

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**İKİ VEYA DAHA FAZLA ANJIYO GÖRÜNTÜSÜNDEN KORONER
DAMARLARIN ÜÇ BOYUTLU YAPISININ ELİPSOİT ESASLI YÜKSEK
DOĞRULUKTA ELDESİ**

DOKTORA TEZİ

Elektronik Yük. Müh. Mehmet ÖZTÜRK

**EYLÜL 2013
TRABZON**

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**İKİ VEYA DAHA FAZLA ANJİYO GÖRÜNTÜSÜNDEN KORONER
DAMARLARIN ÜÇ BOYUTLU YAPISININ ELİPSOİT ESASLI YÜKSEK
DOĞRULUKTA ELDESİ**

Elektronik Yüksek Mühendisi Mehmet ÖZTÜRK

**Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde
“DOKTOR (ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ)”
Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.**

**Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 28.06.2013
Tezin Savunma Tarihi : 25.09.2013**

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU

Trabzon 2013

Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında
Mehmet ÖZTÜRK Tarafından Hazırlanan

İKİ VEYA DAHA FAZLA ANJİYO GÖRÜNTÜSÜNDEN KORONER DAMARLARIN
ÜÇ BOYUTLU YAPISININ ELİPSOİT ESASLI YÜKSEK DOĞRULUKTA ELDESİ

başlıklı bu çalışma, Enstitü Yönetim Kurulunun 11 / 09/ 2013 gün ve 1769 sayılı
kararıyla oluşturulan jüri tarafından yapılan sınavda

DOKTORA TEZİ

olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

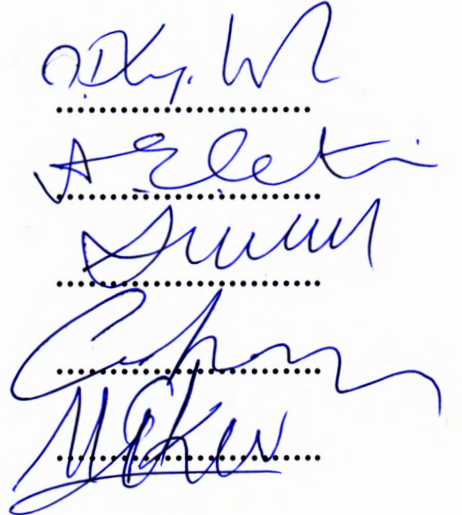
Başkan : Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU

Üye : Prof. Dr. Ahmet Enis ÇETİN

Üye : Doç. Dr. Ali GANGAL

Üye : Doç. Dr. Cemal KÖSE

Üye : Doç. Dr. Murat EKİNCİ


.....
.....
.....
.....
.....

Prof. Dr. Sadettin KORKMAZ

Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

Bu doktora tezi, Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Elektronik Mühendisliği Bilim Dalı Doktora Programı'nda hazırlanmıştır.

Bu tez çalışmasında anjiyo görüntüleme sistemlerinden elde edilen kalp damarlarına ait üç boyutlu modelleri yüksek doğruluk oranlarıyla oluşturmak için bir yazılım geliştirilmiştir.

Tez çalışmam süresince bilimsel desteği ve değerli düşünceleriyle bana her aşamada yardımcı olan danışmanım Sayın Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU'na, ve yine tez çalışmam süresince değerli katkılarından ötürü Doç. Dr. Ali GANGAL'a, Doç. Dr. Cemal KÖSE'ye ve Arş. Gör. Önder AYDEMİR'e teşekkür ederim.

Tez çalışmamda kullandığım görüntülerin temin ettiğim Karadeniz Teknik Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi, Kardiyoloji Bölümüne katkılarından dolayı teşekkür ederim.

Ayrıca doktora tez çalışmam süresince Yurt İçi Doktora Burs Programı - BİDEB 2211 kapsamında maddi olarak beni destekleyen Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırmalar Kurumu (TÜBİTAK)'a teşekkür etmeyi bir borç bilirim.

Tüm eğitim-öğretim hayatım boyunca benden maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen aileme sonsuz teşekkürler.

Bu tezin bundan sonraki çalışmalara katkı sağlaması temennisiyle.

Mehmet ÖZTÜRK

Trabzon 2013

TEZ BEYANNAMESİ

Doktora Tezi olarak sunduğum “İki veya Daha Fazla Anjiyo Görüntüsünden Koroner Damarların Üç Boyutlu Yapısının Elipsoit Esaslı Yüksek Doğrulukta Eldesi” başlıklı bu çalışmayı baştan sona kadar danışmanım Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU'nun 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. 28/06/2013



Mehmet ÖZTÜRK

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa No</u>
ÖNSÖZ	III
TEZ BEYANNAMESİ.....	IV
İÇİNDEKİLER	V
ÖZET	VII
SUMMARY	VIII
ŞEKİLLER DİZİNİ	IX
TABLolar DİZİNİ	XIV
SEMBOLLER DİZİNİ	XV
1. GENEL BİLGİLER.....	1
1.1. Giriş.....	1
1.2. X-ışını Anjiyografisinin Gelişimi.....	2
1.3. Anjiyo Görüntüleme Sisteminin Modellenmesi ve Kalibrasyon	4
1.4. Görüntü İşleme ve Özellik Çıkarma.....	10
1.5. Üç Boyutlu Damar İskelet Yapısının Oluşturulması.....	13
1.6. Geri Çatma	15
1.7. Damar Yüzeyinin Oluşturulması.....	17
2. YAPILAN ÇALIŞMALAR	19
2.1. Görüntü Üçlülerinin Seçimi	19
2.2. Kalibrasyon	24
2.2.1. Kalibrasyon Arayüzü.....	24
2.3. Yapay Nesnelere Üzerinde Yapılan Kalibrasyon Çalışmaları	27
2.4. Gerçek Anjiyo Görüntüleri Üzerinde Yapılan Kalibrasyon Çalışmaları	36
2.5. Görüntülerin Görsel Olarak İyileştirilmesi.....	43
2.6. Üçüncü Boyuta Geçiş.....	46
2.6.1. Merkez Eksen Filtresi.....	46
2.6.2. Merkez Eksen Takibi.....	51
2.7. Üç Boyutlu Merkez Eksen Oluşturma.....	64

2.8.	Test Görüntüleri Üzerinde Yapılan İki boyutlu ve Üç boyutlu Merkez Eksen Elde Etme Çalışmaları.....	68
2.9.	Damar Yüzeyinin Oluşturulması.....	72
2.9.1.	Kenar Kestirimi	73
2.9.2.	Elipsoit Uydurma	86
3.	BULGULAR VE İRDELEME.....	99
3.1.	Kalibrasyon Çalışmalarına Dair Bulgular	99
3.1.1.	Test Görüntüleri Sonuçları	99
3.1.2.	Gerçek Görüntüler Üzerindeki Sonuçlar	101
3.1.3.	Kenar Kestirimi Performans Bulguları.....	102
3.1.4.	Elipsoit Modellemesinin Performans Bulguları	106
3.1.5.	Gerçek Görüntüler Üzerindeki Üç Boyutlu Modelleme Sonuçları	107
4.	SONUÇLAR	112
5.	ÖNERİLER	115
6.	KAYNAKLAR.....	116

ÖZGEÇMİŞ

Doktora Tezi

ÖZET

İKİ VEYA DAHA FAZLA ANJİYO GÖRÜNTÜSÜNDEN KORONER DAMARLARIN
ÜÇ BOYUTLU YAPISININ ELİPSOİT ESASLI YÜKSEK DOĞRULUKTA ELDESİ

Mehmet ÖZTÜRK

Karadeniz Teknik Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim dalı
Danışman: Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU
2013, 120 Sayfa

Anjiyo görüntüleme sistemleri kalp damarlarının incelenmesinde halen en sık kullanılan ve en çok güvenilen tıbbi görüntüleme sistemleridir. Anjiyo görüntülerinde üç boyutlu kalp damarları iki boyutlu görüntüler olarak gözlemlenebilmektedir. Bu durum da görsel olarak kalp damarlarının incelenmesini zorlaştırmakta ve yapılan ölçümlerin yanlış sonuçlar verebilmesine neden olmaktadır. Teşhis ve stent yerleştirme gibi tedavi uygulamalarında oynadıkları roller bakımından yapılan ölçümlerin hassasiyeti önemlidir. Anjiyo görüntülerden doğru sayısal değerler elde edebilmek amacıyla üç boyutlu modelleme sistemleri geliştirilmiştir. Farklı açılardan elde edilen görüntüleri kullanarak oluşturulan modeller üzerinden damarlara ve özellikle de lezyon olan bölgelere dair doğru sayısal bilgiler elde etmek mümkün olmuştur. Bu alanda yapılan çalışmalar gittikçe daha hassas bir şekilde üç boyutlu model oluşturma yönünde ilerlemektedir. Bu tez çalışmasında da damar kenar bilgileri kullanılarak üç boyutlu modelleme yapılmıştır. Kenar bilgilerini daha hassas bir şekilde elde edebilmek amacıyla parametrik modellemeye dayalı bir kenar kestirim algoritması kullanılmıştır. Ayrıca damar yüzeyini oluşturmak için görüntüleme geometrisine göre yeni bir yaklaşım geliştirilmiş ve elipsoitlerle damar kesit bölgeleri modellenmiştir. Kullanılan kenar kestirimi ve elipsoit modelinin başarımı karşılaştırmalı olarak sunulmuştur. Önerilen yöntemlerin literatürde güncel olarak kullanılan yöntemlere göre daha iyi performans gösterdiği gözlemlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Anjiyo, kalibrasyon, kenar kestirimi, üç boyutlu modelleme, elipsoit uydurma, damar takibi, merkez eksen çıkarma.

PhD. Thesis

SUMMARY

ELLIPSOID BASED ACCURATE 3D RECONSTRUCTION OF CORONARY
VESSELS FROM TWO OR MORE ANGIOGRAM IMAGES

Mehmet ÖZTÜRK

Karadeniz Technical University
The Graduate School of Natural and Applied Sciences
Electrical and Electronics Engineering Program
Supervisor: Prof. Dr. Temel KAYIKÇIOĞLU
2013, 120 Pages

Coronary artery angiography is still the most commonly used and most reliable medical imaging system. In angiograms, the three-dimensional structure of the heart arteries can be observed in two-dimensional images. This situation complicates the visual examination of the heart vessels and may lead to incorrect measurements. The precision of the measurements is important in terms of the roles they play at the diagnostic and therapeutic applications, such as stent placement. Three-dimensional modeling systems have been developed in order to obtain the correct numerical values from angiogram images . It became possible to obtain accurate quantitative information about vessels, in particular the area of the lesion, by using 3D models created from images which are taken from different angles. The studies in this area are proceeding in the direction of creating a more precise three-dimensional model. In this thesis, three-dimensional modeling is carried out by using edge information from vessels. In order to obtain a more precise edge information, a parametric edge estimation algorithm is used. Also, an approach was developed according to the imaging geometry to calculate the surface of the vessel and vessel cross sectional areas were modelled via ellipsoids. The performance of the new edge estimation method and the ellipsoidal estimation were presented comparatively. It was observed that the proposed methods outperformed the current ones in literature.

Key Words: Angiogram, calibration, edge estimation, 3D modelling, ellipsoid fitting, vessel tracking, centerline extraction.

ŞEKİLLER DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Şekil 1. Wilhelm Conrad Roentgen.	2
Şekil 2. İlk X-ışını görüntüsü.....	2
Şekil 3. İlk Anjiyo görüntüsü.....	3
Şekil 4. Anjiyo görüntüleme sistemine bir örnek (C-kolu).	5
Şekil 5. C-kolunun hareket açıları.	5
Şekil 6. C-kolu görüntüleme geometrisi (a) ve modelin yandan görünüşü (b).....	7
Şekil 7. Epipolar geometri.	13
Şekil 8. ip^1 görüntüsü üzerinde seçilen bir noktanın ip^2 ve ip^3 görüntüleri üzerindeki epipolar hatları.	15
Şekil 9. Üçgenleme yönteminin iki görüntü için temsili.	16
Şekil 10. Görüntü üzerindeki yeniden izdüşümü hatasının gösterimi	16
Şekil 11. Bakış doğrultuna göre kesit alanı farklı bir düzlemde duran damar izdüşümü modeli.....	17
Şekil 12. Bilgisayarla oluşturulmuş bir damar modelinin farklı açılardan alınmış izdüşümü gösterimi. Farklı açılar farklı kesit alanı düzlemleri oluşturuyor.....	18
Şekil 13. DICOM video serisi içerisinde uygun görüntü üçlülerini seçmek için kullanılan arayüz.....	20
Şekil 14. Kalbin son diyastol (sağda) ve son sistol (solda) durumuna denk gelen görüntüleri.	21
Şekil 15. Örnek bir video verisi içerisinde artarda gelen iki görüntünün karşılaştırılması.....	22
Şekil 16. Aynı fazda çekilen iki görüntünün karşılaştırılması.....	23
Şekil 17. Kalibrasyon arayüzünün görünümü.....	25
Şekil 18. Üç farklı açıdan alınmış yapay nesnelere ait anjiyo görüntüleri.	28
Şekil 19. Kontrol noktası eklenmiş görüntüler.	29
Şekil 20. Kontrol noktaları eklenmiş bölgelerin büyütülmüş görüntüleri.	29
Şekil 21. Kontrol noktası ekleme işleminden sonra epipolar çizgilerin geçtiği bölgelerin büyütülmüş görüntüleri.	30
Şekil 22. Kontrol noktası ekleme işleminden sonra yapılan test işlemi.	30
Şekil 23. Yapılan test işleminin büyütülmüş şekli.....	31
Şekil 24. Farklı bir görüntü üçlüsü ile yapılan kalibrasyon çalışması. Bir önceki setteki 3. görüntü değiştirilmiştir.....	32

Şekil 25.	Bir adet kontrol noktası ile elde edilen kalibrasyon işlemi sonucu.	32
Şekil 26.	İki adet kontrol noktası ile elde edilen kalibrasyon işlemi sonucu.	33
Şekil 27.	Üç adet kontrol noktası ile elde edilen kalibrasyon işlemi sonucu.	33
Şekil 28.	Sekiz adet kontrol noktası eklenmesi ile elde edilen kalibrasyon sonucu. Görüntü üzerindeki eşleştirme için uygun olan tüm noktalar kullanılmıştır. ...	34
Şekil 29.	Tek kontrol noktasının test noktasına yakın seçilmesi durumunda elde edilen kalibrasyon sonucu.	34
Şekil 30.	İkinci test görüntüsü setinde yapılan bir kalibrasyon çalışması başlangıcı.	35
Şekil 31.	Bir adet kontrol noktası eklenmiş kalibrasyon sonucu.	35
Şekil 32.	İki adet kontrol noktası eklenmiş kalibrasyon sonucu.	36
Şekil 33.	Kalibrasyonun genel geçerliliği için yapılan test işlemi.	36
Şekil 34.	Aynı fazda elde edilmiş iki görüntünün karşılaştırılması.	37
Şekil 35.	Gerçek anjiyo görüntülerinin kalibrasyonu işlemi için bir örnek görüntü.	38
Şekil 36.	Üç adet kontrol noktası eklenmiş gerçek anjiyo görüntüsü ve kalibrasyon sonucu.	39
Şekil 37.	5 adet kontrol noktası eklenmiş kalibrasyon işlemi sonucu.	40
Şekil 38.	6 adet kontrol noktası eklenmiş kalibrasyon işlemi sonucu.	41
Şekil 39.	Gerçek görüntüler kullanılarak yapılan kalibrasyon çalışması örneği 2.	42
Şekil 40.	Gerçek görüntüler kullanılarak yapılan kalibrasyon çalışması örneği 3.	42
Şekil 41.	İki boyutlu anizotropik gauss maskesi.	43
Şekil 42.	a) Orijinal anjiyo görüntüsü, b) arka-plan kestirimi, c) orijinal görüntüden arka-plan kestiriminin çıkarılması ile elde edilen görüntü. Arka-plan çıkarma işleminden sonra sigmoid transfer fonksiyonu ile histogram germe işlemi yapılmıştır.	44
Şekil 43.	a) Arka-planı kestirimi çıkarılmış görüntüye ait histogram ve ilgili transfer fonksiyonu, b) Sigmoid transfer fonksiyonu ile modifiye edilmiş histogram. .	45
Şekil 44.	a) Gürültü azaltma yapılmamış görüntü, b) gürültü azaltılmış görüntü.	45
Şekil 45.	a) Bir anjiyo görüntüsündeki damar parçası ve b) bu damar parçasına ait gradyan vektörleri.	48
Şekil 46.	Merkez eksenleri hesaplamak için kullanılan VFC maske fonksiyonu. a) uk b) vk	49
Şekil 47.	a) Anjiyo görüntüsü, b) merkez eksen filtresi uygulanmış görüntü.	50
Şekil 48.	Merkez eksen filtresi uygulanmış görüntü (a) ve bu görüntünün eşikleme yöntemiyle elde edilen binary resmi (b).	51
Şekil 49.	$T=0$, $T=1$ ve $T=2$ zamanlarında genişleyen iki boyutlu cephe (kapalı eğri). ...	52
Şekil 50.	$T(x,y)$ fonksiyonunun farklı yineleme değerlerindeki durumları.	55

Şekil 51.	a) FMM yönteminden elde edilen T üzerinden azalan gradyan yöntemine göre elde edilen minimum maliyetli yol ve b) bu yolun orijinal görüntü üzerinde gösterimi.	56
Şekil 52.	Merkez eksen belirleme işleminde sadece başlangıç ve bitiş noktasının seçim sonucu karşılaşılan probleme bir örnek.....	56
Şekil 53.	Başlangıç ve bitiş noktası haricinde bir nokta daha seçilerek yapılan merkez eksen takibi işlemi.	57
Şekil 54.	Başlangıç ve bitiş noktası haricinde bir nokta daha seçilerek yapılan merkez eksen takibi işlemi sonucunun orijinal görüntü üzerinde gösterimi.	57
Şekil 55.	Aktif kontur yönteminin FMM ile elde edilen merkez eksen çizgisine uygulanması. a) FMM ile elde edilen merkez eksen b) aktif kontur sonucu oluşan merkez eksen.	60
Şekil 56.	a) Hatalı nokta seçimi işlemi sonucu FMM ile elde edilen merkez eksen. b) aktif kontur uygulamasının sonucu.	61
Şekil 57.	Merkez eksen belirleme ve üç boyutlu geri-çatma arayüzü.	61
Şekil 58.	İlk görüntü üzerindeki merkez eksenin belirlenmesi işlemi sonrası arayüzden bir görüntü.	62
Şekil 59.	İlgilenilen damar parçası üzerinde tüm merkez eksenlerin elde edilmiş olduğu durum.....	63
Şekil 60.	Merkez eksenlerin manuel olarak düzeltilmesi aşamasından bir örnek.	64
Şekil 61.	Yinelemeli üç boyutlu merkez eksen oluşturmanın ilk döngüsü sonucu.	65
Şekil 62.	İki boyutlu merkez eksenlerden üretilen uzaklık haritaları.	66
Şekil 63.	Yinelemeli üç boyutlu merkez eksen oluşturma işlemi sonucu elde edilen üç boyutlu merkez eksenin yeniden izdüşümleri.....	67
Şekil 64.	HD ölçütünün yineleme adımlarına göre değişimi.	67
Şekil 65.	Üç boyutlu merkez eksen.	68
Şekil 66.	Yapay nesnelere üzerinde yapılan üç boyutlu merkez eksen oluşturma işlemi sonucu.....	69
Şekil 67.	Yapay nesnelere ait üç boyutlu merkez eksen elde etme işleminin büyütülmüş hali.	69
Şekil 68.	Yapay nesnelere ait merkez eksenini oluşturması aşamasında elde edilen hata değişimi grafiği.....	70
Şekil 69.	Yapay nesnelere ait üç boyutlu merkez eksenini.	70
Şekil 70.	Yapay nesnelere ait görüntüler üzerinde yapılan ikinci üç boyutlu merkez eksen oluşturma işlemi.	71
Şekil 71.	İkinci üç boyutlu merkez eksen oluşturma işlemine ait HD değişimi.....	71
Şekil 72.	İkinci üç boyutlu merkez eksen.....	72
Şekil 73.	Bilgisayarda oluşturulmuş damar modeli ve izdüşümü.....	73
Şekil 74.	Eliptik şekilli bir damar kesit alanı ve x-ışını izdüşümü.	74

Şekil 75.	a) Filtrelenmemiş görüntüden elde edilen kenar haritası, b) filtrelenmiş görüntüye ait kenar haritası (görüntüler gösterim bakımından kontrast seviyeleri artırılarak gösterilmiştir).	76
Şekil 76.	Merkez eksen ve profil alma yönleri gösterilmiş kenar haritası.....	77
Şekil 77.	Aktif kontur ile kenar belirleme işlemi yapılmış anjiyo görüntüsü (a) ve aynı görüntünün kenar haritası (b).....	78
Şekil 78.	Yukarıdan aşağıya: 1) İdeal damar profili ve Gauss filtrelenmiş damar profili. 2) İdeal damar profiline ait 1. derece türev. 3) Filtrelenmiş damar profiline ait 1. derece türev.....	79
Şekil 79.	Aktif konturlar ile seçilmiş ortalama profil eğrisi.	81
Şekil 80.	Ortalama profil üzerinde yapılan kestirim işleminin sonucu.....	82
Şekil 81.	Yukarıdan aşağıya doğru: 1. Ortalama profil ve başlangıç profili. 2. Başlangıç profili üzerinde yapılan kestirim işlemi sonucu.....	83
Şekil 82.	Sınırlandırılmamış parametre kestirimi sonucu (a) ve sınırlandırılmış parametre kestirimi sonucu (b).	84
Şekil 83.	Kenar belirleme işleminden sonra yapılan manuel düzeltme işlemi.	85
Şekil 84.	Kenar kestirimi işleminin tüm görüntülere uygulanmış durumu.....	85
Şekil 85.	Anjiyo görüntüleme sisteminin bilgisayar simülasyonu.	87
Şekil 86.	Kesit alanlarının ayrıntılı gösterimi.	87
Şekil 87.	Damar modeli ve elipsoit kıyaslaması. İlgilenilen kesit bölgesindeki kesitler ve elipsoit modeli (solda). Elipsoit üzerindeki damara ait kesit alanları (sağda).	89
Şekil 88.	Elipsoit ve düzlem kesişimi. Elipsoit Ez eksenine göre hizalanmıştır. Kesişim konturu elips beyaz renkli olarak gösterilmiştir.	90
Şekil 89.	Üç farklı açıdan gerçekleştirilen bir anjiyo simülasyonu.	92
Şekil 90.	Anjiyo simülasyonunun büyütülmüş hali.	92
Şekil 91.	Anjiyo simülasyon sisteminin üstten görünüşü.	93
Şekil 92.	a) Bir elips ve dışarıdaki bir noktadan çizilen üç farklı doğru. b) $z=0$ düzleminin kesişim ile oluşan elipsin ve çizgilerin kuadratik yüzey üzerindeki konumları.	95
Şekil 93.	X-ışını düzlemlerinin kenarlarına teğet olacak şekilde hesaplanmış elipsoit. (a) Üstten görünüş (b) açılı gösterim.	98
Şekil 94.	Eliptik bir kesite ait elipsoit. (a) Üstten görünüş (b) açılı gösterim.....	98
Şekil 95.	Anjiyo görüntüsü çekilen test nesnelерinin uzunluk ve genişlik değerleri.	100
Şekil 96.	Bilgisayarla oluşturulmuş görüntü üzerinde yapılan kenar kestirimi test görüntüsü (a) ve görsel test sonuçları (b, c, d).....	103
Şekil 97.	Sınırlandırılmamış kenar kestirimi yöntemi ile sınırlandırılmış kestirim yöntemlerinin karşılaştırılması-1.	104

Şekil 98.	Sınırlandırılmamış kenar kestirimi yöntemi ile sınırlandırılmış kestirim yöntemlerinin karşılaştırılması-2.	105
Şekil 99.	Sınırlandırılmamış kenar kestirimi yöntemi ile sınırlandırılmış kestirim yöntemlerinin karşılaştırılması-3.	105
Şekil 100.	Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-1. Merkez eksen ve kenar belirleme aşaması.	108
Şekil 101.	Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-1. Üç boyutlu damar modeli.	108
Şekil 102.	Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-1.....	108
Şekil 103.	Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-2. Merkez eksen ve kenar belirleme aşaması.	109
Şekil 104.	Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-2. Üç boyutlu damar modeli.	109
Şekil 105.	Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-2.....	109
Şekil 106.	Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-3. Merkez eksen ve kenar belirleme aşaması.	110
Şekil 107.	Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-3. Üç boyutlu damar modeli.	110
Şekil 108.	Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-3.....	110
Şekil 109.	Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-4. Merkez eksen ve kenar belirleme aşaması.	111
Şekil 110.	Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-4. Üç boyutlu damar modeli.	111
Şekil 111.	Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-4.....	111

TABLULAR DİZİNİ

	<u>Sayfa No</u>
Tablo 1. Test için kullanılan görüntülere ait bilgiler.	99
Tablo 2. Üç boyutlu merkez eksen üzerinden uzunluk ölçümleri.....	100
Tablo 3. Üç boyutlu merkez eksenlerin yeniden izdüşümü hatası.....	101
Tablo 4. Gerçek görüntüler üzerinde yapılan merkez eksen oluşturma işlemine ait yeniden izdüşümü hatası istatistiksel değerleri	101
Tablo 5. Bilgisayarla oluşturulmuş görüntü üzerinde yapılan kenar kestirimi testi	102
Tablo 6. Üç boyutlu yüzey oluşturma işlemindeki kesit alanı hatası.....	106
Tablo 7. Kaynak [4]'de Yang ve arkadaşları tarafından önerilen kesit alanı oluşturma yöntemiyle bu tezde önerilen yöntemin kesit alanı hatası üzerinden karşılaştırılması	107

SEMBOLLER DİZİNİ

$A_E, B_E, C_E, D_E, F_E, G_E$: Elips parametreleri
BA	: Bundle Adjustment (Demet Ayarlama)
bg	: Arkaplan
c	: Damar belirleme filtresi hassasiyet terimi
cc^i	: i. görüntüye ait kamera merkezi
c_u, c_v	: X-ışını kaynağının görüntü üzerindeki projeksiyonu
cl	: Üç boyutlu merkez eksen fonksiyonu
$cl_{2D}^i(s_j)$: i. görüntü üzerindeki merkez eksenin j. noktasının iki boyutlu koordinatı
$cl_{3D}^i(s_j)$: i. görüntü üzerindeki merkez eksenin j. noktasının üç boyutlu koordinatı
DICOM	: Tıbbi görüntüleme ve saklama formatı
d_x, d_y	: çizginin doğru bileşenleri
e	: Epipole
E	: Enerji alanı
${}_{1,2}^{2D}edge^i$: i. görüntüdeki j. merkez noktasına ait iki kenar koordinatları (iki boyutlu)
${}_{1,2}^{3D}edge^i$: i. görüntüdeki j. merkez noktasına ait iki kenar koordinatları (üçboyutlu)
E_x, E_y, E_z	: Üç boyutlu merkez eksen üzerindeki yerel eksen takımları
F	: Fundamental matris
f_{cen}	: Damar profili maksimum genlik değeri
Feat	: özellik haritası
Fext	: VFC ile hesaplanan vektör alanı
FPS	: Saniyede alınan görüntü sayısı
g	: Gauss bulanıklık fonksiyonu
HD	: Hausdorff uzaklığı
I	: Görüntü
I_p	: Damar profili modeli

I_m	: Arkaplanı çıkarılmış görüntü
i	: Görüntü sayısı
j	: Nokta sayısı
i_p	: Görüntü düzlemi
K	: Kalibrasyon matrisi
l	: Epipolar hat
m	: VFC’de kullanılan maskenin içerisinde bulunan vektörlerin genliği
median	: ortanca değer fonksiyonu
ML	: Maksimum Benzerlik
N	: VFC’de kullanılan maskenin içerisinde tanımlı orijine doğru konumlanmış birim vektör
N	: aktif kontur üzerindeki nokta sayısı
oc	: Optik merkez noktası
oc_{3D}^i	: i . görüntüye ait optik merkezin üç boyutlu koordinatı
p	: profilin tanımlı olduğu izdüşümü eksenini
P	: Projeksiyon matrisi
P^+	: P matrisinin yalancı tersi
p_1, p_2	: Sigmoid fonksiyonunun parametreleri
p_{cen}	: Damar profili merkezi
p_{max}	: Damar profili genişliği
PA	: C-kolunun x eksenini etrafında yaptığı dönme hareketi açısı
prm	: Damar profili modelindeki parametre vektörü
p_u, p_v	: Piksel çözünürlüğü
prf	: Damar profili
r_x, r_y, r_z	: Elipsoit yarıçapları
R	: Oryantasyon (dönme) matrisi
R_β	: Damar belirleme filtre terimi (damla terimi)
S	: Damar belirleme filtre terimi (yapı terimi)
SA	: C-kolunun y eksenini etrafında yaptığı dönme hareketi açısı
SID	: X-ışını kaynağı ile görüntü yoğunlaştırıcı arasındaki mesafe
SOD	: X-ışını kaynağı ile masa arasındaki mesafe
t	: Yer değiştirme vektörü

T	: İki boyutlu yüzeyde tanımlı cephe erişim zamanı fonksiyonu
TM	: Dönüşüm matrisi
u	: Görüntü koordinat sisteminde yatay eksen (x eksen)
(u_x, u_y, u_z)	: Düzleme ait u vektörü bileşenleri
v	: Görüntü koordinat sisteminde dikey eksen (y eksen)
(v_x, v_y, v_z)	: Düzleme ait v vektörü bileşenleri
V	: İki boyutlu yüzeyde tanımlı hız fonksiyonu
V_{GVF}	: GVF vektör alanı
V_{map}	: Damar olma olasılığı haritası
VFC	: Vektör alanı katlaması
x	: Görüntü üzerindeki nokta (2 boyutlu nokta)
X	: Uzaydaki nokta (3 boyutlu nokta)
xl_0, yl_0	: çizginin başlangıç noktasını
β	: Damar belirleme filtresi hassasiyet terimi
θ	: Elipsoidin teğet eksenini etrafında dönme açısı
ε	: Küçük pozitif sabit
λ_i	: Hessian matrisinin i . özdeğeri
σ_g	: Gauss bulanıklık fonksiyonunun standart sapması
σ_x, σ_y	: x ve y yönlerindeki standart sapma değerleri
∇	: İki boyutlu türev operatörü
γ	: Çizginin bağımlı olduğu değişken
γ_{max}	: Kuadratik yüzey üzerinde maksimum değeri veren γ değeri

1. GENEL BİLGİLER

1.1. Giriş

Tıbbi alanda teknolojinin kullanımı günümüzün hızla gelişen teknolojisine paralel olarak giderek artmaktadır. Özellikle de tedavi sürecinin ilk basamağı olan teşhis koyma aşamasında kullanılmasından dolayı görüntüleme teknikleri, tıbbi elektroniğin en önemli dalını oluşturmaktadır. X-ışınları, manyetik rezonans görüntüleme veya ses dalgaları gibi faktörleri kullanan görüntüleme teknikleri, dokulara nüfuz edebilmeleri ve görüntülenecek sisteme zarar vermemeden görüntülemeyi gerçekleştirmelerinden dolayı oldukça kullanışlı hale gelmiş ve yaygınlaşmıştır.

Tıbbi görüntüleme teknikleri basit bir görüntüleme aracı veya anatomik yapının incelenmesi için gerekli bir araç olmaktan öte, muhtemel bir cerrahi müdahale, stent yerleştirme veya ışın tedavisi için planlama aracı ya da hastalığın ilerleyişinin gözlemlenmesi gibi durumlarda kullanılmak üzere oldukça önemli roller üstlenmeye başlamıştır. Bu görüntüleme yöntemlerinin biri de x-ışını ile görüntüleme, diğer bir ifadeyle x-ışını anjiyografisidir.

Bu tezde x-ışını anjiyografisi ile elde edilen kalibre edilmiş görüntülerden yararlanılarak damar parçalarının üç boyutlu yapısının oluşturulması için bir yazılım oluşturulmuştur. Üç boyutlu görüntüler genellikle iki amaç için kullanılmaktadır. Bunlardan ilki lezyon olan bölgenin en iyi şekilde görüntülenebilmesi için uygun olan anatomik açıların tespitidir. İkinci kullanım amacı ise lezyon olan bölge hakkında sayısal bilgi elde etmektir. Bu bilgiler lezyon olan bölgenin uzunluğu, lezyonun şiddeti ve lezyon olan bölgedeki damar çapı veya hacmi gibi bilgilerdir. Bu bilgiler üç boyutlu geriçatma işlemiyle kolayca elde edilebilmektedir.

Genel olarak incelendiğinde bir üç boyutlu damar yapısının oluşturulması çalışması 1) görüntüleme sisteminin modellenmesi ve görüntülerin kalibre edilmesi, 2) görüntü işleme ve özellik çıkarma ve 3) üç boyutlu geri-çatma olarak üç ana başlıkta incelenebilir. Bu tezde görüntü işleme ve özellik çıkarma başlığı ve üç boyutlu geri-çatma başlıkları altında yeni yöntemler sunulmuştur. Önerilen yöntemlerin amacı oluşturulan üç boyutlu yapının fiziksel özelliklerinin gerçekte mümkün olduğunca örtüşmesini sağlamaktır.

1.2. X-ışını Anjiyografisinin Gelişimi

X-ışınlarının gözlemlenmesi ile alakalı ilk dokümanlar 8 Kasım 1895 tarihini göstermektedir. Wilhelm Conrad Roentgen (Şekil 1) katot ışınları ile deneyler yaparken ilk kez x-ışınlarını tesadüfen keşfetmiştir. Bu keşfin önemini anlayan Roentgen daha sonra çalışmalarını bu alanda yoğunlaştırmış ve x-ışınları ile görüntülemenin pratik temellerini geliştirmiştir. Bu çalışmalar esnasında insan anatomisini gösteren ilk x-ışını görüntülerini de çekmiştir (Şekil 2).

X-ışınlarının kaynağı elektronlardır. Ancak bu elektronlar çok yüksek bir elektrik alan tarafından hızlandırılır ve böylece çok yüksek enerjili x-ışınları üretilir. Enerjiyi taşıyan parçacıklar fotonlar olduğu için x-ışınları da aslında kızılötesi ışınlar, mor ötesi ışınlar, radyo dalgaları veya görünür ışık gibi elektromanyetik tayfin bir parçasıdır.

X-ışınları çok yüksek frekanslı (dolayısıyla yüksek enerjili) ışınlar oldukları için madde ile etkileşimi de tayfin düşük enerjili bölgesinde kalan diğer tipteki ışınlardan oldukça farklıdır. Bu ışınlar maddenin içinden geçebilme özelliğine sahiptir. Bu özellik ışının taşıdığı enerjiyle doğru orantılı olarak artıp azalmaktadır. X-ışınları bu kabiliyetinden dolayı tıbbi görüntüleme için oldukça değerli bir araç olmuştur.

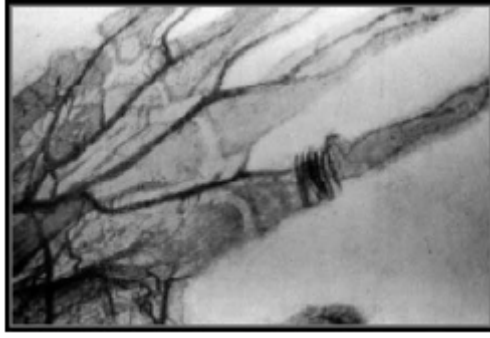


Şekil 1. Wilhelm Conrad Roentgen.



Şekil 2. İlk X-ışını görüntüsü.

İlk anjiyo görüntüsü Ocak 1896 yılında ölmüş bir insanın eline cıva bileşikleri enjekte edilerek alınmış görüntüdür (Şekil 3). Enjekte işlemi ve cıva bileşikleri damar yapısının belirginleştirilmesi için gerekli bir aşamadır çünkü kan veya damar çeperleri x-ışınları için neredeyse saydam sayılabilecek maddelerdir. Bu nedenle hem damarın yapısını ortaya koyacak hem de x-ışınlarına karşı direnç gösterecek bir madde damarın içine enjekte edilmelidir. Ancak x-ışınlarına karşı oldukça başarılı bir engel olan cıva aynı zamanda oldukça da zehirli bir maddedir. Bu nedenle onun yerine günümüzde 36,5 °C de enjekte edilebilen iyodin çözeltisi kullanılmaktadır.



Şekil 3. İlk Anjiyo görüntüsü

Bu tarihten çok sonra, 1929 yılında Berlin Üniversitesi Hastanesinde Werner Forssmann isimli bir öğrenci ilk kez bir sonda (kateter) kullanarak kalbe ulaşabileceğini ve x-ışınlarını kullanarak kalp damarlarından görüntü alınabileceğini kendi üzerinde deneyerek gösterdi. Böylece kalp anjiyografisi doğmuş oldu.

Günümüzün kalp-damar görüntüleme teknolojisindeki ilerlemelere rağmen anjiyografi kalp damarı hastalıkları teşhisinde bir altın standart olarak kalmıştır. İlk yıllarda yapılan anjiyografilerden farklı olarak günümüzde oldukça küçük kesikler ile kateter başarılı bir şekilde enjekte edilebilmektedir. En önemli farklılıklar ise görüntü yoğunlaştırıcısının (Image Intensifier) anjiyo donanımlarına ilave edilmesi ve x-ışını üretmek için yeni tekniklerin keşfedilmesi olmuştur. Bunlar sayesinde öncekilere nazaran oldukça yüksek çözünürlükte ve netlikte görüntüler alınabilirken hastanın maruz kaldığı x-ışını miktarı da minimum seviyelere çekilmiştir.

X-ışını anjiyografisi ile kalp damarlarının karmaşık yapısı iki boyutlu görüntüler olarak gösterilmektedir. Bu görüntüler üzerinde yapılan görsel değerlendirmeler yardımıyla lezyon olan bölge ve lezyonun şiddeti gibi bilgiler elde edilmeye çalışılmaktadır. Ancak kalbin karmaşık damar yapısı nedeniyle bu görüntülerin değerlendirilebilmesi deneyimli bir

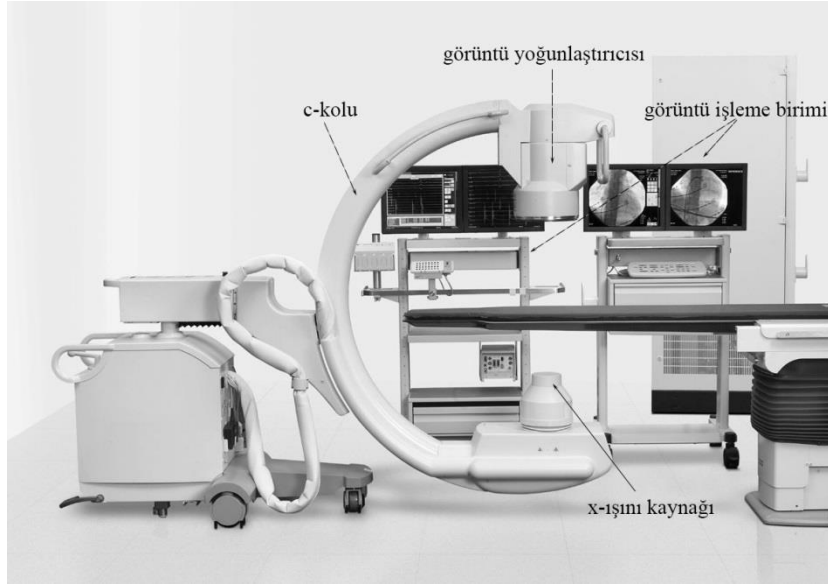
doktor için bile oldukça zor bir işlemdir. Her ne kadar farklı açılardan görüntülerin alınması mümkün olsa da bu görüntülerin bilgisayar desteği olmadan sadece insan yorumlaması ile değerlendirilmesi, değerlendiriciye bağlı olarak değişen sonuçlara neden olmaktadır. Bu nedenle, doktorlara karar verme ve değerlendirme aşamasında yardımcı olmak amacıyla, 1990'lı yılların başlarından itibaren anjiyo görüntülerinin bilgisayar destekli işlenmesi ve damarların üç boyutlu yapısının oluşturulması oldukça önemli bir çalışma sahası oluşturmuştur. Üç boyutlu görüntüler yardımıyla koroner arterlerin yapısı gibi görsel bilgilerin yanı sıra çap, uzunluk ve hacim gibi klinik öneme sahip morfolojik bilgiler de kolaylıkla ve yüksek doğrulukla elde edilebilmektedir.

Koroner arterlerin üç boyutlu görüntüsünü oluşturma alandaki çalışmalar üç ana başlık altında özetlenebilir. 1) Görüntüleme sisteminin matematiksel modelinin oluşturulması ve görüntüleme sisteminin ideal olmamasından kaynaklanan hataların giderilmesi. 2) Görüntü üzerinde özellik çıkarma amaçlı işlemlerin uygulanması. 3) Çıkarılan özellikler kullanılarak üç boyutlu yapı oluşturma.

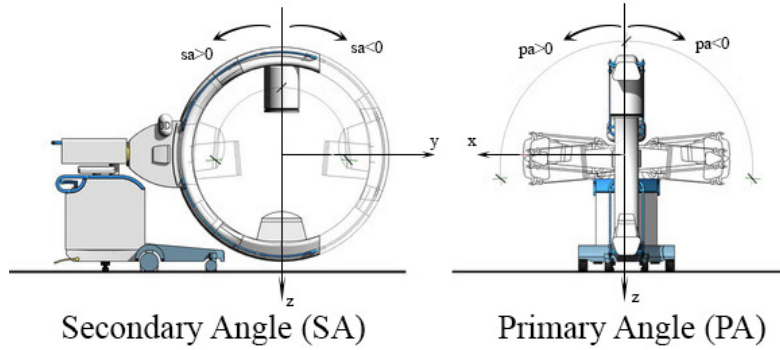
1.3. Anjiyo Görüntüleme Sisteminin Modellenmesi ve Kalibrasyon

Şekil 4 günümüzde anjiyografi için en sık kullanılan cihazlardan birini göstermektedir. Bu cihazlara, şekillerinin c harfine benzemesinden dolayı, c-kolu adı verilmiştir. Şekil 4'ten de görüleceği üzere c-kolları 3 temel birimden oluşmaktadır. Bunlardan ilki x-ışını kaynağıdır ve genelde hastanın yattığı masanın altında kalır. İkinci önemli parça ise görüntü yoğunlaştırıcısıdır. Bu birim tam olarak x-ışını kaynağının karşısında yer alır ve üretilen ışınlar cismin içinden geçtikten sonra bu birimde toplanarak güçlendirilir. Ayrıca görüntünün oluşturulduğu düzlem de bu birimin içerisinde yer almaktadır. C-koluna adını veren ve x-ışını kaynağı ile görüntü yoğunlaştırıcısı çiftini üzerinde barındıran kol ise üçüncü önemli parçadır. Bu kol aynı zamanda hastadan farklı açılarda görüntü alınmasına olanak sağlayan hareketli birimdir. İki bağımsız dönme hareketi yapabilen bu kolların hareketleri hastanın konumu referans alınarak adlandırılmıştır. Şekil 5'te de görüldüğü üzere masanın boyunca hastanın ayakları doğrultusunda dünya koordinat eksen takımının y eksenini tanımlanmıştır. x eksenini ise hastanın sağ tarafına doğru uzanır. Sağ el kuralına göre z eksenini de masanın arkasına doğru uzanır. Bu tanımlamaya göre y eksenini etrafında yapılan dönme hareketi açısı PA (*primary angle*), x eksenini etrafında yapılan dönme hareketi açısı ise SA (*secondary angle*) ile temsil edilmiştir. Görüntü yoğunlaştırıcı - x-ışını kaynağı çiftinin

hasta etrafındaki hareketi yanı sıra görüntü yoğunlaştırıcının hastaya olan uzaklığı da değiştirilebilmektedir. Buna karşın x-ışını kaynağı ile hasta arasındaki mesafe ise genellikle sabittir. X-ışını kaynağı ile görüntü yoğunlaştırıcı arasındaki mesafe SID olarak, masa ile x-ışını kaynağı arasındaki mesafe ise SOD ile temsil edilmektedir. Günümüz modern anjiyografi cihazları bu bilgileri DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) görüntü formatı içerisinde kaydetmektedir.



Şekil 4. Anjiyo görüntüleme sistemine bir örnek (C-kolu).



Şekil 5. C-kolunun hareket açıları.

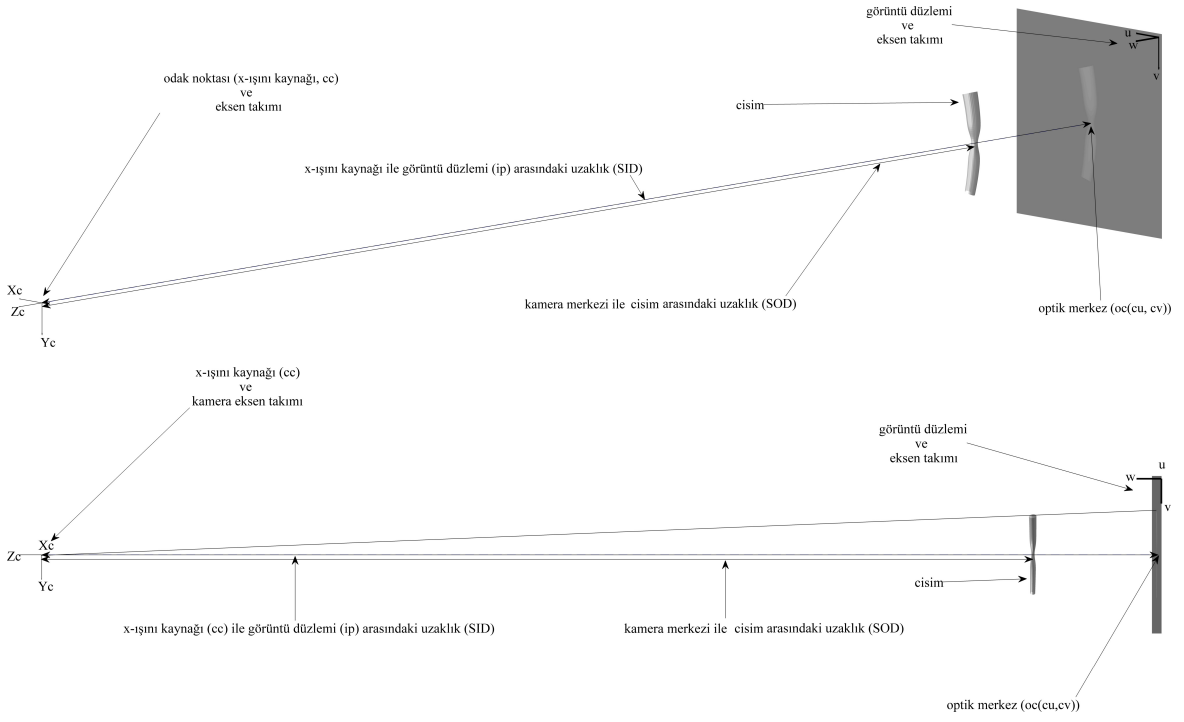
Günümüzde üç farklı anjiyografi sistemi kullanılmaktadır. Bunlardan ilki ve en yaygın kullanılanı tek düzlemlı anjiyo sistemleridir. Bu sistemler tek seferde sadece bir açıdan görüntü almaya olanak vermektedir. Ancak alınan görüntüler tek tek resimler olabileceği gibi daha sıkça tercih edilen yöntem ise 15 ila 30 fps hızlarında alınan video şeklindedir.

İkinci tip anjiyo sistemi ise iki düzlemlili (*biplane*) sistemlerdir. Adından da anlaşılacağı üzere bu sistemlerde iki adet x-ışını kaynağı ve iki adet görüntü yoğunlaştırıcısı bulunur. Bu sistemler aynı anda, aralarında genellikle 90° açı bulunan, iki farklı açıdan görüntü almaya olanak sağlar. Üçüncü tip anjiyo çekim yöntemi ise rotasyonel anjiyo (*rotational angiography*) olarak adlandırılır. Bu yöntemde ise c-kolu hastanın etrafında belli açılarda dönerek bilgisayarlı tomografi benzeri görüntü serileri alır. Bu tezde en sık olarak kullanılan tek düzlemlili anjiyo sistemleri için üç boyutlu görüntü oluşturma ele alınmıştır.

Tek düzlemlili anjiyo sistemlerinin izdüşümü geometrisi, bilgisayarlı görme uygulamalarında kullanılan iğne-deliği (*pin-hole*) kamera modeliyle oldukça benzerlik göstermektedir. Anjiyo görüntüleme modelinde görüntülenecek olan cisim görüntü düzlemi ile odak noktası arasında kalırken iğne-deliği kamera sisteminde görüntü düzlemi cisim ile odak noktası arasında kalır. Şekil 6a'da bir anjiyo görüntüleme sistemi modeli gösterilmiştir. Şekil 6b ise bu modelin yandan görünüşünü göstermektedir. *oc* noktasının optik merkez noktası olduğu düşünülürse optik eksen, *oc* noktasından geçen ve görüntü düzlemine (*ip*) dik olan doğru olur. Optik eksen *ip* düzlemini *oc*(*cu, cv*) noktasında keser ve bu noktanın görüntü düzlemindeki karşılığına merkez noktası (*principal point*) adı verilir. Geometrik olarak Şekil 6'da gösterilen izdüşümü tipine perspektif izdüşümü denir. Perspektif izdüşümünde, en genel haliyle, üç boyutlu cismin iki boyutlu izdüşümü, homojen koordinat sisteminde, 3x4 boyutlarında bir matris ile hesaplanır ($P_{3 \times 4}$).

P matrisi kalibrasyon matrisi ve dönme matris olmak üzere iki alt matris ile ifade edilmektedir [1]. Kalibrasyon matrisi ($K_{3 \times 3}$) cismin görüntü düzlemi koordinatlarına dönüşümü için gereken iç (*intrinsic*) parametrelerden oluşur. Dönme matrisi ($R_{3 \times 4}$) ise nesnenin bulunduğu dünya koordinat sistemine göre kameranın oryantasyon ve konum parametrelerini içerir.

$$K = \begin{bmatrix} -SID/p_U & 0 & c_U \\ 0 & -SID/p_V & c_V \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$



Şekil 6. C-kolu görüntüleme geometrisi (a) ve modelin yandan görünüşü (b).

Perspektif projeksiyona göre, ideal koşullarda, kalibrasyon matrisi dört parametreden oluşmaktadır. SID Şekil 6'da görüldüğü gibi x-ışını kaynağı ile görüntü düzlemi arasındaki mesafedir. pu ve pv parametreleri ise görüntünün u ve v eksenleri boyunca piksel çözünürlüğünü piksel/mm cinsinden ifade eden değerlerdir. Bu değerler genelde birbirine eşittir. Görüntü üzerinde kamera merkezinin yani x-ışını kaynağının izdüşümü noktası ise cu ve cv ile gösterilir ve ideal koşullarda görüntünün merkez noktasına karşılık gelirler.

Oryantasyon matrisi R c-kolunun sağlamış olduğu açı bilgilerine göre ilk defa 1994 yılında Dumay [2] ve arkadaşları tarafından tanımlanmıştır. Bu tanımlamaya göre R denklem 4'te gösterildiği gibi ifade edilmektedir. Bu tanımlama dönme eksenlerinin tam olarak birbirine dik olması ve eksenlerin kesişim noktasının (eşmerkez) her açı için sabit olması gerektiği gibi bazı varsayımlara göre yapılmıştır.

$$R_X = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos(SA) & -\sin(SA) \\ 0 & \sin(SA) & \cos(SA) \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$R_Y = \begin{bmatrix} \cos(PA) & 0 & \sin(PA) \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin(PA) & 0 & \cos(PA) \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$R = R_X \times R_Y \quad (4)$$

$$t = [0 \quad 0 \quad -SOD] \quad (5)$$

Yer değiştirme vektörü t x-ışını kaynağının eşmerkezden olan uzaklığını ifade eder ve denklem 5 ile gösterilir. Denklem 6'da ise c-kolu anjiyo sistemi için projeksiyon matrisi verilmiştir.

$$P = K[R \ t] \quad (6)$$

Ancak c-kolunun mekanik yapısından kaynaklanan bazı etkenler Dumay [2] tarafından önerilen modelin projeksiyon geometrisini tam olarak yansıtamamasına neden olmaktadır. Bu varsayımların geçerliliği sistematik olarak Canero [3] tarafından incelenmiş ve modelin eksikliklerin giderilmesi konusunda önerilerde bulunulmuştur. Modellemeden kaynaklanan hataların minimize edilebilmesi için R ve t matrislerinin kalibre edilmesi gerekmektedir. C-kolunun ideal olmamasından kaynaklanan bozucu etkiler ayrıca K matrisini de etkilemektedir [4]. Dolayısıyla K matrisinin de kalibre edilmesi doğru bir geriçatma işlemi için gerekmektedir.

Günümüzde var olan kalibrasyon yöntemlerini online ve modelleme tabanlı yöntemler olarak iki guruba ayırmak mümkündür. Online yöntemler [5], [6] c-koluna ek olarak kullanılan bir kamera veya benzeri ekstra donanımla birlikte nesne takip algoritmaları kullanarak oldukça yüksek hassasiyette kalibrasyon sonuçları verebilmektedir. Ancak bu yöntemler pahalı ve karmaşık yöntemler olduklarından dolayı pratikte tercih edilmemektedir. Modelleme tabanlı yöntemler ise [2], [3], [4], [7], [8], [9] daha önce de bahsedildiği gibi c-kolunun hareketlerinin modellenmesine olanak veren parametrelerin kalibrasyonuna dayanmaktadır. Kalibrasyon işleminde kullanılan yöntemler genel olarak bilgisayarlı görme uygulamalarında kullanılan kameraların kalibrasyonuna benzerdir. Ancak c-kolu grntleme sisteminin i ve dış parametrelerinin tümü kalibrasyona dahil edilmelidir. Bu durum kalibrasyon işlemini c-kolları için karmaşıklaştırmaktadır.

Modelleme tabanlı kalibrasyon yöntemleri grntler üzerinde belirlenen ortak noktaların yeniden izdüşümü hatasının minimize edilmesine yönelik algoritmalar kullanmaktadır. Ortak noktalar grntler üzerinden otomatik olarak seçilebileceği gibi kullanıcı tarafından da belirlenebilmektedir. Otomatik yöntemlerin sonuçları daha yüksek

hassasiyete sahiptir. Çünkü kullanıcının seçiminden kaynaklanan hatalar otomatik yöntemlerde yoktur. Ancak otomatik yöntemler hem işlem yükü bakımından bir dezavantaja sahiptir hem de bu yöntemlerin uygulanabileceği görüntülerin kalitesi karşılıklı gelen nokta tespitiinde hata oranını oldukça etkilemektedir.

Bu çalışmada kullanıcı seçimine dayalı bir nokta seçimi işlemi tercih edilmiştir. Seçilen noktalar literatürde *Bundle Adjustment* (BA) olarak geçen yöntem kullanılarak projeksiyon parametrelerinin kalibre edilmesinde kullanılmıştır. BA bilgisayarlı görme uygulamalarında sıkça kullanılmaktadır. Bu yöntem genellikle geri-çatma işleminin son aşaması olarak kullanılan bir yöntemdir. Görüntüler üzerinden seçilen noktaların yeniden izdüşümü hatasının minimize edilmesine göre çalışan bu yöntemde üç boyutlu noktaların konumları da optimize edilmektedir. BA yöntemini anlatabilmek için üç boyutlu X_j noktalarının P_i projeksiyon matrislerine sahip kameralar tarafından görüntülediği düşünölsün. x_j^i ise i . kamera tarafından görüntölenen j . noktanın i . görüntü üzerindeki iki boyutlu koordinatını temsil etsin. Buradaki amaç verilen x_j^i noktalarına karşın

$$P^i X_j = x_j^i \quad (7)$$

eşitliğini sağlayan P^i ve X_j değerlerini bulmaktır. Eğer görüntü üzerinden alınan ölçümler, yani iki boyutlu noktaların değerleri, gürültü içeriyorsa 7 numaralı eşitlik genellikle sağlanamayacaktır. Bu durumda ölçümlerde var olan gürültünün gauss dağılımlı bir gürültü olduğu varsayımıyla yola çıkılıp maksimum benzerlik (maximum likelihood, ML) çözümünü aranır. Buradaki amaç projeksiyon matrisi P^i üzerinden üç boyutlu nokta X_j 'nin tam olarak x_j^i noktasına yeniden izdüşümü sağlayacak P^i ve X_j değerleri kestirebilmektir. Yani gürültü nedeniyle sağlanamayan 7 numaralı eşitlik sağlanmaya çalışılır. Bu yapılırken aynı zamanda görüntü üzerinde yeniden izdüşümü hesaplanan nokta ile bu noktanın ölçülen yeri arasındaki uzaklığın minimum yapılması da gerekmektedir. Bu durum denklem 8'de ifade edilmiştir.

$$\min_{P^i, X_j} \sum_{ij} d(P^i X_j, x_j^i)^2 \quad (8)$$

Denklem 8’de yer alan $d(p_1, p_2)$ fonksiyonu p_1 ve p_2 noktaları arasındaki Öklid uzaklığını veren fonksiyondur. Yeniden izdüşümü hatasını da içeren bu kestirim yöntemine literatürde “Demet Ayarlama” (*Bundle Adjustment*) denmektedir.

BA yöntemi iyi bir başlangıç tahminine ihtiyaç duyar. Bu nedenle genellikle üç boyutlu geri-çatma uygulamalarında en son olarak kullanılması gereken bir adımdır. C-kolunun hareket bilgilerinden yararlanarak yapılan tahminler ve üç boyutlu nokta hesaplamaları iyi bir başlangıç değeri sunmaktadır. Ayrıca BA yönteminden önce görüntüler üzerinde en fazla hataya neden olan eşmerkez bozulmasını gidermek için bir ön optimizasyon işlemi yapılmaktadır.

1.4. Görüntü İşleme ve Özellik Çıkarma

İki boyutlu görüntüleri kullanarak görüntü üzerinde yer alan bir cisme ait üç boyutlu yapıyı oluşturma işleminin ilk aşaması özellik çıkarmadır. Üç boyutlu yapılar genellikle matematiksel bir modele dayanan temsillerdir. Bu modele ait parametreleri hesaplayabilmek için iki boyutlu görüntülerden elde edilen veriler kullanılır. Üç boyutlu yapıyı oluşturabilmek için amaca uygun verilerin görüntülerden çıkarılması işlemi özellik çıkarma olarak isimlendirilir.

Kalp damarlarının tüp şeklindeki yapısından dolayı koroner damarlar genelleştirilmiş silindirler kullanılarak modellenmiştir. Genelleştirilmiş silindirler, karmaşık şekilleri modelleyebilmelerinden dolayı, bilgisayar grafiklerinde sıkça kullanılan araçlardan biri olmuşlardır. Birçok cismin geometrik şekli, iki boyutlu bir konturun üç boyutlu bir yörünge üzerinde gezdirilmesi ile oluşturulabilir. Buradaki kontur ifadesi cismin kesit alanı sınırlarını ve yörünge ifadesi de cismin merkez eksenini temsil etmektedir. Genelleştirilmiş silindir ise keyfi bir kesit bölgesi ile yine keyfi bir 3B eksenin taranması olarak tanımlanmaktadır [10]. Bu tezde koroner damarların üç boyutlu yapısı genelleştirilmiş silindirler ile modellenmiştir. Dolayısıyla genelleştirilmiş silindiri oluşturabilmek için öncelikle merkez eksenin ve daha sonra ise kesit alanlarının oluşturulabilmesi gerekmektedir. Üç boyutlu merkez eksenin oluşturulabilmesi için görüntüler üzerinden damarlara ait iki boyutlu merkez eksenlerin çıkarılması bu işlemin ilk basamağıdır. Daha sonra ise kenar belirleme yöntemleri kullanılarak konturlara ait bilgiler elde edilir.

İki boyutlu görüntülerdeki tüp veya damar benzeri yapıların bölütlenmesi için günümüze kadar literatüre çok sayıda yöntem sunulmuştur. Bu yöntemlerin birçoğu farklı

çalışmalarda karşılaştırmalı olarak incelenmiştir [11], [12], [13]. Bölütleme teknikleri kabaca filtreleme temelli teknikler, modelleme temelli teknikler ve minimum yol teknikleri olmak üzere üç guruba ayrılabilir. Filtreleme temelli teknikler genellikle uyumlu filtreleme (*matching filter*) yöntemlerini kullanırlar. Modelleme temelli yöntemler ise *snake* veya *level-set* gibi modelleri içerirler. Minimum yol bulmaya dayalı tekniklerde de genellikle damar takip algoritmaları ve bunlarla etkileşimli çalışan yapay zeka uygulamaları yer alır.

İlk damar bölütleme algoritmaları, bölütleme işleminden önce damar yapısını daha belirgin ve ayırt edilebilir hale getirmek amacıyla, çeşitli filtreler kullanmışlardır [14], [15] [16], [17], [18], [19], [20], [21], [22], [23]. Bu filtrelerin en çok bilinenleri ise *Hessian*, doğrusal olmayan difüzyon ve akı temelli olan filtrelerdir. Diğer filtre teknikleri ise morfoloji temelli filtrelerdir. Bu filtreler görüntülerdeki şekillerin matematiksel morfolojik yapılarla olan ilişkisini inceleyerek bölütleme yapmaya çalışır. Bu yöntemlerin en büyük avantajı tam otomatik olmalarıdır ve gürültülü resimlerde iyi sonuç vermeleridir. Diğer taraftan filtrelerin ölçeği ve doğrultusu gibi bazı parametreler, elde edilen sonuçları çok büyük oranda etkilemektedir. Farklı büyüklüklerdeki veya çaplardaki damarları da otomatik olarak bölütleyebilmek için çok ölçekli filtreler geliştirilmiştir. Bunun yanı sıra, eğer yönsemeli filtreler kullanılıyorsa, farklı doğrultulardaki filtrelerin de görüntüye uygulanması gerekmektedir. Bu da filtrelerin uygulanması için yüksek miktarda hafıza ve işlem gücü gerekliliğini ortaya çıkarmaktadır. Ek olarak filtreleme temelli yöntemler damar olmayan ama damar benzeri tüp yapısındaki nesnelere de bölütlemeye dahil eder ki bu da istenmeyen bir durumdur.

İkinci kategoride yer alan model tabanlı yöntemler ise iki alt gruba ayrılabilir: *Level-set* veya aktif kontur olarak adlandırılan modeller ve tüp benzeri yapı modelleri [24], [25], [26], [27], [28], [29], [30], [31]. *Level-set* yöntemi cisme ait konturları üç boyutlu bir fonksiyonun sıfıncı seviye seti olarak modeller. Aktif konturlardan farklı olarak sürekli parametrik olarak tanımlanmasına gerek yoktur. Bundan dolayı görüntülerdeki farklı yapılar göre kendiliğinden adapte olabilirler. Bu özellikleri *level-set* yöntemini özellikle damar benzeri yapıları bölütleme için uygun bir yöntem yapar. Ancak bu yöntemlerin hedef nesnenin etrafındaki nesnelere de yayılma gibi problemleri vardır. Bunu aşabilmek amacıyla uygun geometrik kıstaslar modele uygulanmalıdır. Kapalı yüzeylerin bölütlenmesinde daha çok kullanılan *level-set* yöntemi yanında aktif konturlar ise daha çok açık eğriler olarak modellenebilecek kenarların kestiriminde kullanılmaktadır. İç ve dış olmak üzere iki enerji fonksiyonunu minimize eden aktif konturlar minimum enerji seviyesinde hedef nesnenin

kenarları boyunca yerleşimini tamamlar. Bilgisayar grafiklerinde de ve görüntü işlemede sıkça kullanılan bu yöntemler yinelemeli olma özelliklerinden dolayı iyi bir başlangıç tanımlamasına ihtiyaç duyar.

Diğer taraftan tüp benzeri cisimlerin modellenmesi ve takip edilmesi esasına dayanan modelleme temelli yöntemler ise bir başlangıç noktasından başlayarak kullanılan modele en uygun düşen bir sonraki adım noktasını arar. Arama esnasında modelin geçerliğini sağladığı en uygun bölge yanı sıra resmin yerel bölgesi üzerinden elde edilen damar sürekliliği gibi istatistiksel bilgiler de kullanılmaktadır. Böylece izleme algoritmalarının başarımı artırılmış olmaktadır. Bir sonraki adıma geçildiğinde ise bir sonraki en uygun noktayı arama işlemi tüm damar takip edilene kadar devam eder. Takip esnasında, başlangıç noktasından itibaren, damarların merkez eksen noktaları üzerinden bir takip gerçekleştirilir. Başlangıç noktası genellikle kullanıcı tarafından belirlenir. Ayrıca kullanıcı aramaya başlanacak yönü ve damar genişliği gibi bilgileri de başlangıçta belirlemek durumundadır. Bu durum modelleme ve takip algoritmalarının en büyük dezavantajıdır. Diğer taraftan bu algoritmalarda sonlandırma kistası da iyi belirlenmelidir. Bazı durumlarda tüm damar yapısı tamamıyla taranamadan takip algoritması sonlanmaktadır. Bu gibi durumları aşmak amacıyla modellemeye ek olarak *Fast Marching* [32] gibi yöntemler de kullanılmaktadır.

Minimum yol teknikleri daha çok interaktif uygulamalarda tercih edilen yöntemlerdendir [33], [34], [35], [36], [37], [38]. Çünkü aralarında minimum yolun bulunacağı bir başlangıç ve bir de bitiş noktası belirlenmelidir. Minimum yolu belirlemek için bir maliyet fonksiyonu (*cost function*) üzerinden gidilir. Sunulan yöntemler genellikle maliyet fonksiyonunu tanımlama kısmında birbirinden ayrılır. Uzamsal koordinat düzleminde minimum maliyetli yolun aranması yanı sıra bazı yöntemler damarların kalınlığı, yarıçap gibi farklı ve uzamsal olmayan arama uzayları da kullanılmaktadırlar.

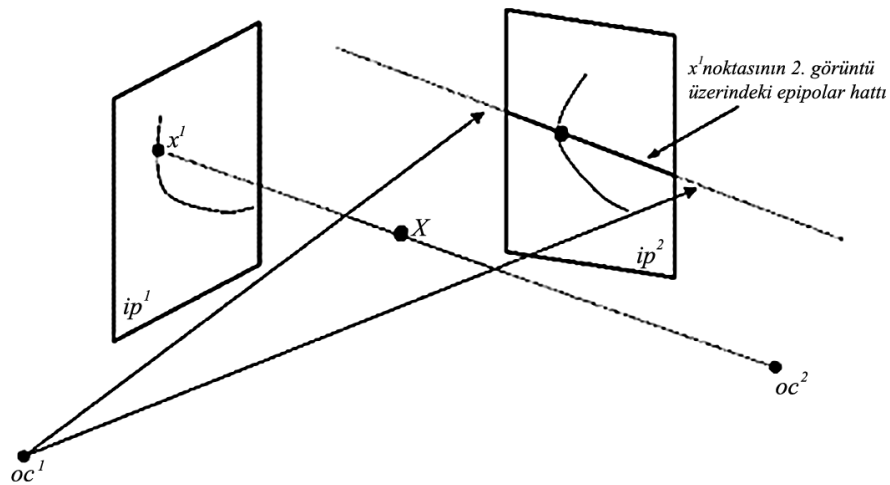
Yapay zekâya dayalı yöntemler de damar bölütleme işlemleri için literatüre sunulmuştur [39], [40]. Bu yöntemler öncelikle damarlara ait bilgileri kullanarak eğitilir. Bu bilgiler damarın çevresine göre olan parlaklık bilgisi ve damarın birbirine paralel olan kenarları gibi bilgiler olabilir. Bu bilgiler bir kurallar kümesine dönüştürülerek yapay zeka uygulamasınca saklanır. Yapay zeka uygulamalarının bu kurallara göre yaptıkları bölütleme işlemleri iyi sonuçlar vermesine karşın oldukça yüksek işlem gücü gerektirmesi ve eğitim aşamasında karşılaşılan bazı zorluklar bu uygulamaların en büyük dezavantajlarıdır.

Bu çalışmada yukarıda bahsedilen modelleme tabanlı yöntemlerin üstünlüklerini içeren yarı otomatik bir kenar kestirimi algoritması sunulmuştur. Algoritma eliptik kesitli

damar modelinin izdüşümü modeline dayalı bir kestirim yapmaktadır. Damarların modellenmesiyle damara ait sınırlar yüksek hassasiyette elde edilmiştir. Kenar kestirimi için öncelikle damar merkez eksenlerini belirginleştiren ve kaynak [20]'de önerilen yöntem kullanılmıştır. Kullanıcı ile etkileşimi minimuma indirmek ve yöntemin başarımını hatalara karşı dayanıklı hale getirmek amacıyla *fast-marching* ve aktif kontur yöntemleri de modelleme temelli kenar kestirimi yöntemine ilave edilmiştir. Algoritmanın performansı standart kenar belirleme uygulamalarında sıkça kullanılan aktif konturlar ile kıyaslanarak gösterilmiştir.

1.5. Üç Boyutlu Damar İskelet Yapısının Oluşturulması

Görüntü işleme ve özellik çıkarma kısmında elde edilen bilgi üç boyutlu yapıyı oluşturmak için kullanılır. Geri-çatma olarak adlandırılan bu işlem için parçadan bütüne ve bütünden parçaya olmak üzere iki farklı yaklaşım kullanılır. Parçadan bütüne yaklaşımda [1], [2] üç boyutlu eğriye ait her bir nokta teker teker hesaplanır. Aslında burada eğriden söz etmek yanlış olur. Çünkü eğri tüm bu noktaların birleşimiyle en son olarak oluşturulur. Bu yaklaşımdaki en büyük sorun karşılıklı nokta ilişkilendirmesinin sağlanması sorunudur. Üç boyutlu bir noktayı iki boyutlu izdüşümlerinden oluşturabilmek için farklı açılardan alınmış en azından iki farklı görüntü gerekir. Bu görüntüler üzerinde seçilen bir noktanın diğer görüntüdeki karşılığı, yani seçilen noktaya ait üç boyutlu noktanın diğer görüntüdeki izdüşümünü bilmek gerekmektedir.



Şekil 7. Epipolar geometri.

Bu problemi çözmek ve bir sahnenin farklı açılardan alınmış görüntüleri arasındaki ilişkiyi tanımlamak amacıyla *epipolar geometri* kavramı geliştirilmiştir [1]. *Epipolar* geometri Şekil 7'den de görüldüğü gibi iki görüntüden birinin üzerinde seçilen bir noktanın diğer görüntü üzerinde bulunması gereken hattı belirtmektedir.

Epipolar hattın hesaplanabilmesi için izdüşümü matrislerinden elde edilen ve *fundamental* matris olarak adlandırılan matristen yararlanır. Eğer her iki görüntüye ait izdüşümü matrisleri biliniyorsa *fundamental* matris hesaplanabilir. İzdüşümü matrislerinin bilinmemesi durumunda ise belli sayıda karşılıklı gelen nokta seçilerek de *fundamental* matris hesaplanabilir. Bir sahneye ait iki görüntü arasındaki ilişkiyi içeren *fundamental* matris, izdüşümü matrisleri yardımıyla, denklem 9'daki gibi hesaplanır.

$$F = e'_x P^2 P^+ \quad (9)$$

Bu ifadede yer alan P^+ terimi P^l matrisinin yalancı tersini (*pseudo-inverse*) temsil eder. e' ise ikinci görüntü üzerindeki tüm *epipolar* hatların kesiştiği noktanın koordinatıdır. *Epipole* olarak adlandırılan bu nokta $Pt = 0$ eşitliğini sağlayan herhangi bir nokta olabilir. Geometrik olarak söylemek gerekirse e' birinci kamera merkezinin ikinci görüntü üzerindeki izdüşümüne karşılık gelir. \times operatörü ise vektörel çarpım yapabilmek amacıyla üç elemanlı bir vektörün 3×3 boyutlarında bir matris olarak ifade edilmiş durumunu gösterir. *Skew-symmetric* matris olarak literatürde geçen bu matris aşağıdaki gibi tanımlanır. $e' = [e'_x \ e'_y \ e'_z]^T$ olmak üzere *skew-symmetric* gösterimi:

$$e'_x P^2 P^+ \equiv \begin{bmatrix} 0 & -e'_z & e'_y \\ e'_z & 0 & -e'_x \\ -e'_y & e'_x & 0 \end{bmatrix} P^2 P^+ \quad (10)$$

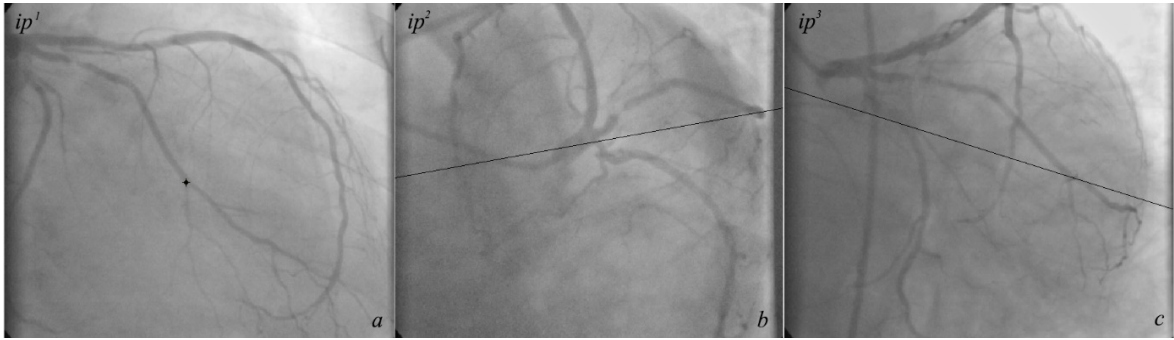
Fundamental matris hesaplandıktan sonra birinci görüntüden seçilen x_1 noktasına karşılık ikinci görüntü üzerindeki *epipolar hattı* hesaplamak için denklem 11 kullanılır.

$$l = F * x_1 \quad (11)$$

Her ne kadar birinci görüntüden seçilen noktaların karşılıkları ikinci görüntü üzerinde bir çizgi boyunca aranacaksa da bu otomatik olarak yapılması zor bir işlemdir. Bu

zorlukların nedenlerinden en önemlisi *epipolar hattın* ikinci görüntüde birden fazla nokta ile çakışması durumudur. Bu problem genellikle geri-çatma işlemi yapılacak olan eğri hakkında bir ön bilgi kullanılarak çözülmeye çalışılır. Bunun yerine bütünden parçaya yaklaşımı geliştirilmiştir [5], [41]. Bu yaklaşıma göre öncelikle üç boyutlu eğri oluşturulur ve bu eğrinin izdüşümlerinin görüntüler üzerindeki eğrilerle örtüşmesi için eğri deforme edilir. Aktif konturların kullanılmasıyla birlikte gerçekleştirilen bu deforme işlemi sonucu üç boyutlu eğrinin izdüşümleri görüntüler üzerindeki eğrilerle örtüştüğünde üç boyutlu eğri de son halini almış olmaktadır. Parçadan bütüne yaklaşımına göre bu yöntem karşılıklı nokta eşleştirme problemini, doğası gereği, çözmektedir. Ancak ilk eğrinin oluşturulması ve eğri deformasyonu esnasında projeksiyonların ilgilenilen damar dışındaki damar yapılarından da etkilenmesi gibi problemler de bu yöntemin zayıf tarafı olarak durmaktadır.

Bu tezde, nokta eşleştirme problemini çözmesinden dolayı, bütünden parçaya yaklaşımı tercih edilmiştir.



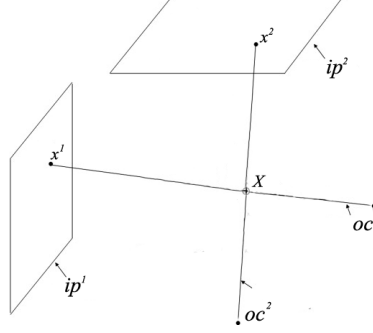
Şekil 8. ip^1 görüntüsü üzerinde seçilen bir noktanın ip^2 ve ip^3 görüntüleri üzerindeki *epipolar* hatları.

Bu yöntemin zayıflıkları olan başlangıç eğrisini oluşturma ve ilgi alanı dışındaki nesnelere elimine etmek amacıyla bu tezde bazı yenilikler sunulmuştur. Sunulan bu iyileştirmelerden yapılan çalışmalar kısmında detaylı olarak bahsedilecektir.

1.6. Geri Çatma

Görüntü üzerindeki noktaların ve görüntülere ait izdüşümü matrislerinin bilinmesi durumunda ilgili noktalara ait üç boyutlu noktaların hesaplanması için kamera merkez noktaları ve görüntü üzerindeki noktalara üçgenleme yöntemi uygulanır (Şekil 8). Bu yöntemle hesaplanan üç boyutlu nokta X , eğer görüntülerdeki noktalar görüntü içermiyorsa

ve izdüşümü matrisleri P^i 'ler kalibre edilmişse, her i değeri için $x^i = P^i X$ eşitliğini sağlayacaktır (i : görüntü sayısı).

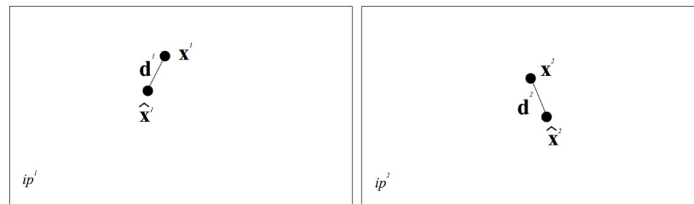


Şekil 9. Üçgenleme yönteminin iki görüntü için temsili.

Ancak genelde seçilen noktalar, içerdikleri gürültü nedeniyle bu eşitliği sağlamaz (kameraların kalibre edilmiş olduğu varsayıldığı için izdüşümü matrislerinden gelen hata sıfır kabul edilmektedir). Bu durumda hesaplanacak olan nokta bir kıstas fonksiyonuna göre optimum değeri verecek nokta olmalıdır. Bu çalışmada kaynak [1]'de önerilen üç boyutlu nokta hesaplama yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntem kıstas olarak görüntü üzerine yeniden izdüşümü yapılan noktanın seçilen noktalar ile olan uzaklığını kullanmaktadır. Yeniden izdüşümü noktası \hat{x}^i ile gösterilsin. $\hat{x}^i = P^i \bar{X}$ (\bar{X} : hesaplanan üç boyutlu nokta) olmak üzere yöntem aşağıdaki fonksiyonu minimize ederek optimum üç boyutlu noktanın izdüşümünü hesaplar.

$$\sum_i d(x^i, \hat{x}^i) \quad (12)$$

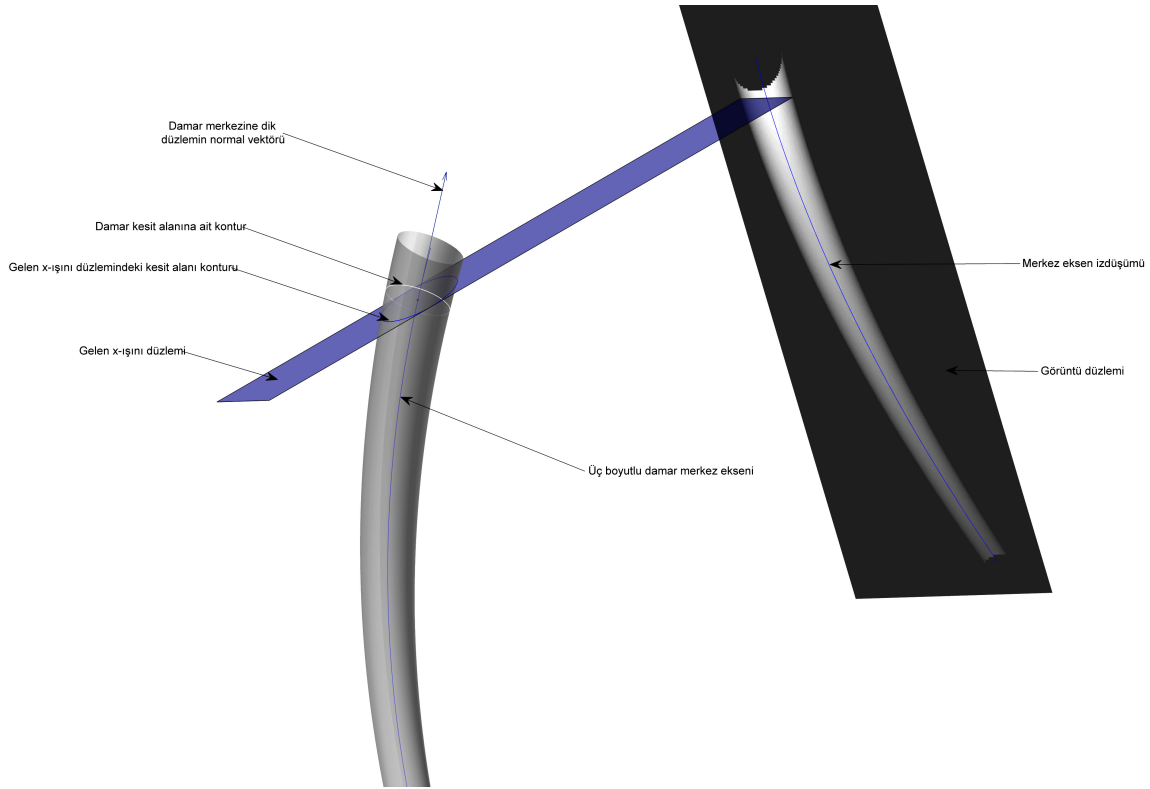
Burada $d()$ fonksiyonu görüntü üzerinde yeniden izdüşümü hesaplanan nokta ile görüntü üzerindeki asıl nokta arasındaki Öklid uzaklığını veren fonksiyondur (Şekil 10). Optimum izdüşümler hesaplandıktan sonra üçgenleme yöntemi kullanılarak \bar{X} hesaplanır.



Şekil 10. Görüntü üzerindeki yeniden izdüşümü hatasının gösterimi

1.7. Damar Yüzeyinin Oluşturulması

İki boyutlu görüntülerden üç boyutlu damar iskeleti oluşturulduktan sonraki aşama damar yüzeyini oluşturmak olarak adlandırılır. Bu aşamada damar yüzeyinin nasıl modellendiğine bağlı olarak farklı yaklaşımlar kullanılır. Sağlıklı damarların dairesel bir yapıya sahip olduğu düşünülerek merkez eksen boyunca damar kesit alanları daha önceki birçok çalışmada dairesel olarak modellenmiştir [7], [42], [43], [44]. Bu yaklaşıma göre bir damarın kesit alanı tek bir görüntüden bile edilebilmektedir. Ancak, görüntülerin alınmış olduğu açıya bağlı olarak kesit alanları görüntü düzlemine dik bir düzlem üzerinde yer almayabilir (Şekil 11). Ayrıca daralma gibi lezyonların olduğu damar bölgelerinde dairesel kesit alanı yaklaşımı geçerliliğini yitirmektedir [45], [46]. Bu gibi durumlarda damar kesit alanı eliptik bir yapıya sahip olabileceği gibi, yıldız veya D harfi şekli gibi şekillerde de olabilmektedir. Dairesel bir modelleme lezyon olan bölgelerde hatalara neden olacaktır.

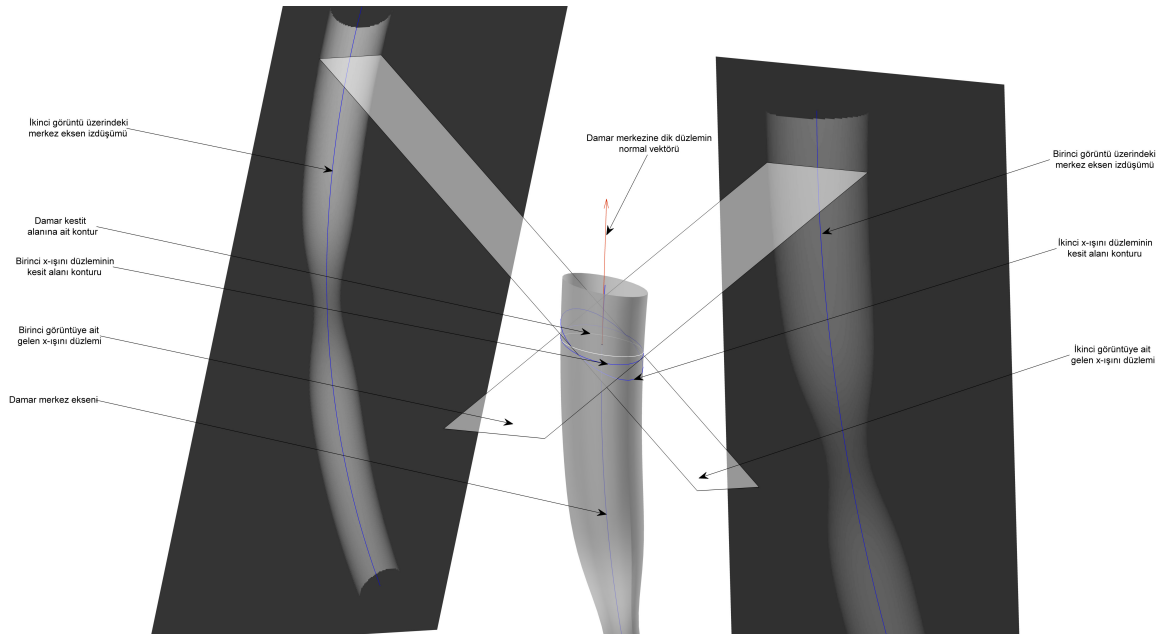


Şekil 11. Bakış doğrultuna göre kesit alanı farklı bir düzlemde duran damar izdüşümü modeli.

Bazı çalışmalar ise birden fazla görüntü kullanarak damar yüzeyini eliptik olarak modellemişlerdir [4], [47]. Bu çalışmalar dairesel kesit alanına göre damar yüzeyini

oluşturmadaki hata oranını, özellikle lezyon olan bölgelerde, önemli derecede azaltmıştır. Ancak bu çalışmalar da görüntüleri eş-düzlemli bir kesit alanını hesaplamak için kullanmışlardır. İz düşümü geometrisine göre bir damara ait kesit alanı tüm görüntülerde aynı düzlem üzerinde tanımlanamayabilir. Bu durum Şekil 12’de gösterilmiştir. Jian Yang ve arkadaşları [4]’deki çalışmalarında bu durumu da göz önüne alarak farklı düzlemlerde yer alan kesit alanı bilgilerini damara ait kesit alanı düzlemiyle kesiştirerek hesaplama yapmışlardır. Ancak, eliptik olarak modelledikleri kesit alanı hesaplamasında elipsleri hesaplarken iki görüntüden elde edilen kenar bilgisine göre oluşturulan dört noktaya elips uydurarak konturları hesaplamışlardır.

Bu tezde üç boyutlu damar yüzeyini oluşturmak için elipsoit modeli kullanılmıştır. Farklı açılardan alınan görüntülerin farklı kesit düzlemleri oluşturması nedeniyle damar yüzeyine ait bir konturu hesaplayabilmek için iki boyutlu bir düzleme iz düşümü yapmak görüntüleme sisteminin geometrisine uymayan bir durum oluşturmaktadır. Bunun yerine farklı düzlemlerin tanımladığı bir elipsoit ile ilgili damar noktasına ait kontur hesaplama yaklaşımı çok daha doğru sonuçlar vermektedir.



Şekil 12. Bilgisayarla oluşturulmuş bir damar modelinin farklı açılardan alınmış izdüşümü gösterimi. Farklı açılar farklı kesit alanı düzlemleri oluşturuyor.

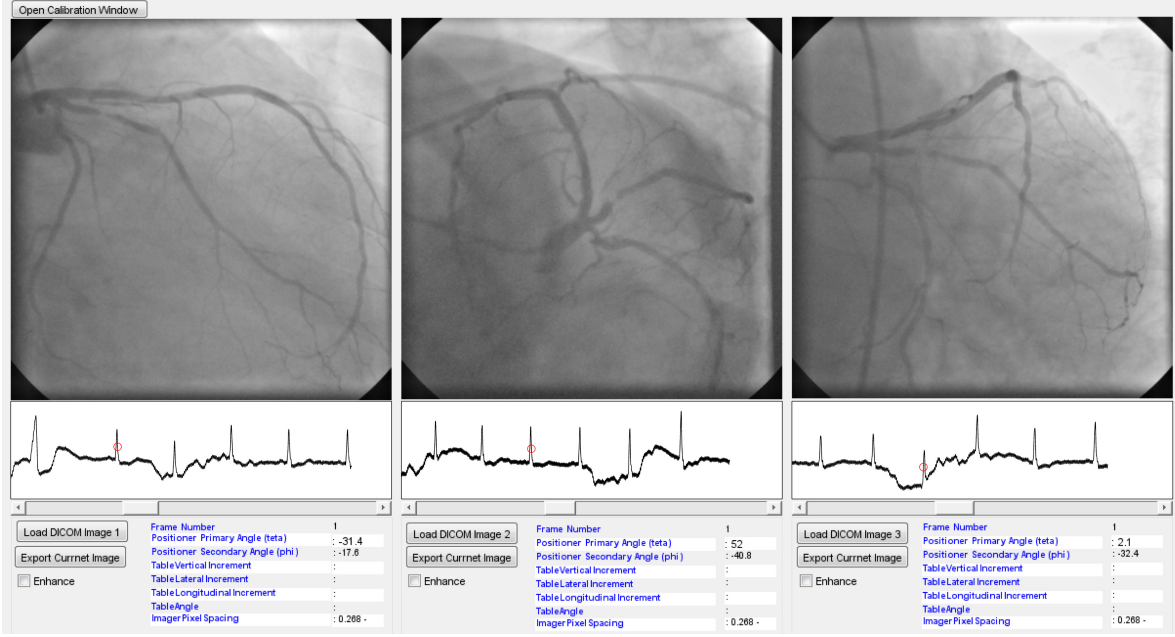
2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

Bu çalışma kapsamında anjiyo görüntülerindeki damarların üç boyutlu yapısını ortaya çıkarabilmek için MATLAB ortamında bir yazılım geliştirilmiştir. Yazılım üç ana kısımdan oluşmaktadır. İlk kısım farklı açılardan alınmış görüntülerin tespiti ve seçimi için kullanılmaktadır. Bu aşamada seçilen görüntü üçlüleri ikinci aşama olan kalibrasyon programına gönderilmektedir. Bu kısımda ise kullanıcı görüntü üzerinden seçeceği bazı karşılıklı gelen noktalar yardımıyla görüntüler arası geometrideki hataları minimize eder. Son aşama ise kalibre edilmiş görüntüler üzerinden ilgili damar parçasının seçimi ve bu alanın üç boyutlu temsilinin oluşturulması aşamasıdır. Bu aşamalara ait detaylar ilerleyen bölümlerde verilecektir.

2.1. Görüntü Üçlülerinin Seçimi

Anjiyo görüntüleri kısa süreli video şeklinde kaydedilir. Video çekimi esnasında çekimi gerçekleştiren operatör lezyon olan bölgeyi tespit edebilmek için görsel olarak görüntüleri inceler. Aynı esnada hastanın yatırılmış olduğu masa da hareket ettirilerek görüntülenmek istenilen bölgenin görüş alanında olması sağlanır. İlk video kaydı esnasında eğer lezyon olan bölge tespit edilebilmişse o bölgeyi daha iyi gösterebilecek bir açıdan ikinci bir video kaydı daha yapılır. Lezyonun tespit edilemediği durumda standart açılardan video alınması ve lezyonun aranması işlemine devam edilir. Lezyon olan bölge tespit edildikten sonra o bölgeyi en iyi gösterebilecek açılar kullanılarak farklı görüntüler alınmaya devam edilir. Bu durum operatör lezyon hakkında yeterli bilgiyi toplayana kadar devam eder. Genellikle bir anjiyo işlemi 15 dk. kadar sürer. Elde edilen video görüntüleri günümüz modern cihazlarında DICOM formatında sayısal olarak kaydedilir ve saklanır.

Bir sahneye ait üç boyutlu yapıyı oluşturabilmek için o sahneye ait farklı açılardan alınmış en az iki görüntü gerekmektedir. Bu görüntülerin çekilen video serisi içerisinde seçimi için bir arayüz oluşturulmuştur. Bu arayüze ait örnek bir görünüm Şekil 13'de gösterilmiştir.

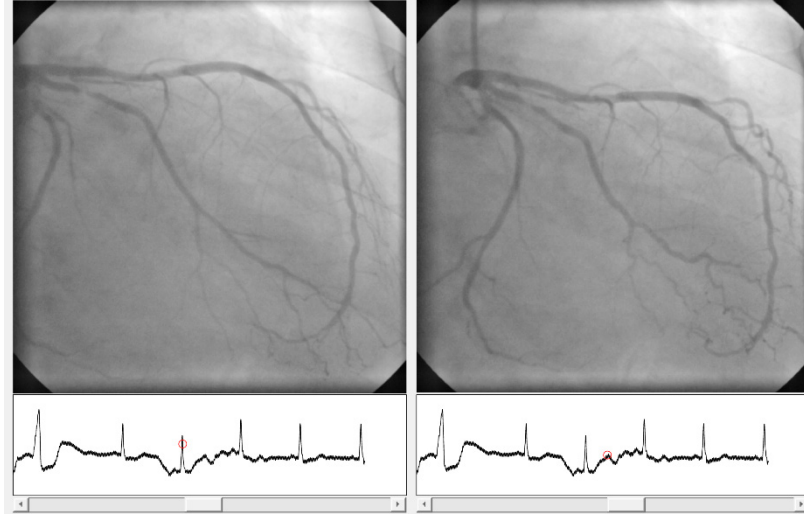


Şekil 13. DICOM video serisi içerisinde uygun görüntü üçlülerini seçmek için kullanılan arayüz.

Arayüz üzerinde en üstteki kısım görüntüleri göstermektedir. Eğer görüntüler video olarak kaydedilmişse görüntü panelinin alt kısmında yer alan kaydırma düğmeleri yardımıyla video içerisinde gezinme yapılabilir. Kullanıcı bu ekranda ilgilendiği damar bölgesini gösteren en iyi görüntü sekanslarını arayacaktır. Burada kullanıcının dikkat etmesi gereken iki önemli nokta mevcuttur. Bunlardan ilki lezyon olan bölgenin en temiz olarak görüldüğü sekansların seçimi işlemidir. İlgilenilen damar parçasının arkaplanı ne kadar temiz olursa oluşturulacak üç boyutlu yapı da o kadar doğru sonuçlar verecektir. Tabii ki bu durumu sağlamak her zaman mümkün olmamaktadır. Ancak üç boyutlu yapı oluşturma adımlarının bundan sonraki kısımları, elde edilecek üç boyutlu yapının doğruluğu bakımından, görüntü seçimi adımı esansına yapılacak seçime oldukça bağlıdır.

İkinci olarak önemli olan nokta ise seçilen görüntülerin kalbin aynı atış fazına denk gelen zaman dilimlerinden seçilmesi gerekliliğidir. Bilindiği gibi üç boyutlu yapısı oluşturulacak sahneden alınan görüntülerin sahne sabit haldeyken alınması gerekir. Aksi takdirde görüntülerin kalibrasyonu yapılamayacağı için doğru bir üç boyutlu yapı elde edilemez. Ancak kalbin anjiyo esnasında durdurulması söz konusu olamaz. Bu nedenle video görüntülerinden kalbin ritmik hareketi esnasında aynı periyotlara denk gelen görüntülerin seçilmesi gerekir. Bu seçimi yapmaya yardımcı olabilmek adına anjiyo çekimi esnasında kalbin EKG işaretleri de kayıt edilebilmektedir. Kayıt edilen bu işaretler yine DICOM

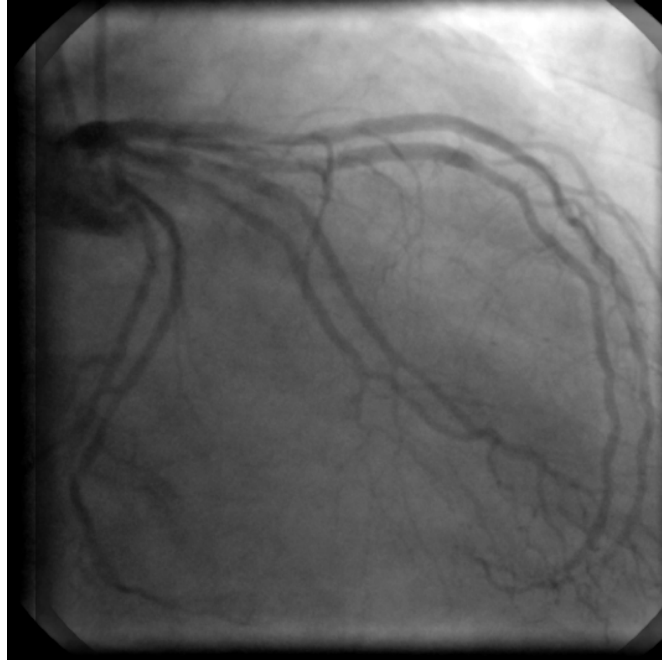
formatı içerisinde görüntü ile birlikte saklanabilmektedir. Program içerisinde eğer video verisi ile birlikte EKG işaretleri de mevcutsa bu işaretler ilgili görüntünün hemen alt kısmında çizilmektedir. Video verisi içerisinde görüntüler arasında geçiş yapıldığında dairesel bir imleç de aynı anda ilgili EKG verisi üzerinde ilgili zaman dilimindeki konuma gelir. Böylece kullanıcı kalbin hangi anında olduğunu EKG işareti üzerinden takip edebilir. Bu işaretler yardımıyla üç görüntü arasında aynı faza denk gelebilecek görüntüleri yakalamak görece daha kolay olmaktadır. Ancak EKG işaretlerini anjiyo esnasında kaydedip görüntülerle birlikte DICOM dosyası içerisine kaydeden sistemler anjiyo cihazları ile gelen standart sistemler değildir. Ekstra bir maliyetle eklenebilen bu özellik her C-kolunda bulunmamaktadır. EKG verisi bulunmayan video görüntüleri için ise aynı faza denk gelen görüntülerin yakalanması kullanıcı tarafından görsel olarak yapılmalıdır. Her iki durumda da genellikle kalbin *son diyastol* olarak adlandırılan gevşeme zamanına ait görüntüler kullanılır. Çünkü bu anda kalp damarları en düzgün ve en uzamış duruma gelmiş olurlar. Şekil 14 kalbin en gevşek ve en daralmış olduğu anlara ait iki görüntüyü göstermektedir. Bu görüntülerden de anlaşıldığı üzere damar yapısı en iyi *son diyastol* fazında görüntülenmektedir.



Şekil 14. Kalbin son diyastol (sağda) ve son sistol (solda) durumuna denk gelen görüntüleri.

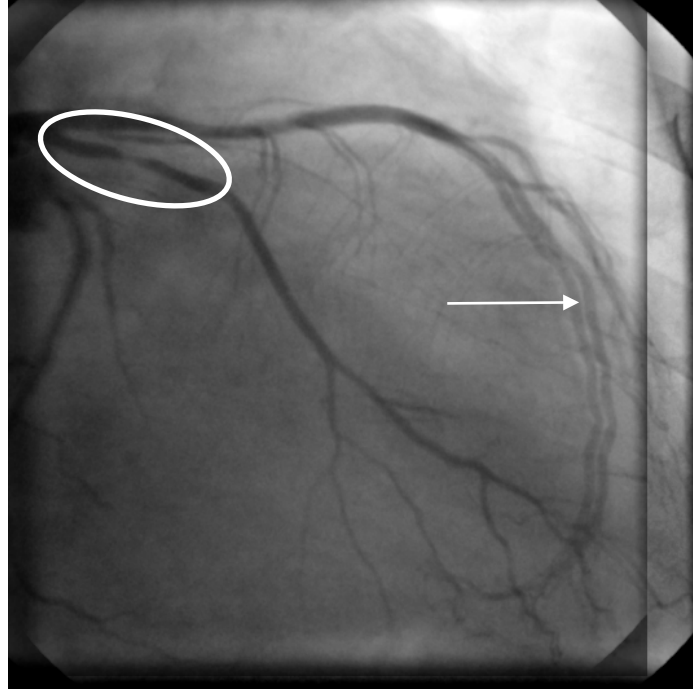
Eş fazda görüntü seçiminin kalibrasyon ve üç boyutlu yapı oluşturma aşaması için önemli bir aşama olduğu daha önce belirtilmişti. Her ne kadar EKG işaretleri ile de desteklenerek aynı zaman dilimine denk gelen görüntülerin seçimi gerçekleştirilebilse de çekilen video görüntülerinin zamansal çözünürlüğü yeterli hassasiyeti her zaman

sağlayamamaktadır. Saniyede 15 fps ile çekilen video görüntüleri üzerinde artarda gelen iki görüntü incelendiğinde tipik bir anjiyo görüntüsü için yaklaşık olarak 20 piksele kadar ulaşabilen bir yer değiştirme söz konusu olmaktadır. Şekil 15 böyle bir karşılaştırma için verilmiştir. Bu şekilde örnek bir anjiyo video verisi içerisinde ardışık olarak gelen iki görüntünün üst üste bindirilmiş hali gösterilmiştir. Şekilden de görüldüğü üzere, $1/15 \approx 67\text{ms}$ içerisinde gerçekleşen 20 piksellik yer değiştirme, kalp damarlarının şekilsel olarak değişim hızının oldukça fazla olduğunu göstermektedir.



Şekil 15. Örnek bir video verisi içerisinde artarda gelen iki görüntünün karşılaştırılması.

Saniyede 15 görüntü alma hızının yetersiz olduğunu göstermesi bakımından verilebilecek diğer bir örnek de aynı fazda olduğu tahmin edilen iki görüntünün kıyaslanmasıdır. Şekil 16 bu amaçla oluşturulmuş bir görüntüdür. Bu görüntüde EKG verisi üzerinden *son diyastol* anına gelen bölgeden seçilmiş iki görüntünün birbiri üzerine bindirilmiş hali görülmektedir. Damar tıkanıklığı (lezyon) olan bölgenin (eliptik alan içerisinde kalan kısım) uyumuna göre ayarlanan bu görüntüde diğer damar bölgelerinin örtüşmediği açıkça görülmektedir (ok işareti). Aslında lezyon olan bölge de yine tam örtüşüm içinde değildir. Guy ve arkadaşları [48] yaptıkları çalışmada kalbin hareketinden kaynaklanan bu hataların giderilebilmesi için görüntüleri düzenleyen bir yöntem sunmuşlardır.



Şekil 16. Aynı fazda çekilen iki görüntünün karşılaştırılması.

Görüntü seçiminde, kalibrasyon adımını etkilemese de, üç boyutlu yapının oluşturulmasında en doğru değerleri verebilmesi adına görüntü alınan açılar da oldukça önem taşımaktadır. Özellikle damar yüzeyinin oluşturulabilmesi için kullanılan yöntemlerde, dairesel kesit kullanılanlar haricindeki yöntemler, görüntü alınan açıya oldukça bağımlı olmaktadır. Movassaghi ve arkadaşları [47]'de sundukları çalışmada iki veya daha fazla açıdan alınmış görüntüler ile oluşturulan üç boyutlu yapıların doğruluğu ile görüntülerin alındığı açılar arasındaki ilişkiyi belirlemeye çalışmışlardır. Bu çalışmanın sonucunda göre iki görüntü vektörü arasında en az 35 derece ile en fazla 145 derecelik bir farkın olması gerekmektedir. Bu nedenle kullanıcı görüntüleri seçerken bu açıların uygun olup olmadığını da kontrol etmek zorundadır. Bu bilgiler de DICOM içerisinde saklandığından görüntü üçlülerinin seçiminin yapıldığı arayüzde c-kolunun hareketine dair bilgilere de yer verilmiştir. Bu bilgiler c-kolunun yapmış olduğu anatomik açılara dair bilgilerin yanı sıra hastanın yatmış olduğu masanın hareketine dair bilgileri de içermektedir. Masanın hareketinin önemine daha sonra kalibrasyon kısmında değinilecektir.

Görüntülerin seçimi yapıldıktan sonra Şekil 13'de de görüldüğü gibi kalibrasyon aşamasına geçebilmek için bir buton kullanılmaktadır. Arayüzün sol üst kısmında yer alan butona tıklandığında seçilen görüntüler tüm bilgileriyle birlikte kalibrasyon arayüzüne aktarılır.

2.2. Kalibrasyon

Kalibrasyon işleminin amacı bir sahneden alınmış birden fazla görüntü arasında karşılıklı gelen noktaları en doğru biçimde verebilecek izdüşümü matrislerini elde etmektir. Zira üç boyutlu yapı oluşturma işlemlerinde karşılıklı gelen noktaların izdüşümü matrisleriyle elde edilebilmesi gerekmektedir. Bu nedenle kalibrasyon aşaması üç boyutlu yapı oluşturma yöntemlerinin vazgeçilmezidir. Doğru bir üç boyutlu yapı ancak kalibre edilmiş görüntülerle elde edilebilir. Tezin giriş kısmında kalibrasyon için daha önce yapılmış çalışmaların *on-line* ve *modelleme* tabanlı olmak üzere iki kategoriye ayrılabilceğinden bahsedilmişti. Bu çalışmada modelleme tabanlı bir yöntem olan manuel nokta eşleme yöntemi kullanılmıştır.

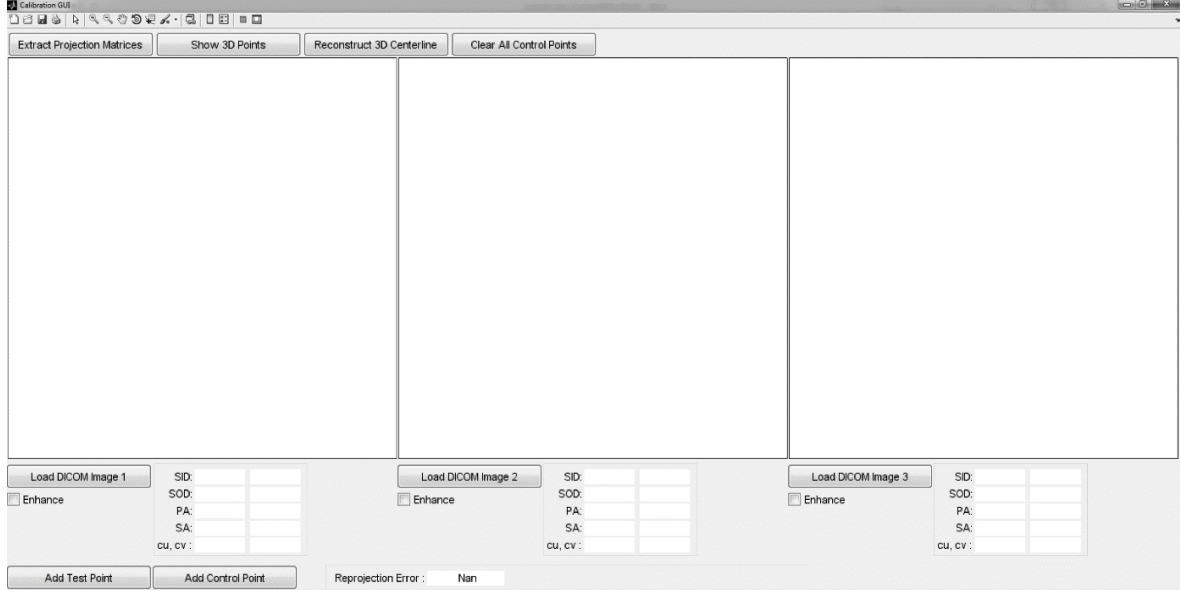
Kalibrasyon aşamasında karşılaşılan problemlerin kaynağını daha iyi anlatabilmek ve gerçek anjiyo görüntüleri üzerinde yapılan kalibrasyonu en çok etkileyen faktörleri gösterebilmek için öncelikle yapay nesnelerin anjiyo görüntüleri üzerinde yapılan kalibrasyon çalışmaları ve sonuçları anlatılmıştır.

2.2.1. Kalibrasyon Arayüzü

Eşmerkez bozulmasını giderebilmek amacıyla seçilen üç görüntüyü de ekranda gösteren bir arayüz tasarlanmıştır. Bu arayüzün görünümüne bir örnek Şekil 17’de gösterilmiştir. Programın işleyiş mantığı şu şekildedir: Öncelikle kalibre edilecek görüntüler programa yüklenir. Bu yükleme işlemi daha önce de bahsedilen görüntü seçimi arayüzünden gönderme şeklinde yapılabileceği gibi ayrıca DICOM görüntüsü yükleme şeklinde de yapılabilir. Eğer daha önce seçilmiş ve ayrı bir dosya olarak kaydedilmiş görüntüler mevcutsa bu görüntüleri yüklemek için “Load DICOM Image” butonu kullanılır. Her görüntü panelinin altında birer tane resim yükleme butonu mevcuttur.

Şekil 17 kalibrasyon aşaması için tasarlanan arayüzü göstermektedir. Daha önce görüntü seçimi için kullanılan arayüzden seçilen görüntüler bu programa doğrudan aktarılabilir. Görüntüler ilk aktarıldıklarında DICOM bilgilerinden elde edilen veriler kullanılarak denklem 6’ya göre ilk izdüşümü matrisleri oluşturulur. Bu matrislerin doğruluğunu test etmek amacıyla soldaki görüntü üzerine bir test noktası eklenir. Tezin bundan sonraki kısımlarında en soldaki görüntü 1. görüntü, ortadaki görüntü 2. görüntü ve en sağda yer alan görüntü ise 3. görüntü olarak adlandırılacaktır. Test noktasını eklemek için

“Add Test Point“ butonu kullanılır. Bu test noktasının 2. ve 3. görüntüler üzerindeki *epipolar* hatları denklem 11 yardımıyla hesaplanıp ilgili görüntüler üzerinde gösterilmektedir. Test noktası diğer görüntülerle olan eşleşmeyi test etmek amacıyla kullanılmaktadır. *Epipolar* hatlar yardımıyla eşleşmenin ne ölçüde sağlandığı kontrol edilebilmektedir.



Şekil 17. Kalibrasyon arayüzünün görünümü.

Bu çalışmada manuel nokta eşleştirme ile birlikte yeniden izdüşümü hatasının minimizasyonu yoluyla kalibrasyon yöntemi kullanılmıştır. Eşmerkezin yeniden sağlanabilmesi kalibrasyonun en önemli adımıdır. Bu adımı gerçeklemek için denklem 5 ile verilen ve kamera merkezinin bilgisini tutan t matrisinin optimize edilmesi ilk yapılması gereken işlemdir. Optimizasyonda kullanılan amaç fonksiyonu yeniden izdüşümü hatasıdır. Bu amaçla kullanıcı görüntüler üzerinden kontrol noktaları seçer. “Add Control Point” isimli butona tıklanmasıyla birinci görüntü üzerinde fare imleci ile seçilen bir yere kontrol noktası eklenir. İlk görüntüdeki noktanın yerleştirilmesi ile birlikte 2. ve 3. görüntü üzerindeki aynı koordinatlara da birer tane kontrol noktası eklenir. Eklenen tüm bu noktalar, test noktası da dahil olmak üzere, fare yardımıyla hareket ettirilebilme özelliğine sahiptir. Ayrıca test noktası ile kontrol noktalarının karıştırılmaması için farklı renkler tercih edilmiştir. Test noktasından bir adet eklenmesi yeterlidir. Çünkü test noktası fare ile görüntü üzerinde farklı noktalara taşınabilmekte ve bu sayede görüntünün tüm noktaları test edilebilmektedir. Ancak kontrol noktalarını kullanıcı istediği kadar ekleyebilir.

Kontrol noktası eklendikten sonra bu noktalara ait görüntü koordinatları gerçek zamanlı veri olarak işlenmektedir. Yani kullanıcı noktaları hareket ettirirken aynı zamanda aşağıdaki denkleme göre bir optimizasyon işlemi yapılır.

$$\min_{t_o^i} \sum_{ij} d(P^i X_j, x_j^i)^2 \quad (13)$$

Denklem 13 içerisinde yer alan t_o^i ifadesi i . kameraya ait geliştirilmiş yer değiştirme vektörünü temsil etmektedir. Optimizasyon işleminde t vektörü denklem 5 ile tanımlandığı şekliyle kullanılmamıştır. Çünkü denklem 5 kamera merkezinin kamera koordinat sistemindeki tanımını vermektedir. Ancak optimizasyon işleminde kamera konumunun değişeceği yön sadece o kameranın bulunduğu koordinat sisteminin z eksenine doğrultusu olmayacaktır. Aksine her üç eksen boyunca da hareketi söz konusudur. Bunu sağlayabilmek için t vektörü aşağıdaki gibi geliştirilmiştir.

$$t_o = [t_x \ t_y \ t_z]^T \quad (14)$$

Burada t_x , t_y ve t_z için başlangıç değeri olarak sırasıyla 0, 0 ve SOD seçilir ve optimizasyona başlanır. Denklem 13'ün anlamı şudur: Görüntüler üzerinde yer alan tüm kontrol noktalarının geri-çatılması ile elde edilen üç boyutlu noktaların yeniden izdüşümü hatalarını minimize etmek için her bir kameraya ait yer değiştirme vektörleri optimize edilir. Ancak burada ilk kameranın yer değiştirme vektörü t^l yani 1. kamera merkez koordinatı referans kabul edilir ve optimizasyona dahil edilmez. Böylece diğer kameraların ilk kameraya göre yeniden konumlandırılması için denklem 13 minimize edilir.

Kontrol noktalarının hareket ettirilmesiyle birlikte optimize edilen izdüşümü matrislerinden elde edilen *epipolar* hatlar da sürekli güncellenerek hareket ettirilir. Kontrol noktalarının yeniden izdüşümü hatası da ayrıca arayüzün alt kısmında yer alan "Reprojection Error" kısmında gösterilmektedir. Kontrol noktaları sayısı 5 veya daha fazla olduğunda optimizasyon işlemine izdüşümü matrisinin diğer parametreleri de dahil edilir. Aşağıda yapılan testlerde de bahsedileceği gibi genellikle 2 veya 3 adet kontrol noktası t_o vektörünün optimize edilmesi için yeterli olmaktadır. Eğer bu işlem yeterli doğruluğu sağlayamazsa kullanıcı bu sefer daha fazla nokta seçimi yapar ve kontrol noktaları sayısı 5 veya daha fazla olursa BA yöntemi ile izdüşümü matrislerini oluşturan diğer parametreler de optimizasyon

işlemine dahil edilir. BA yöntemi 13. denklemin aksine üç boyutlu noktaları da optimize ettiği için üç boyutlu noktaların ilk değerlerinin iyi bir yaklaşımla hesaplanması gerekmektedir. Ancak eşleşme hatasının büyük kısmı t_o vektörlerinden kaynaklandığı için ve bu vektörlerin de denklem 13'te optimize edilmesinden dolayı üç boyutlu noktaların ilk değerlerinin hesaplanmasındaki yaklaşım yeterli olmaktadır.

Arayüzde her bir resme ait SID , SOD , PA , SA , c_U ve c_V gibi bilgilere de yer verilmiştir. İzdüşümü matrislerinin oluşturulmasında kullanılan bu parametrelerin orijinal değerleri ile birlikte kalibrasyon sonrası değerleri de yan yana, yapılan kalibrasyon işlemi hakkında bilgi vermesi bakımından, gösterilmektedir.

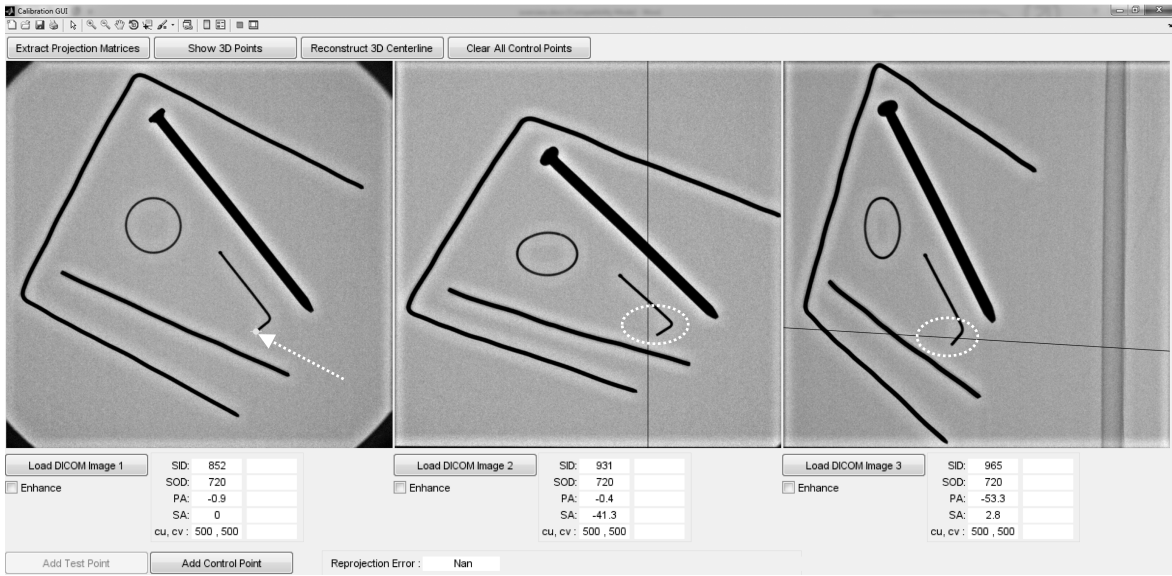
2.3. Yapay Nesnelere Üzerinde Yapılan Kalibrasyon Çalışmaları

Literatürde önerilen modelleme tabanlı kalibrasyon yöntemlerinin uygulanması amacıyla öncelikle uzunluğu ve kalınlığı bilinen bazı nesnelere anjiyo filmleri çekilmiştir. İki farklı anjiyo cihazından iki farklı zamanda çekilen bu görüntülerin ilk seti tel benzeri ince uzun cisimleri içermektedir. İkinci sette ise bir araba anahtarlığı kullanılmıştır.

Yapay cisimlerin anjiyo çekimlerinde standart çekim prosedürü izlenmiş ve farklı açılardan görüntüler alınmıştır. Ancak insan kalbinin aksine nesnelere sabit oldukları için video çekimi yerine tek bir görüntü alınması yeterli olmuştur. Bu nedenle görüntülerin alınması esnasında masa sabit pozisyonda kalmıştır. Bunun yanı sıra c-kolunun dönme hareketinden kaynaklanan eş merkez bozulmaları görüntülerde kendini göstermektedir. Masa hareketinin eşmerkez bozulmasındaki etkisine ayrıca gerçek anjiyo çekimleri üzerinde yapılan çalışmalarda değinilecektir.

Eşmerkezli (*isocentric*) c-kolu hareket modellemesine göre x-ışını kaynağı yani kamera merkezinden çıkan ve kamera koordinat sistemine göre z eksenine paralel olan ışın tüm hareket açıları eşmerkezde kesişmektedir. Ancak bu durum c-kolunun yerçekimi etkisine maruz kalması dolayısıyla oluşan sarkmalardan etkilenmektedir. Bu nedenle farklı açılardan alınan görüntüler arasında eşmerkez uyumsuzluğu oluşmaktadır. Şekil 18'de tel benzeri yapay cisimlere ait üç farklı açıdan alınmış anjiyo görüntüleri gösterilmiştir. 1. görüntü üzerine eklenen test noktasına (noktalı ok ile işaret edilen) ait *epipolar* çizgiler incelendiğinde 1. görüntüdeki noktanın bulunduğu konuma karşılık 2. ve 3. görüntüde eşleşmenin sağlanamadığı görülmektedir (noktalı elipsler ile işaret edilen bölgeler). Masa hareketi olmamasına rağmen açısal sarkmaya bağlı olarak oluşan bu eşmerkez bozulmasını

gidermek için kontrol noktaları ekleme aşamasına geçilir. Kontrol noktası eklenirken her üç görüntüde de görünen bir noktanın seçilmesi gereklidir. Bunun yanında karşılıklı olan noktaların tespit edilebilmesi işi kullanıcının deneyimine bağlıdır. Yapay nesnelere için oldukça kolay olan bu işlem gerçek damar anjiyo görüntülerinde çok karmaşık olabilmektedir. Bu nedenle otomatik nokta eşleme algoritmaları yeterince güvenilir sonuçlar verememektedir. Bu çalışmada kalibrasyon aşaması için gerekli olan karşılıklı nokta tespiti

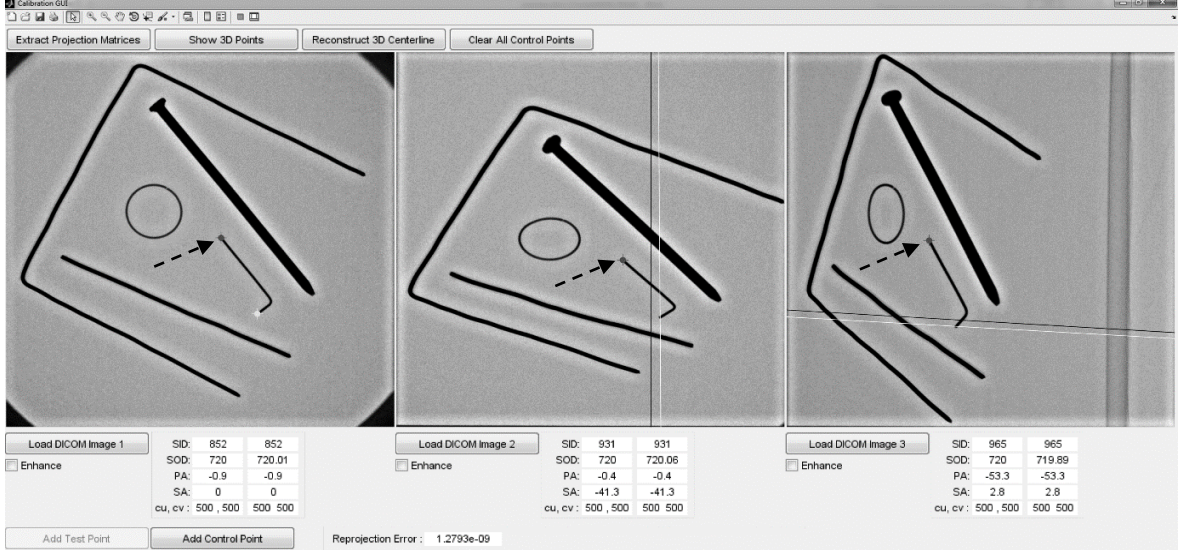


Şekil 18. Üç farklı açıdan alınmış yapay nesnelere ait anjiyo görüntüleri.

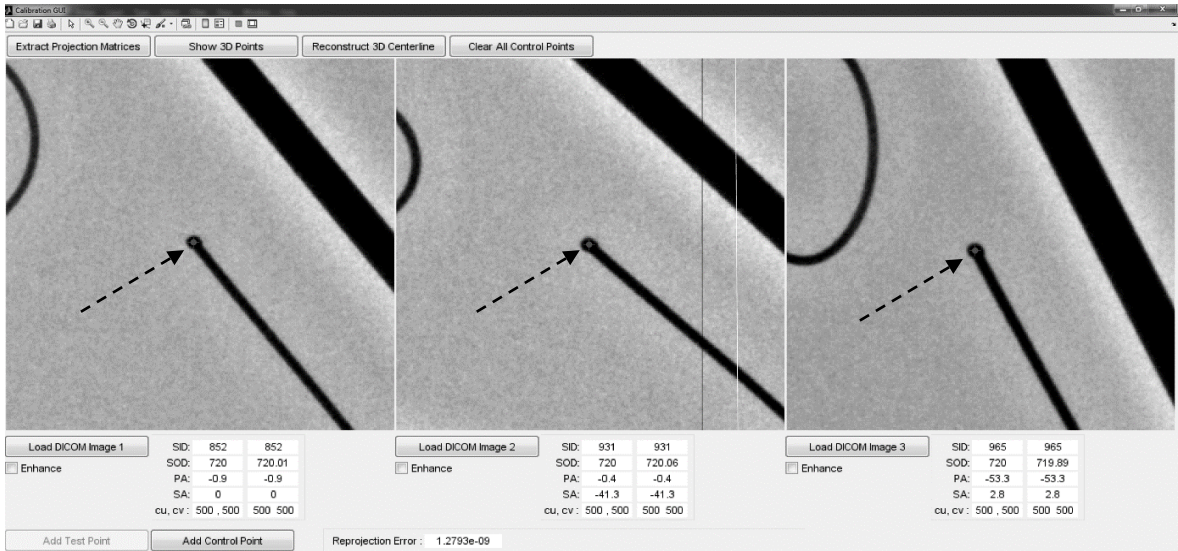
işlemi, otomatik yöntemlerin başarımının düşük olmasından dolayı, kullanıcı tarafından gerçekleştirilmektedir.

Yukarıda bahsedilen kriterlere göre kontrol noktası görüntüler üzerine eklenip fare yardımıyla gerekli düzenlemeler yapılırken aynı esnada hem kalibre edilmemiş izdüşümü matrislerine göre hesaplanan *epipolar* çizgiler hem de kalibre edilmekte olan izdüşümü matrislerine göre hesaplanan *epipolar* çizgiler 2. ve 3. görüntüler üzerinde gösterilmektedir. Bu şekilde kullanıcı kalibrasyon işlemini gerçek zamanlı olarak takip edebilmektedir. Şekil 19'da birer adet kontrol noktası eklenmiş görüntüler gösterilmiştir. Kesikli oklarla işaretlenen kontrol noktaları uygun pozisyonlarına fare yardımıyla taşınmıştır. Eğer kullanıcı daha hassas bir pozisyonlama yapmak isterse arayüz üzerinde yer alan büyüteç yardımıyla görüntünün ilgili alanına yakınlaşarak kontrol noktalarını hareket ettirebilir. Şekil 20'de eklenen kontrol noktalarının bulunduğu bölgenin 3 kez büyütülmüş görüntüleri gösterilmiştir. Şekil 21 ise bu işlemlerin ardından *epipolar* çizgilerin durumunu

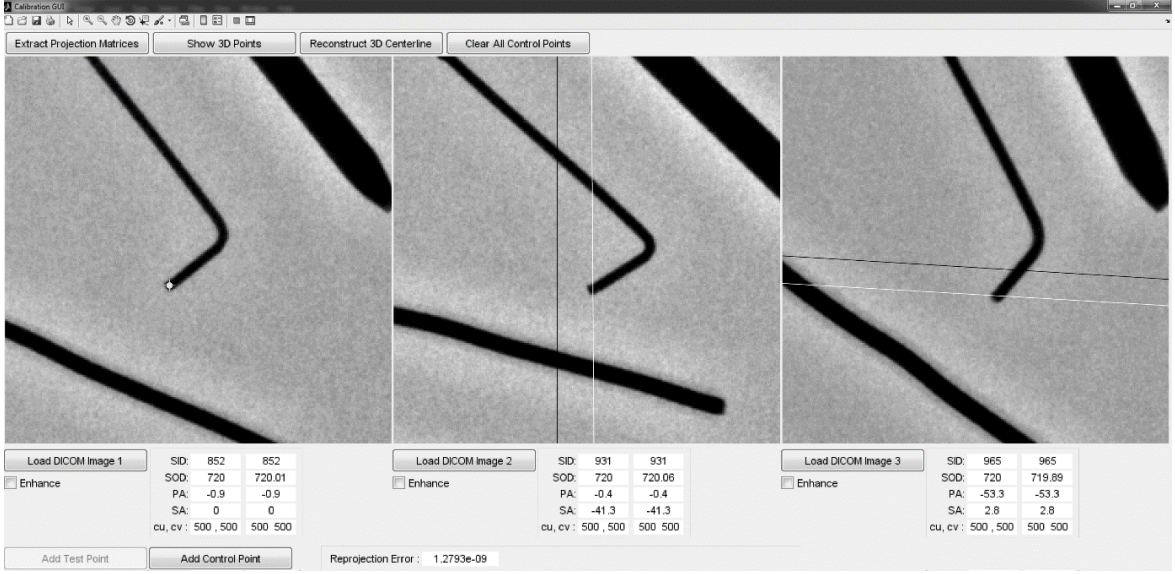
göstermektedir. Optimizasyon işleminin sonucunu daha iyi gösterebilmek için bu görüntüler de büyütülerek gösterilmiştir. Şekilden de görüldüğü üzere kalibre edilmiş izdüşümü matrislerine göre hesaplanan *epipolar* çizgiler birinci görüntüdeki test noktasının bulunduğu yerin diğer görüntülerdeki karşılığı olan noktadan geçecek şekilde konumlanmışlardır.



Şekil 19. Kontrol noktası eklenmiş görüntüler.

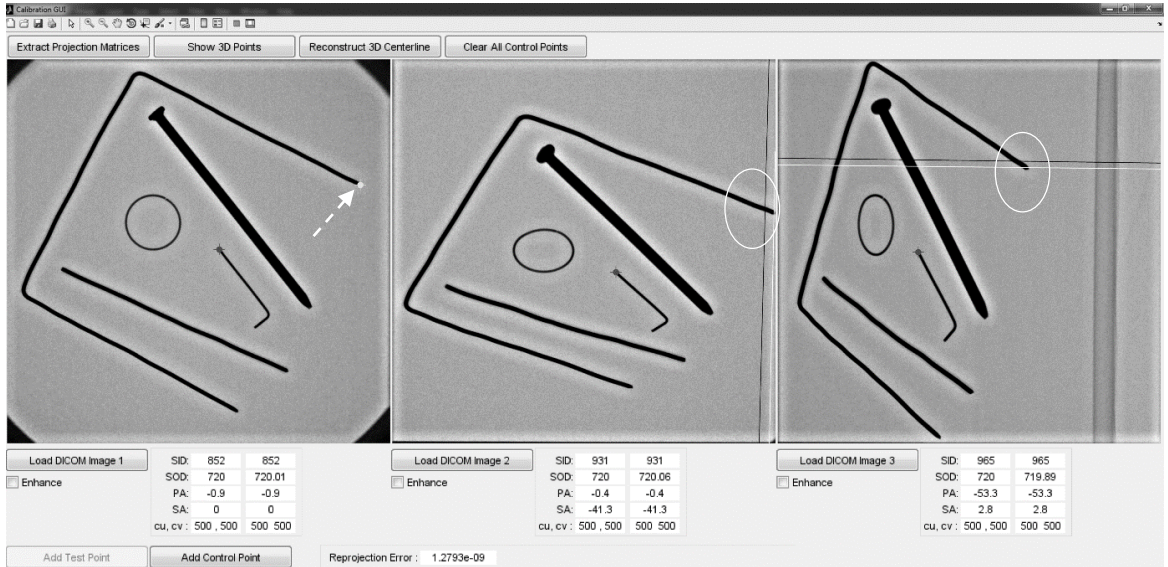


Şekil 20. Kontrol noktaları eklenmiş bölgelerin büyütülmüş görüntüleri.



Şekil 21. Kontrol noktası ekleme işleminden sonra *epipolar* çizgilerin geçtiği bölgelerin büyütülmüş görüntüleri.

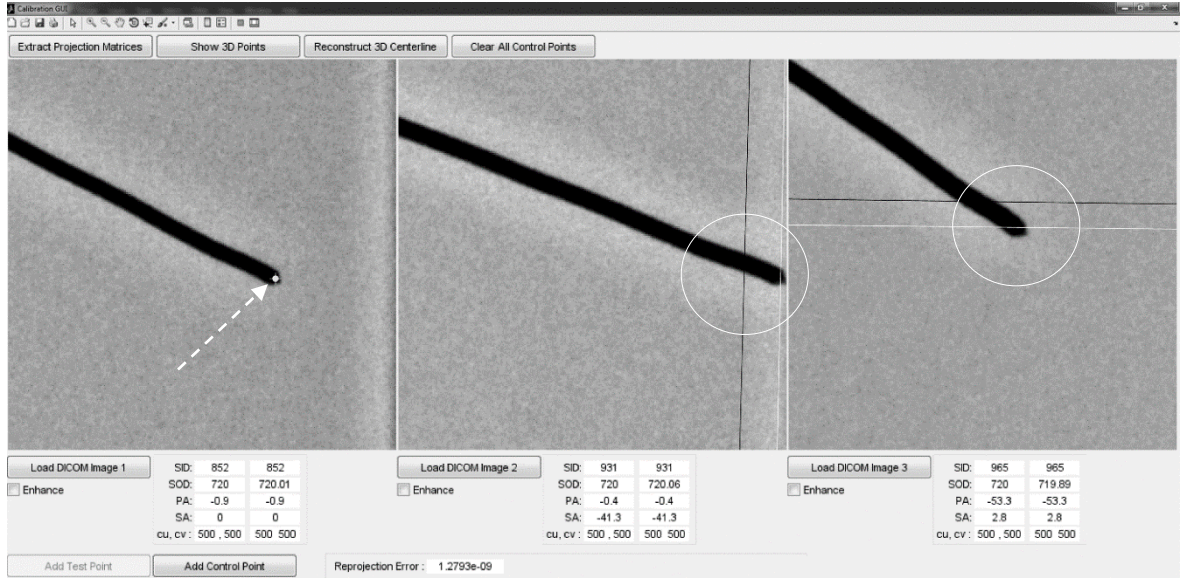
Şekil 21'deki sonuç her ne kadar oldukça yakın bir geçiş gösterse de test noktasıyla görüntüde yer alan cisimlerin diğer noktalarının da test edilmesi kalibrasyonu tamamlamadan önce yapılması gerekmektedir. Çünkü tek kontrol noktasıyla yapılan bir kalibrasyon her zaman doğru sonuçları vermeyebilir.



Şekil 22. Kontrol noktası ekleme işleminden sonra yapılan test işlemi.

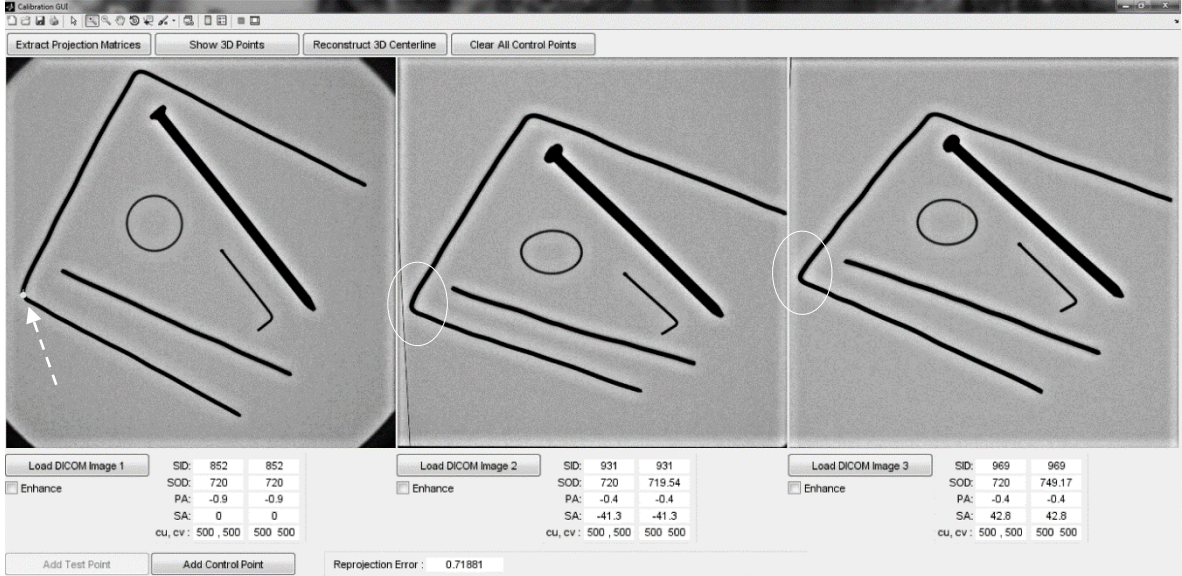
Yapılan kalibrasyonun genel-geçerliliğini anlayabilmek için test noktasının yerinin değiştirilmesi, özellikle de kontrol noktasının bulunduğu yerden uzakta olan bölgelerde test

işleminin yapılması daha fazla bilgilendirici sonuçlar verecektir. Şekil 22 ve Şekil 23'te bu şekilde yapılan bir testin sonuçları gösterilmiştir. Sonuçlar yakından incelendiğinde, ve diğer bölgeler üzerinde de benzer test işlemlerinin yapılmasından sonra, tek nokta ile yapılan bu kalibrasyon işleminin oldukça iyi ve yeterli hassasiyeti sağlayacak düzeyde olduğu anlaşılabilir.



Şekil 23. Yapılan test işleminin büyütülmüş şekli.

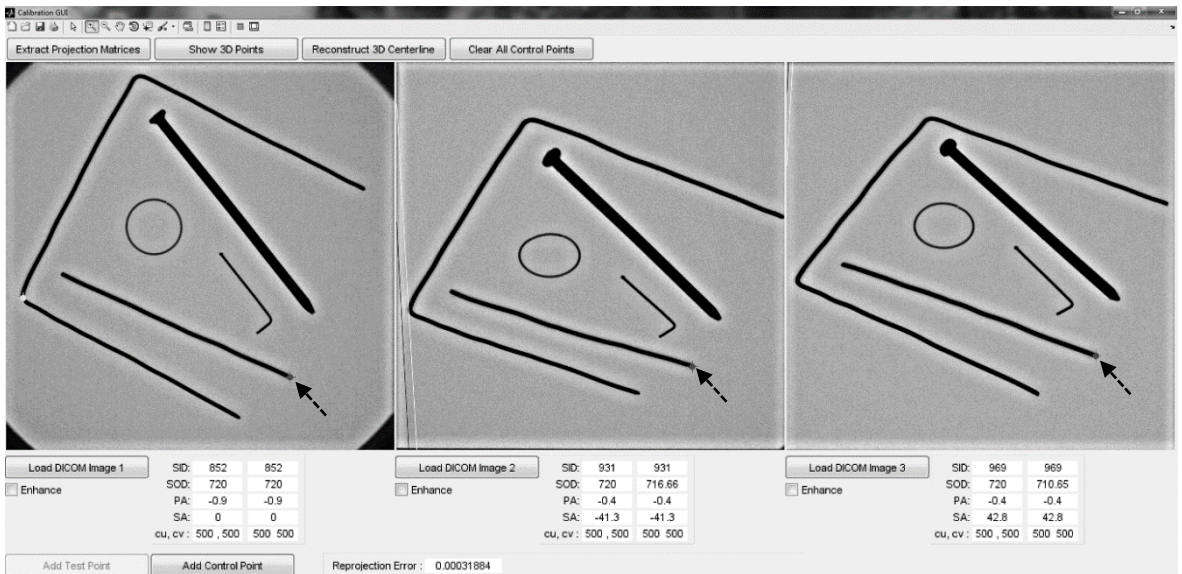
Aynı test setinden 3. görüntü yerine farklı bir açıdan alınmış görüntü eklenmesiyle tek kontrol noktasının yeterli olmadığı bir durum elde edilmiştir. Bu kez test noktası görüntünün farklı bir noktasında konumlandırılmıştır. Şekil 24'te gösterilen görüntüde 1. görüntünün kenar bölgesinde konumlandırılan test noktasının bu şekilde konumlandırılmasının nedeni test noktasından uzak bölgelerde yapılan kontrol noktası seçiminin kalibrasyonu nasıl etkilediğini gösterebilmektir. Eşmerkez kaymasının sonuçları şekilden rahatça görülebilmektedir. 3. görüntü üzerindeki *epipolar* çizgi kaymadan dolayı resmin görünür alanının dışında kalmış ve bu nedenle gösterilememiştir. İkinci set için yapılan kalibrasyon işleminin 1, 2 ve 3 adet kontrol noktası için sonuçları sırasıyla Şekil 25, Şekil 26 ve Şekil 27'de gösterilmiştir. Kontrol noktaları beyaz oklarla işaretlenmiştir. Resimlerden de görüldüğü üzere bir adet kontrol noktası yeterli olmamaktadır. İkinci bir kontrol noktası eklendiğinde ise *epipolar* çizgilerin konumu olması gereken yere oldukça yaklaşmıştır. Üçüncü bir noktanın eklenmesi ise görsel olarak doğruluğu daha da artırmıştır.



Şekil 24. Farklı bir görüntü üçlüsü ile yapılan kalibrasyon çalışması. Bir önceki setteki 3. görüntü değiştirilmiştir.

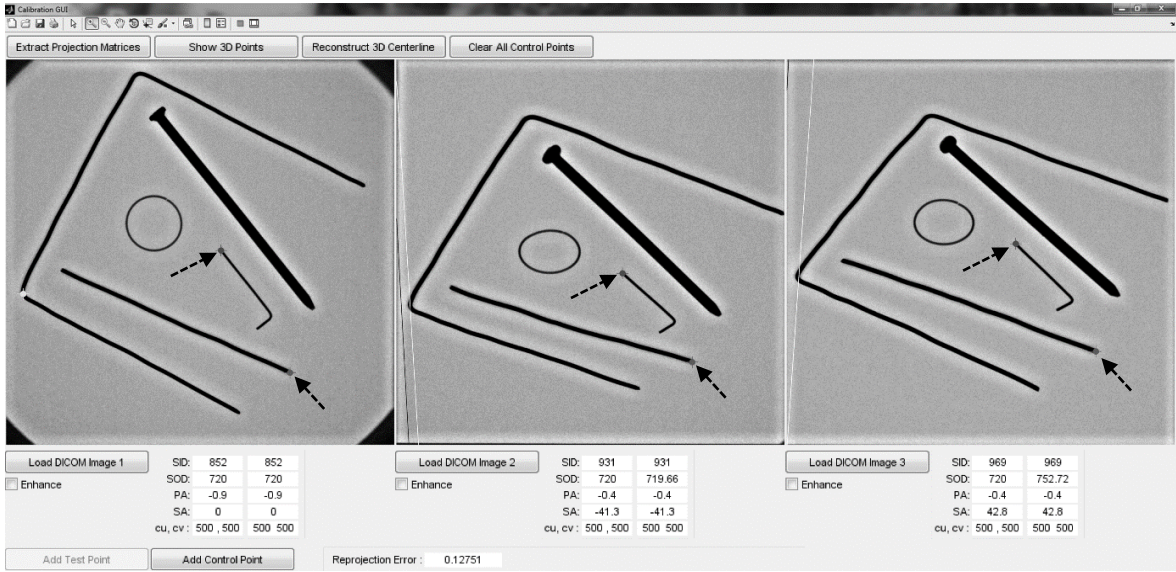
Şekil 28, görüntüler üzerindeki eşleştirmeye uygun olan tüm noktaların kullanılması sonucu elde edilen durumu göstermektedir. Bu görüntüdeki *epipolar* çizgiler Şekil 27 ile kıyaslandığında eşleşme bakımından çok büyük farklar göstermemektedir.

Şekil 29 tek kontrol noktası ile yine aynı set üzerinde yapılan bir kalibrasyon işleminin sonucunu göstermektedir. Bu kez kontrol noktası test noktasına yakın bir bölgeden seçilmiştir.

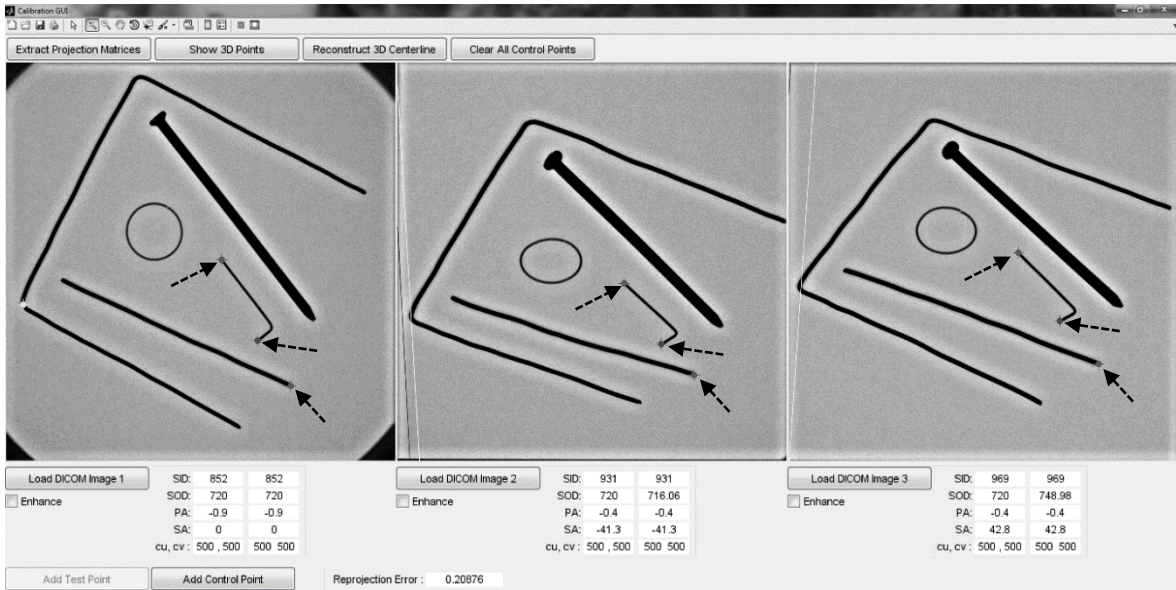


Şekil 25. Bir adet kontrol noktası ile elde edilen kalibrasyon işlemi sonucu.

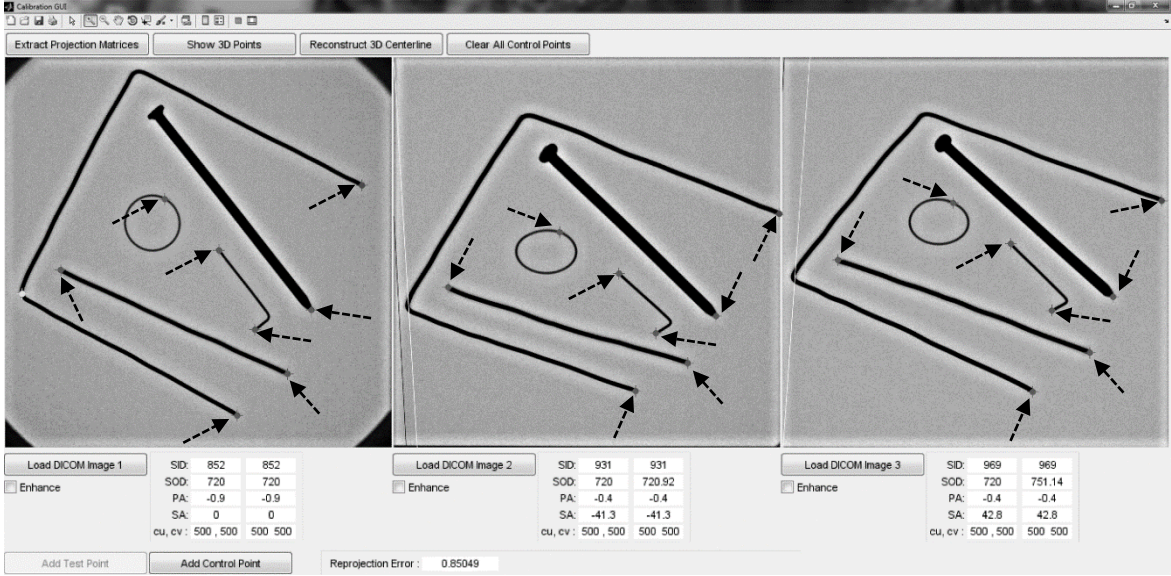
Bu set üzerinde tek kontrol noktası ile yapılmış bir önceki çalışmanın sonuçları ile kıyaslandığında (Şekil 25) şimdiki sonuç çok daha iyi bir kalibrasyon yapıldığını göstermektedir. Ancak bu kalibrasyon işleminin genel-geçerlilik testini yaptığımızda diğer bölgelerde eşleşmenin sağlanamadığı görülür. Bu durum tek nokta ile yapılacak kalibrasyon çalışmalarının kontrol noktalarının seçildiği bölgelere göre yanlış sonuçlar verebileceğini göstermektedir.



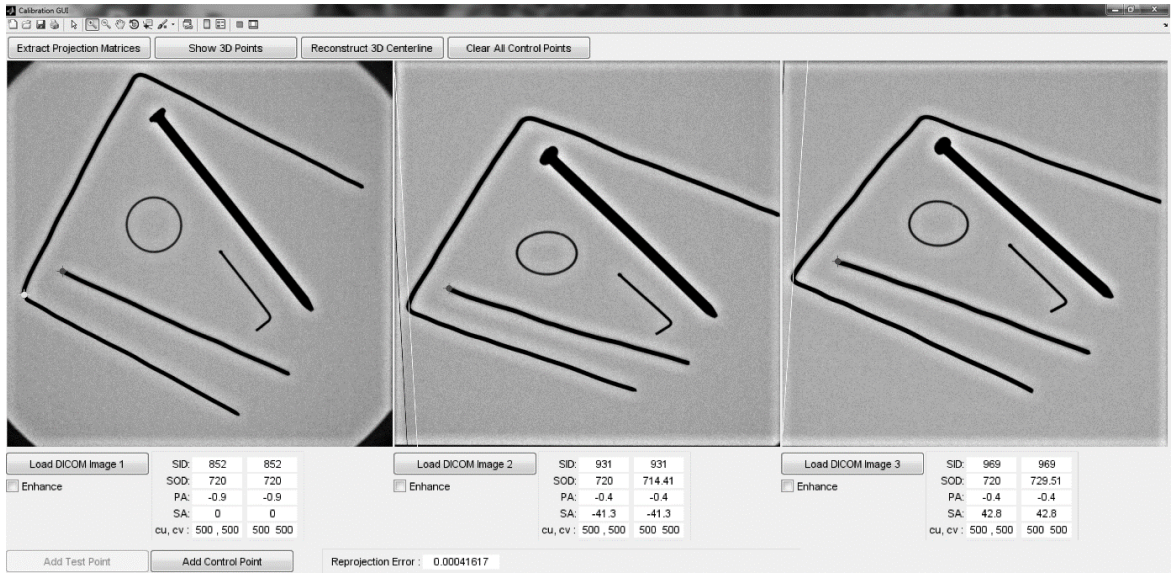
Şekil 26. İki adet kontrol noktası ile elde edilen kalibrasyon işlemi sonucu.



Şekil 27. Üç adet kontrol noktası ile elde edilen kalibrasyon işlemi sonucu.

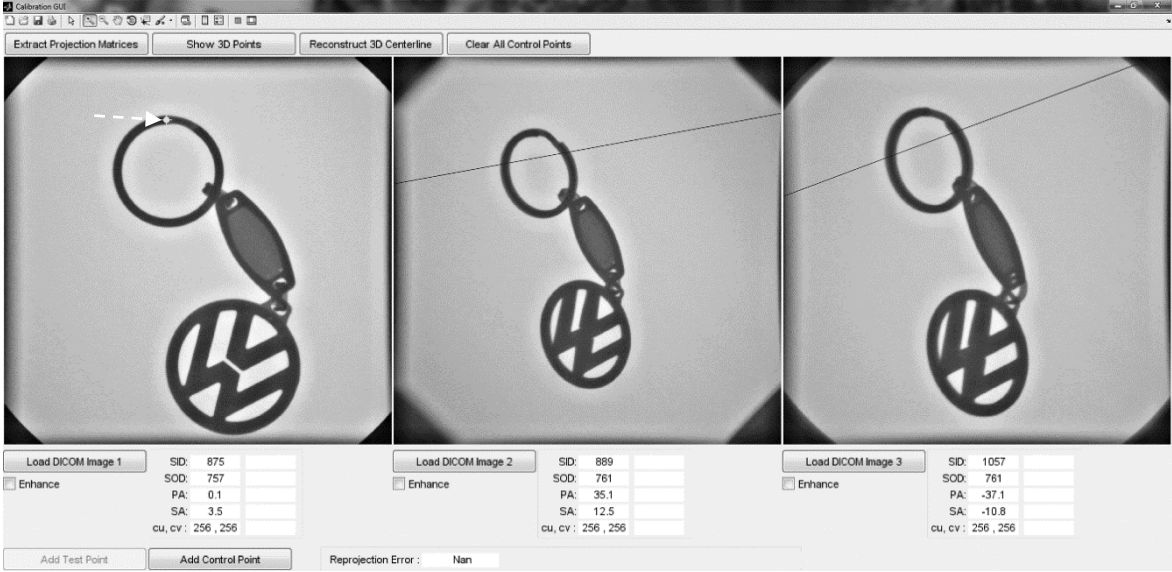


Şekil 28. Sekiz adet kontrol noktası eklenmesi ile elde edilen kalibrasyon sonucu. Görüntü üzerindeki eşleştirme için uygun olan tüm noktalar kullanılmıştır.



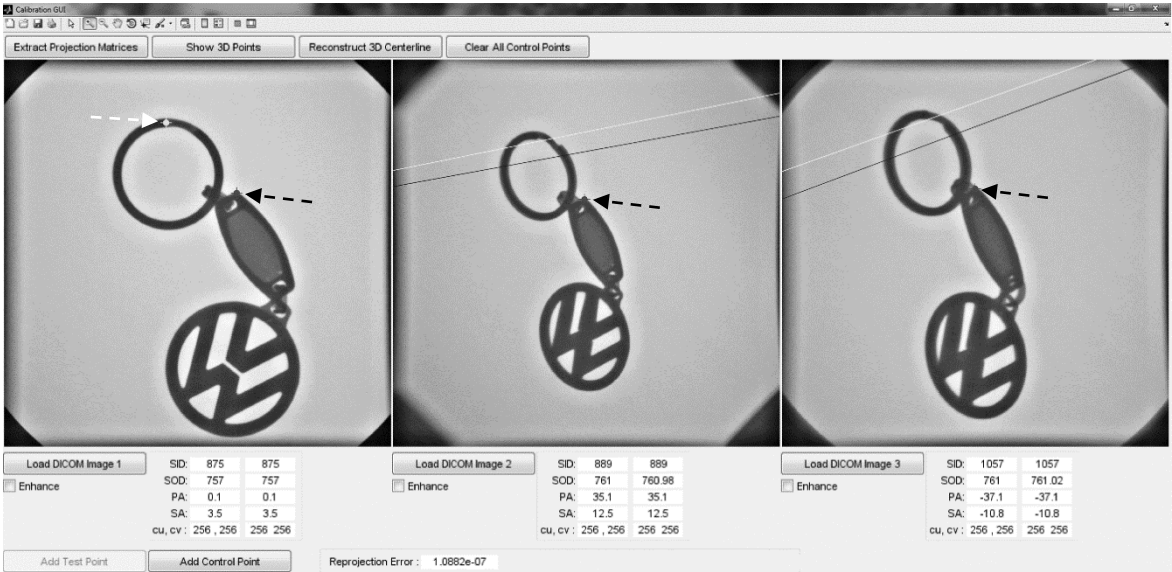
Şekil 29. Tek kontrol noktasının test noktasına yakın seçilmesi durumunda elde edilen kalibrasyon sonucu.

Yapılan kalibrasyon çalışmaları farklı bir c-kolu ile farklı bir zamanda alınan test görüntüleri üzerinde de test edilmiştir. Bu testlerde anjiyo görüntüsü alınan nesne bir araba anahtarlığına aittir. Yukarıdaki test görüntüleri için izlenen yöntem bu görüntüler üzerinde yapılan çalışmalarda da izlenmiştir. Şekil 30 bu test görüntülerinden seçilen bir üçlüye aittir. *Epipolar* çizgilerden de görüldüğü üzere eşleşmede oldukça büyük kaymalar söz konusudur. Test noktası beyaz ok ile işaretlenmiştir.



Şekil 30. İkinci test görüntüsü setinde yapılan bir kalibrasyon çalışması başlangıcı.

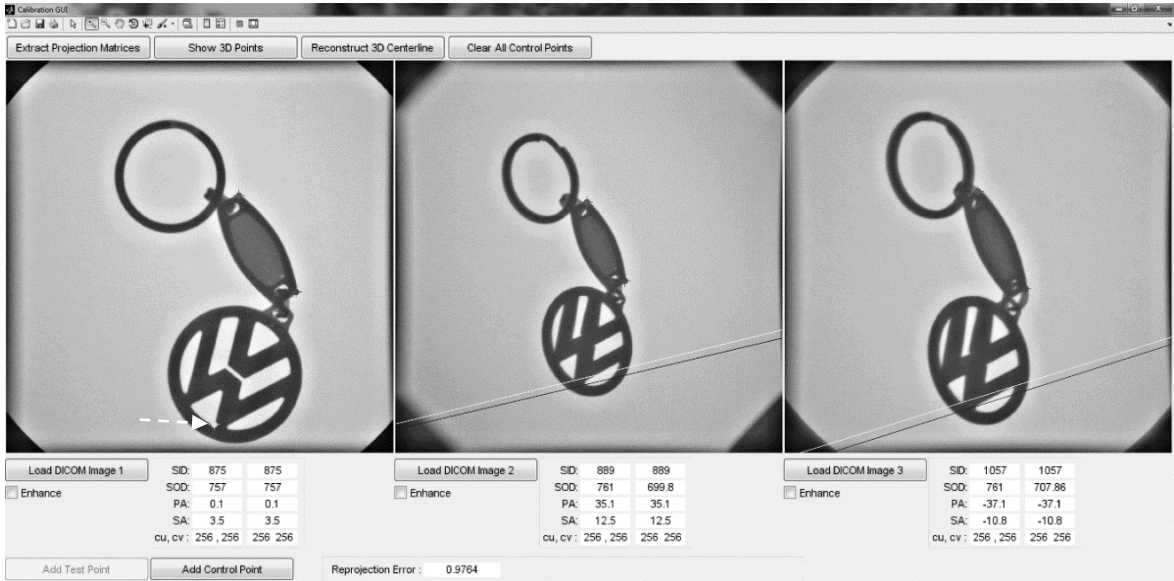
Şekil 31’de bir adet kontrol noktası eklenmiş kalibrasyon sonucu gösterilmektedir. Seçilen kontrol noktalarının yerleri siyah ok ile işaretlenmiştir. Şekil 32 ise iki adet kontrol noktası eklenmiş duruma aittir. *Epipolar* çizgiler eşleşmenin sağlandığını belirtecek kadar yakın geçişler göstermektedir. Genel-geçerlilik için test noktası ilk konumundan oldukça uzak bir noktaya taşınmıştır. Şekil 33’de bu testin sonucu görülmektedir. Eşleşme büyük ölçüde sağlanmış olduğundan kalibrasyon işlemi bitirilebilir.



Şekil 31. Bir adet kontrol noktası eklenmiş kalibrasyon sonucu.



Şekil 32. İki adet kontrol noktası eklenmiş kalibrasyon sonucu.



Şekil 33. Kalibrasyonun genel geçerliliği için yapılan test işlemi.

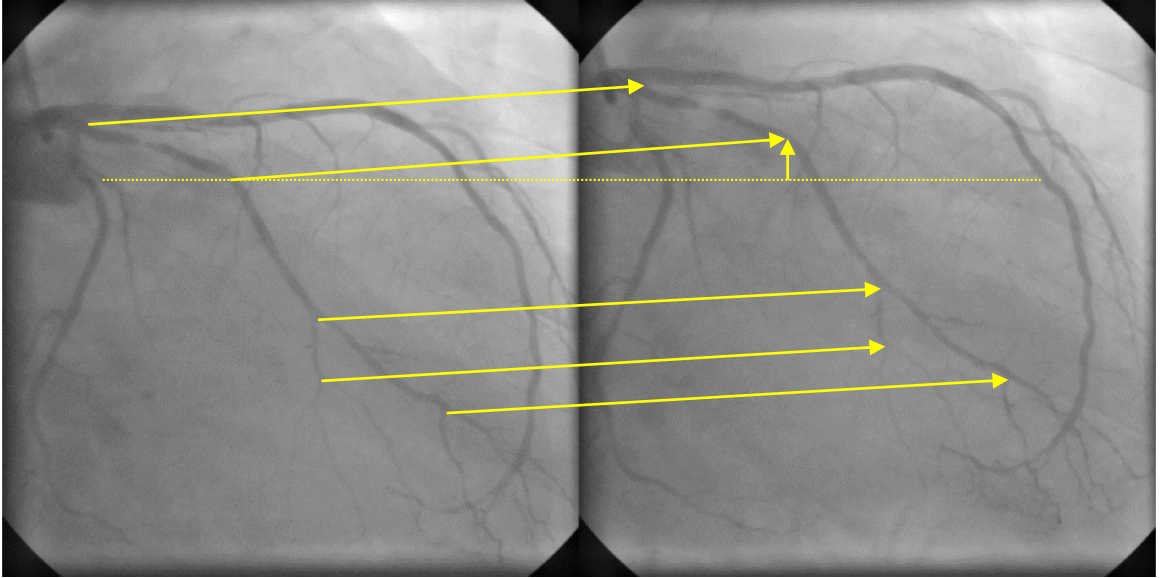
2.4. Gerçek Anjiyo Görüntüleri Üzerinde Yapılan Kalibrasyon Çalışmaları

Anjiyo görüntülerinde eşleşmeyi bozan etkiler incelendiğinde en önemli hatanın hastanın yatırılmış olduğu masasının hareketinden kaynaklanan hatalar olduğu görülür [4]. Daha önce test görüntülerinde gözlemlenen eşmerkez bozulmasına neden olan etkenlere ek olarak gelen hasta masasının hareketi anjiyo işlemi esnasında yapılması gereken rutin bir işlemdir. Anjiyo çekimi esnasında görüntülenmek istenen bölge görüş alanının içerisinde

kalmayabilir. Bu nedenle işlemi gerçekleştiren operatör masayı yatay düzlemde hareket ettirerek tüm bölgenin görüş alanı içerisine girmesini sağlamaktadır.

Denklem 2 ve denklem 3 ile verilen dönme matrisleri ile dünya koordinat sisteminden kamera koordinat sistemine geçiş yapılmaktadır. Referans olan dünya koordinat sistemi şu şekilde tanımlanmıştır: x eksenini hastanın sağ tarafına doğru uzanmaktadır. y eksenini ise hastanın baş kısmından ayak kısmına doğru uzanmaktadır. Bu tanımlamaya ve sağ el kuralına göre belirlenen z eksenini ise masanın arka kısmına doğru, yani x-ışını kaynağına doğru uzanır (Şekil 5). Bu sistemde hastanın masasının hareketi x - y düzleminde gerçekleşmektedir. t_o vektörü kamera koordinat sisteminde tanımlı olduğu için, her ne kadar masa hareketi x - y düzleminde gerçekleşse de, optimizasyon t_o vektörünün tüm bileşenleri üzerinde gerçekleştirilir.

Şekil 34’de bir anjiyo videosunun içerisinden elde edilmiş iki görüntü, masa hareketini gösterebilmek amacıyla, yan yana gösterilmiştir. Her iki görüntü kalbin son diyastol fazında seçilmiş olmasına rağmen görüntülerin birebir uyuşmadığı gözlenmektedir. Bunun nedeni ise anjiyo çekimi esnasında masanın kaydırılarak hareket ettirilmesidir. Her iki görüntü üzerindeki dallanma noktası, eğrilik gibi belirleyici noktalar incelendiğinde bu hareketin varlığı açıkça görülebilmektedir (dikey yönlü ok).



Şekil 34. Aynı fazda elde edilmiş iki görüntünün karşılaştırılması.

Eşmerkezli (*isocentric*) c-kolu hareket modellemesine göre x-ışını kaynağı yani kamera merkezinden çıkan ve kamera koordinatlarına göre z eksenini oluşturan ışın tüm

hareket açıları tek bir noktada kesişmektedir. Ancak bu durum hem c-kolunun yerçekimi etkisine maruz kalması dolayısıyla oluşan sarkmalardan etkilenmekle birlikte masanın hareket ettirilmesinden çok büyük miktarda etkilenmektedir. Bu bozucu etki kendini daha önceki test görüntülerinde olduğu gibi kalibre edilmemiş izdüşümü matrislerine göre oluşturulan *epipolar* çizgiler üzerinde göstermektedir. Şekil 35’de yer alan görüntüler kalbin aynı fazına denk gelen zamanlarda, yani son diyastolde, EKG bilgisi vasıtasıyla seçilmiştir. Şekil 35’deki 1. görüntü üzerine bir test noktası eklenmiştir. 2. ve 3. görüntüler üzerindeki *epipolar* hatlar incelendiğinde eşleşmenin sağlanmadığı açıkça görülmektedir. 2. ve 3. görüntü üzerindeki beyaz elipsler *epipolar* çizgilerin geçmesi gereken yerleri işaret etmektedir.

Bu görüntülerde ilgilenilen alan tıkanıklık olan bölgedir. Ancak test noktası bu bölgenin uzağında bir bölgede seçilmiştir. Çünkü kalibrasyon için seçilecek kontrol noktaları test noktasından uzak olan bölgelerde seçilecektir. Kalibrasyon esnasında genel geçerliliğin de aynı zamanda gözlemlenebilmesi için test noktası bu şekilde seçilmiştir.



Şekil 35. Gerçek anjiyo görüntülerinin kalibrasyonu işlemi için bir örnek görüntü.

Kalibrasyon her geri-çatma işlemi için yapılması gereken bir işlemdir. Çünkü masa hareketi ve diğer bozulmalardan kaynaklanan eşmerkez bozulması bütün görüntüleri etkilemektedir. Yapılan geri çatma işleminin sonuçları kalibrasyon aşamasında elde edilen sonuçlara oldukça bağlıdır. Eğer eşmerkez bozulması varsa merkez eksen oluşturmada ve damar yüzeyini oluşturma aşamalarında problemler ile karşılaşmaktadır. Bu problemlerin

bazılarının ne olduğu ve nasıl telafi edileceği ile ilgili bilgiler ilerleyen bölümlerde verilecektir.

Gerçek görüntüler üzerinde kalibrasyon yapmanın zorluklarından daha önce kısmen bahsedilmişti. Eş fazda görüntü seçimi ilk karşılaşılan problemdir. Kalbin hareketli yapısından kaynaklanan etkiler kalibrasyona negatif yönde etkide bulunmaktadır. Kalp damarlarının hareketinin diğer bir nedeni de hastanın nefes almasından kaynaklanan yer değiştirmelerdir. Bu bozulmaların önüne geçebilmek için ayrıca işlemler yapılması gerekmektedir. Ancak bu tezde kalibrasyon asıl amaç olmadığı için bu kısımlar göz ardı edilmiştir. Bunu yanında bu bozulmaların etkisini azaltabilmek için geri-çatma kısmında bazı telafi edici düzenlemeler yapılmıştır.

Gerçek görüntülerle yapılan kalibrasyon işleminde kontrol noktası seçimi de başlı başına bir sorun teşkil etmektedir. Üç boyutlu damar yapısının iki boyutlu bir düzleme izdüşürülmesi bu görüntüleri yorumlamayı, deneyimli biri için bile, oldukça zorlaştırmaktadır. Bu nedenle, özellikle düşük kontrastlı görüntülerde, damar yapısını daha iyi ortaya koyabilmek için kalibrasyon arayüzüne görüntüleri görsel değerlendirmeye daha uygun hale getirebilmek amacıyla bir program eklenmiştir. Arayüz üzerinde her bir görüntünün alt kısmında yer alan “Enhance” kutucuğu ile aktif edilebilen bu programın detayları daha sonra Görüntü İyileştirme başlığı altında verilecektir. Kullanıcı gerek duyduğunda bu özelliği kullanarak görsel değerlendirmede görüntüyü daha yüksek kontrastlı bir duruma getirebilmektedir.



Şekil 36. Üç adet kontrol noktası eklenmiş gerçek anjiyo görüntüsü ve kalibrasyon sonucu.

Şekil 36 üç adet kontrol noktası eklenmiş kalibrasyon sonucunun göstermektedir. Kalibrasyon işlemi sonrası elde edilen *epipolar* çizgilerin geçtikleri konumlara bakılınca üç noktalı kalibrasyonun yeterli olmadığı anlaşılmaktadır. Bu durumda kontrol noktası ekleme işlemine devam edilir. Daha önce de bahsedildiği gibi kontrol noktaları olabildiğince görüntüler üzerinde düzgün bir dağılıma sahip olmalıdır. Görüntüler elverdiği sürece nokta seçimi işleminde buna dikkat edilmesi gerekir.

Şekil 37 kontrol noktaları sayısının 5'e çıkarılması durumunda elde edilen kalibrasyon işleminin sonucunu göstermektedir. Bu görüntüdeki oklar bir öncekine ilaveten eklenmiş noktaları göstermektedir. *Epipolar* çizgiler eşleşmenin büyük ölçüde sağlandığını göstermektedir. Ancak yeniden izdüşümü hatası kontrol edildiğinde yaklaşık 5.7 piksel gibi bir değer görünmektedir. Bu durum bize kamera konumlarının ayarlanmasının kalibrasyon için yeterli olmadığını göstermektedir. Eğer görüntünün diğer kısımlarında bir genel-geçerlilik testi yapılırsa bu durum daha iyi anlaşılabilir. Bu nedenle bir kontrol noktası daha ekleyip BA algoritmasını devreye almak gerekmektedir.



Şekil 37. 5 adet kontrol noktası eklenmiş kalibrasyon işlemi sonucu.

Şekil 38, 6 adet kontrol noktası eklenmiş ve BA yöntemi de uygulanarak optimize edilmiş izdüşümü matrislerinden hesaplanan *epipolar* çizgileri göstermektedir. Yeniden izdüşümü hatası kontrol edildiğinde bir önceki duruma göre oldukça iyi bir azalma söz konusudur. Burada 6 adet nokta seçimi yapıldığında BA algoritmasını uygulamanın nedeni şudur: Daha önce de bahsedildiği gibi BA yöntemi üç boyutlu geri-çatma uygulamalarında

en son adım olarak tüm kamera parametrelerinin ve üç boyutlu noktaların optimizasyonu amacıyla kullanılır. Optimize edilmesi gereken parametre sayısı artmış olduğundan en küçük kareler hatasını minimize edebilmek için yeterli sayıda eşitliği sağlayabilecek kadar verinin görüntülerden elde edilmiş olması gerekmektedir. Kalibrasyon çalışmaları dahilinde BA yöntemi ile yapılan testler esnasında 6 veya daha fazla nokta genel olarak tüm görüntülerde dengeli bir çözüme ulaşılmasında yeterli olmuştur.

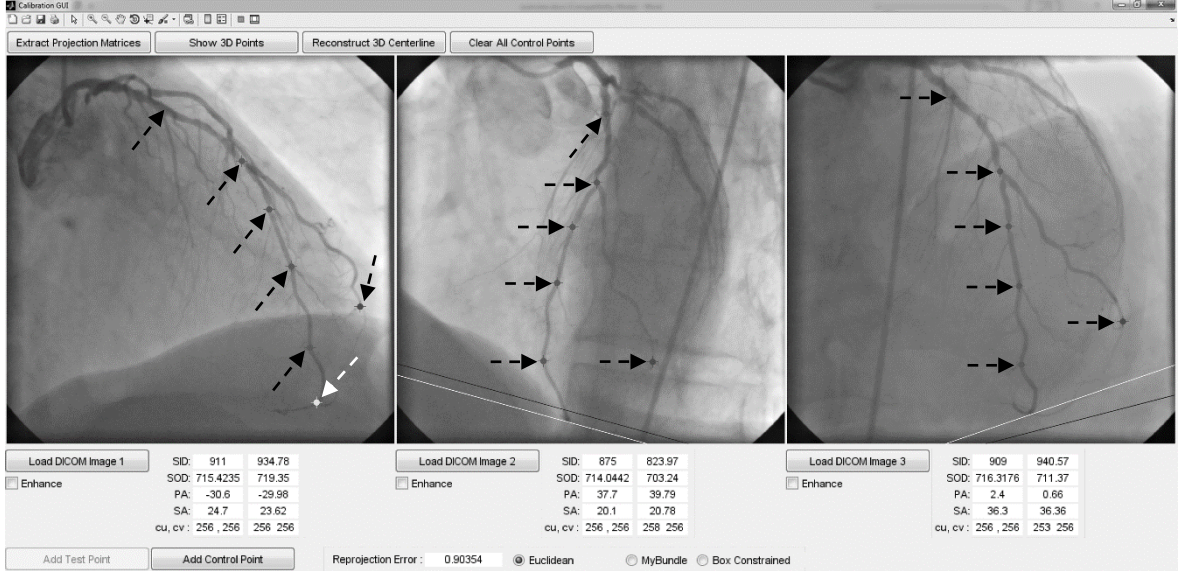


Şekil 38. 6 adet kontrol noktası eklenmiş kalibrasyon işlemi sonucu.

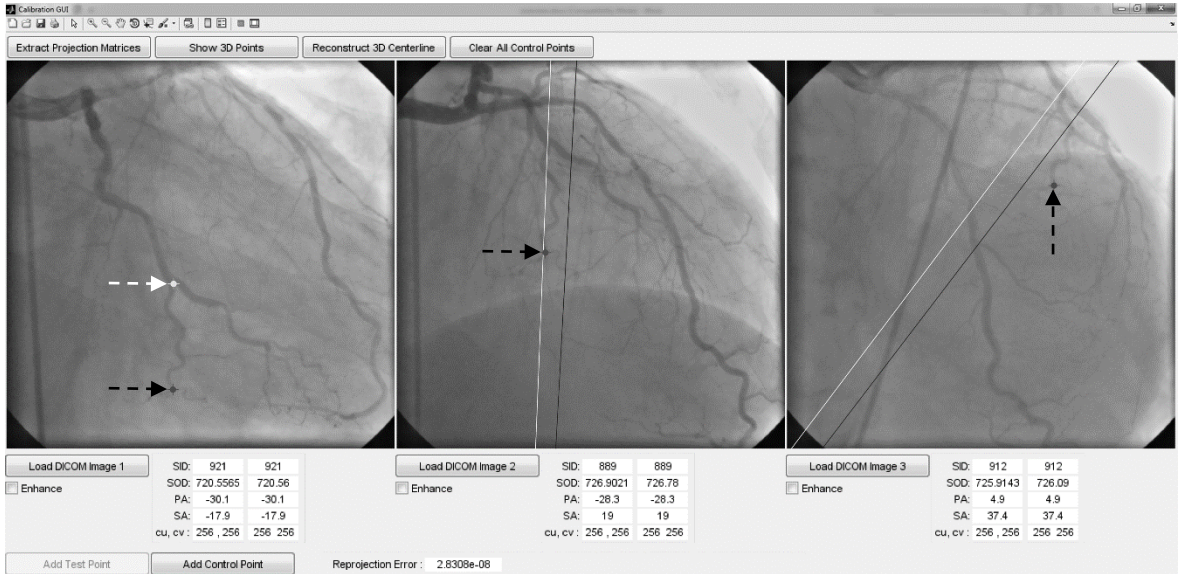
Kalibrasyon çalışmalarına yukarıda kullanılan gerçek görüntü seti haricinde iki farklı görüntü seti daha ilave edilmiştir. Şekil 39 ve Şekil 40'ta kalibre edilmiş durumları gösterilen bu setler aynı zamanda geri-çatma uygulamalarında da kullanılmıştır. Şekil 39'da kalibrasyon için 6 kontrol noktası kullanılmışken Şekil 40 için sadece bir adet kontrol noktası genel-geçerlilik testini geçebilmeye yeterli olmuştur. Kontrol noktalarının konumları siyah oklarla, test noktasının konumu ise beyaz okla işaretlenmiştir. Aynı zamanda bu test noktalarına karşılık gelen *epipolar* çizgilerin kalibrasyon öncesi ve sonrası durumları yine görüntüler üzerinde sırasıyla siyah ve beyaz çizgilerle gösterilmiştir.

Kalibrasyon işlemi bir kere yapıldıktan sonra kalibrasyon arayüzü üzerinde yer alan "Reconstruct 3D Centerline" butonuna tıklanarak bir sonraki aşamaya geçilebilir. Ancak çalışmaya devam edilmemesi durumunda kalibre edilmiş izdüşümü matrisleri, ilgili görüntülerin adlarıyla birlikte, bilgisayarın hafızasına kaydedilebilir. Arayüz üzerinde yer alan "Extract Projection Matrices" isimli buton bu amaçla tasarlanmıştır. Ayrıca seçilen

kontrol noktalarına karşılık gelen üç boyutlu noktaların konumlarını görebilmek için “*Show 3D Points*” isimli buton kullanılmaktadır. Bu butona tıkladığında kalibre edilmiş izdüşümü matrislerine göre elde edilen üç boyutlu noktaların yanı sıra kalibrasyon öncesi hesaplanan üç boyutlu noktalar da karşılaştırma amacıyla gösterilmektedir.



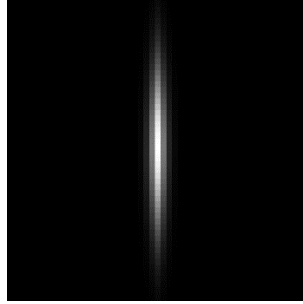
Şekil 39. Gerçek görüntüler kullanılarak yapılan kalibrasyon çalışması örneği 2.



Şekil 40. Gerçek görüntüler kullanılarak yapılan kalibrasyon çalışması örneği 3.

2.5. Görüntülerin Görsel Olarak İyileştirilmesi

Anjiyografi görüntüleri incelendiğinde damar yapısının arka-planında kalan alanların genelde homojen olmayan bir yapıya sahip olduğu gözlemlenebilir. Bu durum kontrast bakımından yetersiz olan görüntülerin basit bir kontrast arttırıcı yöntemle iyileştirilmesini mümkün kılmamaktadır. Bu nedenle öncelikle arka-planın görüntüden çıkarılması gerekmektedir. Arka-plan kestirimi için iki boyutlu anizotropik gauss filtreleme işleminden yararlanılmıştır. Şekil 41’de görüldüğü gibi tanımlandığı koordinat eksenlerine göre bir boyutundaki standart sapması diğerine göre 10 kat büyük olacak şekilde oluşturulan maske ile tüm resim filtrelenir. Maskenin standart sapmaları $\sigma_x = 1$, $\sigma_y = 10$ olarak seçilmiştir. Bu filtreleme, maskeyi 20 derecelik açılarla döndürerek devam eder. Toplamda 18 kere filtrelenen görüntünün her bir filtreleme aşamasından elde edilen filtrelenmiş görüntüler saklanır. Filtreleme işleminden sonra görüntünün her bir pikseline karşılık filtrelenmiş görüntülerden gelen 18 farklı değer oluşmaktadır. Bu değerlerden en küçük olanı o piksele karşılık gelen arka-plan kestirimi olarak seçilir. Çünkü damar benzeri yapılarla aynı doğrultuda olan filtreler daha büyük uyum değeri verirken bu yöne dik doğrultuda duracak olan filtre değerleri küçük uyum değerleri verecektir. Yani gauss maskesi burada bir bakıma damar benzeri yapıları tespit etme amacıyla kullanılmıştır.

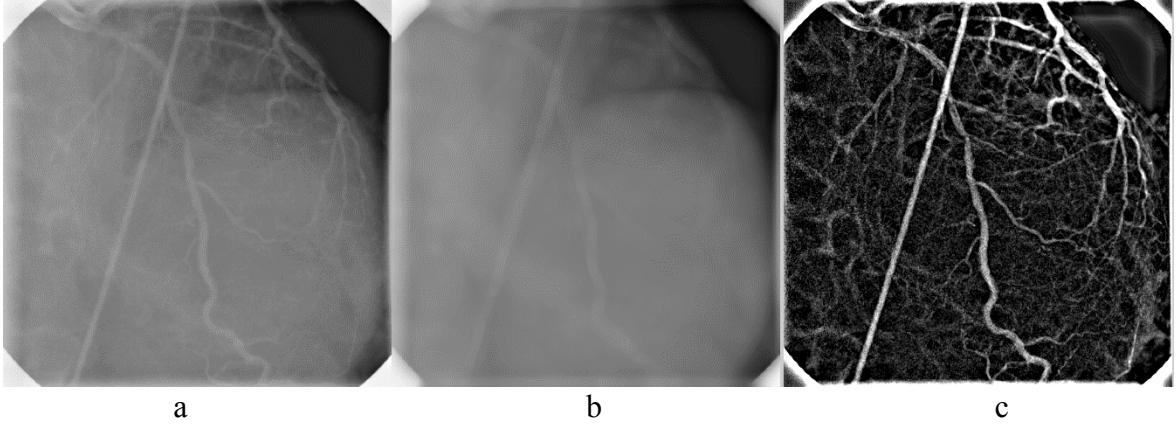


Şekil 41. İki boyutlu anizotropik gauss maskesi.

Tasarlanan filtre ile elde edilen arka-plan kestirimi Şekil 42b’de gösterilmiştir. Bu arka-planın görüntüden çıkarılması ile ortaya daha çok damar benzeri yapıların olduğu ve arka-planın orijinale göre daha düzgün değiştiği bir görüntü çıkmaktadır. Artık bu görüntü üzerinde histogram germe ile kontrast artırma yapılabilir. Histogram germe işlemi için sigmoid şeklinde bir transfer fonksiyonu kullanılmıştır. Sigmoid fonksiyonu, denklem 15’te görüldüğü gibi, histogram germe işlemi kontrol etmek için iki parametreye sahiptir. p_2

parametresi sigmoid fonksiyonunun merkezi belirler. Bu parametreden küçük olan gri seviye değerleri 0 değerine doğru kaydırılırken büyük olanlar ise 1 değerine doğru kaydırılır. Burada şunu belirtmek gerekir ki tüm görüntü işleme çalışmalarında görüntülerin gri seviye değerleri 0-1 aralığına haritalanmıştır.

$$f(x) = \frac{1}{1 + e^{-p_1(x-p_2)}} \quad (15)$$



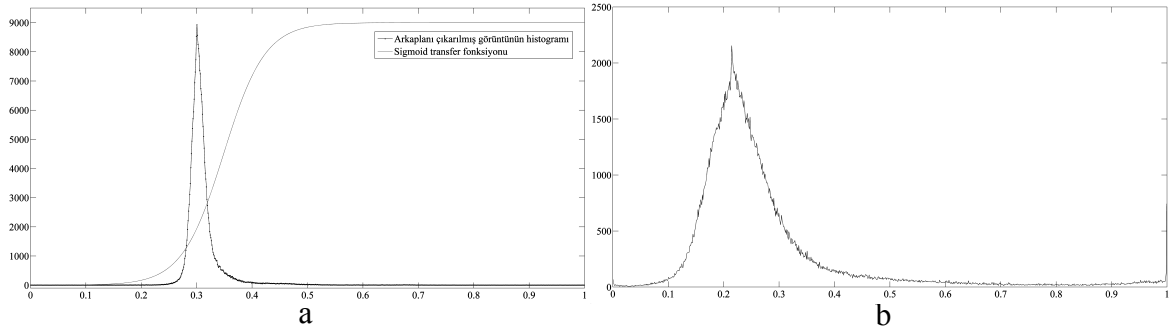
Şekil 42. a) Orijinal anjiyo görüntüsü, b) arka-plan kestirimi, c) orijinal görüntüden arka-plan kestiriminin çıkarılması ile elde edilen görüntü. Arka-plan çıkarma işleminden sonra sigmoid transfer fonksiyonu ile histogram germe işlemi yapılmıştır.

0 ila 1 değerleri arasındaki geçişin bant genişliğini ise p_1 parametresi belirler. Diğer bir ifadeyle 0'dan 1'e geçişin keskinliğini belirlemek için bu parametre değiştirilir. Bu çalışmada otomatik olarak p_1 ve p_2 parametrelerinin belirlenebilmesi için gri seviyelerin ortalama ve standart sapma değerleri aşağıdaki gibi kullanılmıştır. *mean* ve *std* sırasıyla ortalama ve standart sapma fonksiyonlarını temsil etmek üzere;

$$p_1 = \text{mean}(Im) + \text{std}(Im) \quad (16)$$

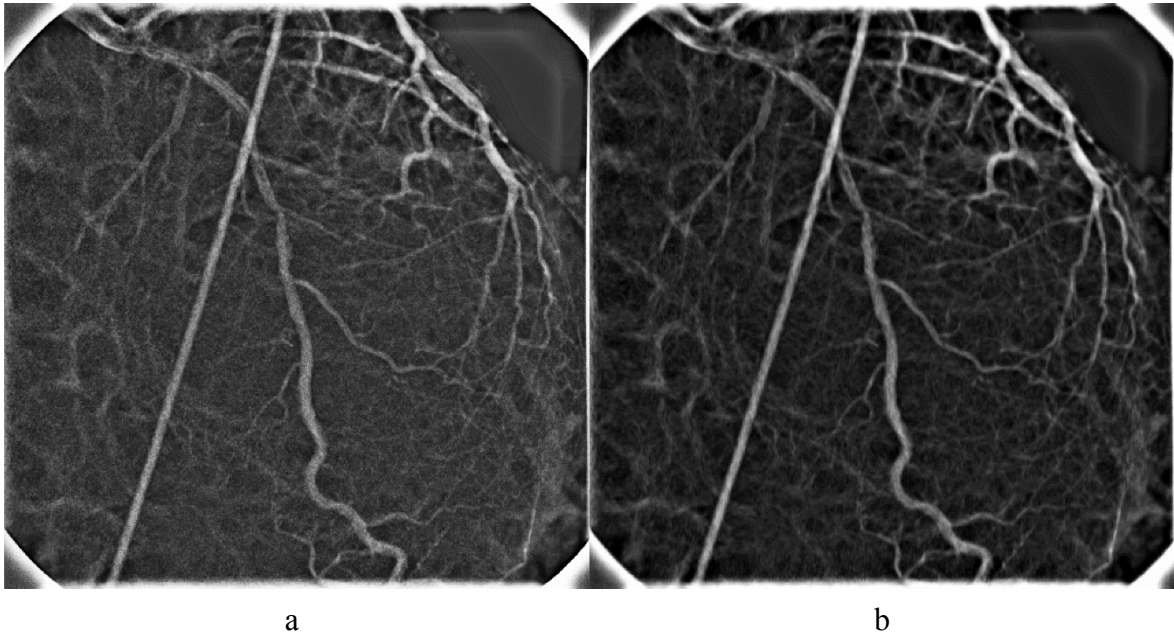
$$p_2 = 1/\text{std}(Im) \quad (17)$$

şeklinde belirlenmektedir. Burada Im orijinal görüntüden arka-plan kestirimi çıkarılmış görüntüyü temsil etmektedir. Bu hesaplamalara göre elde edilen parametrelere ait sigmoid fonksiyonu Şekil 43a'da gösterilmiştir.



Şekil 43. a) Arka-planı kestirimi çıkarılmış görüntüye ait histogram ve ilgili transfer fonksiyonu, b) Sigmoid transfer fonksiyonu ile modifiye edilmiş histogram.

Arka-plan kestiriminin görüntüden çıkarılması ve histogram germe işlemlerinden sonra görüntüde var olan yüksek frekans bileşenli gauss tipli gürültü seviyesi de artmaktadır. Çünkü kontrast germe işlemi gürültünün de genlik seviyesini artırmaktadır. Bu istenmeyen yan etkiyi azaltmak için arka-plan kestirimi işleminin ilk aşaması olarak yapılan filtreleme işleminin sonuçlarından bir kez daha yararlanılabilir. Çünkü bu filtrelemede damar yapısının tespiti yapılmıştı. Yani filtreleme işlemi damar boyunca uzanan dönüş açılarında daha büyük uyum değeri verecekti. Bu bilgiden istifade ederek damar boyunca standart sapması daha yüksek olan ancak buna dik yönde görece daha düşük bir standart sapma değerine sahip olan başka bir anizotropik filtre ile bu gürültü, damar yapısını bozmadan, azaltılabilir.



Şekil 44. a) Gürültü azaltılmamış görüntü, b) gürültü azaltılmış görüntü.

Bu amaçla kontrast germe işleminden sonra bir filtreleme işlemi daha yapılır. Bu işlemde bir önceki filtre sonuçlarında yararlanılarak en büyük uyum değeri veren açığa göre bir filtre tasarlanmıştır. Filtre tasarımında standart sapma değerleri bu kez $\sigma_x=0.5$, $\sigma_y=1$ olarak belirlenmiştir. Bu işlem sonucu elde edilen gürültüsü azaltılmış görüntü, filtrelenmemiş görüntüyle birlikte Şekil 44’de gösterilmiştir.

Görüntülerin arka-plan kestirimi ile iyileştirilmesi görsel olarak değerlendirmeye daha uygun bir görüntü oluşturmak amacıyla yapılan bir işlemdir. Yani iyileştirilmiş görüntüler sayısal değerlendirmede orijinal görüntüyle aynı özelliklere sahip olmayacaktır. Bu nedenle iyileştirilmiş görüntüler program akışı içerisinde genel olarak görsel değerlendirmede kullanılmış, kenar belirleme gibi yüksek hassasiyet gerektiren işlemlere dahil edilmemiştir.

Kalibrasyon işlemi bittikten sonraki aşama ilgilenilen damar parçasına ait üç boyutlu merkez eksenin oluşturulması aşamasıdır. Kalibrasyon arayüzünden “*Reconstruct 3D Centerline*” butonu ile merkez eksen ve üç boyutlu damar yapısının oluşturulacağı arayüze geçiş yapılır. Bu arayüzde sırasıyla, merkez eksen oluşturma, kenar belirleme ve damar yüzeyini oluşturma işlemleri yapılır.

2.6. Üçüncü Boyuta Geçiş

Üç boyutlu damar yapısını oluşturmadaki ilk aşama merkez eksenin oluşturulmasıdır. Damar yapısının iskeletini oluşturacak bu işlem için öncelikle görüntüler üzerindeki damar merkez eksenlerinin çıkarılması gerekmektedir. Bu amaçla, görüntüler öncelikle merkez eksen filtresinden geçirilmiştir. Daha sonra kullanıcı tarafından ilgilenilen damar parçası üzerinden seçilen birkaç nokta kullanılarak hızlı yürüme algoritması yardımıyla merkez eksen takip edilmiştir. Elde edilen eğri aktif kontur yöntemi için bir başlangıç eğrisi olarak kullanılmış ve eğri merkez eksen filtresinden elde edine kuvvet alanına göre son halini almıştır. Bu adımlar aşağıda ayrıntılı olarak anlatılmıştır.

2.6.1. Merkez Eksen Filtresi

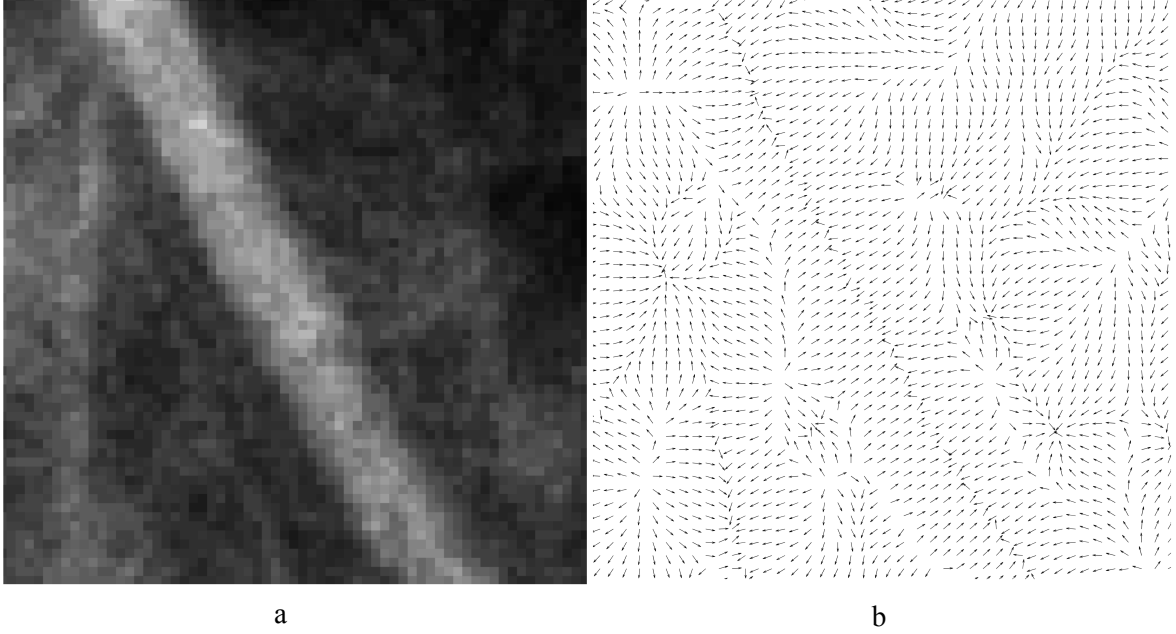
Görüntülerde yer alan tüp benzeri yapıları ayırt etmeye yönelik çalışmaların en iyi bilineni Frangi ve arkadaşları tarafından sunulmuştur [15]. Literatürde *Frangi’s Vesselness Filter* olarak geçen filtre ile damar veya damar benzer yapılar bölütlenmeye çalışılmıştır. Bu

filtrenin temelinde yatan yöntem görüntünün *Hessian* matrisinin özdeğerlerini kullanmaktır. Şekil 45'te bir damar parçası (Şekil 45a) ve bu damar parçasına ait, birinci derece türevlerden elde edilen, gradyan vektörleri (Şekil 45b) gösterilmiştir. Şekil incelendiğinde tüp benzeri yapıların gradyan vektörlerinin bu yapıların merkez eksenlerine doğru yöneldiği görülmektedir. Bu vektörler damar merkezinde çok büyük bir değişim gösterirken diğer bölgelerde bu değişim daha azdır. Bu değişimi ölçebilmenin bir yolu da *Hessian* matrisinin özdeğerlerini kullanmaktır [49]. Frangi [15] çalışmasında tüp benzeri nesnelerin ayırt edilmesi için aşağıdaki filtreyi önermiştir.

$$V_{map} = \begin{cases} 0 & , \lambda_2 < 0 \\ e^{\left(\frac{R\beta^2}{2\beta^2}\right)} \left(1 - e^{\left(\frac{-S^2}{2c^2}\right)}\right), & \lambda_2 \geq 0 \end{cases} \quad (18)$$

Burada V_{map} *vesselness map* olarak adlandırılmaktadır. λ_i i . özdeğeri temsil ederken $R_\beta = \lambda_1/\lambda_2$ ve $S = \sqrt{\lambda_1^2 + \lambda_2^2}$. β ve c katsayıları ise filtrenin hassasiyetini kontrol eden değerlerdir. Christian ve Horst [49] ise bu filtredeki çok ölçekli Gauss vektör alanını *Gradient Vector Field (GVF)* vektör alanı V_{GVF} ile değiştirmiş ve tüp benzeri yapıların merkez eksenlerini tespit etmek için elde ettiği vektör alanını normalize ederek kullanmıştır. GVF denklem 19'da verilen enerji terimini minimize eden vektör alanıdır [50]. Bu denklemde yer alan $\gamma = (x, y)$ koordinatları ve μ ise görüntüde yer alan gürültü seviyesine göre ayarlanması gereken düzenleme katsayısıdır. Ayrıca ∇ operatörü de görüntünün türevinin alındığı iki boyutlu türev operatörüdür. GVF vektör alanı, çok ölçekli Gauss vektör alanının aksine tek adımda, damar yarıçapından bağımsız bir şekilde merkez eksenleri tespit edebilmeyi sağlamaktadır.

$$E(V_{GVF}) = \iint \mu |\nabla V_{GVF}(\gamma)|^2 + |\nabla I(\gamma)|^2 |V_{GVF}(\gamma) - \nabla I(\gamma)|^2 d\gamma \quad (19)$$



Şekil 45. a) Bir anjiyo görüntüsündeki damar parçası ve b) bu damar parçasına ait gradyan vektörleri.

Bu tez çalışmasında ise V_{GVF} yerine VFC (*Vector Field Convolution*) kullanılmıştır. VFC Bing ve Scott [51] tarafından GVF'ye alternatif olarak sunulmuştur. Bahsi geçen her iki yöntem de aslında aktif kontur uygulamalarında kullanılmaktadır. Aktif konturlarda karşılaşılan sınırlı yakalama uzaklığı, gürültüye karşı hassasiyet ve iç bükey şekillerde zayıf yakınsama gibi problemlere karşın VFC oldukça iyi bir performans göstermektedir [51]. Ayrıca bu tezde merkez eksen belirleme aşamasının son basamağında aktif konturların kullanıldığı daha önce belirtilmişti. GVF yinelemeli bir yöntemdir. Bu nedenle işlemsel yük bakımından dezavantaja sahiptir. VFC ise görüntüden elde edilen özellik bilgisi haritasının kullanıcı tarafından tanımlanan bir vektör alanı ile katlanması sonucu elde edilmektedir. Uygulamaya göre değişmekle birlikte özellik haritası $feat(x,y)$ kenar bilgisi (görüntünün gradyanı) olabileceği gibi görüntünün kendisi de (gri seviye değerleri) bir özellik haritası olarak kullanılabilir. Bu kısma daha ayrıntılı olarak ilerleyen bölümlerde değinilecektir. VFC vektör alanının aktif konturlardaki üstünlükleri nedeniyle ve ayrıca hesaplama yükü bakımından GVF'ye oranla çok daha düşük bir yük gerektirmesi bakımından bu çalışmada VFC tercih edilmiştir.

VFC için öncelikle bir vektör alanı maskesi tanımlanır ($k(x,y) = [u_k(x,y), v_k(x,y)]$). Bu maskedeki tüm vektörler maskenin merkezini gösterecek şekilde konumlandırılmıştır.

$$k(x, y) = m(x, y)n(x, y) \quad (20)$$

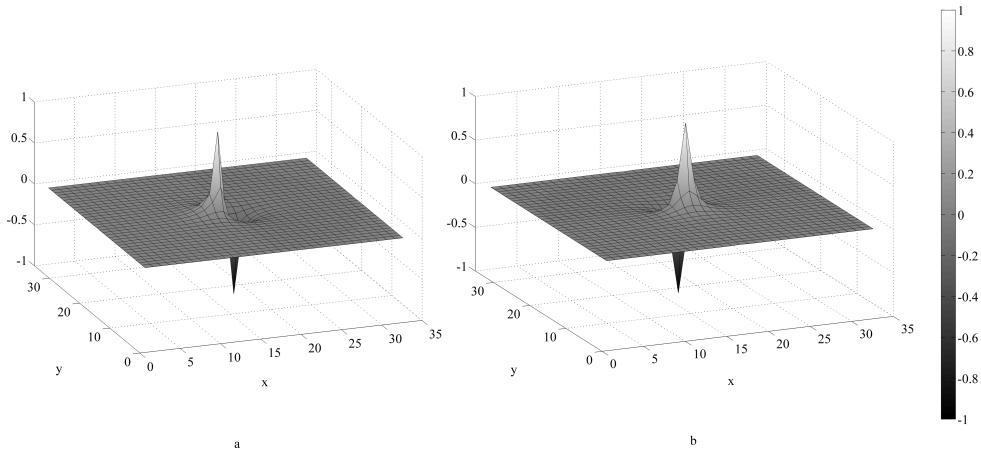
Burada m , (x, y) noktasındaki vektörün genliğini, n ise maskenin merkezine doğru $(0, 0)$ konumlanmış birim vektörleri temsil etmektedir. $n(x, y)$ aşağıdaki gibi tanımlanmıştır.

$$n(x, y) = \left[-\frac{x}{r}, -\frac{y}{r}\right] \quad (21)$$

Denklem 21'deki r , (x, y) noktasının merkezden uzaklığını temsil eder ve $r = \sqrt{x^2 + y^2}$ ile hesaplanır. Ayrıca şunu da belirtmek gerekir ki maskenin merkez noktasındaki değeri $n(0, 0) = [0, 0]$ olarak sabitlenmiştir. Bu maskeyi kullanarak VFC vektör alanını hesaplamak için bu maske ve görüntüden elde edilen özellik haritasının katlaması yapılır. Özellik haritası $feat(x, y)$ ile gösterilmek üzere $Fext$ vektör alanı aşağıdaki gibi hesaplanır:

$$Fext(x, y) = [feat(x, y) * u_k(x, y), feat(x, y) * v_k(x, y)] \quad (22)$$

$m(x, y)$ için önerilen maske fonksiyonu ise $m(x, y) = (r + \varepsilon)^{-\gamma}$ şeklindedir. γ merkezden uzaklaştıkça maske genliğindeki azalmayı kontrol eden pozitif bir katsayıdır ve bu çalışmada 2 olarak seçilmiştir. ε ise sıfıra bölümden kaynaklanacak problemlerin önüne geçmek için kullanılan küçük pozitif bir sabittir. Şekil 46'da merkez eksen filtresi için VFC vektör alanının hesaplanmasında kullanılan maskeye ait görüntüler gösterilmiştir. Maskelerin minimum değeri -1, maksimum değeri ise 1 dir.



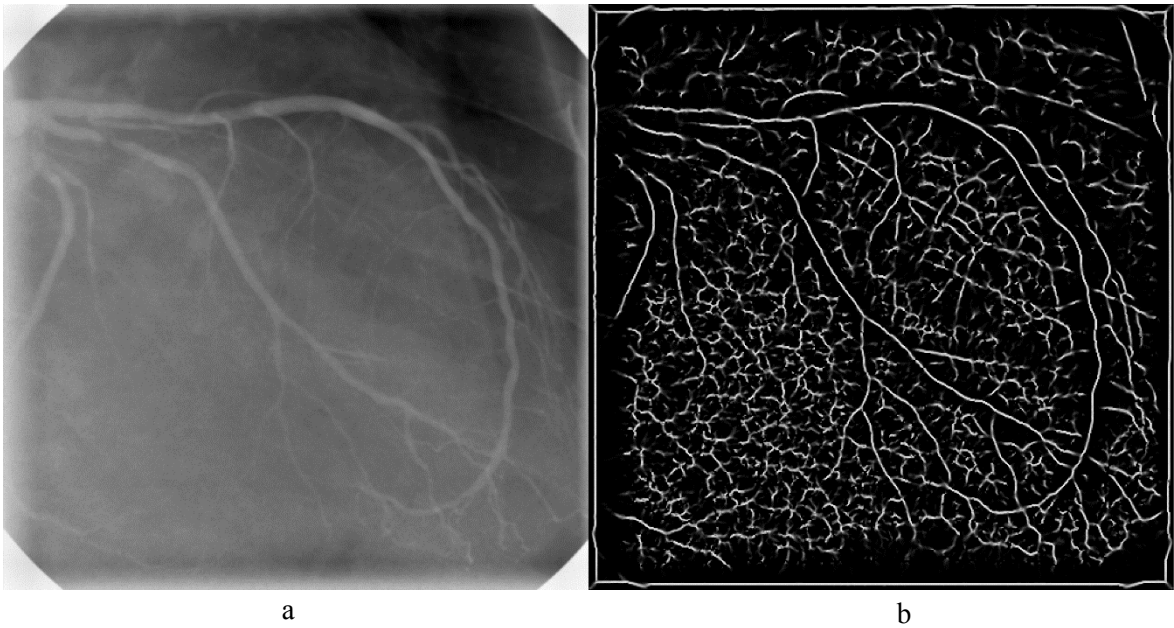
Şekil 46. Merkez eksenleri hesaplamak için kullanılan VFC maske fonksiyonu. a) u_k b) v_k .

Frangi'nin filtresi [15] kullanılarak merkez eksen tespiti için özellik vektörü olarak görüntünün kendisi kullanılmaktadır. $[0, 1]$ aralığına normalize edilmiş gri seviyeli görüntü

VFC hesaplamasından önce gürültüyü azaltması bakımından 1 piksellik standart sapmaya sahip gauss maskesi ile filtrelenmiştir. Merkez eksen filtresinin tasarımında β ve c katsayıları için belirlenmiş herhangi bir otomatik hesaplama yöntemi bulunmamaktadır. Bu çalışmada β katsayısı için 1 seçilmiştir. c katsayısı ise S matrisinin ortanca değerine göre aşağıdaki gibi hesaplanmıştır. Ortanca değer fonksiyonu *median* olmak üzere;

$$c = \sqrt{\text{median}(S)} \quad (23)$$

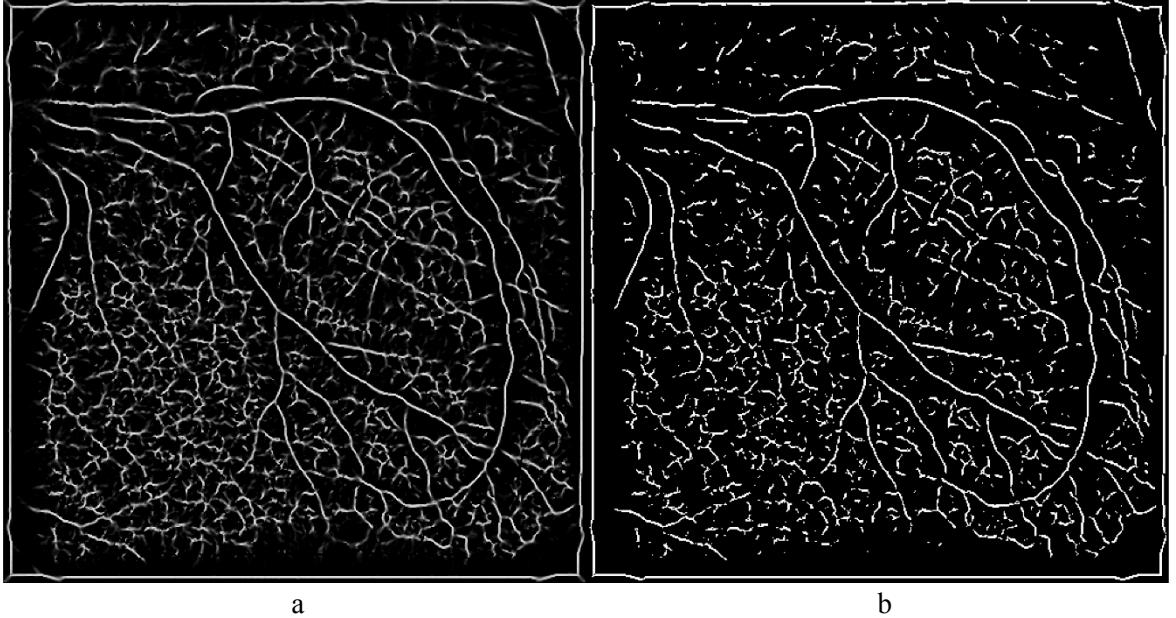
Bu sabitlere göre, VFC vektör alanından faydalanılarak oluşturulan merkez eksen filtresi uygulanmış bir anjiyo görüntüsü Şekil 47'de gösterilmiştir. Şekil 47b'den de görüldüğü gibi damar merkez eksenleri süreklilik arz edecek bir şekilde belirgin hale gelmiştir. Her ne kadar merkez eksenlerin vurgulandığı sonuç görüntüsünde merkez eksenler haricinde, görüntüde ye alan diğer arka-plan nesnelere kaynaklanan, yanlış tespitler söz konusu ise de bu görüntü damar merkez eksen takip yöntemi olarak kullanılacak Hızlı Yürüme (*Fast Marching*) algoritması için yeterli bir sonuçtur.



Şekil 47. a) Anjiyo görüntüsü, b) merkez eksen filtresi uygulanmış görüntü.

2.6.2. Merkez Eksen Takibi

Merkez eksen filtresi ile elde edilen görüntü üzerinden basit bir eşik alma yöntemiyle merkez eksenlere ait noktalar ayırt edilebilir. Ancak merkez eksen haricinde kalan ve damarlara ait olmadığı halde arka-plan nesnelere kaynaklanan noktalar da bu eşik değerinin üzerinde kalacakları için sonuçların hatalı çıkmasına neden olacaktır. Şekil 48 buna örnek olarak verilmiştir. Şekil 48a merkez eksen filtresi ile elde edilmiş merkez eksenleri gösterirken Şekil 48b bu resme basit bir eşik alma yöntemi uygulanmış durumu göstermektedir. Uygulanan eşik değeri 0.5 gri seviye olarak seçilmiştir. Şekilden de görüldüğü üzere eşik alma yöntemi tek başına sadece merkez eksenleri verebilecek yeterliliğe sahip değildir. Merkez eksen haricinde kalan diğer istenmeyen bileşenlerin elimine edilebilmesi için eşik alma işleminde sonra gelişmiş ve karmaşık morfolojik operatörlerle görüntüyü işlemek gerekmektedir. Ancak burada istenilen merkez eksen, bir başlangıç ve bir de bitiş noktasına sahip olan ve ilgilenilen damar parçasının merkezini takip edecek şekilde konumlanan bir eğridir. Kullanıcı tarafından belirlenen iki nokta arasında kalan merkez eksenini elde etmek için, morfolojik işlemleri kullanmaya gerek duymayan, hızlı yürüme algoritması (*Fast Marching Method, FMM*) kullanılmıştır.



Şekil 48. Merkez eksen filtresi uygulanmış görüntü (a) ve bu görüntünün eşikleme yöntemiyle elde edilen binary resmi (b).

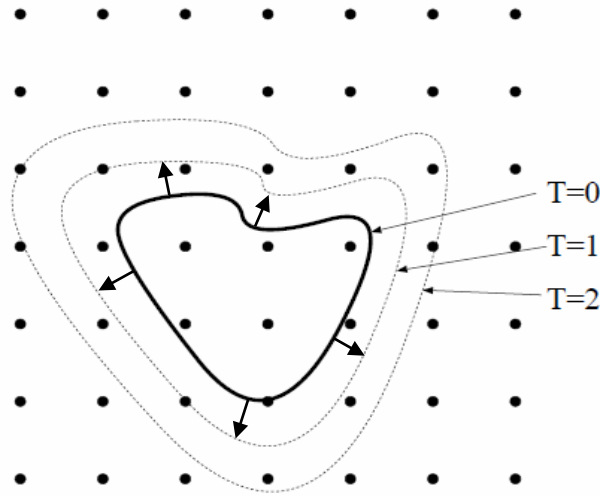
Aslında bu iki nokta arasını aktif konturlar vasıtasıyla da elde etmek mümkündür. Ancak aktif konturlar, daha sonra da değinileceği gibi, iyi bir başlangıç tahmine ihtiyaç duyarlar. Merkez eksenleri elde etme uygulamasının bozucu etkilere karşı dayanıklılığını artırabilmek bakımından başlangıç tahminini FMM kullanarak elde etmek daha uygundur.

Basitçe söylemek gerekirse FMM bir cephenin uzaydaki herhangi bir noktaya ulaşma zamanını hesaplama yöntemidir. Çalışma uzayı olarak görüntüler düşünüldüğünde cephenin tanımlanacağı uzay iki boyutlu bir yüzey olacaktır. Bu iki boyutlu uzayda tanımlanacak cephe de kapalı bir eğri olacaktır. Bu durumda FMM iki boyutlu görüntü yüzeyindeki her bir noktaya genişleyen kapalı eğrinin o noktaya ulaşma zamanını sayısal olarak çözen bir yöntemdir.

FMM yöntemindeki kapalı eğri, Şekil 49'da gösterildiği gibi, her bir noktasındaki normal vektörü doğrultusunda genişleme göstermektedir. Genişleme hızı her yerde aynı olmak zorunda değildir ancak hız negatif olamaz. Herhangi bir noktada eğrinin hareketi *Eikonal* eşitlik olarak adlandırılan aşağıdaki denklemle çözülür:

$$\|\nabla T(x, y)\|V(x, y) = 1 \quad (24)$$

Bu eşitlikte $T(x, y)$ kapalı eğrinin (x, y) noktasına ulaşma zamanını, $V(x, y)$ ise eğrinin (x, y) noktasındaki hızını veren fonksiyonlardır. Hız fonksiyonu homojen olmayabilir ancak $V(x, y) \geq 0$ eşitsizliğini sağlayacak şekilde monoton artan bir fonksiyon olmalıdır.



Şekil 49. T=0, T=1 ve T=2 zamanlarında genişleyen iki boyutlu cephe (kapalı eğri).

FMM yönteminde eğrinin genişlemeye başlayacağı bir başlangıç noktası tanımlanmalıdır. Bu başlangıç noktasından itibaren ilerleyen eğrinin yüzey üzerinde her bir noktaya atayacağı erişim zamanı haritası $T(x,y)$ kullanılarak, yüzeydeki herhangi bir noktadan başlangıç noktasına ulaşmak için basitçe azalan gradiyan yöntemini kullanmak yeterli olacaktır. Böylece başlangıç noktasına doğru yüzeydeki herhangi bir noktadan hareketle, hız fonksiyonuna göre en az maliyete sahip, bir yol çizilebilecektir. Burada amaç kullanıcının belirleyeceği ve ilgilendiği damar parçası üzerinden seçeceği birer adet başlangıç ve bitiş noktasını kullanarak ve ayrıca merkez eksen filtresi ile elde edilen merkez eksen görüntüsünü de hız fonksiyonu olarak kullanarak bu iki nokta arasında kalan damar merkez eksenini elde etmektir.

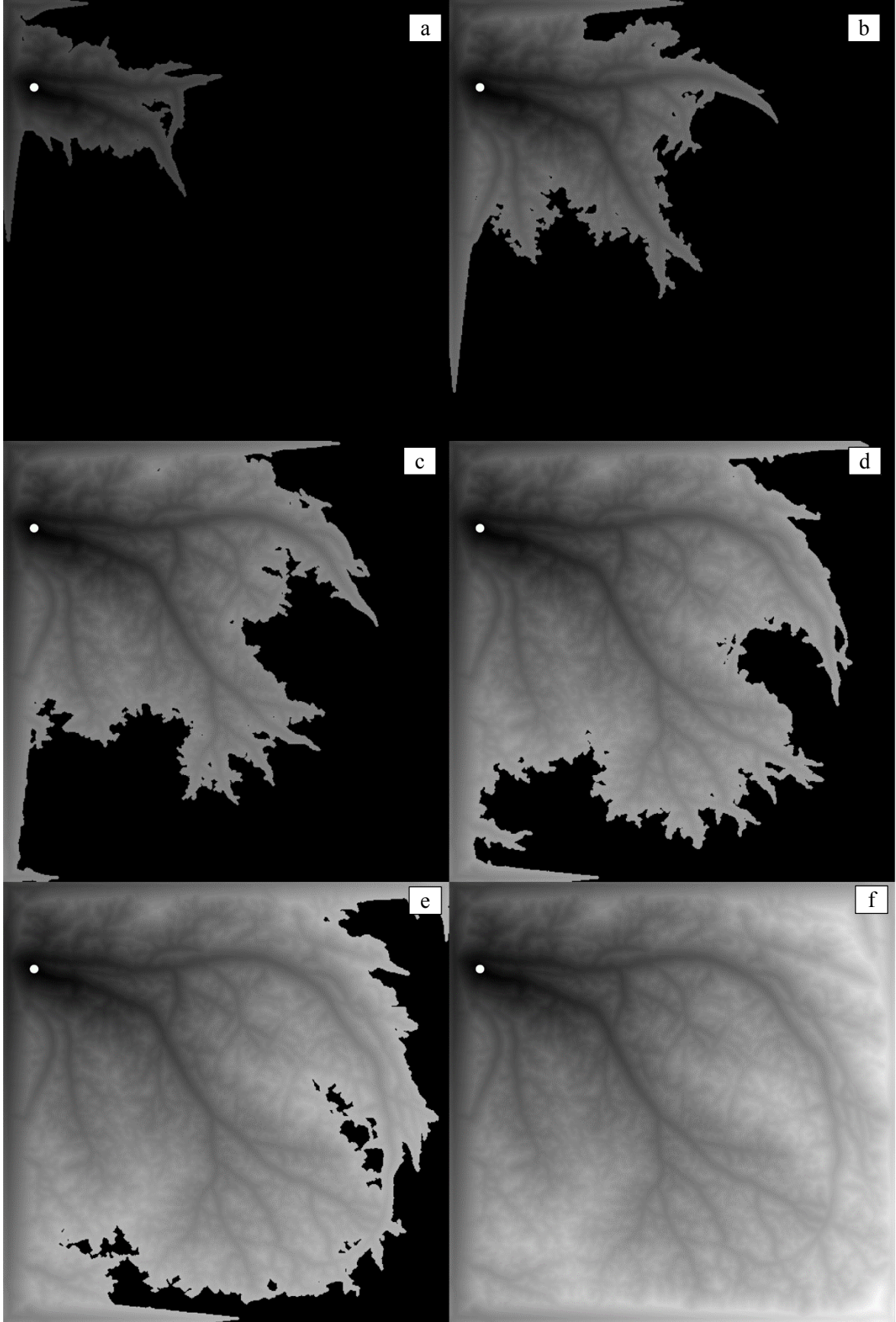
Merkez eksen filtresinin verdiği görüntü burada $V(x,y)$ olarak kullanılacaktır. $V(x,y)$ görüntüsündeki değerler 0 ile 1 arasında değişmektedir. Damar merkez eksenlerinin olduğu kısımlarda gri seviye değerleri 1'e yakın dururken arka-plana ait noktalarda 0'a yakınsamaktadır. Böyle bir hız fonksiyonunda kapalı eğri damar merkez eksenleri boyunca yüksek hızla yayılacak ve bitiş noktasına varma süresi bakımından damar merkez eksenleri boyunca az maliyetli yollar oluşacaktır. Bu yayılım süresi haritasına bir örnek Şekil 50'de gösterilmiştir. Sayısal uygulamalarında FMM yöntemi iki kritere göre sınırlandırılır. Bunlardan ilki belli sayıda yinelemeye ulaşılması durumudur. Eğer yineleme sayısı sonsuz seçilirse $T(x,y)$ hesaplama işlemi $V(x,y)$ hız fonksiyonunun tanımlı olduğu tüm grid noktalarına ulaşılan kadar devam eder. Şekil 50 farklı yineleme sayısına göre çizdirilmiştir. Şekil 50f'de ise tüm $V(x,y)$ noktalarına $T(x,y)$ değeri ataması yapılan kadar işlem devam ettirilmiştir.

T fonksiyonunun yayılımı incelendiğinde hız fonksiyonun göre değişim gösterdiği açıkça görülmektedir. Bu fonksiyonun son durumunda beyaz renkli alanlar ulaşma zamanı görece daha uzun süren noktaları göstermektedir. Gri seviye değeri siyaha daha yakın olanlar ise eğrinin ulaşma zamanı daha kısa süren bölgeleri temsil etmektedir. Siyah renkli bölgeler incelendiğinde bu bölgelerin merkez eksenler boyunca süreklilik gösterdiği gözlemlenebilir. T fonksiyonunun en koyu bölgesi yayılımın başlangıç noktasının olduğu noktadır. Bu nokta Şekil 50'de büyük puntolu beyaz noktayla temsil edilmiştir. Bu başlangıç noktasına $T(x,y)$ üzerinde herhangi bir noktadan ulaşabilmek için T 'yi sürekli azalacak şekilde izlemek yeterli olur. Bunun için azalan gradiyan yöntemi kullanılmıştır. Kullanıcının gireceği başlangıç ve bitiş noktaları bu amaçla kullanılmaktadır. İlk nokta ilgilenilen damar parçasının başlangıcı olarak seçilir. Bu nokta aynı zamanda FMM yöntemi için başlangıç noktasıdır. İkinci nokta

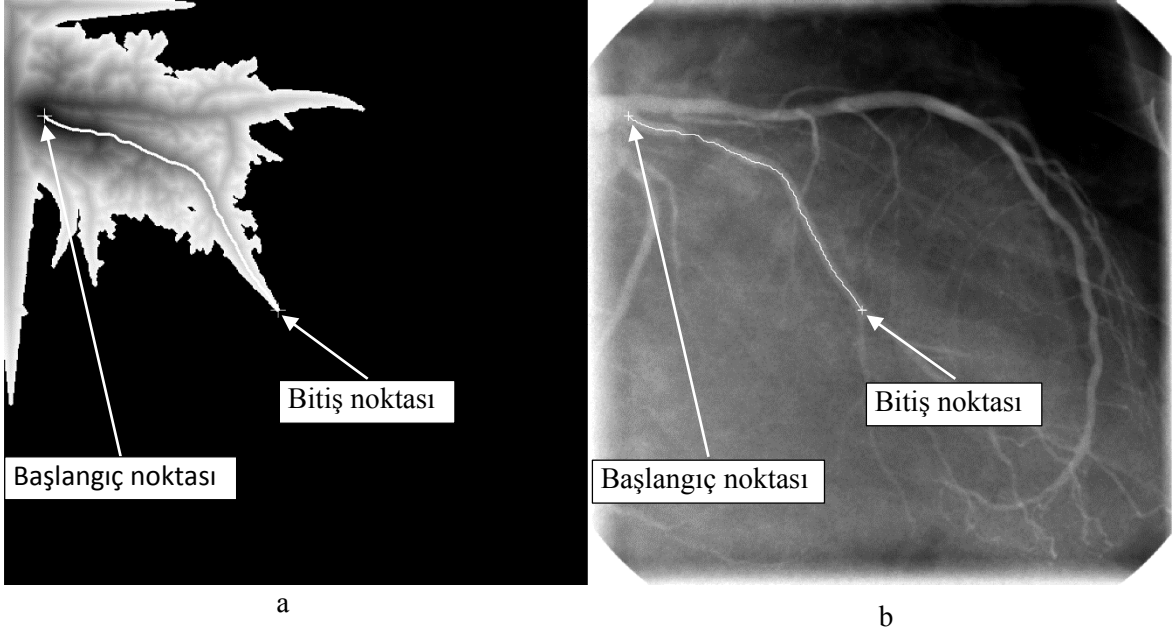
ise damar parçasının bitişini belirler. Azalan gradyan yöntemine başlanılan nokta da bu ikinci noktadır. Şekil 51’de bir adet başlangıç ve bir adet bitiş noktası seçimi ile elde edilen yol gösterilmiştir. Şekil 51a FMM yöntemi ile elde edilen T fonksiyonunu göstermektedir. Burada yayılım program yayılım eğrisinin bitiş noktasına ulaşması ile sonlandırılmıştır. Böylece tüm görüntü üzerinde yayılım yapma gereği olmadan işlem zamanından tasarruf sağlanmaktadır. Şekil 51b’de ise elde edilen yol orijinal anjiyo görüntüsü üzerine bindirilerek gösterilmiştir. Bu şekillerden de görüldüğü üzere ilgilenilen damar parçasına ait merkez eksenini veren bir eğri iki nokta kullanılarak elde edilmiştir.

Anjiyo görüntüleri üzerinde ilgilenilen damar parçası her zaman iki nokta kullanarak merkez eksenini vermeye müsait olmayabilir. Damar üzerinde yer alan tıkanıklıklar veya damarlar haricinde yer alan istenmeyen arka-plan nesnelere ait bozucu etkiler FMM yöntemindeki yayılım haritasını etkilemektedir. Hız fonksiyonu merkez eksen filtresinden elde edilen görüntü kullanılarak elde edilmektedir. Damar üzerinde yer alan bir tıkanıklık merkez eksenlerin parlaklık seviyelerinin süreksizlik arz etmesine neden olmaktadır. Ayrıca damar haricinde nesnelere neden olduğu hatalı parlak bölgeler de devreye girince başlangıç noktasından bitiş noktasına ilerleyen yayılım haritası, bitiş noktasına, damar merkez eksenini haricinde başka bir yolla daha kısa bir sürede ulaşabilmektedir. Şekil 52’de bahsedilen probleme bir örnek gösterilmiştir. Şekil 52a incelendiğinde başlangıç noktasından bitiş noktasına damar olmayan bir yol üzerinden daha kısa bir yol çizilmiştir. Bu gibi durumları önlemek için damar merkez eksenini üzerinde birden fazla nokta seçmek suretiyle damar merkez eksenini izlenir. Bir başlangıç ve bir bitiş noktası sabit kalmak üzere, özellikle damar yolunu uzatacak potansiyel sahip bölgelerde, damar merkez eksenini üzerine bir veya birkaç tane daha nokta eklenir. Burada eklenecek nokta sayısı tamamen kullanıcıya bırakılmıştır. İki'den fazla nokta eklenmesi durumunda FMM yöntemi aşağıdaki şekilde uygulanır:

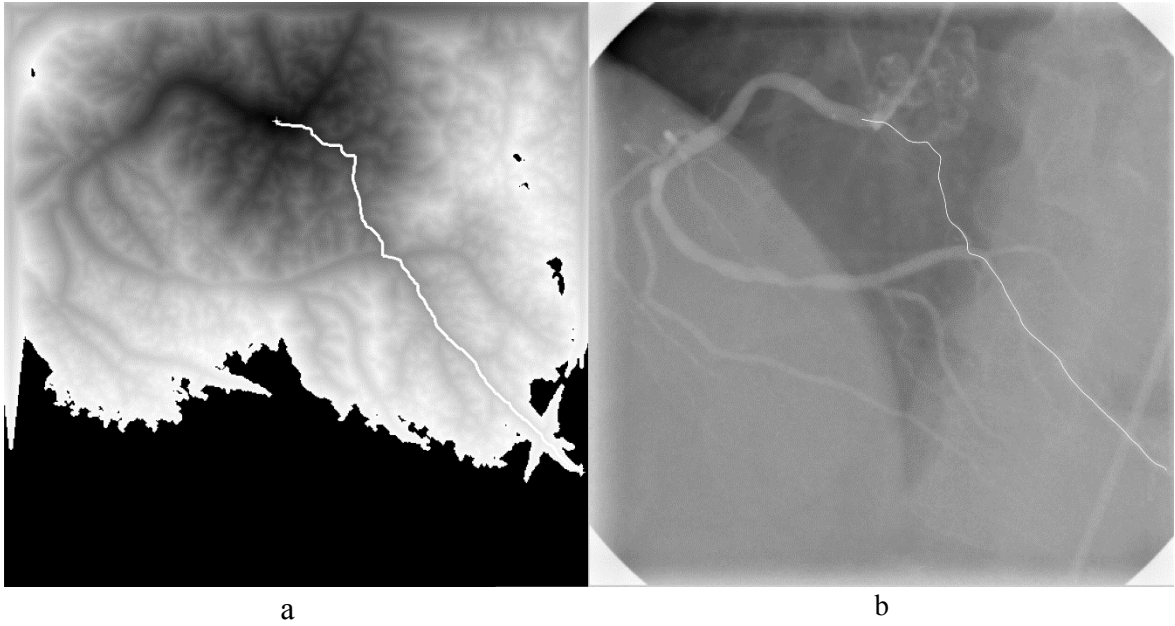
- İlk noktadan ikinci noktaya ulaşılıncaya kadar T hesaplanır
- İkinci nokta ile birinci nokta arası yol azalan gradyan yöntemi uygulanarak elde edilir.
- İkinci noktadan bir sonraki noktaya kadar T hesaplanır ve bu sefer bu iki nokta arasındaki yol hesaplanır.
- Bu işlem son noktaya ulaşılıncaya kadar devam eder.
- Son olarak elde edilen tüm parça yolları birleştirilerek bütün yol oluşturulur.



Şekil 50. $T(x,y)$ fonksiyonunun farklı yineleme değerlerindeki durumları.



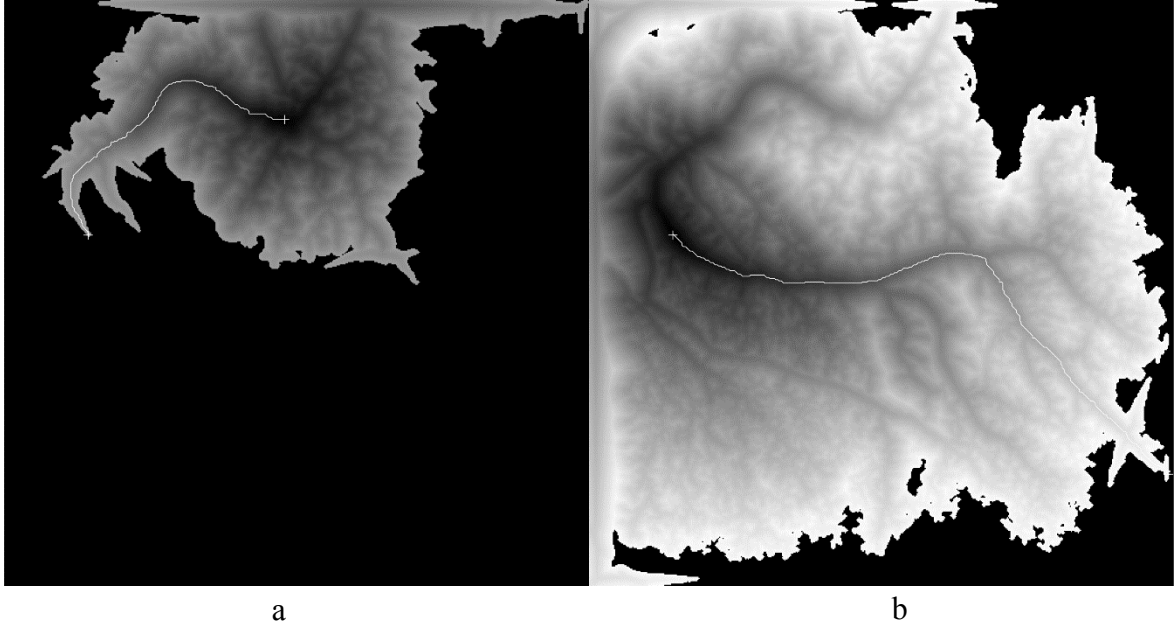
Şekil 51. a) FMM yönteminden elde edilen T üzerinden azalan gradyan yöntemine göre elde edilen minimum maliyetli yol ve b) bu yolun orijinal görüntü üzerinde gösterimi.



Şekil 52. Merkez eksen belirleme işleminde sadece başlangıç ve bitiş noktasının seçim sonucu karşılaşılan probleme bir örnek.

Şekil 53'te, anlatılan yöntemin uygulaması gösterilmiştir. Burada başlangıç ve bitiş noktasına ek olarak arada bir nokta daha merkez eksen üzerine yakın bir yerde seçilmiştir. Burada dikkat edilmesi gereken husus seçilen noktaların damar merkez eksenini üzerinde

sırayla seçilmiş olmalarıdır. Çünkü parça parça oluşturulan yolların birinin bittiği yerde diğeri başlayacak şekilde bir birleştirme işlemi yapıldığı için, seçilen noktaların sıralaması önem taşımaktadır. Bu şekilde elde edilen parçalar birleştirilip, başlangıç noktasından bitiş noktasına kadar takip edilen merkez eksen Şekil 54’te orijinal anjiyo görüntüsü üzerinde gösterilmiştir.



Şekil 53. Başlangıç ve bitiş noktası haricinde bir nokta daha seçilerek yapılan merkez eksen takibi işlemi.



Şekil 54. Başlangıç ve bitiş noktası haricinde bir nokta daha seçilerek yapılan merkez eksen takibi işlemi sonucunun orijinal görüntü üzerinde gösterimi.

Ara nokta seçimi yönteminde FMM algoritması bir noktadan diğerine ulaşılan kadar sürdürüldüğü için zaman alıcı bir işlem olmamaktadır. Bu şekilde çok karmaşık damar yapılarının merkez eksenleri de, uygun sayıda ve konumda seçilmiş noktalar kullanılarak, rahatlıkla elde edilebilmektedir.

Elde edilen merkez eksenler görüntünün oluşturmuş olduğu piksel çözünürlüğündeki yüzey üzerinde tanımlıdır. Çözünürlüğün piksel düzeyinde olması dolayısıyla merkez eksen eğrisi birinci ve ikinci derece türevlerinde süreksizlik göstermektedir. Ayrıca parçaların birleşim noktaları da bu süreksizliğin oluşmasına neden olan etkenlerdendir. Merkez eksenler üzerinde daha, sonra lokal eksen takımları oluşturmak amacıyla, teğet vektörleri hesaplaması yapılacaktır. Birinci derece türevin kullanıldığı bu hesaplamalarda süreksizlikler istenmeyen hatalı sonuçlara neden olmaktadır. Bunun için çözünürlüğün piksel altı düzeye çıkarılabilmesi ve süreksizliklerin giderilebilmesi için damar merkez eksenleri aktif kontur uygulaması ile iyileştirilmiştir.

Aktif konturlar görüntü işleme algoritmalarında, özellikle de bölütleme yöntemlerinde, sıkça kullanılan bir yöntemidir. Basitçe anlatmak gerekirse aktif kontur iki çeşit enerji fonksiyonunu minimize etmek için şeklini değiştiren eğrilere denir. Parametrik ve geometrik olmak üzere iki farklı türe sahip aktif konturlardan bu çalışmada, hesaplama ve uygulamadaki pratikliği bakımından, parametrik aktif konturlar tercih edilmiştir.

İki boyutlu görüntü uzayında tanımlı parametrik aktif kontur iki farklı kuvvet etkisi altında deforme olan ve N adet noktadan oluşan bir eğri olarak düşünülebilir. Eğriyi $s(x_k, y_k), k = 0 \cdots N - 1$ şeklinde tanımlarsak konturun enerji fonksiyonunu aşağıdaki gibi yazabiliriz:

$$\int_0^1 E_{snake}(s(q))dq = \int_0^1 (E_{internal}(s(q)) + E_{external}(s(q)))dq \quad (25)$$

Burada $E_{internal}$ konturun eğriliğinden kaynaklanan iç enerjisini, $E_{external}$ ise konturu etkileyen ve görüntüden kaynaklanan dış enerji terimini temsil eder. Konturun yumuşak bir geçiş göstermesi iç enerji terimine bağlıdır. $E_{internal}$ aşağıdaki gibi tanımlanmıştır:

$$E_{internal} = \alpha(q) \left\| \frac{ds}{dq}(q) \right\|^2 + \beta(q) \left\| \frac{d^2s}{dq^2} \right\|^2 \quad (26)$$

Denklem 26'da yer alan birinci derece türev konturun gerilmesinden kaynaklanan enerji terimini verir. α parametresi bu terimin etkisini ayarlamak için kullanılır. α ne kadar büyük

olursa kontur gerilmelere karşı o kadar hassas olur. Bunun yanında ikinci derece türev terimi ise konturun bükülmesine duyarlı olan kısımdır. Bükülme miktarını veren bu terimin katsayısı β 'nın değeri konturun eğriliğine karşı hassasiyetini ayarlar. β ne kadar büyük olursa, eğrilikten kaynaklanan enerji terimi artacağı için, kontur o kadar düz bir hal almaya çalışacaktır.

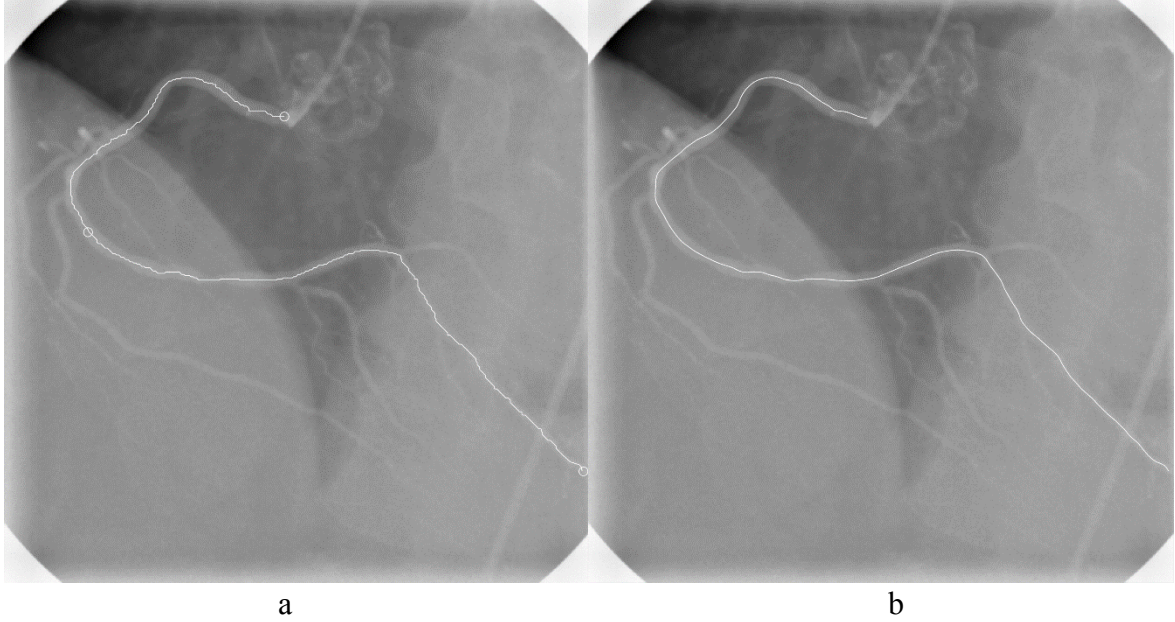
Aktif konturu etkileyen kuvvetler arasında iç enerji terimlerinin yanı sıra, görüntü üzerindeki özellikler kullanılarak elde edilen, bir de dış enerji terimi vardır. Örnek vermek gerekirse görüntüdeki nesnenin kenarlarına göre kendini ayarlayabilen bir aktif kontur isteniyorsa nesnenin kenar bilgisini verecek bir dış enerji kaynağı kullanılır. Kenar belirleme algoritmaları ile elde edilen kenar bilgisi haritası kullanılarak çeşitli vektör alanı fonksiyonları yardımıyla dış enerji F_{ext} hesaplanır. Bu çalışmada merkez eksenler üzerine konumlanacak bir kontur istendiği için merkez eksen filtresi sonucu elde edilen görüntü dış enerji kaynağı olarak kullanılmıştır. Dış enerji kaynağının üretilmesi için de yine daha önce bahsedilen VFC vektör alanı tercih edilmiştir. Aktif kontur algoritmaları yinelemeli bir şekilde toplam enerjisini minimum yapacak şekilde başlangıç eğrisini deforme ederek ilerler. Minimum enerji seviyesine ulaşıldığında da algoritma sonlanır.

Aktif konturlarda karşılaşılan en büyük problemlerden biri başlangıç eğrisinin oluşturulmasıdır. Aktif konturun istenilen nesneye yönelik olarak konumlanması için başlangıç eğrisinin de son konuma yakın bir yerden başlaması gerekir. Farklı yöntemler kullanılan dış vektör alanı algoritmaları da (GVF ve VFC gibi) bu sorunu çözmeye yönelik olarak üretilmişlerdir. Ancak bu çalışmada başlangıç eğrisi olarak FMM yöntemiyle elde edilen eğri kullanılmıştır. Merkez eksen çizgisine oldukça iyi bir tahmin olan bu eğri aktif konturu başlatma problemini de çözmektedir.

FMM ile elde edilen merkez eksen başlangıç eğrisi olarak kullanmanın sağladığı bir diğer avantaj da yakınsamanın hızlı olması ve yineleme sayısının az olmasıdır. Şekil 55b'de aktif kontur uygulamasının sonucu gösterilmiştir. Şekil 55a'da görülen FMM yöntemiyle elde edilen merkez eksen çizgisinde yer alan ve piksel düzeyindeki çözünürlükten kaynaklanan kırılmalar artık söz konusu değildir.

Aktif kontur ile yapılan iyileştirme kullanıcıya merkez eksen üzerinden nokta seçme aşamasında da esneklik sağlamaktadır. Kullanıcı tarafından girilen merkez eksen yakınlarındaki noktalarda olabilecek hatalar FMM sonucunda elde edilen merkez eksen çizgisinin de hatalı olmasına neden olabilmektedir. Çünkü FMM hata düzeltme için herhangi

bir özelliğe sahip değildir. Seçilen nokta nerede yer almışsa, FMM ile elde edilen merkez eksen de, o noktadan geçecektir. Buna bir örnek Şekil 56a'da verilmiştir.

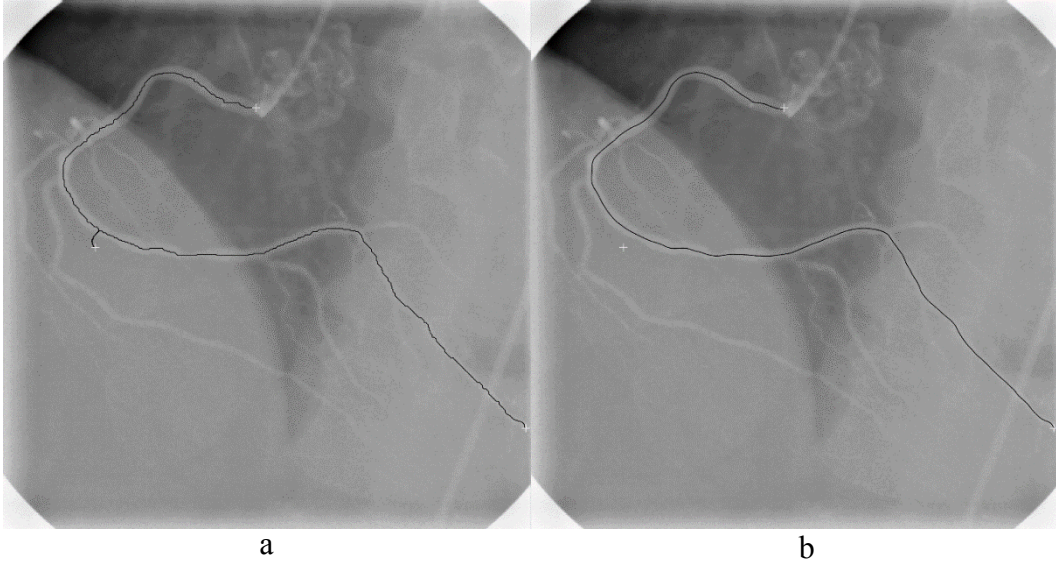


Şekil 55. Aktif kontur yönteminin FMM ile elde edilen merkez eksen çizgisine uygulanması. a) FMM ile elde edilen merkez eksen b) aktif kontur sonucu oluşan merkez eksen.

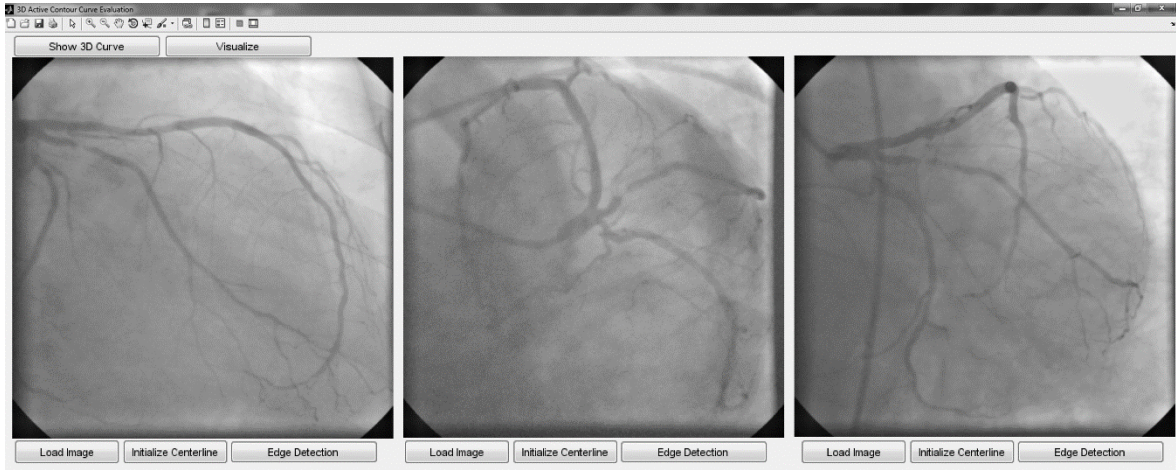
Başlangıç ve bitiş noktası haricinde seçilen nokta damar üzerinden değil de yakınında bir yerden seçilmiştir. Bu durumda FMM yöntemi bu hatalı noktayı da içeren bir eğri vermiştir. Bu eğri, başlangıç eğrisi olarak, aktif kontur ile yinelemeye girdiğinde merkez eksen filtresi ile elde edilmiş dış enerji terimi sayesinde eğrinin yakınsama durumu orijinal merkez eksen olmuştur. Şekil 56b aktif kontur uygulamasının sonucunu göstermektedir. Seçilen noktalar beyaz renkli + işareti ile gösterilmiştir. Tezde kullanılan α ve β katsayıları 1 olarak seçilmiştir.

Merkez eksen seçiminde dikkate edilmesi gereken husus başlangıç ve bitiş noktalarının mümkün olduğunca damar merkez eksenine yakın yerlerden seçilmesi gerektiğidir. Arada kalan noktalar hatalara karşı düzeltilse de damar başlangıç ve bitiş noktaları konusunda herhangi bir düzenleme yapılmamıştır. Düzenleme yapılmamasının nedeni ise kullanıcının seçimine müdahalede bulunmamaktır. Aksi takdirde kullanıcının belirlediği damar parçası değil de farklı bir bölge seçilmiş olacaktı. Bu nedenle aktif kontur işleminde başlangıç ve bitiş noktaları sabit tutulmuştur.

Merkez eksen seçimi ve üç boyutlu yapı oluşturma işlemleri için ayrı bir arayüz oluşturulmuştur. Kalibrasyon aşamasından sonra geçilen bu arayüz üzerinde öncelikle merkez eksen belirleme ve takiben de üç boyutlu merkez eksenin oluşturulması işlemleri gerçekleştirilir. Şekil 57’de bu arayüze bir örnek gösterilmiştir.



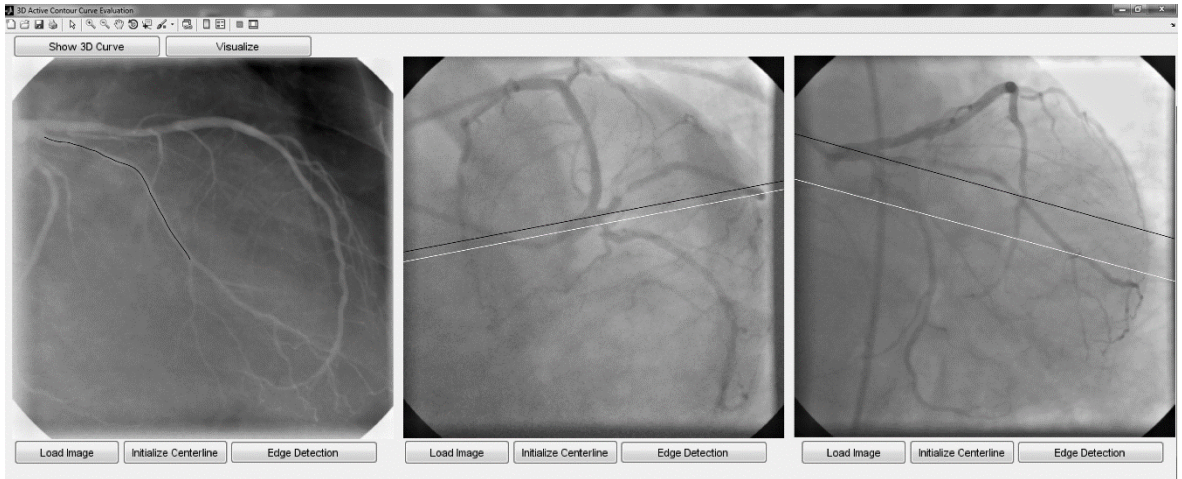
Şekil 56. a) Hatalı nokta seçimi işlemi sonucu FMM ile elde edilen merkez eksen. b) aktif kontur uygulamasının sonucu.



Şekil 57. Merkez eksen belirleme ve üç boyutlu geri-çatma arayüzü.

Üç boyutlu yapı oluşturma arayüzüne resimler kalibrasyon arayüzünden de gönderilebileceği gibi daha önce kalibrasyonu yapılmış görüntüler de buraya yüklenerek merkez eksen oluşturma aşamasına geçilebilir. Dışarıdan görüntü yüklenmesi durumunda kalibre edilmiş izdüşümü matrislerinin de yükleneceği bir diyalog penceresi açılmaktadır.

Daha önce anlatılan merkez eksen belirleme işlemi bu arayüz üzerinde “*Initialize Centerline*” isimli butonlara tıklanarak gerçekleştirilmektedir. Her bir görüntünün alt kısmında yer alan bu butona tıkladığında ilgili görüntü üzerinde fare ile, ilgilenilen damar parçasını belirlemek için, nokta seçme adımına geçilir. Bu işlem bittiğinde merkez eksenler görüntüler üzerinde gösterilir. İlk görüntü üzerindeki merkez eksen belirlendiğinde bu merkez eksenin başlangıç ve bitiş noktalarına karşılık gelen *epipolar* çizgiler ikinci ve üçüncü görüntü üzerinde gösterilir. Buradaki amaç kullanıcıya diğer görüntülerde seçim yaparken, seçim yapması gereken noktalar hakkında yardımcı olmaktır. Şekil 58’de ilk görüntüsü üzerinde merkez eksen belirleme işlemi yapılmış arayüzden bir örnek verilmiştir. İlk görüntü üzerindeki merkez eksen siyah çizgi ile belirtilmiştir. İkinci ve üçüncü görüntüler üzerindeki *epipolar* çizgiler ise siyah ve beyaz renklerle gösterilmiştir. İkinci görüntü üzerinde seçilmesi gereken başlangıç noktası, ilgili damar parçası ile siyah çizginin kesiştiği nokta olmalıdır. Benzer şekilde bitiş noktasının seçilmesi gereken yer ise yine ilgili damar parçasının bu sefer beyaz çizgi ile kesiştiği yer üzerinde olmalıdır. Kesişim durumları incelendiğinde damar üzerinde birden fazla kesişim bölgesi olduğu görülmektedir. Kullanıcı olabildiğince merkez eksenin üzerinde bir başlangıç ve bitiş noktası seçimi yapmalıdır. Başlangıç ve bitiş noktalarının seçiminde dikkat edilmesi gereken hususlara daha önce de değinilmişti. Burada bahsedilmesi gereken diğer bir husus da şudur: Merkez eksen belirleme için kullanılan butona tıkladığında, görüntünün nokta seçimine hazır duruma geldiğini belirtmek için gri seviye değerleri negatife çevrilerek gösterilmektedir.



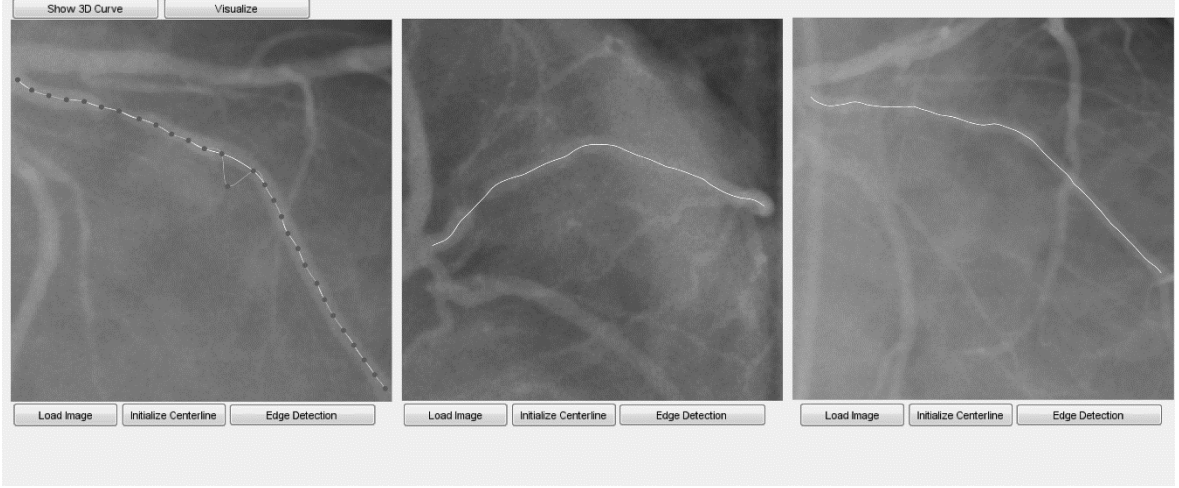
Şekil 58. İlk görüntü üzerindeki merkez eksenin belirlenmesi işlemi sonrası arayüzden bir görüntü.

İkinci ve üçüncü görüntüler üzerinde de merkez eksenleri belirlemek için gerekli noktalar seçildikten sonra tüm merkez eksenler elde edilmiş olur. Şekil 59’da bu durum gösterilmiştir. Bu aşamadan sonra üç boyutlu merkez eksenin oluşturulması kısmına geçilir. “*Show 3D Curve*” isimli butona tıklanarak üç boyutlu merkez eksen oluşturma işlemi yapılır.



Şekil 59. İlgilenilen damar parçası üzerinde tüm merkez eksenlerin elde edilmiş olduğu durum.

Merkez eksenleri oluşturmak için kullanılan algoritma her ne kadar güçlü bir algoritma olsa da oluşabilecek hatalara karşı kullanıcıya esneklik tanımak için bir manuel hata düzeltme yöntemi de arayüze eklenmiştir. Merkez eksen belirlendikten sonra farenin sağ tuşuyla o merkez eksen üzerinde tıklanarak erişilebilen bu hata düzeltme menüsü “*Edit Curve*” olarak isimlendirilmiştir. Kullanıcının bu menüye tıklamasıyla birlikte, merkez eksen eğrisi uzunluğunun beşte biri kadar nokta sayısı ile oluşturulan bir interaktif spline sayesinde, merkez eksen eğrisi modifiye edilebilmektedir. Şekil 60’ta manuel hata düzeltme programının birinci görüntü için aktif edilmiş hali görülmektedir. Program aktif edildikten sonra merkez eksen üzerinde beliren noktaların fare ile sürüklenmesi yoluyla gerçekleştirilen bu hata düzeltme işlemi sayesinde oluşabilecek olası hatalara karşı kullanıcıdan yardım alınabilmektedir. Şekilden de görüldüğü gibi kontrol noktaları hareket ettirildikleri zaman bu noktalardan geçen bir spline eğrisi de merkez eksen eğrisi haricinde farklı bir renkte gösterilmektedir. Böylece kullanıcı yaptığı işlemin sonucunu gerçek zamanlı görebilmektedir. Tüm görüntüler üzerinde gerçekleştirilebilecek bu hata düzeltme işlemi bittiğinde “Enter” tuşuna basılarak düzeltilen merkez eğri kullanıma hazır hale gelmektedir.



Şekil 60. Merkez eksenlerin manuel olarak düzeltilmesi aşamasından bir örnek.

Buraya kadar anlatılan merkez eksen oluşturma işlem adımları aşağıdaki gibi özetlenebilir:

- Kullanıcı tarafından ilgilenilen damar parçası üzerinde, biri damarın başlangıcını ve biri de bitişini temsil etmek üzere, en az iki nokta seçilir.
- Seçilen noktalar FMM ile damar merkez eksenlerini takip edecek şekilde birleştirilir.
- Oluşan yollar aktif kontur uygulaması ile hem hatalara karşı düzeltilir hem de piksel çözünürlüğünden daha yüksek bir çözünürlüğe taşınır.

2.7. Üç Boyutlu Merkez Eksen Oluşturma

Üç boyutlu merkez eksenin oluşturulmasında daha önce de bahsedilen bütünden parçaya yaklaşımı kullanılmış, görüntüler üzerinden seçilen merkez eksenler kullanılarak üç boyutlu merkez eksen elde edilmeye çalışılmıştır. Bunun için izlenen yol şu şekildedir: 1) Öncelikle iki boyutlu merkez eksenlere ait noktaların birbirine eşleştirildiği varsayımıyla ilk üç boyutlu merkez eksen noktaları hesaplanır. Üç boyutlu noktaların hesaplanmasında, daha önce de bahsedilen, yeniden izdüşümü hatasının minimize edilmesi esasına dayalı ve Hartley [1] tarafından önerilen yöntem kullanılmıştır. 2) Daha sonra bu üç boyutlu merkez eksenin her bir görüntü üzerine izdüşümleri hesaplanır ve hesaplanan izdüşümler aktif kontur yöntemiyle, belli sayıda döngü sonucu, buldukları konumdan orijinal merkez eksenlere doğru deforme edilir. 3) Bu deformasyon sonucunda elde edilen merkez eksenler üzerinden

üç boyutlu merkez eksen hesaplaması yapılır. Bu işlem yinelemeli olarak devam eder. Bu şekilde orijinal merkez eksenler ile üç boyutlu merkez eksenin yeniden izdüşümleri arasındaki hata minimize edilir. Hatanın daha fazla değişmediği durumda da döngüden çıkılır.

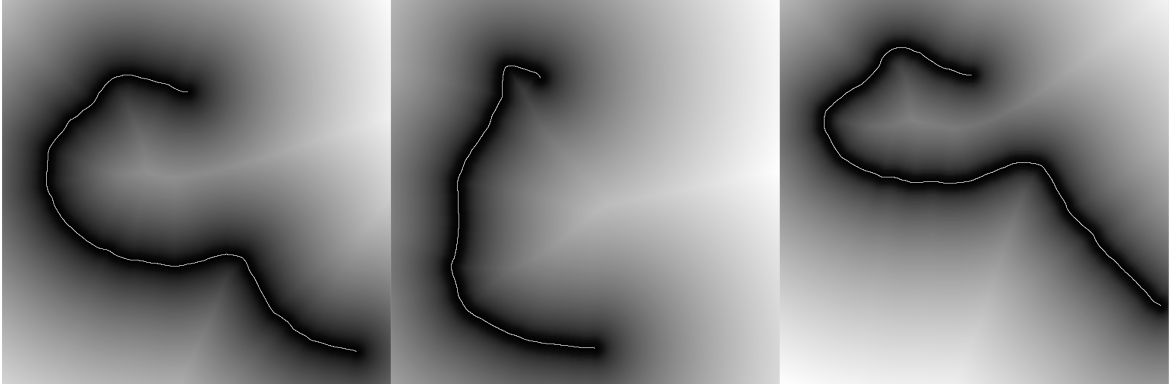
Birebir eşleşme durumu çok nadir karşılaşılabilecek durumlardandır. Bu nedenle hesaplanan üç boyutlu merkez eksenin yeniden izdüşümleri iki boyutlu merkez eksenlerle çakışmayacaktır. Şekil 61’de, sonuçların daha iyi gösterilebilmesi bakımından farklı bir veri seti üzerinde gerçekleştirilen işlemin, ilk döngü sonucu gösterilmiştir.



Şekil 61. Yinelemeli üç boyutlu merkez eksen oluşturmanın ilk döngüsü sonucu.

Bu yönetime benzer bir yöntem daha önce Canero [41] tarafından kullanılmıştır. Canero damar merkez eksenlerini aktif kontur yöntemiyle görüntülerin gri seviye değerleri üzerinden elde etmeye çalışmıştır. Diğer bir ifadeyle, aktif kontur için gereken dış güç F_{ext} görüntünün gri seviye düzeylerinden elde edilmişti. Bu nedenle aktif konturun başlatılması için gereken eğri son durumuna oldukça benzeyecek bir biçimde seçilmeliydi. Ayrıca aktif kontur döngü esnasında diğer damar yapılarının etkisinde kalarak istenilen damar merkez eksenine üzerine oturmayabiliyordu. Bu gibi istenmeyen durumların önüne geçmek adına aktif konturda kullanılmak üzere gerekli F_{ext} vektör alanını üretmek için iki boyutlu merkez eksenlerden elde edilen uzaklık haritası kullanılmıştır. Şekil 61’de kullanılan görüntülere ait iki boyutlu merkez eksenlerden üretilmiş uzaklık haritaları Şekil 62’de gösterilmiştir. F_{ext} vektör alanları VFC yöntemiyle elde edilmiştir. Piksel uzayında oluşturulan bu uzaklık haritalarını hesaplamak için bir pikselin bulunduğu konumun en yakın iki boyutlu merkez eksen noktasına olan Öklid uzaklığı hesaplanır. Bu sayede iki boyutlu merkez eksen noktalarının bulunduğu yerlerde sıfır değeri alan, diğer noktalarda sıfırdan büyük değer alan

bir matris elde edilmiş olur. Aktif kontur yönteminde bu haritanın negatifi kullanılarak oluşturulan VFC vektör alanı kullanılır. Dolayısıyla aktif kontur algoritması içerisinde deforme olan eğri kendini, bulunduğu görüntü üzerindeki merkez eksene doğru yönlendirecek bir dış kuvvet etkisi altında şekil değiştirecektir.



Şekil 62. İki boyutlu merkez eksenlerden üretilen uzaklık haritaları.

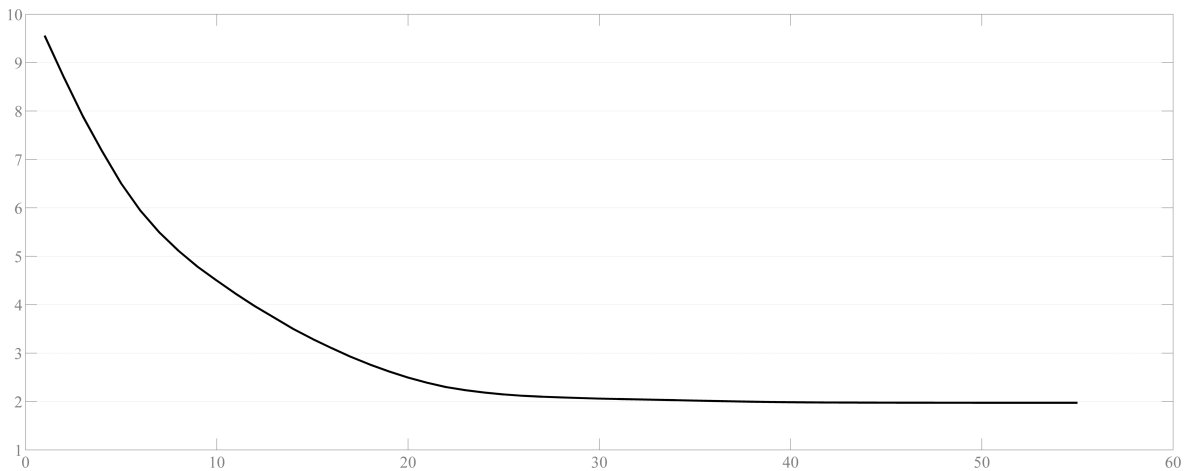
Burada belirtilmesi gereken bir husus da şudur: Aktif kontur yönteminde başlangıç ve bitiş noktaları sabit tutulmuştu. Üç boyutlu merkez eksenin elde edilmesi için kullanılan aktif kontur algoritmasında da aynı şekilde başlangıç ve bitiş noktalarının konumları sabit tutulmuştur. Kullanıcının her üç görüntü üzerinde seçtiği başlangıç ve bitiş noktaları *epipolar* çizgiler yardımıyla seçildikleri için zaten çakışma koşulunu sağlamaktadır. Dolayısıyla üç boyutlu merkez eksenin başlangıç ve bitiş noktalarının konumu doğru hesaplanmaktadır. Arada kalan diğer noktalar kendilerini merkez eksen üzerine doğru sürükleyecek kuvvet alanı vasıtasıyla uygun konumlarına doğru ilerleyecektir. Bu nedenle aktif konturların doğru şekle doğru yakınsama olasılıkları yükselmektedir.

Üç boyutlu merkez eksenleri oluşturmak için kullanılan algoritmanın her bir adımında orijinal iki boyutlu merkez eksenler ile yeniden izdüşümü hesaplanan üç boyutlu merkez eksen arasındaki *Hausdorff* uzaklık ölçütü (HD) [52] hesaplanmaktadır. HD'nin eğriler üzerine olan tanımını basitçe söylemek gerekirse iki eğriye ait nokta kümelerinde yer alan her bir noktanın diğer kümedeki her bir noktaya olan en yakın uzaklıkların maksimum değerini veren ölçüt olarak söylenebilir. Eğer iki eğri de birbirinin aynı eğrilerse HD sıfır değerini verecektir. Her bir görüntüden elde edilen HD değerlerinin ortalaması hesaplanarak toplam hata hakkında sayısal bir değer üretilmiştir. Bu hata değeri değişimi 0.001 pikselin altına düştüğü zaman yakınsamanın sağlandığı varsayımıyla algoritma sonlandırılmaktadır.

Algoritmanın sonunda hesaplanan üç boyutlu eğri, her bir adımda elde edilen hatanın minimum olduğu değere karşılık gelen eğri olarak seçilir. Şekil 63’de üç boyutlu merkez eksenini elde etme işleminin sonlanmış durumu gösterilmiştir. Görüntüler üzerinde hem orijinal iki boyutlu merkez eksenler siyah renkli olarak gösterilmiş, hem de hesaplanan üç boyutlu merkez eksenin her bir görüntü üzerine yeniden izdüşümleri beyaz renkli olarak gösterilmiştir. Elde edilen üç boyutlu merkez eksene dair hesaplanan HD grafiği ise Şekil 64’te verilmiştir. Üç boyutlu merkez eksenin yeniden izdüşümü hatasına ait istatistiksel veriler ise şöyledir: Yeniden izdüşüm hatasının ortalama değeri 1.97 piksel, hatanın standart sapma değeri 1.34 piksel ve maksimum hata değeri ise 7.74 pikseldir. Şekil 65’te oluşturulan üç boyutlu merkez eksen gösterilmiştir.

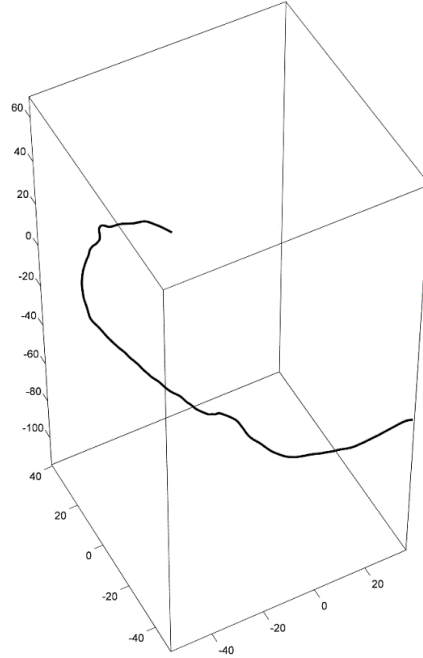


Şekil 63. Yinelemeli üç boyutlu merkez eksen oluşturma işlemi sonucu elde edilen üç boyutlu merkez eksenin yeniden izdüşümleri.



Şekil 64. HD ölçütünün yineleme adımlarına göre değişimi.

Gerek yeniden izdüşümü eğrilerinin orijinal merkez eksenler ile kıyaslanmasıyla, gerekse de HD ölçütünün son adımdaki değerine bakılırsa hesaplanan üç boyutlu merkez eksenin birebir uyuşmadığı görülmektedir. Daha önce kalibrasyon kısmında gerçek görüntüler üzerinde karşılaşılan problemlerden bahsedilmişti. Buradaki uyuşmanın tam olarak sağlanamamasının temel sebebi ise alınan görüntülerin aynı anda çekilmemiş olmasından kaynaklanan şekil farklılıklarıdır. Damar şeklinin değişimleri bu hatalara sebep olmaktadır. Statik nesnelere elde edilen üç boyutlu merkez eksenlerde ise bu kadar yüksek hata değerlerine rastlanmamaktadır. Takip eden bölümde yapay nesnelere yapılan merkez eksen üretme çalışmalarına yer verilmiştir.



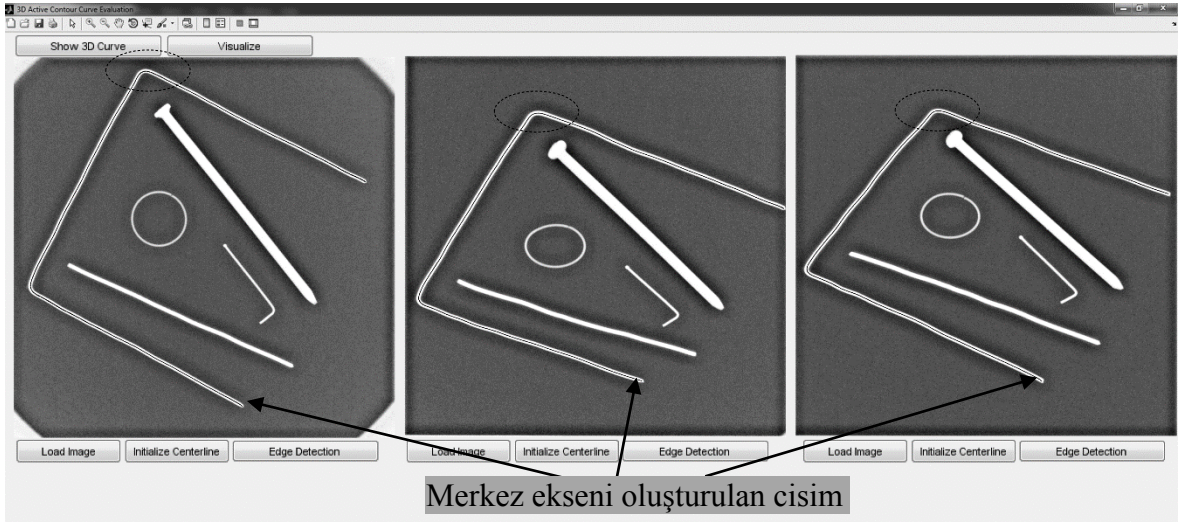
Şekil 65. Üç boyutlu merkez eksen.

2.8. Test Görüntüleri Üzerinde Yapılan İki boyutlu ve Üç boyutlu Merkez Eksen Elde Etme Çalışmaları

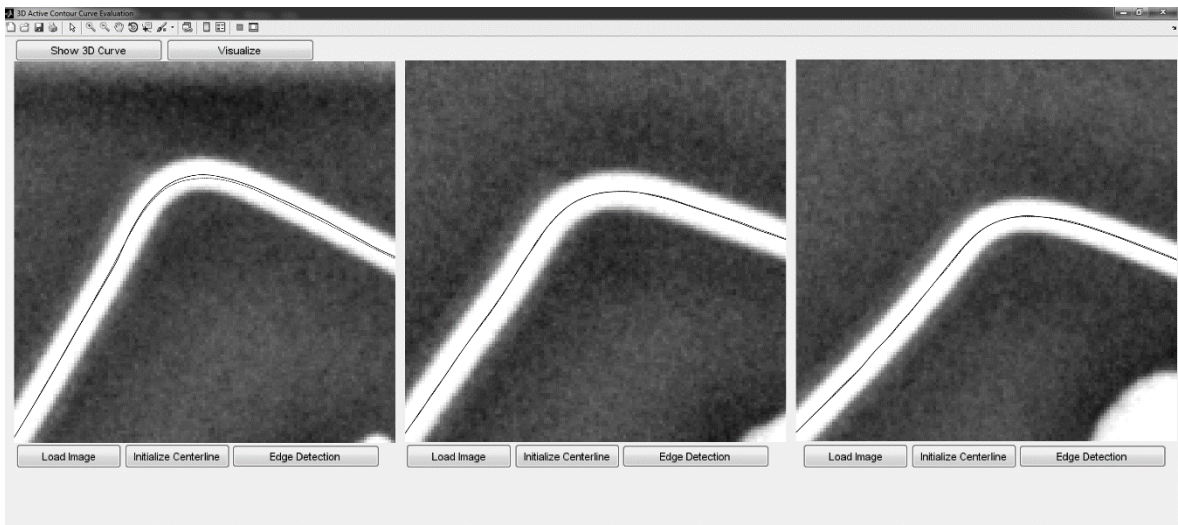
Daha önce kalibrasyon kısmında kullanılan test görüntüleri üzerinde üç boyutlu merkez eksen üretme çalışmaları yapılmıştır. İki farklı test setinden elde edilen iki adet görüntü üçlüsü için hesaplanan merkez eksen sonuçları aşağıda gösterilmiştir.

İlk test görüntüsü Şekil 66'da verilmiştir. Çözünürlüğün yüksek olması ve elde edilen üç boyutlu merkez eksenin yeniden izdüşümü ile görüntüler üzerindeki iki boyutlu merkez eksenlerin arasındaki farkın küçük olmasından dolayı şekil üzerinde belirgin bir fark

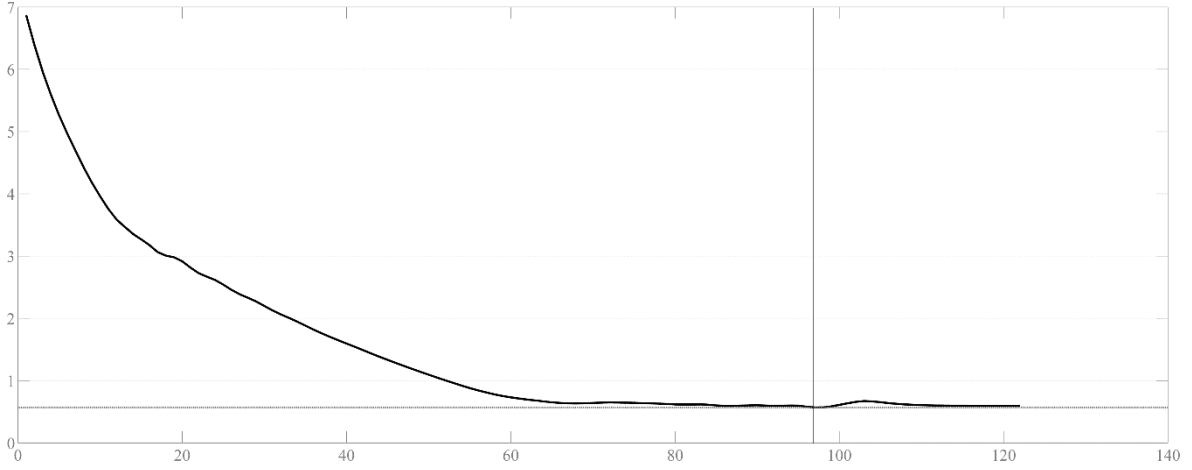
görülememektedir. Bu nedenle Şekil 66'de elde edilen sonucun, siyah oval alan içinde gösterilen bölgeye ait büyütülmüş hali Şekil 67'da gösterilmiştir. Burada birinci görüntü üzerindeki kıvrımlı kısımda bir miktar sapma göze çarpmaktadır. Ancak diğer bölgelerde hemen hemen birebir örtüşecek şekilde bir uyuşma söz konusudur. Algoritmanın ilerleyişi boyunca elde edilen HD ölçütü grafiği Şekil 68'de gösterilmiştir. Grafikten de görülebileceği gibi ortalama yeniden izdüşümü hatası 1 pikselin altına düşmüştür. Grafikte minimum hatanın olduğu yer yatay ve dikey çizgilerle işaretlenmiştir.



Şekil 66. Yapay nesnelere üzerinde yapılan üç boyutlu merkez eksen oluşturma işlemi sonucu.

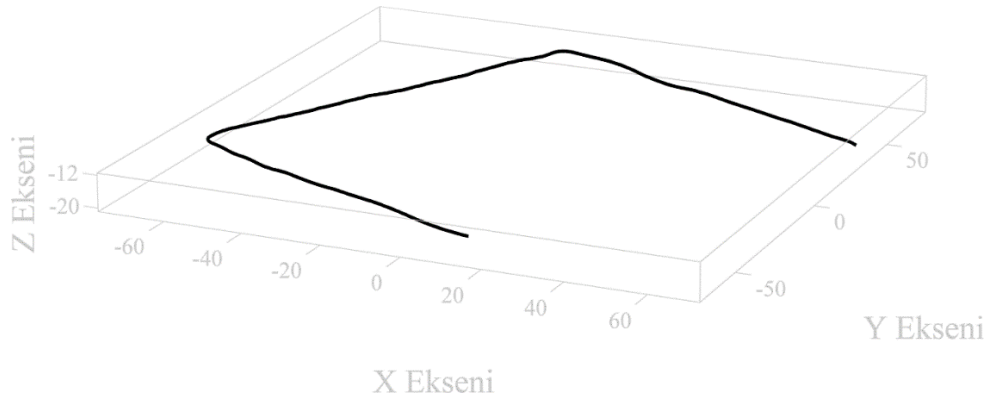


Şekil 67. Yapay nesnelere ait üç boyutlu merkez eksen elde etme işleminin büyütülmüş hali.



Şekil 68. Yapay nesnelerin merkez eksenini oluşturması aşamasında elde edilen hata değişimi grafiği.

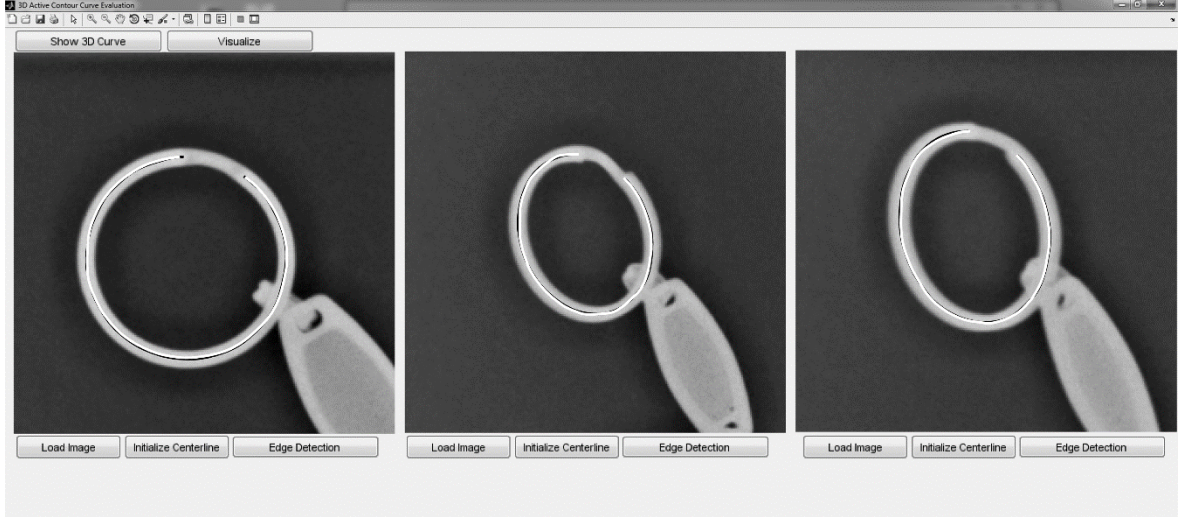
Bu test görüntüsü için elde edilen üç boyutlu merkez eksen ise Şekil 69'de verilmiştir. Üç boyutlu merkez eksenin her bir görüntü üzerinde hesaplanan yeniden izdüşümleri için elde edilen hatanın ortalaması 0.6 piksel, standart sapması 0.2 piksel ve maksimum hata değeri ise 1 piksel olarak hesaplanmıştır. Gerçek anjiyo görüntü üzerinde yapılan üç boyutlu merkez eksen oluşturma işleminin hata istatistikleriyle kıyaslandığında oldukça düşük olan bu değerler gerçek anjiyo görüntüleri ile yapılan çalışmaların zorluğunu ortaya koymaktadır. Bu sonuçlar daha ileriki bölümlerde irdelenecektir.



Şekil 69. Yapay nesnelerin üç boyutlu merkez eksenini.

İkinci test görüntü seti olan anahtarlık görüntüsü üzerinde de üç boyutlu merkez eksen oluşturma çalışmaları yapılmıştır. Anahtarlık görüntüsündeki dairesel kısım üzerinde yapılan çalışmaların sonuçları diğer test seti ile yapılan çalışmaya sonuçlarına yakın değerler vermiştir. Şekil 70'de bu görüntü setinden bir örnek verilmiştir. Görüntüler merkez eksen

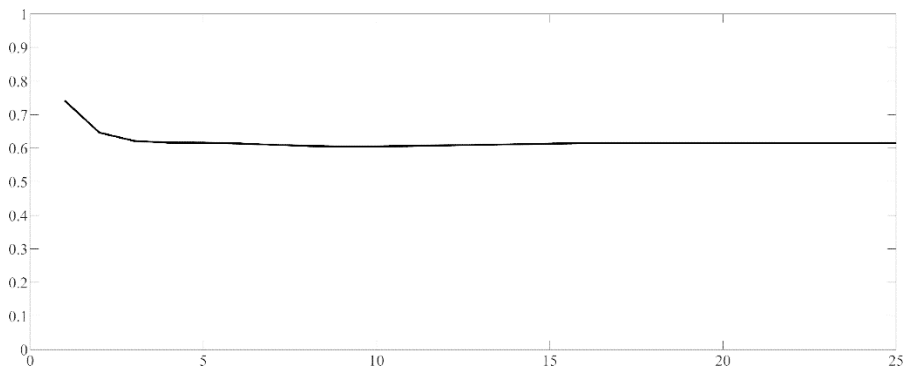
oluşturma işlemi yapılacak b6lge b6y6t6lerek g6sterilmiştir. Bu g6r6nt6ler 6zerinde iki boyutlu merkez eksenler siyah 7izgi ile temsil edilirken, bunlardan oluşturulan 67 boyutlu merkez eksenin iki boyutlu yeniden izd6ř6mleri ise beyaz olarak temsil edilmiştir. G6r6nt6lerden de anlaşıldığı 6zere 6rt6şme olduk7a iyi ger7ekleşmiştir.



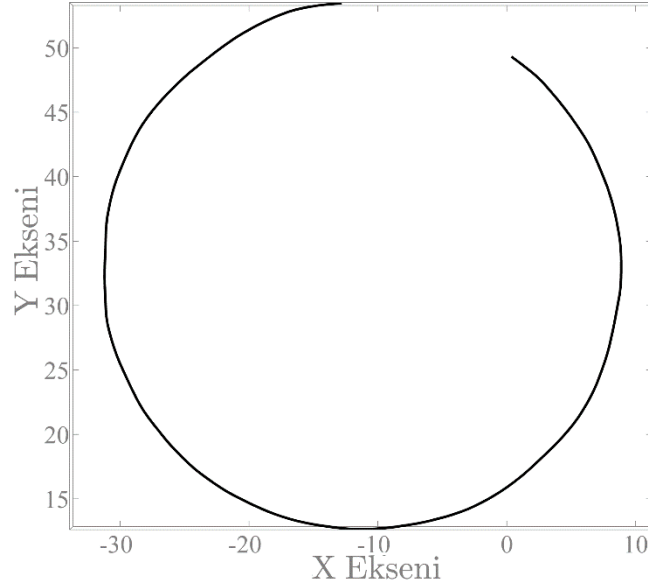
şekil 70. Yapay nesnelere ait g6r6nt6ler 6zerinde yapılan ikinci 67 boyutlu merkez eksen oluşturma işlemi.

şekil 71 ise bu 7alışamaya ait hata eğrisini g6stermektedir. Elde edilen 67 boyutlu merkez eksen ile ilgili hata istatistikleri de ř6yledir: Ortalama hata 0.62 piksel, hatanın standart sapması 0.16 piksel ve maksimum hata değeri 1 pikseldir.

Elde edilen 67 boyutlu merkez eksenin 6stten g6r6n6ř6 ise şekil 72'de g6sterilmiştir.



şekil 71. İkinci 67 boyutlu merkez eksen oluşturma işlemine ait HD değişimi.



Şekil 72. İkinci üç boyutlu merkez eksen.

Kullanılan tüm test görüntüleri üzerinde yapılan üç boyutlu merkez eksen oluşturma işlemlerinden elde edilen merkez eksenlere dair bazı uzunluk ve yarıçap ölçüm sonuçları, yapılan kalibrasyon işleminin doğruluğunu göstermek bakımından, bulgular ve irdeleme kısmında verilecektir.

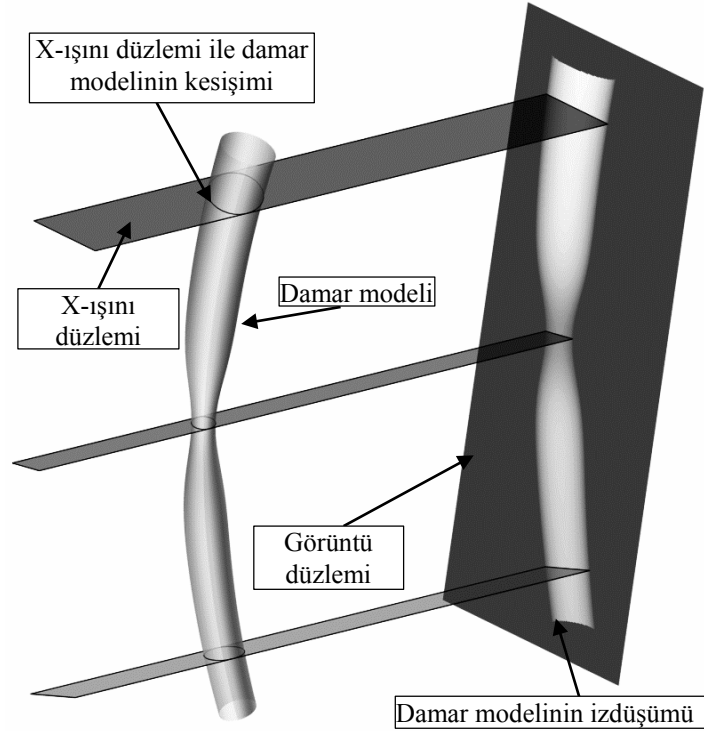
2.9. Damar Yüzeyinin Oluşturulması

Üç boyutlu damar yüzeyini oluşturmak için bu çalışmada iki boyutlu damar görüntülerinin kenar bilgileri kullanılmıştır. Kenar belirleme için önerilen yöntem yarı otomatik bir kenar kestirim yöntemidir. Bu yöntemde damarlara ait parlaklık profili parametrik bir model kullanılarak modellenmiş ve bu model üzerinden kenar bilgileri elde edilmiştir. Bu damar izdüşümü modeli damar yapısının yanı sıra arkaplan ve görüntüdeki bulanıklık etkilerini de modellediği için diğer kenar kestirim yöntemlerine göre daha doğru sonuçlar vermektedirler [25], [53].

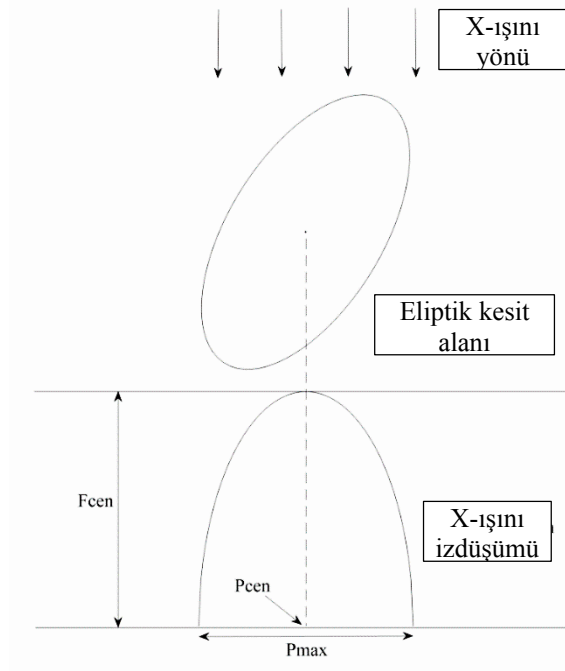
Daha önce de belirtildiği gibi sağlıklı damar yapısı dairesel kesit alanı ile modellenebilmektedir. Lezyon olan bölgelerdeki şekil bozuklukları ise elips ile daha hassas bir şekilde temsil edilebilmektedir. Bu nedenle eliptik kesit alanlı genelleştirilmiş silindir modelinin izdüşümü profillerinden yararlanılarak damar parlaklık profili için parametrik bir model geliştirilmiş, bu modeldeki parametreler yardımıyla da kenar bilgileri elde edilmiştir. Geliştirilen model ile ilgili daha önce yapılan çalışmalar aşağıda özetlenmiştir.

2.9.1. Kenar Kestirimi

Genelleştirilmiş silindir modeli ile oluşturulan yapay bir damar parçası Şekil 73’de verilmiştir. Bu damar parçasını oluşturmak için eliptik kesit alanları kullanılmıştır. Damar parçasının x-ışını anjiyo görüntüleme sistemine göre elde edilen izdüşümü de aynı şekilde gösterilmiştir. Damar modelini kesen düzlemler ise gelen x-ışınlarını temsilen verilmiş düzlemlerdir. Bu düzlemler, normal vektörleri damar merkez ekseninin ilgili noktasındaki teğet vektörleri ile aynı düzlemde yer alacak şekilde hesaplanmışlardır. Bu durumda söz konusu düzlemler ile damar modelinin kesişimleri, en genel haliyle, bir elips olacaktır. Bir eliptik kesit alanının x-ışını projeksiyonu sonucu oluşan parlaklık dağılımı Şekil 74’de verilmiştir. Bu şekilde yer alan f_{cen} parametresi parlaklık dağılımının (profilin) maksimum değerini, p_{cen} parametresi maksimum parlaklık değerinin izdüşümü ekseninde bulunduğu konumu ve p_{max} parametresi ise eliptik kesitin izdüşümü eksenindeki görünür genişliğini temsil etmektedir.



Şekil 73. Bilgisayarda oluşturulmuş damar modeli ve izdüşümü.



Şekil 74. Eliptik şekilli bir damar kesit alanı ve x-ışını izdüşümü.

İzdüşümü eksenini p ile temsil edilirse parlaklık dağılımının parametrik fonksiyonu aşağıdaki gibi olur:

$$f(p) = (f_{cen} \sqrt{1 - \left(\frac{p - p_{cen}}{p_{max}}\right)^2}), p_{cen} - p_{max} \leq p \leq p_{cen} + p_{max} \quad (27)$$

Damar benzeri tüp şeklindeki yapılar için $p_{cen} - p_{max}$ ve $p_{cen} + p_{max}$ cismin kenar noktalarının koordinatlarına karşılık gelmektedir.

Benzer şekilde arkaplana ait nesnelere ait parlaklık profilleri $bg(p)$ ise 5. derece bir polinomla modellenmiştir. Bu polinomun 2. ve 4. derece terim katsayıları 0 alınmıştır. Bunun sebebi ise bu terimlerin polinoma sağlayacağı katkının damar profili modeliyle benzerlik göstermesidir. Kestirim esnasında damar parlaklık profiline sağlayacağı katkı hataya neden olacaktır. Bunu engellemek için çift dereceli terimler tanımdan çıkarılmıştır.

Anjiyo görüntülerinde yer alan cisimler, x-ışını kaynağının noktasal olmamasından kaynaklanan ve kaynağa yaklaştıkça artan bir bulanıklık etkisi göstermektedirler. Bu etkiyi de modele katabilmek için damar profili, standart sapması σ_g olan, Gauss bulanıklaştırma fonksiyonu $g(p)$ ile katlamaya tabi tutulur. Toplam parlaklık profili $I_p(p)$ aşağıdaki gibi olur:

$$I_p(p) = f(p, (f_{cen}, p_{cen}, p_{max})) * g(p, \sigma_g) + bg(p, pol_{0,1,3,5}) \quad (28)$$

Burada yer alan $pol_{0,1,3,5}$ 0., 1., 3., ve 5. derece polinomların katsayılarını temsil etmektedir.

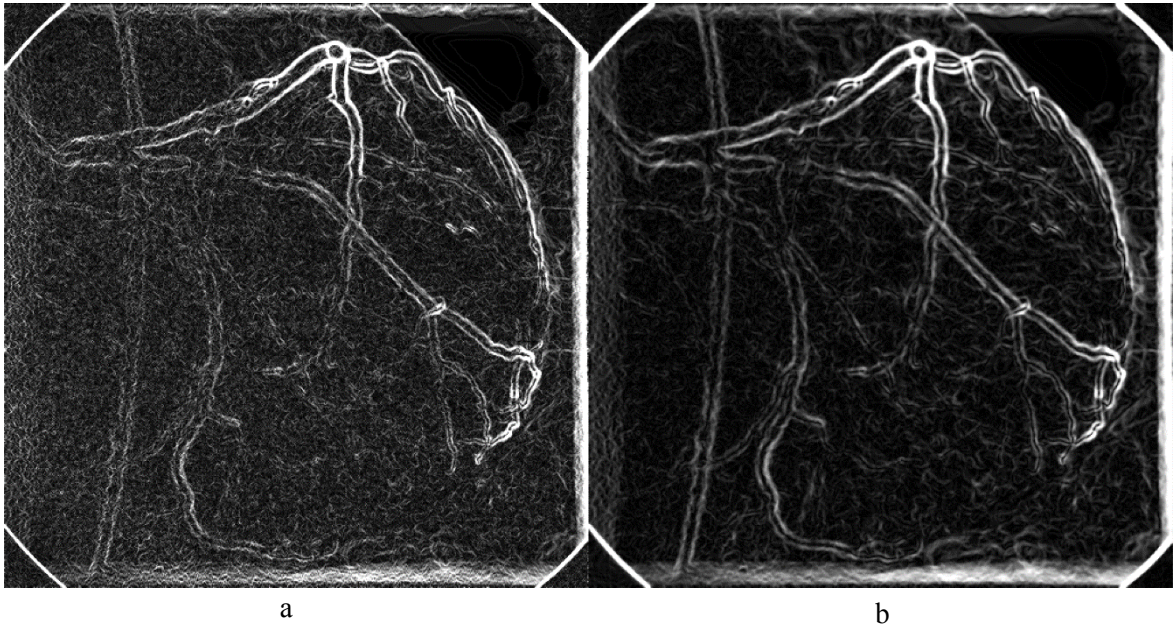
Yukarıda tanımlanan kenar belirleme işlemi görüntüden alınan profiller üzerinde yapılan kestirim işlemi ile gerçekleştirilmektedir. Profillerin görüntüden seçimi işleminde, daha önce yapılan çalışmadan farklı olarak, aktif konturlardan yararlanılmıştır. Aktif kontur uygulaması profillerin alınması aşamasında hem kullanıcı ile etkileşimi minimuma indirmek bakımından hem de alınan profillerin uygunluğu bakımından avantaj sağlamaktadır.

Kenar kestirimi işlemi için gerekli profiller görüntü üzerinden, damar merkez eksenine dik doğrular boyunca alınmaktadır. Daha önceki bölümlerde üç boyutlu merkez eksenini oluşturmak için iki boyutlu damar merkez eksenlerinin belirlenmesi için yapılan çalışmalar anlatılmıştır. Burada belirlenen iki boyutlu merkez eksenler, profillerin seçimi için kullanılmıştır. Merkez eksenin 1. derece türevine göre hesaplanan teğet vektörlerine dik doğrultu boyunca profiller alınmaktadır. Burada profil genişliğinin ne kadar olması gerektiği sorusu karşımıza çıkmaktadır. Profilin alınacağı doğrultu bellidir ancak bu doğrultu boyunca ne kadar uzunlukta bir seçim yapılacağı belirsizdir. Bu kısım daha önceki çalışmada [25] kullanıcı tarafından girilen bir değere göre belirlenmişti. Bu çalışmada ise otomatik olarak profil genişliğini belirleyebilmek için aktif konturlardan yararlanılmıştır.

Profil genişliği, modelleme yoluyla kenar belirleme yöntemi için çok önem taşıyan bir adımdır. Çünkü seçilen profilin uzunluğu kestirim işleminde elde edilen parametrelerin doğruluğunu etkilemektedir. Profil genişliği hem arkaplanı hem de damarı yeteri derecede içerecek şekilde seçilmelidir ki parametre kestiriminde yeterli bilgi elde edilebilsin. Burada damar ve arkaplan sınırını bir şekilde, kabaca da olsa, belirleyebilmek gerekmektedir. Bunu gerçekleştirmek için kullanılabilir en basit özellik ise kenar bilgisi haritasıdır. Görüntünün yatay ve dikey yönlerde birinci derece türevinin alınmasıyla elde edilebilecek bu harita aktif kontur uygulamasında F_{ext} oluşturmak için kullanılmıştır.

Görüntülerin 1. derece türevi görüntüdeki gri seviye değişimlerini veren bir algılayıcı olarak işlev göstermektedir. Damarlar ile arkaplan nesnelere arasındaki gri seviye değişimi de bu iki yapıyı birbirinden ayırmak için kullanılmıştır. Ancak görüntüde yer alan gürültü, türev ile elde edilen bu gri seviye değişimi üzerinde bozucu bir etkiye sebep olmaktadır. Bunun yanı sıra yetersiz kontrast seviyesi ve ince damarlar gri seviye değişimi bakımından yeterli bilgiyi verememektedir. Bu istenmeyen durumların etkisini azaltmak için türev işleminden önce görüntülere 1 piksel standart sapma değerine sahip gauss yumuşatma filtresi uygulanmıştır. Şekil 75, aynı görüntüye ait iki farklı kenar haritasını göstermektedir. Şekil

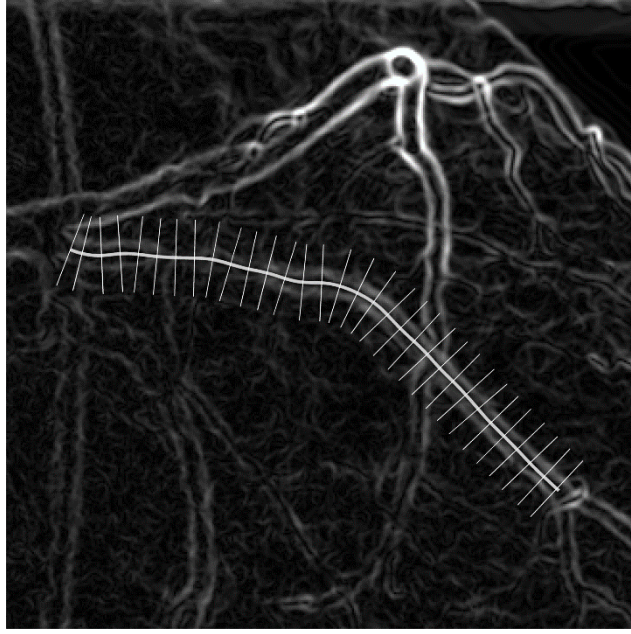
75a bu görüntünün filtre uygulanmadan elde edilen kenar haritasına aittir. Şekil 75b ise filtre uygulandıktan sonra elde edilen kenar haritasını göstermektedir. Şekillerden de görüldüğü üzere filtre uygulanmış görüntüden elde edilen kenar bilgisi özellikle kenarlardaki süreklilik bakımından daha fazla anlamlı bilgi içermektedir. Bunun nedeni gauss filtresinin gürültünün neden olduğu etkiyi azaltarak görüntüdeki yapılardan kaynaklanan bilginin daha çok ön plana çıkmasını sağlamasıdır. Ayrıca bu filtre difüzyon yoluyla pikseller arası tutarlılığı (*coherence*) artırmaktadır. Bu nedenle elde edilen kenar bilgisi, özellikle ince damar bölgelerindekiler, kendi içerisinde daha tutarlı bir yapı arz etmektedir.



Şekil 75. a) Filtrelenmemiş görüntüden elde edilen kenar haritası, b) filtrelenmiş görüntüye ait kenar haritası (görüntüler gösterim bakımından kontrast seviyeleri artırılarak gösterilmiştir).

Şekil 76 kenar haritası üzerine merkez eksen ve profil alma yönlerini belirten çizgilerin çizilmiş olduğu görüntüyü göstermektedir. Şekilden de görüldüğü üzere merkez eksen kenarlara oldukça benzer bir forma sahiptir. Bu nedenle merkez eksen kenarlara doğru kendini deforme edecek bir aktif kontur için iyi bir başlangıç eğrisi oluşturmaktadır. Burada dikkat edilmesi gereken bir nokta var. Merkez eksenin olduğu konumdan başlayan bir aktif kontur karasız bir yapıya doğru kendini deforme eder. Zira merkez eksen damarın her iki yanındaki kenarlara eşit uzaklıkta olacak şekilde oluşturulmuştur. Bu nedenle buradan başlayacak bir aktif konturun nereye yakınsayacağı belirsiz olur. Her iki kenara da aynı anda yakınsayarak istenmeyen sonuçlara neden olabilecek bu problemi aşabilmek için merkez

eksen eğrisine, profil alma doğrultuları yönünde, ± 3 piksellik kaymalar ilave edilmiştir. Pozitif katkı aktif konturu damarın bir kenarına doğru yakınsatırken negatif katkı ise diğer kenara yakınsamayı sağlamaktadır. Bu şekilde, ekstra kullanıcı etkileşimi olmadan, başlangıç aşamasındaki kenar bilgisi elde edilebilmektedir.

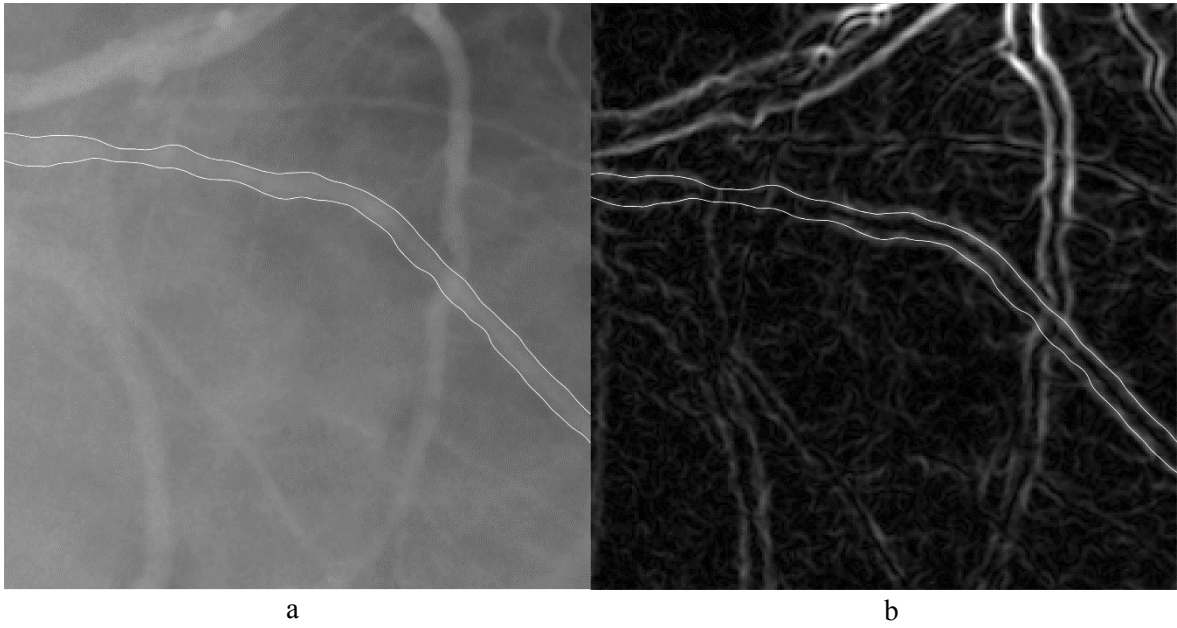


Şekil 76. Merkez eksen ve profil alma yönleri gösterilmiş kenar haritası.

Şekil 77a’da aktif kontur uygulamasının sonuçları orijinal görüntü üzerine ve kenar haritası üzerine bindirilmiş haliyle gösterilmiştir. Damarın her iki kenarına yakınsayan aktif konturlar daha önce merkez eksen belirleme kısmında bahsedilen algoritma uygulanarak elde edilmiştir. Şekilden de görüldüğü üzere kenar kestirimi işleminin ilk adımı olan profil uzunluğunu seçilmesi aktif konturlar yardımıyla otomatik olarak gerçekleştirilmektedir. Buradan elde edilen profil uzunluklarının ortalama değerinin üç katı tüm damar boyunca seçilecek profillerin uzunluğu olarak kullanılmıştır. Şekil 76’da gösterilen bölge için hesaplanan profil uzunluğu 28 piksel olarak bulunmuştur.

Profil uzunluğunu belirleme için aktif konturlar yardımıyla yapılan kenar kestirimi aynı zamanda hızlı ve etkili bir biçimde damar kenarlarının yerlerini belirlemeye de yardımcı olmaktadır. Bu şekilde yapılan bir kenar kestirimi hem yumuşak geçişler gösteren ve süreklilik arz eden kenar eğrileri elde etmemize olanak verirken hem de kestirimde oluşabilecek hataları minimuma indirmektedir. Burada VFC yöntemiyle F_{ext} oluşturmuş olmak da buna yardımcı olmaktadır. Zira, ince damarlar gibi yapılar, eğer yeterli kontrast

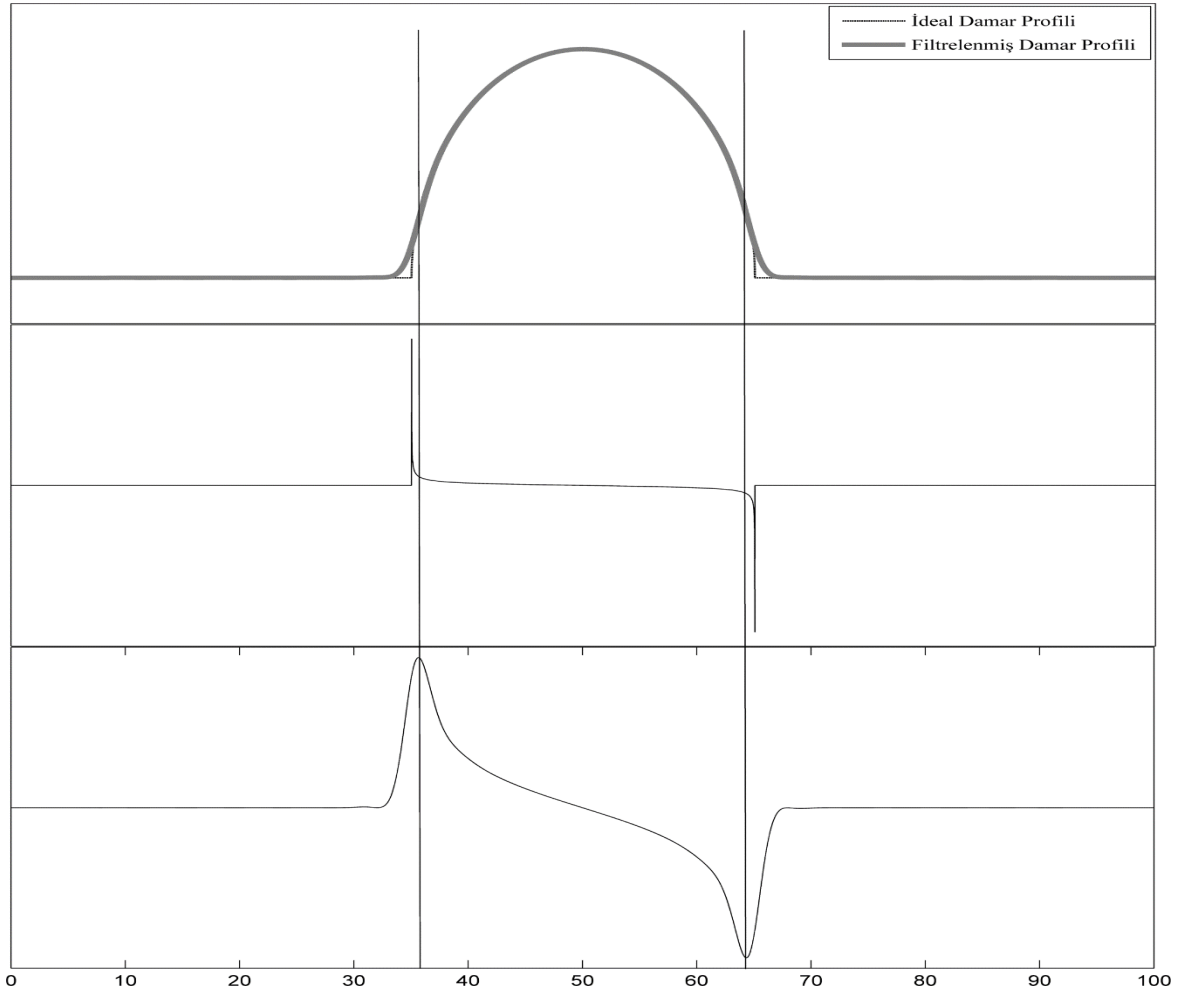
oranına sahip değillerse, aktif konturlar tarafından yakalanamamaktadır. Bunun haricinde anjiyo görüntülerinde kendini gösteren ve görüntüleme sisteminden kaynaklanan buğulanma etkisi (*blurring*) türev temelli kenar kestirimi yöntemlerinde doğruluk bakımından hatalara neden olmaktadır. Bu durumu daha iyi anlatabilmek için Şekil 78’de ideal bir damar profili ve 1 piksellik standart sapmaya sahip gauss filtresiyle yumuşatılmış damar profilleri 1.derece türevleriyle birlikte gösterilmiştir.



Şekil 77. Aktif kontur ile kenar belirleme işlemi yapılmış anjiyo görüntüsü (a) ve aynı görüntünün kenar haritası (b).

Şekil 78’deki görüntünün ikinci satırı ideal damar profilinin türevini gösterirken, üçüncü satırda yer alan eğri, Gauss filtresiyle yumuşatılmış damar profilinin türevini göstermektedir. Damar profilleri yukarıda anlatılan profil alma yönleri boyunca damara ait parlaklık değerlerinin oluşturduğu eğriler olarak tanımlanabilir. İdeal damar profilinin eliptik bir kesit alanının çizgisel integrali ile elde edildiği daha önce söylenmişti. Damar profillerinin türevi, damarın neden olduğu ani parlaklık değişimi nedeniyle, bize kenar kestirimi hakkında bilgi vermektedir. Bu nedenle aktif kontur uygulamasına dış vektör alanı üretmek için görüntünün yatay ve dikey yönlerinde 1.derece türevleriyle oluşturulan kenar haritası kullanılmıştır. Türev vektörlerinin genlikleri anlamına da gelen bu haritalar bize görüntüde yer alan cisimlerin kenar bölgelerinin yerleri hakkında bilgi verir. Genellikle profillerin türevlerinin mutlak değeri maksimum olduğu yerler kenar olarak kabul

edilir. İdeal bir damar profili için geçerli olan bu kabul, Şekil 78’de de görüldüğü gibi, buğulanma etkisine maruz kalan bir damar profili için geçerliliğini yitirmektedir. Bu nedenle her ne kadar aktif kontur uygulaması kenar kestirimi için ideal bir araç gibi gözükse de, kenar kesitimi için kullandığı bilgi türev temelli olduğundan, bahsedilen buğulanma etkisiyle istenilen hassasiyette sonuçlar verememektedir. Bu nedenle modelleme yoluyla kenar kestirimi tercih edilmiştir.



Şekil 78. Yukarıdan aşağıya: 1) İdeal damar profili ve Gauss filtrelenmiş damar profili. 2) İdeal damar profiline ait 1. derece türev. 3) Filtrelenmiş damar profiline ait 1. derece türev.

Modelleme tabanlı kenar kestirimi özellikle damar kenarlarının yüksek hassasiyette belirlenebilmesi için uygun yöntemlerdir. Bu yöntemin başarımını gösterebilmek için yapay damar görüntüleri üzerinde aktif kontur yöntemleri ile modelleme yöntemi sonuçları kıyaslanmıştır. Bu karşılaştırma sonuçları ilerleyen bölümlerde verilecektir.

Kullanılan damar modeli doğrusal olmayan bir modeldir. Dolayısıyla modelde yer alan parametrelerin elde edilebilmesi için Marquardt-Levenberg yöntemi kullanılmıştır. Diğer doğrusal olmayan optimizasyon yöntemlerinde olduğu gibi Marquardt-Levenberg yöntemi de optimizasyon için bir başlangıç noktasına ihtiyaç duyar. Başlangıç noktasının seçimi yapılacak optimizasyonun başarımını etkileyen en önemli adımdır. Zira, optimize edilecek fonksiyon üzerinde, optimize edilecek parametre sayısına bağlı olarak, birçok yerel optimum nokta bulunabilir.

Damar modeli uygulamasında optimizasyon işlemi aslında doğrusal olmayan bir eğri uydurma işlemidir. Eğri uydurma işleminde deneysel veri ile model kullanılarak elde edilen veri arasındaki en küçük kareler hatasını minimum yapan parametre vektörü aranmaktadır. Kullanılan damar profili modeli, daha öce de bahsedildiği gibi, üçü damarın fiziksel yapısına, dördü arkaplana ve biri de görüntüdeki buğulanmaya ait olmak üzere toplam 8 parametreden oluşmaktadır. Görüntüden alınan profiller prf ile gösterilmek üzere minimum değeri aranacak fonksiyon aşağıda verilmiştir.

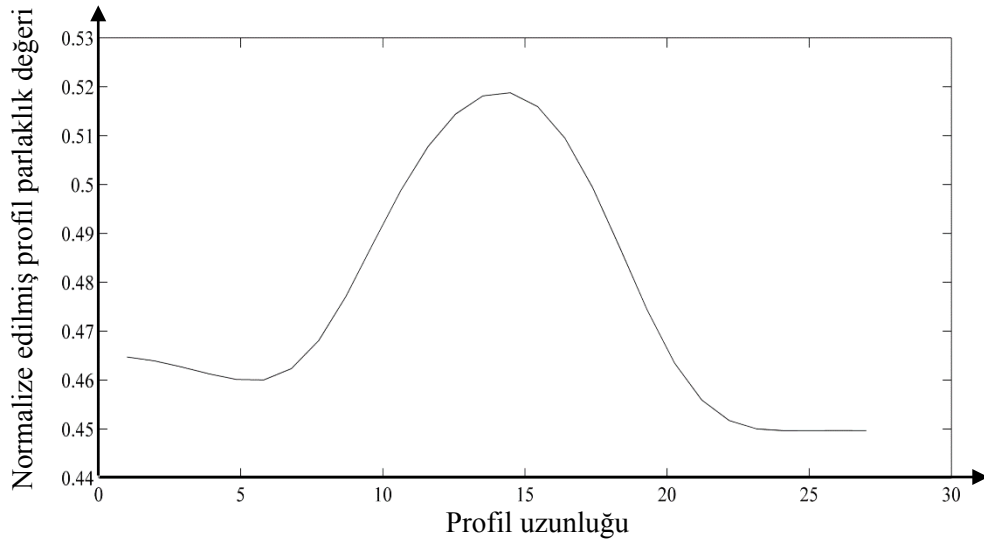
$$profil\ kestirim\ hatası = arg\ min(prf - I_p(prm))^2 \quad (29)$$

Burada yer alan prm parametre vektörüdür ve $prm = (f_{cen}, p_{cen}, p_{max}, pol_{0,1,3,5}, \sigma_g)$ şeklinde ifade edilmiştir.

Modelde 8 adet parametre kullanılması başlangıç noktasının da iyi seçilmesini gerektirmektedir. Çünkü parametre sayısının artması minimizasyon işleminin yerel minimum noktalara yakalanma olasılığını da artırmaktadır. Ayrıca burada bahsedilmesi gereken bir nokta da şudur: Minimum arama işleminde kullanılan fonksiyonun global minimum noktası her zaman istenilen sonucu vermeyebilir. Her ne kadar arkaplan fonksiyonunun damar profiline etkisini azaltmak için çift dereceli terimli polinomlar kullanılmamış olsa da, arkaplan fonksiyonu ve buğulanma katsayısının etkisi nedeniyle bazı durumlarda, özellikle karmaşık arkaplan yapılarının olduğu veya damarların üst üste bindiği bölgelerde, global minimum noktası damar profilindeki parametreleri doğru olarak verememektedir. Bu gibi durumlarda aslında istenilen sonuçlar yerel minimum noktalarından bir nokta olmaktadır. İstenmeyen bu gibi durumların önüne geçebilmek için başlangıç parametre vektörü çok iyi belirlenmelidir. Ayrıca başlangıç parametre vektörünün istenilen minimuma yakın seçilmesi kullanılan algoritmanın başarım oranını ve hızını da doğrudan pozitif yönde etkilemektedir. Yani daha hızlı ve daha doğru sonuçlar elde

edebilmek için başlangıç değerleri, tüm doğrusal olmayan optimizasyon yöntemlerinde olduğu gibi, en iyi şekilde belirlenmelidir. Kullanıcı etkileşimini minimum düzeyde tutabilmek adına burada da daha önce profil uzunluğunu belirlemek için yapılan aktif kontur uygulamasının sonuçları kullanılmıştır.

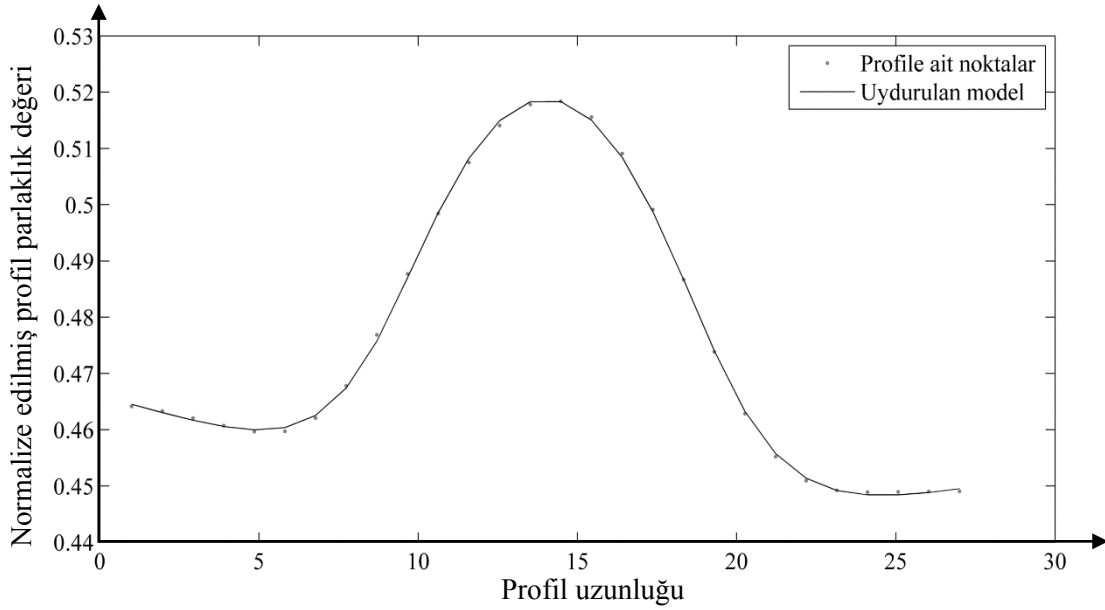
Aktif konturlar ile elde edilen profillerin ortalaması seçilen damar parçası için tipik bir profil olarak düşünülebilir. Tüm profillerin ortalamasının alınması ayrıca görüntüde yer alan gürültünün de etkisini minimuma indirecektir. Daha önce Şekil 77a'da gösterilen seçilmiş damar parçasının uzunluğu 157 piksel olarak hesaplanmıştı. Alınan profil sayısı da damar uzunluğu kadar olacak şekilde ayarlanmıştır. Dolayısıyla elde edilen 157 adet profilin ortalaması üzerinden elde edilen ortalama profil Şekil 79'da gösterilmiştir.



Şekil 79. Aktif konturlar ile seçilmiş ortalama profil eğrisi.

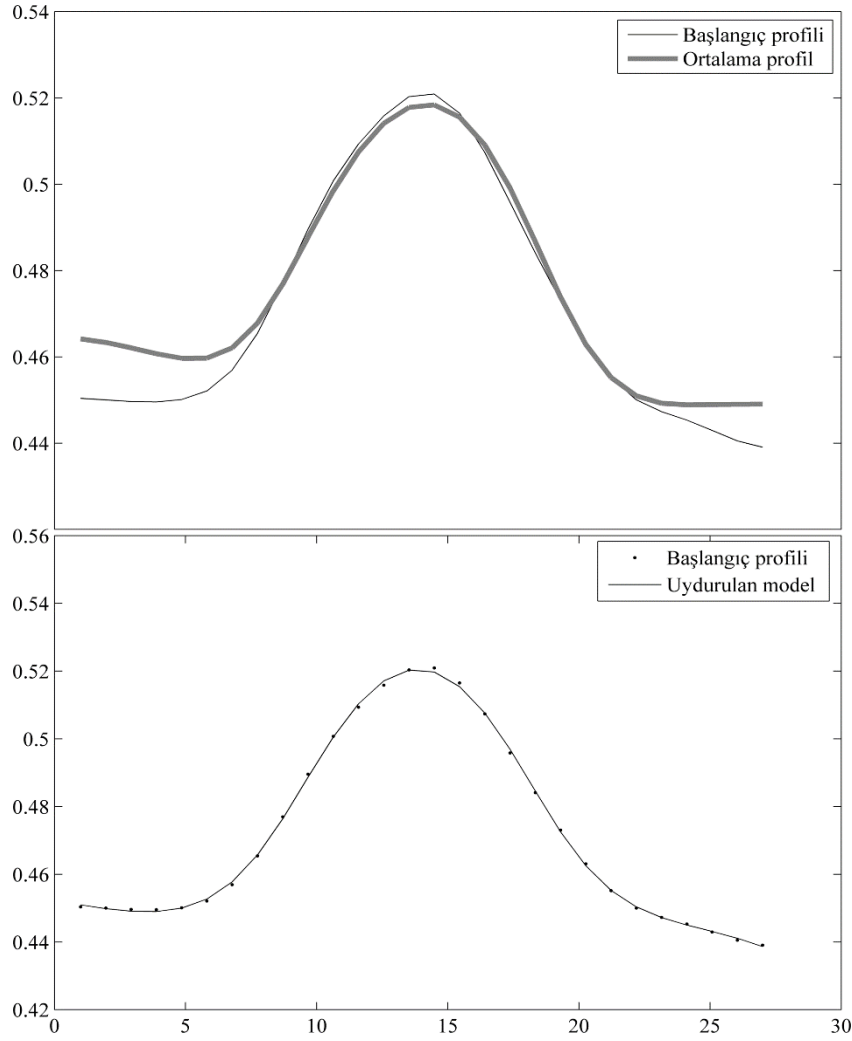
Ortalama profil üzerinde 1.derece türev, lokal maksimum ve doğrusal polinom uydurma algoritmalarının yardımıyla başlangıç parametre vektörü belirlenmiştir. Öncelikle ortalama profilin 1.derece türevinin mutlak değer olarak maksimum iki noktası kenar noktaları olarak hesaplanır Bu noktaların arasındaki mesafenin yarısı p_{max} olarak kullanılır. p_{cen} ise bu iki noktanın tam ortası olarak hesaplanır. Bu noktaların dışında kalan profile ağırlıklandırılmış doğrusal polinom uydurma yöntemiyle polinom uydurulur. Ağırlıklandırmada kenar noktaları arasında kalan yerlere diğer taraflara göre daha az ağırlık verilerek bu bölgenin eğri uydurma üzerindeki etkisi azaltılmış olur. Uydurulan polinom ise yine 2. ve 4. derece terimleri ihmal edilmiş şekilde kullanılır. Bu polinom uydurma işlemi ile arkaplana ait parametreler $pol_{0,1,3,5}$ elde edilmiş olur. f_{cen} parametresini bulmak için iki

kenar noktası arasında kalan profilin lokal maksimum değerinden pol_0 çıkarılır. σ_g sabit ve 1 olarak seçilir. Gürültünün etkisi azaltılmış olduğu için bu şekilde yapılan bir başlangıç parametresi kestiriminde hata olasılığı çok düşük olur. Ortalama profil üzerinden yukarıda anlatıldığı şekilde elde edilen başlangıç parametre vektörü $(0.0695, 13.5185, 4.8148, 0.4685, -0.0020, 6.5711e-06, -7.0482e-09, 1)$ şeklindedir. Bu başlangıç parametrelerini kullanarak yapılan kestirim işleminin sonucunda elde edilen parametre vektörü ise $(0.0708, 14.1835, 5.2347, 0.4661, -0.0016, 1.7533e-06, -5.0831e-10, 2.2019)$ olarak bulunmuştur. Ortalama profil üzerinde yapılan kestirim işleminin sonucu da Şekil 80'de gösterilmiştir.



Şekil 80. Ortalama profil üzerinde yapılan kestirim işleminin sonucu.

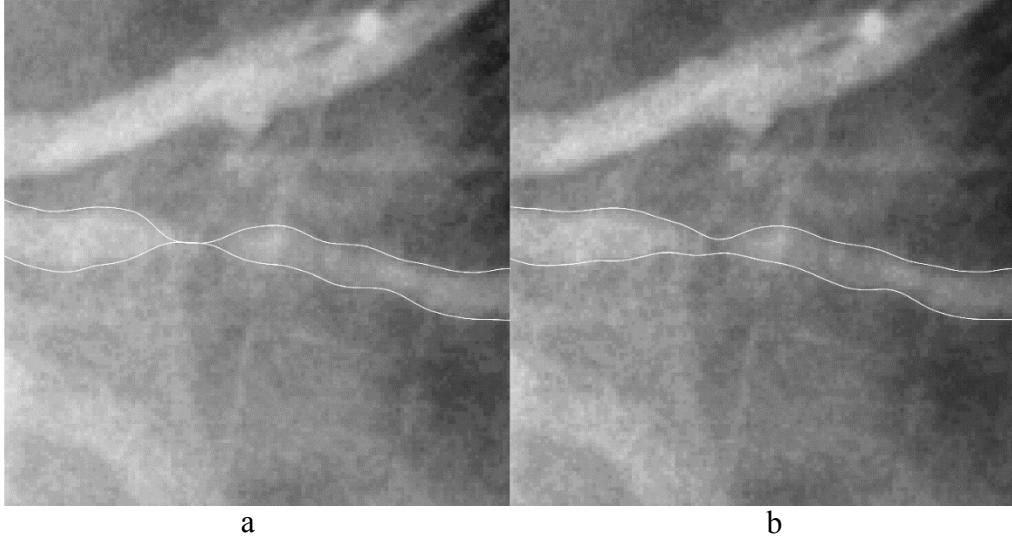
Kenar kestirimi işleminde her adımda başlangıç parametre vektörünü profil üzerinden belirlemek kestirim işlemine ekstra yük getirecektir. Bunun için ardışık profillerin başlangıç parametreleri için bir önceki kestirimi yapılan profilin kestirim sonuçları kullanılmıştır. Dolayısıyla kestirim işlemine başlanacak profili belirleyebilmek için de ortalama profilden elde edilen parametre vektörü kullanılmıştır. Bu parametre vektörünün başlangıç parametre vektörü olarak kullanılabilmesi ve en iyi sonucun alınabilmesi için kestirim işlemine başlanacak profil ile ortalama profilin benzerliği maksimum olmalıdır. Benzerliği hesaplayabilmek için ortalama profil ile seçilen tüm profillerin karesel hatası hesaplanmış ve en küçük hatayı veren profil başlangıç profili olarak seçilmiştir. Kestirim işlemine bu profil ile başlanmış ve kestirim için başlangıç parametre vektörü olarak ortalama profilden elde edilen vektör kullanılmıştır. Kestirim işleminin sonucu Şekil 81'de verilmiştir.



Şekil 81. Yukarıdan aşağıya doğru: 1. Ortalama profil ve başlangıç profili. 2. Başlangıç profili üzerinde yapılan kestirim işlemi sonucu

Kestirim işleminin bundan sonraki adımlarında ardışık bir şekilde bir önceki kestirim işleminden elde edilen parametreler kullanılır. Ancak kestirim işleminde kullanılan parametre sayısının fazla olmasından dolayı zamanla kestirim sonuçlarında hatalar oluşmaya başlayabilmektedir. Özellikle arkaplanı karmaşık olan veya damar üzerinde daralma görülen bölgelerden alınan profiller üzerinde yapılan kestirimlerde, bir önceki kestirimden gelen parametre vektörü kullanılsa bile, sonuçlar hatalı çıkabilmektedir. Bu gibi duruma bir örnek Şekil 82a'da gösterilmiştir. Daralma olan bölgenin etrafında kestirim sonucu elde edilen kenar noktaları damar kenarlarını iyi takip edememiş olarak gözükmemektedir. Bir önceki kestirimde oluşan hata küçük de olsa, daha sonraki kestirim işlemlerinde buradan gelen parametre vektörü kullanıldığı için, kümülatif olarak hatada bir büyüme söz konusudur. Bu

hatanın kendini ilerleyen profil kestirimi işlemlerinde telafi edebilmesi için ise kontrast oranı yüksek ve arkaplanı temiz bir profil gerekmektedir. Bu da her zaman mümkün olmamaktadır. Bu durumu önleyebilmek, görüntü kalitesine ve değişen damar yapısına karşın daha dayanıklı bir kenar kestirimi algoritması oluşturabilmek adına kestirim işlemine başlamak için bir önceki profilin parametre vektörü yerine önceki üç adet profilin ortalaması ile elde edilen parametre vektörü kullanılmıştır. Bu sayede kümülatif olarak büyüme eğilimi gösteren kestirim hatası ortalama işlemiyle azaltılmış olacaktır.



Şekil 82. Sınırlandırılmamış parametre kestirimi sonucu (a) ve sınırlandırılmış parametre kestirimi sonucu (b).

Algoritmanın kararlılığını artırmak için ayrıca kestirim işleminde sınırlamalı optimizasyon kullanılmıştır. Damar parametrelerinin süreklilik göstermesi gerektiği düşüncesiyle kullanılan sınırlandırılmış kestirim işleminde damara ait parametrelerden f_{cen} ve p_{max} için alt ve üst sınırlar belirlenmiştir. Başlangıç parametre vektöründeki ilgili değerlere göre belirlenen bu alt ve üst sınır sayesinde kestirim sonucunda elde edilecek değerlerin bu sınırlar içerisinde olması sağlanmıştır. Burada aslında parametre uzayında yapılan aramada aranacak bölgeye bir sınırlama getirilmektedir. Bu sınırlar dahilinde kalan bölge içerisindeki minimum noktası aranan minimum olarak seçilmektedir. Bu sınırlar şu şekilde belirlenmiştir. Damar profillerinin parlaklık ve genişlik değişimi başlangıç parametre vektöründeki parlaklık ve genişliğin yarısından büyük veya iki katından küçük olmalıdır. Diğer bir ifadeyle $\frac{1}{2}(\frac{1}{3}\sum_{i=n-3}^{n-1} pars_i^{1,3}) \leq pars_n^{1,3} \leq \frac{3}{2}(\frac{1}{3}\sum_{i=n-3}^{n-1} pars_i^{1,3})$ olmalıdır. p_{cen} için böyle bir sınırlamanın yapılmayışının nedeni şudur: Merkez eksen aktif kontur

uygulamasıyla daha önce anlatıldığı gibi oldukça güçlü bir biçimde belirlenmişti. Bu nedenle merkez eksende hata olma olasılığı çok düşüktür ve p_{cen} parametresi sınırlandırılmamıştır.

Kenar kestirimi algoritması üzerinde yapılan algoritmayı güçlü kılmaya yönelik değişikliklerin etkisi karşılaştırmalı olarak ileride sunulacaktır. Burada kararlı ve güçlü bir algoritma sunulmaya çalışılmış ve her türlü görüntüde iyi sonuç vermeye yönelik olarak program optimize edilmiştir. Ancak karşılaşılabilecek görüntülerin kalitesini önceden bilmemiz mümkün olmadığı için kenar belirleme algoritmasının sonuçları manuel düzeltmeye açık hale getirilmiştir. Daha önce de merkez eksen belirleme aşamasında anlatılan manuel eğri düzenleme programı kenar eğrileri için de kullanılmaktadır (Şekil 83). İhtiyaç duyulduğunda kullanıcı, kenar belirleme algoritmasının elde etmiş olduğu eğriler üzerinde manuel olarak kontrol noktaları vasıtasıyla düzenleme yapabilmektedir.



Şekil 83. Kenar belirleme işleminden sonra yapılan manuel düzeltme işlemi.



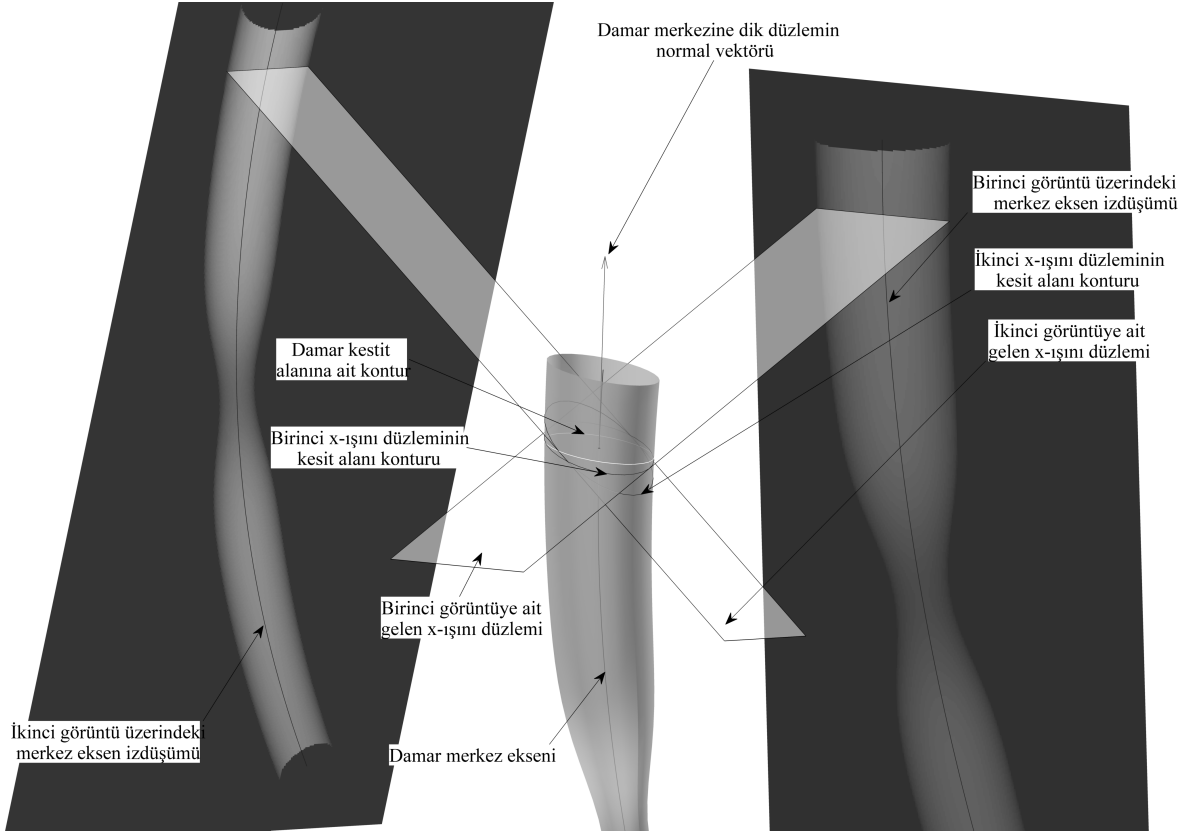
Şekil 84. Kenar kestirimi işleminin tüm görüntülere uygulanmış durumu.

Şekil 84, her üç görüntüde de ilgilenilen damar parçası üzerinde yapılan kenar kestirimi işleminin sonucunu göstermektedir.

2.9.2. Elipsoit Uydurma

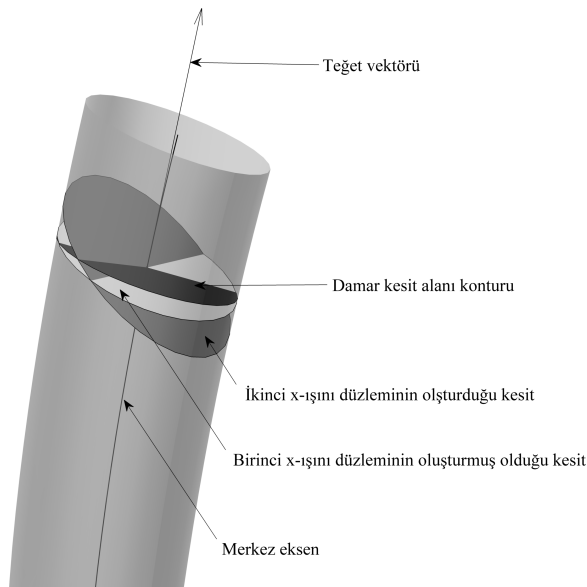
Tüm görüntüler üzerinde kenar belirleme işlemi benzer şekilde gerçekleştirildikten sonra damar yüzeyini hesaplama aşamasına geçilir. Üç boyutlu damar yapısının efektif bir şekilde genelleştirilmiş silindirler kullanılarak modellenildiği daha önce de belirtilmişti. Bilgisayar ortamında genelleştirilmiş silindir ile oluşturulan damar modelleri üzerinde anjiyo görüntüleme sisteminin geometrisini ortaya koyabilmek için çalışmalar yapılmıştır. Daha önce de Şekil 12’de gösterilmiş olan simülasyon görüntüsünde damar merkez ekseninin konumuna ve görüntüleme açısına bağlı olarak damar modelini kesen gelen x-ışınları farklı düzlemler oluşturmaktadır. Bu durum Şekil 85’te tekrar gösterilmiştir. Damar modelini oluşturan eliptik konturlar damar kesit alanı konturu olarak adlandırılmaktadır. Damar yüzeyini oluştururken de genelleştirilmiş silindiri oluşturan bu yapıtaşlarını yani elipsleri oluşturmak gerekir. Damar kesit alanı konturlarını oluşturan elipsler, genelleştirilmiş silindir modelinde, buldukları yerel eksen takımına göre tanımlanmış düzlemlerde yer alırlar. Bu düzlemler ise üç boyutlu merkez eksenin teğet vektörlerine göre oluşturulmuştur. Şekil 85’teki elipsler ve kesit alanları ayrıntılı olarak Şekil 86’da gösterilmiştir.

X-ışınlarını temsil eden düzlemler kamera merkezini, üç boyutlu eksen üzerindeki ilgili noktayı ve bu noktaya karşılık gelen, görüntü üzerindeki, kenar noktalarını içerir. Şekil 86 şunu ifade etmektedir: X-ışını düzlemleri her ne kadar damar kesit alanı düzlemi ile kesişse de aslında üç boyutlu bir nesneye ait kesit alanlarını içermektedirler. Dolayısıyla damar yüzeyi oluşturma işleminde bu kesit alanları üç boyutlu bir nesneyi oluşturmak için kullanılırsa görüntüleme geometrisine göre doğru bir iş yapılmış olur. Oluşturulan üç boyutlu nesnenin teğet vektörüyle tanımlanan düzlemle olan kesişimi ise istenilen damar kesit alanını verecektir. Burada kullanılacak üç boyutlu nesne elipsoit olarak seçilmiştir. Bu seçimin iki önemli nedeni vardır: 1) Bir elipsoidin bir düzlemle olan kesişimi, bazı özel durumlar haricinde, her zaman en genel haliyle bir elipstir. Böylece damar modellemesinde kullanılan eliptik kesit alanlı genelleştirilmiş silindir modeline göre uygun bir seçim olacaktır. 2) Elipsoit parametrik olarak ifade edilebilen analitik bir denklemle ifade edilebilmektedir.



Şekil 85. Anjiyo görüntüleme sisteminin bilgisayar simülasyonu.

Böylece kesişim konturları veya diğer hesaplamalar analitik olarak gerçekleştirilebilecektir. Dolayısıyla, x-ışını kesitlerinden gelen bilgiyi tümüyle kullanabilmek için bu çalışmada, daha önceki yapılmış çalışmalardan farklı olarak, damar kesit alanları elipsoitlerin yardımıyla hesaplanmıştır.

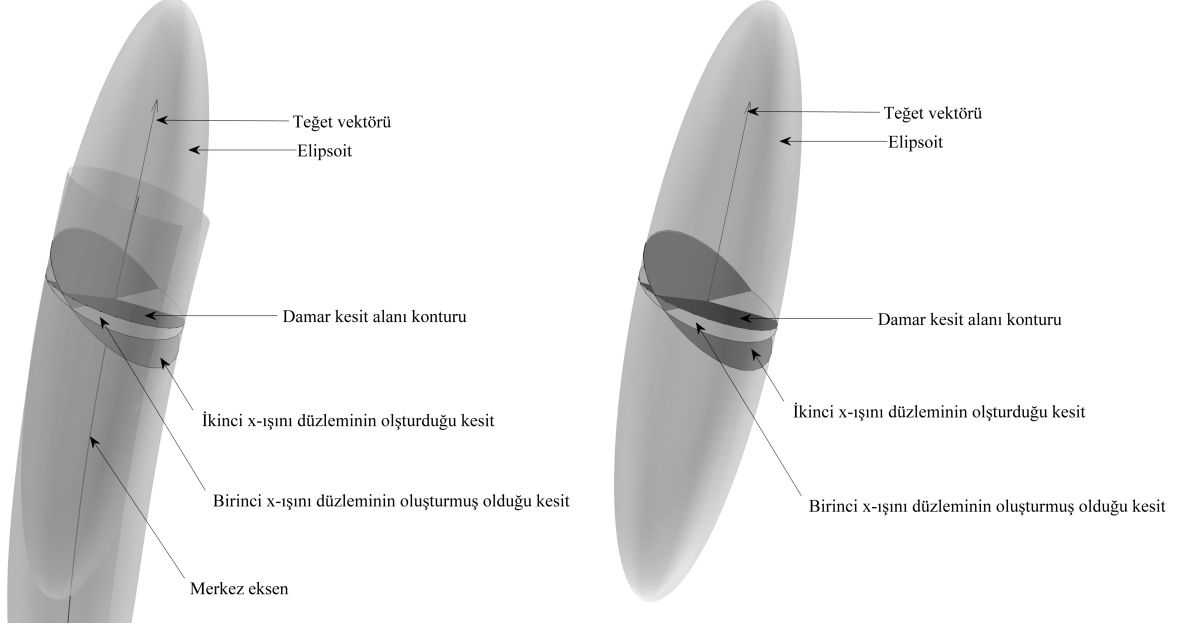


Şekil 86. Kesit alanlarının ayrıntılı gösterimi.

Genelleştirilmiş silindir modelinde üç boyutlu damar merkez ekseninin her bir noktası için yerel eksen takımları hesaplanır. Üç boyutlu merkez eksen, $s_i \leq s \leq s_f$ olmak üzere, parametrik olarak $cl(s) = (cl_x(s), cl_y(s), cl_z(s))$ şeklinde tanımlanmıştır. s parametresi s_i ' den s_f ' ye değıştikçe parametrik fonksiyonlar cl_x, cl_y, cl_z de tüm merkez eksenini oluşturacaktır. Yerel eksen takımı her bir noktanın teğet vektörüne göre hesaplanır. Teğet vektörleri ise $E_z = \frac{cl'}{|cl'|}$ şeklinde tanımlanmıştır. Burada cl' cl' 'nin s 'ye göre birinci derece türevini temsil eder. Teğet vektörleri aynı zamanda damar merkez eksenini üzerinde yerleştirilen kesit alanı konturlarının bulunduğu düzleme ait normal vektörleridir. Düzlemi tanımlayabilmek için bu normal vektörüne dik E_X ve E_Y şeklinde iki adet dikken vektör daha hesaplanır. E_X ve E_Y düzlemin içerisinde yer alan ve düzlemi tanımlayan eksen takımına ait vektörlerdir. Bu vektörler iyi bilinen *Frenet-Serret* denklemleri kullanılarak hesaplanabilir. Ancak grafik uygulamalarında görsellik bakımından oluşacak problemleri gidermek amacıyla E_X ve E_Y vektörlerinin süreklilik arz etmesi istenir. *Frenet-Serret* denklemlerinde karşılaşılan bazı tanımsızlıklardan dolayı süreklilik bozulabilmektedir. Bu probleme yönelik bazı çalışmalar yapılmıştır [54], [55], [56]. Bu çalışmada kaynak [56]'da bahsedilen dögüsel yöntem kullanılmıştır. Bu yöntemde göre üç boyutlu merkez eksen eğrisi başlangıcında bir referans eksen takımı tanımlanır. Genellikle *Frenet-Serret* denklemleri kullanılarak oluşturulan bu eksen takımında da tanımsızlık söz konusu ise E_X vektörü E_z 'ye dik herhangi bir birim vektör şeklinde hesaplanır. E_Y ise vektörel çarpım yardımıyla E_X ve E_z kullanılarak hesaplanır. Diğer noktadaki E_X ve E_Y vektörleri ise şu şekilde elde edilir: $E_Y^1 = E_X^0 \times E_Z^1$, $E_X^1 = E_Z^1 \times E_Y^1$.

Yerel eksen takımları oluşturulduktan sonra, cl üzerinde yer alan her bir noktadaki yerel eksen takımının tanımladığı düzleme eliptik kesit alanları yerleştirilir. Bu kesit alanları, elipsoit modelinde, elipsoitlerin yerel eksen takımının tanımladığı düzlemlerle olan kesişimleri ile elde edilir. En genel haliyle elipsoitler üçü merkez noktası koordinatı, üçü her bir eksen boyunca olan yarıçaplar ve üçü de referans eksen takımına göre dönme açılarını belirtmek üzere toplam dokuz parametre ile tanımlanır. Ancak bu çalışmada elipsoitlerin tanımlandığı yerel eksen takımları (referans eksen takımına göre döndürülmüş eksen takımı), yukarıda bahsedildiği gibi, belirlenmiştir. Yani elipsoitler teğetler boyunca uzanacak şekilde ve merkezi de üç boyutlu merkez ekseninin ilgili noktasında bulunacak şekilde konumlanacaktır (bkz. Şekil 87). Dolayısıyla elipsoidin tanımlanması için yarıçap parametreleri (r_x, r_y, r_z) ile

teğet eksi etrafındaki dönme açısı (θ) bağımsız değişkenleri yeterli olmaktadır. Eksen hizalı olarak adlandırılan bu tip elipsoide bir örnek Şekil 88’de gösterilmiştir.



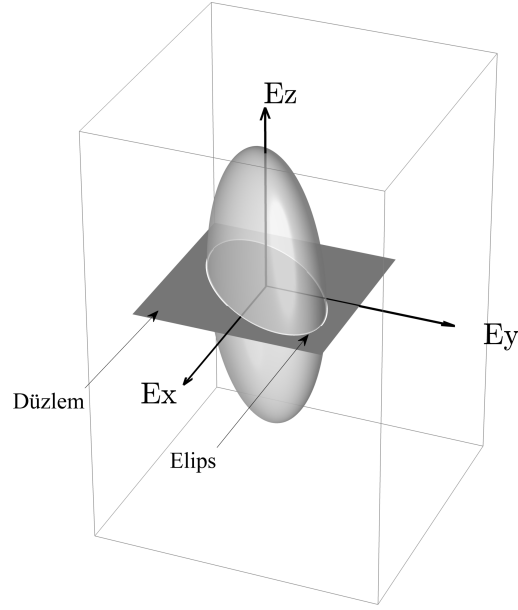
Şekil 87. Damar modeli ve elipsoit kıyaslaması. İlgilenilen kesit bölgesindeki kesitler ve elipsoit modeli (solda). Elipsoit üzerindeki damara ait kesit alanları (sağda).

Eksen hizalı bir elipsoit ile bu elipsoidin merkezinden geçen bir düzlemin kesişimi, söz konusu düzlem üzerinde tanımlanan ve merkezi $(0,0)$ 'da olan bir elips olacaktır. Üç boyutlu uzayda düzlemin tanımlanabilmesi için düzlem üzerinde yer alan bir nokta ve düzleme ait iki adet dikken vektör gereklidir. Burada düzlemin geçtiği nokta elipsoidin de merkez noktası olan $(0,0,0)$ olacak şekilde belirlenmiştir. Dolayısıyla düzlemi tanımlayan iki adet vektörün tanımlanması düzlem üzerinde işlem yapabilmek için yeterli olacaktır. Düzlem vektörleri $\vec{E}_X = (u_x, u_y, u_z)$ ve $\vec{E}_Y = (v_x, v_y, v_z)$ ile gösterilirse elipsoit ile düzlemin kesişimi olan elipsin denklemi

$$A_E E_x^2 + 2B_E E_x E_y + C_E E_y^2 + 2D_E E_x + 2F_E E_y + G_E = 0 \quad (30)$$

şeklinde olur. Bu denklemde yer alan elips katsayıları $A_E, B_E, C_E, D_E, F_E,$ ve G_E aşağıdaki gibi hesaplanır.

$$A_E = (u_x^2 (r_y r_z \cos(\theta)^2 + r_x r_z \sin(\theta)^2) - 2u_x u_y \cos(\theta) \sin(\theta) (r_x r_z - r_y r_z) + r_x r_y u_z^2 + r_x r_z u_y^2 \cos(\theta)^2 + r_y r_z u_x^2 \sin(\theta)^2) / (r_x r_y r_z), \quad (31)$$



Şekil 88. Elipsoit ve düzlem kesişimi. Elipsoit Ez eksenine göre hizalanmıştır. Kesişim konturu elips beyaz renkli olarak gösterilmiştir.

$$B_E = (v_x(r_y r_z u_x \cos(\theta)^2 + r_x r_z u_x \sin(\theta)^2 - r_x r_z u_y \cos(\theta) \sin(\theta) + r_y r_z u_y \cos(\theta) \sin(\theta)) + r_x r_y u_z v_z + r_y r_z u_y v_y \sin(\theta)^2 + r_x r_z u_y v_y \cos(\theta)^2 - r_x r_z u_x v_y \cos(\theta) \sin(\theta) + r_y r_z u_x v_y \cos(\theta) \sin(\theta)) / (r_x r_y r_z), \quad (32)$$

$$C_E = (v_x^2(r_y r_z \cos(\theta)^2 + r_x r_z \sin(\theta)^2) - 2v_x v_y \cos(\theta) \sin(\theta) (r_x r_z - r_y r_z) + r_x r_y v_z^2 + r_x r_z v_y^2 \cos(\theta)^2 + r_y r_z v_y^2 \sin(\theta)^2) / (r_x r_y r_z), \quad (33)$$

$$D_E = 0, \quad (34)$$

$$F_E = 0, \quad (35)$$

$$G_E = -1 \quad (36)$$

Eksen hizalı bir elipsoit ile bu elipsoidin merkezinden geçen bir düzlemin kesişiminin hesaplanmasından sonra elipsoidin nasıl oluşturulduğu açıklanmalıdır. Elipsoitler x-ışını düzlemleri ile olan kesişimleri üzerinden hesaplanmaktadır. X-ışını düzlemlerini oluşturmak için üç adet nokta yeterli olur. Bu noktalardan ilki kamera merkezlerinin dünya koordinatlarındaki konumudur (cc^i). Diğer iki nokta ise ilgili görüntü üzerindeki ilgili kenar

noktalarının üç boyutlu uzaydaki konumudur. i . görüntüye ait kamera merkezinin üç boyutlu uzaydaki konumu aşağıdaki gibi hesaplanır:

$$cc^i = (R^i)^T t^i \quad (37)$$

Üç boyutlu damar merkez ekseninin j . noktası üzerinde işlem yapıldığını düşünelim. Bu durumda i . görüntüdeki iki boyutlu merkez eksen üzerinde yer alan j . noktaya ait iki adet kenar noktasının üç boyutlu uzaydaki konumu için öncelikle i . görüntüye ait merkez noktasının üç boyutlu konumunun hesaplanması gerekir. Burada şunu belirtmek gerekir ki daha önce bahsedilen kalibrasyon aşamasında hem K matrisi, hem R matrisi, hem de t vektörü optimize edilmişti. Aşağıdaki denklemlerde kullanılan parametreler, kalibrasyon sonrası optimize edilmiş parametreleri temsil etmektedir. Kamera merkezi üzerinden görüntü düzleminin merkez noktasına yani, optik merkeze ait üç boyutlu koordinat aşağıdaki şekilde hesaplanır. oc_{3D}^i i . görüntüye ait optik merkezin referans eksen takımı olan dünya koordinat sistemindeki karşılığı olmak üzere

$$oc_{3D}^i = cc^i + SID^i \vec{z}_c^i + \left(c_u^i - \frac{sz_u^i}{2}\right) p_u^i \vec{x}_c^i + \left(c_v^i - \frac{sz_v^i}{2}\right) p_v^i \vec{y}_c^i \quad (38)$$

Bu denklemde yer alan $sz_{u,v}^i$ i . görüntünün piksel olarak boyutlarına karşılık gelmektedir. Ayrıca denklemdeki $\vec{x}_c^i, \vec{y}_c^i, \vec{z}_c^i$ vektörleri i . görüntü düzleminin yer aldığı eksen takımını temsil eder. Görüntü düzlemi, \vec{x}_c^i ve \vec{y}_c^i vektörlerinin tanımladığı ve \vec{z}_c^i 'ye dik durumda olan, merkezi cc^i de bulunan düzlemde yer alır. Bu vektörler ile dönme matrisi R^i arasındaki ilişki aşağıdaki gibidir.

$$R^i = \begin{bmatrix} \vec{x}_c^i{}^T \\ \vec{y}_c^i{}^T \\ \vec{z}_c^i{}^T \end{bmatrix} \quad (39)$$

i . görüntü üzerinden j . merkez noktasına ait karşılıklı kenar noktaları ${}^2D_{1,2}edge_j^i$ ve ${}^2D_{2,1}edge_j^i$ ile gösterilsin. Bu noktaların görüntü düzlemindeki üç boyutlu koordinatları

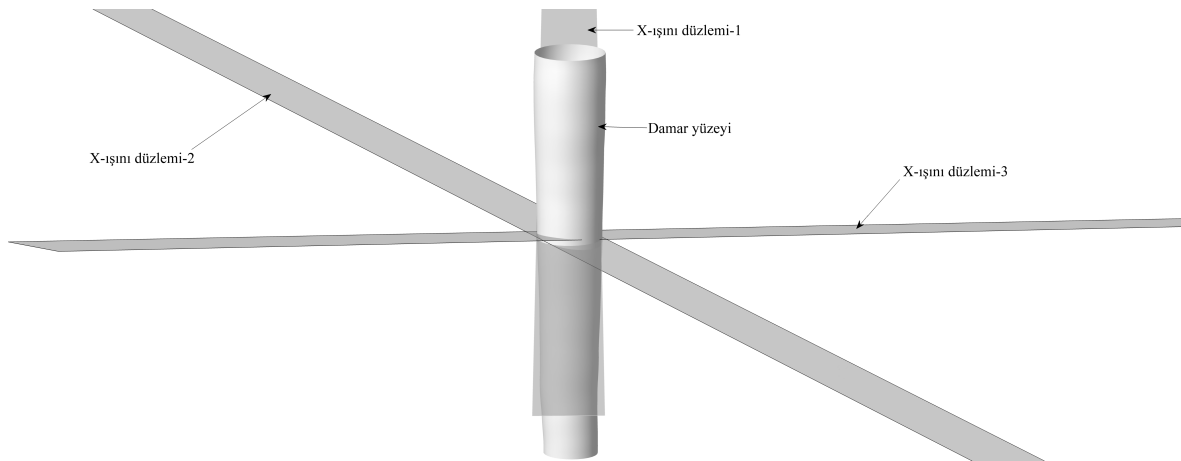
$${}^3D_{1,2}edge_j^i = ip_c^i + \left({}^2D_{1,2}edge_j^i - \frac{sz_u^i}{2}\right) p_u^i \vec{x}_c^i + \left({}^2D_{1,2}edge_j^i - \frac{sz_v^i}{2}\right) p_v^i \vec{y}_c^i \quad (40)$$

şeklinde hesaplanır. Görüntüleme sistemine bir örnek Şekil 89’da gösterilmiştir. Kamera merkezlerini gösterebilmek için resim küçük ölçekte gösterilmiştir. Görüntüleme açıları sırasıyla (0,0), (45,10) ve (-45,-10) derece olarak seçilmiştir.



Şekil 89. Üç farklı açıdan gerçekleştirilen bir anjiyo simülasyonu.

Şekil 90’da ise damar bölgesi büyütülmüş olarak bir önceki sistem gösterilmiştir. Gösterimde anlaşılır olabilmek adına simülasyonda kullanılan damar modeli, yarıçapı yukarıdan aşağıya doğru hafifçe azalan, bir dairesel silindir olarak düşünülmüştür. Silindirin merkez eksenini dünya koordinat sisteminin z eksenine hizalanmıştır.

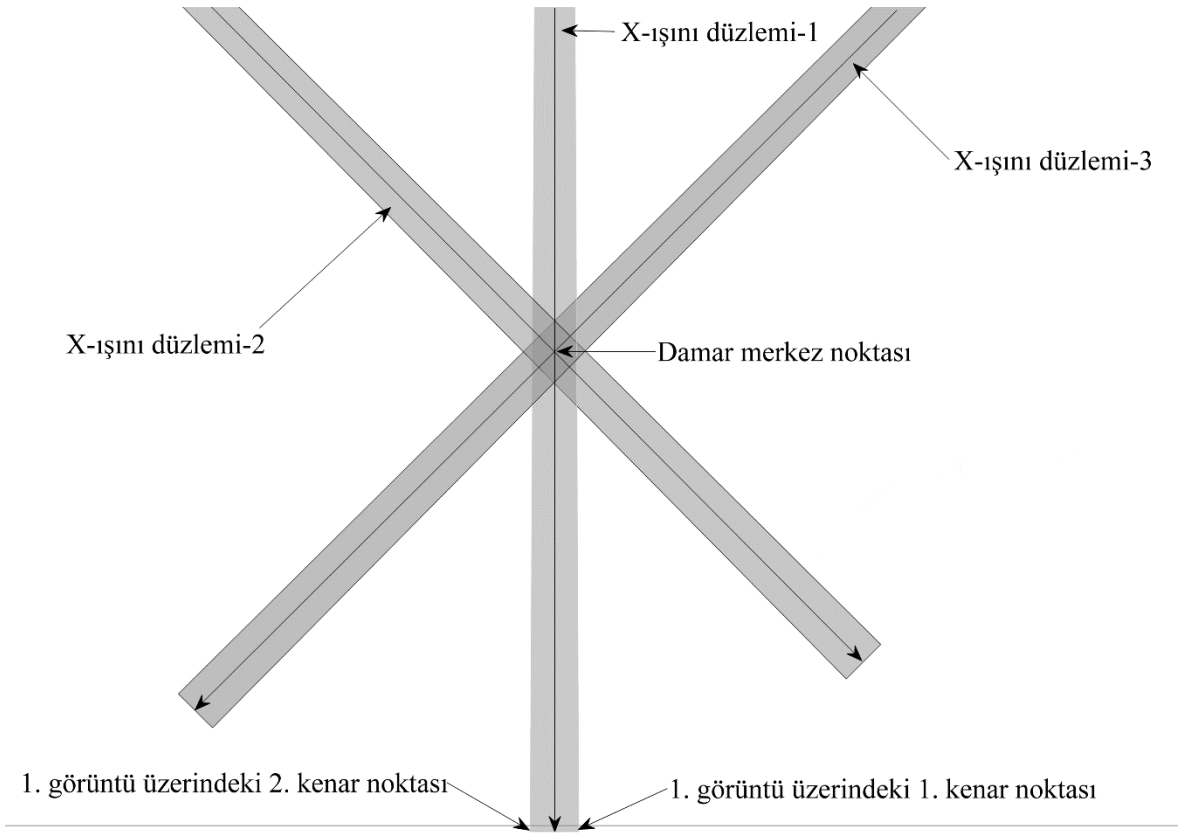


Şekil 90. Anjiyo simülasyonunun büyütülmüş hali.

Şekil 91 ise yeniden yapılandırma sürecindeki önemli tüm adımları gösterebilmek için verilmiştir. Bu resim anjiyo simülasyon sisteminin üstten görünüşünü göstermektedir. Üç boyutlu damar merkez eksenini z eksenine hizalanmış olduğu için Şekil 91’deki bakış z eksenini

doğrultusunda yapılmış bir bakışı göstermektedir. Şekilde x-ışını düzlemleri ile birlikte bu düzlemler boyunca uzanan ve kamera merkezleri cc^i ile iki boyutlu merkez eksen üzerindeki ilgili noktayı ($cl_{3D}^i(s_j)$) birleştiren doğrular gösterilmiştir. $cl_{3D}^i(s_j)$ i . görüntüye ait iki boyutlu merkez eksenin üç boyutlu koordinatlarını temsil eder. $cl_{2D}^i(s_j)$ ise aynı merkez eksenin görüntü üzerindeki piksel cinsinden koordinatlarıdır. Simülasyon sistemi ideal olduğu için kamera merkezlerinden merkez eksen noktalarına uzanan doğrular, damara ait üç boyutlu merkez eksenin ($cl(s_j)$) j . noktasında birleşmektedir. Daha önce anlatılan üçgenleme yöntemleri ile elde edilen bu nokta aslında bahsi geçen doğruların kesişim noktasıdır. Kalibre edilmiş sistemlerde de bu doğrular yine tek bir noktada kesişmektedir.

X-ışını düzlemlerinin uç bölgelerinin köşe noktaları da görüntü düzlemleri üzerinde yer alan damar kenar noktalarına karşılık gelmektedir (${}_{1,2}^3Dedge_j^j$).



Şekil 91. Anjiyo simülasyon sisteminin üstten görünüşü.

Şekil 91'den de görüldüğü üzere damara ait konturu belirlemek için hesaplanması gereken elipsoit her üç x ışını düzleminin kenarlarına teğet olacak şekilde yerleşmelidir. Bundan dolayı elipsoidin bilinmeyen parametrelerini (r_x, r_y, r_z, θ) belirlemek için elipsoidin

bu kenarlara teğet olması koşulunu belirten bir amaç fonksiyonu kullanılmış ve bu amaç fonksiyonu doğrusal olmayan optimizasyon yöntemi kullanılarak minimize edilmiştir.

Minimize işleminde kullanılacak olan amaç fonksiyonu elipsoidin x-ışını düzlemini oluşturan kenar çizgilerine teğet olup olmadığını belirleyebilecek şekilde belirlenmelidir. Bunun için en uygun ölçüt bir çizgi ile bir elipsoit arasındaki matematiksel uzaklığı veren fonksiyon olacaktır. Burada elipsoit ile çizgi arasındaki uzaklıkla ilgilenmek yerine elipsoidin x-ışını düzlemi ile kesişiminden gelen elipsin bu düzlemin kenarlarına olan matematiksel uzaklığı kullanılmıştır. Bunun nedeni ise elipsoit ile çizgi arasındaki uzaklığı veren ifadenin çok uzun ve karmaşık olmasıdır.

Elipsoit ile düzlem arasındaki kesişim ilişkisinin ve oluşan elipsin katsayılarının nasıl bulunacağı daha önce anlatılmıştı. Şimdi buradan gelen elips ile kesişim düzlemi olan düzlemin kenar çizgileri arasındaki matematiksel uzaklıkla ilgili bağıntılar verilecektir. Elipsin tanımından da hatırlanacağı üzere bir elips $A_E E_x^2 + 2B_E E_x E_y + C_E E_y^2 + 2D_E E_x + 2F_E E_y + G_E = 0$ eşitliğiyle kapalı bir eğri şeklinde ifade edilir. Yani elipsin katsayılarına göre, seçilen her bir (\vec{E}_x, \vec{E}_y) ikilisi, eğer elips üzerinde yer alıyorsa denklemi sıfıra eşitleyerek sağlar. Burada elips aslında $A_E E_x^2 + 2B_E E_x E_y + C_E E_y^2 + 2D_E E_x + 2F_E E_y + G_E$ denklemiyle tanımlı kuadratik bir yüzeyin $E_z = 0$ düzlemiyle kesişiminden gelen kapalı bir eğriyi ifade etmektedir. Benzer şekilde x-ışını düzlemlerinin kenar çizgilerini de bu kuadratik yüzey üzerinde ifade edilebilir. Bunu gerçekleştirmek için çizginin koordinatlarının yüzey denklemindeki bağımsız değişkenlerin yerine yazılması yeterlidir. İki boyutlu çizgi parametrik olarak aşağıdaki gibi ifade edilir:

$$x_l = x_{l_0} + d_x \gamma \quad (41)$$

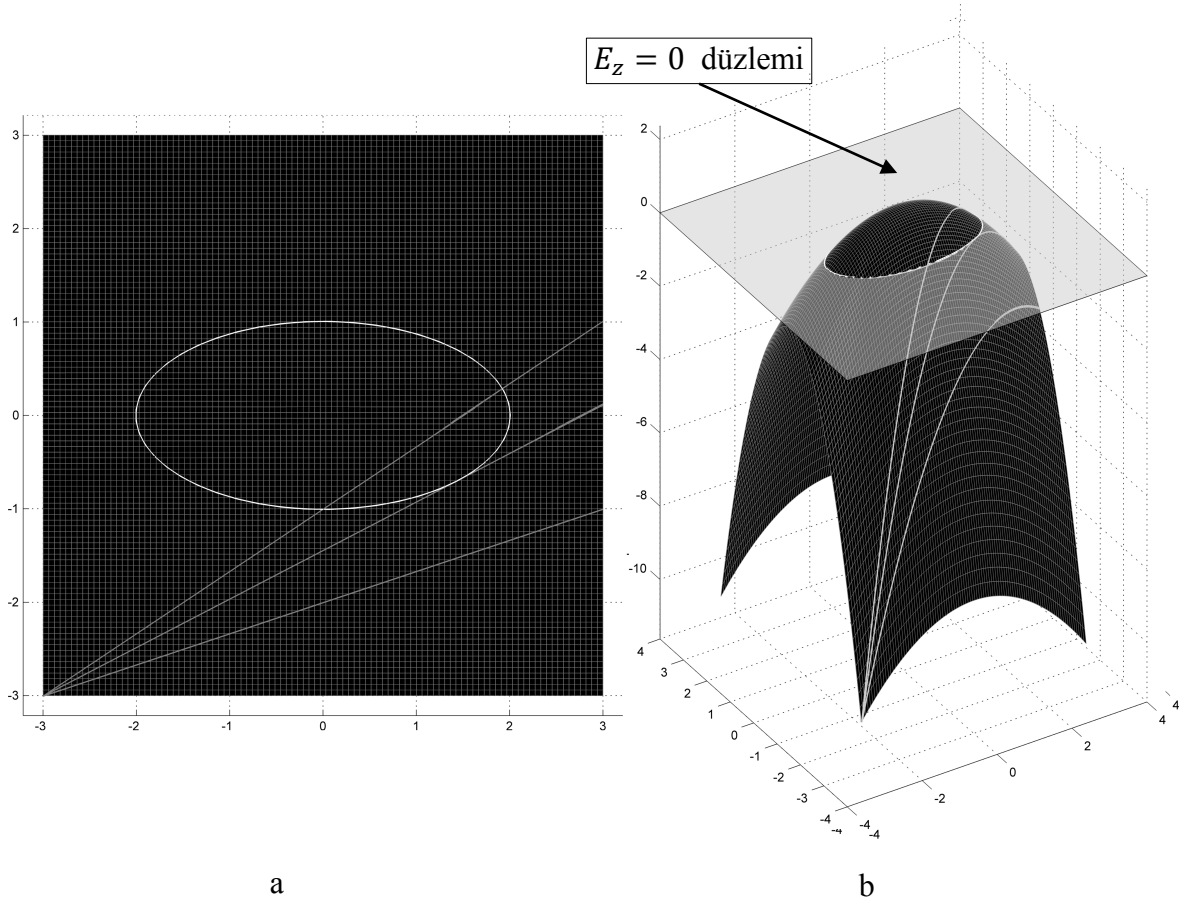
$$y_l = y_{l_0} + d_y \gamma \quad (42)$$

Bu eşitliklerdeki x_{l_0} ve y_{l_0} çizginin başlangıç noktasını, d_x ve d_y ise çizginin uzandığı yönü belirten değişkenlerdir. γ ise çizginin uzunluğunu belirler. Çizginin bağımsız değişkeni burada γ 'dır. x_l ve y_l ifadelerini kuadratik yüzey denkleminde yerine yazarsak

$$z_l = A_E x_l^2 + 2B_E x_l y_l + C_E y_l^2 + 2D_E x_l + 2F_E y_l + G_E \quad (43)$$

şeklinde bir ifade elde ederiz. Bu ifade γ 'a bağlı olarak çizginin yüzey üzerindeki değerini verecektir. Şekil 92a, düzlemde çizilmiş bir elipsi ve bu elipsin dışındaki bir noktadan çizilen

doğruları göstermektedir. Şekil 92b ise aynı elipsin ve doğruların kuadratik yüzey üzerindeki konumlarını göstermektedir. Elips ile birlikte çizilen doğrulardan biri elipse teğet diğerleri ise elipsin dışından geçen veya elipsi iki noktada kesen doğrulardır. Şekil 92b'den de görüldüğü gibi $E_z = 0$ düzlemi ile kuadratik yüzeyin kesişimi elipsi veren kapalı eğriyi oluşturmaktadır.



Şekil 92. a) Bir elips ve dışarıdaki bir noktadan çizilen üç farklı doğru. b) $z=0$ düzleminin kesişim ile oluşan elipsin ve çizgilerin kuadratik yüzey üzerindeki konumları.

Kuadratik yüzey üzerinde gösterilen eğriler incelendiğinde, bu eğrilerin maksimum noktasındaki değerinin \vec{E}_x, \vec{E}_y düzlemindeki elips ile doğrular arasındaki ilişki hakkında bilgi verdiği görülür. Diğer bir ifadeyle doğruların elipse teğet olup olmadığı, bu doğruların kuadratik yüzeydeki karşılıklarının maksimum değerinin ne olduğu ile anlaşılmaktadır. Eğer doğrular elipse teğet ise kuadratik yüzeydeki karşılığının maksimum değeri 0 olacaktır. Bu değer kesişim halinde pozitif, elipsin dışından geçme halinde ise negatif olacaktır. Daha önce kuadratik yüzeydeki eğriler γ 'nın fonksiyonu şeklinde ifade edilmişti. Bu eğrilerin

maksimum noktasındaki değerinin bulabilmek için eğrilerin γ 'ya göre türevini sıfıra eşitlemesi gerekir.

$$\begin{aligned} \frac{\partial z_l}{\partial \gamma} &= 2A_E d_x (x l_0 + \gamma d_x) + 2B_E d_y (x l_0 + \gamma d_x) + 2B_E d_x (y l_0 + \gamma d_y) + \\ &2C d_y (y l_0 + \gamma d_y) = 0 \end{aligned} \quad (44)$$

Daha önce elipsoidin merkezinin $(0,0,0)$ 'da yer alacağından bahsedilmişti. Bu noktanın tüm düzlemlerde ortak nokta olmasından dolayı elipsoidin x-ışını düzlemleriyle olan kesişimlerinin merkezleri de $(0,0)$ 'da bulunacaktır. Bu nedenle kuadratik yüzey fonksiyonundaki D_E ve F_E ifadeleri 0 olacaktır. Dolayısıyla denklem 44'deki ifadede bu terimler kullanılmamıştır. Denklem 44 düzenlenip γ hesaplanırsa:

$$\gamma_{max} = - \frac{A_E d_x x l_0 + B_E (d_y x l_0 + d_x y l_0) + C_E d_y y l_0}{A_E d_x^2 + 2B_E d_x d_y + C_E d_y^2} \quad (45)$$

elde edilir. Türevi hesaplanan yüzey kuadratik bir yüzey olduğu için türevin sıfıra eşit olduğu nokta bir tane olacaktır ve bu nokta da maksimum değere karşılık gelir. Elde edilen bu değer z_l ifadesinde yerine konmasıyla denklem 41 ve 42 ile tanımlanan doğrunun denklem 43 ile tanımlanan elipse göre konumu hakkında bilgi verecek olan değer elde edilir. Eğer $z_l(\gamma_{max})$ değeri pozitifse doğru elipsin dışında kalmaktadır. Negatifse doğru ile elips kesişmektedir. Bu değer z_l sıfır olduğu durum bize doğru ile elipsin teğet olduğunu gösterecektir. Negatif değerleri pozitive çevirmek için minimizasyon işleminde $z_l(\gamma_{max})^2$ kullanılmıştır.

Buraya kadar anlatılan işlemler elipsoidin tüm x-ışını düzlemleri ile olan kesişimleri ile elde edilen her bir elips için yapılır. Sözel olarak anlatmak gerekirse, elipsoidin parametreleri (r_x, r_y, r_z, θ) değiştirilerek, bu elipsoidin tüm x-ışını düzlemlerinin kenarlarına teğet olması sağlanmaya çalışılır. Optimizasyona dahil olan bu dört parametreden r_z , yani elipsoidin uzandığı yön olarak da söylenebilir, damar kesitini hesaplarken etkisiz kalmaktadır. Aslında damarın ilgilenilen noktasındaki kesiti bir elipsoit yerine eliptik kesitli bir silindir ile de modellenebilirdi. Ancak böyle bir silindirin kapalı formda denklemini yazılamadığı için elipsoit tercih edilmiştir. Dolayısıyla elipsoidin uzama yönündeki parametresi diğer iki uzamsal parametreye göre belirlenebilir. Bu çalışmada r_z , r_x ve r_y 'nin toplamının 3 katı olacak şekilde sabitlenmiştir.

Doğrusal olmayan minimizasyon işleminde gerekli başlangıç parametreleri üç boyutlu merkez eksen noktasının her bir x-ışını düzlemini oluşturan kenar çizgilerine olan dik Öklid uzaklıklarının ortalaması şeklinde hesaplanmıştır ve $r_x = r_y$ kabul edilerek işleme başlanmıştır.

$$r_{x_j} = r_{y_j} = \sum_{i=1}^3 \min d_2(cl(s_j), \overline{{}^3D_{1,2}edge_j^i cc^i}) / 3 \quad (46)$$

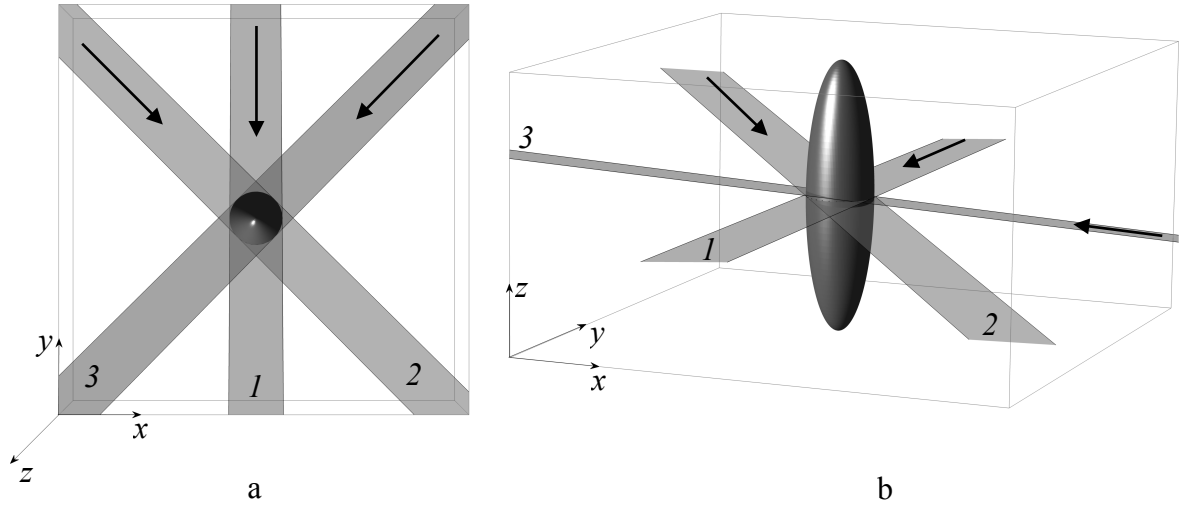
Burada $\min d_2$ fonksiyonu $cl(s_j)$ noktasının $\overline{{}^3D_{1,2}edge_j^i cc^i}$ doğrularına olan minimum Öklid uzaklıklarını veren fonksiyondur.

Başlangıç değeri olarak θ ise sıfır varsayılır.

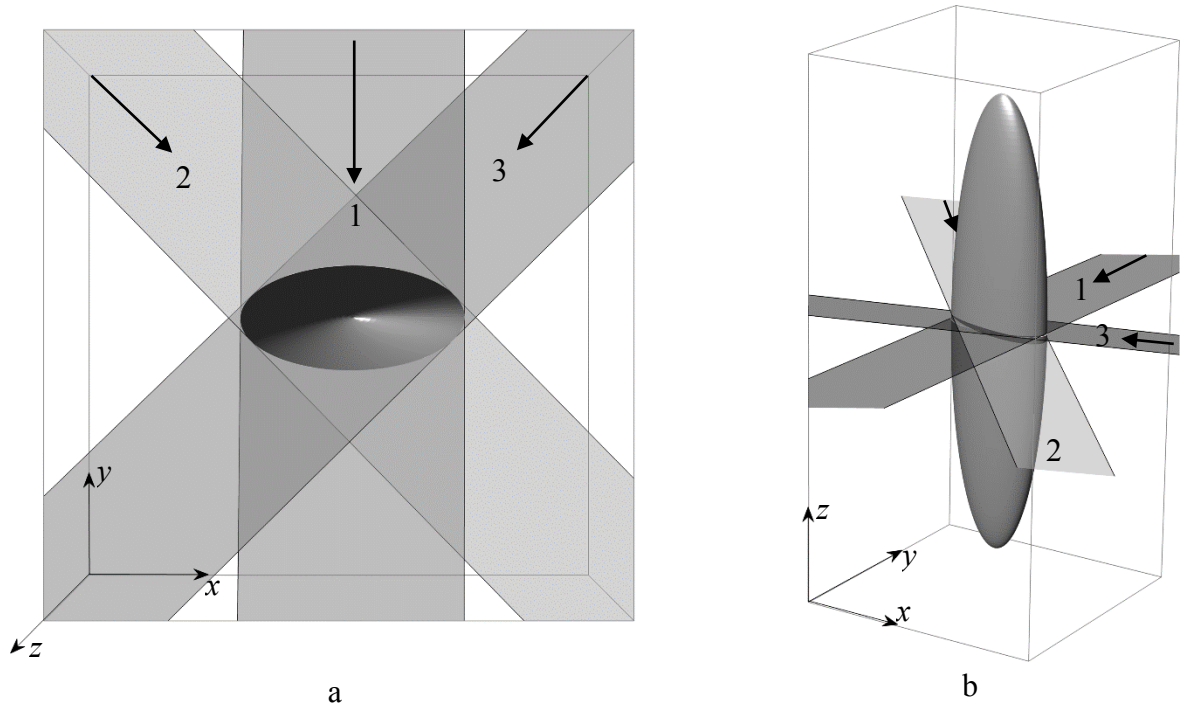
Burada bahsedilmesi gerek bir husus da şudur. Üç boyutlu merkez eğrisinin her bir noktası $cl(s_j)$ için yerel eksen takımları hesaplanmıştır (Bkz. $\overrightarrow{E_X}, \overrightarrow{E_Y}, \overrightarrow{E_Z}$). Elipsoit bu eksen takımının merkezinde yer alacak şekilde hesaplamalar yapıldığı için işlemlerde kullanılan tüm veriler $cl(s_j)$ noktasını ve $\overrightarrow{E_X}, \overrightarrow{E_Y}, \overrightarrow{E_Z}$ vektörlerini (0,0,0) noktasına ve dünya koordinat sistemine hizalayacak şekilde transformasyona tabi tutulur. Bu transformasyon matrisi aşağıda verilmiştir.

$$TM = \begin{bmatrix} \overrightarrow{E_{X_j}}^T & \overrightarrow{E_{Y_j}}^T & \overrightarrow{E_{Z_j}}^T \end{bmatrix} \quad (47)$$

Bu dönüşüm matrisini uygulamadan önce tüm noktalardan $cl(s_j)$ çıkarılır. Optimizasyon işlemi bitip elipsoit parametreleri elde edildikten sonra bu elipsoit ile $z=0$ düzleminin kesişimi hesaplanır. Bu kesişim damar konturunu verecektir. Damar konturu için hesaplanan noktalar daha sonra TM^{-1} ile ters dönüşüme tabi tutulup son olarak da $cl(s_j)$ ile toplanarak damar üzerinde olması gereken konuma taşınır. Böylece elde edilen eliptik kontur dünya koordinatlarındaki yerine yerleştirilmiş olur. Şekil 93 ve Şekil 94 bu şekilde hesaplanan elipsoitlerin yerel koordinat sistemindeki görünüşünü göstermektedir. Şekil 93a dairesel bir kesite göre hesaplanan elipsoidin üstten görünümünü, Şekil 93b ise kesitlerin pozisyonunu daha iyi gösterebilmek adına açılı görünümünü vermektedir. Benzer şekilde Şekil 94 ise eliptik bir kesite göre hesaplanan bir elipsoidin durumunu göstermektedir.



Şekil 93. X-ışını düzlemlerinin kenarlarına teğet olacak şekilde hesaplanmış elipsoit. (a) Üstten görünüş (b) açılı gösterim.



Şekil 94. Eliptik bir kesite ait elipsoit. (a) Üstten görünüş (b) açılı gösterim.

3. BULGULAR VE İRDELEME

3.1. Kalibrasyon Çalışmalarına Dair Bulgular

3.1.1. Test Görüntüleri Sonuçları

Daha önce kalibrasyon için yapılan çalışmalarda kullanılan tel benzeri test görüntüleri üzerinde yapılan çalışmalardan elde edilen kalibrasyon bulguları aşağıda verilmiştir. Farklı açılardan alınmış 5 görüntüden oluşturulan 10 adet görüntü üçlüsü üzerinde ölçümler yapılmıştır. Görüntüler 29, 30, 31, 32 ve 33 sayıları ile kodlanarak temsil edilmiştir. Test için kullanılan görüntülere ait DICOM formatından elde edilen bilgiler aşağıda Tablo 1’de verilmiştir.

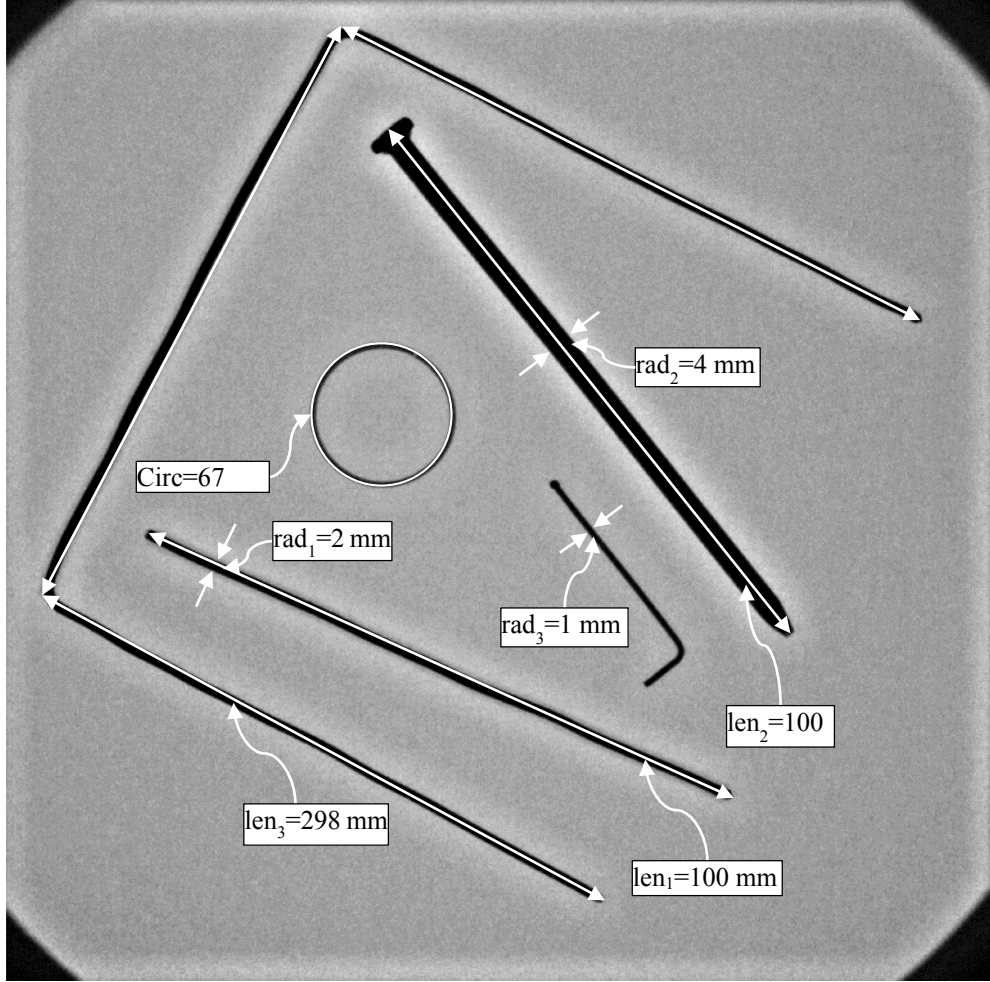
Tablo 1. Test için kullanılan görüntülere ait bilgiler.

	PA (°)	SA (°)	SID (mm)	SOD (mm)	En-Boy (piksel)
29	-0.9	0	852	720	1000-1000
30	-0.4	-41.3	931	720	1000-1000
31	-0.4	42.8	969	720	1000-1000
32	50.9	-3.1	930	720	1000-1000
33	-53.3	2.8	965	720	1000-1000

Gerçek boyutları bilinen cisimlerin üç boyutlu merkez eksenleri oluşturulduktan sonra, bu merkez eksenler üzerinden boy ölçümleri yapılmış ve gerçek sonuçlarla birlikte karşılaştırmalı olarak verilmiştir. Şekil 95 bu cisimlerin uzunluk ve genişlik bilgilerini vermektedir. Tablo 2 farklı görüntü üçlülere kullanarak yapılan uzunluk ölçümlerinin sonuçlarını göstermektedir. Görüntüler üzerinde merkez eksen seçimi aşamaları her seferinde manuel olarak yapıldığı için kullanıcıya bağlı küçük hatalar oluşmaktadır.

Kalibrasyon aşaması ile ilgili bir diğer gösterge ise Tablo 3’de verilmiştir. Bu değerler oluşturulan üç boyutlu merkez eksenlerin yeniden izdüşümü hatasını piksel ölçütü üzerinden göstermektedir. Tablo 3’deki değerler merkez eksenleri oluşturulan 4 farklı nesneye ait hataların maksimum değerlerini, ortalama değerlerini ve standart sapma değerlerini göstermektedir. Tablodan da görüldüğü üzere merkez eksenler oldukça iyi bir doğruluk

oranıyla oluşturulabilmektedir. Bu da kalibrasyon için kullanılan yöntemin sonuçlarının güvenilir olduğunu göstermektedir.



Şekil 95. Anjiyo görüntüsü çekilen test nesnelerinin uzunluk ve genişlik değerleri.

Tablo 2. Üç boyutlu merkez eksen üzerinden uzunluk ölçümleri (mm).

	len ₁ =100mm	len ₂ =100mm	len ₃ =298mm	Circ=67mm
29, 30, 31	100.4	101.2	300.75	68.1
29, 30, 32	99.5	100.6	298.46	67.4
29, 30, 33	99.7	100.6	298.37	67.4
29, 31, 32	99.5	100.4	297.98	67.3
29, 31, 33	99.4	100.1	297.64	67.4
29, 32, 33	99.2	99.6	296.6	67.0
30, 31, 32	99.6	99.17	296.15	66.5
30, 31, 33	99.7	99.25	297.64	66.9
30, 32, 33	99.7	99.14	296.9	67.0
31, 32, 33	97.7	98.32	292.1	65.9

Tablo 3. Üç boyutlu merkez eksenlerin yeniden izdüşümü hatası (piksel).

	len ₁			len ₂			len ₃			Circ		
	maks.	ort.	std.	maks.	ort.	std.	maks.	ort.	std.	maks.	ort.	std.
29, 30, 31	0.89	0.44	0.20	1.58	0.84	0.15	1.13	0.52	0.23	0.95	0.49	0.18
29, 30, 32	1.09	0.54	0.27	1.31	0.58	0.21	1.09	0.63	0.20	0.93	0.61	0.16
29, 30, 33	1.16	0.71	0.29	1.16	0.63	0.19	1.47	0.71	0.25	0.69	0.44	0.14
29, 31, 32	1.40	0.69	0.30	1.11	0.43	0.20	1.56	0.71	0.29	0.97	0.59	0.21
29, 31, 33	0.87	0.51	0.07	2.15	1.09	0.15	1.57	0.64	0.21	1.09	0.70	0.18
29, 32, 33	1.22	0.76	0.15	1.46	1.26	0.12	1.36	0.57	0.20	0.84	0.48	0.09
30, 31, 32	1.78	0.74	0.30	1.37	0.69	0.13	1.98	0.50	0.28	1.11	0.60	0.21
30, 31, 33	0.94	0.48	0.15	1.49	1.09	0.21	1.16	0.69	0.14	1.16	0.73	0.16
30, 32, 33	1.01	0.44	0.06	1.47	0.99	0.26	1.73	0.62	0.26	1.04	0.71	0.15
31, 32, 33	1.57	0.63	0.22	1.39	0.84	0.12	1.80	0.78	0.34	0.63	0.52	0.06

3.1.2. Gerçek Görüntüler Üzerindeki Sonuçlar

Tablo 4’de 4 adet gerçek görüntü seti üzerinde yapılan üç boyutlu merkez eksen oluşturma işlemine ait yeniden izdüşümü hatasının istatistiksel sonuçlarını göstermektedir. Kalibrasyon nesnelere için elde edilen sonuçlarla kıyaslandığında yüksek olan bu hata değerlerinin bu şekilde oluşmasının en önemli nedeni, daha önce de bahsedilen, kalbin hareketli yapısıdır. Bu hareket eş fazda görüntü almayı güçleştirmektedir. Bu problemi aşmak amacıyla çift düzlemler anjiyo cihazlarından elde edilen görüntüler de kullanılabilir. Bu sistemler aynı anda iki görüntü almaya olanak verse de tek görüntü alabilen sistemlere göre pahalıdır. Tablo 4’teki verilerin elde edildiği görüntüler sırasıyla Şekil 97, Şekil 100, Şekil 103 ve Şekil 106’de gösterilmiştir.

Tablo 4. Gerçek görüntüler üzerinde yapılan merkez eksen oluşturma işlemine ait yeniden izdüşümü hatası istatistiksel değerleri.

Kullanılan görüntü setleri	maks.	ort.	std.
Set-1	7.67	1.68	1.10
Set-2	3.05	1.40	0.70
Set-3	2.02	0.93	0.34
Set-4	3.05	1.48	0.65

3.1.3. Kenar Kestirimi Performans Bulguları

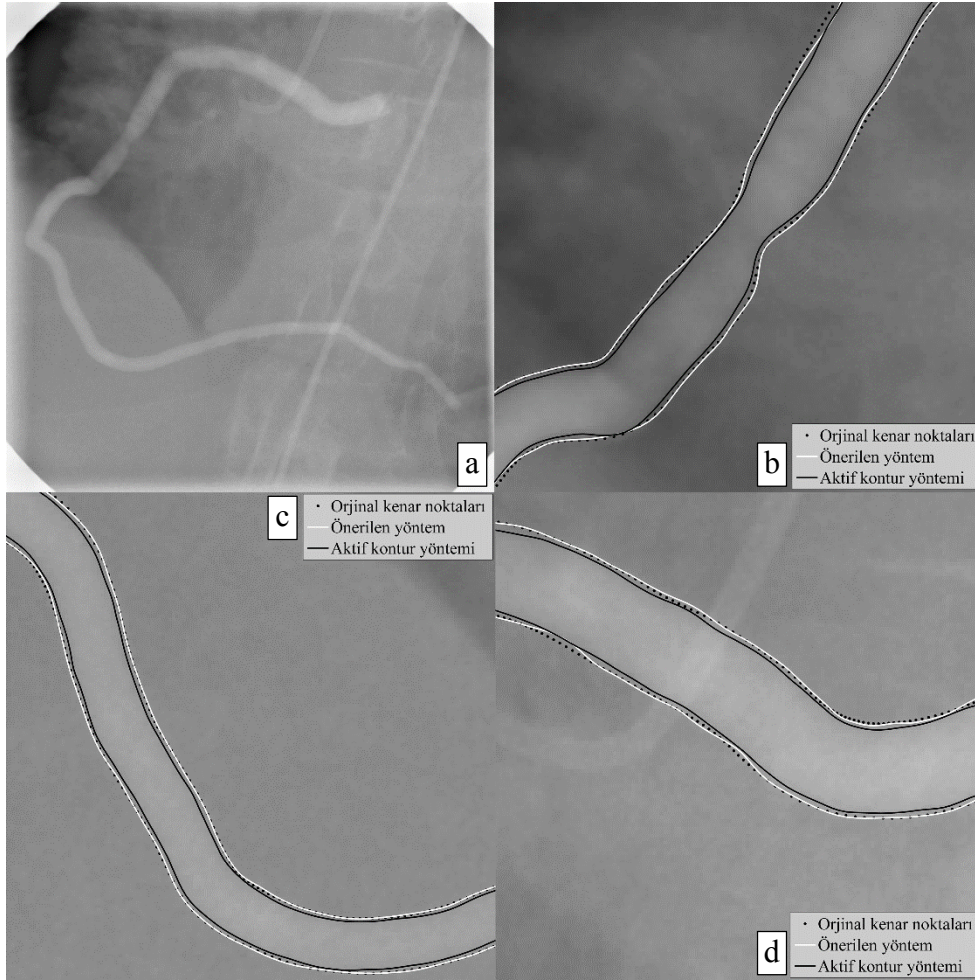
Tezde kullanılan kenar kestirimi yöntemi için iki farklı test yapılmıştır. Bunlardan ilki bilgisayarda oluşturulmuş bir damar görüntüsü üzerinde yapılan kenar kestirimi testidir. Bu testte aktif kontur yöntemi ile önerilen modelleme tabanlı kenar kestirimi yöntemi sonuçları gerçek damar kenar eğrisi ile kıyaslanarak verilmiştir. Kullanılan test görüntüsü Şekil 96a'da gösterilmiştir. Bu görüntü bilgisayarda oluşturulan üç boyutlu damar verisinin x-ışını izdüşümü modellemesi ile elde edilmiştir. Damar farklı kalınlık değerlerine sahiptir. Ayrıca damar üzerine tıkanıklık olan bölge de eklenmiştir. Elde edilen ideal damar izdüşümü görüntüsü önce 1 piksellik standart sapmaya sahip gauss filtresi ile bulanıklaştırılmış daha sonra ise gerçek bir anjiyo verisinden alınan arkaplan görüntüsü ile toplanmıştır. Gerçek arkaplan görüntüsü gürültü içerdiği için ekstra gürültü ilave edilmemiştir. Böylece değişken damar genişliği ve değişken arkaplan şartlarını oluşturabilen bir test görüntüsü elde edilmiştir.

Görüntüdeki damar bilgisayarda oluşturulmuş olduğu için damara ait gerçek kenar eğrisi de bilinmektedir. Bu eğri ile her iki kenar kestirimi yönteminde elde edilen eğrilere ait noktalar arasındaki uzaklıkların minimum değerleri hata eğrisi olarak kullanılmıştır. Hata eğrisinin maksimum, ortalama ve standart sapma değerleri Tablo 5'de verilmiştir. Tablodaki değerlere göre, özellikle de ortalama hata değerine bakılırsa, modelleme tabanlı yöntem damar kenarlarını daha yüksek hassasiyetle kestirebilmektedir. Bu değerler, damar boyunca seçilen yaklaşık 300 profilden elde edilen istatistiksel değerlerdir.

Tablo 5. Bilgisayarla oluşturulmuş görüntü üzerinde yapılan kenar kestirimi testi.

	maks. (piksel)	ort. (piksel)	std. (piksel)
Önerilen yöntem	6.86	0.52	0.62
Aktif kontur yöntemi	11.61	1.51	1.06

Aktif kontur yöntemiyle yapılan karşılaştırma çalışması sonuçlarına ilişkin görüntüye ait bazı bölümler, görselliği iyileştirebilmek adına, büyütülerek Şekil 96b, Şekil 96c ve Şekil 96d'de gösterilmiştir. Görüntülerden de görülebileceği üzere modelleme tabanlı kestirim yöntemi aktif kontur yöntemine göre gerçek kenar noktalarına daha yakın sonuçlar vermektedir.



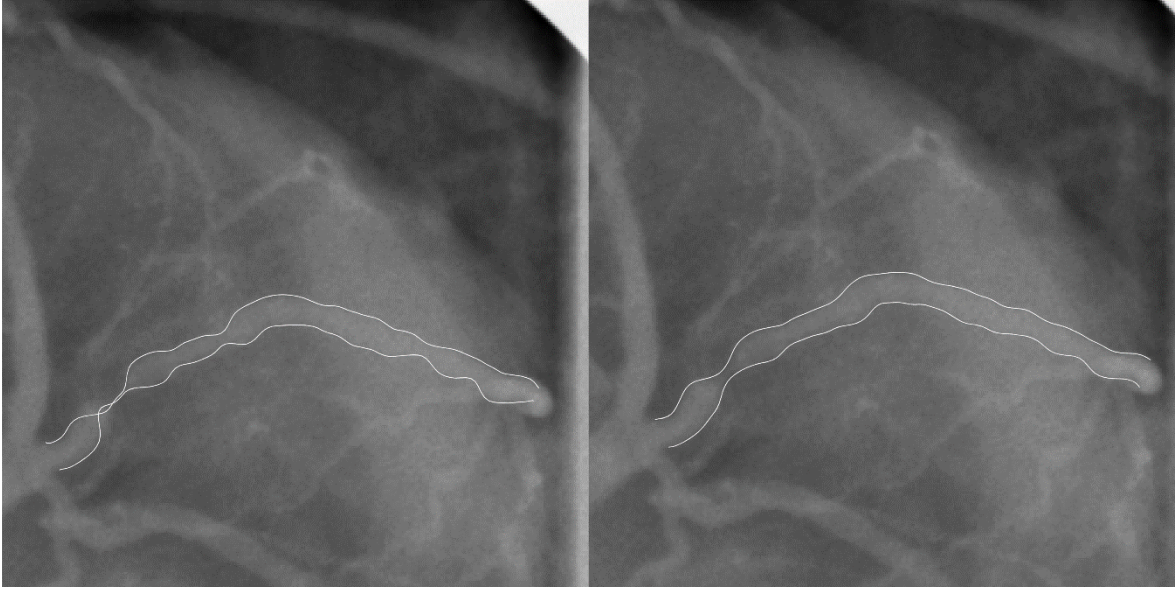
Şekil 96. Bilgisayarla oluşturulmuş görüntü üzerinde yapılan kenar kestirimi test görüntüsü (a) ve görsel test sonuçları (b, c, d).

Kenar kestirimi için yapılan ikinci test çalışması önerilen modelleme tabanlı yönteme ilave edilen iyileştirmelerin sonuçlarını gösterebilmek için yapılmıştır. Daha önceki bölümlerde de bahsedildiği gibi, daha önce kullanılan modelleme yöntemi bu çalışmada profil seçimi ve kestirim aşamalarında farklılaştırılmıştır. Profil seçiminde merkez eksen filtresi, aktif kontur ve FMM yöntemlerinin bir kombinasyonu kullanılmıştır. Parametre kestirimi aşamasında ise, yöntemin kararlılığını artırmak amacıyla, sınırlandırılmış optimizasyon tercih edilmişti. Burada yapılan test çalışmasında sınırlandırılmış parametre kestirimi çalışmasının sonuçları sınırlandırılmamış kestirim sonuçları ile kıyaslanmıştır. Profil seçimi aşaması her iki yöntemde de aynıdır.

Yapılan testler gerçek görüntüler üzerinde gerçekleştirilmiştir. Önerilen iyileştirmelerin sonuçlarını daha iyi gösterebilmek amacıyla özellikle düşük kontrastlı

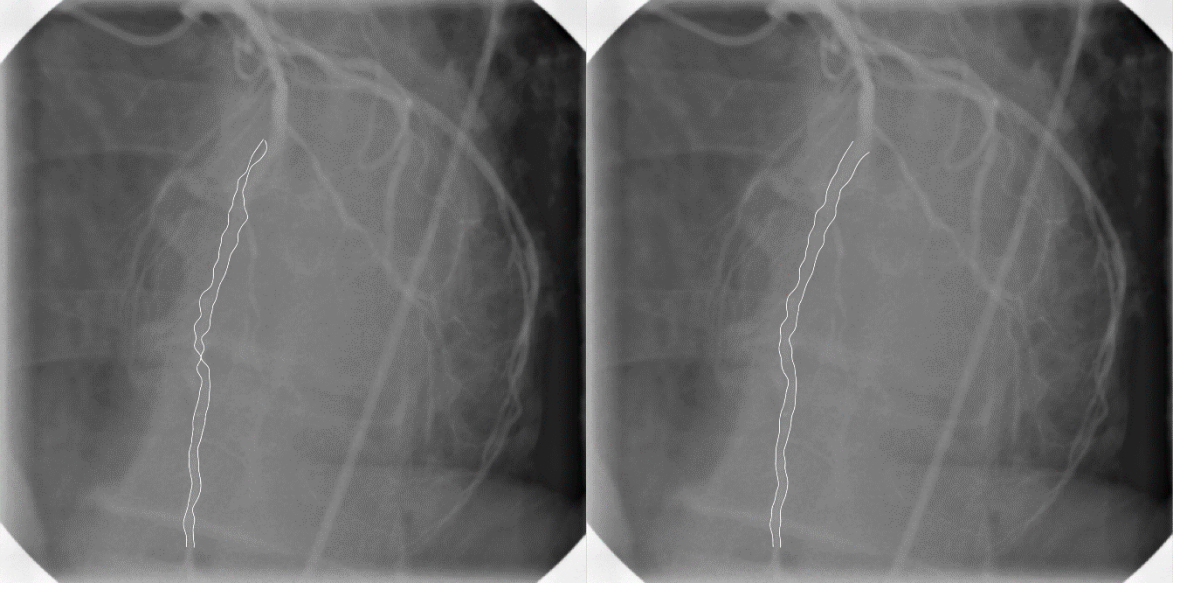
görüntüler tercih edilmiştir. Teste üç farklı görüntüden seçilmiş damar parçaları üzerinde gerçekleştirilen kestirim sonuçları Şekil 97, Şekil 98 ve Şekil 99'da gösterilmiştir. Solda yer alan görüntüler sınırlandırılmamış kenar kestirimi sonuçlarını gösterirken, sağda yer alan görüntüler ise önerilen kenar kestirimi yöntemi sonuçlarını göstermektedir.

Şekil 97'de gösterilen damar parçası üç boyutlu yapı oluşturma çalışmalarında da kullanılmıştı. Bu görüntüde özellikle tıkanıklığın olduğu bölgede önerilen iyileştirme daha iyi sonuçlar vermiştir.



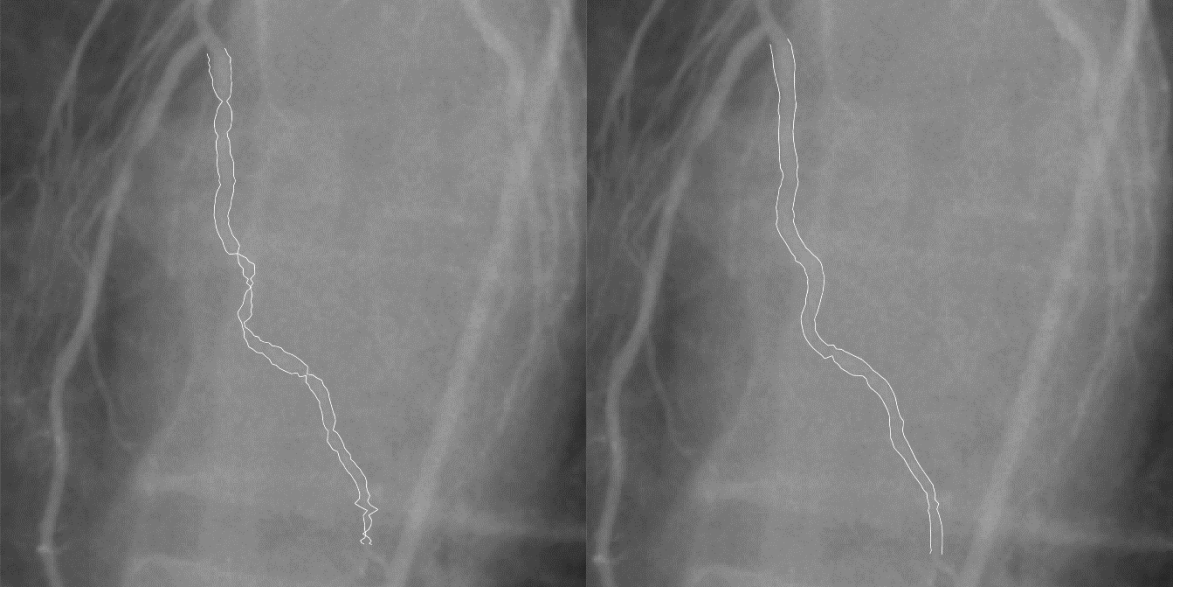
Şekil 97. Sınırlandırılmamış kenar kestirimi yöntemi ile sınırlandırılmış kestirim yöntemlerinin karşılaştırılması-1.

Şekil 98 yine düşük kontrastlı bir damar parçasını göstermektedir. Damar boyunca yapılan kenar kestirimi işleminde sınırlandırılmamış kestirim yöntemi birçok yerde damar kenarlarını takip edememiştir. Buna karşın önerilen yöntem çok daha iyi bir şekilde damarı takip edebilmiştir.



Şekil 98. Sınırlandırılmamış kenar kestirimi yöntemi ile sınırlandırılmış kestirim yöntemlerinin karşılaştırılması-2.

Şekil 99'daki görüntü de diğerlerinde olduğu gibi kontrast oranı düşük olan bir bölge üzerinde yapılan performans kıyaslamasını göstermektedir.



Şekil 99. Sınırlandırılmamış kenar kestirimi yöntemi ile sınırlandırılmış kestirim yöntemlerinin karşılaştırılması-3.

3.1.4. Elipsoit Modellemesinin Performans Bulguları

Tablo 6, yine Şekil 95’de gösterilen, üç farklı kalınlığa sahip nesnenin üç boyutlu yüzey oluşturma işlemine ilişkin sonuçlarını göstermektedir. Yüzeyi oluşturmak için hesaplanan kesit alanları ile cisimlerin gerçek kesit alanları arasındaki hata değerini mm^2 olarak gösteren tabloda bu hataların yine maksimum (maks.), ortalama (ort.) ve standart sapma (std.) değerleri hesaplanmıştır.

Tablo 6. Üç boyutlu yüzey oluşturma işlemindeki kesit alanı hatası (mm^2).

	Γ1			Γ2			Γ3		
	maks.	ort.	std.	maks.	ort.	std.	maks.	ort.	std.
29, 30, 31	0.31	0.22	0.04	0.51	0.21	0.13	0.12	0.04	0.02
29, 30, 32	0.39	0.13	0.09	0.37	0.12	0.09	0.08	0.03	0.02
29, 30, 33	0.26	0.10	0.07	0.65	0.24	0.14	0.11	0.06	0.02
29, 31, 32	0.52	0.17	0.12	0.46	0.14	0.11	0.05	0.03	0.01
29, 31, 33	0.32	0.11	0.08	0.68	0.19	0.14	0.07	0.04	0.01
29, 32, 33	0.40	0.12	0.10	0.63	0.30	0.16	0.07	0.03	0.02
30, 31, 32	0.36	0.14	0.08	0.44	0.11	0.10	0.05	0.02	0.01
30, 31, 33	0.44	0.16	0.09	0.59	0.19	0.13	0.09	0.06	0.01
30, 32, 33	0.59	0.14	0.12	0.40	0.17	0.10	0.06	0.02	0.02
31, 32, 33	0.97	0.19	0.18	0.79	0.48	0.13	0.06	0.04	0.01

Tablo 7 ise kesit alanı hatası bakımından daha önce Yang ve arkadaşları [4] tarafından önerilen yöntemle kıyaslama yapmak amacıyla verilmiştir. Yang ve arkadaşları kameralara ait bakış düzlemleri ile damara ait kesit alanının yer aldığı düzlemin kesişimleri üzerinden eliptik bir kontur hesaplama yöntemi sunmuşlardır. Ancak bu yöntemde damar kesit alanı düzlemi ile x-ışını düzlemleri paralellik göstermeye başladıkları zaman kesişimlerdeki hatalar çok büyük değerler almaya başlamaktadır. Test görüntülerinde kullanılan 29 kodlu görüntü bu duruma iyi bir örnek teşkil etmektedir. ($PA=0, SA=0$) açısından alınan bu görüntülerin kullanıldığı setlerden elde edilen hata değerleri çok büyük sonuçlar göstermektedir. Bu tezde önerilen elipsoit uydurma temelli yaklaşım ise genel olarak tüm testlerde daha iyi sonuçlar vermektedir.

Tablo 7. Kaynak [4]'de Yang ve arkadaşları tarafından önerilen kesit alanı oluşturma yöntemiyle bu tezde önerilen yöntemin kesit alanı hatası üzerinden karşılaştırılması.

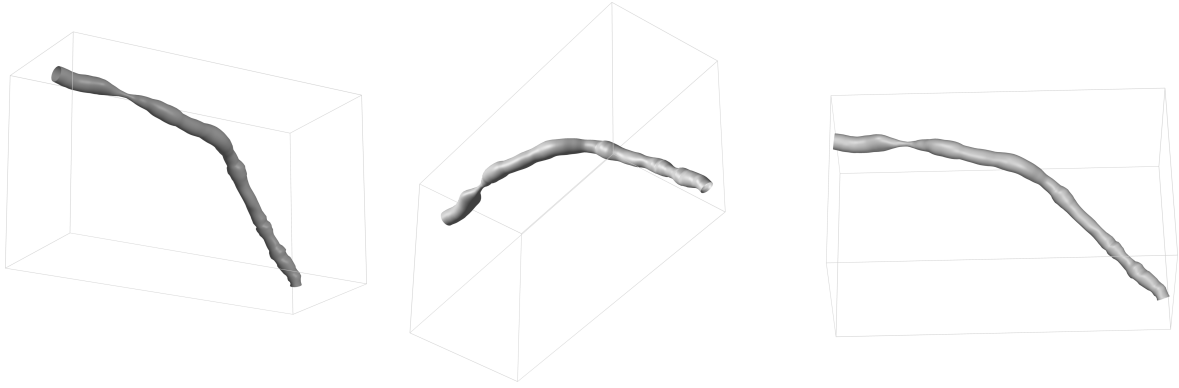
Kullanılan görüntüler		r ₁			r ₂			r ₃		
		maks. (mm ²)	ort (mm ²)	std (mm ²)	maks. (mm ²)	ort (mm ²)	std (mm ²)	maks. (mm ²)	ort (mm ²)	std (mm ²)
29, 30, 31	Önerilen	0.31	0.22	0.04	0.51	0.21	0.13	0.12	0.04	0.02
	Yang	22.67	1.57	3.34	96.58	26.18	33.42	1.17	0.18	0.34
29, 30, 32	Önerilen	0.39	0.13	0.09	0.37	0.12	0.09	0.08	0.03	0.02
	Yang	23.55	2.11	4.55	98.51	15.98	24.33	0.09	0.04	0.02
29, 30, 33	Önerilen	0.26	0.10	0.07	0.65	0.24	0.14	0.11	0.06	0.02
	Yang	23.37	1.86	4.36	98.49	14.01	25.30	1.33	0.15	0.29
29, 31, 32	Önerilen	0.52	0.17	0.12	0.46	0.14	0.11	0.09	0.03	0.02
	Yang	23.57	2.19	4.49	99.02	7.72	15.43	0.71	0.06	0.09
29, 31, 33	Önerilen	0.32	0.11	0.08	0.68	0.19	0.14	0.07	0.04	0.01
	Yang	23.50	2.61	5.64	97.63	25.11	33.60	1.06	0.19	0.32
29, 32, 33	Önerilen	0.40	0.12	0.10	0.63	0.30	0.16	0.07	0.03	0.02
	Yang	23.73	2.01	3.51	97.38	14.90	25.56	0.99	0.08	0.16
30, 31, 32	Önerilen	0.36	0.14	0.08	0.44	0.11	0.10	0.05	0.02	0.01
	Yang	4.33	0.35	0.34	3.22	0.23	0.39	0.2	0.03	0.03
30, 31, 33	Önerilen	0.44	0.16	0.09	0.59	0.19	0.13	0.09	0.06	0.01
	Yang	0.56	0.31	0.08	23.01	0.50	1.78	0.45	0.08	0.04
30, 32, 33	Önerilen	0.59	0.14	0.12	0.40	0.17	0.10	0.06	0.02	0.02
	Yang	27.52	0.47	1.96	0.86	0.30	0.13	0.07	0.04	0.01
31, 32, 33	Önerilen	0.97	0.19	0.18	0.79	0.48	0.13	0.06	0.04	0.01
	Yang	0.82	0.55	0.12	0.99	0.71	0.09	0.07	0.05	0.01

3.1.5. Gerçek Görüntüler Üzerindeki Üç Boyutlu Modelleme Sonuçları

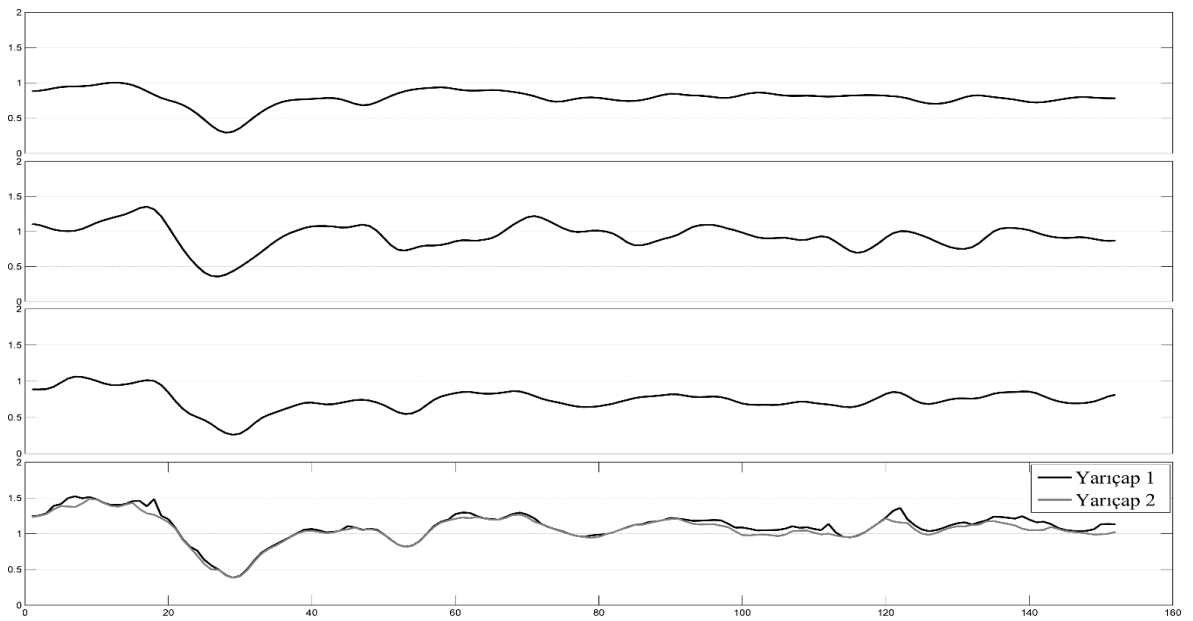
Gerçek görüntüler üzerinde gerçekleştirilen üç boyutlu model oluşturma çalışmalarının sonuçları aşağıda verilmiştir. Çalışmalar 4 farklı anjiyo görüntü üçlüsü üzerinde gerçekleştirilmiştir. Görüntüler, kenar kestirimleri ve merkez eksenleri ile birlikte, Şekil 100, Şekil 103, Şekil 106 ve Şekil 109'da gösterilmiştir. Seçilen damar parçalarından elde edilen üç boyutlu modeller ise, elde edildikleri görüntülerin açılarında görüldükleri şekliyle, Şekil 101, Şekil 104, Şekil 107 ve Şekil 110'da gösterilmiştir. Bu üç boyutlu damarlara ait yarıçaplar ise Şekil 102, Şekil 105, Şekil 108 ve Şekil 111'de verilmiştir. Bu şekillerde yukarıdan aşağıya doğru sırasıyla 1. görüntüden elde edilen damar yarıçapı, 2. görüntüden elde edilen damar yarıçapı, 3. görüntüden elde edilen damar yarıçapı ve üç boyutlu damar modelinin yarıçap değişimleri gösterilmiştir. Damarların görünür genişlikleriyle üç boyutlu modelden elde edilen yarıçap değişimleri benzerlik göstermektedir.



Şekil 100. Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-1. Merkez eksen ve kenar belirleme aşaması.



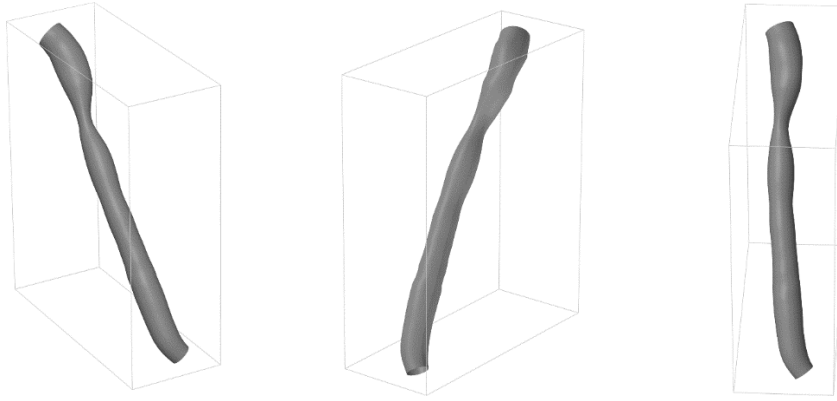
Şekil 101. Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-1. Üç boyutlu damar modeli.



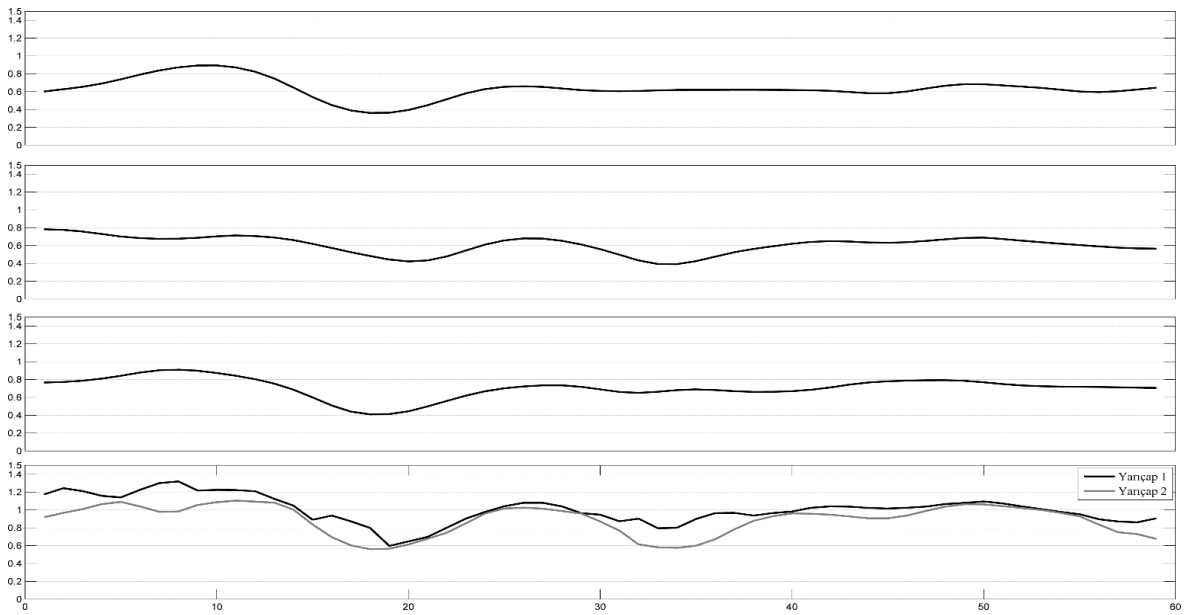
Şekil 102. Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-1.



Şekil 103. Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-2. Merkez eksen ve kenar belirleme aşaması.



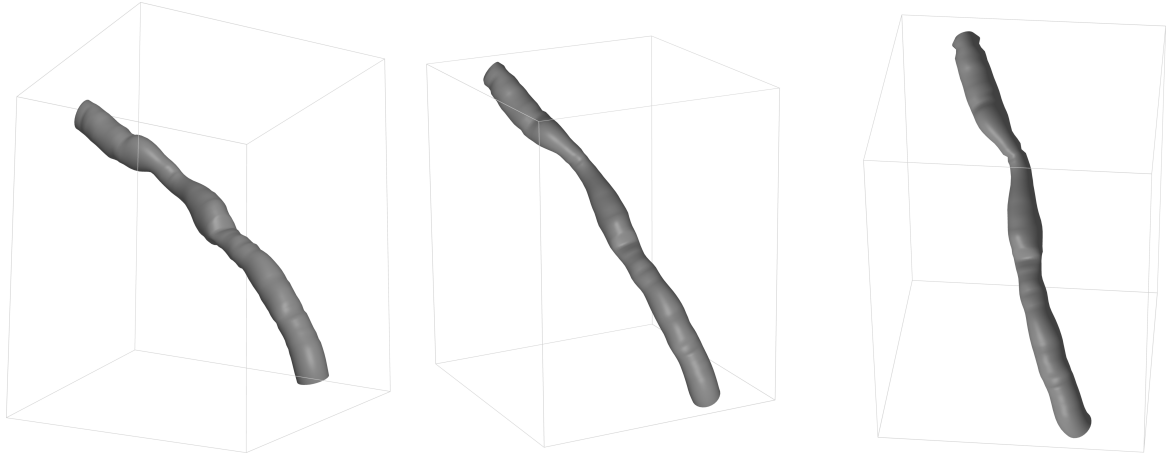
Şekil 104. Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-2. Üç boyutlu damar modeli.



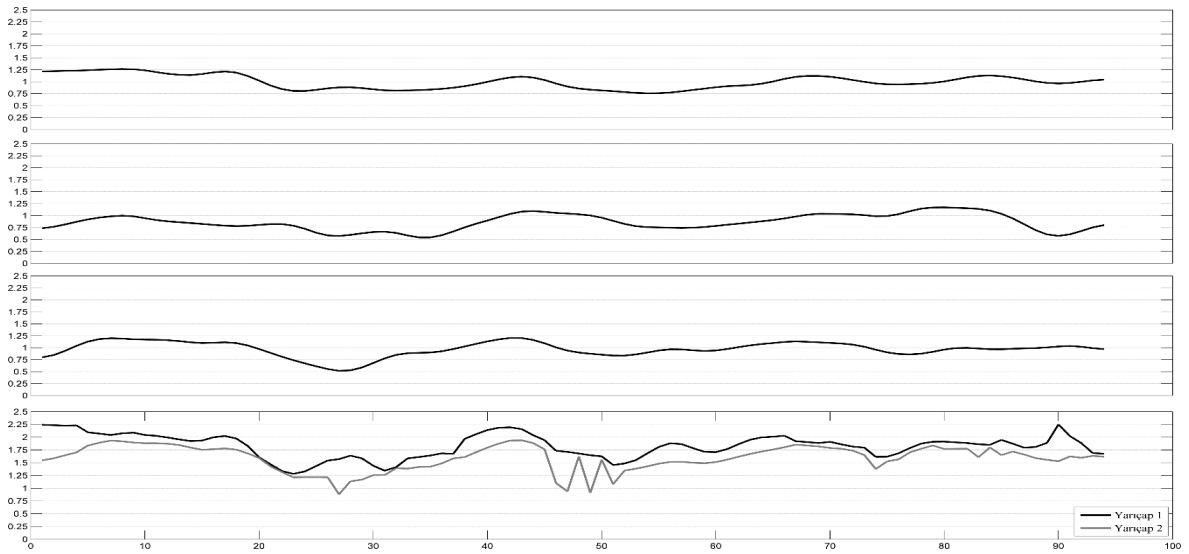
Şekil 105. Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-2.



Şekil 106. Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-3. Merkez eksen ve kenar belirleme aşaması.



Şekil 107. Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-3. Üç boyutlu damar modeli.



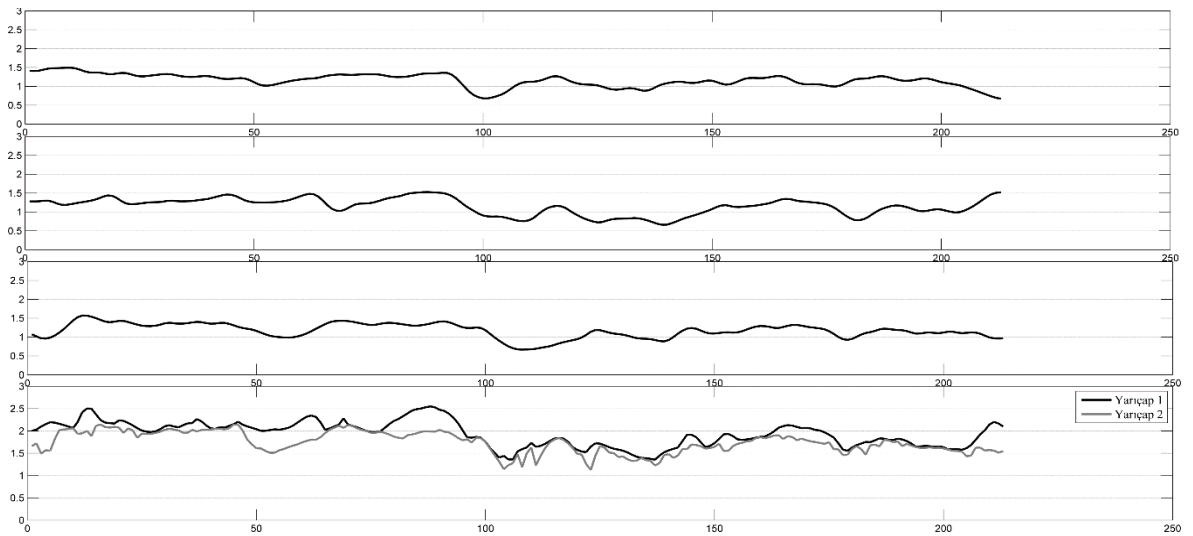
Şekil 108. Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-3.



Şekil 109. Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-4. Merkez eksen ve kenar belirleme aşaması.



Şekil 110. Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-4. Üç boyutlu damar modeli.



Şekil 111. Gerçek görüntüler üzerinde yapılan üç boyutlu modelleme çalışması-4.

4. SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında koroner damarların üç boyutlu yapısının anjiyo görüntüleri kullanılarak tekrar oluşturulması için bir program geliştirilmiştir. Program görüntü seçimi, kalibrasyon ve üç boyutlu yapı oluşturma ana alt-programlarından oluşmaktadır. Tezdeki asıl hedef elde edilen üç boyutlu modelin olabildiğince modellenen nesneye fiziksel boyutları bakımından benzemesini sağlamaktır. Ancak bunu sağlayabilmek için görüntü seçimi ve kalibrasyon aşamalarının oldukça önemli olduğu sonucuna vardık. Bu aşamalarda karşılaşılan en önemli problemler aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Görüntü seçiminde karşılaşılan problemler.
- Görüntü seçiminin kalibrasyon üzerindeki etkileri.
- Kalibrasyonda seçilen kontrol noktalarının görüntü üzerindeki dağılımının kalibrasyona etkisi.

Görüntü seçimi anjiyo görüntüleri üzerinde üç boyutlu model oluşturma çalışmasının ilk basamağıdır. Farklı açılardan alınmış anjiyo görüntülerinin incelenmesi ve uygun olan görüntülerin seçimi, deneyimli bir göz için bile, oldukça zor bir işlemdir. Damarların birbiri üzerinde binmesi veya görüntüleme açısına bağlı olarak damarın gerçek fiziksel özelliklerinin gözlemlenemeyişi gibi durumlar daha sonraki aşamaları etkileyecek etkenlerdendir. Üç boyutlu geriçatma uygulamalarının bir kısmının amacı da incelenmek istenen bölgeyi en iyi gösterecek açıyı tespit etmektir. Bu amaçla damar merkez eksenleri çıkarıldıktan sonra üç boyutlu merkez eksenler elde edilir bu iskeletten yararlanılarak açılar hesaplanır.

Seçilen görüntüler izdüşümü parametrelerinin optimizasyonu için kalibre edilmelidir. Eşmerkezli görüntüleme sistemi modellemesini bozan masa hareketi ve yerçekimi etkisiyle oluşan c-kolu sarkmaları gibi önemli bozucu etmenlerin sebep olduğu kalibrasyon hatalarını giderebilmek amacıyla kullanıcıya bağımlı kontrol noktası seçimi yöntemi uygulanmıştır. Kontrol noktaları seçilen tüm görüntülerde ortak olan yerlere karşılık gelmelidir. Bu aşama da yine dikkat ve deneyim isteyen bir aşamadır. Ayrıca seçilen kontrol noktalarının tüm görüntüyü kapsayacak şekilde seçilmelidir. Aksi takdirde yerel bir optimizasyon sonucu hatalı ölçümler elde edilebilir.

Yukarıda saydığımız tüm bu etkenler üç boyutlu yüzey oluşturma işleminin ön basamakları olan kalibrasyon ve görüntü seçimi aşamalarında karşılaşılan problemlerdir. Bu problemlerin aşılması ayrı bir çalışma konusu oluşturacaktır. Bu çalışmada kalibrasyondan veya eş-fazda alınamayan görüntüden kaynaklanan eşmerkez bozulmasını telafi etmek için bir uygulama yapılmıştır. Eşmerkez bozulmasını kısaca tanımlarsak: Damar yüzeyini oluşturma esnasında kamera merkezi ile görüntü üzerindeki ilgili nokta arasındaki doğru eğer üç boyutlu damar üzerindeki ilgili noktadan geçmiyorsa bu durumda eşmerkez şartı sağlanamamış demektir. Bu durumun nedenlerinden ayrıntılı olarak kalibrasyon kısmında bahsedilmişti. Eşmerkez bozulması damar yüzeyini oluşturma aşamasında da bozulmalara sebep olmaktadır. Eşmerkez bozulmasını telafi etmek için bahsi geçen doğrular ile eşmerkez arasındaki minimum uzaklık kadar tüm sistem kaydırılır. Böylece eşmerkez şartı sağlanmış olur. Kalibrasyon hatası azaldıkça buradaki kayma miktarı da sıfıra inecektir.

Kalibrasyon aşaması haricinde, tezin asıl konusu olan, özellik çıkarma ve yüzey modelleme aşamalarında da elde edilen sonuçlar şöyledir:

- Kenar belirleme işleminde profil genişliğinin önemli bir etkiye sahiptir.
- Yüzey oluşturma işlemi için gerekli bilgi kenarlardan elde edildiği için görüntülerin alınma açıları veya görüntülerin alındıkları açılar arasındaki farka da dikkat edilmelidir.

Damara ait kenar bilgisi parametrik damar modeli ile bir optimizasyon problemi olarak çözülmekte ve elde edilmektedir. Böylece kenar bilgisi diğer türev temeli yöntemlere göre daha hassas bir şekilde elde edilmektedir. Yüzey oluşturma işleminde de kenar bilgisi kullanıldığı için kullanılan görüntülerin anatomik açıları en fazla bilgiyi verecek şekilde seçilmelidir. Bu konuyla ilgili daha önce yapılan bir çalışmada [47] anlamlı ölçüde farklı kenar bilgisi elde edebilmek için görüntüler arasında en az 35 derece ile en fazla 145 derecelik bir farkın olması gerekliliği ortaya konmuştur. Burada bahsi geçen açı farkı, bahsi geçen çalışmadan farklı olarak, kamera merkezleri ile görüntüler üzerindeki ilgili noktaları birleştiren doğruların üç boyutlu damar merkez eksenini üzerindeki kesit alanı düzlemine göre hesaplanır. Doğruların bu kesit alanı üzerindeki izdüşümleri arasındaki fark olarak hesaplanabilecek olan açıya göre eğer kullanılan tüm görüntüler arasındaki açı farkı 35 derecenin altına düşerse bu durumda eliptik kesit alanını oluşturmak için yeterli bilgi elde edilememektedir. Üç boyutlu merkez eksenine göre bu gibi bir durumla karşılaşabilmektedir. Dolayısıyla yüzey oluşturma adımlarının her birinde önce bu açılar hesaplanmaktadır. Eliptik bir kesiti oluşturmak için yeterli bilginin bulunmadığı 35

dereceden küçük açı durumlarında damar yüzeyi silindirik olarak düşünölmüş ve $r_x = r_y$ yapılarak minimizasyon işlemi çözülmüştür.

5. ÖNERİLER

Damar yüzeyini oluşturmak için kullanılan elipsoit modeli görüntüleme sisteminin ve damar yapısının gerçeğe en yakın modellenmesi bakımından avantaj sağlamaktadır. Bu avantajlardan biri de görüntülerden elde edilen damar parlaklık bilgisinin, kenar bilgisine ek olarak, eliptik kesitlerin hesaplanmasında kullanılabilmesidir.

Daha önce de bahsedilen ve sadece kenar bilgisine bağlı kalmanın nedene olduğu bir durum olan görüntüler arasındaki anatomik açı mesafesi üç boyutlu yapı oluşturma işleminde karşılaşılan problemlerdendir. Bu problemi aşmaya yönelik olarak damar parlaklık bilgisi kullanılabilir. Parlaklık bilgisi parametrik damar modeli ile zaten kenar belirleme aşamasında elde edilmektedir. Damarın ilgili kesitine ait parlaklık değeri ile eliptik kesitin boyutları arasında bir ilişki söz konusudur. Elipsoit modeliyle hesaplanan her bir kesit ve parlaklık değerleri, kenar bilgileriyle birlikte daha hassas bir kesti bölgesi oluşturmaya yardımcı olabilir. Ayrıca kenar bilgisinin yeterli olmadığı durumlarda parlaklık bilgisi yine eliptik bir kesit hesaplayabilmeye olanak verebilir. Ancak burada karşılaşılan bir problem de görüntülerin parlaklık değerleri ile damarın kalınlık değeri arasında anlamlı bir ilişkinin kurulabilmesi zorluğudur. Bu ilişkiyi sağlayabilmek için DICOM bilgisine kaydedilen ve kullanılan x-ışını gücüyle ilgili bilgiler kullanılabilir. Ya da parlaklık bilgisi oranını kullanarak, ekstra bilgiye ihtiyaç duymadan, yine eliptik kesitin oryantasyon ve boyut bilgilerini hesaplamaya çalışılabilir.

6. KAYNAKLAR

- 1 Hartley, R. ve Zisserman, A., *Multiple View Geometry in Computer Vision*, Cambridge, U.K.: Cambridge Univ. Press, 2003.
- 2 Dumay, A. C. M., Reiber, H. C. ve Gerbrands, J. J., Determination of optimal angiographic viewing angles: Basic principles and evaluation, IEEE Trans. Med. Imaging, 13, 1 (1994) 13-24.
- 3 Canero, C., Nofrerías, E., Mauri, J. ve Radeva, P., Modelling the acquisition geometry of a C-arm angiography system for 3D reconstruction, Topics in Artificial Intelligence, (2002) 322-335.
- 4 Yang, J., Wang, Y., Liu, Y., Tang, S. ve Chen, W., Novel Approach for 3-D Reconstruction of Coronary Arteries From Two Uncalibrated Angiographic Images, IEEE Transactions On Image Processing, 18 (2009) 1563-1572.
- 5 Radeva, P., Toledo, R., Land, C. V. ve Villanueva, J., 3D vessel reconstruction from biplane angiograms using snakes, Comput. Cardiol., (1998) 773-776.
- 6 Mitschke, M. M. ve Navab, N., Optimal configuration for dynamic calibration of projection geometry of x-ray c-arm systems, Proc.IEEE Workshop Math. Methods Biomed. Image Anal, (2000) 204-210.
- 7 Chen, S. Y. J., Carrol, J. D. ve Messenger, J. C., Quantitative analysis of reconstructed 3-D coronary arterial tree and intracoronary devices, IEEE Trans. Med. Imag, 21 (2002) 724-740.
- 8 Gorges, S., Kerrien, E., Berger, M. O., Troussset, Y., Pescatore, Anxionnat, J., R. ve Picard, L., Model of a vascular c-arm for 3d augmented fluoroscopy in interventional radiology, Lect. Notes Comput. Sci, 3750 (2005) 214-222.
- 9 Sprague, K., Drangova, M., Lehmann, G., Slomka, P., Levin, D., Chow, B. ve deKemp, R., Coronary X-ray angiographic reconstruction and image orientation, Med. Phys, 33 (2006) 707-718.
- 10 Ballard, D. H. ve Brown, C. M., *Computer Vision*, Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall, 1982.
- 11 Kirbas, C. ve Quek, F., A review of vessel extraction techniques and algorithms, ACM Comput. Surv., 36 (2004) 81-121.

- 12 Bühler, K., Felkel, P. ve Cruz, A. L., Geometric methods for vessel visualization and quantification—A survey, In Geometric Modelling For Scientific Visualization, (2002) 399-420.
- 13 Zhang, D. P., Coronary artery segmentation and motion modelling, London, U.K.: Imperial College, 2010.
- 14 Sato, Y., Nakajima, S., Atsumi, H., Koller, T., Gerig, G., Yoshida, S. ve Kikinis, R., 3-D multi-scale line Filter for segmentation and visualization of curvilinear structures in medical images, CVRMedMRCAS'97 1997, London.
- 15 Frangi, A. F., Niessen, W. J., Vincken, K. L. ve Viergever, M. A., Multiscale vessel enhancement Filtering, MICCAI'98 1998, Cambridge MA.
- 16 Olabarriaga, S. D., Niessen, W. J. ve Breeuwer, M., Evaluation of Hessian-based Filters to enhance the axis of coronary arteries in CT images, Comput. Assist. Radiol. Surg., (2003) 1191–1196.
- 17 Shih, M.-Y. ve Tseng, D.-C., A wavelet-based multiresolution edge detection and tracking, Image Vision Comput., 23, 4 (2005) 441-451.
- 18 Manniesing, R., Viergever, M. ve Niessen, W., Vessel enhancing diffusion: A scale space representation of vessel structures, Med. Image Anal., 10, 6 (2006) 815–825.
- 19 Sofka, M. ve Stewart, C. V., Retinal Vessel Centerline Extraction Using Multiscale Matched Filters, Confidence and Edge Measures, IEEE TMI, 25 (2006) 1531-1546.
- 20 Bauer, C. ve Bischof, H., A Novel Approach for Detection of Tubular Objects and Its Application to Medical Image Analysis, 30th DAGM symposium on Pattern Recognition 2008, Munich.
- 21 Lesage, D., Angelini, E. D., Bloch, I. ve Funka-Lea, G., Design and study of Flux-based features for 3-D vascular tracking, 6th IEEE Int. Conf. Symp. Biomed. Imag, 2009.
- 22 Rodríguez, R., Alarcón, T. E. ve Pacheco, O., A new strategy to obtain robust markers for blood vessels segmentation by using the watersheds method, Comput. Biol. Med., 35 (2005) 665–686.

- 23 Bouraoui, B., Ronse, C., Baruthio, J., Passat, N. ve Germain, P., 3-D segmentation of coronary arteries based on advanced Mathematical Morphology techniques, Comput. Med. Imag. Graph., 34, 5 (2010) 377–387.
- 24 Lorigo, L. M., Faugeras, O. D., Grimson, W. E., Keriven, R., Kikinis, Nabavi, R., A. ve and Westin, C. F., CURVES: Curve evolution for vessel segmentation, Med. Image Anal., 5, 3 (2001) 195–206.
- 25 Kayikcioglu, T., Gangal, A., Turhal, M. ve Kose, C., A surface-based method for detection of coronary vessel boundaries in poor quality X-ray angiogram images, Pattern Recogn. Lett., 23, 7 (2002) 783-802.
- 26 Manniesing, R., Viergever, M. ve Niessen, W., Vessel axis tracking using topology constrained surface evolution, IEEE Trans. Med. Imag., 26, 3 (2007) 309–316.
- 27 Zhu, X., Xue, Z., Gao, X., Zhu, Y. ve Wong, S., Voles: Vascularity-oriented level set algorithm for pulmonary vessel segmentation in image guided intervention therapy, IEEE Int. Symp. Biomed. Imag., 2009.
- 28 Worz, S. ve Rohr, K., Segmentation and quantification of human vessels using a 3-d cylindrical intensity model, IEEE Trans. Image Process., 16, 8 (2007) 1994–2004.
- 29 Xu, Y., Zhang, H., Li, H. ve Hu, G., An improved algorithm for vessel centerline tracking in coronary angiograms, Comput. Methods Prog. Biomed., 88, 2 (2007) 131-143.
- 30 Friman, O., Hindennach, Kühnel, M., C. ve Peitgen, H.-O., Multiple hypothesis template tracking of small 3-D vessel structures, Med. Imag. Anal., 14, 2 (2010) 160–171.
- 31 Nain, D., Yezzi, A. J. ve Turk, G., Vessel segmentation using a shape driven Flow, MICCAI 2004, Saint-Malo, France.
- 32 Sethian, J., Level Set Methods and Fast Marching Methods Evolving Interfaces in Computational Geometry, Fluid Mechanics, Computer Vision, and Materials Science, Cambridge: Cambridge University Press, 1999.
- 33 Li, H. ve Yezzi, A. J., Vessels as 4-d curves: Global minimal 4-d paths to extract 3-d tubular surfaces and centerlines, IEEE Trans. Med. Imag., 26, 9 (2007) 1213–1223.

- 34 Bauer, C. ve Bischof, H., Extracting curve skeletons from gray value images for virtual endoscopy, 4th Int. Workshop Med. Imag. Augment. Reality, 2008.
- 35 Zambal, S., Hladuvka, J., Kanitsar, A. ve Buhler, K., Shape and appearance models for automatic coronary artery tracking, MICCAI 2008 Contest: 3-D Segmentation in Clinic: A Grand Challenge, 2008.
- 36 Mohan, V., Sundaramoorthi, G. ve Tannenbaum, A., Tubular surface segmentation for extracting anatomical structures from medical imagery, IEEE Trans. Med. Imag., 29, 12 (2010) 1945–1958.
- 37 Benmansour, F. ve Cohen, L. D., Tubular structure segmentation based on minimal path method and anisotropic enhancement, Int. J. Comput. Vis., 92 (2011) 192–210.
- 38 Li, H., Yezzi, A. ve Cohen, L., 3-D multi-branch tubular surface and centerline extraction with 4-D iterative key points, 12th Int. Conf. Med. Image Comput. Computer-Assisted Intervent.: Part II, 2009.
- 39 Smets, C., Verbeek, G., Suetens, P. ve Oosterlinck, A., A knowledgebased system for the delineation of blood vessels on subtraction angiograms, Pattern Recognition Letters, 8, 2 (1988) 113–121.
- 40 Rost, U., Munkel, H. ve Liedtke, C. E., A knowledge based system for the configuration of image processing algorithms, 1998.
- 41 Canero, C., Radeva, P. R., Toledo, R., Villanueva, J. J. ve Mauri, J., 3D curve reconstruction by biplane snakes, 15th International Conference on Pattern Recognition, 2000.
- 42 Chen, S. Y. J. ve Carroll, J. D., 3-D reconstruction of coronary arterial tree to optimizeangiographic visualization, IEEE Trans. Med. Imag., 19 (2000) 318–336.
- 43 Chen, S. Y. J. ve Carroll, J. D., Kinematic and deformation analysis of 4-D coronary arterial trees reconstructed from cine angiograms, IEEE Trans. Med. Imag., 22 (2003) 710–721.
- 44 Sprague, K., Drangova, M., Lehmann, G., Slomka, P., Levin, D., Chow, B. ve deKemp, R., Coronary X-ray angiographic reconstruction and image orientation, Med. Phys., 33 (2006) 707–718.

- 45 Freudenberg, H. ve Lichtlen, P. R., The Normal Wall Segment in coronary stenoses-A Postmortal Study, Z. Kardiol., 70 (1981) 863-869.
- 46 Brown G., Dynamic mechanisms in human coronary stenosis, Circulation, 70, 6 (1984) 917-922.
- 47 Movassaghi, B., Rasche, V., Grass, M., Viergever, M. A. ve Niessen, W. J., A quantitative analysis of 3-D coronary modeling from two or more projection images, IEEE Trans. Med. Imag., 23, 12 (2004) 1517–1531.
- 48 Shechter, G., Shechter, B., Resar, J. R. ve Beyar, R., Prospective Motion Correction of X-Ray Images for Coronary Interventions, IEEE Transactions On Medical Imaging, 24, 4 (2005) 441-450.
- 49 Bauer, C. ve Bischof, H., A Novel Approach for Detection of Tubular Objects and Its Application to Medical Image Analysis, Proceedings of the 30th DAGM symposium on Pattern Recognition, 2008, Munich, Germany.
- 50 Xu, C. ve Prince, J., Snakes, shapes, and gradient vector flow, IEEE Transactions on Image Processing, 7, 3 (1998) 359-369.
- 51 Li, B. ve Acton, S. T., Active Contour External Force Using Vector Field Convolution for Image Segmentation, IEEE Transactions On Image Processing, cilt 16, 8 (2007) 2096-2106.
- 52 Hausdorff, F., Grundzüge der Mengenlehre, Chelsea Publishing Co., 1914.
- 53 Pappas, T. N. ve Lim, J. S., A New Method for Estimation of Coronary Artery Dimensions in Angiograms, IEEE Transactions on Acoustics, Speech and Signal Processing, 36 (1988) 1501-1513.
- 54 Shani, U. ve Ballard, D. H., Splines as embeddings for generalized cylinders, Computer Vision, Graphics, and Image Processing, 27, 2 (1984) 129–156.
- 55 Klok, F., Two moving coordinate frames for sweeping along a 3D trajectory, Computer Aided Geometric Design, 3, 3 (1986) 217–229.
- 56 Bloomenthal, J., Calculation of reference frames along a space curve, Graphics gems, San Diego, CA, USA, Academic Press Professional, Inc., 567-571, 1990.

ÖZGEÇMİŞ

Mehmet ÖZTÜRK, 24.09.1980 tarihinde Trabzon'da doğdu. İlköğretim öğrenimini Kireçhane İlköğretim Okulu'nda, lise öğrenimini Trabzon İmam-Hatip Lisesi'nde tamamladı. 1999 – 2000 eğitim-öğretim yılında, Kadir Has Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektronik Mühendisliği Bölümü'nü kazandı. 2004 yılında bu bölümden bölüm üçüncülüğü ile Elektronik Mühendisi olarak mezun oldu. 2004-2007 yılları arasında Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda yüksek lisans öğrenimini yaptı. Kasım 2005'de aynı bölümde araştırma görevlisi olarak göreve başladı. Halen bu görevine devam etmektedir. Yabancı dil olarak İngilizce bilmektedir.

SCI/SCI-E indekslerine giren dergilerde yayınlanan makaleler

1. Ozturk, M. ve Kayıkçıoğlu, T., A model based edge estimation method with increased edge localization accuracy for medical images, Turkish Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences, DOI: 10.3906/elk-1212-166. Yayınlanmak üzere kabul edildi (2013).
2. Ozturk, M. ve Hasirci, Z., A Novel Dynamic Bandwidth Selection Method for Thinning Noisy Point Clouds, Turkish Journal of Electrical Engineering & Computer Sciences, DOI: 10.3906/elk-1203-114. Yayınlanmak üzere kabul edildi (2012).

Hakemli konferans/sempozyumların bildiri kitaplarında yer alan yayınlar

1. Hasirci, Z. ve Ozturk, M., A Novel Method for Thinning Branching Noisy Point Clouds, 36th International Conference on Telecommunications and Signal Processing, TSP 2013, Temmuz 2013, Rome, Italy.
2. Ozturk, M. ve Hasirci, Z., A novel method for determination of best ordering direction for noisy point clouds, Innovations in Intelligent Systems and Applications International Symposium (INISTA) 2012, 2-4 Temmuz 2012, Trabzon, TURKEY.
3. Hasirci, Z. ve Ozturk, M., An Eigenvalue Analysis Based Bandwidth Selection Method for Curve Reconstruction from Noisy Point Clouds, 34th International Conference on Telecommunications and Signal Processing, TSP 2011, Ağustos 2011, Budapest, Hungary.

4. Aydemir, O., Ozturk, M. ve Kayikcioğlu, T., Performance Evaluation of Five Classification Algorithms in Low-Dimensional Feature Vectors Extracted From EEG Signals, 34th International Conference on Telecommunications and Signal Processing, TSP 2011, August 2011, Budapest, Hungary.
5. Ozturk, M. ve Kayikcioğlu, T., Nokta Bulutları İçin Yerel Doğru İzdüşümüne Dayalı Bir Eğri Uydurma Yöntemi, SIU 2011 IEEE 19.Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı, Nisan 2011 ANTALYA.
6. Ozturk, M., Kayikcioğlu, T. ve Türe, H., Tıbbi Görüntüler için Model-esaslı Kenar Belirleme Yöntemi, SIU 2010 IEEE 18.Sinyal İşleme ve İletişim Uygulamaları Kurultayı, Nisan 2010, DİYARBAKIR.
7. Aydemir, O., Ozturk, M., ve. Okumuş, H. İ., EEG Based Robotic Arm Position Control, INISTA 2009, International Symposium on INnovations in Intelligent SysTems and Applications, Haziran 2009, TRABZON.
8. Ozturk, M. ve Kayikcioğlu, T., Üç-Boyutlu Koroner Damar Parçalarının Üç Keyfi Açıdan Alınmış Anjiyo Görüntülerindeki Kenarlardan Elde Edilmesi, SIU2008 IEEE 16. Sinyal İşleme, İletişim ve Uygulamaları Kurultayı, Nisan 2008,AYDIN.
9. Hacıoğlu G., Aydemir, O. ve Ozturk, M., Sayısal Modülasyon Yöntemlerinin Spektral Etkinlikleri Bakımından İncelenmesi, URSI-Türkiye 2006, 3. Bilimsel kongresi ve 4. Ulusal genel kurul toplantısı, Eylül 2006, Ankara.
10. Aydemir, O., Ozturk, M. ve Hacıoğlu, G., İşlevsel Manyetik Rezonans Görüntüleme ile Beyin Görüntülerinin İncelenmesi, URSI-Türkiye 2006, 3. Bilimsel kongresi ve 4. Ulusal genel kurul toplantısı, Eylül 2006, Ankara.

Ödüller

- TUBİTAK BİDEB 2211 Yurt İçi Doktora Bursu, 2007-2012
- Kadir Has Üniversitesi Elektronik Müh. Bölüm Üçüncülüğü (2004)