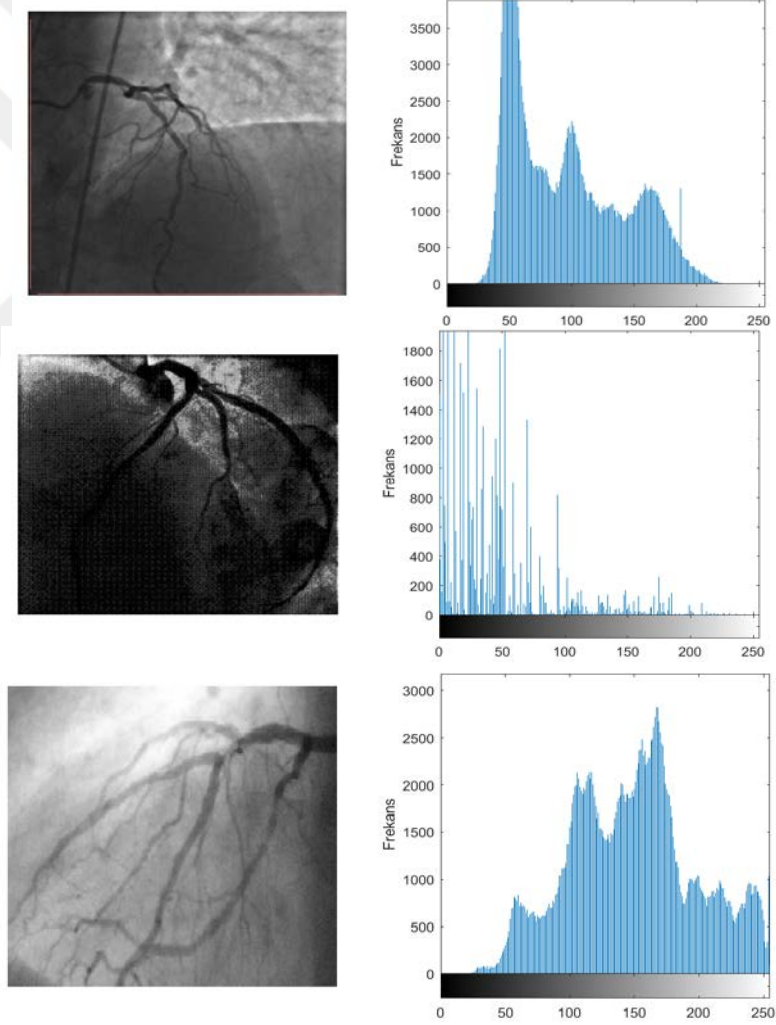
Şekil 7. X-Işını Yayılmasında Gürültü Oluşumuna Sebep olan Dağılım[58].

Şekil 7’de görüldüğü gibi düzgün dağılıma sahip bir görüntü oluşmadığından görüntünün sağ üst kısmında aşırı parlama meydana gelmiştir. Bu şekilde düzensiz parlaklıklar görüntünün doğru bir şekilde bölütlenme yapılmasını zorlaştırmaktadır.

Çalışmamızda kullanılan X-Işını Anjiyo görüntüleri de Quantum gürültüleri içermektedir. Bu gürültüler orijinal görüntünün bölütlenmesini ve analizini zorlaştırmaktadır. Şekil 8’de farklı seviyelerde gürültülü iki resim gösterilmiştir. Bu görüntülerde düzensiz parlaklık dağılımı gayet açık bir şekilde görülmektedir.



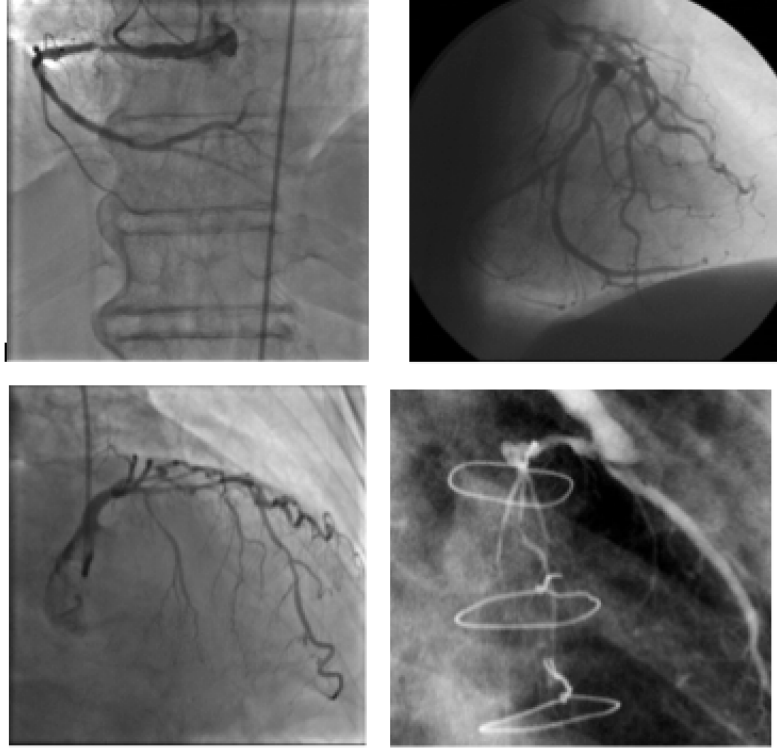
Şekil 8. Poisson gürültüsüne sahip anjiyo görüntüleri



Şekil 9. Farklı dağılımlara sahip anjiyo görüntüleri

Bununla birlikte kullanılan cihaz aynı olsa dahi Şekil 9'da görüldüğü gibi parlaklık dağılımı çok farklı görüntüler üretilmektedir. Bu durum analiz ve incelemeyi zorlaştırıcı bir etkidir.

Düzensiz parlaklıktan kaynaklı bozulmanın yanı sıra X-ışınının farklı vücut yapılarında farklı geçirgenlik özelliğinden dolayı görüntüde istenmeyen görüntü alanları olabilir. Örnek olarak Şekil 10'da gösterilen görüntüler verilebilir. Bunun dışında diyafram ve diğer organların etkisi de olabilir.



Şekil 10. Görüntüyü bozucu etkilerin görüldüğü anjiyo görüntüleri

Bir diğer önemli bozucu etki de görüntüde sürekli meydana gelen hareketlerdir. Bunun başlıca sebebi kalbin kasılma ve gevşemesinden kaynaklı hareketlenmelerdir. Bir diğer önemli etki ise genel anestezi yapılmayan hastanın hareketleridir. Bu hareketler de görüntülerin bozulmasına sebep olarak işlenmesi ve yorumlanması üzerinde zorlaştırıcı etkiler üretir.

1.6. Çalışmanın Amacı ve Katkıları

Bu tezde yapılan çalışmalar, X-Işını Koroner Anjiyo görüntüsünde damar bölütleme işlemini iyileştirmeye yöneliktir. Bu amaç için öncelikle görüntü özellikleri araştırılarak bölütleme işlemini zorlaştıran etmenler araştırılmıştır. Bu zorlaştırıcı etmenler arasında görüntüleme yönteminden kaynaklanan gürültüler, düzgün parlaklık dağılıma sahip olunmaması, X-Işını altında görünür olan omurga, kaburga, diyafram gibi vücut yapıları, sürekli hareketten kaynaklı bozulmalar olduğu görülmüştür.

Görüntülerdeki gürültüler dalgacık uzayında gerçekleştirilen süzgeçleme ile temizlenmeye çalışılmıştır. Damar yapılarının görünürlüğünün artırılması ve parlaklık dağılımının düzgün hale getirilmesi için Frangi, 2B Eşleştirme ve Gabor Süzgeç kullanılmıştır.

Benzer çalışmalardan farklı olarak bu tezde tek bir görüntü yerine tüm anjiyo görüntü dizisi kullanılmaktadır. Literatür kısmında bahsedilecek birkaç çalışma dışındaki tüm çalışmalar damar yapısının görünür olduğu tek bir görüntü çerçevesi üzerine yapılmaktadır. Çalışmamızda tüm görüntü dizisi kullanılarak damarların bulunduğu bölgeler tespit edilmiştir. Bunun için görüntüdeki değişimlerden yararlanılmıştır. Bu işlemi gerçekleştirmek için Gauss Karışım Modeli ve kendi önerimiz olan En Büyük Farklar yöntemi kullanılmıştır. Bu şekilde damar yapısı dışında kalan ve gürültü olarak değerlendirilemeyecek kadar büyük objelerin görüntüden temizlenmesi mümkün olacaktır. Ayrıca belirli bir alanda damar yapısı arandığı için bu bölge dışındaki kısımlar bölütlemeyi etkilemeyecektir.

Son olarak elde edilen görüntüler OTSU ve En Yüksek Yüzde (P-Tile) eşikleme yöntemi ile bölütlenmektedir. Sonuç olarak belirlenen damar bölgeleri uzman doktor tarafından gerçekleştirilen manuel bölütleme sonuçları ile karşılaştırılmış ve uygulanan yöntemin performansı hesaplanmıştır.

Tezin takip eden 2. bölümü konu ile ilgili yapılan çalışmalara, 3. bölüm çalışmada kullanılacak yöntemlerin teorileri ve uygulamalarına, 4. bölüm yapılan çalışmalara ilişkin bulgulara ve 5. bölüm ise sonuçlara ayrılmıştır.

1.7. Benzer Çalışmalar

Anjiyo görüntüleri çok uzun bir süredir koroner damar hastalıklarının tespitinde kullanıldığı için bu konuda oldukça fazla çalışma bulunmaktadır. Gelişmekte olan damar görüntüleme teknikleri ve anjiyo görüntüleme ekipmanları ile 3 Boyutlu damar görüntüleri oluşturulabilmektedir. Bu şekilde elde edilen 3 boyutlu görüntüler damar yapıları hakkında ayrıntılı bilgi vermektedir. Ancak kullanılmaya devam eden ve etkinliğini yitirmemiş olan X-Işını Anjiyografi yöntemi ile elde edilen görüntülerin analizini kolaylaştıran çalışmalar günümüzde devam etmektedir

Yapılan çalışmaları genel olarak üç farklı kategoride inceleyebiliriz. Bunları; damar belirleme ve damar bölütleme, gürültü temizleme ve görüntü iyileştirme, 3 boyutlu damar yapısı oluşturma olarak sıralayabiliriz.

1.7.1. Damar Belirleme ve Bölütleme

Damar ağaç yapısının doğru bir şekilde bölütlenebilmesi için damardan farklı yapısal özelliklere sahip görüntülerin bastırılması gerekmektedir. Bununla birlikte görüntülerde gerçekleştirilen gürültü temizleme işlemi gerçek görüntüde damar yapılarına zarar vererek bilgi kayıplarına sebep olmaktadır. Bu şekilde teşhis işlemi zorlaşmaktadır. Bunun için damar yapılarının görünürlüğünü artırarak diğer alanların görünürlüğü azaltılmalıdır.

1.7.1.1. Damar Bölütleme İle İlgili Çalışmalar

Damar iyileştirme ve bölütleme insan sağlığı açısından çok önemli bir katma değere sahip olmasından birçok bilim insanının ilgisini çekmektedir. Yapılan çalışmaları kategorilere ayırmak ve farklarının ortaya konması için birçok literatür çalışması yapılmıştır [10-14]. Bahsedilen yöntemler sadece anjiyo damar görüntüleri için kullanılmayıp, Bilgisayarlı Tomografi Anjiyo (CTA), Manyetik Rezonans Anjiyo (MRA), Retina görüntüleri ve benzeri damar görüntülerinde kullanmıştır.

Felken ve arkadaşları [10] çalışmalarında literatürde bahsedilen bölütleme yöntemlerini özetlemiştir. Yöntemleri insan bacağına ait 3 boyutlu CTA görüntülerinde kullanılmıştır. Bu şekilde başarı oranlarını karşılaştırmışlardır.

Buhler ve arkadaşları [11] damar bölütleme ve analizinde görselleştirme ve niceleme problemlerini çözmek için kullanılan geometrik yöntemleri incelemiştir. Bu şekilde damar merkez çizgisi hesaplaması, sınır tespiti, projeksiyon ve geometrik model oluşturmaya çalışmıştır.

Kirbaş ve arkadaşları [12] ise damar çıkarma yöntemlerini altı gruba ayırmışlardır. Bunlar; desen belirleme, model tabanlı, izleme tabanlı, yapay zeka tabanlı, yapay sinir ağı, ve silindir benzeri obje belirleme tabanlı yaklaşımlardır. Bu yöntemlerin temel farklılıklarından bahsederek birbirlerine göre güçlü yönlerini ifade etmişlerdir.

Suri ve arkadaşları [13,14] MRA görüntülerinin işlenmesi ile ilgili yaptığı iki kısımlı çalışmada öncelikle MRA görüntülerinin temizlenmesi ve ön işlemden geçirilmesi üzerine çalışmışlardır. İkinci kısımda ise damar bölütleme yöntemlerini incelemiştir. Bölütleme işlemini genel olarak iskelet çıkarmaya dayalı yöntemler ve iskelet çıkarmayan yöntemler olarak iki gruba ayırmışlardır.

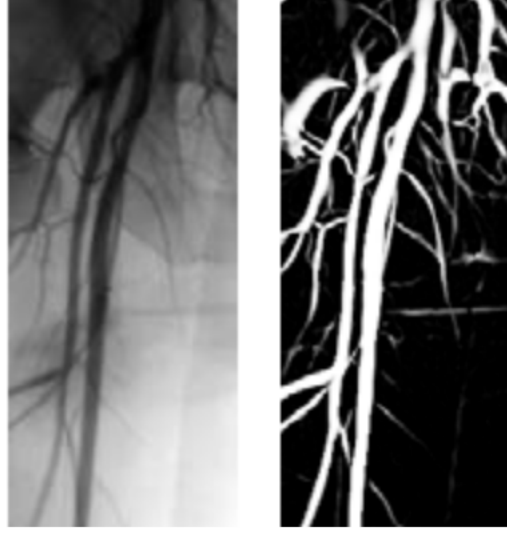
1.7.1.2. Damar Tanımlama ile İlgili Çalışmalar

Damar tanımlama için literatürde birçok yöntem önerilmiştir. Ancak yapılan çalışmalar en etkili sonuçların çoklu ölçekli yaklaşımlar ile elde edildiğini göstermektedir. Bu tez çalışmasında da bu yöntemler uygulanacağından bunlar ile ilgili çalışmalardan bahsedilecektir.

Çoklu ölçekli yaklaşımlarda görüntüde aranan damar yapısının farklı boyut ve yönelimli modelleri aranmaktadır. Bu yaklaşımlar direk bölütleme gerçekleştirmemektedir. Bölütleme öncesi damar görüntüsünü iyileştirme yapmaktadır. Bölütleme başarısını arttırmak için damar dışı görüntülerin görünürlüğü azaltırken damar yapılarını vurgulamaktadır.

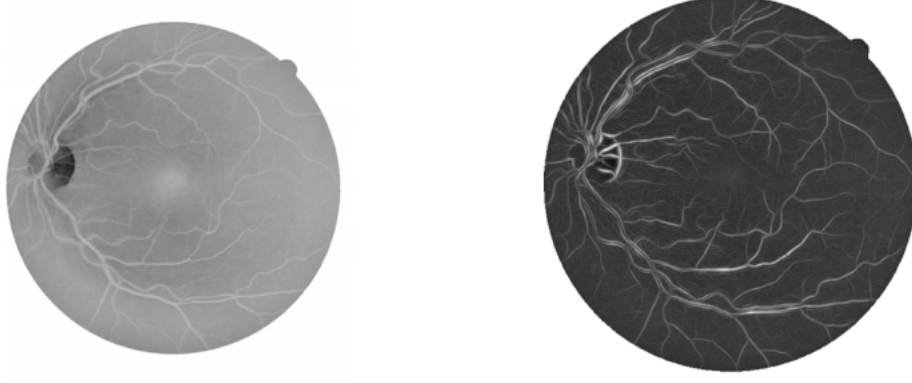
Bu konuda en fazla kullanılan ve görüntüye etkisi Şekil 11'de görülen yöntem Frangi süzgecidir [15,16]. Görüntünün ikinci dereceden türevlerini hesaplayarak oluşturulan hessian matrisin öz değerlerine göre damar yapılarını belirlemektedir. Lorenz [17] ve Sato'nun [18] önerdiği yöntemlerdir. Olabarriaga [19] çalışmasında Frangi'nin önerdiği yöntemin diğerlerinden daha başarılı sonuçlar verdiğini göstermiştir. Hem iki boyutlu hem de 3 boyutlu görüntülerde kullanılmaktadır. Zafer [15] çalışmasında Frangi süzgecini retina damarlarını iyileştirmek için ve Zeng ise [16] çalışmasında, akciğer damarlarını

bölütlemek için kullanmaktadır. [22-24] frangi süzgecini iyileştirerek koroner damar bölütlemeye kullanmıştır.



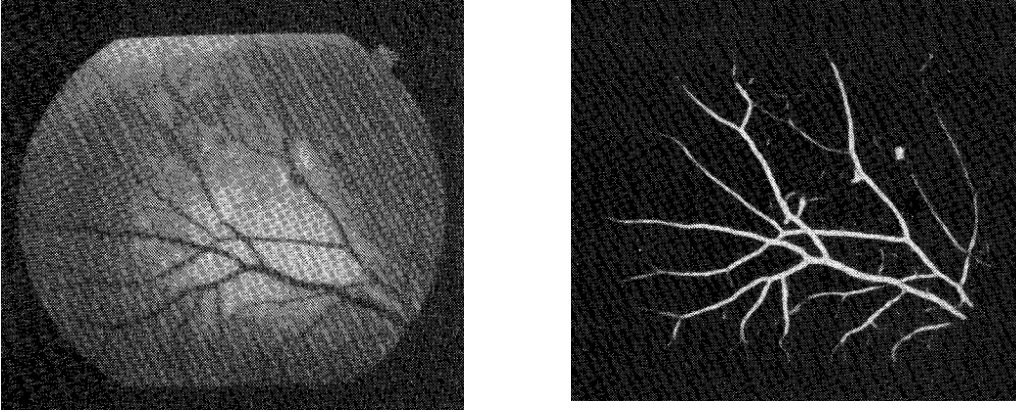
Şekil 11. Frangi süzgecinin damar görüntüsüne etkisi [14]

Çoklu çözünürlüklü yaklaşımlarda bir diğer yaygın yöntem ise Gabor dalgacığının kullanımınıdır. Gabor Fonksiyonları 1946 yılında Dennis Gabor tarafından önerilmiştir [25]. Daugman tarafından insanın görmesini sağlayan hücrelerin Gabor dalgacığı ile modellenmesi gerçekleştirilmiştir[26]. Böylece iki boyutlu uzaya taşınarak görüntü işlemede kullanılmaya başlanmıştır. Tek boyutlu uzayda Gabor katsayılarının hesaplanması için Bastiaans [27] analitik bir yöntem önermiştir. Porat ve Zeevi [28] bu yöntemi geliştirerek 2 boyutlu uzayda kullanmıştır. Özellikle Soares ve arkadaşları, [29] çalışmasında 2 boyutlu Gabor süzgeci ile retina damarlarının iyileştirilerek bölütlemesi yapılmıştır. Dalgacık uzayında farklı boyut ve yönelimli süzgeç bankasının kullanımı ile damar yapılarının belirginleştirilmesi sağlanır. Şekil 12’de retina görüntüsüne uygulanmış olan Soares’ in önerdiği yöntemin sonucu görülmektedir. Trucco ve arkadaşları [30] çalışmasında Soares’ in önerdiği yöntemi iyileştirerek daha hızlı hale getirmiştir. [31] çalışmasında Aceves ve arkadaşları Gabor süzgecine ait parametrelerin seçimini çoklu amaç optimizasyon algoritması ile gerçekleştirilmiş ve bu şekilde daha başarılı sonuç elde edilmiştir.



Şekil 12. Soares' in çalışmasında retina görüntüsüne Gabor süzgecin etkisi [29].

Bir diğer çoklu çözünürlüklü damar bölütleme yöntemi iki boyutlu karşılaştırma süzgecidir. Chaudhuri ve arkadaşları [32] tarafından ilk defa önerilen bu yöntem zaman domeninde Gauss yapısına uygun süzgeç bankası oluşturmuştur. Gauss fonksiyonları damarların boyutlarına göre farklı boyutlardadır. Damar yönelimlerine göre her bir süzgeç döndürülerek 15 derece döndürülerek 12 farklı süzgeç elde edilmiştir [33]. Bu süzgeçler zaman domeninde katlama ile görüntüye uygulanmakta ve damar yapılarının görünürlüğü Şekil 13' te görüldüğü gibi artırılmaktadır. [34-36] çalışmaları karşılaştırma süzgecinde parametrelerin doğru bir şekilde belirlenmesi için optimizasyon yöntemlerini kullanmıştır. [37] çalışmasında Zhang ve arkadaşları Gauss fonksiyonun birinci dereceden türevini kullanırken, [38] çalışmasında Luo ve arkadaşları ikinci dereceden türev kullanmıştır.



Şekil 13. Chaudhuri' nin çalışmasında iki boyutlu karşılaştırma süzgecinin etkisi [32]

1.7.1.3. Damar Bölütleme ile İlgili Çalışmalar

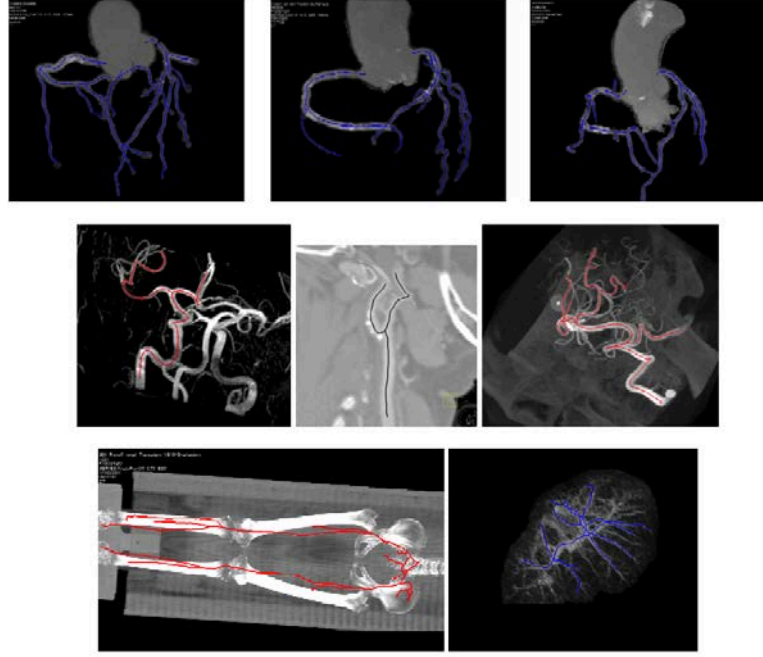
Bahsedilen literatür çalışmalarına benzer olarak bu çalışmada damar bölütleme yöntemleri; örüntü tanıma yöntemleri, model tabanlı yaklaşımlar, izleme tabanlı yaklaşımlar ve yapay zeka algoritmaları şeklinde ayrılmaktadır.

Örüntü tanıma tabanlı algoritmalarda kendi içerisinde bölge büyütme tabanlı yaklaşımlar, morfolojik operatörler ve iskelet tabanlı yaklaşımlar olmak üzere ayrılabilir.

Li ve arkadaşları [39] çalışmasında bahsedilen bölge büyütme yöntemi ile damar bölütleme gerçekleştirilmektedir. Özellikle tohum piksel seçimini otomatik gerçekleştirmek için görüntüde özellik haritası çıkarmaktadır. Wang ve arkadaşları [23] çalışmasında çoklu ölçekli süzgeç ile görüntü iyileştirmiş ve bölge büyütme ile damarlar bölütlemektedir. Lara ve arkadaşları [40] çalışmasında ise bölge büyütme algoritmasını geometrik özellikler referans olarak kullanmıştır. %90 oranında başarılı bölütleme gerçekleştirmektedir.

Morfolojik operatörleri damar bölütlemeye kullanımına örnek olarak [41-45] çalışmaları verilebilir. [41] çalışmasında damar yapıları incelterek dört yönlü fark operatörü kullanılmaktadır. Sonrasında bağlı alanları belirleyerek damar yapılarını tespit etmeye çalışılmaktadır. [42] çalışmasında ise morfolojik ve topolojik analiz ile damar yapıları tespit edilmeye çalışılmaktadır. Bununla birlikte Top-Hat süzgeci ile damar yapılarının görünürlüğü artırılmaktadır. Sonka, [43] çalışmasında Top-Hat operatörü ve watershed ile bölütleme yapmaktadır. Figueiredo, [44] çalışmasında gri seviye lineer olmayan operatör ile damar kenarlarını belirlemektedir. Haris, [45] çalışmasında model tabanlı morfolojik operatör ile bölütleme yapmaktadır.

Suri ve arkadaşları, [13] çalışmasında damar bölütlemeyi genel olarak iskelet ve damar duvarları olarak ikiye ayırmıştır. İskelet yapısı bölütlemeye damara ait iskelet yapısı belirlenmektedir. Diğer çalışmalarda ise damarın yapısal olarak tüm şekli bölütlenmektedir. Egger ve arkadaşları, [46] çalışmasında damarların yapısını Dijkstra algoritması ile iskelet şeklinde belirlemektedir. Wang ve arkadaşları [47] çalışmasında bulanık bağlantısız ağaç yöntemi ile damar iskeletini belirlemektedir. Gülsün ve Tek [48] çalışmasında tek bir tohum noktasından tüm damar yapısının iskeletini Şekil 14'te görüldüğü gibi çıkarmaktadır.



Şekil 14. Gülsüm ve Tek çalışmalarında örnek belirledikleri damar iskeletleri [48]

Model tabanlı damar bölütlemeye damar ağaç yapısı modeline benzer yapılar görüntü içerisinde aranmakta ve bu alanlara uygun olmayan yapılar bastırılmaktadır. Köse [49] ve Kayıkçıoğlu [50] düşük kalitedeki anjiyo görüntülerinde zamansal olarak damar modeline uygun yapıları görüntüde gezmiştir. Uyan alanları damar olarak kabul etmiştir. Krissian ve arkadaşları [51] çalışmasında damarların silindire benzerliğinden, tüp şeklindeki yapıları 3 boyutlu görüntülerde tespit etmeye çalışmaktadır.

İzleme tabanlı çalışmalarda ise temel olarak Kass ve arkadaşlarının [52] çalışmasında önerdiği yılan algoritması kullanılmaktadır. Birçok değişik türevinin geliştirildiği yılan algoritması görüntü içerisinde damar yapılarını takip edecek esnek eğriler oluşturmakta ve bu eğriler damarın sınırlarını takip ederek iteratif olarak yerleşmektedir. Klein ve arkadaşları [53,54] çalışmasında yılan benzer yapıda değişebilen eğrileri kullanmaktadır. Ayrıca Cheng ve arkadaşları [55] çalışmasında iki yönlü yılan ile damarı izlemeye çalışmaktadır. Lee ise [56] çalışmasında yakaladığı damar yapısını Kalman süzgeci ile takip etmektedir.

Yapay zeka tabanlı algoritmalar ile damar bölütlemeye örnek olarak [57] çalışması verilebilir. Bu çalışmada damar yapısı önce eğitilerek kurallar dizisi oluşturulmaktadır. Bu kurallar dizisine göre damar yapısı çıkarılmaya çalışılmaktadır. [58] çalışması ise iki adet bulanık bölütleme operatörü ile damar sınırlarını belirlemeye çalışmaktadır.[59]

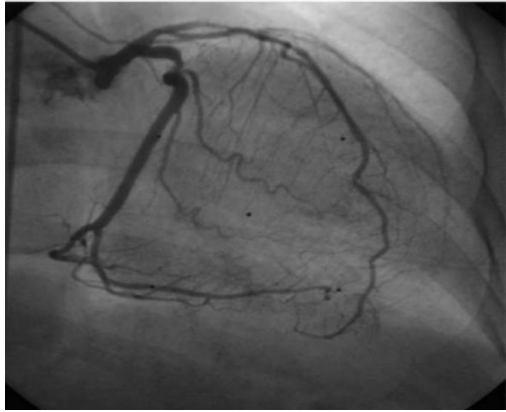
çalışmasında ise direk damar yapılarının bölütlenmesi değil de piksellerin sınıflandırılması yapılmaktadır. Pikseller için öznitelikler çıkarılarak damar pikseli veya damar dışı pikseli olarak etiketlenmektedir. [60] çalışmasında ise yine pikseller damar olup olmadığı derin yapay sinir ağı ile belirlenmektedir.

Bunların yanı sıra görüntüyü ikili forma getirmek için eşikleme gerçekleştirilmelidir. Bu eşikleme işlemi sabit bir eşik değerine göre yapılmamalıdır. Bu nedenle eşik değerinin otomatik olarak belirlenmesi gerekmektedir. Otomatik eşik değeri belirleme ile ilgili birçok yöntem ve çalışma bulunmaktadır. Bunlardan bizim problemimize en uygun olan Nobuyuki Otsu [61] tarafından önerilen OTSU algoritması ve Doyle [62] tarafından önerilen, en yüksek yüzde yöntemidir.

1.7.1.4. Damar Bölütleme için Anjiyo Görüntü Dizisi Kullanan Çalışmalar

Yapılan çalışmaların büyük bir çoğunluğu tek bir görüntü çerçevesinde işlemleri gerçekleştirirse de son zamanlarda yapılan bazı çalışmalar görüntü dizisini kullanmaktadır.

Lin [63] çalışmasında görüntü dizisinin tümünü kullanarak zamansal fourier analizi ile değişen bölgeleri tespit etmeye çalışmaktadır. Şekil 15'te elde edilen arka plan görüntüsü ile karmaşık olan arka plandan kurtulmaktadır. Ayrıca zamansal dalgacık dönüşümü ile değişimi belirlemeyi amaçlamıştır.



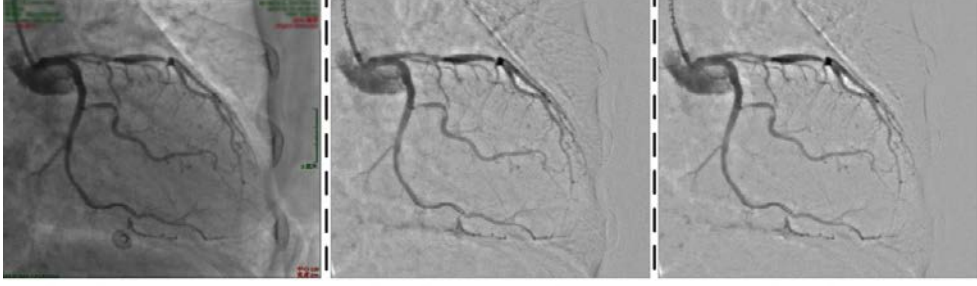
(a)



(b)

Şekil 15. Lin çalışmasında Fourier ile arka planı temizlemesi (a) orijinal görüntü, (b) arka plan temizlenmiş [63]

Jin ve arkadaşları [64] çalışmasında görüntü dizisini kullanarak arka planı temizlemek için RPCA (Robust Principle Component Analsys) kullanmıştır. Ancak tüm görüntü dizisi yerine baştan, ortadan ve sondan birer görüntü çerçevesi ile arka plan belirlemeye çalışmıştır. Şekil 16'da arka planı temizlenen görüntü gösterilmektedir.



Şekil 16. Jin arka planı belirleyerek damar yapısını çıkarması [64]

Tsai [65] çalışmasında arka planı parlaklık değişime göre görüntüsünü belirleyerek damar yapısını elde etmeye çalışmaktadır. Bunun için başlangıç çerçevesinden diğer çerçeveleri çıkarma yapmaktadır.

1.7.2. Gürültü Temizleme ve Görüntü İyileştirme ile İlgili Çalışmalar

Kullanılan görüntüleme yönteminden kaynaklı olarak görüntü kalitesi oldukça düşüktür. Anjiyo görüntüleri poisson dağılımına sahip quantum gürültüsüne sahiptir. Gomi T. [66] çalışmasında quantum gürültüsüne karşı dalgacık dönüşümü ile gürültü temizlemenin diğer gürültü temizleme algoritmalarına göre daha etkili olduğunu göstermiştir. Tıbbi uygulamalarda gürültü gidermek için dalgacık dönüşümü ilk olarak [67] çalışmasında kullanılmıştır. Bu çalışmada dalgacık dönüşümü ile değişik seviyelere ayrılan görüntüde her bir seviyeye farklı eşik değerlerine göre yumuşak eşikleme uygulanmıştır. [68,69] çalışmalarında Donoho dalgacık dönüşümü ile elde edilen bantlara yumuşak eşikleme kullanarak gürültü temizlemeye çalışmıştır.

Bu sebepten bilgisayar yardımı ile görüntüyü iyileştirmeye ihtiyaç duyulmaktadır. Bu işlem damar yapısının elde edilmesi ve analizi kolaylaştıracak bir ön işlem durumundadır.

Lin ve arkadaşları [63] gürültüleri temizlemek için 3 boyutlu dalgacık dönüşümü ile elde edilen filtre bankası kullanmıştır. Anjiyo görüntü dizisinin tüm çerçevelerine uyguladığı 3B dalgacık filtresi ile gürültüleri temizlemeye çalışmıştır.

Khan ve arkadaşları [70] görüntüdeki düzenli olmayan parlaklık problemini çözmek için homomorfik filtreler kullanmıştır. Ayrıca görüntüde hareketten kaynaklı bozulmaları temizlemek için ise ayrık fourier dönüşümü ile elde edilen frekans uzayı görüntüsünü butterworth alçak geçiren süzgeç ile gidermiştir. Damar yapılarının dışındaki gürültülü alanları temizlemek için ise kesintisiz yönlü filtre bankası kullanmıştır.

Kulathilake ve arkadaşları [71] görüntü alınırken kalp atışından, solunumdan ve hastanın istemsiz hareketlerinden kaynaklı bozulmaların etkisini azaltmak için şablon eşleme tabanlı global hareket sabitleme tekniğini kullanmıştır.

Wang ve arkadaşları [72] lineer olmayan anisotropik süzgeç ile gürültüleri temizlemeye çalışmıştır. Geleneksel lineer olmayan filtreler gürültüleri temizleme gerçekleştirmektedir. Ancak yüksek frekanslı kenar bilgilerini kaybetmektedir. Wang önerdiği yöntem ile kenar bilgilerini kaybetmeden gürültüleri temizlemeye çalışmıştır.

Jin ve arkadaşları [64] ise gürültüleri temizlemek için görüntü dizisi içerisinde manuel olarak seçilen çerçevelerde gürültü modelini belirleyip temizlemeye çalışmıştır. Bunun için istatistiksel bir metot olan gürbüz temel bileşen analizini kullanmıştır. Bu şekilde ön plan bilgisini hesaplayarak gürültülerden kurtulmuştur.

2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

2.1. Çalışmanın Genel Mimarisi

Çalışmamızda anjiyo görüntü dizisinin değişiminden faydalanarak görüntü ön planı ve arka planı belirlenmeye çalışılmaktadır. Elde edilen ön plan bölgedeki orijinal görüntü üzerine literatürde bahsedilen yöntemler uygulanarak damar bölütleme gerçekleştirilmektedir. Çalışmanın gelen olarak çalışma diyagramı Şekil 17’de gösterilmektedir.

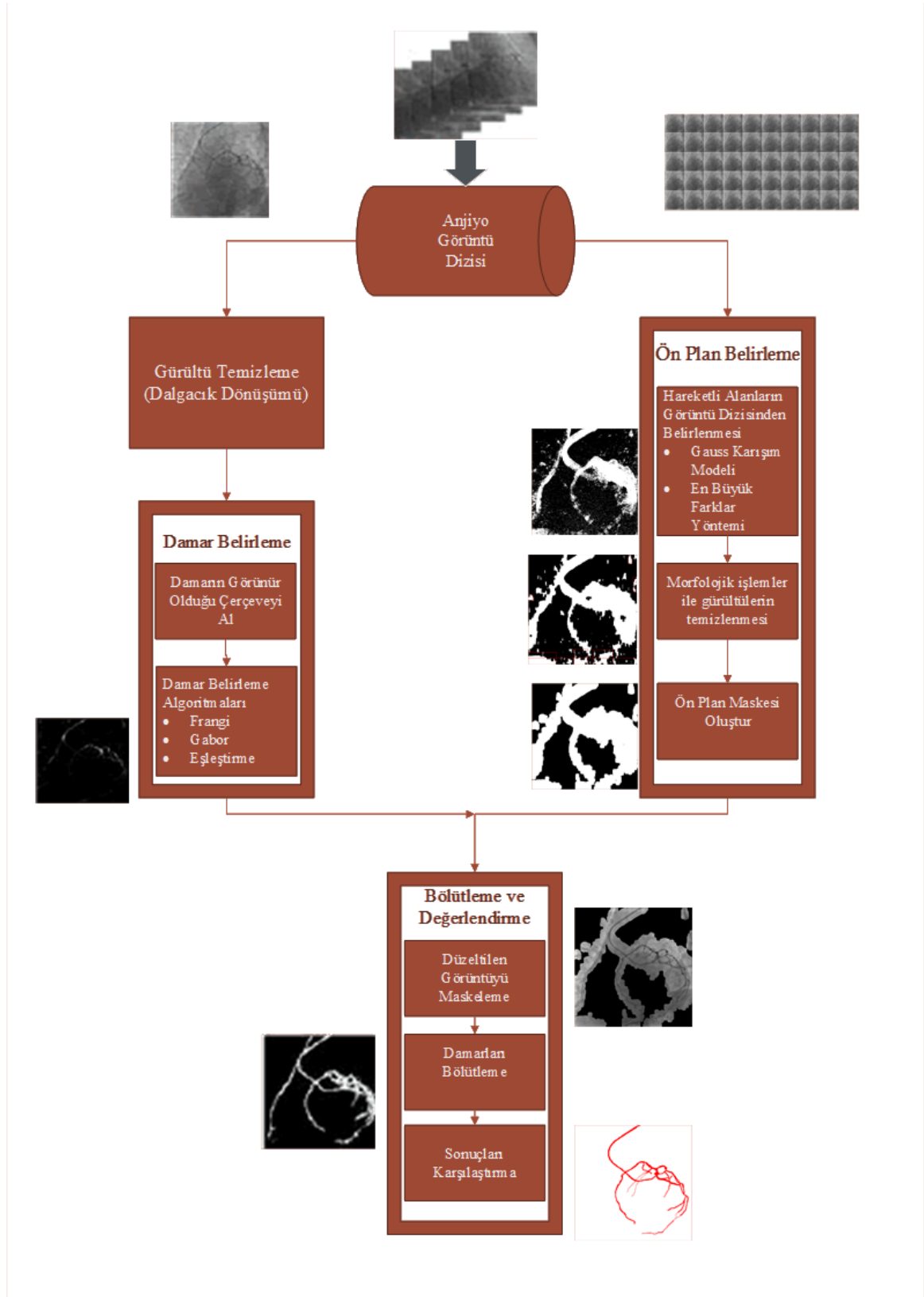
Şekil 17’de görüldüğü gibi bir taraftan görüntü iyileştirme ile ilgili işlem gerçekleştirilirken diğer taraftan anjiyo görüntü dizisi kullanılarak gerçekleşen değişimlere bağlı olarak damarların bulunduğu bölgeler belirlenmeye çalışılmaktadır. Sonrasında düzeltilmiş görüntü hesaplanan maske görüntüsü ile eşleştirilerek maske dışında kalan alanlar tamamen temizlenmiş olmaktadır.

Öncelikle anjiyogramdan alınan ve damar yapısının görünür olduğu bir görüntü çerçevesinde görüntü temizleme işlemi gerçekleştirilecektir. Bu işlem dalgacık uzayında gerçekleştirilecektir.

Gürültüsü temizlenmiş görüntüdeki damarların görünürlüğünü arttırmak için süzgeçleme yapılacaktır. Bu aşamada Frangi, Eşleştirme ve Gabor Süzgeçleri kullanılacaktır. Bu süzgeçler damar görünürlüğü arttıracak çoklu çözünürlüklü süzgeçlerdir.

Diğer taraftan görüntü dizisinden damar görüntüsünün belirlenmesi için “Gauss Karışım Modeli” ve “En Büyük Farklar” yöntemleri kullanılacaktır. Gauss Karışım modeli videolarda arka plan belirlemek için kullanılan bir yöntemdir. Bu çalışmamızda anjiyogramdaki değişimleri modelleyerek damar bölgesi belirlenmektedir.

En Büyük Farklar yöntemi ise bu tez çalışmasında önerilmiş ve görüntü dizisinde damar olan bölgeleri belirlemek için kullanılacaktır. Yöntem, görüntü dizisi içerisinde damar olan alanların en fazla değişime uğrayacağı varsayımı ile tüm görüntü dizisinde meydana gelen en yüksek değişimleri hesaplamaktadır.



Şekil 17. Çalışmanın Akış Diyagramı

2.2. Veri Seti

Bu çalışmada kullanılan angiogramlar Harran Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastanesinden izinle alınarak hastalara ait kimlik bilgileri temizlenmiştir. Kullanılan cihaz Siemens Artis Zee modeli olup tek yönlü görüntü alabilmektedir. 10 farklı hastadan görüntüler alınmıştır. Alınan görüntüler 512x512 pixel boyutundadır. Her bir görüntü dizisi 120 ile 250 çerçeve arasında işlem süresine göre değişmektedir. Her bir hastadan 8 farklı açıdan görüntü alınmıştır. Çalışmamızda bu 8 görüntüden 4 tanesi kullanılmıştır. (RAO Caudal-Cranial ve LAO Caudal-Cranial). Kullanılan görüntülerdeki damarlar uzman tarafından manuel bölütlenmiştir. Bu damar görüntüleri kesin doğru kabul edilerek hesaplamalar yapılmıştır.

2.3. Dalgacık Dönüşümü ile Gürültü Temizleme

Giriş bölümünde bahsedildiği gibi anjiyo görüntüleri görüntüleme yönteminden dolayı quantum gürültüsüne sahip görüntülerdir. Bu gürültüler damarların doğru bir şekilde bölütlenmesi ve uzman doktorların doğru teşhisini zorlaştırmaktadır. Bu nedenle bu gürültülerin temizlenmesi gerekmektedir.

Fourier dönüşümü ile elde edilen frekans uzayı süzgeçleme işlemi konum ve çözünürlük bilgisinden bağımsız yapıldığı için özellikle tıbbi görüntülerde istenen tatmin edici sonuçlar elde edilememektedir. Yerel bilgiler ve şekilsel özelliklerden bağımsız işlem yaptığı için görüntüde ciddi bozulmalara sebep olmaktadır. Bu sebeple farklı bir frekans uzayı dönüşüm aracı olan dalgacık dönüşümü kullanılmaktadır.

Ayrık dalgacık dönüşümü, görüntü iyileştirme ve gürültü gidermede çok güçlü bir görüntü işleme aracıdır. Bu yöntem ile frekans bilgileri elde edilirken zamansal ve konumsal bilgiler kaybedilmemiş olacaktır. Görüntülerde yüksek frekanslı gürültüleri gidermek için dalgacık dönüşümü ile görüntü değişik ölçeklerde yüksek ve alçak bantlara ayrılmaktadır.

2.3.1. Dalgacık Ayırıştırma ve Birleştirme

Dalgacık dönüşümün taban fonksiyonlarına “dalgacık“ denir. Dalgacık, Eşitlik 2’de gösterilmektedir.

$$\psi_{j,k}(t) = 2^{j/2} \psi(2^j t - k) \quad (2)$$

Bir $f(t)$ fonksiyonu sürekli dalgacık dönüşümü, bir $\Psi_{j,k}$ dalgacıma göre Eşitlik 3’e göre gerçekleştirilmektedir.

$$W_{\psi} f(t) = \langle f, \psi_{j,k} \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi_{j,k}(t) dt \quad (3)$$

$$\psi_{j,k}(t) = 2^{j/2} \psi(2^j t - k) \quad (4)$$

Eşitlik 3 ve 4 te j ve k reel sayılardır. j değişkeni ölçeği yansıtırken k , t eksenindeki öteleme pozisyonunu belirtir. Dalgacık dönüşüm katsayıları her bir temel fonksiyonla, dönüştürülmüş fonksiyonun iç çarpımı olarak hesaplanır. Ters dönüşüm Eşitlik 5 ve 6’da verilmektedir.

$$f(t) = \sum_j \sum_k c_{j,k} \psi_{j,k}(t) \quad (5)$$

$$c_{j,k} = \langle f(t), \psi_{j,k}(t) \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi_{j,k}(t) dt \quad (6)$$

Eşitlik 6’ da hesaplanan $c_{j,k}$ katsayıları $f(t)$ ’nin ayrık dalgacık dönüşümü (Discrete Wavelet Transform=DWT) olarak adlandırılır. Eşitlik 5’da ise ters dalgacık dönüşümü (Inverse Discrete Wavelet Transform=IDWT) olarak bilinir.

Bir $f(x,y)$ fonksiyonu için dalgacık fonksiyonları ve iki boyutlu sürekli dalgacık dönüşümü sırası ile Eşitlik 7 ve 8’de gösterilmektedir.

$$\psi_{j,k_x,k_y}(x, y) = 2^j \psi(2^j x - k_x, 2^j y - k_y) \quad (7)$$

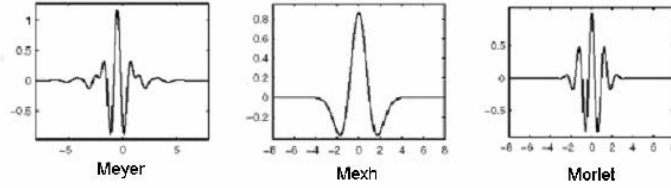
$$W_{\psi} f(x, y) = \langle f(x, y) \mathbf{g}_{\psi_{j,kx,ky}} \rangle = \int \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \psi_{j,kx,ky}(x, y) dx dy \quad (8)$$

İki boyutlu sürekli dalgacık dönüşüm (CWT) formüllerindeki k_x ve k_y ifadeleri sırası ile x ve y koordinat eksenlerindeki ötelemeleri göstermektedir. Ters 2 boyutlu CWT, Eşitlik 9 ve 10'da belirtilmektedir.

$$f(x, y) = \sum_j \sum_{kx} \sum_{ky} c_{j,kx,ky} \psi_{j,kx,ky}(x, y) \quad (9)$$

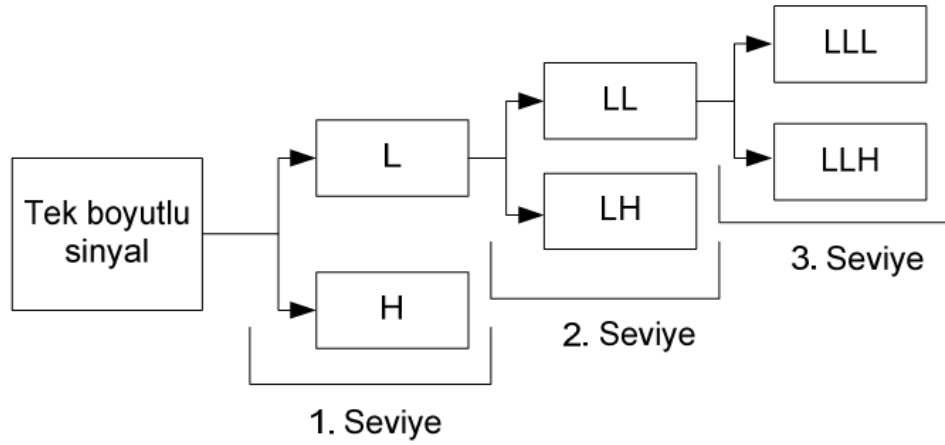
$$c_{j,kx,ky} = \langle f(x, y), \psi_{j,kx,ky}(x, y) \rangle = \int \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \psi_{j,kx,ky}(x, y) dx dy \quad (10)$$

Dalgacık dönüşümünde kullanılacak değişik özellikte dalgacık fonksiyonları mevcuttur. Hangi dalgacık fonksiyonunun uygulamada daha iyi sonuç vereceği ancak yapılacak testler sonucu anlaşılabilir. Örnek olarak bazı dalgacık fonksiyon grafikleri Şekil 18'de gösterilmektedir. Bunlardan başka Coiflet dalgacık ailesi, Daubechies dalgacık ailesi ve Biortogonal dalgacık ailesi mevcuttur.



Şekil 18: Meyer, Mexh, Morlet dalgacığı

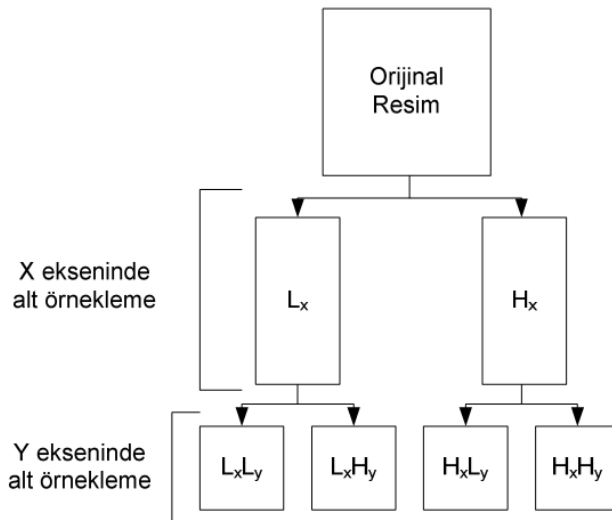
Bir işaret alçak frekans ve yüksek frekans içeriklerinden oluşur. Alçak frekans içeriği çoğunlukla işaretin en önemli kısmını teşkil eder. Yüksek frekans içeriği ayrıntı bilgisini bildirir. İşaretin yüksek ve düşük frekansları bir filtre bankası kullanılarak ayırt edilebilir. Bir filtre bankası giriş işaretini frekans bantlarını ayırt etmek için kullanılan filtreler kümesidir. Filtre bankası için iki filtre (yüksek geçiren ve alçak geçiren) kullanılacaktır. İşaretin düşük frekans bileşeni alçak geçiren filtre ile yüksek frekans bilgileri de yüksek geçiren filtre ile çıkışta elde edilir. Filtre bankasının çıkışında örnek sayısının toplamı iki kat olacaktır. Örnek sayısını önceki ile aynı tutmak gerekir. Bu nedenle örnek sayısının her filtrede azaltılması gerekir. Bu işlemi kolayca gerçekleştirmek için sadece çift örnekleri almak yeterli olacaktır.



Şekil 19. Tek boyutlu sinyali 3 seviyeli dalgacık ayrıştırma

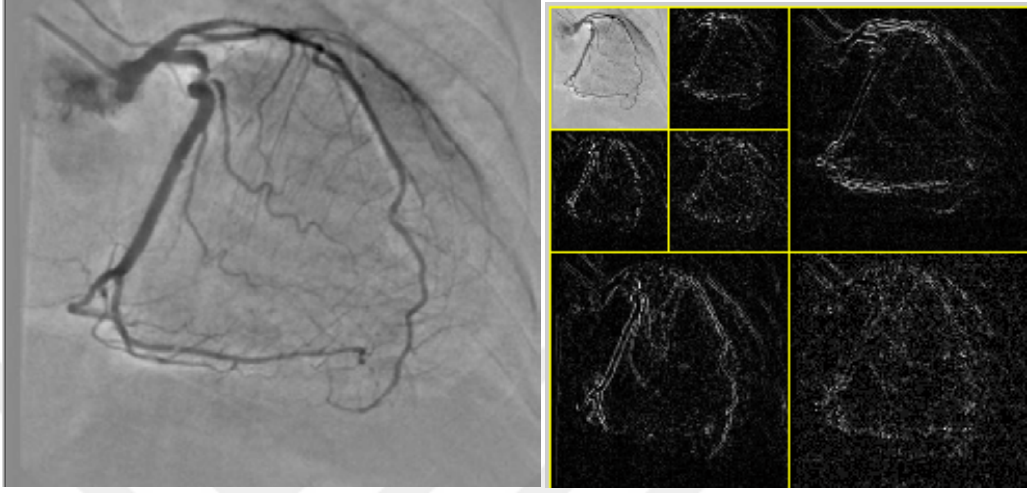
Şekil 19’da gösterildiği gibi tek boyutlu sinyal için dalgacık ayrıştırması sonucu iki ayrı sinyal oluşmaktadır. Bunlardan birisi (L) düşük frekanslı sinyaller, (H) yüksek frekanslı sinyaller olmaktadır. Tek boyutlu bir sinyalin 3 seviyeli bir dalgacık ayrıştırmasında sonuçta 4 sinyal elde edilir. (H – LH – LLH - LLL)

Şekil 20’de ise iki boyutlu sinyal olan görüntüler için dalgacık ayrıştırması gösterilmektedir. Burada her boyut için ayrı ayrıştırma gerçekleştirileceğinden her bir seviyede 4 ayrı bölge oluşmaktadır. İki boyutlu bir sinyalin bir seviyeli bir dalgacık ayrıştırmasında sonuçta 4 sinyal elde edilir. (H_xH_y – H_xL_y – L_xH_y - L_xL_y) Bu işlem 2 seviyeli gerçekleşmesi durumunda L_xL_y bölgesi tekrar ayrıştırılarak 7 bölge elde edilir.



Şekil 20. İki boyutlu tek seviye dalgacık ayrıştırması

Şekil 21’de örnek bir anjiyo görüntüsünün 2 boyutlu ayrıştırılması görüntülenmektedir. Dikkat edilirse sağ alt bölge yüksek frekanslı ayrıntıların bulunduğu bölgedir. Sol üst bölge ise ayrıntıların daha az kaldığı düşük frekanslı bölgedir.

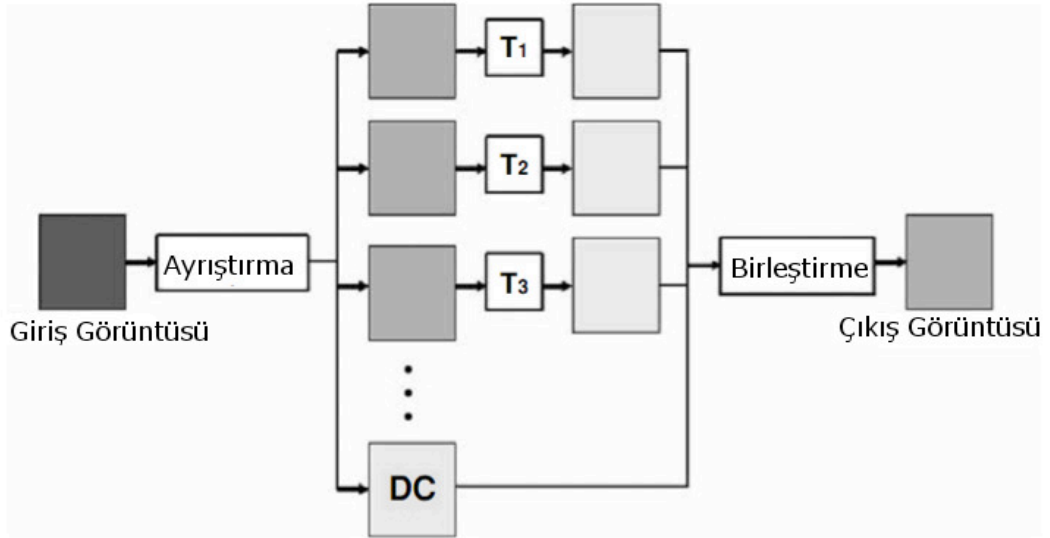


Şekil 21. Örnek Anjiyo görüntüsünün iki seviye dalgacık ayrıştırması görüntüsü

2.3.2. Dalgacık Uzayında Filtreleme ve Gürültülerin Temizlenmesi

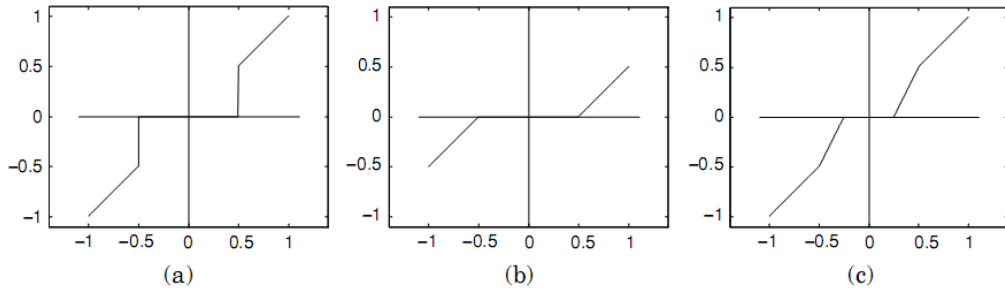
Dalgacık dönüşümü ile görüntü işlemede 3 temel adım mevcuttur. Bunlardan birincisi işareti bir takım dalgacık katsayısı olarak göstermek için parçalamaktır. Ayrık dalgacık dönüşümü (DWT) olarak adlandırılır. İkinci işlem süzgeçlemedir. Bu işlemin amacı dalgacık katsayılarında güncelleme yapmaktır. Son olarak işareti değiştirdikten sonra katsayılarla yeniden inşa etmektir. Bu işlem ters ayrık dalgacık dönüşümü (IDWT) olarak adlandırılır.

Genel olarak, Şekil 22’de gösterildiği gibi gürültü giderme işlemi dalgacık uzayında elde edilen katsayılarla uygulanan filtre veya eşik değerleri ile gerçekleştirilir. Daha sonra elde edilen katsayılarla görüntünün yeniden oluşturulması gerçekleştirilir.



Şekil 22. Dalgacık Uzayında Süzgeçleme

Genel olarak gürültü gidermek için kullanılan eşik değerleri 3 farklı şekilde görüntüye uygulanabilir. Bunlar Şekil 23’de uygulamaları gösterilen katı eşikleme (hard thresholding), yumuşak eşikleme (soft thresholding) ve pekiştirmeli eşikleme (affine thresholding). Bu eşikleme yöntemlerinden birisi seçilerek katsayı değerleri yeniden düzenlenir.



Şekil 23. a) Katı eşikleme b) Yumuşak eşikleme c) Pekiştirmeli eşikleme

Dalgacık dönüşümü ile ayrıştırılan görüntü içerisindeki gürültüleri temizlemek için kullanılacak olan eşik değerinin ne olacağının belirlenmesi önemli bir konudur. Eşik değerinin belirlenmesi elde edilecek sonucun doğruluk oranını ciddi bir şekilde etkilemektedir. Bu sebeple sabit bir eşik değeri kullanmak yerine görüntü özelliklerine bağlı eşik değerinin hesaplanarak kullanılması daha doğru sonuç verecektir.

Özellikle parlaklık değerler dağılımlarının çok fazla farklılık gösterdiği X-Işını anjiyo görüntülerinde sabit eşik değeri kullanımını oldukça hatalı sonuçlar verecektir. Bunun

yerine görüntü özelliklerinden otomatik eşik değeri belirleyecek yöntemlerin tercihi doğru sonuçlar elde etme açısından oldukça iyi olacaktır.

Otomatik eşik değeri belirleme için kullanılan 3 farklı yöntem vardır. Bunlar VisuShrink, SureShrink ve BayesShrink otomatik eşik belirleme yöntemleridir.

VisuShrink, İçerikten bağımsız olarak tüm görüntü için eşik değerinin hesaplanması için kullanılır. Evrensel Eşik değeri olarak da isimlendirilir. Eşitlik 11’de gösterildiği şekliyle hesap edilir. T_c eşik değerini, N verinin boyutunu ve σ değeri ise verideki gürültünün varyansını ifade eder. σ değeri Eşitlik 12’de gösterilen şekilde hesaplanır.

$$T_c = \sigma\sqrt{2\ln N} \quad (11)$$

$$\sigma_0 = STD(|x_i - \tilde{x}|) \quad (12)$$

Evrensel eşik değeri olarak adlandırılmasının nedeni veri içerisindeki değişimler ile ilgilenmeden, verinin tümünden hesaplanmasından kaynaklanıyor.

SureShrink, SURE (Stein’s Unbiased Risk Estimator), ayrıştırma sonucu elde edilen her bir alt bant için eşik değeri hesaplanmasıyla elde edilir. Eşitlik 13’e göre hesaplanan eşik değeri yumuşak eşiklemeye yöntemi ile alt bantlara uygulanır. VisuShrink yönteminden daha etkili sonuçlar vermektedir.

$$SURE(t; X) = d - 2 \#\{i: |X_i| \leq t\} + \sum_{i=1}^d \min(|X_i|, t)^2 \quad (13)$$

Özellikle her bir bantta farklı değere göre eşikleme yapmasından dolayı istenen frekans aralığına daha etkin bir süzgeçleme yapabilir. Bunun yanı sıra düşük frekanslı bölgelerde ise bozulma etkisini azaltır.

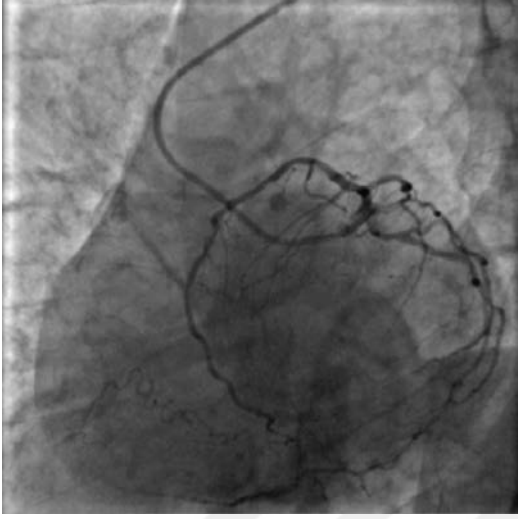
BayesShrink, Adaptif olarak içeriğe bağlı eşik belirleme için kullanılır. Dalgacık katsayılarının her bir alt banda Genel Gauss Dağılımı ile (GGD) yayıldığı varsayılmıştır. Bayes riskini minimize edecek şekilde eşik değeri hesaplanır. Bu nedenle BayesShrink olarak adlandırılmıştır.

Alt bantlara bağımlı olarak yumuşak eşikleme yöntemi ile eşikleme işlemi uygulanır. SureShrink eşiklemeye benzer olarak yumuşatma etkisi yapmaktadır.

Bayes eşik değeri $t_B = \sigma^2/\sigma_s$ denkleminde gösterildiği gibi tanımlanır. σ^2 gürültünün varyansını ifade ederken σ_s^2 ise gürültüsüz görüntünün varyansı olarak kabul

edilir. Gürültü varyansı olan σ^2 HH₁ yüksek frekans alt bandından Eşitlik 14'e göre hesaplanır.

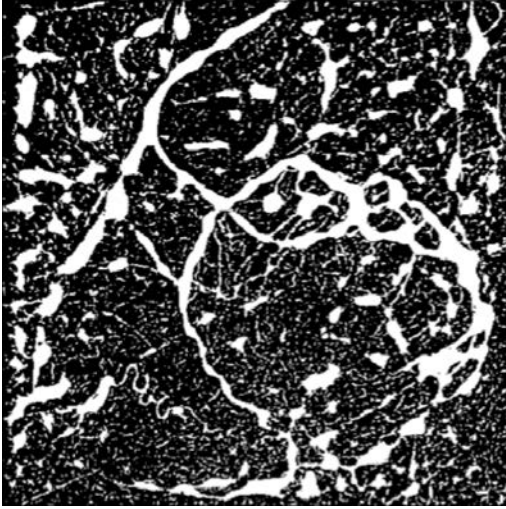
$$\hat{\sigma} = \frac{\text{median}(\{|g_{j-1,k}|:k=0,1,\dots,2^{j-1}-1\})}{0,6745} \quad (14)$$



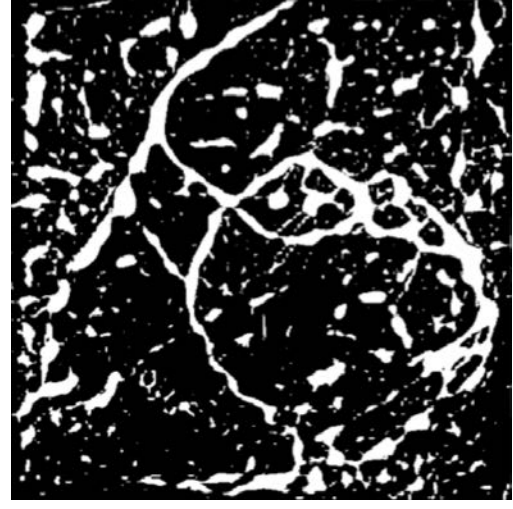
(a)



(b)



(c)



(d)

Şekil 24. Gürültü temizlenmiş anjiyo görüntüsü, (a) Orijinal anjiyo görüntüsü, (b) Dalgacık dönüşümü ile gürültü temizlenmiş görüntü (c,d) Görüntülerin eşiklenmiş hali

Şekil 24'te örnek bir anjiyo görüntüsüne 3. dereceden ayrıştırma yapılarak yumuşak eşikleme yapılmaktadır. Görüntü de yüksek çözünürlüklü gürültüler belirli oranda temizlenmektedir. Çıkış görüntüsünde az miktar bulanıklaşmaya sebep olmaktadır.

Uygulanan işlemin sonucunun görülebilmesi için eşikleme yapılmakta ve elde edilen ikili görüntüde gürültülerin temizlendiği görülmektedir.

2.4. Damar Görüntüsü Belirleme

Önceki bölümlerde bahsedilen X-Işını görüntülemeye kaynaklanan gürültüler ve bozucu etkiler bölütlemeyi zorlaştırmaktadır. Ayrıca bahsedilen gürültü temizleme yöntemleri görüntülerde yüksek frekanslı gürültüleri temizlerken damar yapılarının ayrıntılarını da kaybetmektedir. Bu bozulmalar damar bölütlemeyi olumsuz olarak etkilemektedir. Özellikle damar kenar bilgilerinde bulanıklaşma ile ayrıntılar kaybedilmektedir.

Kaybedilen damar bilgilerinin elde edilmesi ve damar yapılarının görünürlüğünü arttırmak için damar iyileştirme algoritmaları kullanılmaktadır. Tez çalışmaları sırasında üç farklı yöntem uygulanarak karşılaştırılmıştır. Damar yapısının görünürlüğünü arttıracak olan bu süzgeçler, Frangi Süzgeci, 2 Boyutlu Karşılaştırma Süzgeci ve Gabor Süzgecidir. Bu kısımda kullanılan yöntemlerin teorileri açıklanarak elde edilen iyileştirmeler görüntülenecektir. Ayrıca her bir yöntemin parametrelerinden bahsedilecektir. Yöntemlerin uygulanması ile elde edilen iyileştirme sonuçları gösterilerek etkin parametrelerin belirlenecektir.

2.4.1. Frangi Süzgeci

Frangi Süzgeci, damar iyileştirme ve bölütleme işleminde damarların yapısal özelliği olarak boru şeklinde olmasını referans almaktadır. Görüntü içeriğinde damar şekline benzeyen silindirik şeklindeki geometrik modeli arayacak bir filtreleme ile iyileştirme yapılmaktadır. Böylece damar özellikleri olan merkez eksenleri ve genişlikleri konusunda bilgi elde edilebilmektedir. Bu yapısal özelliğe sahip olmayan alanlar da bastırılmaktadır. Bu şekilde esas amaç olan görüntüden damarların bölütlenmesi kolaylaştırılmaktadır. Kullanılan süzgeç parametrelerindeki değişiklikler ile de farklı boyutlardaki damar yapıları belirlenebilmektedir.

Önerilen yöntemler Hessian matris temelli filtreleme gerçekleştirmektedir. Hessian matris temelli filtreleme de görüntünün geometrik özellikleri ve çok yönlülüğüne bağlı tepkiler ortaya çıkarılmaktadır.

Eşitlik 16'te elde edilen H Hessian matris görüntüdeki piksellerin ikinci dereceden türevleri hesaplanarak oluşturulmaktadır. Oluşturulan H Hessian matrisine ait $(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3)$ öz değerleri ve $(\vec{v}_1, \vec{v}_2, \vec{v}_3)$ ise öz vektörleri ifade etmektedir. Hesaplanan öz vektörlerin ve öz değerlerin analizine göre ilgili piksellerin damara ait olup olmadığı belirlenmektedir.

Genel olarak iyileştirme işlemi görüntüdeki yerel değişimlerin analiz edilmesi ile gerçekleştirilir. Yani görüntülerdeki piksel komşulukları arasındaki ilişkiler üzerinde işlemler gerçekleştirilir.

$$L(x_o + \delta x_o, s) \approx L(x_o, s) + \delta x_o^T \nabla_{o,s} + \delta x_o^T H_{o,s} \delta x_o \quad (15)$$

L fonksiyonu işlem yapılan görüntüde x_o noktasının komşuluklarının Taylor açılımı Eşitlik 14'de gösterilmektedir. Açılımda bulunan $\nabla_{o,s}$ ifadesi gradient vektörü, $H_{o,s}$ ise Hessian matrisini ifade eder. $F(x)$ görüntüdeki piksel değerlerini ifade etmekte ve Eşitlik 16 ifadesi 3 boyutlu uzayda ve 2 boyutlu uzayda $F(x)$ ifadesinin Hessian matrisini ifade etmektedir. Bu değerler x_o noktasında s. ölçeğe göre hesaplanır.

$$H = \begin{bmatrix} F_{xx} & F_{xy} & F_{xz} \\ F_{yx} & F_{yy} & F_{yz} \\ F_{zx} & F_{zy} & F_{zz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 F(x)}{\partial x \partial x} & \frac{\partial^2 F(x)}{\partial x \partial y} & \frac{\partial^2 F(x)}{\partial x \partial z} \\ \frac{\partial^2 F(x)}{\partial y \partial x} & \frac{\partial^2 F(x)}{\partial y \partial y} & \frac{\partial^2 F(x)}{\partial y \partial z} \\ \frac{\partial^2 F(x)}{\partial z \partial x} & \frac{\partial^2 F(x)}{\partial z \partial y} & \frac{\partial^2 F(x)}{\partial z \partial z} \end{bmatrix} \quad (16)$$

$$H = \begin{bmatrix} F_{xx} & F_{xy} \\ F_{yx} & F_{yy} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{\partial^2 F(x)}{\partial x \partial x} & \frac{\partial^2 F(x)}{\partial x \partial y} \\ \frac{\partial^2 F(x)}{\partial y \partial x} & \frac{\partial^2 F(x)}{\partial y \partial y} \end{bmatrix}$$

Bu yapıda diferansiyel işlemi Eşitlik 17'de gösterilen Gauss yapısının değiştirilmiş bir hali olan Eşitlik 18' de gösterildiği şekliyle katlama işlemi olarak tanımlanmıştır.

$$\frac{\partial}{\partial x} L(x, s) = s^\gamma L(x) * \frac{\partial}{\partial x} G(x, s) \quad (17)$$

Eşitlik 18 D boyutlu Gauss tanımlamasıdır.

$$G(x, s) = \frac{1}{\sqrt{(2\pi s^2)^D}} e^{-\frac{\|x\|^2}{2s^2}} \quad (18)$$

Eşitlik 19'da Taylor açılımında 3. Terimin açık hali gösterilmektedir. Bu terim ikinci dereceden yönlendirilmiş türev olarak gösterilmiştir.

$$\delta x_o^T H_{o,s} \delta x_o = \left(\frac{\partial}{\partial \delta x_o} \right) \left(\frac{\partial}{\partial \delta x_o} \right) L(x_o, s) \quad (19)$$

Hessian matrisin özdeğerlerinin incelenmesinin esas sebebi görüntüden ayrıştırılan ikinci dereceden türevlenmiş yapıdan yön bilgilerinin elde edilebilmesidir. Eşitlik 20 ve 21 ifadesinde gösterildiği şekilde $H_{o,s}$ hessian matrisin $\hat{u}_{s,k}$ özvektöre ait $\lambda_{s,k}$ özdeğeri ifade etmektedir.

$$H_{o,s} \hat{u}_{s,k} = \lambda_{s,k} \hat{u}_{s,k} \quad (20)$$

$$\hat{u}_{s,k}^T H_{o,s} \hat{u}_{s,k} = \lambda_{s,k} \quad (21)$$

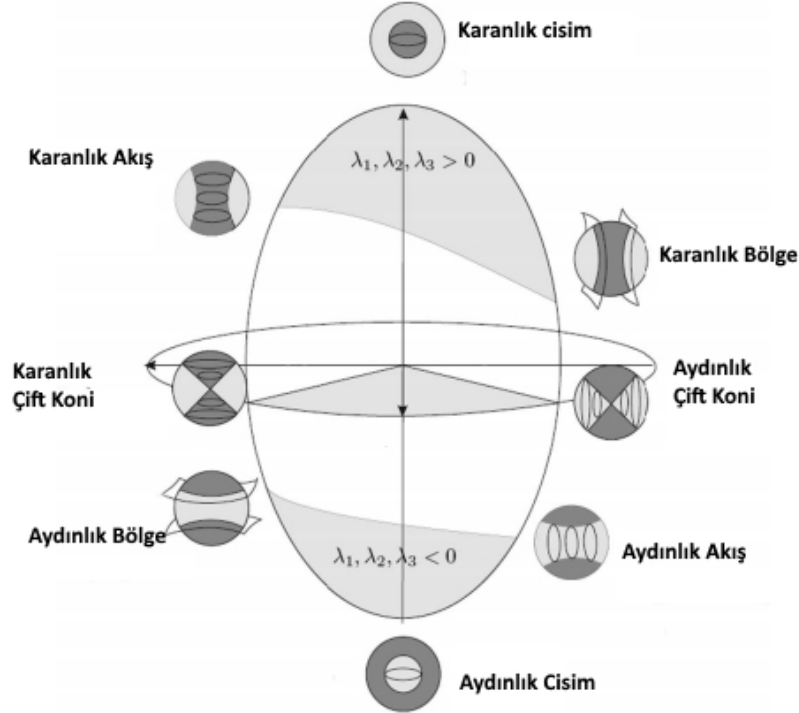
Hessian matrise ait öz değerler analizi ile, görüntüdeki şekilsel yapıların bir çok temel özelliği öne çıkarılmaktadır Bu özellikler, damara ait eğriliğin yönü ve seviyesi, tüp şeklindeki yapıların temel özellikleri ve damar kesit düzlemindeki en yüksek eğriliktir.

Hessian matrisin öz değerlerinin ayrıştırılması ile değişik ölçeklere göre değişmeyen üç farklı ortonormal yön elde edilmiştir. Görüntü içerisinde elipsoide benzer yapılar, ikinci dereceden türevlerden oluşan hessian matrisin öz değerlerin arasındaki ilişkilere göre belirlenir. Denklemlerde λ_k k. en küçük genliğe sahip öz değeri ifade etmektedir ($|\lambda_1| < |\lambda_2| < |\lambda_3|$). En küçük öz değerlerin ilişkisine bağlı olarak görüntü içerisindeki yapıların özellikleri Tablo 1'de gösterilmektedir. Herhangi bir piksel damar yapısının iç bölgesinde kalıyor ise λ_1 küçük değer (en ideali 0) olmalıdır. Bu durumda λ_2 ve λ_3 değerleri ise birbirine yakın yüksek değerler olmalıdır.

Tablo 1: λ_k değerine göre 2 veya 3 boyutlu görüntülerdeki geometrik şekillerin özellikleri (H=Yüksek, L=Düşük, N=Gürültülü veya Çok küçük, +/- Öz değerler işaretleri) Öz değerlerin sıralaması: $|\lambda_1| \leq |\lambda_2| \leq |\lambda_3|$. (16'dan değiştirilerek alınmıştır.).

2 Boyut		3 Boyut			Yapı
λ_1	λ_2	λ_1	λ_2	λ_3	
N	N	N	N	N	Gürültülü, Belirsiz Yön
		L	L	H-	Düzlemsel Yapı (Açık Renkli)
		L	L	H+	Düzlemsel Yapı (Koyu Renkli)
L	H-	L	H-	H-	Borsal Yapılar (Açık Renkli)
L	H+	L	H+	H+	Borsal Yapılar (Koyu Renkli)
H-	H-	H-	H-	H-	Kabarcık Yapılar (Açık Renkli)
H+	H+	H+	H+	H+	Kabarcık Yapılar (Koyu Renkli)

Şekil 25'de Hessian Matrise ait özdeğerlerin 3 boyutlu uzayda ifade ettiği alanlar görsel olarak gösterilmektedir.



Şekil 25. Hessian Matrisin özdeğerlerinin 3 boyutlu uzayda karşılığı ([73]' den değiştirilerek alınmıştır.)

Frangi' nin yönteminde görüntünün yerel yapılarının özelliklerini çıkarmak için çoklu ölçekli ikinci dereceden türevleme ile Hessian matrisi oluşturmuştur. Elde edilen hessian matrisin öz değerlerini kullanarak damar bölgelerini belirlemiştir. Uygulanan süzgeç Eşitlik 22'de verilmektedir.

$$u_{Frangi} = \begin{cases} 0, & \lambda_2 > 0 \text{ veya } \lambda_3 > 0 \\ (1 - e^{-\frac{A^2}{2\alpha^2}})e^{-\frac{B^2}{2\beta^2}}(1 - e^{-\frac{S^2}{2\gamma^2}}), & \text{diğer durumlarda} \end{cases} \quad (22)$$

$$A = \frac{|\lambda_2|}{|\lambda_3|}, B = \frac{|\lambda_1|}{\sqrt{|\lambda_2\lambda_3|}}, S = \sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2} \quad (23)$$

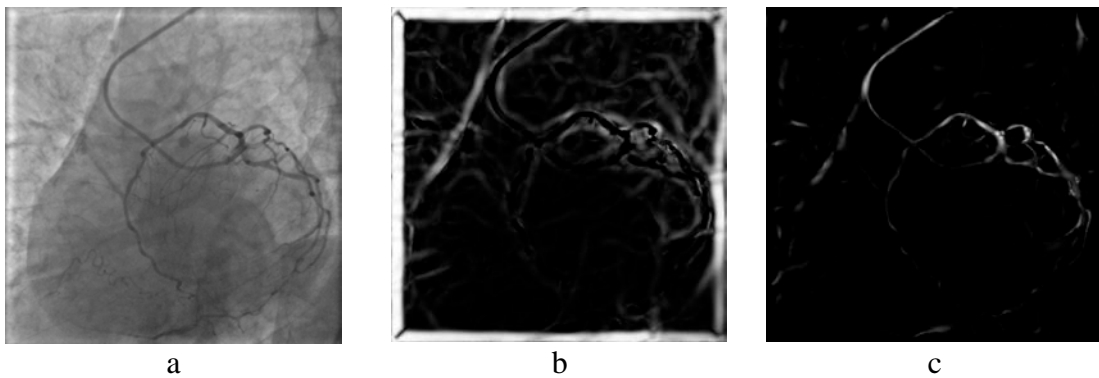
Denklemden A, B ve S değerleri görüntü içerisinde değişik yapılara karşılık gelmektedir. A yüzey alanlar ile çizgisel değişen bölgeleri ayırmak için kullanılmaktadır. B yuvarlak şeklindeki cisimleri belirlemektedir. S ise yüksek kontrastlı alanlar ile düşük kontrastlı arka planı ayırmaktadır. α, β ve γ parametreleri ise amaca uygun olarak yapılması istenen işleme göre A, B ve S değerlerinin kullanılacağını belirlemektedir.

Burada en yüksek standart sapmaya sahip değerler yeni görüntüyü oluşturacaktır. A silindirik şeklindeki yapılar bulunarak görünürlüğü artırılmıştır. S değeri ise damar dışı alanlar belirlenerek görüntüden çıkarılmıştır. Filtrenin parametreleri olarak $\sigma = \{2, 4, 6, 8, 10\}$, $\beta = 0.5$ ve $c = 25$ olarak belirlenmiştir. Bu belirlenen parametreler denemeler yolu ile elde edilmiştir.

Şekil 26'da Frangi süzgecinin uygulanması sırasında takip edilecek işlem adımları belirtilmektedir.



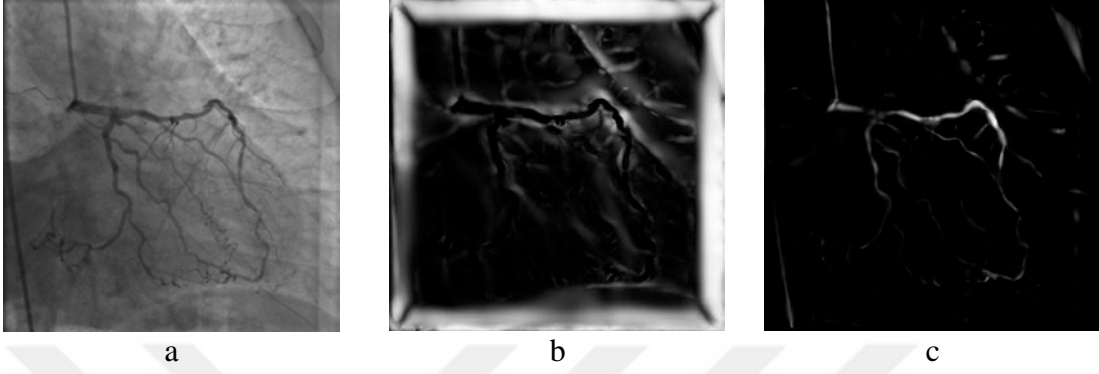
Şekil 26. Frangi Süzgecin Akış Diyagramı



Şekil 27. a) Orjinal LAD anjiyo görüntüsü. b) Frangi süzgeci sonucu σ (1-10) c)Elde edilen sonuç görüntüsünde damar alanları belirlenmiş görüntü

Şekil 27’de örnek bir LAD anjiyo görüntüsüne Frangi süzgeci uygulanmıştır. Elde edilen görüntüde belirlenen alanların yüksek parlaklık değerlerine dönüştürülerek

görünürlüğü arttırılmıştır. Farklı boyutlarda damar yapılarının görünürlüğünü arttırmak için farklı boyutlarda süzgeçler kullanılmıştır. Şekil 27’de süzgeçleme için σ değeri 1 ile 10 arasında farklı değerler alınarak süzgeçleme gerçekleştirilmiştir.



Şekil 28. a) Orijinal RCA anjiyo görüntüsü. b) Frangi süzgeci sonucu σ (1-20) c) Elde edilen sonuç görüntüsünde damar alanları belirlenmiş görüntü

Şekil 28’de ise örnek bir RCA anjiyo görüntüsü süzgeçlenerek damar yapıları belirgin hale getirilmiştir. Ancak bu örnek te σ değeri 1 ile 20 arasında seçilmiştir. Bu şekilde daha farklı boyutlar da damar yapıları görünür hale getirilmiştir.

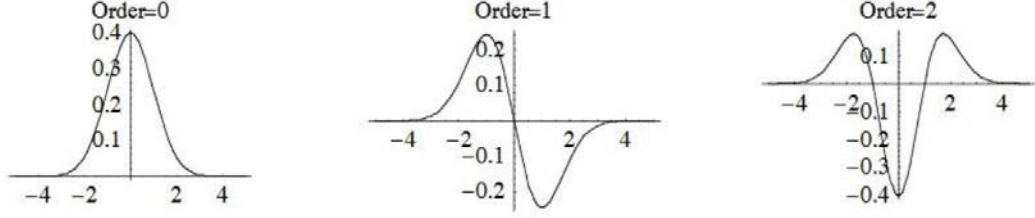
2.4.2. İki Boyutlu Karşılaştırma Süzgeci

Damar yapılarının doğru bir şekilde bölütlenmesi ve görünürlüğünün arttırılması için kullanılan bir diğer yöntem ise iki boyutlu karşılaştırma süzgecidir. Bu yöntem ile belirlenen özelliğe benzeyen sinyal veya objelerin belirlenmesinde kullanılmaktadır. Damar yapıları da şekilsel olarak Gauss eğrilerine benzemektedir. Karşılaştırma süzgeci şablon eşleme yönteminin bir çeşididir. Bu şekilde Gauss eğrilerine benzeyen yapılar tanınmakta ve belirginleştirilmededir.

Süzgecin oluşturulacağı fonksiyonuna ait Gauss dağılımı Eşitlik 24’te gösterilmektedir. σ^2 varyansı ifade ederken σ ise standart sapma değeridir.

$$g(x) = 1 - e^{-x^2/2\sigma^2} \quad (24)$$

Gauss fonksiyonunun genel yapısı tam olarak damar yapısına karşı gelmemektedir. Bu nedenle ikinci dereceden türevi kullanılmaktadır. Bu fonksiyonların grafiksel gösterimi Şekil 29’da verilmektedir.



Şekil 29. Gauss Fonksiyonunun σ için 0 ile 3 arasında türevlenmiş halinin gösterimi

Gauss eğrisi için değişik X değerleri için dağılım değerlerinin belirlenmesi ve uygun değerlere göre hesaplama yapılması doğru olacaktır. Tablo 2 farklı X değerleri için hesaplanan dağılım değerlerini vermektedir. Burada en düşük değer olarak 3.0 olduğu görülmüştür.

Tablo 2. Gauss Fonksiyon Değerleri

X	$e^{-x^2/2\sigma^2}$
0	1
0.5σ	0.8825
1.0σ	0.6065
1.5σ	0.3247
2.0σ	0.1353
3.0σ	0.0111

Damar yapısının elde edilebilmesi için kullanılacak olan Gauss karşılaştırma süzgecinin ikinci dereceden türevi matematiksel olarak Eşitlik 25’ de verilmektedir.

$$K(x, y) = -\frac{x}{\sqrt{2\pi}\sigma^3} \exp\left(-\frac{x^2}{2\sigma^2}\right), \quad |x| \leq t\sigma, \quad |y| \leq \frac{L}{2} \quad (25)$$

Gauss eğrisi iki uçta sonsuz olduğu için hesaplamalarda uygun aralığın belirlenmesi gerekmektedir. Damar genişliğine göre en düşük Gauss değerine göre çekirdek boyutu belirlenmelidir.

Karşılaştırma süzgeci kullanılarak görüntüye ait özellikler belirginleştirilmekte ve tespit edilmektedir. Bu yöntem kan damarlarının önceden tanımlanmış olan gauss fonksiyon şekline uygun şablona yapısına sahip olduğu varsayılmaktadır. Ancak damar yapıları farklı yönelimi olduğundan tek bir süzgeç kullanımı tüm damar yapıları için yeterli gelmemektedir. Bu nedenle tanımlanan süzgecin farklı yönelimli versiyonları oluşturulacaktır. Bu sebeple kullanılan süzgeç 15 derece döndürülerek 12 farklı süzgeç oluşturulmaktadır. Süzgecim değişimi için Eşitlik 26 kullanılmaktadır.

$$R_{\theta} = \begin{bmatrix} \cos \theta & \sin \theta \\ -\sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix} \quad (26)$$

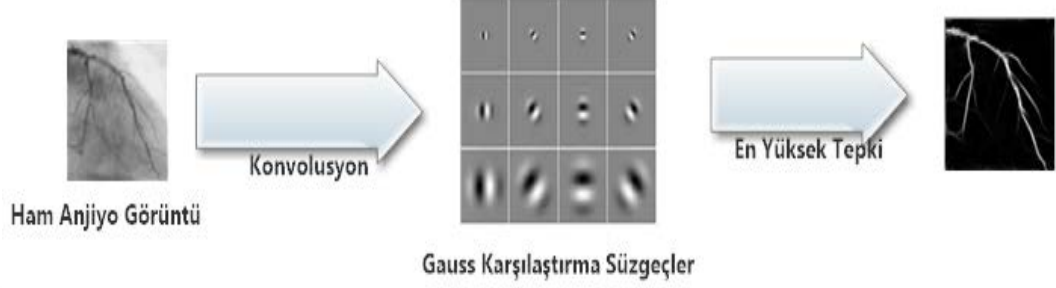
Bununla birlikte farklı boyutlarda damar yapılarının ortaya çıkarılması için farklı boyutlarda süzgeçler kullanımı zorludur. Kullanılacak süzgeçleri damar kesitlerinin boyutlarına göre belirlenmektedir. Damar boyutları görüntülerde 2 ile 18 piksel arasında değişmektedir. Ancak çok ince kılcal damarların belirlenmesi için çok küçük ölçekli süzgeçlerin kullanımı görüntüde gürültülerin bastırılmasını engelleyeceğinden kaçınılmıştır. Çalışmada kullanılan karşılaştırma süzgeci için Şekil 30 örnek olarak gösterilebilir. Gösterilen süzgeç 11*11 boyutundadır. 0 açılı bu süzgeç bahsedildiği gibi 15 derecelik açılarla döndürülerek 12 farklı süzgeç oluşturulmuştur.

0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	3	2	2	6	2	2	3	0	0
0	0	3	2	2	6	2	2	3	0	0
0	0	3	2	2	6	2	2	3	0	0
0	0	3	2	2	6	2	2	3	0	0
0	0	3	2	2	6	2	2	3	0	0
0	0	3	2	2	6	2	2	3	0	0
0	0	3	2	2	6	2	2	3	0	0
0	0	3	2	2	6	2	2	3	0	0
0	0	3	2	2	6	2	2	3	0	0
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0

0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
0	0	0	0	0	3	2	0	0	0	0
0	0	0	0	3	2	2	6	-6	0	0
0	0	0	3	3	2	2	6	-2	2	3
0	0	0	3	2	2	6	2	-2	2	3
0	0	3	2	2	2	6	2	2	3	0
0	0	3	2	2	6	2	2	2	3	0
0	3	2	2	2	6	2	2	3	0	0
0	3	2	2	6	2	2	3	3	0	0
0	0	0	6	6	2	2	3	0	0	0
0	0	0	0	0	2	3	0	0	0	0

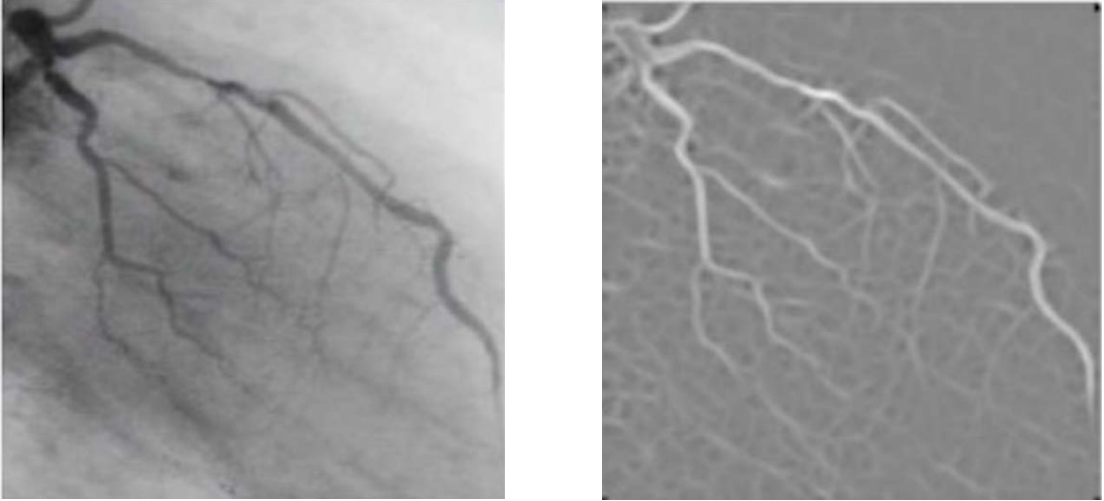
Şekil 30. 11*11 Karşılaştırma Süzgeci 0 derece ve 15 derecelik görüntüleri

Verilen süzgece ek olarak 17*17, 21*21, 27*27, 33*33 ve 39*39 boyutlarında süzgeçler kullanılmaktadır. Bu şekilde 12*6=72 farklı süzgeç kullanılarak damar iyileştirme yapılmıştır.



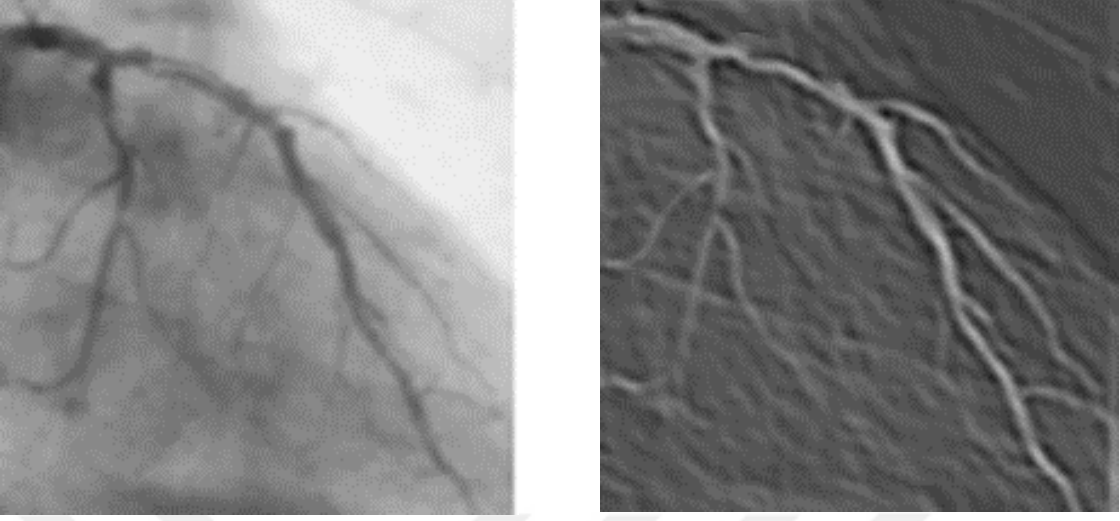
Şekil 31. Karşılaştırma Süzgeci Uygulama Akış Şeması

Şekil 31’de uygulanacak süzgece ait akış şeması verilmektedir. Matematiksel olarak ifade edildiği gibi zamansal olarak süzgeçler görüntü ile katlama işlemine tabi tutulur. En yüksek tepkiye göre süzgeçlenmiş görüntü oluşturulur.



Şekil 32. Örnek anjiyo görüntüsü ve karşılaştırma süzgeci sonucu 1. (Görünürlüğü arttırmak için gri seviye görüntülenmektedir.)

Şekil 32’de karşılaştırma süzgeci ile iyileştirilmiş örnek anjiyo görüntüsü gösterilmektedir. 15 derecelik açılarla döndürülerek 12 süzgeç edilmiştir. σ parametresi olarak 2 seçilmiştir.



Şekil 33. Örnek anjiyo görüntüsü ve karşılaştırma süzgeci sonucu 2. (Görünürlüğü arttırmak için gri seviye görüntülenmektedir.)

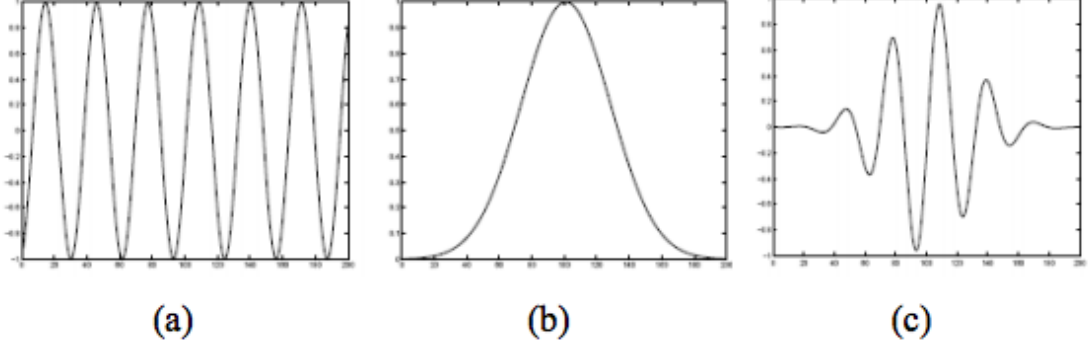
Şekil 33'de ise benzer olarak karşılaştırma süzgeci ile damar yapıları belirginleştirilirken süzgeç 30 derecelik açılarla döndürülerek 6 süzgeç edilmiştir. σ parametresi olarak 1,5 kullanılmıştır.

2.4.3. Gabor Süzgeci

Gabor Fonksiyonları, Gauss fonksiyonlarının sinüs dalgaları ile modüle edilmesi ile elde edilmektedir. Son yıllarda sinyal ve görüntü işleme uygulamalarında yoğun olarak kullanılmaktadır. Sinyallerin ve görüntülerin frekans uzayında özelliklerinin ortaya çıkarılmasında kullanılmaktadır. Fourier dönüşümünden farklı olarak zaman ve frekans çözünürlüğü bilgisini birlikte taşımaktadır. Özellikle görüntüdeki nesnelerin konum, genişlik ve frekans özelliklerini birlikte ifade etmesi ile görüntü işlemede kullanımı yaygınlaşmıştır.

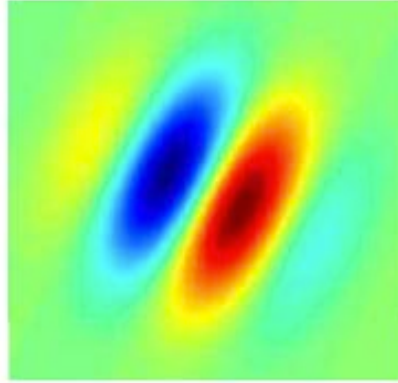
Gabor süzgeci direk olarak Gabor dalgacığı ile ilişkilidir. Ancak Gabor dalgacığı süzgeçlemede kullanılmamaktadır. Çünkü süzgeçlemede ihtiyaç duyulan genişleme ve rotasyon çok fazla işlem yükü gerektiren biortogonal dalgacıkların hesaplanmasını gerektirmektedir. Bunun yerine birçok farklı boyut ve yönelimde Gabor süzgeçlerinden oluşan süzgeç bankası kullanılmaktadır. Gabor uzayı görüntü işlemede özellik çıkarma, doku bölütleme ve görüntü iyileştirme gibi birçok alanda yaygın olarak kullanılmaktadır.

Gabor süzgecinin davranışının anlaşılabilmesi için tek boyutlu sinyaller incelenebilir. Örnek olarak Şekil 34’de bir boyutlu sinyalin Gabor süzgecine vermiş olduğu cevap görülmektedir.



Şekil 34. 1B Uzayda Gabor Süzgecinin etkisi. (a) Sinüs sinyali (b) Gauss Çekirdeği (c) Uygun Gabor Süzgeci

Şekil 35’de ise iki boyutlu Gabor Süzgeci frekans koordinat düzleminde merkezlenmiş olarak gösterilmektedir.



Şekil 35. 2B Gabor Süzgeci Frekans Koordinat Sisteminde Görünümü

Eşitlik 27’de süzgeçleme işlemi gösterilmektedir. Burada $s(x, y)$, kompleks sinüsoidal fonksiyonu ifade etmektedir.

$$g(x, y) = s(x, y)w_r(x, y) \quad (27)$$

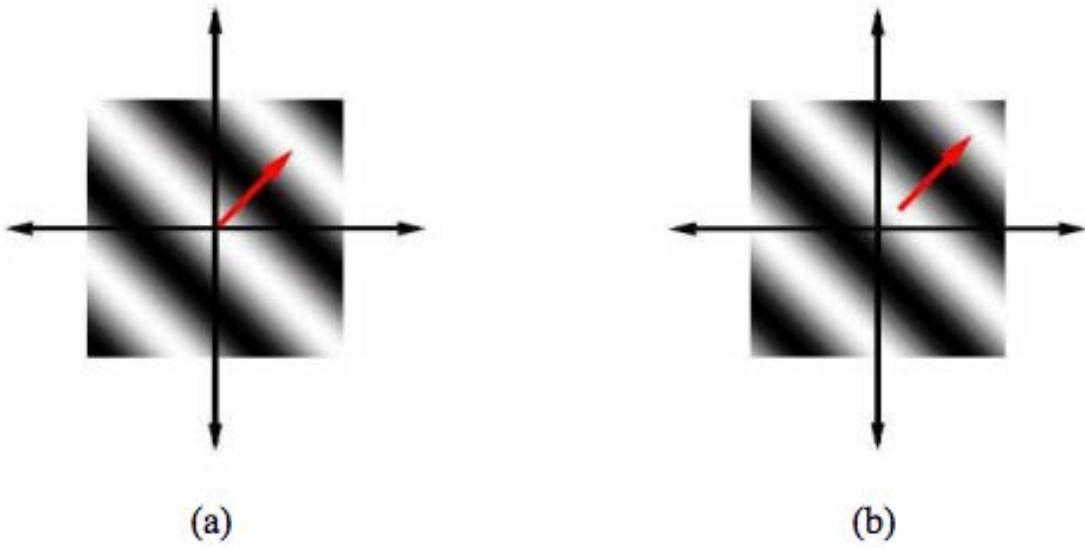
Eşitlik 28’de ifade edilen $s(x, y)$, taşıyıcı fonksiyon olarak tanımlanmaktadır.

$$s(x, y) = e^{j(2\pi(u_0x+v_0y)+p)} \quad (28)$$

Eşitlik 29 ve Eşitlik 30 ise $s(x, y)$ nin reel ve karmaşık bileşenlerini ifade etmektedir.

$$\text{Re}(S(x, y)) = \cos(2\pi(u_0x + v_0y) + p) \quad (29)$$

$$\text{Re}(S(x, y)) = \cos(2\pi(u_0x + v_0y) + p) \quad (30)$$



Şekil 36: İki boyutlu sinüs işaretinin (a) Reel Bileşenin Görüntüsü (b) Kompleks bileşenin görüntüsü

Şekil 36'da $(u_0 = v_0 = \frac{1}{80}, p = 0)$ parametrelili sinusodal görüntüye ait reel ve kompleks bileşenler gösterilmektedir.

$s(x, y)$ ifadesi farklı olarak Eşitlik 31' de gösterildiği şekilde yazılabilir.

$$s(x, y) = e^{j(2\pi F_0(x \cos w_0 + y \sin w_0) + p)} \quad (31)$$

$w_r(x, y)$ ise 2 boyutlu Gauss yapısında fonksiyonu ifade etmektedir. Eşitlik 32' de gösterildiği gibi tanımlanabilir. Burada K Gauss fonksiyonunun ölçeğini ifade etmektedir. (x_0, y_0) , fonksiyonun pik noktalarını göstermektedir. a ile b parametreleri ölçeklendirme için kullanılmakta ve r parametresi ise fonksiyonu rotasyona uğratmaktadır.

$$w_r(x, y) = K e^{(-\pi(a^2(x-x_0)^2_r + b^2(y-y_0)^2_r))} \quad (32)$$

r parametresine döndürme işlemi Eşitlik 33 ve Eşitlik 34'de gösterilmektedir.

$$(x - x_0)_r = (x - x_0) \cos \theta + (y - y_0) \sin \theta \quad (33)$$

$$(y - y_0)_r = (x - x_0) \sin \theta + (y - y_0) \cos \theta \quad (34)$$

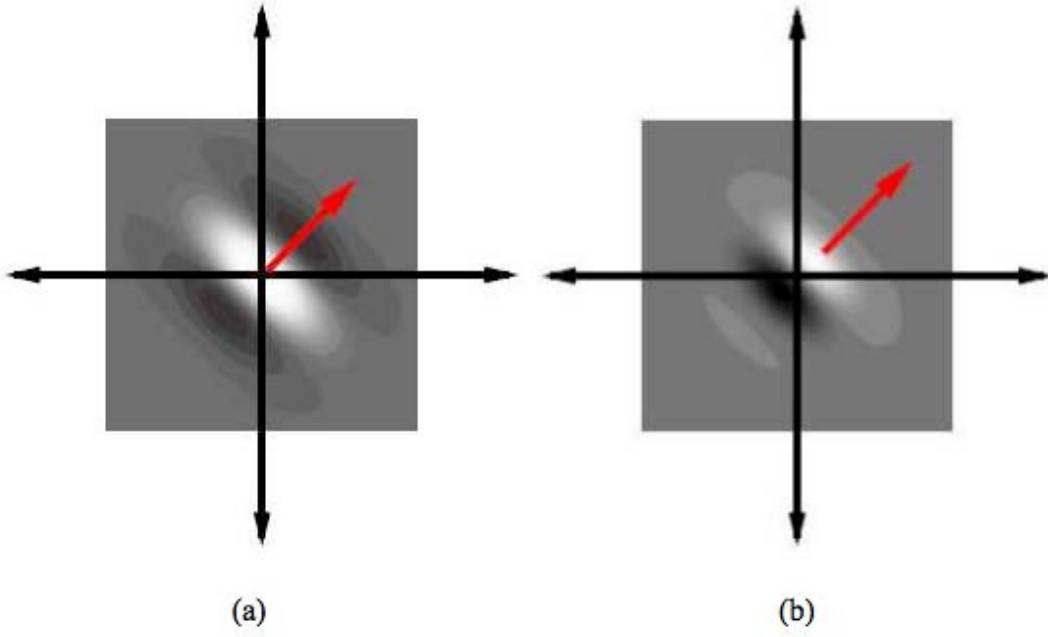
Bahsedilen karmaşık Gabor fonksiyonunun zaman domeninde Eşitlik 35'de gösterildiği gibi tanımlanmaktadır.

$$g(x, y) = k e^{(-\pi(a^2(x-x_0)^2_r + b^2(y-y_0)^2_r))} \exp(j(2\pi(u_0x + v_0y) + p)) \quad (35)$$

Zaman domeninde ifade edilen bu fonksiyonda;

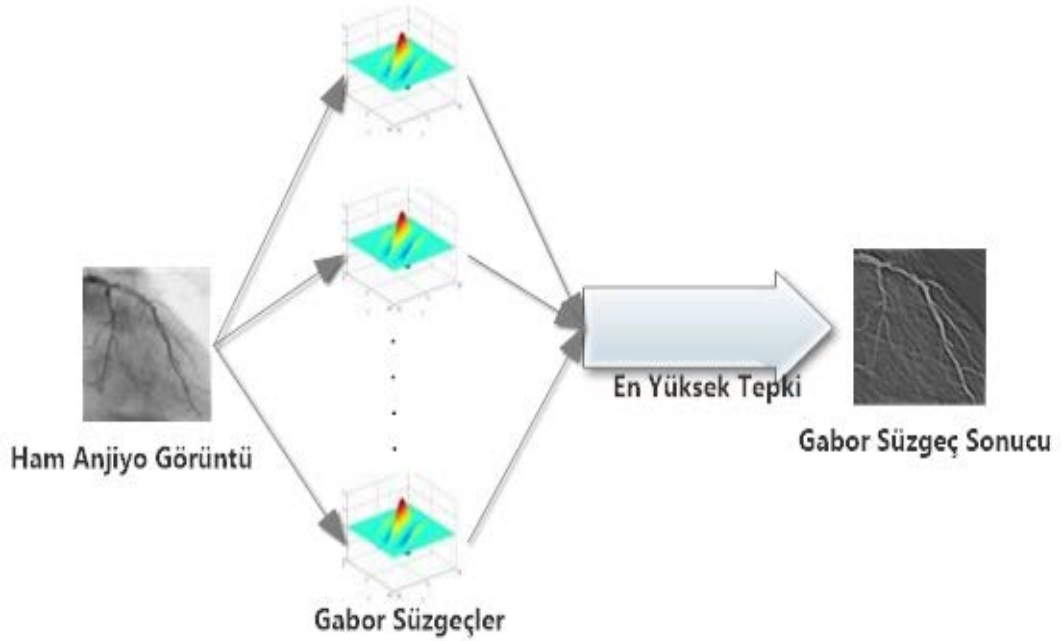
- k: Gauss fonksiyonunun genlik değerinin ölçüğü
- (a, b) :Gauss fonksiyonunun ayırtlarının ölçütlerini
- θ : Gauss fonksiyonunun döndürme açısını
- (x_0, y_0) : Gauss fonksiyonunun pik değerini
- (u_0, v_0) : Taşıyıcı sinuzoidal işaretin zamansal frekansları
- p:Taşıyıcı sinuzoidal işaretin fazını

ifade etmektedir.



Şekil 37. Kompleks Gabor Fonksiyonunun zaman domeninde (a) Reel ve (b) Sanal kısımları

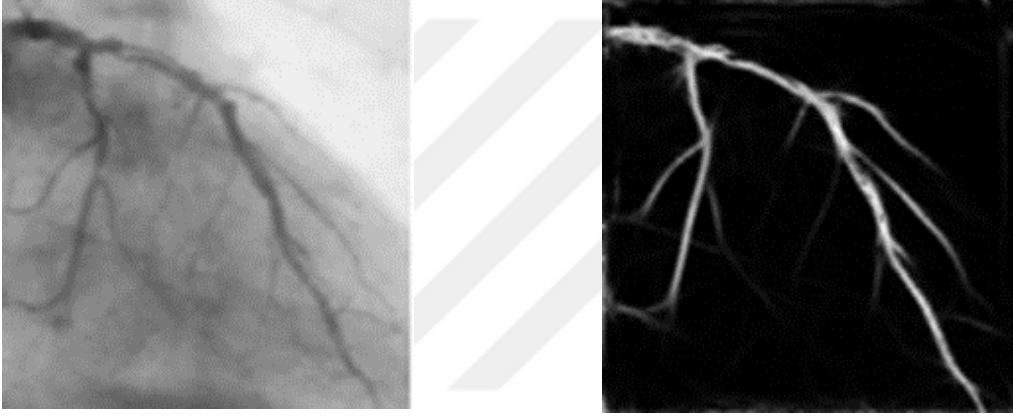
Şekil 37’de Kompleks Gabor fonksiyonu ait reel ve sanal bileşenlerin iki boyutlu gösterimi verilmiştir. Reel kısma dikkat edilirse damar modeline benzer merkezde yüksek parlaklık dağılımı ile yanlarında büyük parlaklık değişimini görüntülemektedir.



Şekil 38. Gabor süzgeç uygulama akış diyagramı

Şekil 38’de uygulanan birden fazla süzgecin en yüksek tepkiye neden olan bileşenlerinden yeni görüntü oluşturulduğu gösterilmektedir.

Şekil 39’de görüldüğü gibi damar görüntüsüne uygulanan farklı boyut ve yönelimli gabor süzgeçleri damar yapılarını vurgulamaktadır. Gabor modeline uygun olmayan arka plan bölgelerini bastırmaktadır. Gabor süzgecini kontrol eden parametreler λ , θ , σ , γ değerleridir. λ , dalga boyu, θ yönelim açısı, σ boyutu ve γ en boy oranını ifade eder. Çalışmada kullanılan Gabor Süzgeci için $\sigma = 2$, $\lambda = 12$ ve $\gamma = 0.5$ seçilerek kullanılmıştır. Her bir süzgeç 15° döndürülerek yeni süzgeçler elde edilmiştir. Bu değerler denemeler yolu ile elde edilmiştir.



Şekil 39. Gabor Süzgecinin Görüntüye Etkisi

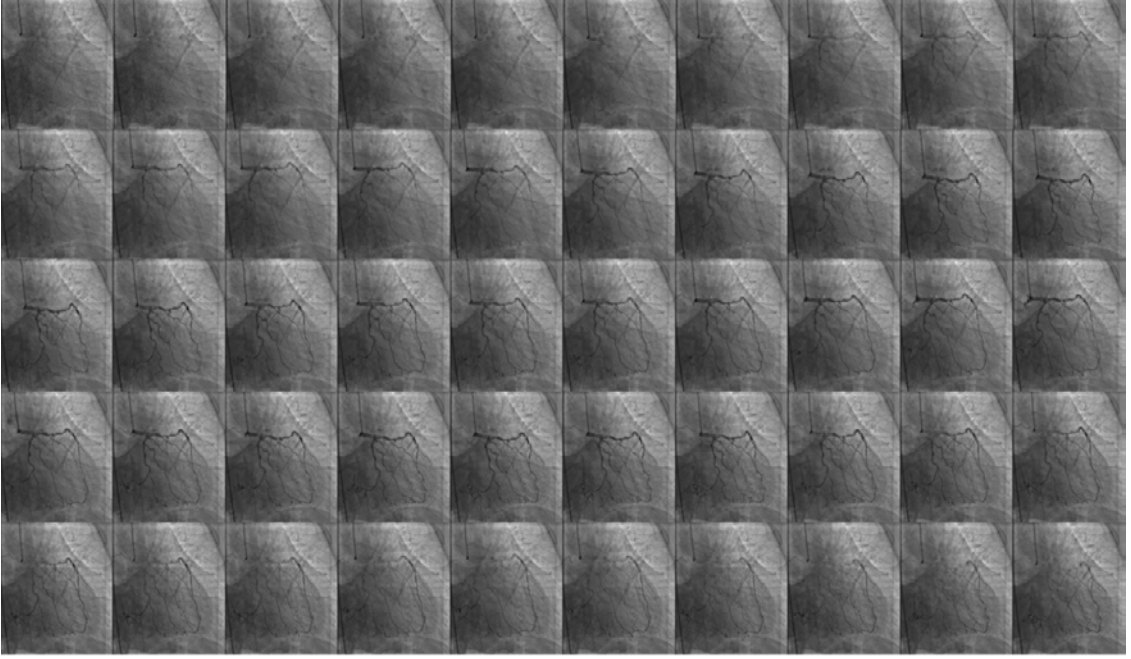
2.5. Anjiyogramlarda Damar Bölgesi Tespiti

Anjiyo görüntülerinde kaburga, omurga, diyafram gibi hareketsiz yapılar bulunmaktadır. Bununla birlikte sabit olan arka plan görüntüleme yönteminden kaynaklı düzgün dağılıma sahip olamayan parlaklık değişimi vardır. Bunların yanı sıra kalbin sürekli olarak kasılma ve gevşeme hareketi, hastanın nefes alması ve istemsiz vücut hareketleri de görüntüde sürekli değişime sebep olmaktadır. Tüm bu etkiler görüntülerde bölütleme başarısını düşürmekte ve dolayısıyla doğru yorumlanma ve teşhis koymayı zorlaştırmaktadır. Bu bölütlemeyi zorlaştıran bozucu etkilerin görüntüden temizlenmesi gerekmektedir.

Genel olarak yapılan çalışmalarda damar yapısının görünür olduğu görüntü çerçevesinden birisi seçilmektedir. Sadece bu seçilen çerçevede görüntü işleme

algoritmaları ile damar bölgesi bölütlenmeye çalışılmaktadır. Bu amaç için gürültüler temizlenmiş ve damar dışı alanlar arka plan olarak kabul edilerek temizleme yapılmıştır.

Bu çalışmada yeni bir bakış açısı ile tek bir görüntü yerine görüntü dizisinin tümünü arka plan belirlemede işleme alarak daha doğru bir sonuç elde edilmeye çalışılmıştır. Bilinmektedir ki; anjiyogram görüntüleri sadece bir çerçeveden oluşmamaktadır. Şekil 40'da gösterildiği gibi ardışık olarak birbirini takip eden görüntü dizisi şeklindedir.



Şekil 40. Anjiyo Görüntü Dizisi

Bu görüntü dizisi opak maddenin damar içerisine enjekte edilmesinden önce görüntülemeye başlamakta ve damara dolma sürecinin tüm aşamalarını görüntülemektedir. Belirtilen istemsiz hareketlerden dolayı damar görünürliğünde ciddi değişim olmasa da çerçeveler arası farklılıklar olmaktadır. Bununla birlikte genel parlaklık dağılımı, X-ışını altında görünür olan kemik yapıları ve diyafram gibi yapılar bu hareketten etkilenmemekte ve sabit kalmaktadır. Bu sabit alanlar ve parlaklık dağılımındaki düzensizlik belirlenerek görüntüden çıkarılması, sonraki aşamalarda görüntü iyileştirme ve bölütleme işleminde kolaylıklara yol açacaktır. Ayrıca görüntünün görünürlük seviyesini arttırarak uzman doktorların daha doğru teşhis koymasına yardımcı olacaktır.

Bahsedilen periyodik değişimlerinden başka bizi en fazla ilgilendiren koroner damarlara opak maddenin enjekte edilmesi sırasında damarların görünür olmasıdır. Bu süreçte görüntüde daha önce görünür olmayan yapılar ortaya çıkmaktadır. Bu değişim

sadece damar yapılarının olduğu bölgelerde meydana gelmektedir. Bu bölgelerin görüntü dizisinden doğru bir şekilde elde edilmesi ile bizim için önemli olan damarların bulunduğu bölge dışındaki alanlar görüntüden tamamen çıkarılmış olacaktır.

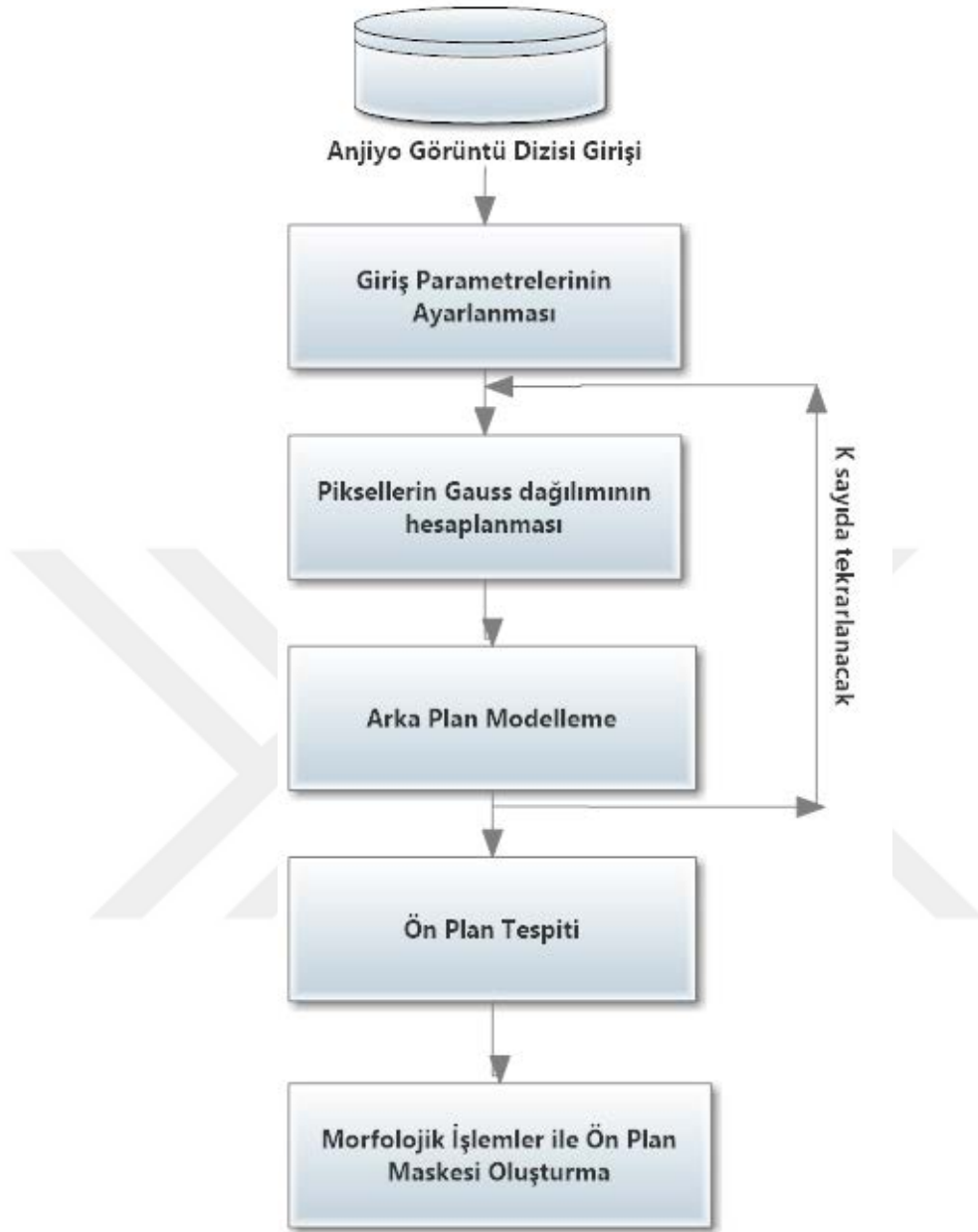
Görüntü dizisinin ilk ve son çerçevelerinde damar görüntüsü olmadığı görülmektedir. Bu sebeple damar dışı cisimleri ve parlaklık değişimini bu görüntü çerçevelerinden elde etmemiz mümkün olacaktır. Ancak yukarıda bahsedildiği gibi sürekli bir hareket söz konusu olduğundan tek bir çerçeve yerine damar yapısı görünmeye başladığı çerçeveye kadar ki çerçeveler kullanılarak arka plan belirlenecektir. Damar görüntüsü oluşmaya başladıktan sonra en büyük parlaklık farklılıkları bu alanda olmasından ön plan olarak kabul edilen damar bölgesi belirlenebilecektir.

İfade edilen işlemleri gerçekleştirmek için iki farklı yöntem kullanılmıştır. Bunlardan birincisi hareketli görüntülerde arka plan belirleme konusunda yoğun bir şekilde kullanılan Gauss Karışım Modelidir. (Mixture of Gaussian - MoG) Diğer yöntem ise problemimize daha uygun olarak değişim farklılıklarına göre ön plan belirleme yapan ve çalışmamızda önerilen “En Büyük Farklar” yöntemidir.

2.5.1. Gauss Karışım Modeli

Son yıllarda video arka plan belirlemede yoğun olarak kullanılan Gauss Karışım Modeli (Mixture of Gaussian – MoG)’ne ait akış diyagramı. Şekil 41’de görülmektedir.

Önerilen bu yöntem ile her bir piksel parlaklık değerine göre belirli bir süre geçmiş bilgisi tutulur. Piksellere ait geçmiş zamandan o ana kadar ki parlaklık değerleri sınıflara ayrılır. Sınıflara ayırma işlemi piksel parlaklık değerlerinin tekrarlanmasına göre ağırlık değeri ataması yapılır. Ağırlık değeri en yüksek olan sınıf arka plan olarak işaretlenir. Daha sonraki süreçte her yeni gelen piksel için hesaplamalar yapılarak arka plana ait pikseller belirlenir ve yeni arka plan hesaplaması gerçekleştirilir. Yöntem her bir çerçeve işleme katıldığı zaman, parametreleri belirli bir oranda otomatik olarak değiştirmektedir. Bu hesaplama yöntemi ile genel olarak istatistiksel denetimsiz öğrenme yöntemleri sınıfına girmektedir.



Şekil 41. Gauss Karışım Modeli Çalışma Diyagramı

Adaptif bir yöntem olan Gauss arka plan belirleme işlemi gürültülerden ve ışık değişiminden etkilenmemektedir. Görüntüdeki her piksel için Gauss Karışım Dağılım Modeli uygulanmaktadır. Genel olarak bir MoG modelinde, incelenen verinin, ortalama ve varyans değerleri farklılık gösteren ve model içindeki farklı ağırlıklara sahip birkaç Gauss dağılımının toplamı ile hesaplanmaktadır. Her bir çerçevede ortalama, varyans ve ağırlık değerleri piksel değerlerine göre güncellenmektedir.

Arka plan hesaplama ve güncellemede kullanılacak çerçeve sayısı önemli bir parametredir. Arka planının modellenmesi için kullanılacak çerçeve sayısı videodaki değişim oranından ne oranda etkileneceği hassasiyetini belirler.

Çalışmamızda, arka plan belirleme işlemi için kullanılacak çerçeveler damar yapısının görünür olmadığı çerçevelerdir. Amacımız damar bölgelerini belirlemek olduğu için damarın görünür olmadığı zamanda arkaplan belirlenerek damar alanları ön plan olarak elde edilecektir.

$$\{X_1, \dots, X_t\} = \{I(x_0, y_0, i), 1 \leq i \leq t\} \quad (36)$$

Hesaplamalar piksel bazlı olarak gerçekleştirilecektir. Her bir piksele ait arka plan modeli hesaplama yapılacak zaman içerisindeki tüm parlaklık değerlerinden elde edilir. Eşitlik 1' de her bir pikselin t süresindeki piksel değerlerini ifade etmektedir. $I = D \in \mathcal{R}^{m \times n}$ şeklinde görüntü çerçevesini ifade eder. (x_0, y_0) görüntü çerçevesindeki pikseller için kullanılır. i ise ardışık çerçeve numarasını gösterir.

$$P(X_t) = \sum_{i=1}^K w_{i,t} * \eta(X_t, \mu_{i,t}, \Sigma_{i,t}) \quad (37)$$

Eşitlik 37 ise her bir X_t parlaklık değerinin gelme olasılığı hesaplamak için kullanılacaktır. Bu eşitlikte, K arka plan için kullanılacak çerçeve sayısını, $w_{i,t}$ ise hesaplanan piksel değerinin K tane Gauss dağılım fonksiyonundan i. olanın t anındaki ağırlık katsayı değerini ifade etmektedir. Bu değer o ana kadar ki ağırlık katsayılarının ortalaması olarak hesaplanır. $\mu_{i,t}$ değeri bileşenlerin ortalamasını ve $\Sigma_{i,t}$ i. görüntünün kovaryans matrisidir. $\Sigma_{i,t}$ matrisi Eşitlik 38' de gösterildiği şekilde hesaplanır.

$$\Sigma_{k,t} = \sigma_k^e I \quad (38)$$

η ise Gauss olasılık yoğunluk fonksiyonunu ifade eder ve Eşitlik 39' da gösterildiği gibi hesaplanır.

$$\eta(X_t, \mu_{i,t}, \Sigma_{i,t}) = \frac{1}{(2\pi)^2 |\Sigma|^2} e^{-\frac{1}{2}(x_t - \mu_t)^T \Sigma^{-1} (x_t - \mu_t)} \quad (39)$$

Her yeni gelen çerçevedeki piksel değerlerinin Gauss bileşenleri hesaplanarak önceki Gauss bileşenleri ile eşleşip eşleşmediği kontrol edilir. Eşleşen pikseller için ortalama ve varyans değerleri güncellenirken eşleşmeyen pikseller için ise güncelleme yapılmaz. Güncelleme işlem Eşitlik 40 ve 41 de gösterildiği şekilde yapılır.

$$\mu_t = (1 - \rho)\mu_{t-1} + \rho X_t \quad (40)$$

$$\sigma_t^2 = (1 - \rho)\sigma_{t-1}^2 + \rho(X_t - \mu_t)^T(X_t - \mu_t) \quad (41)$$

$w_{i,t}$ değerleri her yeni çerçevede önceki piksel değerine bağlı olarak değişmektedir. Bu değişim oranını belirleyen α katsayısıdır.

$$\omega_{k,t} = (1 - \alpha)\omega_{k,t-1} + \alpha M_{k,t} \quad (42)$$

Ağırlık güncelleme Eşitlik 42' de $M_{k,t}$ değeri eşleşen pikseller için 1, eşleşmeyen pikseller için ise 0 olmaktadır. Bu hesaplama sonucunda her bir piksel için hesaplanan olasılık yoğunluk fonksiyonları arka plan ve ön plan olmak üzere iki gruba ayrılacaktır. Güncelleme eşitliklerinde bulunan α deneysel olarak belirlenen öğrenme katsayısıdır. ρ ise α göre Eşitlik 43' de gösterildiği şekilde belirlenir.

$$\rho = \alpha \cdot \eta(X_{t+1}, \mu_i, \Sigma_i) \quad (43)$$

Arka plan modeli ile uyuşmayan pikseller için ortalama ve varyans güncellenmez. Sadece ağırlık değeri değiştirildi. Yeni piksel herhangi bir gauss dağılımı ile eşleşmezse, yeni bir dağılım modeli oluşturulur. Bu dağılım en düşük önceliğe, en küçük ağırlığa, en yüksek varyansa ve ortalamaya sahiptir.

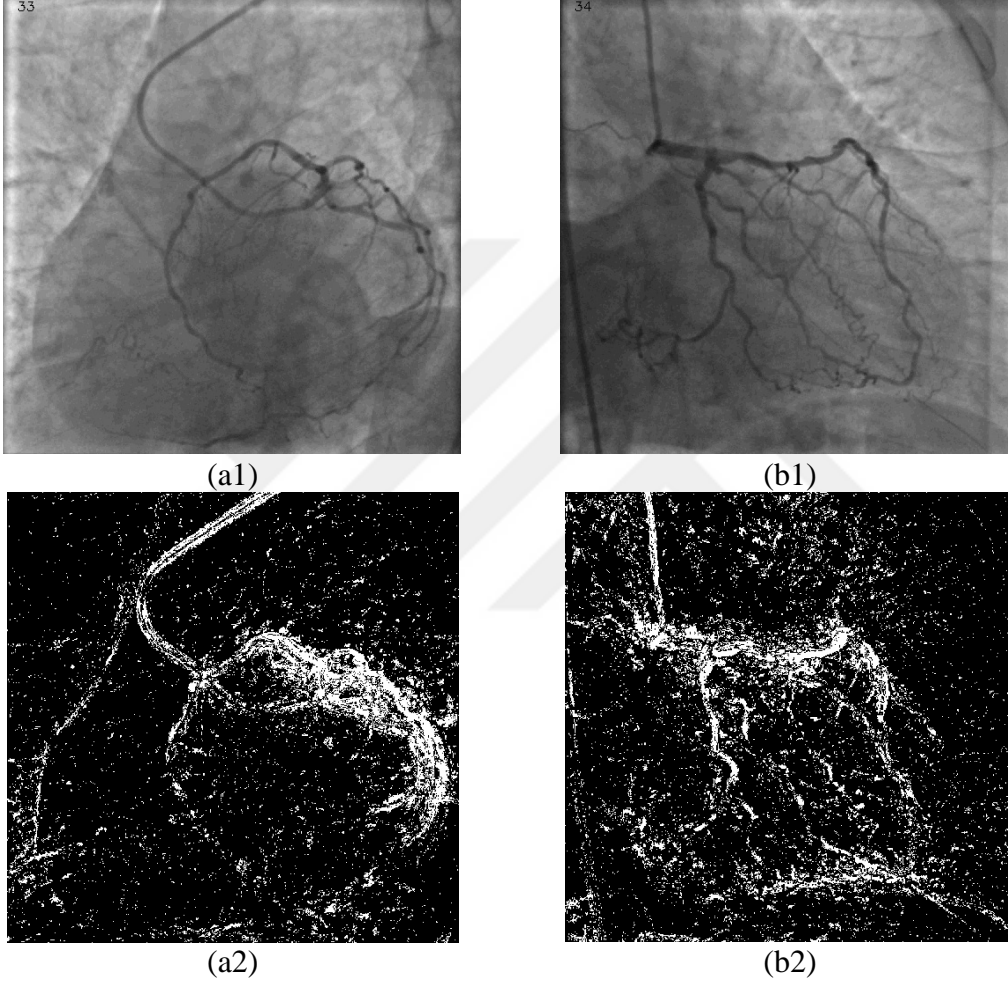
Yeni çerçevedeki pikseller işlenirken, bu piksellerin arka plana dahil olup olmadığı Gauss bileşeninin ağırlığına göre Eşitlik 44' de gösterildiği şekilde belirlenir.

$$B = \text{argmin}_b(\sum_{i=1}^b w_i > T) \quad (44)$$

Bu eşitliğe göre toplamları T eşik değerini aşan en yüksek ağırlığa sahip B tane bileşen arka plan olarak kabul edilmektedir. Elde edilen piksel değeri, bu bileşenlerden birisi ile eşleşiyorsa arka plana dahil edilir. Hesaplamalar, belirlenen K çerçeve sayısına

kadar tekrarlanır ve sonuç olarak, en düşük öncelikli dağılımlar ön plan ve en yüksek öncelikli dağılımlar ise arka plan olarak kabul edilir. Tüm pikseller için uygulanınca sonuçta arka plan ve tersi olan ön plan bölgeleri tespit edilmiş olacaktır.

Anjiyo görüntü dizisinin tümüne uygulanan bu yöntem ile tüm görüntü dizisinde değişim olan bölgeler belirlenecektir.



Şekil 42. MoG ile hareketli alanlar tespit edilen görüntüler (a 1-2) LAD koroner damar görüntüsü ve hareketli alanları (b 1-2) LCA koroner damar görüntüsü ve hareketli alanları

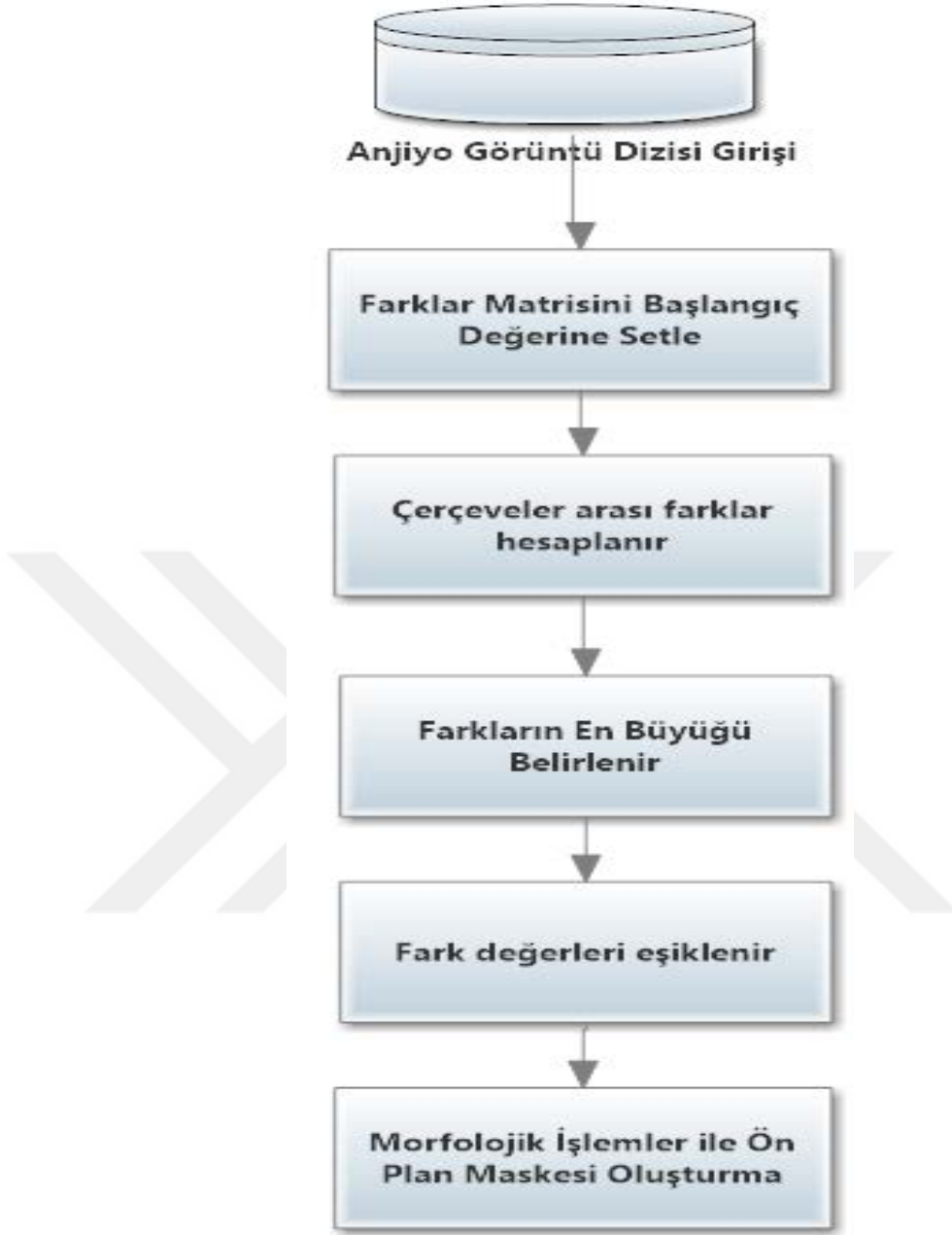
Şekil 42’de görüldüğü gibi görüntü dizisinin birçok alanında hareket bulunmaktadır. Ancak damar olan bölgelerde çok daha bariz bir şekilde değişim görülmektedir. Bu gözle görünür farklılık damar alanlarının belirlenmesinde etkin bir rol oynayabilir. Ancak damar dışı alanların temizlenmesinde kullanılacak yöntemlerin başarısı çalışmanın başarısını etkilemektedir.

2.5.2. En Büyük Farklar Yöntemi

Koroner anjiyografi ile görüntülenmek istenen koroner damar ağaç yapısıdır. Her ne kadar damar yapısı görüntü içerisinde en belirgin cisim olsa da görüntüden bölütlenmesini zorlaştıran gürültüler bulunmaktadır. Bu nedenle damar bölgesinin doğru bir şekilde hesaplanarak bölütleme işleminin bu alanda gerçekleştirilmesi daha başarılı sonuçlar elde etmeyi sağlayacaktır.

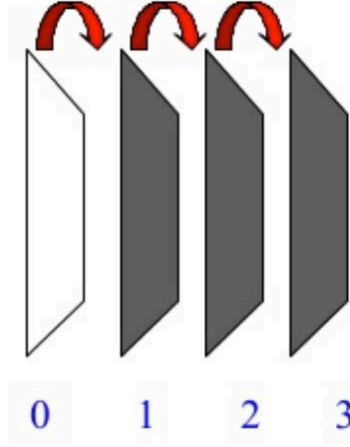
Önerilen yöntemde görüntüleme ile esas amaç olan damarların en parlak olacağı varsayılmıştır. Görüntüdeki en parlak yapılar olan damarların çevresi ile en yüksek parlaklığa sahip olduğu örneklerde görülmektedir. Bu nedenle çerçeveler arasındaki en yüksek farklılıklar hesaplanacaktır. En yüksek değerli olanlar damar yapılarının bulunduğu alanlar olarak kabul edilecektir. Bahsedilen şekli ile önerilen En Büyük Farklar Yöntemine ait akış şeması Şekil 43' te gösterilmektedir.

$I = D \in \mathcal{R}^{m \times n}$ görüntü çerçevesini ifade etmektedir. Her bir görüntü çerçeve $m \times n$ boyutundadır. $D = \{I_1, \dots, I_t, \dots, I_k\}$, ise anjiyogramda bulunan k sayısında çerçeve dizisini göstermektedir.



Şekil 43. En Büyük Farklar Modeli Çalışma Diyagramı

Şekil 44'de gösterildiği gibi her bir çerçeve kendisinden sonraki çerçeve ile karşılaştırılacaktır. Anjiyogramda çerçeveler arası her bir piksel için bir önceki çerçevedeki piksel ile farkı hesaplanarak farklar matrisinde tutulacaktır.



Şekil 44. Çerçeveler arası fark

Farklar matrisi Eşitlik 45’de olduğu şekilde hesaplanır.

$$diff(x, y, k) = \left| \frac{dI_{x,y}}{dk} \right| = |I_{x,y,k} - I_{x,y,k-1}| \quad (45)$$

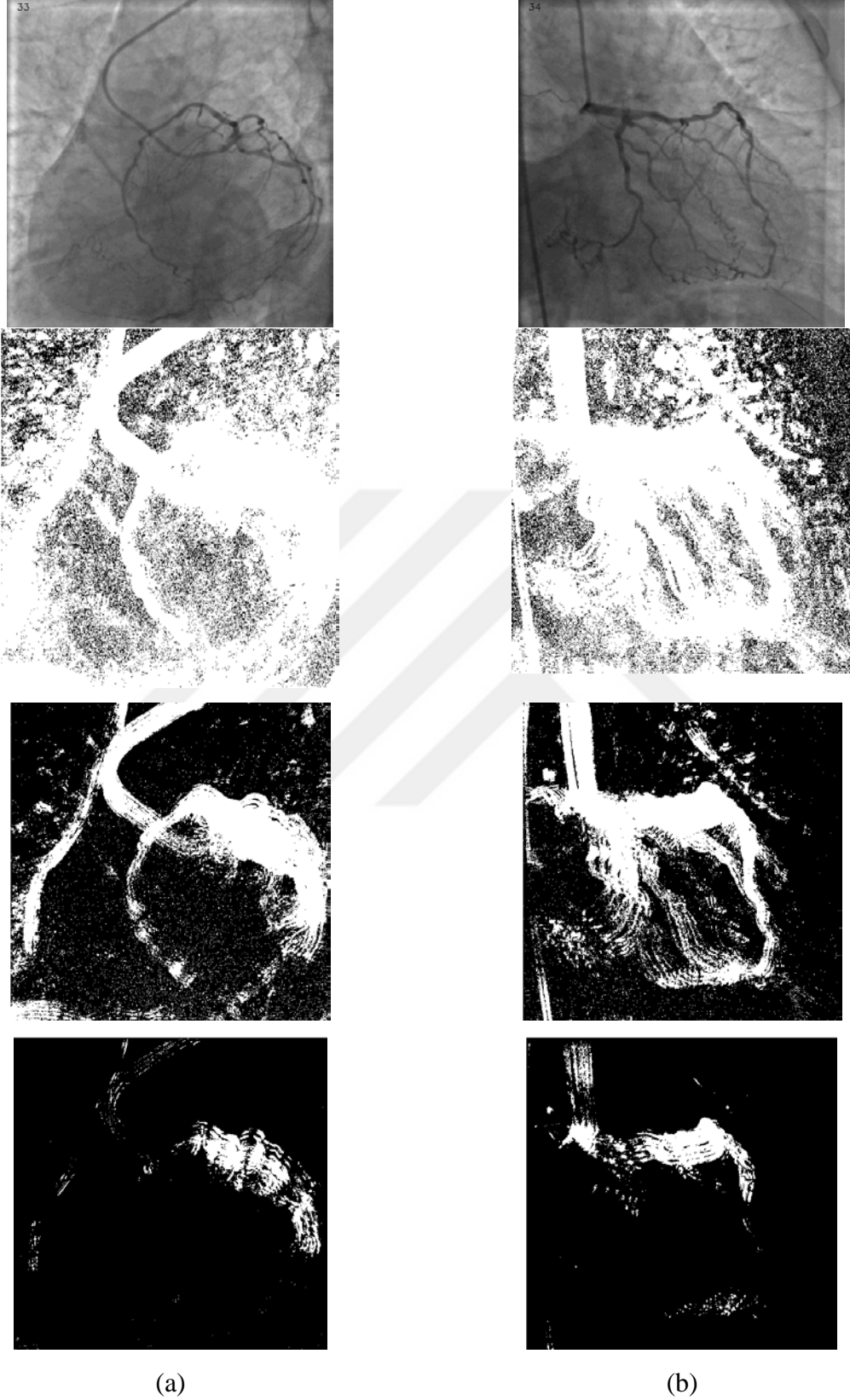
Elde edilen matris görüntü dizisi boyutunda olup $diff = D \in \mathcal{R}^{m \times n \times k}$ şeklinde ifade edilebilir.

$$MD = argmax_k(diff_{x,y,k}), MD \in \mathcal{R}^{m \times n} \quad (46)$$

Eşitlik 46’da gösterilen MD her bir piksel için en yüksek fark değerini belirlemektedir. Elde edilen MD matrisi görüntü çerçevesi boyutundadır.

$$MDTH = \begin{cases} 0, MD < TH \\ 1, MD \geq TH \end{cases} \quad (47)$$

Eşitlik 47’de elde edilen MD en yüksek fark değerlerini belirli bir eşik değerinden geçirmektedir. Bu eşik değeri TH olarak gösterilmiş ve yapılan çalışmalarda denemeler ile en uygun değer belirlenmiştir. Uygulamada en uygun eşik değeri olarak 25 belirlenmiştir. Fark miktarı bu değer altında olan farklılıklar dikkate alınmamıştır.



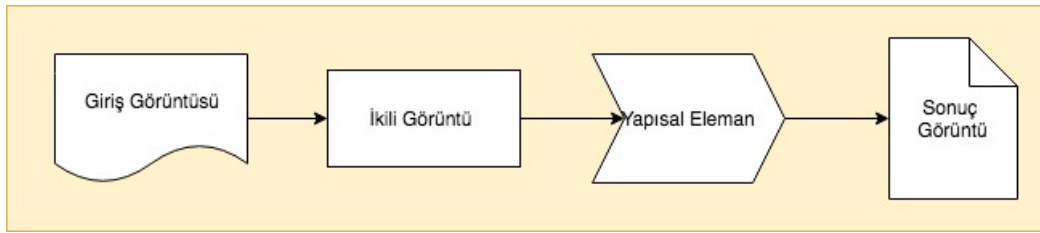
Şekil 45. En Büyük Farklar Yöntemi ile hareketli alanlar tespit edilen görüntüler (a) LAD ve (b) LCA koroner damar görüntüsü ve farklı eşik değerleri için belirlenen (10, 20, 40) hareketli alanları

Hesaplanan değişim miktarlarının ön plan olarak kabul edilebilmesi için belirli bir değerden büyük olması beklenmektedir. TH olarak Eşitlik 47’de gösterilen bu değere göre elde edilen farklı sonuçlar Şekil 45’de gösterilmiştir.

3.4. Matematik Morfolojik İşlemler

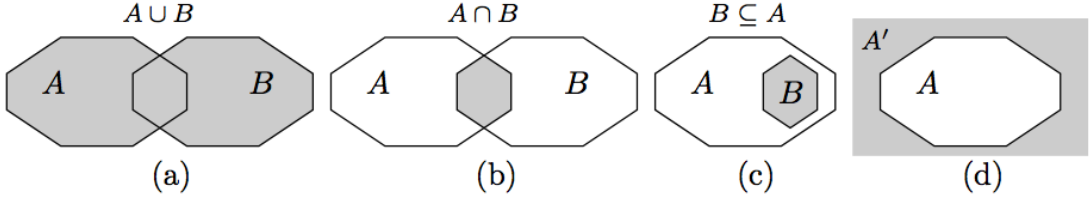
Matematiksel morfolojik işlemler (MMİ), görüntü işleme ve analizinin oldukça etkin bir aracıdır. Öncelikli olarak ikili görüntülerde uygulanması için geliştirilen bu yöntem sonraları gri seviye görüntülerde kullanılmaya başlanmıştır. Görüntü içerisindeki cisimlerin şekillerini yerel süzgeçleme işlemi ile değiştirmektedir. Bu şekilde gürültü olarak algılanan küçük objeleri temizlemek, cisimlerin kenarlarındaki keskin geçişleri yumuşatmak, cisimlerin içerisindeki boşlukları doldurmak, görüntü içerisinde ayırık cisimleri birleştirmek veya ayırmak gibi işlemler için kullanılabilir. Bunların yanında objelerin sınır bölgelerini belirlemek, şekilsel olarak inceltmek veya kalınlaştırmak, belirli bir yapıdaki objelerin konumlarını belirlemek gibi bir çok tanımlama ve analiz işlerinde kullanılabilir.

MMİ, genel olarak orijinal görüntünün ikili forma dönüştürülmesinden sonra yapılacak işleme uygun seçilen yapısal eleman tüm görüntüye uygulanması ile gerçekleştirilir. Şekil 46’da MMİ işlemlerinin genel akış şeması verilmektedir.



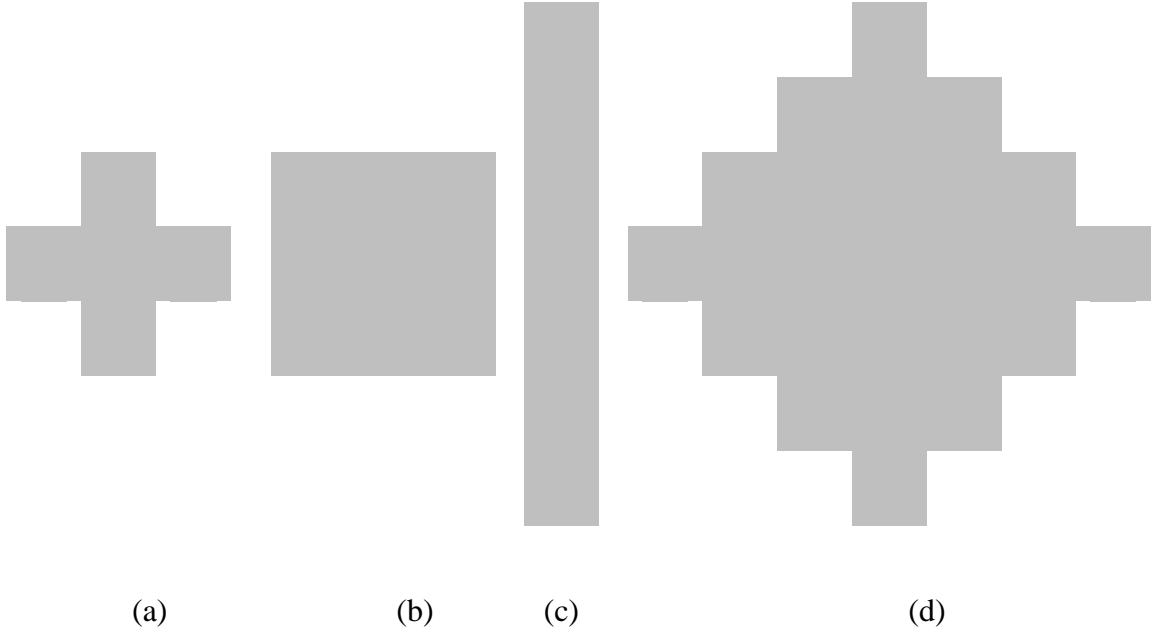
Şekil 46. Belirlenen değişim görüntüsüne uygulanan MMİ işlem adımları

Matematiksel morfolojik işlemler Şekil 47’de görsel olarak verilen küme işlemlerine benzer olarak gerçekleştirilir. Yapısal eleman, gerçek görüntü içerisinde boyutundaki alt kümeler ile işleme alınır.



Şekil 47. Temel Küme İşlemleri (a) Birleşim, (b) Kesişim, (c) Alt Küme, (d) Tersisi

Tüm morfolojik operatörler görüntü içerisinde bulunan ve alt kümesi olan yerel bir bölgedeki elemanların değerlerine göre işleme alınır. Yapısal eleman görüntüdeki tüm pikselleri merkeze alacak şekilde görüntü üzerinde gezdirilerek morfolojik işlemler uygulanır. Bu şekilde tüm görüntü için işlemler gerçekleştirilmiş olur. Yapısal elemanın şekli ise uygulamaya bağlıdır. Ancak genel olarak kare, çizgi, yuvarlak, elmas şeklinde kullanılmaktadır. Seçilecek yapısal elemanın şekli çıkış görüntüsü için belirleyici en önemli parametredir. Bu nedenle gerçekleştirilmek istenen işleme uygun bir yapısal eleman kullanılmalıdır. Boyut olarak ise görüntü içerisinde hedeflenen objelerin boyutlarına bağlı olarak değişmektedir. Ancak gerçek görüntü boyutunu geçmemelidir. Çünkü bu yapısal eleman boyutundaki alt kümeler üzerinde işlemler gerçekleştirilecektir.



Şekil 48. Örnek Yapısal Elemanlar

Görüntü içerisinde yapısal eleman özelliğini gösteren alanların belirlenmesi ve dışındaki alanların temizlenmesi olarak çalışır. Yapısal elemanların orijini ağırlık merkezinde olacak şekilde seçilir. Seçilen yapısal elemanın en az sayıda arka plan pikseli olacak şekilde seçilir. Örnek yapısal elemanlar Şekil 48’de gösterilmektedir.

Matematiksel morfolojik işlemler aşınma ve genişleme olarak iki temel işlevi vardır. Bu temel işlemlerin ikili birleşiminden açma ve kapama işlemleri elde edilir. Bunların birlikte kullanımı ve değişik kombinasyonları oluşturularak kullanılabilir.

Genel olarak çalışmalarda gri seviye görüntülerin eşiklenmesi ile elde edilen ikili görüntü üzerinde gerçekleştirilir. Gri seviye görüntülerinde ise görüntüde bazı özelliklerin ortaya çıkarılması, görüntüyü düzeltme, boşlukların kapatılması ve istenmeyen görüntülerin bastırılmasını gerçekleştirerek daha doğru bölütleme işlemi için kullanılır.

3.4.1. Aşınma ve Genleşme

Çalışmamızda gri seviye görüntüler üzerinde morfolojik işlemler gerçekleştireceğiz. Bu işlemler ikili görüntülerde uygulanacak işlemlerdir. Bununla birlikte gri ve renkli görüntüler üzerinde yapılan çalışmalarda mevcuttur.

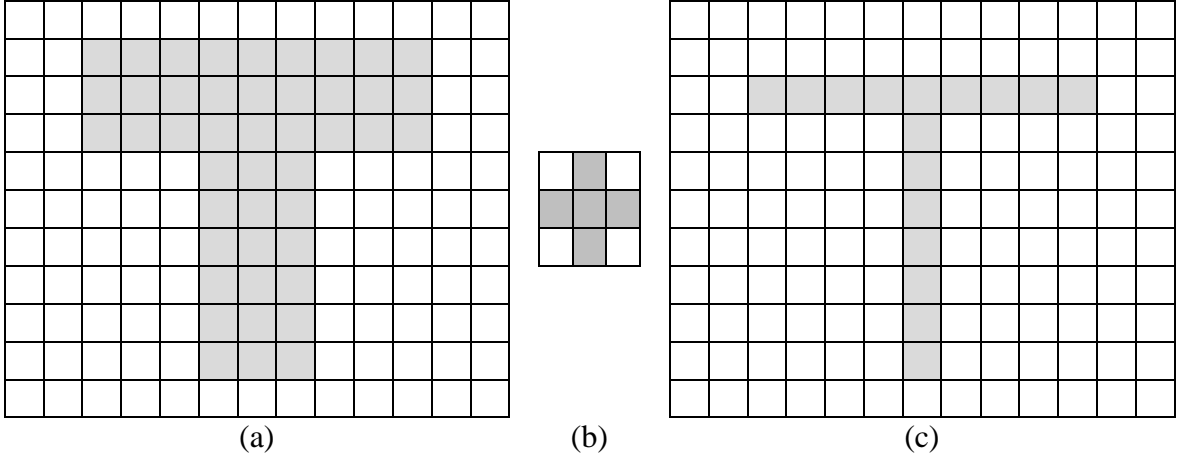
Morfolojik işlemler temelde iki işlemi olarak gerçekleştirilir. Diğer operatörlerin çoğu bu iki operatörün birlikte kullanımı ile elde edilir.

A görüntü B ise yapısal eleman olarak kabul edilirse Z^2 iki boyutlu görüntüde aşınma işlemi Eşitlik 49’ da gösterildiği şekilde gerçekleştirilir. $A \ominus B$ olarak ifade edilir. Eşitlik 49’ da z değeri her bir piksel için yeni hesaplanacak değerdir. A görüntüsünde B’nin bulunduğu konumda kesişim (\subseteq) durumuna göre hesaplanır.

$$A \ominus B = \{z | (B)_z \subseteq A\} \quad (48)$$

Eşitlik 49’da ifade edildiği gibi A içerisinde aranan B şeklindeki yapılar belirlenerek orijin noktasına işaret koyulur. Bu şekilde yapısal elemanın uyduğu alanlar kalmış olacaktır.

Şekil 49’da örnek bir görüntü parçasının şekilde gösterilen yapısal elemana göre aşınması sonucu elde edilen görüntü gösterilmektedir



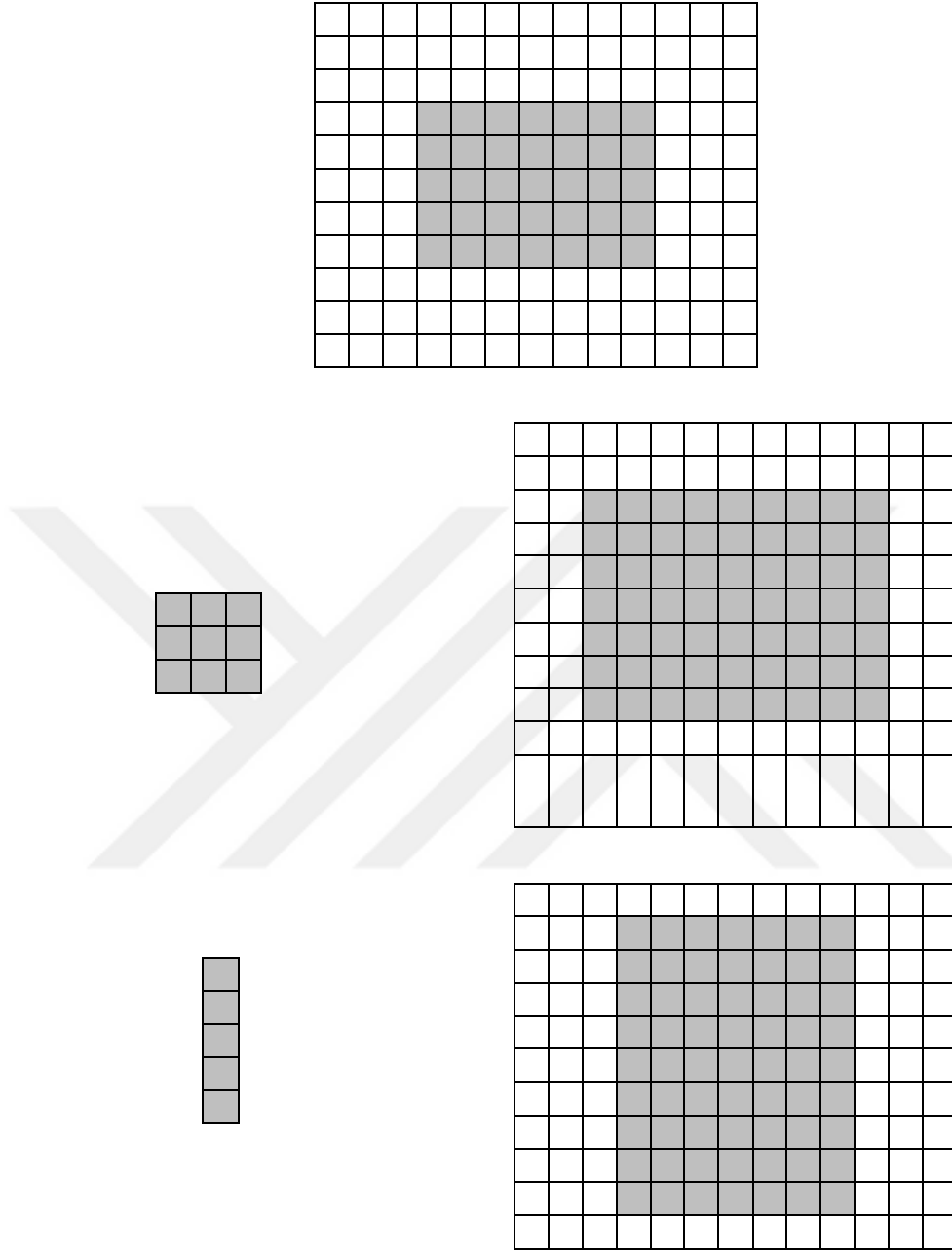
Şekil 49. Aşınma işlemine örnek. (a) Görüntü parçası, (b) Yapısal eleman ve (c) Sonuç görüntü

Kullanılan yapısal elemanın boyutları aşınma oranını da belirleyecektir. Bu sebeple kullanılacak görüntünün özelliğine göre yapısal elemanın şeklinin ve boyutunun belirlenmesi gerekecektir. Aşındırma işlemi görüntüdeki küçük boyutlu gürültülerin temizlenmesi, kalın yapıların inceltilmesi, şekil sınırlarının belirlenmesi gibi işlemlerde kullanılmaktadır.

Genişleme işlemi aşındırmanın tam tersi şekilde çalışmaktadır. Aşındırma görüntüyü inceltirken, genişleme ise kalınlaştırmaktadır. A görüntü B yapısal element ise olarak düşünülürse Eşitlik 49 işlemine göre genişleme gerçekleştirilir. Bu eşitlikte B'nin kendi orijinine göre yansımasının z kadar kaydırılmasına dayanır.

$$A \oplus B = \{z | (\hat{B})_z \cap A \neq \emptyset\} \quad (49)$$

A görüntüsünde B yapısal elemanının herhangi bir noktası ile kesişmesi durumunda yapısal eleman boyutuna ve şekline bağlı olarak A görüntüsündeki alanlar genişletilir. Şekil 50'de gösterilen görüntü parçasına gösterilen yapısal elemanların uygulanması sonucu elde edilecek görüntüler gösterilmektedir.



Şekil 50. Örnek bir görüntü parçasının genişmesi

Genişleme işlemi sonucunda görüntü kalınlaştırılması yanı sıra cisimler üzerindeki boşluklar doldurulabilir. Ayrıca küçük boyutlu gürültüleri temizlemek için kullanılan aşındırma işleminin cisimlerin yapısında meydana getirdiği bozulmayı telafi etmek için de kullanılmaktadır.

3.4.2. Açma ve Kapama

Genişleme işlemi görüntüdeki objelerin boyutlarını büyütme ve aşınma ise küçültmeye yarar. Açma ve Kapama işlemi ise bu iki işlemin sıralı olarak birlikte kullanımı ile elde edilir. Açma işlemi objenin dış hatlarını yumuşatır. Bu şekilde dar geçitleri koparır ve küçük çıkıntıları yok eder. Kapama ise yine hatları yumuşatmaya çalışır. Fakat açmanın tersine olarak küçük kırıkları ve uzun geçitleri birleştirir. Boşlukları doldurur ve hat üzerindeki aralıkları tamamlar.

Açma işlemi eşitlik 50, kapama işlemi ise eşitlik 51 şeklinde gerçekleştirilir. Dikkat edilirse buradaki farklılıklar işlem sırasındadır.

$$A \circ B = (A \ominus B) \oplus B \quad (50)$$

$$A \cdot B = (A \oplus B) \ominus B \quad (51)$$

Açma işleminde önce aşınma sonrasında genişleme yapılırken, kapama işleminde ise önce genişleme ve sonrasında aşındırma uygulanacaktır.

3.4.3. Bağlı Bileşen Etiketleme

Bağlı bileşen etiketleme, bir görüntüyü içerisinde ayrı nesnelere belirlenmesi için kullanılan bir yöntemdir. Bağlı bileşen etiketleme işlemi ikili görüntüler üzerinde uygulanmaktadır. Görüntüdeki piksellerin komşuluklarının belirlenmesi ile bağlantısız piksel grupları ayrı nesnelere işaretlenir. Bağlantılı bölgelerin belirlenmesinde incelenecek komşuluk sayısı Şekil 51'de gösterildiği gibi 4 veya 8 olabilir.

	1	
2	*	4
	3	

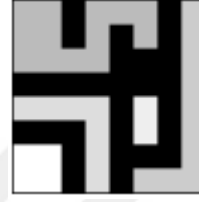
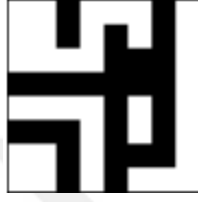
2	1	8
3	*	7
4	5	6

Şekil 51. Komşuluk İlişkileri.

Bağlı bir bileşendeki tüm pikseller benzer piksel yoğunluk değerlerini paylaşır. Şekil 52'de görüldüğü gibi görüntü içerisinde bulunan farklı tüm gruplar belirlendikten sonra, her piksel, atandığı bileşene göre bir değere etiketlenir.

1	1	0	1	1	1	0	1
1	1	0	1	0	1	0	1
1	1	1	1	0	0	0	1
0	0	0	0	0	0	0	1
1	1	1	1	0	1	0	1
0	0	0	1	0	1	0	1
1	1	0	1	0	0	0	1
1	1	0	1	0	1	1	1

1	1	0	1	1	1	0	2
1	1	0	1	0	1	0	2
1	1	1	1	0	0	0	2
0	0	0	0	0	0	0	2
3	3	3	3	0	4	0	2
0	0	0	3	0	4	0	2
5	5	0	3	0	0	0	2
5	5	0	3	0	2	2	2



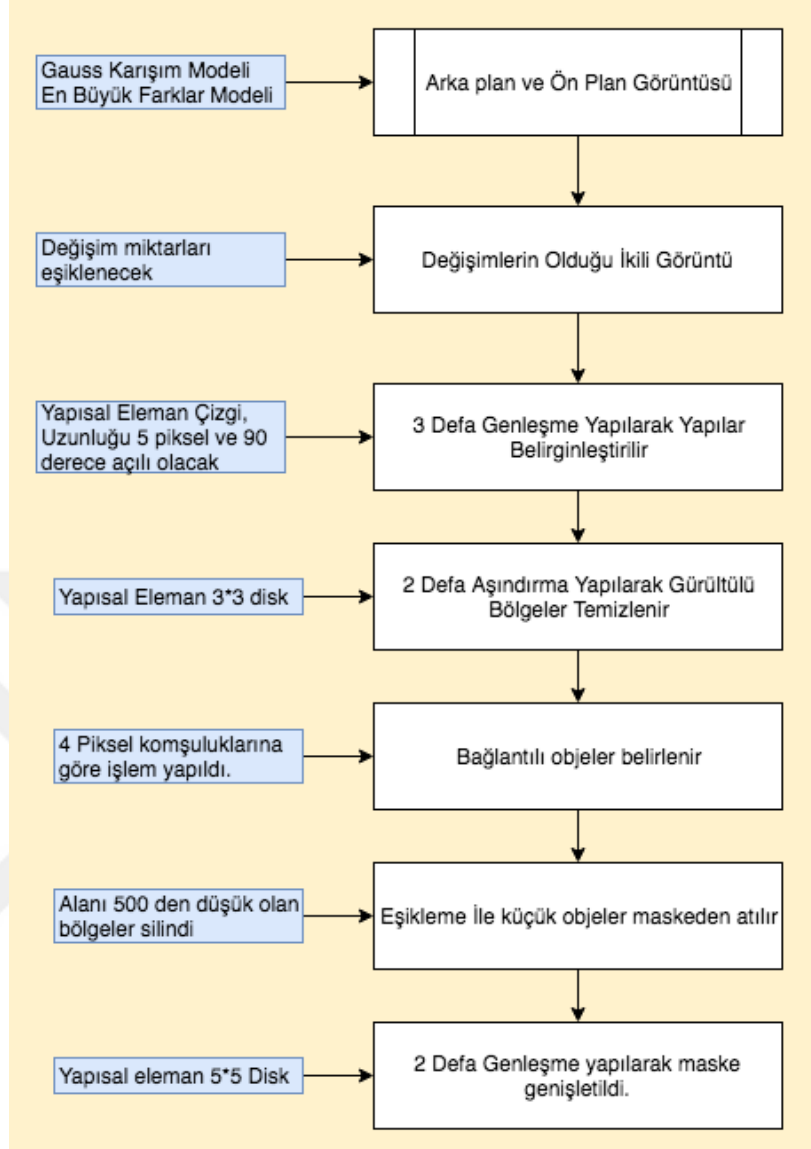
Şekil 52. Örnek Bağlı Bileşen Etiketleme Uygulaması

Çalışmamızda ön plan belirleme işleminde gürültülerin temizlenmesi için matematiksel morfolojik işlemler kullanılmıştır. Ancak kullanılan operatörlerin boyutlarından dolayı bir kısım gürültüler temizlenmesi mümkün olmamaktadır. Operatör boyutunu daha fazla büyütmek obje bölgelerinde ciddi bozulmalara ve kayıplara sebep olmaktadır.

3.4.4. Matematik Morfolojik İşlemlerin Uygulanması

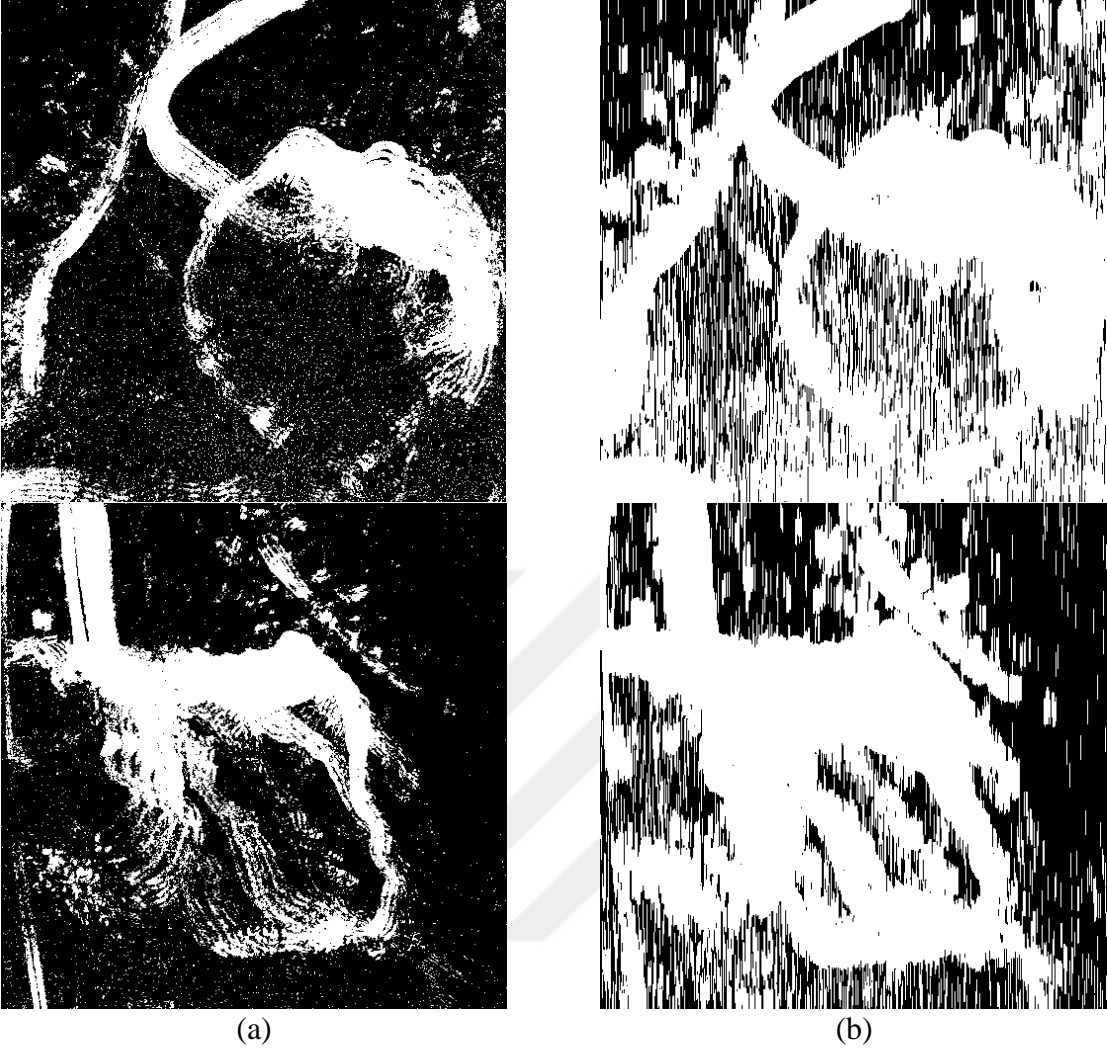
MMİ, çalışmamızda hareketli alanların hesaplanmasından sonra ikili görüntü üzerinde damar dışı alanları ve küçük değişimlerin olduğu bölgeleri ön plan görüntümüzden çıkarmak için kullanılacaktır. Şekil 53'de çalışmada gerçekleştirilecek MMİ işlemlerinin akış şeması verilmektedir.

Hesaplanan ön plan bölgesinde en büyük değişimin damar bölgesi olduğu bilinmektedir. Bu alan dışındaki kısımların temizlenmesi için ön planda ki objeler tespit edilmektedir. Bu objelerde belirli bir boyutun altında kalanlar temizlenmektedir.



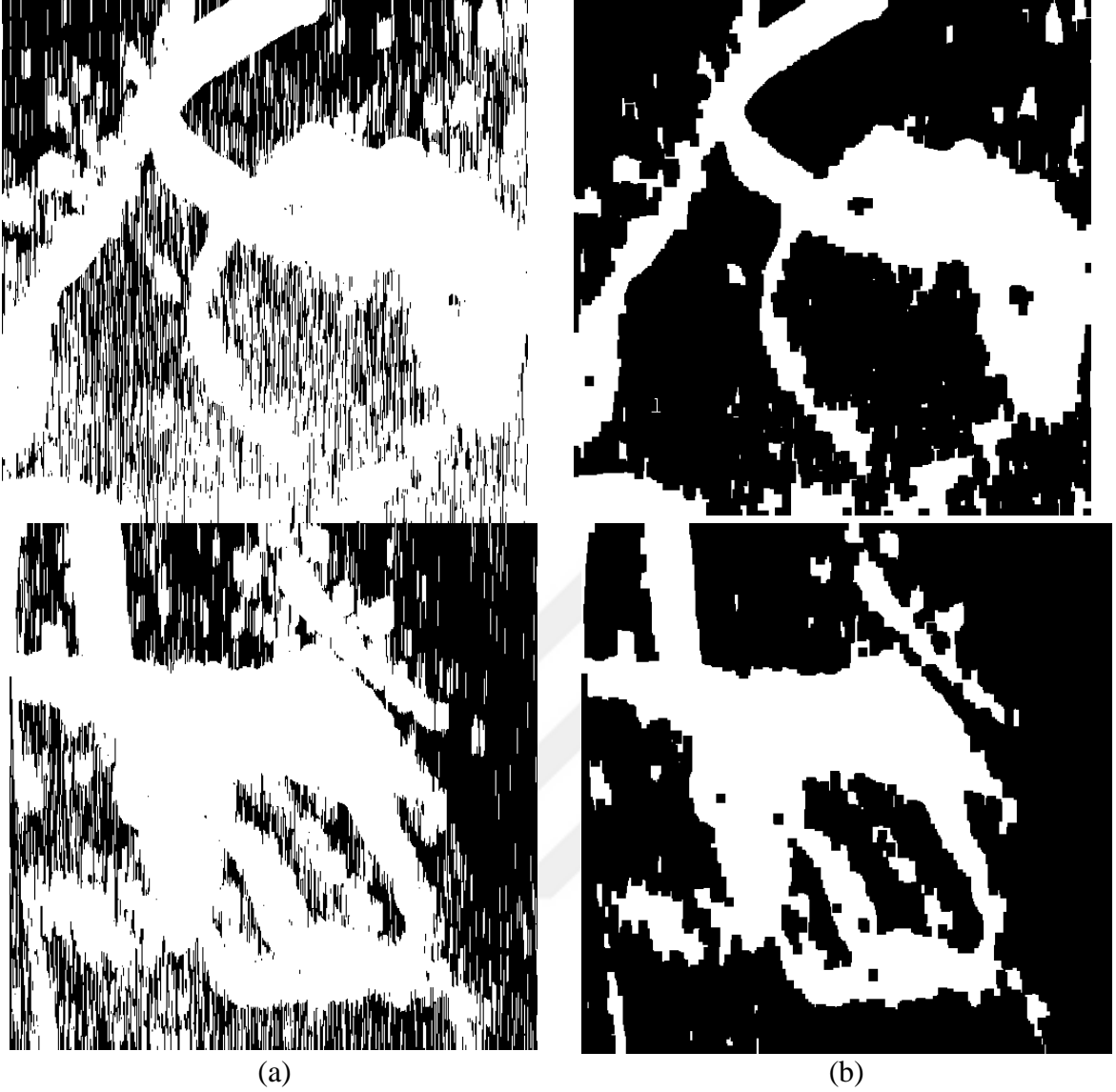
Şekil 53. Belirlenen değişim görüntüsüne uygulanan MMİ işlem adımları

Öncelikli olarak orijinal görüntü dizisinden elde edilen farklar görüntüsü eşik değerinden geçirilerek ikili forma gelmektedir. Sonrasında elde edilen görüntü Şekil 54'te görüldüğü şekilde genişmeye tabi tutulmaktadır.



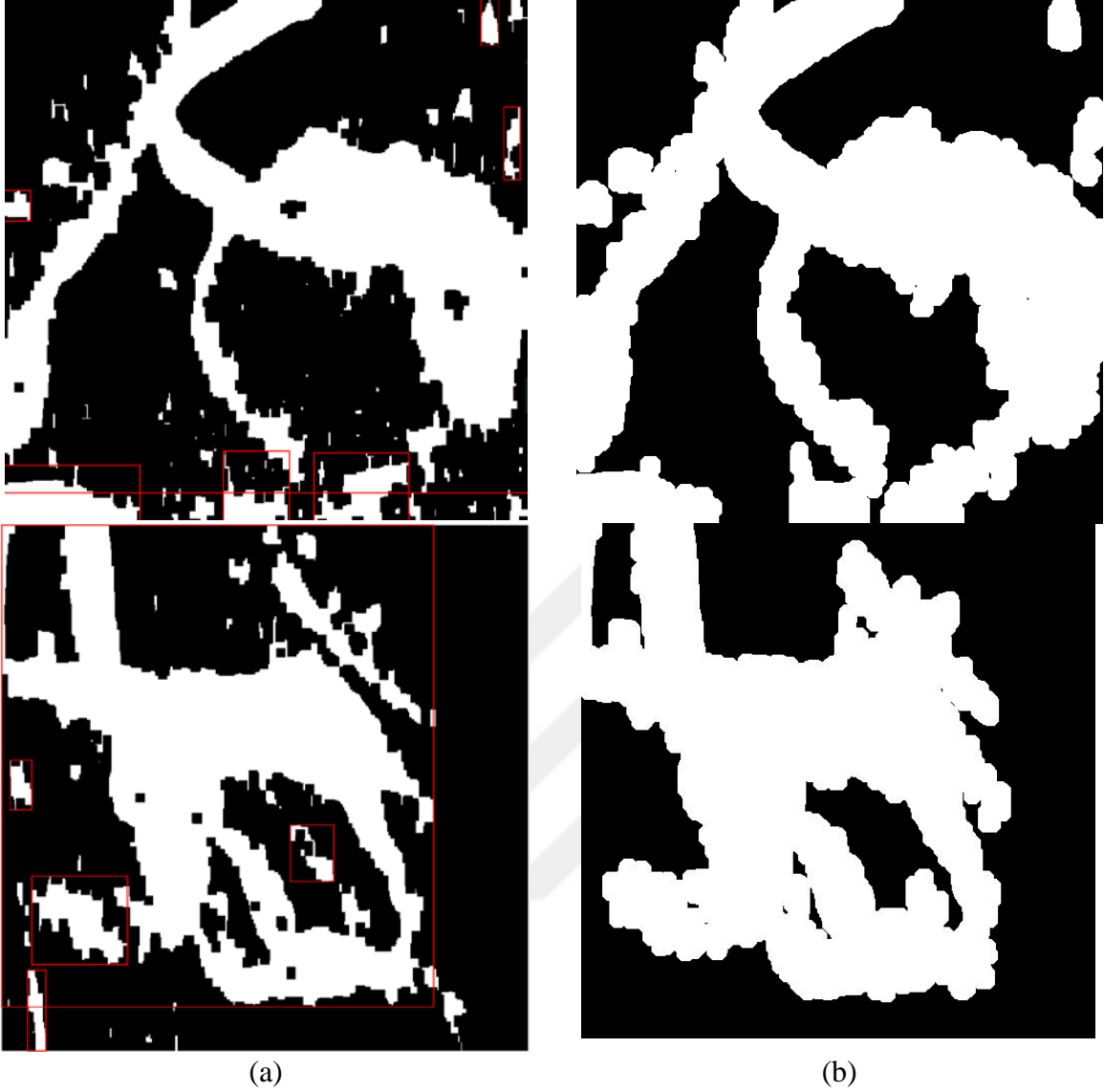
Şekil 54. (a) Farklar görüntüsü, (b) Çizgisel Yapısal eleman ile genişleştirilmiş görüntü

Elde edilen görüntüde gürültülerin temizlenmesi ve küçük değişimlerin ortadan kaldırılması için sonraki aşama olarak aşındırma uygulanmaktadır. Bu aşamada genişmeden garklı olarak disk şeklinde YE kullanılacaktır. Genişlemede çizgisel yapısal eleman kullanılarak küçük bölgeleri tek tarafa genişlemesi ile silinmesinin kolaylaştırılmasıdır. Bununla birlikte boyutları büyük objelerin alanını genişletmektir. Aşındırma sonucu elde edilen görüntü Şekil 55’da görünmektedir.



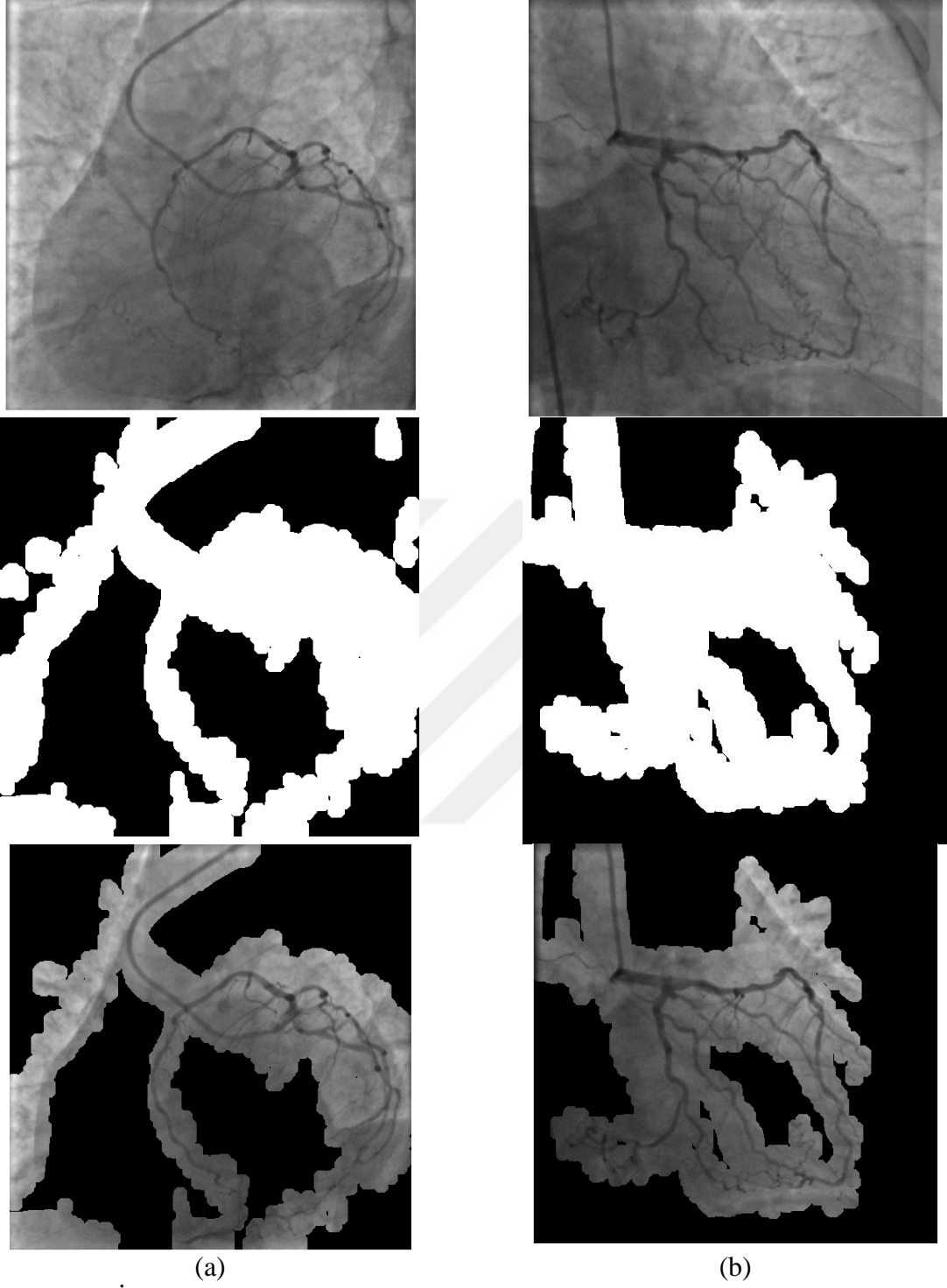
Şekil 55. (a) Genleştirilmiş Görüntü, (b) Disk şeklinde YE ile aşındırılmış görüntü

Elde edilen aşındırılmış görüntülerde halen damar dışında bulunan objeler bulunmaktadır. Bu objelerin de temizlenmesi için bağlantılı alanlar belirlenerek belirli bir boyutun altında kalanların temizlenmesi gerekmektedir. Şekil 56'da küçük objelerin belirlenerek temizlendiği görülmektedir. Sonrasında damar yapılarını kaçırmamak için tekrar 5×5 disk YE ile genişleme yapılmıştır.



Şekil 56. (a) Bağlı Bileşenler Etiketlenmiş Görüntü, (b) Küçük objeler temizlenerek genişletilmiş görüntü

Sonuçta elde edilen görüntüler bizim için damar bölgelerini belirlemek için maske olarak kullanılacaktır. Bu maskeler ile damar dışı kalan alanlar temizlenmiş olacaktır. Elde edilen maskelere göre belirlenmiş damar görüntüleri Şekil 57’de görülmektedir.

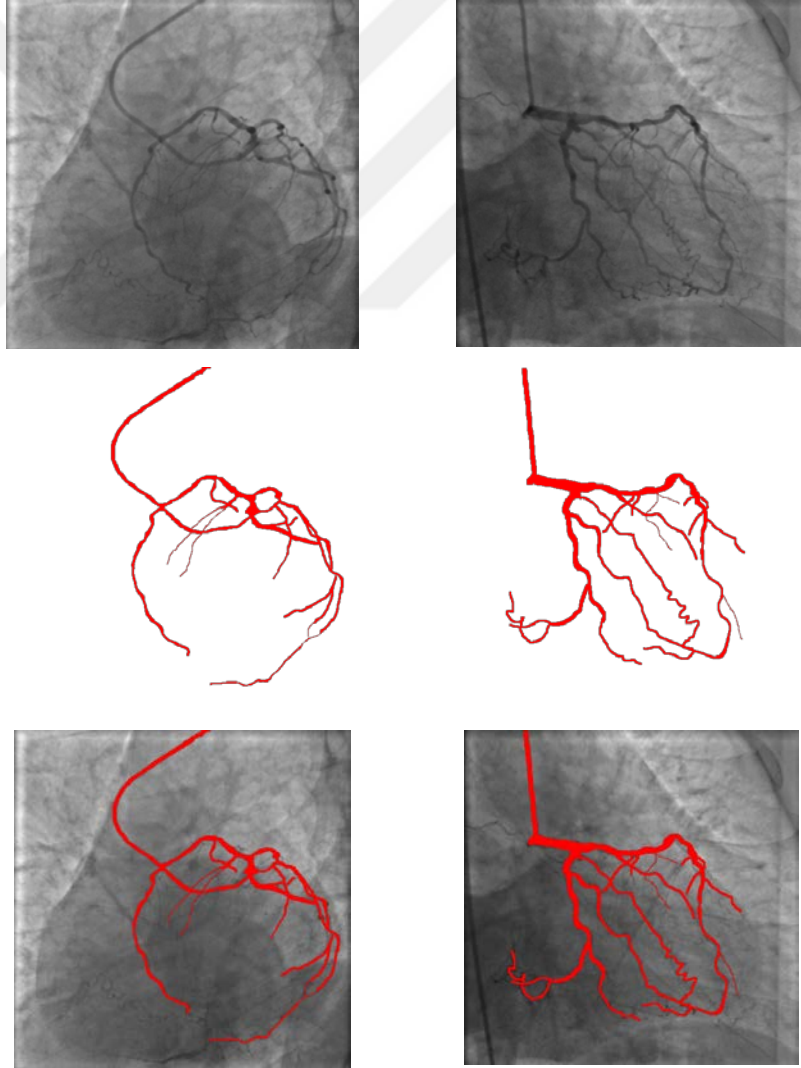


(a) (b)
Şekil 57. İlk satırda orijinal görünler, ikinci satırda hesaplanmış maskeler ve son satırda maskelenmiş görüntüler

3.5. Görüntü Bölütleme Yöntemleri

Şu aşamaya kadar yapılan işlemlerin başarısının nicel olarak belirlenmesi için bölütleme yapılması gereklidir. Uygulanan iyileştirme adımlarının ve önerilen ön plan belirleme işleminin bölütleme işlemini iyileştirdiği oranda çalışmanın başarısı ortaya konulmaktadır. Elde edilen damar yapılarının uzman tarafından manuel olarak bölütlenen damar görüntüleri ile uyumluluğu oranında çalışmanın başarısı belirlenmiş olacaktır.

Çalışmanın son işlem adımı olarak damarların bölütlenmesi için iki farklı eşikleme yöntemi kullanılmıştır. Bunlar OTSU ve En Yüksek Yüzde eşikleme yöntemidir. Şekil 58'de manuel bölütlenmiş iki anjiyo görüntüsü görülmektedir.



Şekil 58. Örnek LAD ve LCA Koroner Damarların Manuel Bölütlenmiş Görüntüsü

3.5.1. Eşikleme Yöntemleri

Eşikleme işlemi genel olarak görüntünün tümünü iki ayrı gruba ayıran bir işlemdir. Piksellerin parlaklık değerlerine göre gerçekleştirilen bu işlem ile damar yapıları ile diğer görüntü alanları birbirinden ayırt edilecektir. Seçilen belirli bir eşik değerinden büyük olan kısımlar bir gruba dahil edilirken, küçük olanlar ise diğer grubun üyesi olarak kabul edilecektir. Eşikleme işleminin nasıl yapıldığını gösteren Eşitlik 52'de, $f(x, y)$ gerçek görüntüyü ifade ederken elde edilen $g(x, y)$, ise eşiklenmiş görüntüyü ifade etmektedir. T değeri ise eşik değeridir.

$$g(x, y) = \begin{cases} 1, & \text{Eğer } f(x, y) \geq T \\ 0, & \text{Eğer } f(x, y) < T \end{cases} \quad (52)$$

Bu aşamada eşiklemenin başarısını en önemli etkileyecek parametre T eşik değeridir. Bu değer sabit seçilmesi düzgün dağılıma sahip olamayan anjiyo görüntülerinde oldukça başarısız sonuçlar verebilir. Bu nedenle görüntünün tümünde hesaplanacak otomatik bir değer kullanımı daha iyi sonuçlar verebilecektir. Çalışmamızda otomatik eşik değeri belirlemek için birbirinden farklı eşik değeri belirleme yöntemlerinden 2 tanesi kullanılmıştır. Bunlar Otsu ve En yüksek yüzde yöntemleridir

3.5.1.1. OTSU Eşikleme

OTSU, otomatik eşik belirleme konusunda oldukça etkin ve günümüzde birçok çalışmada kullanılmaktadır. Görüntüdeki eşik değerini belirlemek için parlaklık değerlerinin histogramını kullanmaktadır. Görüntüyü iki ayrı sınıfa olarak kabul etmektedir. Bu iki sınıfa ait parlaklık dağılımlarının varyansları arasındaki farkı en yüksek değere çıkarmaya çalışmaktadır. Bunun yanında sınıf içerisindeki değerlerin de varyansını en düşük olacak şekilde seçmektedir.

$$\sigma^2 = \sum_{i=0}^{N-1} (x_i - \mu_x) P_r\{x_i\} \quad (53)$$

x_i dizisinin varyansı Eşitlik 53'de gösterildiği gibi hesaplanmaktadır. Dizinin uzunluğu N olup $P_r\{x_i\}$ ise x_i nin gelme olasılığı ifade eder. $M \times N$ boyutlarında bir

görüntü de x_i değeri, hesaplanmış parlaklık histogramında i parlaklık değerinin sayısını, $Pr\{x_i\}$ ise $x_i/(M \times N)$ değerini ifade eder.

Sınıflar arası varyans ise Eşitlik 54'de gösterildiği şekilde hesaplanır. σ_s ile σ_b iki ayrı grubun varyansı olarak düşünülmüştür.

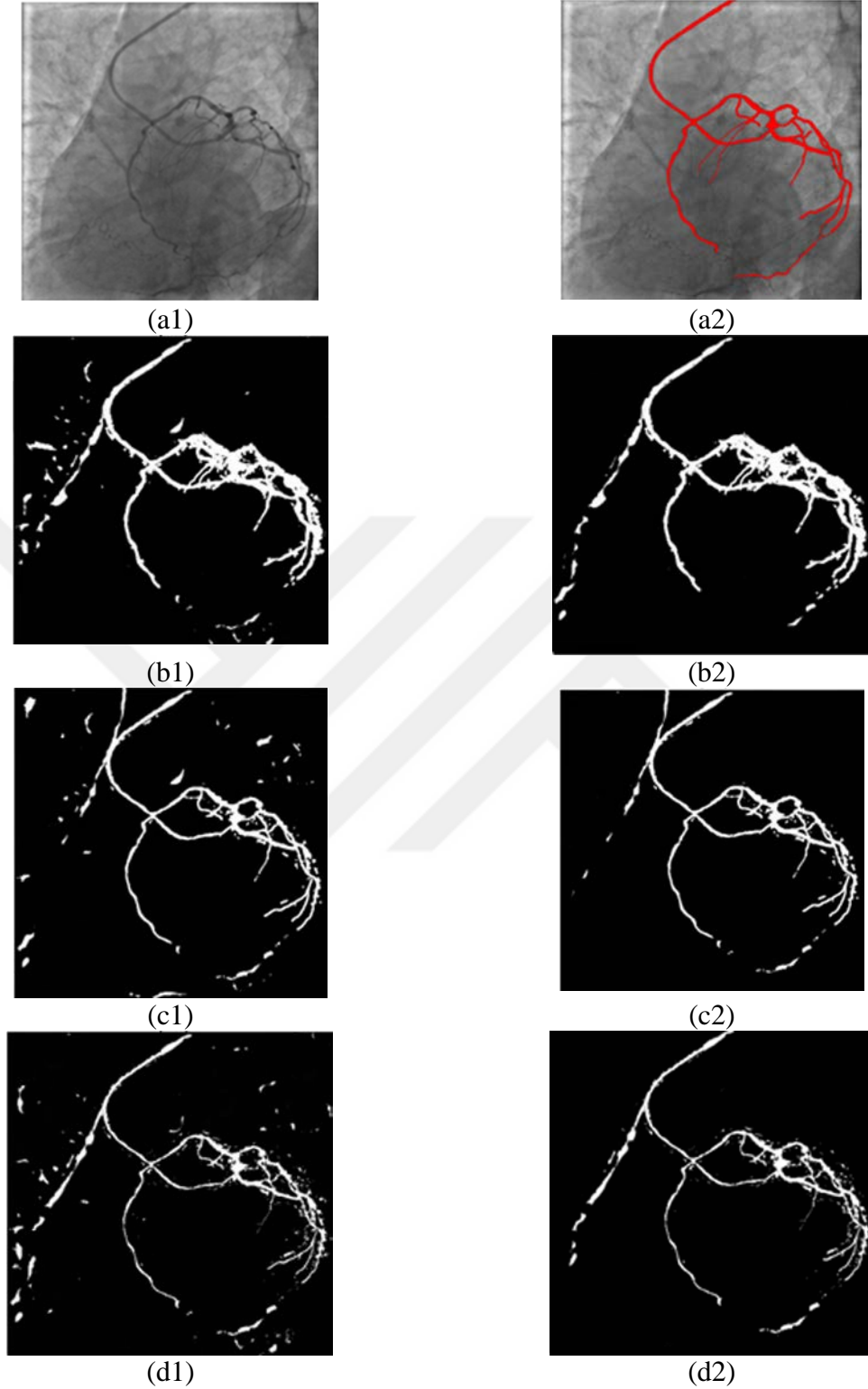
$$\sigma_s = \sigma - \sigma_b = w_1(t)w_2(t)(\mu_1(t) - \mu_2(t)) \quad (54)$$

w sınıf yoğunluğunu ve μ ise ağırlıklı sınıf ortalamasını ifade etmektedir. w değerleri Eşitlik 55 ve μ değerleri ise Eşitlik 56'da gösterildiği gibi hesaplanır.

$$w_1(t) = \sum_{i=0}^t Pr\{i\} \quad ve \quad w_2(t) = \sum_{i=t+1}^{255} Pr\{i\} \quad (55)$$

$$\mu_1(t) = \sum_{i=0}^t Pr\{i\}X(i) \quad ve \quad \mu_2(t) = \sum_{i=t+1}^{255} Pr\{i\}X(i) \quad (56)$$

Şekil 58' da ilk satırında gerçek görüntü ve manuel bölütlenmiş damar yapısı görülmektedir. Bu görüntü önceki bölümlerde bahsedilen farklı damar belirleme yöntemleri ile damar yapısı belirginleştirilmiş görüntüler OTSU eşikleme ile bölütlenmektedir. Şekil 59 - (b1,2) Frangi süzgeci uygulanmış görüntünün tamamına ve damar bölgeleri belirlenmiş hali eşiklenerek bölütlenmektedir. Benzer olarak (c 1,2)' de karşılaştırma süzgeci ve (d 1,2)' de Gabor süzgeci ile damar yapıları belirginleştirilmiş görüntüler kullanılmıştır.



Şekil 59. Otsu Eşikleme Sonuç Görüntüleri. (a1) Orijinal Damar Görüntüsü, (a2) Manuel Bölütlenmiş Görüntü, (b1) Frangi + Tüm Görüntü, (b2) Frangi + Damar Bölgesi, (c1) Eşleştirme Süzgeci + Tüm Görüntü, (c2) Eşleştirme Süzgeci + Damar Bölgesi, (d1) Gabor + Tüm Görüntü, (d2) Gabor + Damar Bölgesi

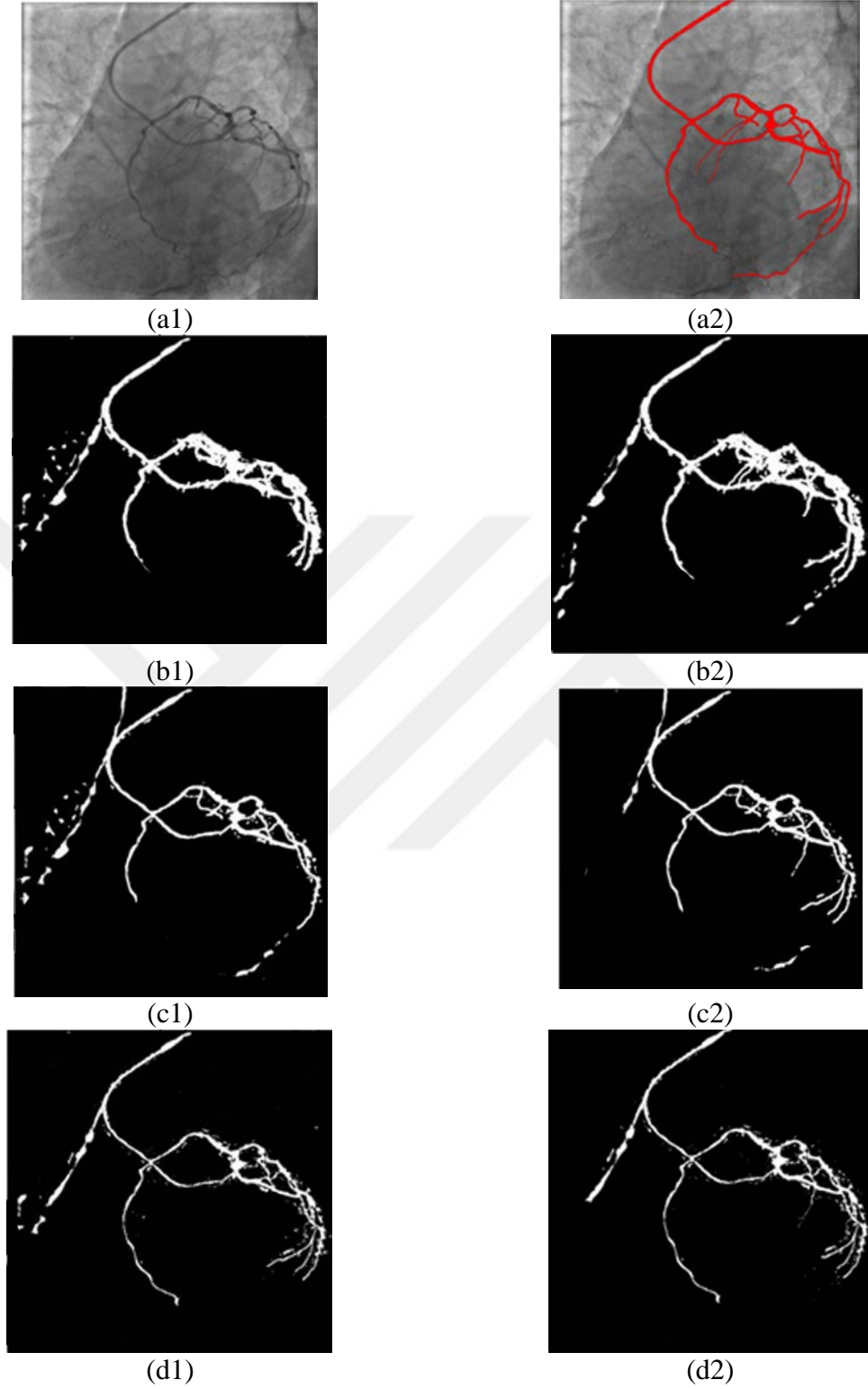
3.5.1.2. En Yüksek Yüzde (P-Tile)

En yüksek yüzde yönteminde görüntü içerisinde belirli sayıdaki en yüksek parlaklık değerine sahip pikseller ayrı bir sınıf oluşturacak şekilde eşikleme yapılır. Eşikleme yapılacak piksel sayısı, görüntü içerisinde bölütlenecek objenin boyutlarına göre belirlenir. Bu nedenle yöntemi kullanmadan önce P değerinin belirlenmesi gerekir. P değerinin belirlenmesi için yöntemin uygulanacağı benzer görüntüler ile gerçekleştirilir. Ayrıca objeler yüksek parlaklık ve arka plan ise karanlık olduğu varsayılarak işlemler gerçekleştirilir.

Histogramda belirlenen P sayısı kadar en yüksek parlaklık değerleri seçilir. En son geldiği değer eşik değeri olarak kabul edilir.

Çalışmamızda örnek anjiyo görüntülerinde manuel bölütlenmiş damar yapılarına göre P değeri 7 ile 10 arasında çıktığı görülmüştür. Manuel bölütlemeye çok ince damarları dikkate alınmaması ve görüntü içerisinde damar parlaklık değerlerine yakın damar dışı alanlar bulunmasından dolayı P değeri 10 seçilmiştir. Bu değere göre eşikleme gerçekleştirilmiştir.

Şekil 59'da ilk satırında gerçek görüntü ve manuel bölütlenmiş damar yapısı görülmektedir. Bu görüntü önceki bölümlerde bahsedilen farklı damar belirleme yöntemleri ile damar yapısı belirginleştirilmiş görüntüler P-Tile eşikleme ile bölütlenmektedir. Şekil 60 - (b1,2) Frangi süzgeci uygulanmış görüntünün tamamına ve damar bölgeleri belirlenmiş hali eşiklenerek bölütlenmektedir. Benzer olarak (c 1,2)'de karşılaştırma süzgeci ve (d 1,2)'de Gabor süzgeci ile damar yapıları belirginleştirilmiş görüntüler kullanılmıştır



Şekil 60. P-Tile Eşikleme Sonuç Görüntüleri. (a1) Orijinal Damar Görüntüsü, (a2) Manuel Bölütlenmiş Görüntü, (b1) Frangi + Tüm Görüntü, (b2) Frangi + Damar Bölgesi, (c1) Eşleştirme Süzgeci + Tüm Görüntü, (c2) Eşleştirme Süzgeci + Damar Bölgesi, (d1) Gabor + Tüm Görüntü, (d2) Gabor + Damar Bölgesi

3.6. Değerlendirme Ölçütleri

Çalışmada önerilen yöntemlerin başarılarının değerlendirilmesi için nicel sonuçlar ortaya konulması gerekmektedir. Bu bölümde kullanılacak değerlendirme araçlarından bahsedilerek hesaplama yöntemleri verilecektir. Genel olarak, çalışma sonucu bölütlenmiş görüntü ile uzman tarafından manuel gerçekleştirilen bölütleme sonuçları karşılaştırılmıştır. Uzman doktor tarafından manuel olarak yapılan bölütleme sonuçları kesin doğru (Ground Truth) referans olarak kabul edilmiştir. Karşılaştırmada kullanılan değerler ve kullanılacak notasyonlar Tablo 3’de gösterilmiştir.

Tablo 3: Değerlendirmede Kullanılacak ifadeler

Manuel Bölütleme	Otomatik Bölütleme		
	Pozitif	Negatif	Toplam
Pozitif	Doğru Pozitif (True Pozitif - TP)	Yanlış Pozitif (False Pozitif - FP)	TP +FP
Negatif	Yanlış Negatif (False Negative - FN)	Doğru Negatif (True Negative - TN)	FN +TN
Toplam	TP + FN	FP + TN	TP+FN+FP+TN

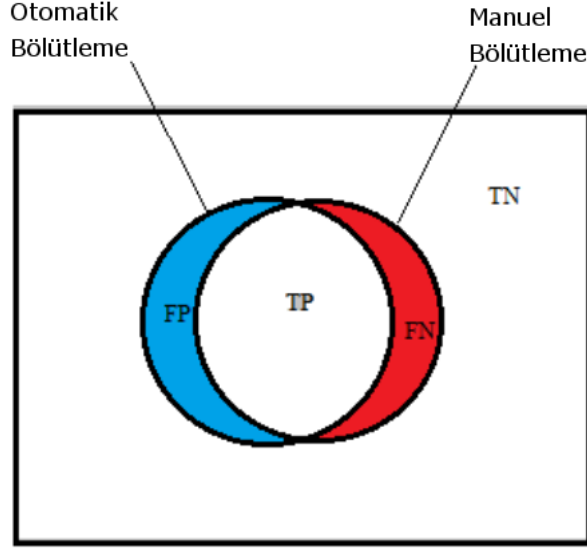
Tablo 3’de Pozitif olarak ifade edilen damar kabul edilen değerlerdir. Negatif ise damar olmayan alanlar için kullanılmıştır. Bu durumda;

TP: Manuel bölütlenme ve otomatik bölütleme sonuçları her ikisinde de damar olarak işaretlenmiş,

FN: Manuel bölütlemeye damar ancak otomatik bölütlemeye damar olmadığı olarak işaretlenmiş,

FP: Manuel bölütlemeye damar olmadığı halde otomatik bölütlemeye damar olarak işaretlenmiş,

TN: Manuel bölütlenme ve otomatik bölütleme sonuçları her ikisinde de damar olmadığı işaretlenmiş pikselleri ifade etmektedir. Bu ifadeler Şekil 61’de küme şeklinde görselleştirilmiştir.



Şekil 61: Değerlendirme Parametrelerinin Gösterimini

Bu değerlendirme parametreleri birbirlerine bağlı olması yanı sıra, her bir değerinin ağırlığı çalışmada önerilen yöntemin başarısını göstermektedir. Bu ağırlıklar Eşitlik 57,58,59 ve 60'da gösterilmektedir.

$$TPR = \frac{TP}{(TP+FN)} \quad (57)$$

$$FPR = \frac{FP}{(FP+FN)} \quad (58)$$

$$TNR = \frac{FN}{(FN+PR)} \quad (59)$$

$$FNR = \frac{TN}{(TN+FP)} \quad (60)$$

Bu değerlerin yanı sıra hassasiyet (Sensitivity), özgüllük (Specificity) ve doğruluk (Accuracy) değerleri elde edilen sonuçların başarıları konusunda genel bir sonuç vermektedir. Hassasiyet değeri görüntü içerisinde damarların doğru bir şekilde tahmin edilme oranını vermektedir. Bu nedenle TPR değeri ile aynı sonuca varacak şekilde Eşitlik 61'de görüldüğü gibi hesaplanmaktadır.

$$SE = \frac{TP}{(TP+FN)} \times 100 \quad (61)$$

Özgüllük değeri ise damar dışı bölgelerin doğru tahmin oranını vermektedir. Eşitlik 62'de gösterildiği gibi TNR değeri ile aynı şekilde hesaplanmaktadır.

$$SP = \frac{TN}{(TN+FP)} \times 100 \quad (62)$$

Doğruluk değeri ise hassasiyet ve özgüllük değerlerinin birleştiren bir değerlendirme ölçütüdür. Hassasiyet damar yapılarını, özgüllük ise damar dışı kısımları değerlendirmektedir. Bu nedenle doğruluk ölçütü ile diğer iki değerlendirme ölçütü birleştirilerek tüm görüntü ile ilgili doğru bir başarı ölçütünü sunulmaktadır. Hesaplama işlemi Eşitlik 63'de gösterildiği şekilde yapılmaktadır.

$$ACC = \frac{TP+TN}{(TP+FP+TN+FN)} \times 100 \quad (63)$$

4. BULGULAR VE İRDELEME

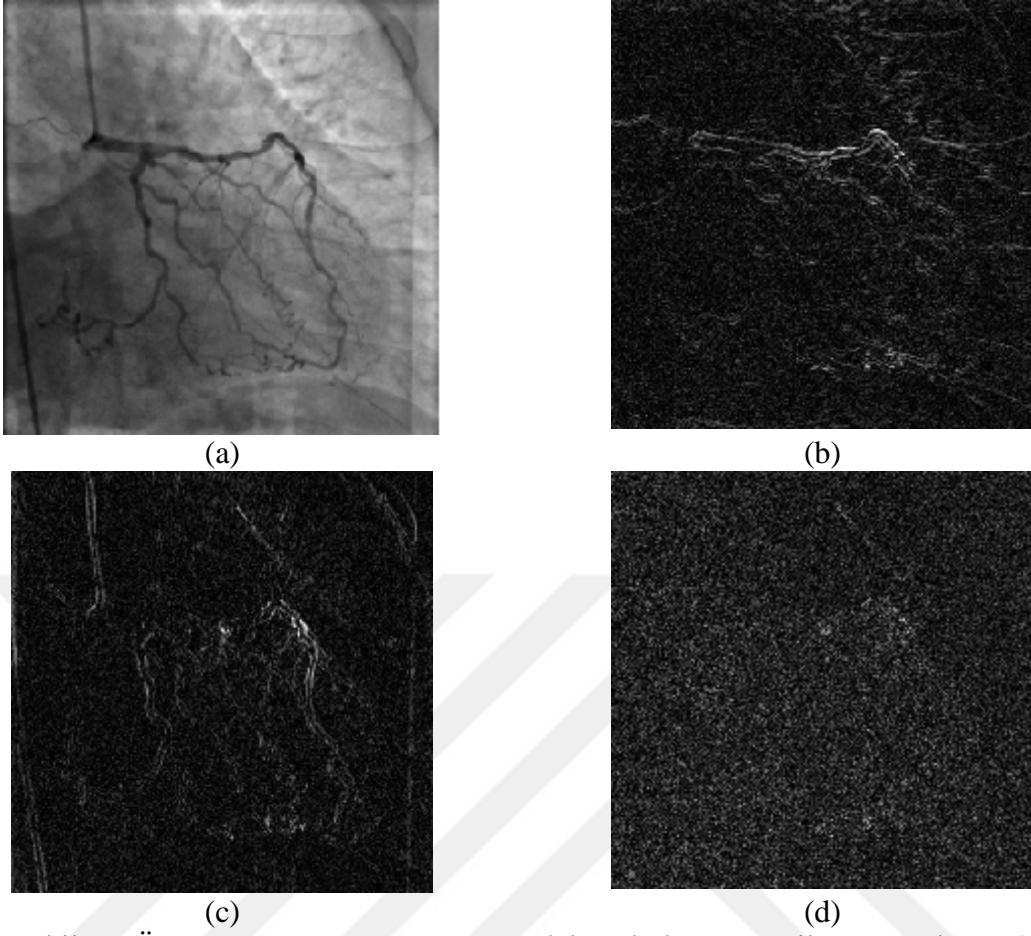
Tez de kullanılan anjiyogramlar Harran Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastanesinden izinle alınmıştır. Bu anjiyogram DICOM formatında olup bazı özel bilgiler içermektedir. Çalışmamızda DICOM formatındaki veri ayrıştırılarak anjiyo görüntü dizisi elde edilmiştir. Bu görüntü dizileri 512*512 boyutunda 256 gri seviye görüntülerden oluşmuştur. Uygulamanın devam süresine bağlı olarak çerçeve sayısı farklılık göstermektedir. Ancak genel olarak 120 ile 250 arasında değişen çerçeve sayısından oluşmaktadır.

Tez kullanılan uygulamalar Matlab programlama dili kullanılarak Intel i3 3.6Ghz işlemci ve 8 GB DDR3 bellekli bilgisayarda yazılarak çalıştırılmıştır.

Çalışmanın genel akış diyagramı Şekil 17'de gösterilmiş olup, anjiyogramlarda damar bölütleme amaçlanmıştır. Güncel literatürde mevcut olan yöntemlerden daha iyi sonuç alınabilmesi için yeni bir bakış açısı ve yeni bir yöntem önerilmiştir. Mevcut çalışmalarda damar bölütleme için tek bir anjiyo görüntüsü üzerinde yöntemler uygulanmaktadır. Ancak elde bulunan görüntü dizisinin tümünün kullanımı ile damar bölgelerinin tespiti sağlanarak ilgilenecek alan miktarı daraltılmakta ve sonuçta bölütleme başarısını düşüren damar dışı alanlar görüntüden çıkarılmaktadır. Böylece bölütleme başarısı arttırılmaktadır.

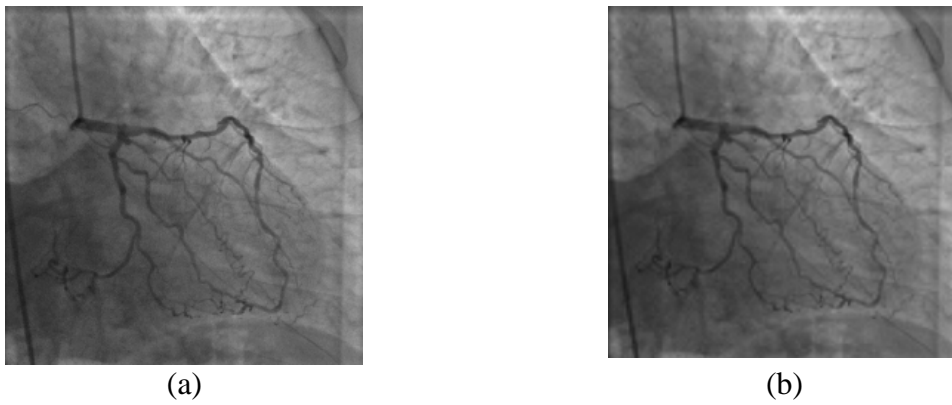
4.1. Gürültü Giderme Sonuçları

Çalışmada öncelikli olarak görüntüleme yönteminden kaynaklı gürültülü anjiyo görüntüsünde gürültü giderme işlemi uygulanmıştır. Bunun için dalgacık dönüşümü kullanılmıştır.



Şekil 62. Örnek bir anjiyo görüntüsünün dalgacık dönüşümü ile ayrıştırılması (a) Orijinal görüntü, (b) Yatay dalgacık katsayıları, (c) Dikey dalgacık katsayıları, (d) Diagonal dalgacık katsayıları

Çalışmamızda dalgacık ayrıştırma için Daubechies dalgacığı kullanılmıştır. Db4 dalgacık fonksiyonu ile ayrıştırma sonucu elde edilen katsayıların görüntüsü Şekil 62’de gösterilmiştir. 2 seviyeli ayrıştırma gerçekleştirilmiştir.



Şekil 63 (a) Orijinal anjiyo görüntüsü ve (b) Gürültü temizlenmiş görüntü

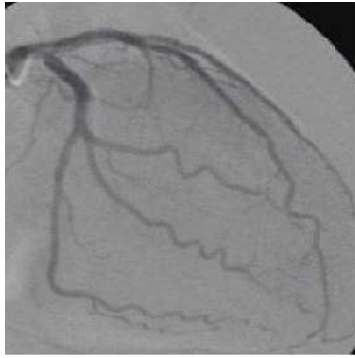
Kullanılacak eşik değeri her bir alt bant için SureShrink yöntemi ile belirlenmiştir. Her bir alt bant kendi eşik değerine uygun olarak eşiklenerek gürültü temizleme gerçekleştirilir.

Şekil 63'te hesaplanan eşik değerine göre yumuşak eşikleme ile gürültüsü temizlenmiş anjiyo görüntüsü görülmektedir. Görüldüğü gibi gürültü temizleme işlemi belirli oranda damar yapısına zarar vermektedir. Çünkü gerçekleştirilen işlem ile amaçlanan yüksek frekanslı gürültüleri temizlemektir. Bu işlem damarlara ait kenar bilgilerini de belirli oranda bozmaktadır.

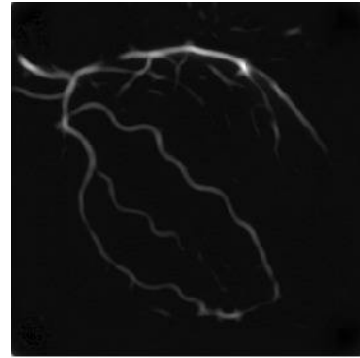
4.2. Damar Belirleme Sonuçları

Görüntü içerisinde ilgilenilen damar yapılarının belirginleştirilmesi ve gerçekleştirilen gürültü temizleme işlemi ile bozulan damar kenarlarının belirginleştirilmesi gerekmektedir. Bu amaç için görüntüde damar yapılarını belirginleştirici olarak Frangi süzgeci, karşılaştırma süzgeci ve gabor süzgeci kullanılmıştır. Bu süzgeçlere kullanılarak elde edilen iyileştirilmiş görüntüler Şekil 64, 65 ve 66' te verilmektedir.

Şekil 64'de Frangi filtresi kullanılarak damar yapıları belirginleştirilmiş anjiyo görüntüsü görülmektedir.



(a)



(b)

Şekil 64. Frangi süzgeci ile iyileştirilmiş anjiyo görüntüsü

Şekil 64'te Frangi süzgeci ile iyileştirilmiş damar görüntüsünde arka plan alanları temizlenerek damar yapılarının görünürlüğü artırılmıştır. Kullanılan süzgeçte kullanılan Eşitlik 13'te s parametresi [3,5,7...21] değerlerini alarak işleme katılmıştır.



Şekil 65. Eşleştirme süzgeci ile iyileştirilmiş anjiyo görüntüsü

Şekil 65'te karşılaştırma süzgecinin sonucu görülmektedir. Uygulanan süzgeç bankasında 11*11, 17*17, 21*21, 27*27, 33*33 ve 39*39 boyutunda süzgeçler kullanılmıştır. Böylece farklı boyutlarda damar yapılarının tepkileri alınmıştır. Bu süzgeçler 15'er derece döndürülerek farklı yönelimli damarların tespiti de gerçekleştirilmiştir.



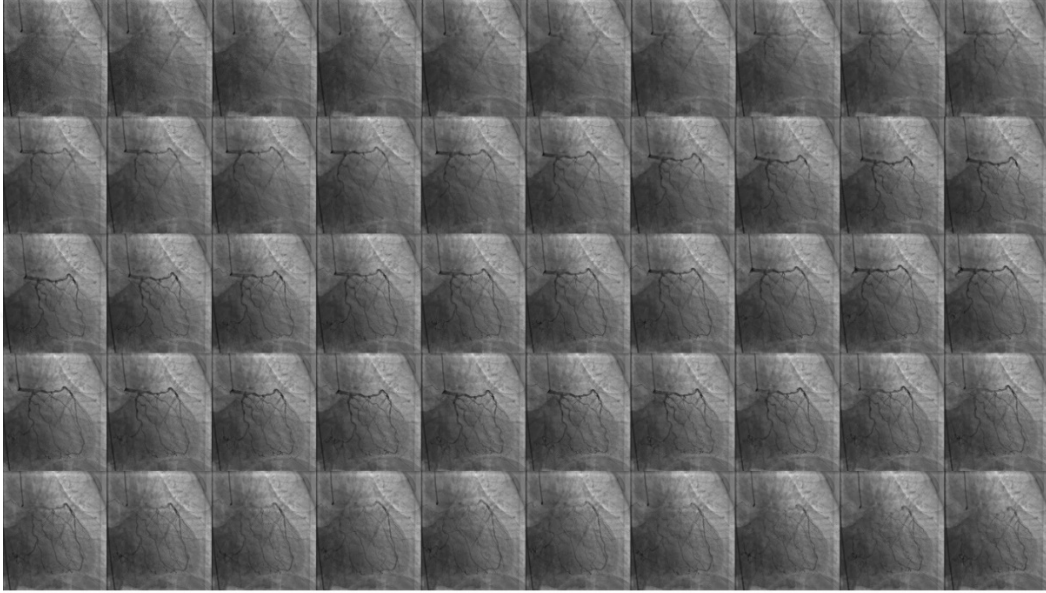
Şekil 66. Gabor süzgeci ile iyileştirilmiş anjiyo görüntüsü

Şekil 66'da ise Gabor süzgecinin iyileştirdiği görüntü görülmektedir. Uygulanan Gabor süzgecinde kalınlık değeri olarak $\tau = [1,3, \dots, 15]$ ve $K = \left[-\frac{\pi}{2}, \frac{\pi}{2}\right]$ aralığında değişecek şekilde seçilmiştir.

4.3. Damar Bölgesi Belirleme Sonuçları

Şekil 67'de (a) örnek bir anjiyograma ait görüntü dizisi verilmiştir. Bu anjiyogramdaki görüntü dizisinin en büyük farklar yöntemi algoritması ile işlenmesi

sonucu elde edilen değişim bölgeleri (b) de gösterilmektedir. Bu değişim alanlarını morfolojik işlemler ile (c) maske görüntüsü elde edilmiştir. Bu elde edilen maske (d) dizi içerisinde seçilen damar görüntüsü ile örtüştürülerek (e) görüntüsü oluşturulmuştur.



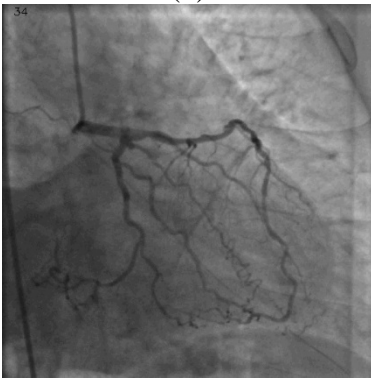
(a)



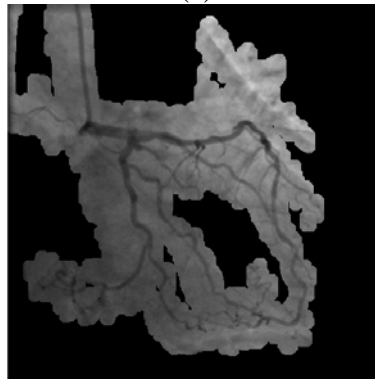
(b)



(c)



(d)



(e)

Şekil 67. (a)Anjiyo görüntü dizisi, (b) Hesaplanan değişim alanları, (c) Değişim alanları MMİ ile düzenlenerek küçük bölgeler temizlenmiş, (d) Orijinal anjiyo görüntüsü ve (e) Maskelenmiş damar görüntüsü

Bu işlem için uygulanan akış diyagramı Bölüm 3.4 ve 3.5' te ayrıntılı olarak anlatılmıştır. En uygun eşik değeri olarak 40 belirlenmiştir. Morfolojik işlemlerin son aşamasında ana damara bağlantısız ve küçük boyutlu alanların görüntüden çıkarılması için ise en düşük değer deneysel olarak 1000 piksel seçilmiştir.

Sonuçta olarak damar yapılarını içeren daha küçük görüntüler üzerinde çalışma imkânı elde edilmiştir. Bu alanların içerisinde kalan bölgeye bölütleme işlemi uygulanacaktır.

4.4. Bölütleme Sonuçları

Son aşama olarak eşikleme ile damar yapılarının elde edileceği bölütleme işlemi gerçekleştirilecektir. Eşikleme de P-Tile ve OTSU kullanılarak sonuçları karşılaştırılacaktır. Elde edilen damar alanları uzman tarafından manuel bölütlenmiş damar alanları ile karşılaştırılacak ve Bölüm 3.7'de bahsedilen değerlendirme kriterlerine göre sonuçlar verilecektir.

Tablo 4'de 10 farklı görüntü için gerçekleştirilmiş bölütleme sonucunda elde edilen görüntü piksellerinin manuel bölütlenmiş görüntü ile karşılaştırma sonuçları verilmiştir. Örnek görüntüler Gabor Süzgeci ile iyileştirilerek P-Tile eşikleme ile bölütlenmiştir. Tüm görüntü üzerinde yapılan çalışmalarda elde edilen sonuçlar Bölüm 3.7'de bahsedilen şekilde değerlendirilmiştir. TP, TN, FP ve FN değerleri hesaplanmıştır.

Tablo 4. Bölütlenmiş Görüntülerin Piksel Sayıları olarak Değerlendirme Sonuçları - (Tüm Görüntü+Gabor İyileştirme+P-Tile (10))

	TP	TN	FP	FN
Örnek1	20972	225993	15179	0
Örnek2	20321	221113	20059	651
Örnek3	20155	223901	17271	817
Örnek4	19329	215027	26145	1643
Örnek5	19874	222347	18825	1098
Örnek6	20972	229113	12059	0
Örnek7	20154	224006	17166	818
Örnek8	19234	217350	23822	1738
Örnek9	18645	213090	28082	2327
Örnek10	19345	218419	22753	1627

Tablo 5’de ise Tablo 4’de elde edilen piksel değerlerine göre başarı ölçütleri, bölüm 3.7 bölümünde Eşitlik 61, 62 ve 63’te gösterildiği şekilde hesaplanarak verilmiştir. Elde edilen bu değerlere göre tabloda gösterilen 10 örnek için Gabor süzgeçleme ve P-Tile (P=7) eşikleme ile ortalama hassasiyet değeri 94.89, özgüllük değeri 91.65 ve doğruluk değeri 91.91 çıkmaktadır.

Tablo 5. Tablo 1’de verilen piksel değerlerine göre başarı ölçütleri (Tüm Görüntü+Gabor İyileştirme+P-Tile (10))

	Hassasiyet	Özgüllük	Doğruluk
Örnek1	100,00	93,71	94,21
Örnek2	96,90	91,68	92,10
Örnek3	96,10	92,84	93,10
Örnek4	92,17	89,16	89,40
Örnek5	94,76	92,19	92,40
Örnek6	100,00	95,00	95,40
Örnek7	96,10	92,88	93,14
Örnek8	91,71	90,12	90,25
Örnek9	88,90	88,36	88,40
Örnek10	92,24	90,57	90,70

Tablo 6’da P değeri olarak 7 seçtiğimiz zaman elde ettiğimiz sonuçlar verilmektedir. Tüm görüntü işleme katılarak iyileştirme için aynı şekilde Gabor kullanılmıştır. Genel olarak daha başarılı sonuçlar elde edildiği görülmektedir. Bu sonuç değerlerine göre ortalama hassasiyet değeri 87.20, özgüllük değeri 92.95 ve doğruluk değeri 92.49 çıkmaktadır. Hassasiyet değerleri olarak P değerinin 10 seçilmesi durumundan çok düşük değer elde edilmiştir. Bunun değeri örneklerde damar bölge oranının %7 den fazla olmasından kaynaklanmıştır. Ancak bunun yanında yüksek değer seçilerek damar olmayan alanları damar olarak seçildiği zaman daha toplam doğruluk oranını daha fazla etkilemektedir. Bu nedenle doğruluk oranı daha yüksek elde edilmiştir.

Tablo 6. Bölütlenmiş Görüntülerin Piksel Sayıları olarak Değerlendirme Sonuçları - (Tüm Görüntü+Gabor İyileştirme+P-Tile (7))

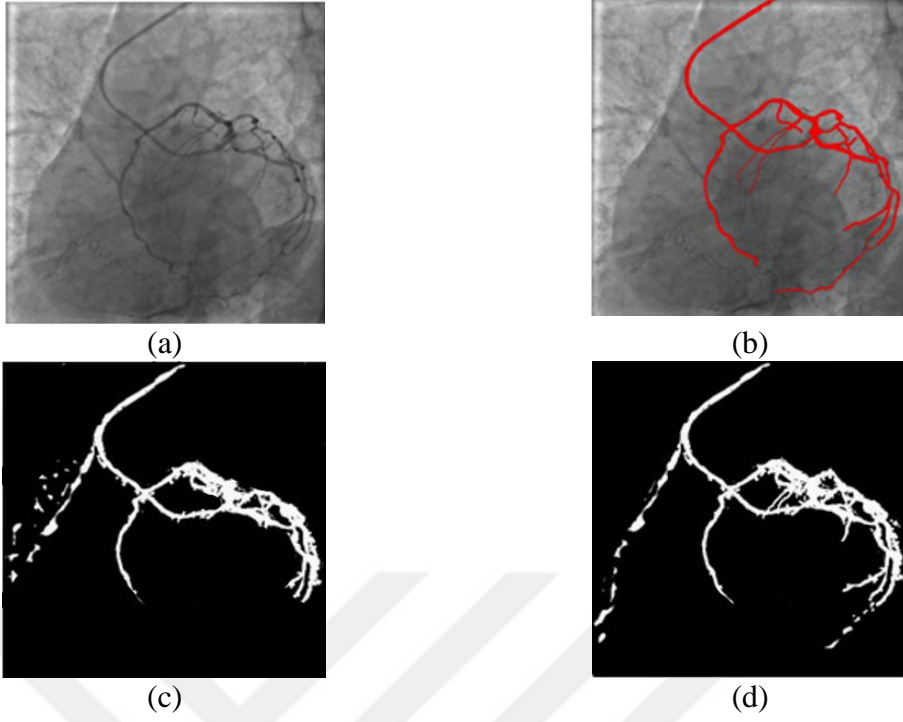
	TP	TN	FP	FN	Hassasiyet	Özgüllük	Doğruluk
Örnek1	18351	224918	16254	2621	87,50	93,26	92,80
Örnek2	18190	216691	24481	2782	86,73	89,85	89,60
Örnek3	18351	227802	13370	2621	87,50	94,46	93,90
Örnek4	18070	218908	22264	2902	86,16	90,77	90,40
Örnek5	18159	215411	25761	2813	86,59	89,32	89,10
Örnek6	18351	231734	9438	2621	87,50	96,09	95,40
Örnek7	18345	225815	15357	2627	87,47	93,63	93,14
Örnek8	18351	235142	6030	2621	87,50	97,50	96,70
Örnek9	18351	226491	14681	2621	87,50	93,91	93,40
Örnek10	18351	218889	22283	2621	87,50	90,76	90,50

Tablo 7’te tüm görüntüye uygulanan damar belirginleştirme süzgeçlerinin en yüksek yüzde değeri ile eşiklenmesi sonucu elde edilen sonuçlar verilmiştir. Bu sonuçlara göre Gabor süzgeçleme ile iyileştirilen görüntülerin eşiklenmesinde daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir.

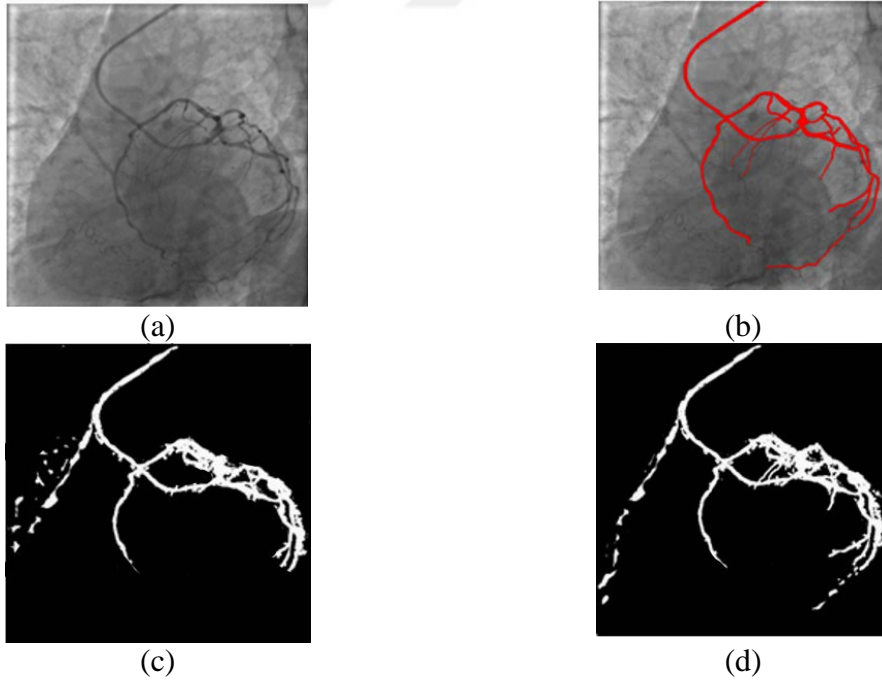
Çalışmada maskeleye ile elde edilen görüntüde ve tüm görüntüde uygulanan eşikleme sonuçları P-Tile algoritması için Şekil 68,69 ve 70’da verilmiştir.

Tablo 7. Tüm Görüntülerde Gabor, Eşleştirme ve Frangi Süzgeci Uygulanmış Görüntüler için P-Tile eşikleme değerlendirme sonuçları

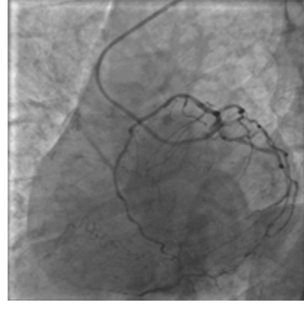
	P = 7			P=10		
	Hassasiyet	Özgüllük	Doğruluk	Hassasiyet	Özgüllük	Doğruluk
Gabor	87,20	92,95	92,49	94,89	91,65	91,91
Eşleştirme	84,73	94,85	90,60	88,73	91,15	90,60
Frangi	87,50	92,46	91,90	87,50	92,46	91,78



Şekil 68. P-Tile (P=7) Bölütleme Sonuç. (a) Orijinal Damar Görüntüsü, (b) Manuel Bölütlenmiş Görüntü, (c) Frangi + Tüm Görüntü, (d) Frangi + Maskelenmiş Görüntü



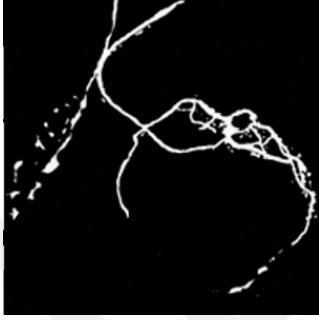
Şekil 69. P-Tile(P=7) Bölütleme Sonuç. (a) Orijinal Damar Görüntüsü, (b) Manuel Bölütlenmiş Görüntü, (c) Eşleştirme Süzgeci + Tüm Görüntü, (d) Eşleştirme Süzgeci + Maskelenmiş Görüntü



(a)



(b)



(c)



(d)

Şekil 70. P-Tile (P=7) Bölütleme Sonuç. (a) Orijinal Damar Görüntüsü, (b) Manuel Bölütlenmiş Görüntü, (c)) Gabor Süzgeci + Tüm Görüntü, (c)) Gabor Süzgeci + Maskelenmiş Görüntü

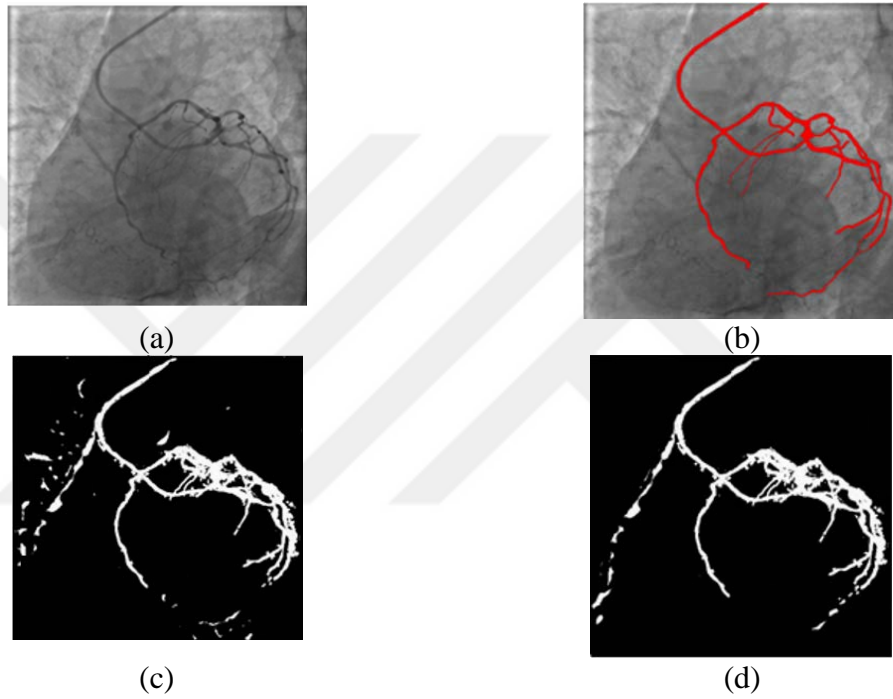
Tablo 8. Maskeleye Yapılmış Görüntülerde Gabor, Eşleştirme ve Frangi Süzgeci Uygulanmış Görüntüler için P-Tile eşikleme değerlendirme sonuçları

	P = 7			P=10		
	Hassasiyet	Özgüllük	Doğruluk	Hassasiyet	Özgüllük	Doğruluk
Gabor	86,89	99,6	92,58	93,12	92,31	92,64
Eşleştirme	84,53	95,14	92,02	87,74	91,76	90,97
Frangi	87,31	92,97	91,96	87,18	93,07	92,66

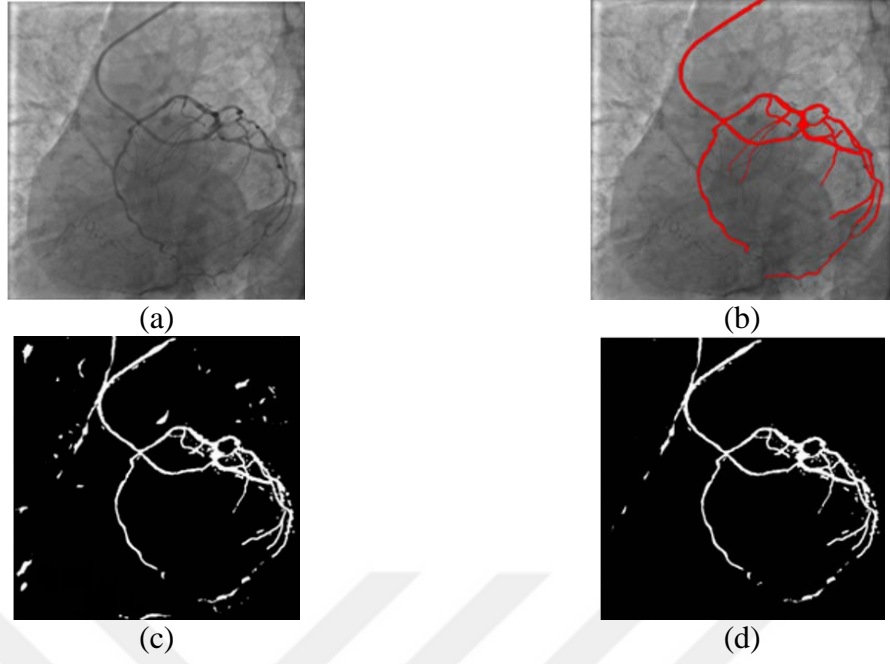
Hareketli alanların belirlenmesi ile damar dışı alanların bölütlenmeye girmesi belirli oranda engellenmiştir. Özellikle P değeri yüksek olan eşiklemede başarı oranı, P değeri düşük eşiklemeye göre daha fazla artmıştır. Çünkü parlaklık değeri benzerliğinden dolayı damardan uzak alanlar da eşiklemede damar olarak işaretlenebilmektedir. Bu şekilde bu alanlar başta görüntüden çıkarılarak belirli bir alana odaklanılmıştır. Bununla birlikte P değeri daha küçük olan hesaplamaların bir kısmında damar yapısının tamamı bile bölütlenemediğinden maske kullanımı başarı oranını ciddi oranda değiştirmemektedir.

Tablo 8’de görüldüğü gibi P-Tile eşikleme yöntemini kullanarak en başarılı sonucu Gabor süzgeci ile elde ediliyor Tüm görüntüde P değeri 7 seçilerek elde edilen 92,49 doğruluk oranı damar alanı belirlenerek maskelenmiş görüntüde 92.58 olmaktadır. Bununla birlikte P değeri olarak 10 alınırsa tüm görüntüde 91.11 olan doğruluk değeri maskelenmiş görüntüde 92.64 olarak oldukça iyileştirilmiş olmaktadır.

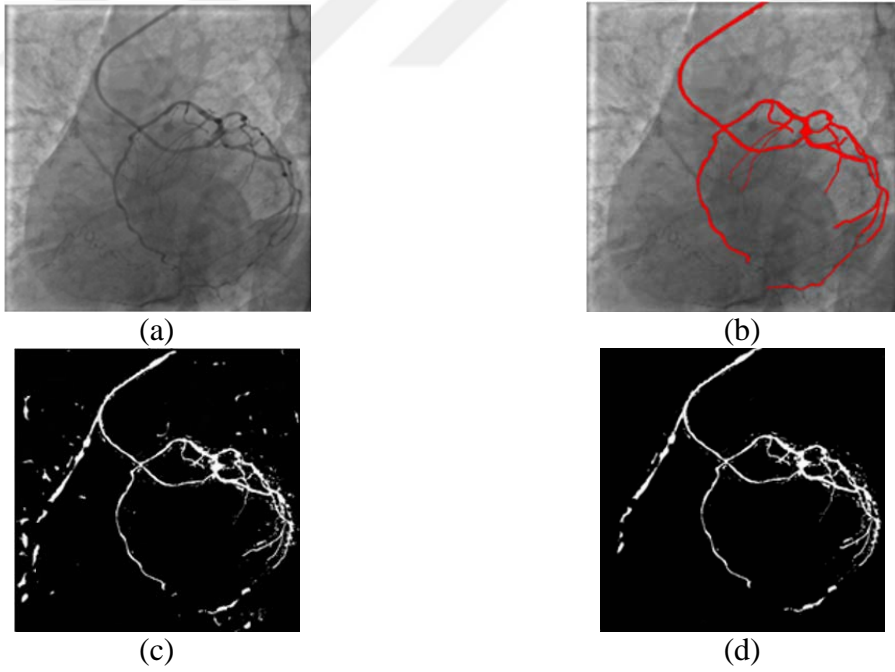
Çalışmada maskeleye ile elde edilen görüntüde ve tüm görüntüde uygulanan eşikleme sonuçları OTSU algoritması için Şekil 71, 72 ve 73’de verilmiştir.



Şekil 71. OTSU Bölütlenme Sonuç. (a) Orijinal Damar Görüntüsü, (b) Manuel Bölütlenmiş Görüntü, (c) Frangi + Tüm Görüntü, (d) Frangi + Maskelenmiş Görüntü



Şekil 72. OTSU Bölütleme Sonuç. (a) Orijinal Damar Görüntüsü, (b) Manuel Bölütlenmiş Görüntü, (c) Eşleştirme + Tüm Görüntü, (d) Eşleştirme + Maskelenmiş Görüntü



Şekil 73. OTSU Bölütleme Sonuç. (a) Orijinal Damar Görüntüsü, (b) Manuel Bölütlenmiş Görüntü, (c) Gabor + Tüm Görüntü, (d) Gabor + Maskelenmiş Görüntü

Tablo 9. Tüm Görüntülerde Gabor, Eşleştirme ve Frangi Süzgeci Uygulanmış Görüntüler için OTSU eşikleme değerlendirme sonuçları

	Hassasiyet	Özgüllük	Doğruluk
Gabor	95,44	88,82	89,35
Eşleştirme	94,76	87,49	88,07
Frangi	96,06	91,29	91,67

Tablo 9’da tüm görüntüye uygulanan damar belirginleştirme süzgeçlerinin OTSU ile eşiklenmesi sonucu elde edilen sonuçlar verilmiştir. Bu sonuçlara göre Frangi süzgeçleme ile iyileştirilen görüntülerin eşiklenmesinde daha başarılı sonuçlar elde edilmiştir. Ayrıca P-Tile yöntemine göre hassasiyet değeri olarak daha yüksek değerler elde edilmiştir. Ancak FP değerlerinin yüksek çıkmasından dolayı doğruluk değerleri çok yüksek elde edilmemiştir.

Tablo 10. Maskeleme Yapılmış Görüntülerde Gabor, Eşleştirme ve Frangi Süzgeci Uygulanmış Görüntüler için OTSU eşikleme değerlendirme sonuçları

	Hassasiyet	Özgüllük	Doğruluk
Gabor	95,38	91,87	92,15
Eşleştirme	94,63	91,17	91,46
Frangi	92,56	93,92	93,81

Maskelenmiş görüntülere uygulanan OTSU eşikleme değeri ile doğruluk sonuçları arttırılmıştır. Ancak elde edilen sonuçlarda hassasiyet değerinde çok az da olsa düşme görülmektedir. Bu da maske dışında kalan ince damar yapıları olabilmektedir. Tablo 10’da görülen sonuçlara göre doğruluk değeri referans alındığı zaman Frangi süzgeci ile iyileştirilmiş görüntüler OTSU eşikleme ile daha başarılı bölütlenebilmektedir. Bu her iki aşamada görülmektedir. Bununla birlikte maskeleme işlemi bölütleme başarısını Frangi süzgeç için %91,67 den %93,81’ çıkarmıştır.

Tablo 11. Bölütleme Değerlendirme Sonuçları Karşılaştırmalı

		OTSU			P-Tile (10)		
		Hassasiyet	Özgüllük	Doğruluk	Hassasiyet	Özgüllük	Doğruluk
Gabor Süzgeci	Tüm Görüntü	95,44	88,82	89,35	94,89	91,65	91,91
	Damar Bölgesi Maskelenmiş	95,38	91,87	92,15	93,12	92,31	92,64
Karşılaştırma Süzgeci	Tüm Görüntü	94,76	87,49	88,07	88,73	91,15	90,60
	Damar Bölgesi Maskelenmiş	94,63	91,17	91,46	87,74	91,76	90,97
Frangi Süzgeci	Tüm Görüntü	96,06	91,29	91,67	87,50	92,46	91,78
	Damar Bölgesi Maskelenmiş	92,56	93,92	93,81	87,18	93,07	92,66

Tablo 11’de çalışmada uygulanan iyileştirme süzgeçleri ve eşikleme yöntemlerinin tüm görüntü ve maskelenmiş görüntüye uygulanması ile elde edilen ortalama eşikleme sonuçlarının başarısı verilmektedir. Tüm yöntemlerde maskeleme sonucu doğruluk değerini arttırdığı görülmektedir. Bazı örneklerde hesaplana maske alanı dışında kalan damar bölgelerinin tespiti mümkün olmamasından hassasiyet değerinde düşme görülmektedir.

4. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında X-Işını Anjiyogramlarda koroner damarların bölütlenmesi için literatürde aktif olarak kullanılan yöntemlerin başarısını arttırmak için yeni bir yöntem önerilmiştir. Bu önerilen yöntem uygulanarak başarıya etkisi gösterilmiştir. Koroner Anjiyografi, koroner damarların durumunu incelemek ve ihtiyaç durumunda müdahale etmek için uygulanan bir tıbbi işlemdir. Bu sebepten damar yapılarının doğru bir şekilde elde edilmesi işlemin doğru gerçekleştirilmesi açısından oldukça önemlidir. X-Işını Anjiyo görüntüleri düzgün dağılımlı olmayan parlaklık değerleri ve görüntüde bölütlemeyi zorlaştırıcı kaburga, omurga, diyafram gibi etkenler bölütleme işleminin başarısını düşürmektedir.

Bu zamana kadar yapılan çalışmalar damar ağaç yapısının eksiksiz görünür olduğu görüntü çerçevesinde damar bölütleme gerçekleştirmektedir. Çalışmamızda bölütleme başarısını arttırmak için tüm görüntü üzerinde bölütleme yapmak yerine damarların bulunduğu alanlarda bölütleme yapılmıştır.

Damarların bulunduğu alanların belirlenmesi için anjiyo görüntü dizisinin tümü kullanılmıştır. Anjiyo görüntü dizisinin ilk çerçevelerinde damar yapıları görünür olmayıp sonraki görüntü çerçevelerinde görüntüde oluşmaktadır. Bununla birlikte görüntüde olan sürekli hareketten dolayı damarların konumlarında da sürekli değişim olmaktadır. Damarların önce görünmesi ve sonra görüntüden çıkması görüntüdeki en yüksek parlaklık değişimine sebep olmaktadır. Bu durum kullanılarak elde edilen damarların bulunduğu alanlarda bölütleme yapılmaktadır.

Çalışmada gerçekleştirilen işlemler bir taraftan damarların görünür olduğu görüntü çerçevesinde gürültü giderme, damar belirginleştirme ve diğer taraftan damar bölgesi belirginleştirme şeklinde gerçekleştirilir. Hesaplanan hareketli bölgede bölütleme gerçekleştirilerek damar yapıları çıkarılmıştır.

Görüntülerdeki gürültülerin giderilmesi için dalgacık dönüşümü ile gürültü giderme gerçekleştirilmiştir. Damar iyileştirme işlemi için ise Frangi, Eşleştirme ve Gabor süzgeci kullanılmıştır. Damar bölgesinin belirlenmesi için Gauss Karışım Modeli ve önerilen En Büyük Farklar yöntemi kullanılmıştır. OTSU ve P-Tile algoritmaları ile damar bölütleme gerçekleştirilmiştir.

Poisson dağılımına sahip gürültülerin temizlenmesi sonraki yapılacak işlemlerin başarısını arttıracaktır. Gürültülerin temizlenmesi için görüntüye ikinci dereceden dalgacık ayrıştırması yapılmıştır. Ayrıştırma işlemi için DB4 kullanılmıştır. Süzgeçleme için yumuşak eşikleme uygulanmıştır. Her bir alt bant için farklı eşik değerini görüntüden hesaplaması ve düşük frekanslı alanlara bozucu etkisinin düşük olmasından dolayı SureShrink kullanılmıştır.

Damar bölgelerinin görünürlüğünü arttırarak diğer alanları bastırmak için çok ölçekli süzgeçler kullanılmıştır. Frangi süzgeci hessian matrisin öz değerlerine göre damar alanlarını belirlemiştir. Eşleştirme süzgeci ise zaman domeninde değişik boyutlu gauss süzgeçlerinin farklı yönelimli olarak konvolusyon şeklinde uygulanmıştır. Gabor süzgeci de benzer olarak farklı boyut ve yönelimli süzgeçler frekans domeninde uygulanmıştır.

Damar bölgelerinin belirlenmesinde tüm görüntü çerçeveleri kullanılmıştır. Bunun için görüntüdeki çerçeveler arası farklar hesaplanmıştır. Görüntülerdeki değişim farklılığının damar yapıları olduğu varsayılarak bu bölgeler belirlenmiştir.

Yapılan çalışmalarda damar bölgesi belirlenmemiş tüm görüntüde gerçekleştirilen bölütleme işleminde en başarılı sonuç Gabor iyileştirme ve P-Tile (P=7) değeri ile doğruluk değeri olarak 92.49 elde edilmiştir. P-Tile ile eşikleme işleminde seçilecek olan P değeri eşikleme sonucunu direk olarak etkileyeceği unutulmamalıdır. Örnekler üzerinde yapılan hesaplamalarda P değeri 7 ile 10 arasında değiştiği görülmüştür. Düşük eşik değeri mevcut damar yapısını eksik hesaplamaya sebep olacaktır. Seçilecek yüksek P değeri ise hatalı damar belirlemeye sebebiyet verecektir.

Damarların olduğu bu hesaplanmış alanlarda gerçekleştirilen bölütleme işleminde doğruluk değeri 93.82' ye çıkarılmıştır. Bu değeri Frangi süzgeci ile iyileştirme ve OTSU eşikleme ile elde edilmiştir. Elde edilen bu sonuç ile gerçekleştirilen işlemin damar bölütleme başarısını arttırdığı görülmüştür.

5. ÖNERİLER

Yöntemin etkinliği görüldüğünden literatürde mevcut arka plan belirleme yöntemleri ile damar alanlarının dışındaki hareketsiz bölgeler belirlenebilir. Literatürdeki diğer yöntemler uygulanarak daha başarılı yöntemler belirlenebilir. Özellikle günümüzde popüler olan yöntemlerden derin öğrenme algoritmaları kullanılarak başarı oranı artırılabilir.

Çalışmanın işlem yükünü azaltmak için tüm görüntü dizisi yerine belirli periyotlardaki görüntü çerçeveleri ile damar bölgeleri belirlenebilir.

X-Işını anjiyografide damar ağaç yapısının bölütlenmesi ile ilgili uygulanan diğer yöntemlerin önerilen yöntem ile başarısının artışı konusunda çalışmalar yapılabilir. Ayrıca elde edilen damar yapılarının durumu analiz edilerek damar tıkanıklıkları için otomatik teşhis yöntemi geliştirilebilir.

6. KAYNAKLAR

1. World Health Organization www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/. 20 Temmuz 2017
2. <http://www.tuik.gov.tr>. 01 Ocak 2016
3. Mark D.B., Berman D.S., Budoff M.J., Carr J.J., Gerber T.C. ve Hecht H.S., ACCF/ACR/AHA/NASCI/SAIP/SCAI/SCCT 2010 expert consensus document on coronary computed tomographic angiography: a report of the American College of Cardiology Foundation Task Force on Expert Consensus Documents, Journal of the American College of Cardiology, 55, 23 (2010) 2663-2699.
4. Hasegawa B., Physics Of Medical X-Ray Imaging, Madison, USA, 1990
5. Herbradson C., Learning the Cardiovascular System. Kellogg Community College, USA, 1999.
6. National Heart Lung and Blood Institute. Coronary artery disease. Diseases and Conditions Index, USA, 2009.
7. Rontgen, W. C., On a new kind of rays. Nature 53 (1896) 274–276.
8. <http://www.medical.siemens.com/> , 01 Ocak 2016
9. Lundqvist M., Cederstrom B., Chmill V., Danielsson M. ve Hasegawa B., Evaluation of a photon-counting X-ray imaging system, IEEE Transactions on Nuclear Science, 48, 4 (2001) 1530-1536.
10. Felkel P., Wegenkittl R., ve Kanitsar A., Vessel tracking in peripheral CTA datasets – an overview. SCCG '01: Proceedings of the 17th Spring conference on Computer graphics, IEEE Computer Society, Nisan 2001, Washington, Bildiriler Kitabı 232.
11. Buhler K., Felkel P., La Cruz A., Brunnett G., Hamann B. ve Muller H., Geometric methods for vessel visualization and quantification- a survey, Geometric Modelling for Scientific Visualization, SpringerVerlag, (2003), 399–420.
12. Kirbas C. ve Quek F., A review of vessel extraction techniques and algorithms. ACM Computing Surveys, 36, 2 (2004) 81–121.
13. Suri J.S., Liu K., Reden L., ve Laxminarayan S., A review on MR vascular image processing algorithms: acquisition and prefiltering: part I. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 6,4 (2002) 324–337.
14. Suri J.S., Liu K., Reden L., ve Laxminarayan S., A review on MR vascular image processing: skeleton versus nonskeleton approaches: part II. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine, 6, 4 (2002) 338–350.

15. Frangi A.F., Niessen W.J., Vincken K.L., ve Viergever M.A., Multiscale vessel enhancement filtering, Lecture Notes in Computer Science, 1496, (1998), 130–137.
16. Frangi A.F., Three-dimensional model-based analysis of vascular and cardiac images. Doktora Tezi, University Medical Center Utrecht, The Netherlands, 2001
17. Lorenz C., Carlsen I.-C., Buzug T.M., Fassnacht C., ve Weese J., Multi-scale line segmentation with automatic estimation of width, contrast and tangential direction in 2D and 3D medical images. CVRMed-MRCAS'97: Proceedings of the First Joint Conference on Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine and Medial Robotics and Computer-Assisted Surgery, Mart 1997, Grenoble, Bildiriler Kitabı 233–242.
18. Sato Y., Shiraga N., Atsumi H., Yoshida S., Koller T., Gerig G., ve Kikinis R., Three-dimensional multi-scale line filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images. Medical Image Analysis, 2, 2 (1998) 143–168.
19. Olabbariaga S.D., Breeuwer M., ve Niessen W., Evaluation of Hessian-based filters to enhance the axis of coronary arteries in CT images., Computer Assisted Radiology and Surgery, volume 1256 of International Congress Series, Haziran 2003, Londra, Bildiriler Kitabı 1191–1196,
20. Yavuz Z., Köse C., "Blood Vessel Extraction in Color Retinal Fundus Images with Enhancement Filtering and Unsupervised Classification", Journal Of Healthcare Engineering, 2017 (2017) 4897258
21. Zeng Y.Z., Zhao Y.Q., Liao M., Zou B.J., Wang X.F., Wang W., "Liver vessel segmentation based on extreme learning machine", Physica Medica, 32, 5 (2016) 709-716
22. Nguyen U.T.V., Bhuiyan A., Park L.A.F., ve Ramamohanarao K., An effective retinal blood vessel segmentation method using multi-scale line detection", Pattern Recognition, 46, 3 (2013) 703-715
23. Wang S., Li B., ve Zhou S., A segmentation method of coronary angiograms based on multi-scale filtering and region-growing, Proceedings of the International Conference on Biomedical Engineering and Biotechnology, Mayıs2012, Macau, Bildiriler Kitabı 678–681.
24. Kerkeni A., Benabdallah A., Manzanera A., Bedoui ve M. H., A coronary artery segmentation method based on multiscale analysis and region growing, Computerized Medical Imaging and Graphics, 48, (2016) 49-61
25. Gabor D., Theory of communication, Journal of the Institute of Electrical Engineers, 93,26 (1946) 429-457.

26. Daugman J., Uncertainty relation for resolution in space, spatial frequency and orientation optimized by two-dimensional visual cortical filters, J. Opt. Soc. Am. A, 2, 7 (1985) 1160-1169.
27. Bastiaans M. A., A sampling theorem for the complex spectrogram and Gabor's expansion of a signal in Gaussian elementary signals, Optica Acta, 20, 4 (1981) 594–598.
28. Zeevi, M. ve Porat Y.Y, The generalized gabor scheme of image representation in biological and machine vision, IEEE Transactions on PAMI, 10, 4 (1988) 452–468.
29. Soares J., Leandro J., Cesar R., Jelinek H., ve Cree M., Retinal vessel segmentation using the 2-D gabor wavelet and supervised classification, IEEE Trans. Med. Imag., 25, 9 (2006) 1214–1222.
30. Trucco E., Ballerini L., Relan D., Giachetti A., MacGillivray T., Zutis K., Lupascu C., Tegolo D., Pellegrini E., Robertson G., Wilson P., Doney A., ve Dhillon B., Novel VAMPIRE algorithms for quantitative analysis of the retinal vasculature, Proc. Biosignals Biorobotics Conf., Şubat 2013, Rio de Janeiro Bildiriler Kitabı 1–4.
31. Cruz-Aceves I., Oloumi F., Rangayyan R. M., Aviña-Cervantes J. G., Hernandez-Aguirre A., Automatic segmentation of coronary arteries using Gabor filters and thresholding based on multiobjective optimization, Biomedical Signal Processing and Control, 25 (2016) 76-85
32. Chaudhuri S., Chatterjee S., Katz N., Nelson M., ve Goldbaum M., Detection of blood vessels in retinal images using two-dimensional matched filters, IEEE Trans. Med. Imaging, 8 (1989) 263-269
33. Chawimaluang T., Fan G., An effective blood vessel detection algorithm for retinal images using local entropy thresholding. Proceeding of the 2003 International Symposium on Circuits and Systems, Mayıs 2003, Beijing, Bildiriler Kitabı 21-24.
34. Cruz-Aceves I., Hernandez-Aguirre ve A., Valdez S. I., On the performance of nature inspired algorithms for the automatic segmentation of coronary arteries using Gaussian matched filters, Applied Soft Computing, 46 (2016) 665-676
35. Cinsdikici M. ve Aydin D., Detection of blood vessels in ophthalmoscope images using MF/ant (matched filter/ant colony) algorithm, Comput. Methods Progr. Biomed. 96 (2009) 85–95.
36. Al-Rawi M. ve Karajeh H., Genetic algorithm matched filter optimization for automated detection of blood vessels from digital retinal images, Comput. Methods Progr. Biomed. 87 (2007) 248–253.
37. Zhang B., Zhang L., Zhang L. ve Karray F., Retinal vessel extraction by matched filter with first-order derivative of Gaussian, Comput Biol. Med., 40 (2010), 438-445.

38. Luo G., Opas C., ve Shankar M. Detection and measurement of retinal vessels in fundus images using amplitude modified second-order Gaussian filter, IEEE Trans. Biomed. Eng., 49 (2008) 168–172.
39. Li, Y., Zhou, S., Wu, J., Ma, X., ve Peng, K.: A Novel Method of Vessel Segmentation for X-ray Coronary Angiography Images, Fourth International Conference on Computational and Information Sciences (ICCIS), Ekim 2012, Paris, Bildiriler Kitabı 468-471.
40. Lara, D.S., Faria, A.W., de A Araujo, A., ve Menotti, D., A semiautomatic method for segmentation of the coronary artery tree from angiography, IEEE Symposium on Computer Graphics and Image Processing, Ekim 2009, Rio de Janeiro 194-201.
41. Mendonca A.M. ve Campilho A., Segmentation of retinal blood vessels by combining the detection of centerlines and morphological reconstruction, IEEE Transactions on Medical Imaging, 25, 9 (2006) 1200-1213.
42. Rossant F., Badellino M., Chavillon A., Bloch I.ve Paques M., “A morphological approach for vessel segmentation in eye fundus images, with quantitative evaluation”, Journal of Medical Imaging and Health Informatics, 1, 1 (2011) 42-49.
43. Sonka, M., Hlavac, V., ve Boyle, R.: Image processing, analysis, and machine vision, Pasific Grove, Prague, 1999.
44. Figueiredo, M.A., ve Leitao, J.M.: A nonsmoothing approach to the estimation of vessel contours in angiograms, IEEE Transactions on Medical Imaging, , 14, 1 (1995) 162-172.
45. Haris, K., ve Efstratiadis, S.N., Maglaveras, N., Pappas, C., Gourassas, J., ve Louridas, G.: ‘Model-based morphological segmentation and labeling of coronary angiograms’, IEEE Transactions on Medical Imaging, 18, 10 (1999) 1003-1015.
46. Egger J., Mostarkic Z., Grokopf S. ve B. Freisleben A fast vessel centerline extraction algorithm for catheter simulation. Computer-Based Medical Systems, 2007. CBMS '07. Haziran 2007, Maribor, 177-182.
47. Wang C. ve Smedby O., “Coronary artery segmentation and skeletonization based on competing fuzzy connectedness tree”, Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2007, Kasım 2007, Brisbane, Bildiriler Kitabı 311-318
48. Gülsün M.A. ve Tek H., Robust vessel tree modeling, Proceedings of Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention–MICCAI 2008, Eylül 2008, New York, Bildiriler Kitabı 602-611
49. Köse C., Fully automatic segmentation of coronary vessel structures in poor quality X-ray angiograms images; Lecture Notes in Computer Science; LNCS 4109 (2006) 72–82.

50. Kayikcioglu T., Gangal A., Turhal M. ve Köse C. A surface based method for detection of coronary boundaries in poor quality X-ray. Pattern Recognit Lett. 23 (2002) 783–802.
51. Krissian K., Malandain G., Ayache N., Vaillant R. ve Troussel Y. Model-based detection of tubular structures in 3D images. Comput Vis Image Underst. 8, (2000) 130–71.
52. Kass M., Witkin A. ve Terzopoulos D., Snakes: Active contour models, International Journal of Computer Vision ICCV, Ocak 1987, Bildiriler Kitabı 321-331.
53. Klein A.K., Lee F., ve Amini A.A., Quantitative coronary angiography with deformable spline models, IEEE Trans. on Med. Img., 16 (1997) 468–482,
54. Klein A., Egglin T.K., Pollak J.S., Lee F. ve Amini A., Identifying vascular features with orientation specific filters and b-spline snakes, IEEE Computers in Cardiology 1994, Augustos 1994, Bethesda 113–116.
55. Cheng Y., Hu X., Wang J., Wang Y. ve Tamura S., Accurate vessel segmentation with constrained B-snake, Trans. Image Process., 24, 8 (2015) 2440-2455
56. Lee S.-H. ve Lee S., Adaptive Kalman snake for semi-autonomous 3D vessel tracking, Comput. Methods Programs Biomed., 122, 1 (2015) 56-75
57. Smets C., Verbeek G., Suetens P. ve Oosterlinck A., A knowledge-based system for the delineation of blood vessels on subtraction angiograms, Pattern Rec. Lett., 8 (1988) 113–121.
58. Bombardier V., Jaluent M.C., Bubel A., ve Bremont J., Cooperation of two fuzzy segmentation operators for digital subtracted angiograms analysis, IEEE Conference on Fuzzy Systems, 2 (1997) 1057–1062.
59. Nekovei R. ve Sun Y., Back-propagation network and its configuration for blood vessel detection in angiograms, IEEE Trans. on Neural Nets, 6 (1995) 64–72.
60. Sven L., ve Melinščak M., Retinal Vessel Segmentation Using Deep Neural Networks. VISAPP 2015 10th International Conference on Computer Vision Theory and Applications, Mart 2015, Berlin, Bildiriler Kitabı 557-582
61. Otsu N. A threshold selection method from gray-level histograms. IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics; 9 (1979) 62-66.
62. Doyle W., Operation useful for similarity-invariant pattern recognition., J Assoc Comput Mach, 20, 9 (1962) 259-267.
63. Lin C.Y. ve Ching Y.T., Extraction of coronary arterial tree using cine x-ray angiograms, Biomed. Eng. Appl. Basis Commun., 17, 03 (2005) 111-120.

64. Jin M., Li R., Jiang J. ve Qin B., Extracting contrast-filled vessels in X-ray angiography by graduated RPCA with motion coherency constraint, Pattern Recognition, 63 (2017) 653-666
65. Tsai Y.C., Lee H.J. ve Chen M.Y.C., Automatic segmentation of vessels from angiogram sequences using adaptive feature transformation, Comput. Biol. Med. 62 (2015) 239–253.
66. Gomi T, Nakajima M, Umeda T., Wavelet denoising for quantum noise removal in chest digital tomosynthesis., Int J Comput Assist Radiol Surg. 10, 1 (2015) 75-86.
67. Weaver J. B., Yansun X., Healy D. M., Jr. ve Cromwell L. D., Filtering noise from images with wavelet transforms, Magnet. Reson. in Med., 21, 2 (1991) 288-295.
68. Donoho D. L., De-noising by soft-thresholding,” IEEE Trans. Inform. Theory, 41 (1995) 613-627.
69. Donoho D. L. ve Johnstone I.M., “Ideal spatial adaptation via wavelet shrinkage,” Biometrika, 81 (1994) 425-455.
70. Khan M. A. U., Khan M. K. ve Khan M. A., Coronary angiogram image enhancement using decimation-free directional filter banks, IEEE International Conference on Acoustics Speech and Signal Processing, Mayıs 2004, Montreal Bildiriler Kitabı 441- 446.
71. Kulathilake K. A. S. H., Ranathunga L., Constantine G. R. ve Abdullah N. A., Reduction of motion disturbances in coronary cineangiograms through template matching Future Information Technology Lecture Notes in Electrical Engineering, 309 (2014) 125-136.
72. Wang G., Sang N., Yan L., Shen X. ve X-ray angiogram images enhancement by facet-based adaptive anisotropic diffusion, Computerized Medical Imaging and Graphics, 33, 2 (2009) 140-147
73. Lin Q., Enhancement, Extraction, and Visualization of 3D Volume Dataset. Doktora Tezi, Department of Electrical Engineering, Linköping University, Linköping, 2003.

ÖZGEÇMİŞ

1983 yılında Şanlıurfa'da doğdu. İlk ve orta öğrenimini Şanlıurfa'da tamamladı. 2000 yılında Karadeniz Teknik Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümü'nde lisans programına başladı ve 2005 yılında bu bölümden mezun oldu. 2008 yılında KTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Bilgisayar Müh. Anabilim Dalı'nda yüksek lisansını tamamladı. Aynı yıl KTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Elektronik Anabilim Dalı'nda başladığı doktora çalışmalarına, Bilgisayar Mühendisliği Anabilim Dalı'nda 2008 güz döneminde açılan doktora programına yatay geçiş yaparak devam etti. 2005 yılında Fen Bilimleri Enstitüsü'nce görevlendirildiği Bilgisayar Mühendisliği Bölümündeki araştırma görevliliğine 2009 yılına kadar devam etti. Şu anda Harran Üniversitesi Bilgisayar Mühendisliği Bölümünde araştırma görevlisi olarak görevine devam etmektedir.

SCI/SCI-E indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler

1. Tenekeci, E., Pehlivan H. ve Kaya, Y, Improving performance of coronary artery segmentation using calculated vessel location from the angiogram, Biomedical Research, 29, 1 (2018) 130-136.
2. Kaya, Y, Pehlivan H. ve Tenekeci, E., Effective ECG beat classification using higher order statistic features and genetic feature selection, Biomedical Research,. 28, 17 (2017)7594–7603.

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar

1. Tenekeci M. E., Pehlivan H., Gümüşçü A. ve Karadağ K., Koroner Damar Bölütleme için Anjiyo Görüntü Dizisi Kullanımı, 2018 26th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), İzmir, Turkey, 2018.
2. Tenekeci M. E., Pehlivan H., Gümüşçü A. ve Karadağ K., Vessel segmentation in angiography images with multi scale filters, presented at the 2017 25th Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), Antalya, Turkey, 2017.
3. Tenekeci M. E. ve Pehlivan H., Comparison of Gabor filter with 2D Matched Filter for Vessel Enhancement in Angiography Images, presented at the The International Conference On Science, Ecology And Technology I , 2015