T.C
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

RETİNADAKİ KAN DAMARLARININ JEODEZİK YÖNTEMLER KULLANILARAK GÖRÜNTÜ İŞLEME İLE TESPİT EDİLMESİ

Mehmet NERGİZ

DOKTORA TEZİ

ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

DİYARBAKIR
Kasım-2017

T.C

DİCLE ÜNİVERSİTESİ

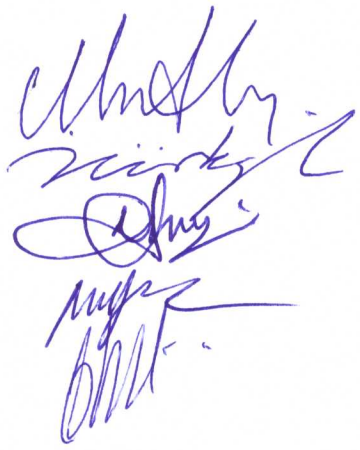
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ

DİYARBAKIR

Mehmet NERGİZ tarafından yapılan "Retinadaki Kan Damarlarının Jeodezik Yöntemler Kullanılarak Görüntü İşleme İle Tespit Edilmesi" konulu bu çalışma, jürimiz tarafından Elektrik-Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalında DOKTORA tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyesinin

Ünvanı	Adı Soyadı
Başkan:	Prof. Dr. Mehmet AKIN
Üye :	Prof. Dr. İbrahim TÜRKOĞLU
Üye :	Doç. Dr. Necmettin SEZGİN
Üye :	Yrd. Doç. Dr. Abdulnasır YILDIZ
Üye :	Yrd. Doç. Dr. Bahattin KURT



Tez Savunma Sınavı Tarihi: 30/11/2017

Yukarıdaki bilgilerin doğruluğunu onaylarım.

.../...../201..

Doç.Dr. Sevtap SÜMER EKER

ENSTİTÜ MÜDÜRÜ V.

(MÜHÜR)

TEŞEKKÜR

Doktora çalışmalarım sırasında tecrübelerinden sürekli faydalandığım saygı değer tez danışmanım Prof. Dr. Mehmet AKIN'a teşekkür ederim. Ayrıca, beni bu günlere kadar getiren sevgili annem ile babama ve aynı zamanda doktora çalışmalarım süresince bana her zaman destek olan sevgili eşime teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

		Sayfa
TEŞEKKÜR……		I
İÇİNDEKİLER…….....		II
ÖZET…….....		IV
ABSTRACT…….....		V
ÇİZELGE LİSTESİ…….....		VI
ŞEKİL LİSTESİ…….....		VII
EK LİSTESİ……		X
KISALTMA VE SİMGELER…….		XI
1.	**GİRİŞ**…….**.....**	1
1.1.	Genel Bilgi……...	1
2.	**KAYNAK ÖZETLERİ**……..	9
2.1.	Örüntü Tanıma Teknikleri ……...	9
2.1.1.	Gözetimli Yaklaşımlar ……...	9
2.1.2.	Gözetimsiz Yaklaşımlar ……..	11
2.2.	Çok Ölçekli Yaklaşımlar ……...	13
2.3.	Uyumlu Filtre Yaklaşımları ……...	14
2.4.	Matematiksel Morfoloji Şemaları ……...	15
2.5.	Damar Takip Teknikleri ……...	17
2.6.	Model Temelli Teknikler ……...	18
2.6.1.	Damar Modeli Yaklaşımları ……...	18
2.6.2.	Bozulabilir Model Yaklaşımları ……...	19
2.6.2.1.	Parametrik Bozulabilir Model Yaklaşımları ……...	19
2.6.2.2.	Geometrik Bozulabilir Model Yaklaşımları ……...	20
2.7.	Paralel/Donanımsal Temelli Yaklaşımlar ……...	20
2.8.	Kaynaklarda Kullanılan Ortak Değerlendirme Ölçütleri ……...	21
3.	**MATERYAL VE METOT**……	23
3.1.	DRIVE …..…….……	24

3.2. STARE..... 25
3.3. CHASE_DB1..... 25
3.4. Diferansiyel Geometri 26
3.4.1. Eğriler 26
3.4.2. Yüzeyler 29
3.4.3. Yüzey Eğriliği Hesaplama 33
3.4.4. Jeodezikler 33
3.5. Hızlı Yürüme Algoritması 38
3.6. Tezde Önerilen Yöntem 40
3.6.1. Ayrık OYE Hesaplama 40
3.6.2. OYE Kullanılarak Kısıtlayıcı Haritası Oluşturma..... 40
3.6.3. HYA Kullanılarak JU Tabanlı Bölütleme 43
3.6.4. Otomatik Başlangıç Noktası Oluşturma 44
3.6.5. Son İşlem Uygulama 45
4. BULGULAR VE TARTIŞMA..... 49
5. SONUÇ VE ÖNERİLER..... 61
6. KAYNAKLAR..... 65
EKLER..... 73
ÖZGEÇMİŞ..... 161

ÖZET

RETİNADAKİ KAN DAMARLARININ JEODEZİK YÖNTEMLER KULLANILARAK GÖRÜNTÜ İŞLEME İLE TESPİT EDİLMESİ

DOKTORA TEZİ

Mehmet NERGİZ

DİCLE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
ELEKTİRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

2017

Retinadaki kan damarlarının görüntü işleme teknikleri ile otomatik olarak tespit edilmesi birçok göz hastalığının teşhisinde önem teşkil etmektedir. Bu çalışmada retina görüntüleri 3 boyutlu uzaya gömülü 2 boyutlu yüzeyler olarak, damarlar ise bu yüzeyler üzerindeki vadi şeritleri olarak ele alınmıştır. Öncelikle yumuşatılmış retina görüntüsünün ortalama yüzey eğriliği matrisi ayrık olarak hesaplanmış ve damar sınırlarının bu matris üzerindeki çukur noktalara tekabül ettiği, damar alanının ise tepe benzeri bir yapıya benzediği gözlenmiştir. Bu yüzey eğriliği özelliğinden faydalanılarak sadece damarımsı bölgelerin yaklaşık sınırlarını belirten bir kısıtlayıcı harita matrisi elde edildikten sonra, bu harita matrisi içinde en az bir başlangıç noktası ve Hızlı Yürüme Algoritması kullanılarak ilgili damar hattı 3 boyutlu bir jeodezik uzaklık haritası bilgisini de içerecek şekilde tespit edilmiştir. Yarı otomatik olarak çalışan bu sistem daha sonra maksimum normal yüzey eğriliği matrisinin histogramından elde edilen başlangıç noktaları ile tam otomatik hale getirilmiştir. Bu yöntemin eksik bir özelliği olarak ana damarlardaki sınır piksellerini gözden kaçırdığı gözlenmiş olup kernel tabanlı bir komşuluk istatistiği yöntemiyle performansı iyileştirilmiştir. Bu çalışmada ayrıca iki ayrı yeni lezyon temizleme algoritması uygulanmıştır. Bunlara ek olarak merkezi damar refleksi olarak bilinen ışıkla çekim tekniğinden kaynaklanan yan etkiyi gidermek için damar bölütleri üzerindeki küçük delikler morfolojik işlemler kullanılarak kapatılmıştır. Bu çalışma DRIVE, STARE ve CHASE_DB1 veri setleri üzerinde test edilmiş olup literatürdeki diğer güncel çalışmalar da dikkate alınarak duyarlılık, özgüllük, doğruluk ve çalışma hızı açısından kabul edilebilir sonuçlar elde edildiği görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: Jeodezik uzaklık, Retinal damar bölütleme, Ortalama yüzey eğriliği, Hızlı yürüme algoritması, Başlangıç noktası üretme, Lezyon temizleme

ABSTRACT

RETINAL BLOOD VESSEL SEGMENTATION VIA GEODESIC METHODS IN IMAGE PROCESSING

PhD THESIS

Mehmet NERGİZ

DEPARTMENT OF ELECTRICAL AND ELECTRONICS ENGINEERING
INSTITUTE OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES
UNIVERSITY OF DICLE

2017

Automated detection of retinal blood vessels via image processing techniques is an imoprtant task for diagnosing the miscellaneous eye diseases. In this study, the retinal images and the vessels were respectively handled as 2D surfaces embedded into the 3D space and valley stripes overlaying on those surfaces. Firstly, the discrete version of the mean surface curvature matrix of the smoothened retinal image was calculated and then it was observed that the sink points on that matrix correspond to the the vessel borders and the vessel regions resemble to the hills. Then, a constraint map matrix which specifies the approximate borders of the vessel like regions by exploiting that surface curvature characteristic was obtained. Afterwards, a connected vessel component which contains 3D geodesic distance map information was segmented using the Fast Marching Algortihm and at least one seed point inside the constraint map matrix. Later, the main part of the proposed semi automated system was converted to the full automated version by using the seed points obtained from the histogram of the maximum normal surface curvature matrix. However, it was observed that the proposed method misses the pixels on the borders of the main wide vessels and then its performance was enhanced via a kernel based submethod benefiting from the neighbourhood statistics of the pixels. Additionally, two new lesion removal algorithms were also applied in this study. Lastly, small holes on the vessel segments were filled via morphological operations in order to eliminate the side effect which is known as the central vessel reflex occuring because of the lighting technique of the imaging device. This study was tested on DRIVE, STARE and CHASE_DB1 data sets and it was observed that it acquired admissible results in terms of sensitivity, specificity, accuracy and execution time with respect to the recent studies in the literature.

Key Words: Geodesic Distance, Retinal Vessel Segmentation, Mean Surface Curvature, Fast Marching Algorithm, Seed Point Generation, Lesion Removal

ÇİZELGE LİSTESİ

Çizelge No		Sayfa
Çizelge 4.1.	DRIVE veri seti üzerindeki sonuçların istatistikleri	49
Çizelge 4.2.	STARE veri seti üzerindeki sonuçların istatistikleri	50
Çizelge 4.3.	CHASE_DB1 veri seti üzerindeki sonuçların istatistikleri	50
Çizelge 4.4.	DRIVE veri seti için bu çalışma ile diğer çalışmaların karşılaştırılması	58
Çizelge 4.5.	STARE veri seti için bu çalışma ile diğer çalışmaların karşılaştırılması	59
Çizelge 4.6.	CHASE_DB1 veri seti için bu çalışma ile diğer çalışmaların karşılaştırılması	59
Çizelge 4.7.	Bu çalışma ile diğer çalışmaların DRIVE, STARE ve CHASE_DB1 veri setlerine uygulanmaları yönünden karşılaştırılması	59

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil No		Sayfa
Şekil 1.1.	Örnek HR görüntüleri (a: HR'li bir retina görüntüsü b: Kronik Hipertansiyonlu bir hastanın retina görüntüsü) (istanbulretina 2017, Michigan 2017)	2
Şekil 1.2.	Örnek bir Arterioskleroz görüntüsü (Wollensak 2017)	2
Şekil 1.3.	Neovaskülarizasyon içeren ve içermeyen örnek retina görüntüleri (a: normal retina b: DR) (arleoeye 2017)	3
Şekil 1.4.	Prematüre Retinopatisinde evre evre arter ve ven değişimleri (neonatology 2016)	3
Şekil 1.5.	Damar genişliği ve dallanma açısı analizi ile DR'nin erken teşhisine yönelik geliştirilmiş olan bir biyolojik belirteç (Ikram 2013)	4
Şekil 1.6.	Damar genişliğinin tespitine yönelik bir çalışma (Xu 2016)	5
Şekil 1.7.	Damar kıvrımlılığının tespitine yönelik bir çalışma (a: normal toplar damar b: kıvrımlı toplar damar) (Cheung 2011)	5
Şekil 1.8.	Örnek retina görüntüleri (a: MDR ve düzgün olmayan arkaplan b: yumuşak eksüdalar c: sert eksüdalar d: retinadaki temel anatomik yapılar ve sert eksüda ile kanama lezyonları) (Fraz ve ark. 2012a)	6
Şekil 3.1.	Örnek bir fundus kamerası (Nidek 2017)	23
Şekil 3.2.	DRIVE veri seti (a: sağlıklı retina görüntüsü b: hastalıklı retina görüntüsü)	24
Şekil 3.3.	STARE veri seti (a: sağlıklı retina görüntüsü b: hastalıklı retina görüntüsü)	25
Şekil 3.4.	CHASE_DB1 veri seti (a: 04L nolu retina görüntüsü b: 07L nolu retina görüntüsü)	26
Şekil 3.5.	Eğri fonksiyonunun giriş ve çıkış kümeleri (Ben-Chen 2009)	27
Şekil 3.6.	Eğri fonksiyonunun bir aralıktaki giriş ve çıkış kümeleri (Ben-Chen 2009)	27
Şekil 3.7.	Eğri fonksiyonunun Tanjant vektörü (Ben-Chen 2009)	27
Şekil 3.8.	Eğri fonksiyonunun yay uzunluğunun hesaplanması (Ben-Chen 2009)	28
Şekil 3.9.	Bir f eğri fonksiyonunun D alt kümesinde iki parametreli gösterimi	29
Şekil 3.10.	Bir vektör yüzey fonksiyonunun 3 boyutlu uzayın her bir boyutundaki iki parametreli tekil gösterimi	30

Şekil 3.11. Koordinat düzleminin parametik hale getirilmesinin ve D düzlemindeki u, v eksenlerinin S yüzeyinde tanjant vektörleri ile beraber u, v eksen eğrileri olarak gösterimi (Raussen 2008) 31

Şekil 3.12. S yüzeyindeki (u_0,v_0) noktasındaki $T_{(P0)}S$ doğrusal tanjant düzlemi (Raussen 2008) 31

Şekil 3.13. S yüzeyindeki (u_0,v_0) noktasındaki $N(u_0,v_0)$ vektörü (Raussen 2008) 32

Şekil 3.14. C, C''(s), K_n, N ve S 'nin temsili olarak görselleştirilmesi 33

Şekil 3.15. $U_B(x)$ uzaklık haritası (a: bir adet başlangıç noktası durumu; b: iki adet başlangıç noktası durumu) (Peyré ve ark. 2010) 35

Şekil 3.16. Örnek S, T_x ,Ağırlık(x) durumları ve bunlardan elde edilen $U_B(x)$ JUH'ları (Peyré ve ark. 2010). 37

Şekil 3.17. Bu tezde önerilen yöntemin akış diyagramı 40

Şekil 3.18. I, Y ve H matrislerinin yüzey görselleştirmesi 41

Şekil 3.19. H matrisinin ayrıştırılması (a: H_negatif; b: H_positif; c: Ağırlık; d: Kısıtlayıcı Harita) 42

Şekil 3.20. H_pozitif üzerinde Lezyon filtreleme süreci (a: lezyonlu görüntü; b: lezyonlu durumda H_pozitif ; c: filtre cevabı; d:lezyon temizleme sonrası H_pozitif) 43

Şekil 3.21. Yarı otomatik bölütleme (a: ilk başlangıç noktasının sonucu; b: ikinci başlangıç noktasının sonucu; c: iki bölütleme sonucunun birleştirilmesi) 44

Şekil 3.22. Tam otomatik yöntem için başlangıç noktalarını oluşturma (a: k1; b: bağlı_bileşenler ve başlangıç noktaları; c: tam otomatik bölütleme sonucu) 45

Şekil 3.23. H üzerinde ana damarların sınır piksellerinin bölütleme sonucuna dâhil edilmesi amacıyla belirlenen eşik seviyelerinin görselleştirilmesi 46

Şekil 3.24. Lezyon temizleme amaçlı son işlem uygulama (a: işaretli lezyona sahip orijinal görüntü; b: lezyon içeren bölütleme sonucu; c: lezyon parçasının kapsayıcı elips ile gösterimi; d: lezyon temizleme sonrası ikili bölütleme sonucu) 47

Şekil 4.1. DRIVE veri seti üzerinde ikili formatta bölütleme sonuçları ve gerçek veriler (a: 3 nolu görüntünün bölütleme sonucu; b: 14 nolu görüntünün bölütleme sonucu; c: 20 nolu görüntünün bölütleme sonucu; d: 3 nolu görüntünün gerçek verisi; e: 14 nolu görüntünün gerçek verisi; f: 20 nolu görüntünün gerçek verisi) 51

Şekil 4.2. STARE veri seti üzerinde ikili formatta bölütleme sonuçları ve gerçek veriler (a: 11 nolu görüntünün bölütleme sonucu; b: 12 nolu görüntünün bölütleme sonucu; c: 15 nolu görüntünün bölütleme sonucu; d: 11 nolu görüntünün gerçek verisi; e: 12 nolu görüntünün gerçek verisi; f: 15 nolu görüntünün gerçek verisi) 51

Şekil 4.3. CHASE_DB1 veri seti üzerinde ikili formatta bölütleme sonuçları ve gerçek veriler (a: 1 nolu görüntünün bölütleme sonucu; b: 9 nolu görüntünün bölütleme sonucu; c: 13 nolu görüntünün bölütleme sonucu; d: 1 nolu görüntünün gerçek verisi; e: 9 nolu görüntünün gerçek verisi; f: 13 nolu görüntünün gerçek verisi 52

Şekil 4.4. 3 boyutlu JUH formatında bölütleme sonuçları (a: DRIVE veri setindeki 3 nolu görüntünün bölütleme sonucu; b: STARE veri setindeki 12 nolu görüntünün bölütleme sonucu; c: CHASE_DB1 veri setindeki 9 nolu görüntünün bölütleme sonucu) 52

Şekil 4.5. 3 boyutlu JUH üzerinde dallanma noktası civarındaki JU özelliğinin histerik bir aralıkta incelenmesi 54

Şekil 4.6. JUH, damar iskeleti ve Hessian matrisin öz vektörleri kullanılarak damar üzerinde genişlik hesaplamasının gösterimi 56

Şekil 4.7. Kısıtlayıcı harita olmadan JUH kullanılarak rastgele iki nokta arasındaki uzaklık ölçümü 56

EK LİSTESİ

Ek No		Sayfa
Ek 1.	DRIVE veri setindeki gerçek görüntüler ile ikili ve 3 boyutlu formattaki bölütleme sonuçları	73
Ek 2.	STARE veri setindeki gerçek görüntüler ile ikili ve 3 boyutlu formattaki bölütleme sonuçları	113
Ek 3.	CHASE_DB1 verisindeki gerçek görüntüler ile ikili ve 3 boyutlu formattaki bölütleme sonuçları	133

KISALTMA VE SİMGELER

AİKEAA : Alıcı İşlem Karakteristiği Eğrisi Altındaki Alan

AK : Aktif Kontur

BA : Bayesian Analiz

BCO : Bulanık C-Ortalamalar

BM : Bozulabilir Model

BMO : Bulanık Morfolojik Operatör

BTF : Birinci Temel Form

CHASE_DB1 : Child Heart And Health Study In England

ÇÖMYO : Çok Ölçekli Morfolojik Yeniden Oluşturma

DG : Diferansiyel Geometri

DR : Diyabetik Retinopati

DRIVE : Digital Retinal Images For Vessel Extraction

DVM : Destek Vektör Makinası

DT : Damar Takibi

GBM : Geometrik Bozulabilir Model

GEOM : Griskala Eş Oluşum Matrisleri

GFBDT : Gauss Filtresinin Birinci Dereceden Türevi,

GN : Gerçek Negatif

GA : Görüş Alanı

GP : Gerçek Pozitif

GYE : Gauss Yüzey Eğriliği

HACD : Hızlı Ayrık Curvelet Dönüşümü

HR : Hipertansif Retinopati

HSA : Hücresel Sinir Ağı

HYA : Hızlı Yürüme Algoritması

İK : İkiz Kurdele

İTF : İkinci Temel Form

JE : Jeodezik Eğri

JU : Jeodezik Uzaklık

JUH : Jeodezik Uzaklık Haritası

KEYKA : K-En Yakın Komşu Algoritması

KSUHE : Kontrast Sınırlı Uyarlamalı Histogram Eşitleme

MA : Morfolojik Açma

MDR : Merkezi Damar Refleksi

Mİ : Morfolojik Işlem

NE : Normal Eğrilik

OD : Optik Disk

OGF : Ofset Gauss Farkı

OYE : Ortalama Yüzey Eğriliği'nin

PBM : Parametrik Bozulabilir Model

PR : Prematüre Retinopatisi

SK : Seviye Kümesi

SOG : Sıfır Ortalamalı Gauss

STARE : Structured Analysis Of Retina

YN : Yanlış Negatif

YP : Yanlış Pozitif

YSA : Yapay Sinir Ağları

YT : Yapı Tensörü

YTK : Yarıçap Tabanlı Kümeleme

B : Yüzeyin Sınır Noktalarının Oluşturduğu Küme

C : Eğri Fonksiyonu

$C(s)$: Yay Uzunluğu ile Parametrize Edilmiş Eğri Fonksiyonu

C^* : Jeodezik Eğri

$C'(t)$: Tanjant Vektörü

D : İki Boyutlu Parametre Düzlemi

E, F, G : Birinci Temel Form Değişkenleri

e, f, g : İkinci Temel Form Değişkenleri

$f(u,v)$: İki Parametreli Eğri Fonksiyonu

H : Ortalama Yüzey Eğriliği

$H_negaitif$: Negatif Eğrilik Değerine Sahip Piksel Matrisi

$H_pozitif$: Pozitif Eğrilik Değerine Sahip Piksel Matrisi

I : Görüntü Yüzeyi

K : Gauss Yüzey Eğriliği

K_n : Normal Eğrilik

k_1 : Maksimum Normal Eğrilik

k_2 : Minimum Normal Eğrilik

$\kappa(s)$: Yay Uzunluğu ile Parametrize Edilmiş Eğrilik Fonksiyonu

$L(C)$: Eğrinin Uzaklığı Fonksiyonu

N : Birim Normal Vektörü

$N(s)$: Yay Uzunluğu ile Parametrize Edilmiş Normal Fonksiyonu

$r(u,v)$: İki Parametreli Vektör Yüzey Fonksiyonu

S : Yüzey/Yumuşatılmış Görüntü Yüzeyi

T_x : Metrik Tensör

$U_B(x)$: Jeodezik Uzaklık Haritası Fonksiyonu

u_k : Jeodezik Uzaklık

$x(t)$: Bileşke Yüzey Fonksiyonu

x_0 : Başlangıç Noktası

1. GİRİŞ

1.1. Genel Bilgi

Retinadaki kan damarlarını tespit etmeye yönelik algoritmalar, otomatik retinal hastalık tespiti sistemlerinin temel bileşenlerinden biridir (Fraz ve ark. 2012a). Retina damarlarının uzunluk, genişlik, eğrilik, dallanma deseni ve açısı gibi şekilsel özelliklerinden faydalanılarak Diyabetik Retinopati (DR), Hipertansif Retinopati (HR), Arterioskleroz ve Koroidal Neovaskülarizasyon gibi çeşitli kardiyovasküler ve oftalmolojik hastalıkların teşhisi, taranması ve değerlendirilmesi yapılmaktadır (Kanski 2007).

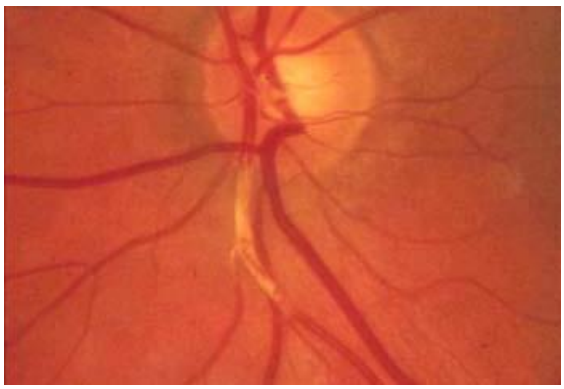
Retinal damar yapısının belirlenmesi, Prematüre Retinopatisinin (PR), avasküler bir alan olan foveanın, Arteriolar Daralmanın ve HR'nin teşhisine yönelik damar çapı ölçüsünün hesaplanmasında işe yaramaktadır (Foracchia 2001, Heneghan ve ark. 2002, Grisan ve Ruggeri 2003, Haddouche ve ark. 2010, Lowell ve ark. 2004). Ayrıca, DR taramalarının uygulanmasında ve bilgisayar destekli lazer cerrahisinde faydalı olabilmektedir (Teng ve ark. 2002, Kanski 2007). Bunlara ek olarak, retina damarlarının haritalandırılması ve dallanma yapılarının tespiti, farklı zamanlarda ya da başka formatlarda kaydedilmiş olan retina görüntülerinin çakıştırılması, optik disk (OD) ve fovea yerinin tespiti ile kişilerin özgün biyometrik verilerinin elde edilmesi amacıyla kullanılmıştır (Zana ve Klein 1999, Huiqi ve Chutatape 2004, Mariño ve ark. 2006, Köse ve İkibaş 2011).

Sistematik veya yerel bir göz hastalığının sonucu olarak kan damarlarının çap ve renklerinde ölçülebilir anormallikler olabilir. Örneğin, merkezi retinal atardamar tıkanması neredeyse tüm retinal atardamarların büzülmesi şeklinde görülürken merkezi retinal toplardamar tıkanması ve Hipertansiyon ise sırasıyla genişlemiş kıvrımlı toplardamarlar halinde ve retinanın odak bölgesindeki atardamarlarının büzülmesi biçiminde gözlenir. Örnek HR görüntüleri Şekil 1.1.'de gösterilmiştir. Atardamarlardaki kalınlaşma ve sertleşmeden kaynaklı ortaya çıkan Arterioskleroz hastalığında Şekil 1.2.'deki gibi retinadaki atardamarların bakır veya gümüş rengini aldıkları, DR'de ise retinada yeni damarların oluştuğu (neovaskülarizasyon) gözlenir (Raja ve Ravichandran 2011).



a) b)

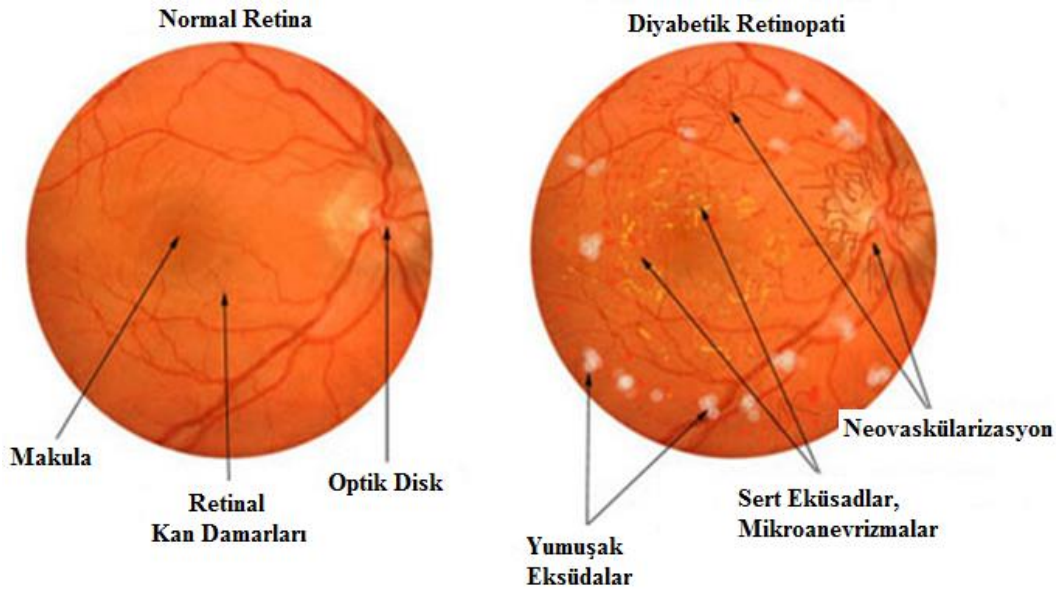
Şekil 1.1. Örnek HR görüntüleri (a: HR'li bir retina görüntüsü b: Kronik Hipertansiyonlu bir hastanın retina görüntüsü) (istanbulretina 2017, Michigan 2017)



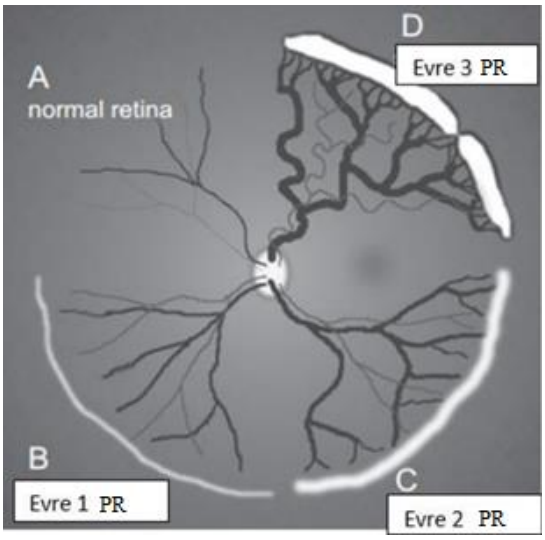
Şekil 1.2. Örnek bir Arterioskleroz görüntüsü (Wollensak 2017)

Şekil 1.3.'de normal bir retina görüntüsü ile bir DR görüntüsü karşılaştırılmalı olarak verilmiştir. DR'nin son dönemlerinde ortaya çıkan Neovaskülarizasyon yeniden damarlanma anlamına gelmektedir. Diyabet sebebiyle zarar gören damarlar yerine yeni ama daha zayıf damarlar oluşturulur ama bu yeni damarlar da daha kolay yıprandığı için bu da yeterli olmaz ve bu şekilde tekrar yeni damar üretme aşamasına gidilmesiyle Neovaskülarizasyon ortaya çıkmış olur (arleoeye 2017).

PR ise erken doğan Prematüre bebeklerde retinal gelişimin yarım kalması durumunda ortaya çıkabilen bir göz hastalığıdır. PR'nin evreleri sırasında atardamar ve toplardamarların şekillerindeki değişiklik temsilen Şekil 1.4.'te gösterilmiştir.



Şekil 1.3. Neovaskülarizasyon içeren ve içermeyen örnek retina görüntüleri (a: normal retina b: DR) (arleoeye 2017)



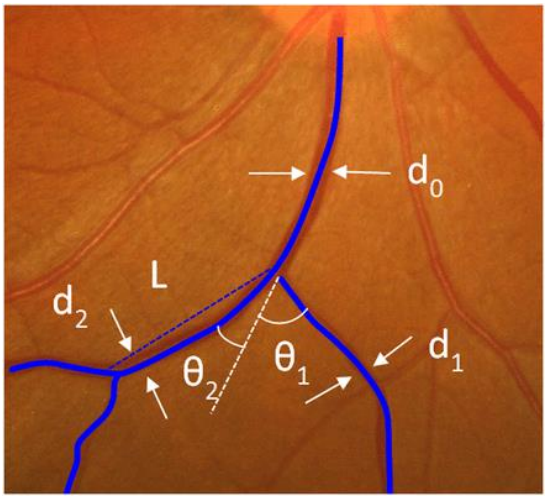
Şekil 1.4. PR'de evre evre arter ve ven değişimleri (neonatology 2016)

Retina damar tespiti alanında birçok çalışma olmasına rağmen bu konu hala yoğun bir şekilde çalışılmaktadır. Bu konu üzerinde çalışılmasına hala ihtiyaç duyulmasının temel sebeplerinden biri literatürde önceden yapılmış olan çalışmaların birçoğunda kullanılan retina görüntülerinin az sayıda ve kısıtlı çeşitlilikte olmasıdır. Aynı görüntü içindeki veya farklı görüntülerdeki muazzam ışık, renk ve yapı farklılıkları retinal damar tespitini zorlaştırmaktadır. Özellikle, ışıkla çekim tekniğinden kaynaklanan ve Merkezi Damar Refleksi (MDR) olarak da adlandırılan damarların ortasındaki parlak yansımaların bulunduğu görüntülerde birçok çalışma düşük

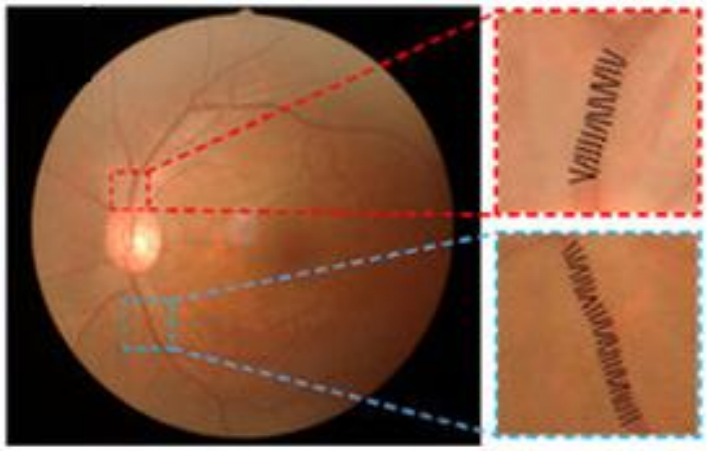
performans sergilemiştir. Bir başka problem olarak da farklı yapıdaki lezyonların varlığı önerilen damar tespit yöntemlerini zora sokmaktadır. Ayrıca değişik çözünürlüklerde elde edilmiş olan görüntülerin tümünde çalışabilecek yöntemleri geliştirmeye yönelik ihtiyaç hala devam etmektedir (Fraz ve ark. 2012a).

Retina damarlarının teşhisindeki en temel amaçlardan biri retina damarlarının yerel geometrik ve genel topolojik özelliklerinin analizini yapmaktır. Retina damarlarının yerel geometrik analizini yapabilmek için damar uzunluğu, genişliği ve dallanma noktalarının tespiti ile damar kıvrımlılığı, "ekspansiyon faktörü", "asimetri faktörü" ve "bağlantı üst katsayısı" gibi ölçeklerden faydalanılır. Retina damarlarının topolojik özelliklerinin analizi için ise "Strahler dallanma oranı", "yükseklik" ve "asimetri" ölçekleri analiz edilir (Martinez-Perez ve ark. 2002).

Retina damarlarının yerel geometrik özelliklerinin analizinin önemini gösteren çok sayıda tıbbi çalışma mevcuttur. Örneğin, Ikram ve ark. (2013) retina damarlarının dallanma açılarını ve ortalama çaplarını Şekil 1.5.'teki gibi tespit ve analiz ederek, DR'nin erken teşhisini yapma amacı taşıyan çeşitli yeni biyolojik göstergeler geliştirmişlerdir. Xu ve ark. (2016) ise akıllı telefonlar üzerinde çalışan algoritmaları ile retinal damar genişliğini Şekil 1.6.'daki gibi ölçmeye çalışmışlardır.

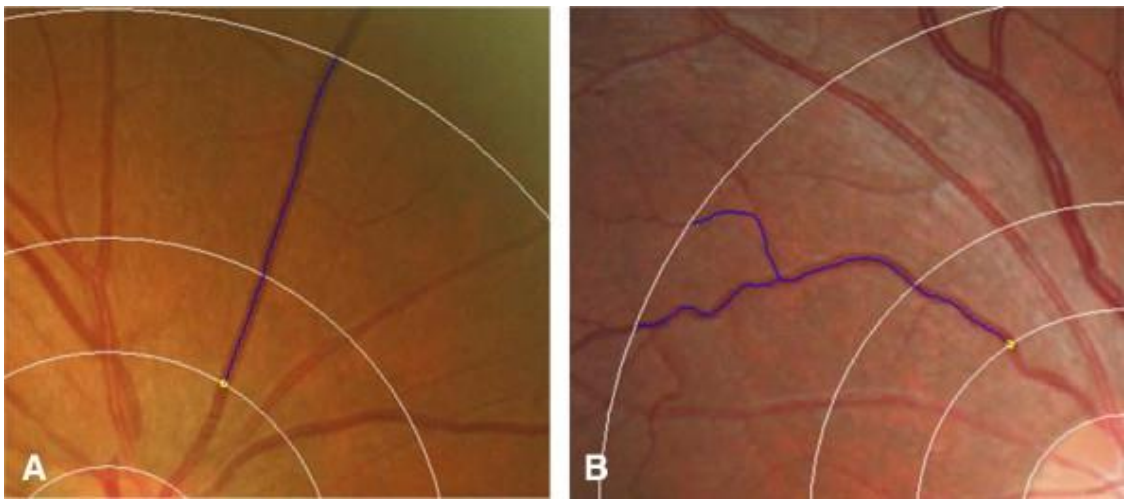


Şekil 1.5. Damar genişliği ve dallanma açısı analizi ile DR'nin erken teşhisine yönelik geliştirilmiş olan bir biyolojik belirteç (Ikram 2013)



Şekil 1.6. Damar genişliğinin tespitine yönelik bir çalışma (Xu 2016)

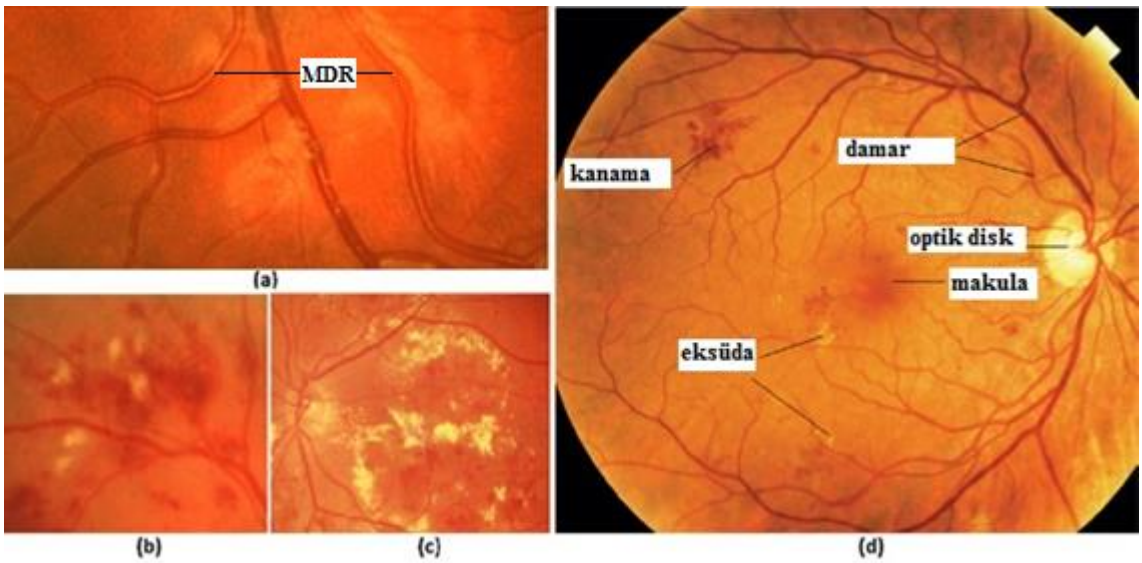
Bir başka örnek olarak ise Cheung ve ark. (2011) tarafından yapılan çalışmada, retinadaki atar ve toplardamarların kıvrımlılık değerleri ile bu hastaların yaş, kan basıncı ve benzeri kardiyovasküler risk faktörleri arasındaki ilişkinin Şekil 1.7'deki gibi incelenmesi gösterilebilir. Kıvrımlılık değeri, ilgili damarın eğrilik değerlerinin yardımcı bir yazılım vasıtasıyla manuel olarak ölçülüp karelerinin toplamının normalize edilmesi ile elde edilmiştir (Cheung ve ark. 2011).



Şekil 1.7. Damar kıvrımlılığının tespitine yönelik bir çalışma (a: normal toplar damar b: kıvrımlı toplar damar) (Cheung 2011)

Sinirsel retina, OD'den yayılarak geniş bir ağ kuran merkezi atardamarlar ve toplardamarlardaki kan dolaşımı ile beslenir. Bu damarlar oftalmoskop ile girişimsiz olarak görüntülenebilmektedir (Patil ve Chaudhari 2012). Kan damarları, RGB renk uzayında en çok yeşil renk kanalında belirgin olarak gözlenebilirler (Raja ve Ravichandran 2011).

Retinal damar yapısı, retina tabakasında kollara ayrılan ve uzayan şekiller halinde gözlenen atardamar ve toplardamarlardan oluşmaktadır. Hem görüntünün çözünürlüğüne hem de damarın genişliğine bağlı olarak, damar genişlikleri 1-20 piksel gibi geniş bir aralıkta değişir. Damara dik olarak alınmış kesitlerin renk değişimleri ya direk olarak Gauss dağılımına ya da MDR olması durumunda Gauss dağılımları karışımına yakınsayan bir şekildedir. Bir damarın yönelimi ve gri seviyesi aniden değişmez, aksine yerel olarak doğrusaldır ve damar boyunca yoğunlukları azalarak değişir. Damarlar retinada ikili bir ağaç yapısı şeklinde bir birine bağlıdır; fakat damarların şekli, boyutu ve yerel gri seviyeleri çok fazla değişiklik gösterebilir ve bazı görüntülerdeki arka plan desenleri Şekil 1.8. a ve d'de görüldüğü gibi damarlara benzeyebilir. Damarların kesişmesi ve dallanması damar kesit modelini karmaşıklaştırabilir. Değişik çeşitlerde medikal görüntülerin işlenmesi sırasında sıklıkla karşılaşıldığı gibi sinyal gürültüsü, görüntü yoğunluğundaki sapma ve görüntüde yeterince zıtlığın olmaması kan damarlarının tespit edilmesini ciddi olarak zorlaştırmaktadır. Şekil 1.8. a'da görülen MDR, retina damarlarının merkezinde görüntüleme sırasında bazen oluşan güçlü bir ışık yansımasıdır. MDR, toplardamarlara nazaran atardamarlarda, daha yüksek dalga boylarında ve genç hastaların göz dibi görüntülerinde daha sıklıkla gözlenir (Fraz ve ark. 2012a).



Şekil 1.8. Örnek retina görüntüleri (a: MDR ve düzgün olmayan arkaplan b: yumuşak eksüdalar c: sert eksüdalar d: retinadaki temel anatomik yapılar ve sert eksüda ile kanama lezyonları) (Fraz ve ark. 2012a)

Bu çalışmada görüntüler önce yumuşatıldıktan sonra görüntü yüzeyinin Ortalama Yüzey Eğriliği (OYE) hesaplanır ve daha sonra OYE matrisi geliştirilen

algoritmalar yardımıyla ayrıştırılarak Ağırlık matrisi ve Kısıtlayıcı matris oluşturulur. Parlak ve yaygın lezyonlar için bir temizleme filtresi Kısıtlayıcı matris üzerine uygulanır. Sonrasında, görüntüye ait tüm damarları bölütlemek için gerekli olan başlangıç noktaları otomatik olarak oluşturulur. Hızlı Yürüme Algortiması (HYA) ile oluşturulmuş olan Ağırlık matrisi, Kısıtlayıcı matris ve başlangıç noktalarını kullanarak damarları ikili formatta ve Jeodezik Uzaklık Haritası (JUH) formatında bölütlenir. Son işlem aşamasında, ana damar kenarlarındaki tespit edilememiş pikseller kernel temelli bir yöntem ile bölütleme sonucuna eklenir. Geriye kalan her türlü kalıntı ve lezyonlar istatistiki olarak tespit edilip temizlenir ve MDR'den kaynaklı damar içi boşluklar Morfolojik İşlemler (Mİ) ile kapatılır.

Retina damarlarının manuel bölütlenmesi tıbbi eğitim ve yetenek gerektiren, uzun ve can sıkıcı bir iştir. Retina damarlarının otomatik olarak tespitinin ve ölçümlenmesinin oftalmolojik bozukluklar için bilgisayar destekli bir teşhis sisteminin geliştirilmesine yönelik ilk adım olduğu tıp camiasınca genel olarak kabul edilmiştir (Fraz ve ark. 2012a).

Bu çalışmada damar bölütleri üzerinde yapılan ve yukarıda da detaylı bir şekilde belirtilen yerel geometrik ve genel topolojik analizlerin daha net ölçümler ile yapılabilmesi ihtiyacına cevap veren jeodezik bir alt yapı sunulmuştur. Bu jeodezik alt yapı sayesinde "damar uzunluğu", "damar genişliği", "damar açısı", "damar açı asimetrisi" gibi retinal damar analiz ölçeklerine dair daha doğru ölçümler elde edilebilecektir. Ayrıca, çalışmada kullanılan Öklid metrik tensör yerine örneğin küresel yüzeyi tanımlayan bir metrik tensör kullanılarak, doğası gereği küresel şekilde olan göz üzerinde yayılan damarların daha doğru ölçümlerinin elde edilmesine ve yukarıda tanımlanmış olan geometrik ve topolojik tabanlı ölçeklerden farklı olarak yeni ölçeklerin geliştirilmesine imkân tanınmıştır.

Bunlara ek olarak, bu çalışmada görüntünün 3 boyutlu uzaya gömülü bir yüzey olarak ele alınması kabulüne dayanarak geliştirilmiş olan yeni algoritmaların sayesinde değişik çözünürlük, çekim tekniği ve damar yapısına sahip görüntülerde bile yüksek ve benzer başarım sonuçları elde edilerek retina damar tespiti alanındaki genel geçer çözüm ihtiyacına alternatif bir yöntem önerilmiştir. Ayrıca bu çalışmada önerilmiş olan iki farklı özgün lezyon temizleme algoritması ile görüntülerdeki lezyonların DR, HR

veya PR gibi herhangi bir hastalık ayrımı yapılmadan tespit edilmesine yönelik bir çözüm geliştirilmiştir. Retinal görüntülerde önemli bir sorun olan MDR problemi ise damar bölütleri üzerinde kalan küçük delikleri kapatan bir son Mİ ile çözülmüştür.

2. KAYNAK ÖZETLERİ

Damar bölütleme yöntemleri Fraz ve ark. (2012a) ile Kaur ve Talwar'ın (2014) derleme niteliğindeki çalışmaları incelenerek aşağıdaki gibi temel olarak 6 ana grup ve 5 alt grup altında sınıflandırılmıştır. Söz konusu ana ve alt yöntemleri paralel hale getiren veya donanımsal uygulamalarını yapan çalışmalar da ayrı bir ana gurup olarak ele alınmıştır.

- Örüntü Tanıma Teknikleri
    - Gözetimli Yaklaşımlar
    - Gözetimsiz Yaklaşımlar
- Çok Ölçekli Yaklaşımlar
- Uyumlu Filtre Yaklaşımları
- Matematiksel Morfoloji Şemaları
- Damar Takip Teknikleri
- Model Temelli Teknikler
    - Damar Modeli Yaklaşımları
    - Bozulabilir Model Yaklaşımları
        - Parametrik Bozulabilir Model Yaklaşımları
        - Geometrik Bozulabilir Model Yaklaşımları
- Paralel/Donanımsal Temelli Yaklaşımlar

2.1. Örüntü Tanıma Teknikleri

2.1.1. Gözetimli Yaklaşımlar

Gözetimli yaklaşımlarda temel olarak damar bölütlemesi için tasarlanmış olan öznitelik setleri kullanılarak sınıflandırıcı eğitilir. Gözetimli yaklaşımların çalışma performansları gözetimsiz olanlara nazaran daha yüksektir ve patolojik olmayan görüntülerde çok iyi sonuçlar almışlardır (Fraz ve ark. 2012a). Yapay Sinir Ağları (YSA), Temel Bileşenler Analizi, Destek Vektör Makinası (DVM), k-En Yakın Komşu Algoritması (KEYKA) ve Derin YSA (DYSA) gibi yöntemler bu yaklaşımda kullanılmıştır (Akita ve Kuga 1982, Sinthanayothin ve ark. 1999, Staal ve ark. 2004, Ricci ve Perfetti 2007).

Niemeijer ve ark. (2004) tarafından, retina görüntülerinin yeşil kanalından ve değişik ölçekler için uygulamış oldukları Gauss filtreleri ile bu filtrelerin birinci ve ikinci dereceden türevlerinden elde etmiş oldukları öznitelik vektörüne KEYKA uygulayarak her bir piksele ait damarlılık olasılığını belirledikten sonra bu olasılık matrisini eşikleyerek ikili formattaki bölütleme sonucuna ulaşmışlardır. Çalışma sadece DRIVE veri setinde test edilmiş olup ortalama doğruluk ve AİKEAA değerleri sırasıyla 0.9416 ve 0.9294 olarak ölçülmüştür.

Lupascu ve ark. (2010) tarafından, özellik tabanlı AdaBoost sınıflandırıcısı kullanılarak retinal damarlar bölütlenmiştir. Değişik mekânsal ölçekler kullanılarak Gauss ve Gabor filtreleri ile başka çeşit uyumlu filtrelerin cevapları ve yüzeyin çeşitli geometrik özelliklerinden elde edilmiş olan kenar bilgilerine ait olasılıksal değerleri de işin içine dâhil ederek 41 boyutlu bir öznitelik vektörü oluşturulmuştur. Önerilen bu öznitelik vektörü kendi içinde damar görüntülerine ait yerel, mekânsal ve yapısal bilgileri bol miktarda barındırmıştır. Bu yöntemin öznitelik çıkarma açısından zengin bir çeşitlilik önermesiyle başarılı sonuçlar elde edilmiştir; fakat değişik özelliklerdeki kimi damarları bölütleme konusunda sıkıntı yaşanmıştır. Çalışma sadece DRIVE veri setinde test edilmiş olup ortalama doğruluk ve AİKEAA değerleri sırasıyla 0.9597 ve 0.9561 olarak ölçülmüştür.

You ve ark. (2011) tarafından, retinal damar bölütlemesi amacıyla DVM algoritması ve dairesel iz düşüm birleşimi bir yöntem önerilmiştir. Damarların orta hatları belirlenmesi için ve düşük çözünürlüklü ve ince damarların tespiti için dairesel iz düşüm kullanılmıştır. Damarları daha çok ön plana çıkarmak için karmaşık bir yönlendirilebilir dalgacıktan faydalanılmıştır. DVM sınıflandırıcısı yarı gözetimli bir şekilde damarların ana hatlarını ortaya çıkarmak için kullanılmıştır. Sonuç olarak bölütleme her iki yöntemin birleştirilmesi ile elde edilmiştir. Önerilen yöntemin düşük çözünürlüklü ve ince damarların tespitinde başarılı olduğu ama patolojik görüntülerde hata yapmaya yatkın olduğu gözlenmiştir. Çalışmanın DRIVE veri seti üzerindeki ortalama duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerleri sırasıyla 0.7410, 0.9751 ve 0.9434 olarak ölçülmüştür. Aynı çalışmanın STARE veri seti üzerindeki ortalama duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerleri ise sırasıyla 0.7260, 0.9756 ve 0.9497 olarak ölçülmüştür.

Marin ve ark. (2011) tarafından, retina damarlarının bölütlenmesi amacıyla Gri Skala ve değişmez moment özelliklerinden faydalanılarak 7 boyutlu bir öznitelik vektörü kullanan ve YSA tabanlı olan bir yöntem önerilmiştir. Bu ileri beslemeli YSA sadece bir adet veri seti ile eğitilmiş olmasına rağmen birden fazla veri seti üzerinde gürbüz bir şekilde etkili sonuçlar elde etmiştir. Çalışmanın DRIVE veri seti üzerindeki ortalama duyarlılık, özgüllük, doğruluk ve AİKEAA değerleri sırasıyla 0.7067, 0.9801, 0.9452 ve 0.9588 olarak ölçülmüştür. Aynı çalışmanın STARE veri seti üzerindeki ortalama duyarlılık, özgüllük, doğruluk ve AİKEAA değerleri ise sırasıyla 0.6944, 0.9819, 0.9526 ve 0.9769 olarak ölçülmüştür.

Liskowski ve Krawiec (2016) tarafından, retina damarları DYSA yöntemi ile bölütlenmiştir. Görüntüler öncelikle genel kontrast normalizasyonu ve sıfır fazlı beyazlatma yöntemleri ile bir ön işlemden geçirildikten sonra çeşitli geometrik dönüşüm ve gama düzeltme algoritmaları ile geliştirilmiştir. Çalışmada ağ olarak evrişimsel derin ağlar tercih edilerek değişik mimarilerde denenmiştir. . Çalışmanın DRIVE veri seti üzerindeki ortalama doğruluk ve AİKEAA değerleri sırasıyla 0.9491 ve 0.9700 olarak ölçülmüştür. Aynı çalışmanın STARE veri seti üzerindeki ortalama doğruluk ve AİKEAA değerleri ise sırasıyla 0.9566 ve 0.9776 olarak ölçülmüştür. CHASE_DB1 veri seti üzerindeki ortalama doğruluk ve AİKEAA değerleri de sırasıyla 0.9696 ve 0.9880 olarak ölçülmüştür.

2.1.2. Gözetimsiz Yaklaşımlar

Gözetimsiz yaklaşımlar pikselin damarlı ya da damarsız bölgeye ait olup olmadığını belirlemek amacıyla damarın kendisine has örüntülerini bulmaya çalışır. Bu yaklaşımlarda eğitim verisine ihtiyaç duyulmaz (Fraz ve ark. 2012a). Bulanık C-Ortalamalar (BCO), Bayesian Analiz (BA), Yarıçap Tabanlı Kümeleme (YTK) algoritmaları ve Gri Skala Eş Oluşum Matrisleri (GEOM) gibi yöntemler bu yaklaşımda kullanılmıştır (Tolias ve Panas 1998, Simó ve de Ves 2001, Salem ve ark. 2007).

Tolias ve Panas (1998) tarafından, retinal damarların bölütlenmesi amacıyla bir BCO algoritması önerilmiştir. İlk adım olarak retinal anjiyografi görüntülerinde OD çember şeklindeki sınırları ile beraber tespit edilerek BCO algoritmasının çalışması için başlangıç noktası olarak kullanılmıştır. Daha sonra bu çember içindeki pikseller BCO algoritması kullanılarak damar olan veya damar olmayan şeklinde sınıflandırılmıştır. Bu

bölütleme sonucunda damar olarak sınıflandırılmış olan ve en az 3 pikselden oluşan her koordinat sınıflandırma amacıyla yeni bir başlangıç noktası olarak kullanılmıştır. BCO algoritmasına ait fonksiyonlar tasarlanırken görüntüye ait Gri Skala verisi kullanılmıştır. Çalışma sadece MediVision şirketinden alınan birkaç görüntü üstünde test edilmiştir.

Simo ve de Ves (2001) tarafından, BA yöntemi kullanılarak retinal anjiyografi görüntülerindeki arter ve ven damarları ile fovea tespit edilmiştir. Bu çalışmada girdi olarak kullanılan retina görüntüsü olan "y" bölütleme sonucunda elde edilen "x" görüntüsünün gürültülü bir versiyonu olarak kabul edilerek istatistiki parametre kestirimi yapılmıştır. Diğer bir deyişle "y" dağılımının bir parametresi olarak kabul edilen "x" görüntüsü kestirilmiştir. Bu çalışmada yapılan stokastik modelleme Gauss gürültü süreci tabanlıdır. Çalışma sadece 4 adet görüntü üstünde test edilmiştir.

Salem ve ark. (2007) tarafından, uzaklık tabanlı bir ölçüt kullanarak piksellerin dağılımını haritalayan YTK algoritması adında bir yöntem önerilmiştir. Retinal görüntüye ait gradyan büyüklüğü ve Hessian matris kullanılarak hesaplanmış olan öz değerlerden büyük olanının yerel azami noktaları ile yeşil kanal değeri kullanılarak öznitelik çıkarımı yapılmıştır. İnce damarların tespitinde YTK yönteminin k-EYK algoritmasından daha başarılı olduğu görülmüştür. Çalışma sadece STARE veri setinde test edilmiş olup ortalama duyarlılık ve özgüllük değerleri sırasıyla 0.8215 ve 0.9750 olarak ölçülmüştür.

Villalobos-Castaldi ve ark. (2010) tarafından, yerel entropi bilgisi ve GEOM kullanılarak retinal damar bölütleme gerçekleştirilmiştir. Bu çalışmada görüntüye öncelikle bir uyumlu filtre uygulandıktan sonra GEOM kullanılarak elde edilen istatistik bilgisiyle hesaplanmış olan eşik seviyesi ile de yerel entropi eşiklemesi gerçekleştirilmiştir. Çalışma sadece DRIVE veri setinde test edilmiş olup ortalama duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerleri sırasıyla 0.9648, 0.9480 ve 0.9759 olarak ölçülmüştür.

Neto ve ark. (2017) tarafından, matematiksel morfoloji, GEOM istatistikleri ve yüzey eğriliğinden faydalanan ve kabadan inceye doğru çalışan bir algoritma önerilmiştir. Görüntülerin öncelikle, homojen olmayan aydınlanmaları iyileştirilerek zıtlık miktarları arttırılmıştır. Daha sonra, damar sistemini kabaca ortaya çıkaracak bir yerel eşikleme yapılmış ve ardından kalan gürültüler ile damar olmayan ama damara

benzeyen yapıları temizleyen bir iyileştirme algoritması uygulanmıştır. Çalışmanın DRIVE ve STARE veri setleri üzerindeki ortalama duyarlılık ve dengelenmiş doğruluk değerleri sırasıyla 0.7819 ve 0.870 olarak ölçülmüştür.

2.2. Çok Ölçekli Yaklaşımlar

Çok ölçekli yaklaşımlar temel olarak değişik görüntü çözünürlüklerinde bölütleme yaparlar. Bu yaklaşımın avantajı yüksek işlem hızı ve dayanıklılığıdır. Görüntüdeki büyük damarlar düşük çözünürlükte, ince yapılar yüksek çözünürlükte tespit edilir (Kaur ve Talwar 2014).

Frangi ve ark. (1998) tarafından, retinal görüntülerin ikinci dereceden türevlerinden elde ettikleri Hessian matrislerden faydalanarak çok ölçekli bir damarlılık filtresi geliştirilmiştir. Hessian matrise ait temel öz değerlerden hesaplanarak elde edilen bir damarlılık ölçüsü ve her bir piksel için en düşük eğriliğin yönünü gösteren bir damar yönelim haritası elde edilmiştir. Damarlılık ölçüsü hesaplanırken Gri Skala değerden bağımsız olarak Frobenius norm matrisi ve Hessian matrisin öz değerleri kullanılarak tanımlanmış olan geometrik oranlardan faydalanılmıştır. Bu çalışma 2 boyutlu dijital subtraksiyon anjiyografisi ve 3 boyutlu aortoiliak ve serebral manyetik rezonans anjiyografisi verileri üzerinde test edilmiş olsa da damarları ön plana çıkarmaya yönelik diğer birçok çalışmada bu yöntemden faydalanılmıştır.

Wink ve ark. (2004) tarafından, görüntüden elde edilmiş olan bir öznitelik vektörünün çok ölçekli temsilini kullanıp minimum maliyetli bir yol bularak damarların merkezi hattını tespit eden bir yöntem geliştirilmiştir. İlk adım olarak, bir damar bölütünün farklı ölçeklerdeki temsili Hessian matrisinin öz değer ayrıştırması yapılarak oluşturulduktan sonra vektör şeklindeki bu temsil bir 3 boyutlu maliyet matrisine dönüştürülerek retinal damarların merkezi hatlarını elde etmeye yönelik olarak kullanıcı tarafından belirlenmiş olan iki ya da daha fazla sayıda nokta arasındaki minimum maliyet yolu bir dalga yayılım algoritması ile tespit edilmiştir. Bu yöntemin yapay ve gerçek anjiyogram görüntülerinde test edilmesinden sonra bazı stenozlar (damar daralması) ve görüntüleme hataları ile başa çıkabildiği görülmüştür. Çalışma sadece birkaç görüntü üstünde test edilmiştir.

Farnell ve ark. (2008) tarafından, retinal damar bölütleme amacıyla Çok Ölçekli Çizgi Operatörü yöntemini kullanılmıştır. Orijinal retina görüntüsünün her seferinde

daha az hassas bir ölçekte Gauss örneklemesi alınarak bir Gauss seyrek örnekleme piramidi oluşturulmuştur. Ardından piramidin her seviyesindeki görüntüye ayrı ayrı çizgi operatörü uygulandıktan sonra bu görüntüler kübik spline yardımıyla orijinal ölçeklerine geri dönüştürülerek sonuçlar toplanmıştır. Bu çalışma STARE ve ARIA veri setleri üzerinde test edilmiş olup sırasıyla 0.94 ve 0.895 AİKEAA değerleri elde edilmiştir.

2.3. Uyumlu Filtre Yaklaşımları

Uyumlu filtre yaklaşımlarında ilgilenilen nesnelerin elde edilmesi için görüntü birçok uyumlu filtre ile evriştirilir. Damar sınırlarını çıkarırken değişik boyut ve yönelimdeki filtrelerin tasarlanması önemli bir rol oynar. Evriştirilen kernelin boyutu işlemsel yükü etkiler. Uyumlu filtre uygulandıktan sonra genellikle eşikleme ve inceltme gibi son işlemler uygulanarak damar merkezi hatları elde edilir (Kaur ve Talwar 2014).

Chaudhuri ve ark. (1989) tarafından, retinal damarları bölütlemek için Gauss kesitine sahip 2 boyutlu doğrusal bir kernel önerilmiştir. Uygulanan kernel filtresinin dağılımı genellikle bir Gauss ya da Gauss türevi şekline sahip olan damar kesitine uyacak şekilde tasarlanmıştır. Tasarlanan kernel her seferinde 15°'lik bir açıyla döndürülerek görüntüye uygulanmıştır. Her piksele ait en yüksek filtre cevabı seçilerek ikili formatta bir bölütleme elde edilecek şekilde eşiklenmiştir. Daha sonra damar bölütlerini daha kesin tespit etme amacıyla budama benzeri son işlemler uygulanmıştır. Çalışma sadece DRIVE veri setinde test edilmiş olup ortalama doğruluk ve AİKEAA değerleri sırasıyla 0.8773 ve 0.7878 olarak ölçülmüştür.

Chaudhuri ve ark. (1989) tarafından önerilen Uyumlu filtrenin cevabına Hoover ve ark. (2000) tarafından, "Threshold Probing" yöntemi uygulanarak retinal kan damarlarının yerel ve bölgesel tabanlı özelliklerinden faydalanılmıştır. Bu yöntemde kullanılan uyumlu filtrenin cevabı parçalar halinde ele alınarak ve her bir pikselin bölgesel tabanlı özellikleri incelenerek "damar" veya "damar olmayan" sonuçlarını verecek şekilde ve tekrarlanmak suretiyle "threshold probing" yöntemi uygulanmıştır. "damar olmayan" şeklinde sınıflandırılmış olan pikseller daha sonraki probing işlemlerinde yeniden sınıflandırılmaya tabi tutulmuştur. Çalışma sadece STARE veri

setinde test edilmiş olup ortalama duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerleri sırasıyla 0.6751, 0.9567 ve 0.9267 olarak ölçülmüştür.

Zhang ve ark. (2010) tarafından, bir Gauss filtresinin tepe noktasına göre simetrik olma özelliğinin sadece damarlarda olup lezyon benzeri kenarlarda olmamasından dolayı Sıfır Ortalamalı Gauss (SOG) filtresi ile normal Gauss Filtresinin Birinci Dereceden Türevi (GFBDT) kullanılarak klasik uyumlu filtre yaklaşımı genelleştirilmiştir. Gerçek bir damarın merkezinde SOG filtresinin cevabı yüksek olurken GFBDT'nin cevabının yerel ortalamasının sıfıra yakın olduğu görülmüştür. Damar olmayan kenarlarda ise her iki filtre cevabının da yüksek olduğu gözlenmiştir. Çalışmanın DRIVE veri seti üzerindeki ortalama duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerleri sırasıyla 0.7120, 0.9724 ve 0.9382 olarak ölçülmüştür. Aynı çalışmanın STARE veri seti üzerindeki ortalama duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerleri ise sırasıyla 0.7177, 0.9753 ve 0.9484 olarak ölçülmüştür.

Singh ve Srivastava (2016) tarafından, kerneli Gumbel olasılık dağılım fonksiyonu olan bir uyumlu filtre geliştirilmiştir. Retina görüntülerine öncelikli olarak TBA tabanlı Gri Skala dönüşümü ve Kontrast Sınırlı Uyarlamalı Histogram Eşitleme (KSUHE) algoritmaları uygulanmıştır. Ardından, retinal damarlar Gumbel olasılık dağılım fonksiyonu tabanlı uyumlu filtre ile tespit edildikten sonra sonuçlara entropi tabanlı optimal eşikleme ve uzunluk filtreleme işlemleri uygulanmıştır. Çalışmanın DRIVE veri seti üzerindeki ortalama duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerleri sırasıyla 0.7594, 0.9708 ve 0.9522 olarak ölçülmüştür. Aynı çalışmanın STARE veri seti üzerindeki ortalama duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerleri ise sırasıyla 0.7939, 0.9376 ve 0.9270 olarak ölçülmüştür.

2.4. Matematiksel Morfoloji Şemaları

Mİ yapı elemanlarının kernel gibi evriştirilerek görüntüye uygulanması yaklaşımıdır. En temel Mİ'ler genişletme, daraltma, açma, kapama işlemleridir. Bunula beraber medikal görüntü bölütleme alanında sıklıkla kullanılan diğer iki Mİ ise "Top Hat" ve "Watershed" dönüşümleridir (Osareh ve Shadgar 2009, Zabihi ve ark. 2012).

Mendonca ve Campilho (2006) tarafından, retina damarlarını bölütlemek için Ofset Gauss Farkı (OGF) filtresi ve Çok Ölçekli Morfolojik Yeniden Oluşturma (ÇÖMYO) yöntemleri kullanılmıştır. OGF filtresi ile merkezi damar hatları tespit

edildikten sonra değişik genişlikteki damarları ön plana çıkarmak için modifiye edilmiş ve çeşitli büyüklüklerdeki çembersel yapısal elemanlara sahip olan "Top Hat" operatörleri uygulanmıştır. Daha sonra 4 ayrı ölçekte ve 2 eşik operatörlü bir ÇÖMYO yöntemi kullanılarak damarlara ait ikili formatta haritalar elde edilmiştir. Son olarak ise merkezi damar hatları üzerindeki pikseller başlangıç noktası olarak kullanılarak tekrarlamalı bir şekilde 4 ayrı ölçekteki ikili haritalar üzerinde Alan Genişlemesi algoritması kullanılarak damar bölütlemesi gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın DRIVE veri seti üzerindeki ortalama duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerleri sırasıyla 0.7344, 0.9764 ve 0.9452 olarak ölçülmüştür. Aynı çalışmanın STARE veri seti üzerindeki ortalama duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerleri ise sırasıyla 0.6996, 0.9730 ve 0.9440 olarak ölçülmüştür.

Sun ve ark. (2010) tarafından, Morfolojik Çok Ölçekli Geliştirme, Bulanık Morfolojik Operatör (BMO) filtresi ve Watershed algoritması kullanılarak retinal anjiyografi görüntülerindeki damar yapısı tespit edilmiştir. Öncelikli olarak görüntülere her bir piksel için değişen boyutlara sahip olan, doğrusal olmayan ve çok ölçekli Morfolojik Açma (MA) operatörleri uygulanarak arka plan kestirimi yapılmış olup bu kestirim orijinal görüntüden çıkartılarak zıtlık normalleştirme uygulanmıştır. Daha sonra ise normalleştirilmiş anjiyografi görüntüsüne 0° ve 180° arasında her biri 15°'lik yönelim açısı farkı ile dizilmiş olan 9 piksel uzunluğundaki 20 adet doğrusal yapısal elemana sahip bir BMO uygulanmıştır. Damar bölgeleri ise filtrelenmiş olan bu görüntünün eşiklenmesi ve inceltilmesi ile elde edilmiştir. Son aşamada ise elde edilen bu damar bölgelerine Watershed algoritması uygulanarak bölütleme tamamlanmıştır. Çalışma sadece birkaç retinal anjiyografi görüntüsü üzerinde test edilmiştir.

Miri ve Mahloojifar (2011) tarafından, Hızlı Ayrık Curvelet Dönüşümü (HACD) ve çok yapılı matematiksel morfoloji yöntemleri kullanılarak retinal damar bölütleme yapılmıştır. İlk aşamada HACD yöntemi ile görüntüdeki zıtlık arttırılmış olup daha sonra çok yapılı morfolojik dönüşüm uygulanarak damarlar tespit edilmiştir. Yanlış tespit edilmiş olan kenarlar yeniden oluşturularak MA işlemi ile temizlenmiştir. Sonrasında bir uyarlamalı bağlı bileşen analizi ile tespit edilmiş olan damar yapıları son haline kavuşturulmuştur. Çalışma sadece DRIVE veri setinde test edilmiş olup ortalama duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerleri sırasıyla 0.7352, 0.9795 ve 0.9458 olarak ölçülmüştür.

2.5. Damar Takip Teknikleri

Damar takibi (DT) temelli yaklaşımlar tüm görüntüye işlem uygulamak yerine sadece damar olması beklenen bölgeye odaklanır ve o bölgeyi takip ederler. DT yaklaşımları bir ilk noktadan başlayarak takip yönüne dik pikselleri analiz ederek damar merkez hattını veya sınırlarını tespit ederler. Birçok farklı DT yaklaşımı olmasına rağmen temel olarak kenar tespiti yapıldıktan sonra nesnelerin birbirine bağlılığı bilgisi de kullanılarak adım adım DT yapılır (Kaur ve Talwar 2014).

Liu ve Sun (1993) tarafından, damar bölgesi üzerinde kullanıcının belirlediği bir başlangıç noktasından başlayarak retinal anjiyografi görüntülerindeki damarlar tespit edilmiştir. Kullanıcı tarafından belirlenen bir başlangıç noktası ile başlatılan damar bölütleme işlemi tamamlandıktan sonra bölütlenen bu alan tekrar ziyaret edilmemek üzere orijinal anjiyografi görüntüsünde ortalama bir arka plan rengine boyanmıştır. Bölütleme işlemi yarı otomatik bir biçimde ve tekrarlı olmak üzere tüm damar sistemi tespit edilene kadar uygulanmıştır. Çalışmada sadece birkaç retinal anjiyografi görüntüsü kullanılmıştır.

Chutatape ve ark. (1998) tarafından, retinal görüntülerde damar tespiti amacıyla Gauss ve Kalman filtrelerinden faydalanılarak bir damar takip stratejisi izlenmiştir. Damarların merkezi hattını kestirmek için ikinci dereceden bir uyumlu Gauss filtre kullanılarak, DT OD'nin çevresinden başlatılmıştır. Bu çalışmada Kalman filtresi sadece o anda bölütlenen damarın değil daha önce bölütlenmiş olan tüm damarların özelliklerinden derlenen parametrelerden de faydalanarak bir sonraki damar bölütünün yerinin kestirimi için kullanılmıştır. Aynı zamanda DT ile bölütleme aşamasında eş zamanlı olarak damar dallanma noktaları da tespit edilmiştir.

Quek ve Kirbas (2001) tarafından, retinal anjiyogram görüntülerinde damar tespiti amacıyla bir Dalga Yayılımı ve Geri Takip algoritması önerilmiştir. İlk olarak görüntüdeki her bir pikselin damarlılık olasılığını içeren bir harita, ikili sigmoidal bir filtre yardımıyla hesaplanmıştır. Bu olasılık haritası, kırılma indisi şeklinde bir maliyet fonksiyonunu hesaplamak için kullanılmış olup daha sonrasında bir sayısal dalganın damar sisteminin temel bir noktasından başlayarak tüm görüntü boyunca yayılması sağlanmıştır. Bu dalga, görüntüdeki yerel gürültüleri de göz ardı ederek, damar olma ihtimali yüksek olan ve düşük kırılma indisine sahip alanlardan hızlı diğer alanlardan

ise yavaş bir şekilde geçerek tüm damar sistemini taramıştır. Dalga şeklinin oluşturduğu eğrilerin yerel normalleri taranarak tüm damar sistemi elde edilmiştir. Çalışma 6 adet nörovasküler anjiyografi görüntüsü üzerinde test edilmiş olup, bu görüntülerdeki 110 adet damardan 106 tanesi tespit edilmiştir.

2.6. Model Temelli Teknikler

2.6.1. Damar Modeli Yaklaşımları

Damar yoğunluk kesitleri ya direk olarak Gauss dağılımına ya da MDR olması durumunda Gauss dağılımları karışımına yakınsayan bir şekildedir. Gauss dağılımının ikinci dereceden türevi, kübik spline ya da Hermite polinom gibi dağılımlar da kesit modeli olarak kullanılmaktadır. Arka plan karakteristikleri ve damar olmayan parlak ya da koyu lezyonların damar modeline dâhil edilmesi, durumu çok karmaşıklaştırmaktadır. Bu nedenle bazı modellerde arka plan düz olarak varsayılmıştır. Damar kesişimi ve dallanması da, damar kesit modelini çok daha fazla karmaşıklaştırmaktadır (Kaur ve Talwar 2014).

Vermeer ve ark. (2004) tarafından, damar kesitleri Laplace kullanılarak MDR problemi ile de başa çıkabilecek şekilde modellenmiştir. Görüntü 2 boyutlu bir Laplace kernel ile evriştirildikten sonra birbirine yakın damar parçaları birleştirilmiştir. Damarların iç kısmını tespit edebilmek için Morfolojik Kapama işlemi uygulanmıştır. Çalışma sadece GDx cihazı kullanılarak elde edilmiş olan görüntüler üzerinde test edilmiş olup, ortalama duyarlılık ve özgüllük değerleri sırasıyla 0.924 ve 0.921 olarak ölçülmüştür (GDx 2017).

Li ve ark. (2007) tarafından, retinal damarları bölütleme amacıyla çok çözünürlüklü Hermit bir model önerilmiştir. Bu çalışmada MDR problemini gidermek için bir Gauss karışımı yerine damar modelinin kestirimi için dörtlü bir ağaç yapısına sahip bir Hermit polinom kullanılmıştır. Önerilen model ile damarların yerel yönelimleri, genişlikleri, genlikleri ve dallanmaları tespit edilmeye çalışılmıştır. Modelin yereldeki parametrelerini en iyilemek için blok tabanlı ve çok çözünürlüklü bir yaklaşım ile beklenti maksimizasyonu algoritması kullanılmıştır. Yerelde tespit edilen damar bölütleri ve dallanma noktaları bir stokastik Bayes yaklaşımı kullanılarak bağlantılı hale getirilmiştir. Çalışmanın DRIVE veri seti üzerindeki ortalama duyarlılık

ve özgüllük değerleri sırasıyla 0.780 ve 0.9780 olarak ölçülmüştür. Aynı çalışmanın STARE veri seti üzerindeki ortalama duyarlılık ve özgüllük değerleri ise sırasıyla 0.752 ve 0.980 olarak ölçülmüştür.

2.6.2. Bozulabilir Model Yaklaşımları

Bozulabilir Model (BM) yaklaşımları, Parametrik BM (PBM) ve Geometrik BM (GBM) şeklinde genel olarak iki ayrılır. BM yaklaşımları iç ve dış kuvvetlerin etkisi altında bozulan eğrileri kullanarak nesnelerin sınırlarını belirleyen model temelli tekniklerdir (Kaur ve Talwar 2014).

2.6.2.1. Parametrik Bozulabilir Model Yaklaşımları

PBM yaklaşımları bölütlenmek istenen nesneleri parametrik olarak tanımlar. Boru benzeri bölütleme yöntemleri nesneleri üst üste binen elipsoidler olarak tanımlar. Bazı uygulamalar dairesel bir damar modeli kullanır. Kullanılan modelin parametreleri görüntüden dinamik olarak kestirilir. Eliptik PBM, sağlıklı bir damarı ile daralmış bir damarı (stenoz) başarılı bir şekilde tespit edebilirken patolojik düzensiz şekilleri ve damar dallanmalarını bölütleme konusunda başarısız olmuştur (Kaur ve Talwar 2014).

Bu yaklaşımın bazı avantajları kendi kendilerine çalışmaları ve kolaylıkla dış görüntü kuvvetleri ile oynanarak değiştirilebilmeleridir. Ana dezavantajları ise sadece kenar bilgisini kullanırken doku bilgisi gibi diğer bilgileri göz ardı etmeleridir (Fraz ve ark. 2012a).

Al-Diri ve Hunter (2005) tarafından, retina damarlarını bölütlemek için İkiz Kurdele (İK) yöntemi önerilmiştir. İK yöntemi ile birbirine yay modeli ve belirli bir uzaklık parametresi ile tıpkı bir kurdele gibi bağımlı olan ve her bir kurdele için iki ayrı AK kullanılarak her bir damar kesitinin toplamda 4 nokta ile temsil edildiği bir model önerilmiştir. Damarın dışındaki konturlar içe doğru baskı kuvvetleriyle hareket etmeye çalışırken damarın içindeki konturlar ise dışa doğru baskı kuvvetleriyle hareket etme çabasındadırlar. Önerilen bu model, iç taraftaki konturlar arasındaki mesafe önceden belirlenmiş bir mesafe eşiğine ulaşıncaya kadar evrilerek damar kesitinin ilgili bölgedeki genişlik bilgisi elde edilmiştir. Önerilen bu yöntem ile MDR'ye veya birbirine yakın paralel damarlara sahip ya da gürültülü olan retina görüntülerinde bile gürbüz sonuçlar elde edilmiştir. Çalışmanın DRIVE veri seti üzerindeki ortalama

duyarlılık ve özgüllük değerleri sırasıyla 0.7282 ve 0.9551 olarak ölçülmüştür. Aynı çalışmanın STARE veri seti üzerindeki ortalama duyarlılık ve özgüllük değerleri ise sırasıyla 0.7521 ve 0.9681 olarak ölçülmüştür.

Espona ve ark. (2007) tarafından, retinal damarların bölütlenmesi amacıyla klasik Aktif Kontur (AK) algoritması, kan damarlarının topolojik özelliklerinden de faydalanılarak uygulanmıştır. Bu çalışmada kullanılan AK'nin başlangıç eğrisinin şekli ve bozulma dinamikleri Yapı Tensörü (YT) tabanlı bir yöntem kullanılarak elde edilmiş olan merkezi damar hatları tarafından belirlenmiştir. İlk olarak görüntüdeki merkezi damar hatları, kenarlar ve enerji haritaları çıkarıldıktan sonra OD'nin çevresi ile damarların kesişim noktaları belirlenmiş ve tespit edilen bu başlangıç AK eğrileri bu aşamadan sonra çalıştırılmaya başlanmıştır. Çalışma sadece DRIVE veri setinde test edilmiş olup ortalama duyarlılık, özgüllük ve doğruluk değerleri sırasıyla 0.6634, 0.9682 ve 0.9316 olarak ölçülmüştür.

2.6.2.2. Geometrik Bozulabilir Model Yaklaşımları

GBM yaklaşımları eğri evrimi geometrik akıntı teorisi temellidir. Bu modeller genellikle Seviye Kümesi (SK) temelli nümerik algoritmalar kullanılarak gerçekleştirilir. SK yöntemi, eğri ara yüzlerini veya şekilleri takip etmek içi kullanılan nümerik bir tekniktir. SK yöntemini kullanmanın avantajı ise eğrileri ve yüzeyleri kapsayan nümerik hesaplamaların sabit bir kartezyen düzlemde bu nesneleri parametrikleştirmeden yapılabilmesidir (Fraz ve ark. 2012a).

Chan ve Vese'nin (2001) daha önceden önermiş oldukları GBM, retinal damar görüntülerindeki homojen olmayan aydınlanma miktarı ile başa çıkabilmek için Sum ve Cheung (2008) tarafından, görüntülerdeki yerel zıtlık miktarının SK tabanlı bir AK uygulamasında kullanılmasıyla değiştirilmiştir. Önerilen bu damar bölütleme uygulaması hem sentetik görüntülerde hem de anjiyografi görüntülerinde test edilmiştir.

2.7. Paralel/Donanımsal Temelli Yaklaşımlar

Retinal damar bölütleme algoritmalarının yüksek işlemsel maliyetlerinin gerçek zamanlı olarak performans gösterebilmesi için bu algoritmalar paralel ve/veya donanımsal temelli olarak gerçekleştirilmeye çalışılmıştır. Gerçek zamanlı ve paralel olarak görüntü işleme amacıyla VLSI çipleri üzerinde gerçeklenebilir olan Hücresel

Sinir Ağları (HSA) yöntemi kullanılmıştır (Chua ve Yang 1988, Roska ve Chua 1993). C++ ile yazılmış olan ve birçok bölütleme algoritmasını içeren ITK Kütüphanesi de paralelleştirme amacıyla kullanılmıştır (Ibanez ve ark. 2003).

Alonso-Montes ve ark. (2005) tarafından, HSA tabanlı histogram eşitleme, yerel uyarlamalı eşikleme ve MA algoritmaları kullanılarak retinal damar bölütleme yapan donanım temelli bir yöntem önerilmiştir. Yinelemeli bir topografik AK yöntemi olan piksel seviye konturleri kullanılarak damar ağacı tespit edilmiştir (Vilariño ve Rekeczky 2005). Bu algoritmanın MATCNN ortamında 3x3 doğrusal HSA şablonları kullanılmış ve bir HSA yonga kümesi mimarisi üzerinde benzetimi yapılmıştır (Rekeczky 1997). Çalışma sadece birkaç aniyografi görüntüsü üzerinde test edilmiştir.

2.8. Kaynaklarda Kullanılan Ortak Değerlendirme Ölçütleri

Literatürdeki birçok çalışmada sonuçların objektif olarak değerlendirilmesi amacıyla genelde aşağıdaki değerlendirme kriterleri dikkate alınmıştır (Fraz ve ark. 2012a).

- Görüntünün lezyon barındırıp barındırmama durumu
- Görüntünün MDR barındırıp barındırmama durumu
- Kullanılan yöntem çeşidi
- Performansın istatistik ölçütleri ile değerlendirilmesi
    - Duyarlılık
    - Özgünlük
    - Kesinlik/Doğruluk
    - Alıcı İşlem Karakteristiği Eğrisi Altındaki Alan (AİKEAA)

3. MATERYAL VE METOT

Retinayı fotoğraflamak için fundus (göz dibi) kamerası adı verilen Şekil 3.1.'deki gibi karmaşık bir optik sistem kullanılır. Aynı anda hem retinayı aydınlatıp hem de görüntüleyebilen bu cihaz aslında üzerine bir kamera yerleştirilmiş olan ve düşük güç ile çalışan bir mikroskoptur. Gözün retina damarları, OD, arka kutup ve makula kısımlarını ihtiva eden iç yüzeyini görüntülemek için tasarlanmıştır (Cassin ve Solomon 1990). Fundus kamerası 3 farklı modda çalışır. Renkli fotoğraf çekimi sırasında retina beyaz ışık ile aydınlatılır. Kırmızı renk içermeyen fotoğraf çekimi sırasında ise damarlar ve diğer yapıların görüntüdeki zıtlık miktarını arttırmak için görüntülemede kullanılan ışığın içindeki kırmızı rengi engelleycek bir filtre kullanılır. Florosan anjiyogram çekimi sırasında ise kana sodyum florosan ya da indosiyanin yeşili zerk edildikten sonra retinanın 490 nanometrelik dalga boyundaki mavi ışık ile aydınlatılması sonucu oluşan florösan ışınımı fotoğraflanır.

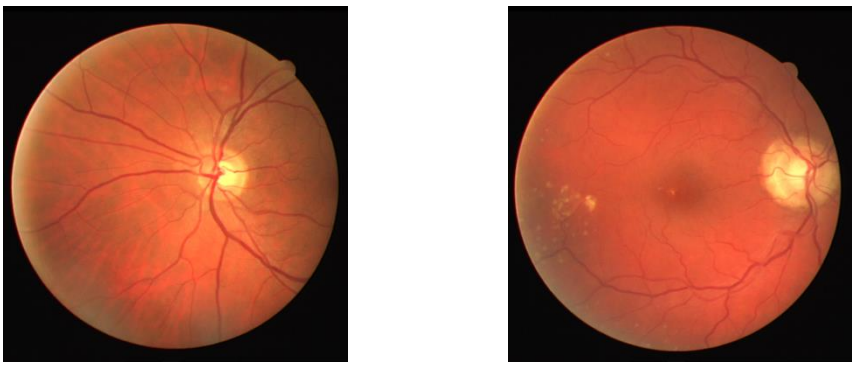


Şekil 3.1. Örnek bir fundus kamerası (Nidek 2017)

Bu tez çalışmasında 3 farklı veri seti kullanılmıştır. Bu veri setlerinin tercih edilmesinin sebebi uluslararası literatürde sıklıkla kullanılmış olmalarının yanı sıra bu çalışmada elde edilen performans sonuçlarını literatürdeki diğer çalışmalara göre nesnel bir şekilde karşılaştırabilme imkânının olmasıdır.

3.1. DRIVE

DRIVE (Digital Retinal Images for Vessel Extraction), toplamda 40 adet göz dibi fotoğrafını içeren herkes tarafından kullanıma açık bir veri setidir. Söz konusu fotoğraflar Hollanda'daki bir DR görüntüleme programından elde edilmiştir. Görüntülenen kitle 31 ve 86 yaş aralığındaki toplam 453 kişiden oluşmaktadır. Her bir görüntü, görüntüleme programları tarafından da sıklıkla kullanılmakta olan JPEG formatında sıkıştırılmıştır. Veri setindeki 40 görüntüden 7 tanesi eksüda, kanama ve pigment epiteli değişiklikleri içermektedir. Şekil 3.2.'de DRIVE veri setinden birer adet hastalıklı ve sağlıklı retina görüntüsü gösterilmiştir. Görüntüler Canon CR5 dijital non-midriyatik 3-CCD kamera kullanılarak ve 45 derecelik Görüş Alanı (GA) ile her bir renk düzleminde 8 bit kullanılarak 768×584 pikselde çekilmiştir. Her bir görüntünün GA'sı yaklaşık olarak çapı 540 piksel olan bir çember şeklindedir. 40 görüntüden oluşan bu veri seti her biri 20 adet görüntü içerecek şekilde eğitim ve test kümesi halinde bölünmüştür. Makaledeki isim sırasına göre birinci ve ikinci yazarlar ile bir adet bilgisayar bilimi bölümü öğrencisi, üçüncü ve son yazar olan tecrübeli bir göz uzmanı doktor tarafından eğitilmiş olup bazı fundus görüntülerindeki damarların bölütlenmesini gerçekleştirmişlerdir. Birinci ve ikinci yazarlar sırasıyla eğitim kümesindeki 14 ve 6 adet görüntüdeki bölütleme işlemini yapmışlardır. Test kümesi ise iki defa ayrı ayrı bölütlenerek X ve Y isminde kümeler ile adlandırılmıştır. X kümesinin sırasıyla 13 ve 7 adet görüntüleri birinci ve ikinci yazarlar tarafından bölütlenmiştir. Y kümesinin tamamı ise yukarıda bahsedilen öğrenci tarafından bölütlenmiştir. Bölütleme yapan gözlemciler tarafından X kümesindeki tüm piksellerin %12,7'si damar olarak işaretlenmiş iken Y kümesindeki piksellerin tamamının %12,3'ü damar olarak tespit edilmiştir (Niemeijer ve ark. 2004, Fraz ve ark. 2012a, DRIVE 2017).

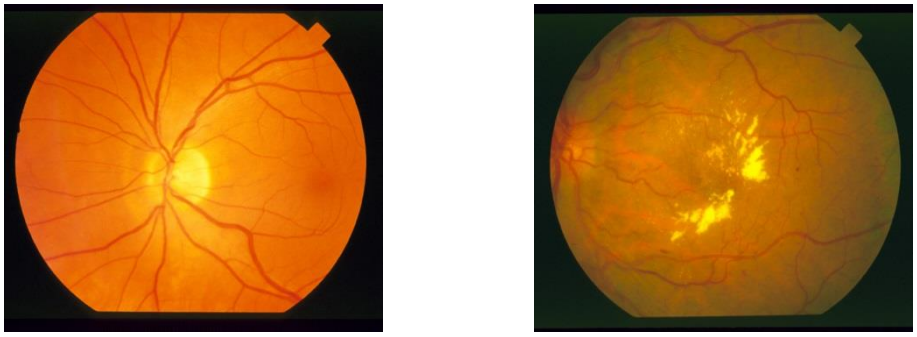


a) **b)**

Şekil 3.2. DRIVE veri seti (a: sağlıklı retina görüntüsü b: hastalıklı retina görüntüsü) (DRIVE 2017)

3.2. STARE

STARE (STructured Analysis of Retina) veri seti kan damarı segmentasyonu amacıyla hazırlanmış olup 10 tanesi patolojik olmak üzere toplam 20 görüntü içermektedir. Şekil 3.3.'te STARE veri setinden birer adet hastalıklı ve sağlıklı retina görüntüsü gösterilmiştir. Dijital görüntüler TopCon TRV-50 fundus kamera yardımıyla ve 35 derecelik GA ile her bir renk düzleminde 8 bit kullanarak 605×700 piksel çözünürlükte çekilmiştir. GA'nın görüntü içinde kalan yaklaşık çapı yatay olarak 650, dikey olarak ise 500 piksel kadardır. Bütün görüntüler iki adet gözlemci tarafından bölütlenmiştir. Birinci ve ikinci gözlemciler görüntüdeki piksellerin sırasıyla %10,4 ve %14,9'ünü damar olarak bölütlemişlerdir. İki bölütleme arasındaki farkın sebebi ikinci gözlemcinin birincisine göre çok daha fazla ince damarları bölütlemiş olmasıdır. Bu tez çalışmasında birinci gözlemcinin bölütlemesi referans alınmıştır (Hoover ve ark. 2000, Fraz ve ark. 2012a, STARE 2017).



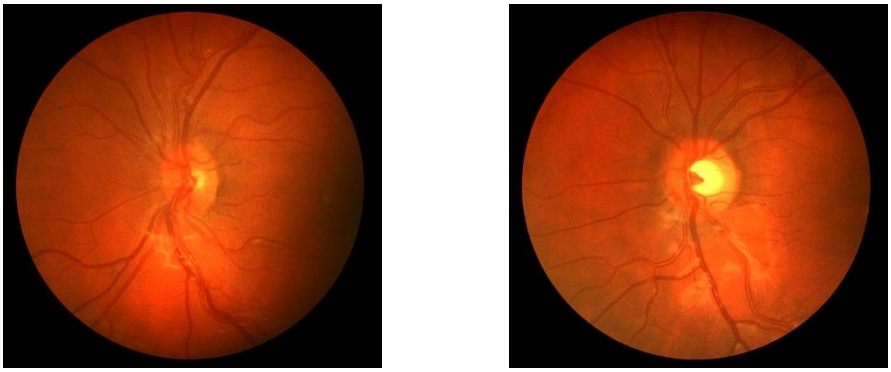
a) **b)**

Şekil 3.3. STARE veri seti (a: sağlıklı retina görüntüsü b: hastalıklı retina görüntüsü) (STARE 2017)

3.3. CHASE_DB1

CHASE_DB1 (Child Heart And Health Study in England) veri seti 14 hastaya ait toplamda 28 adet görüntü içermektedir. Nidek marka NM-200-D fundus kamera ile her bir çocuğun her iki gözünün retina görüntüsü 30 derecelik GA ile 1280×960 piksel çözünürlükte kaydedilmiştir. Görüntüler flash ve 3. ayarda aydınlık kullanılarak kısık ışıkta çekilmiştir. Kameranın refraktif (kırılma) ayarı sadece çocuğun refraksiyonunun 4 Diyoptriden fazla olduğu durumlarda oto refraktometre ile hesaplanmış en iyi görme sağlayan sferik değere göre ayarlanmıştır. Bir fiksasyon objesi kullanılarak odak merkezinde OD olacak şekilde görüntüler tam alan aydınlatmayla çekilmiştir. Görüntülerin çekim anında renkli bir ekranda gösterilmesi sayesinde düşük kaliteli

görüntü elde edilmesi durumunda fotoğraf çekimi yenilenerek TIF formatında kaydedilmiştir. Görüntü veri setinde, güney asyalılar beyaz avrupalılara göre daha koyu olmak üzere homojen olmayan arkaplan aydınlatması ile ayrışmışlardır. Geniş atardamarların ortasından geçen parlak şerit ise MDR'dir. Şekil 3.4.'te CHASE_DB1 veri setinden iki adet MDR içeren retina görüntüsü gösterilmiştir (Owen ve ark. 2009, CHASE_DB1 2017).



a) **b)**

Şekil 3.4. CHASE_DB1 veri seti (a: 04L nolu retina görüntüsü b: 07L nolu retina görüntüsü) (CHASE_DB1 2017)

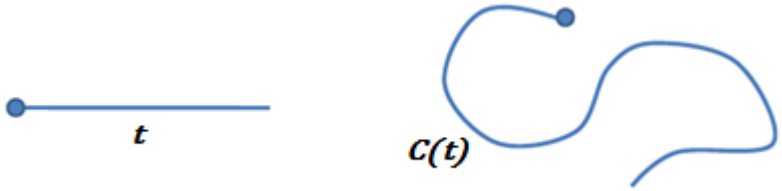
3.4. Diferansiyel Geometri

Bu tezde yüzey eğriliği özelliklerinden ve Jeodezik Uzaklık (JU) kavramından faydalanıldığı için bu bölümde Diferansiyel Geometri DG başlığı altında olan eğri, yüzey ve JU konularlıyla ilgili teorik bilgiler verilmiştir. Bu tez çalışmasında doğrudan kullanılmış olan OYE (H) ve Maksimum Temel Yüzey Eğriliği (k1) değerlerinin hesaplanabilmesini sağlayan kavramsal temeller de anlatılmıştır. Adım adım geriye doğru gidilecek olursa bu kavramsal temeller, "Birinci Temel Form" (BTF), "İkinci Temel Form" (İTF), yüzeylerin parametrikleştirilmesi ve türevi ile eğriler, eğrilik değeri ve yay uzunluğu parametrizasyonudur. Tezin temel paradigmasını teşkil eden JU kavramının matematiksel temelleri ise jeodezikler, JUH, metrik tensör ve HYA başlıkları ile ele alınmıştır.

3.4.1. Eğriler

Eğrilerin parametrik gösterimi aşağıdaki gibidir. Uzayda hareket eden bir parçacığın t zamanındaki 3 boyutlu pozisyonu Denklem 1'deki gibi formülize edilir (Ben-Chen 2009). Şekil 3.5.'te C eğri fonksiyonunun t olan giriş kümesi ile C(t) olan çıkış kümesi gösterilmiştir.

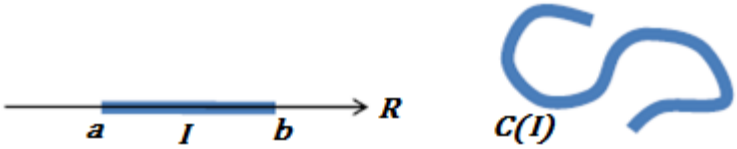
$$C(t) = (x(t), y(t), z(t)) \quad (1)$$



Şekil 3.5. Eğri fonksiyonunun giriş ve çıkış kümeleri (Ben-Chen 2009)

Parametrize edilmiş türevlenebilir bir eğri, R gerçel sayı doğrusu üzerindeki bir I=(a,b) aralığının R^3 uzayına türevlenebilir bir fonksiyonudur. C eğri fonksiyonu, $t \in I$ 'yi bir $C(t) \in R^3$ noktasına Şekil 3.6. ve Denklem 2'de gösterildiği gibi haritalar (Ben-Chen 2009).

$$I = (a, b) \qquad C: I \rightarrow R^3 \quad (2)$$



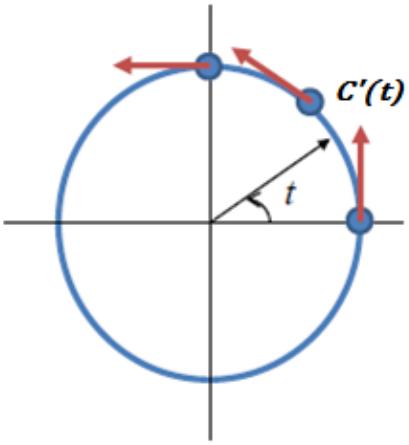
Şekil 3.6. Eğri fonksiyonunun bir aralıktaki giriş ve çıkış kümeleri (Ben-Chen 2009)

Denklem 3'te bir C eğri fonksiyonunun türevinin alınması sonucu elde edilen "tanjant vektörü" veya diğer adıyla "hız vektörü" gösterilmiştir (Ben-Chen 2009).

$$C(t) = \big(x(t), y(t), z(t)\big) \in R^3 \quad (3)$$

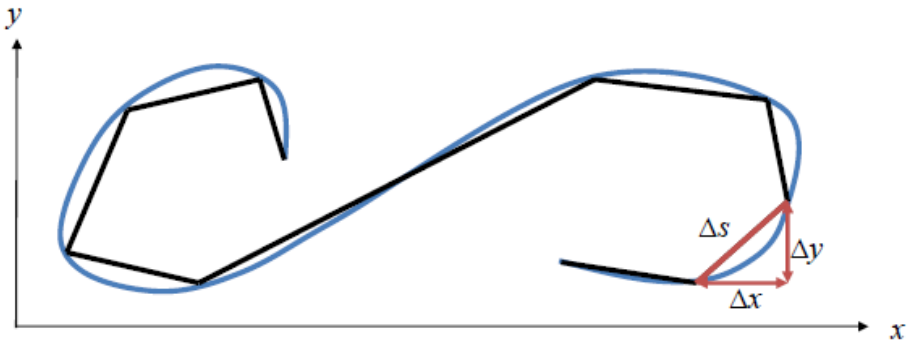
$$C'(t) = \big(x'(t), y'(t), z'(t)\big) \in R^3$$

Şekil 3.7.'de çembersel hareket halindeki bir parçacığın tanjant vektörü gösterilmiştir. Tanjant vektörünün kendisi olan C'(t) , hareketin yönünü, büyüklüğü olan |C'(t)| ise hareketin hızını belirler (Ben-Chen 2009).



Şekil 3.7. Eğri fonksiyonunun Tanjant vektörü (Ben-Chen 2009)

Bir eğrinin yay uzunluğu, düzgün doğru parçaları ile yakınsanarak bu doğru parçalarının toplamı ile Şekil 3.8. ve Denklem 4'teki gibi elde edilir (Ben-Chen 2009).



Şekil 3.8. Eğri fonksiyonunun yay uzunluğunun hesaplanması (Ben-Chen 2009)

$$\Delta s = \sqrt{(\Delta x)^2 + (\Delta y)^2} \tag{4}$$

Bir C(t) eğrisinin yay uzunluğunun elde ediliş formülü Denklem 5'teki gibidir ve hareketin hızının $t \in I$ tanımlı parametre aralığındaki integrali kadardır (Ben-Chen 2009).

$$s(t) = \int_{t_0}^{t} |C'(t)| dt \tag{5}$$

$$s(t) = \int_{t_0}^{t} \sqrt{\left|\left(\frac{dx}{dt}\right)^2 + \left(\frac{dy}{dt}\right)^2 + \left(\frac{dz}{dt}\right)^2\right|}\, dt$$

Yay uzunluğunu belirleyen s(t) fonksiyonun tersi olan t(s) fonksiyonu da elde edilebilir ve Denklem 6'daki gibi yay uzunluğuna göre parametrize edilmiş bir β eğri fonksiyonu türetilebilir (Ben-Chen 2009).

$$\beta(s) = C(t(s)) \tag{6}$$

C eğrisinin, s yay uzunluğu ile parametrize edilmiş fonksiyonu olan C(s) ve bu fonksiyondan yararlanılarak elde edilen κ(s) eğrilik fonksiyonunun formülü Denklem 7'deki gibidir (Ben-Chen 2009).

$$|C''(s)| = \kappa(s) \tag{7}$$

Denklem 8'de her iki tarafın türevi alındığında eğrilik vektörü olan C''(s) 'nin tanjant vektörü olan C'(s)'ye ortogonal olduğu Denklem 9'da görülmektedir (Ben-Chen 2009).

$$C'(s) \,.\, C'(s) = \text{skaler bir değer} \tag{8}$$

$$C''(s) \,.\, C'(s) = 0 \tag{9}$$

Denklem 10'da gösterilen T(s) tanjant fonksiyonu kullanılarak Denklem 11'de N(s) normal fonksiyonu elde edilir. Ayrıca Denklem 12'de eğrilik, normal ve tanjant fonksiyonlarının ilişkisi bir arada verilmiştir (Ben-Chen 2009).

$$C'(s) = T(s) \quad |C''(s)| = |T'(s)| \neq 0 \tag{10}$$

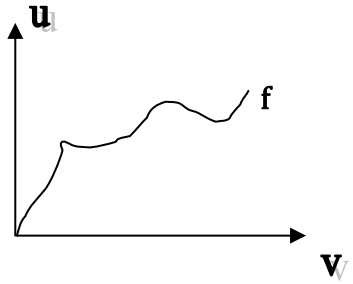
$$N(s) = T'(s)/|T'(s)| \tag{11}$$

$$C''(s) = T'(s) = \kappa(s)N(s) \tag{12}$$

3.4.2. Yüzeyler

Eğriler 2 ya da 3 boyutlu Öklid uzayına gömülü şekildeyken tek bir parametre ile gösterilebilirler. Yüzeyler de 3 boyutlu uzaya gömülüdürler ve bir veya iki parametre ile ifade edilebilirler. Denklem 13'teki gibi tanımlanan bir f(u,v) eğri fonksiyonu Şekil 3.9.'daki gibi gösterilmiştir (Raussen 2008).

$$D \subset R^2, \quad f: D \to R \tag{13}$$



Şekil 3.9. Bir f eğri fonksiyonunun D alt kümesinde iki parametreli gösterimi

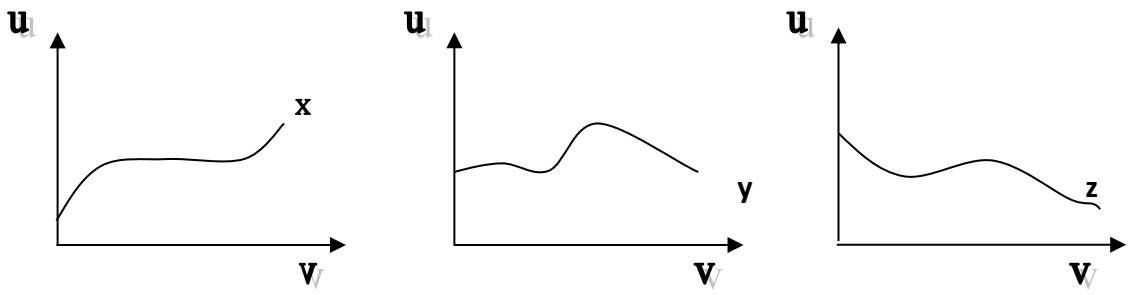
f eğri fonksiyonunun bir $(u_0,v_0) \in R$ noktasındaki türevi Denklem 14'teki gibi gösterilmiştir (Raussen 2008).

$$f_u(u_0, v_0) \in R, \quad f_v(u_0, v_0) \in R \tag{14}$$

Denklem 15'deki gibi tanımlanan bir r(u,v) vektör yüzey fonksiyonu kullanılarak iki adet parametre ile 3 boyutlu uzaya gömülü olan yüzeyler Denklem 16 ve Şekil 3.10.'daki gibi tanımlanmıştır (Raussen 2008).

$$D \subset R^2, \quad r: D \to R^3, \quad x, y, z: D \to R \tag{15}$$

$$r(u, v) = [x(u, v), y(u, v), z(u, v)] \tag{16}$$



$D \to R \ , \ x(u,v)$ $D \to R \ , \ y(u,v)$ $D \to R \ , \ z(u,v)$

Şekil 3.10. Bir vektör yüzey fonksiyonunun 3 boyutlu uzayın her bir boyutundaki iki parametreli tekil gösterimi

r(u,v) vektör yüzey fonksiyonunun bir $(u_0,v_0) \in D$ noktasındaki türevi Denklem 17 ve Denklem 18'deki gibi gösterilmiştir (Raussen 2008).

$$r_u(u_0,v_0) = [x_u(u_0,v_0), y_u(u_0,v_0), z_u(u_0,v_0)] \in R^3 \quad (17)$$

$$r_v(u_0,v_0) = [x_v(u_0,v_0), y_v(u_0,v_0), z_v(u_0,v_0)] \in R^3 \quad (18)$$

Denklem 19'daki şartlar dâhilinde, Denklem 20'de ise tek parametreli x(t) gibi bir bileşke fonksiyon ile yüzey parametrizasyonu tanımlanmıştır (Raussen 2008).

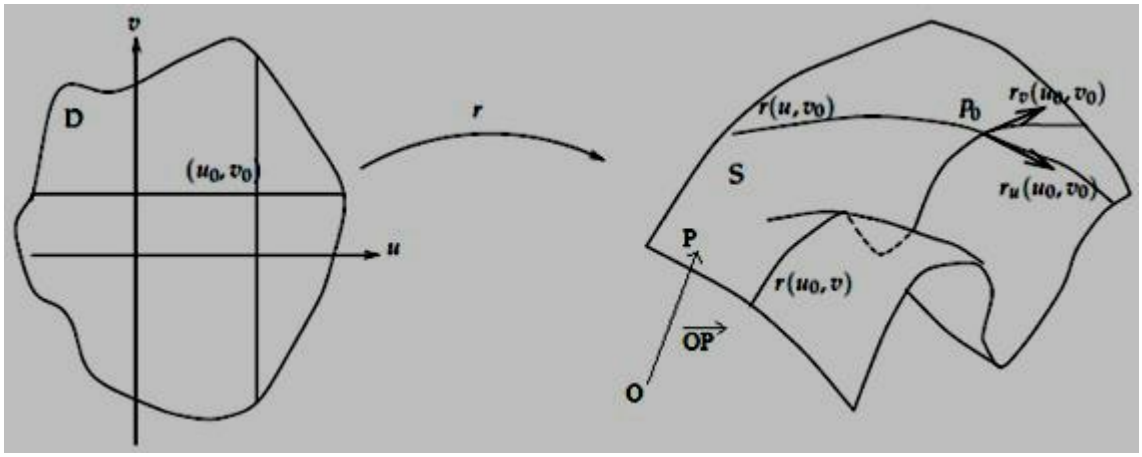
$$D \subset R^2, \quad r: D \to R^3, \quad u: I \to R, \quad v: I \to R, \quad t \in I, \quad (u(t), v(t)) \in D \quad (19)$$

$$x: I \to R^3, \quad x(t) = r(u(t), v(t)) \quad (20)$$

x(t) bileşke yüzey fonksiyonunun bir $t \in R$ parametre noktasındaki türevi Denklem 21'de gösterilmiştir (Raussen 2008).

$$x'(t) = u'(t) r_u\big(u(t), v(t)\big) + v'(t) r_v\big(u(t), v(t)\big) \in R^3 \quad (21)$$

$D \subset R^2$ ve $(u, v) \in D$ olmak üzere $\overrightarrow{OP} = r(u,v)$ şeklinde tanımlı P noktalarından oluşan $S \subset R^3$ yüzeyleri için $r: D \to R^3$ gibi bir pürüzsüz (smooth) vektör fonksiyonu Şekil 3.11.'deki gibi koordinat düzlemini parametrik hale getirmektedir. S yüzeyindeki her bir P noktasının D düzleminde tek bir karşılığı olduğu için r bire-bir fonksiyondur. Her bir $(u_0,v_0) \in D$ noktasının S yüzeyinde temsil edildiği P_0 noktasından geçen $r_u(u_0,v_0)$ ve $r_v(u_0,v_0)$ tanjant vektörleri doğrusal olarak bağımsızdırlar (Raussen 2008).



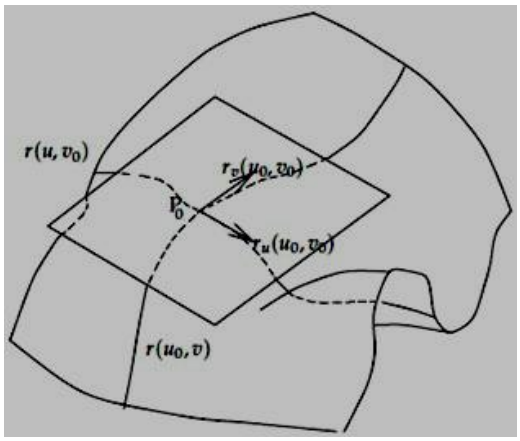
Şekil 3.11. Koordinat düzleminin parametik hale getirilmesinin ve D düzlemindeki u, v eksenlerinin S yüzeyinde tanjant vektörleri ile beraber u, v eksen eğrileri olarak gösterimi (Raussen 2008)

S yüzeyindeki P_0 noktasından geçen bütün pürüzsüz eğrilere ait tanjant vektörlerinin oluşturduğu $T_{P_0}S$ düzlemine Şekil 3.12.'de gösterildiği gibi doğrusal tanjant düzlemi denir. S yüzeyini parametrikleştiren $r:D \rightarrow R^3$ vektör yüzey fonksiyonu ve $r(u_0,v_0)= \overrightarrow{OP_0}$ noktası için doğrusal tanjant düzleminin parametrik ifadesi Denklem 22'de gösterildiği gibidir (Raussen 2008).

$$T_{P_0}S = \{sr_u(u_0, v_0) + tr_u(u_0, v_0),\ \ s,t \in R\} \tag{22}$$

$Q \in R^3$ ve $\overrightarrow{P_0Q} \in T_{P_0}S$ olmak üzere ve Denklem 23'teki gibi ifade edilen bu şartları sağlayan tüm Q noktalarını kapsayan düzleme $\pi_{P_0}S$ afin tanjant düzlemi denir (Raussen 2008).

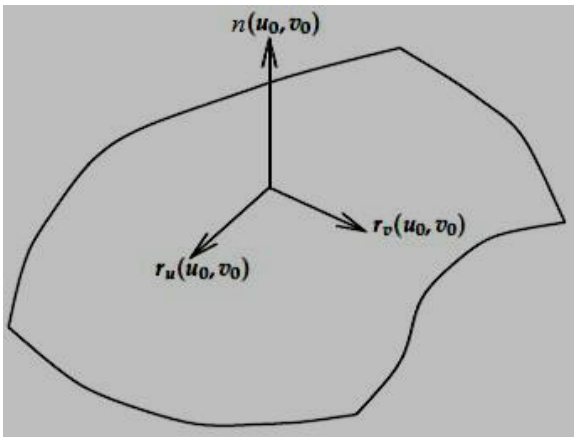
$$\pi_{P_0}S = \left\{Q \in R^3 \mid \overrightarrow{OQ} = \overrightarrow{OP_0} + sr_u(u_0, v_0) + tr_u(u_0, v_0),\ \ s,t \in R\right\} \tag{23}$$



Şekil 3.12. S yüzeyindeki (u_0,v_0) noktasındaki $T_{P_0}S$ doğrusal tanjant düzlemi (Raussen 2008)

P_0 noktasında S yüzeyine ve $T_{P_0}S$ doğrusal tanjant düzlemindeki bütün tanjant vektörlerine Denklem 24 ve Şekil 3.13'te gösterildiği gibi dik olan $\vec{n}$ vektörüne Normal vektörü denir (Raussen 2008).

$$\vec{n} = r_u(u_0, v_0)\ x\ r_v(u_0, v_0) \quad , \quad \vec{n} \in R^3 \tag{24}$$



Şekil 3.13. S yüzeyindeki (u_0,v_0) noktasındaki $N(u_0,v_0)$ vektörü (Raussen 2008)

Birim Normal vektörü olan $\vec{N}$ ise Denklem 25'te ifade edildiği gibi normalizasyon uygulanarak elde edilir (Raussen 2008).

$$\vec{N}(P_0) = \vec{N}(u_0, v_0) = \frac{r_u(u_0,v_0)\ x\ r_v(u_0,v_0)}{|r_u(u_0,v_0)\ x\ r_v(u_0,v_0)|} \tag{25}$$

Yüzey üzerinde uzunluk, açı, alan ve eğrilik gibi ölçümleri hesaplamak için r vektör fonksiyonunun u ve v eksenlerine göre türevlerinden elde edilen BTF ve İTF fonksiyonlarına ihtiyaç duyulur. Denklem 26'da BTF'ye ait E, F ve G fonksiyonları tanımlanmıştır. İTF'ye ait e, f ve g fonksiyonları ise Denklem 27'de tanımlanmıştır (Raussen 2008).

$$E(u, v) = r_u(u, v).\, r_u(u, v) \tag{26}$$
$$F(u, v) = r_u(u, v).\, r_v(u, v)$$
$$G(u, v) = r_v(u, v).\, r_v(u, v)$$
$$e(u, v) = (r_{uu}\ x\ \overrightarrow{N})(u, v) \tag{27}$$
$$f(u, v) = (r_{uv}\ x\ \overrightarrow{N})(u, v)$$
$$g(u, v) = (r_{vv}\ x\ \overrightarrow{N})(u, v)$$

3.4.3. Yüzey Eğriliği Hesaplama

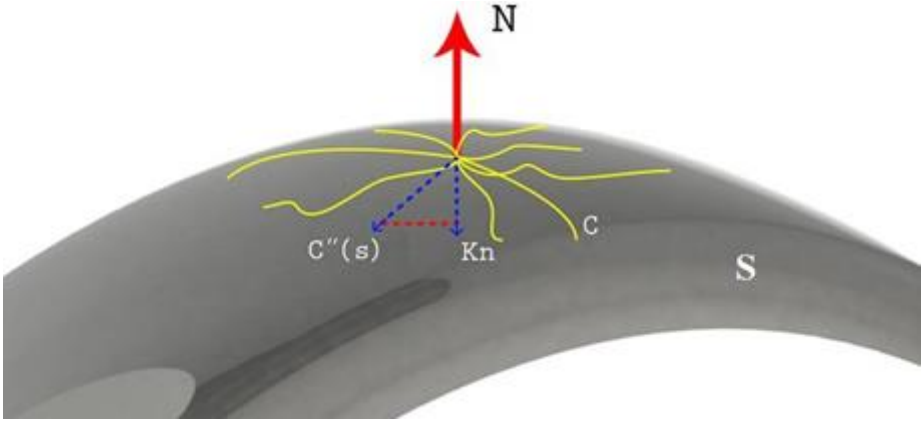
u ve v eksenleri ile r vektör fonksiyonu kullanılarak parametrize edilmiş olan bir S yüzeyinin üzerindeki her bir noktadan sonsuz adet C eğrisi geçer. Her bir C eğrisinin yay uzunluğu parametrizasyonunun ikinci dereceden türevi alınarak C''(s) eğrilik değeri elde edilir. Her bir C eğrisine ait K_n ile gösterilen Normal Eğrilik (NE) değeri Denklem 28 ve Şekil 3.14'te gösterildiği gibi C''(s) vektörünün N normal vektörüne izdüşümü alınarak hesaplanır. S yüzeyi üzerindeki her bir noktaya ait sonsuz sayıdaki K_n değerleri arasından en yüksek ve en düşük miktarda olanlar Denklem 29'daki gibi sırasıyla k_1 ve k_2 olarak gösterilmiştir ve bunların her ikisine birden Temel Eğrilikler denmektedir. BTF ve İTF kullanılarak, Gauss Yüzey Eğriliği (GYE) ve OYE'nin sürekli matematiksel hesaplanma yöntemleri Denklem 30'daki gibi olup sırasıyla K ve H ile gösterilmektedirler. GYE ve OYE'nin ayrık matematiksel hesaplanma yöntemleri ise yine sırasıyla K ve H simgeleri kullanılarak Denklem 31'de ifade edilmiştir (Raussen 2008).

$$K_n = < C''(s), \vec{N} > \tag{28}$$

$$k_1 = \max(K_n) \quad , \quad k_2 = \min(K_n) \tag{29}$$

$$H = \frac{(k_1 + k_2)}{2} \quad , \quad K = k_1 \; k_2 \tag{30}$$

$$H = \frac{eG + gE - 2fF}{2(EG - F^2)} \quad , \quad K = \frac{eg - f^2}{EG - F^2} \tag{31}$$



Şekil 3.14. C, C''(s), K_n, N ve S 'nin temsili olarak görselleştirilmesi

3.4.4. Jeodezikler

Jeodezik, bir yüzey üzerindeki iki nokta arasındaki en kısa yol veya yollardır. x_a başlangıç noktası ve x_b bitiş noktası olmak üzere, bu noktalar arasında olabilecek en kısa uzunluktaki C eğrisini veya eğrilerini ifade eden matematiksel anlatım Denklem 32'deki

gibidir (Peyré ve ark. 2010). L(C) fonksiyonu ile C eğrisinin uzunluğu, $P(x_a,x_b)$ fonksiyonu ile de x_a ile x_b noktaları arasında çizilebilecek eğri kümesi ifade edilmektedir. $d(x_a,x_b)$ fonksiyonu ise x_a ile x_b noktaları arasındaki JU'yu ifade etmektedir.

$$C \in P(x_a, x_b) \quad , \quad C^* = \operatorname{argmin} L(C) \quad , \quad d(x_a, x_b) = L(C^*) \tag{32}$$

Bir jeodezik eğrinin (JE) uzaklığı ayrıca Denklem 33'teki üçgensel eşitsizliği sağlamalıdır (Peyré ve ark. 2010).

$$d(x_a, x_b) \leq d(x_a, y) + d(y, x_b) \tag{33}$$

İki nokta arasındaki uzaklık hesaplama yöntemi, S bir yüzey alanı olmak üzere, $B \subset S$ ile ifade edilen ve yüzeyin sınır hattını temsil eden bir noktalar kümesinin bir $x \in S$ noktasına olan en yakın uzaklığını hesaplama şeklinde genelleştirilebilir ve bu genel ifadeye Denklem 34'te gösterilen $U_B(x)$ yani JUH fonksiyonu denir (Peyré ve ark. 2010).

$$y \in B \ , \ U_B(x) = \min d(x, y) \tag{34}$$

Bir x noktası ile yüzeyin sınır hattını temsil eden B noktalar kümesi arasındaki JE, C* ile ifade edilir. JUH ile C* eğrisinin uzunluğu arasındaki matematiksel denklik Denklem 35'te gösterilmiştir (Peyré ve ark. 2010).

$$L(C^*) = U_B(x) \tag{34}$$

Tanımlanan $U_B(x)$ JUH fonksiyonu, Denklem 35'te gösterildiği gibi diğer tüm noktalarda türevi alınabilir olduğu halde bir yüzeyin sınır noktalarının oluşturduğu $B \subset S$ kümesi ile orta eksen (yüzeyin kenarlarına eşit uzaklıktaki noktalar kümesi) noktalarında türevi alınabilir değildir (Peyré ve ark. 2010).

$$\|\nabla U_B(x)\|_{T_x^{-1}} = 1 \tag{35}$$

Hamilton-Jacobi denkleminin viskozite çözümünden elde edilen sonuca göre eğer B bir kompakt küme ve $x \rightarrow T_x$ sürekli bir fonksiyon ise Denklem 34'te tanımlanan $U_B(x)$ JUH fonksiyonu Denklem 36'da ifade edilen Eikonal denklemin tek viskozite (ana denklemi değiştirmeye gerek bırakmayan) çözümüdür (Crandall ve Lions 1983, 1984, Crandall ve ark. 1992, Peyré ve ark. 2010).

$$\begin{cases} \forall x \in S, \ \|\nabla U_B(x)\|_{T_x^{-1}} = 1 \\ \forall x \in B, \ U_B(x) = 0 \end{cases} \tag{36}$$

Yüzeyler üzerinde çeşitli uzunluk ölçümleri yapmak için kullanılan metrik tensör'ler 2 boyutlu simetrik ve pozitif tanımlı matrislerdir. Bir S yüzeyinin ölçümü için kullanılanT_x metrik tensörünün Denklem 37'de gösterildiği gibi 2 boyutlu bir birim matrise eşit olması durumunda Öklid uzayında düz bir düzlem üzerinde uzaklık ölçümü yapılmış olur (Peyré ve ark. 2010).

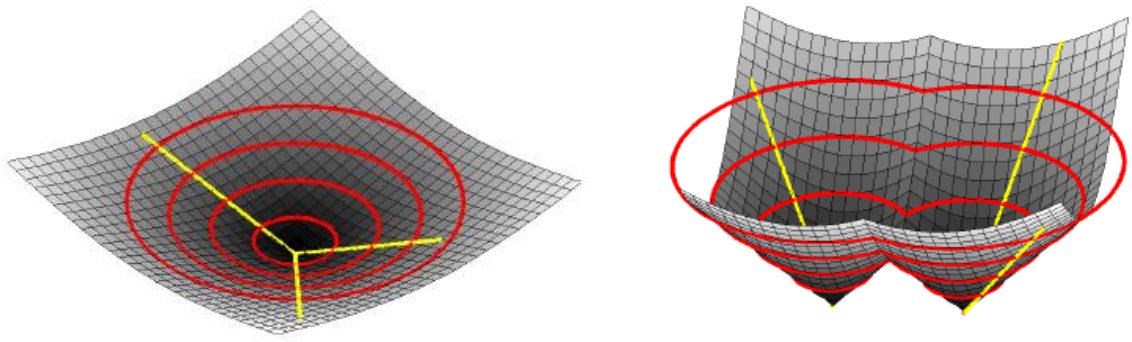
$$T_x = \text{Birim}_2 \quad , \quad \text{Birim}_2 = \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \tag{37}$$

Bir S yüzeyinin metrik tensörü Denklem 38'deki gibi bir Ağırlık(x) ağırlık fonksiyonu kullanılarak tanımlandıysa, Eikonal denklemdeki gradyan değeri 1'den farklı olarak Denklem 39'da gösterildiği gibi ağırlık fonksiyonuna bağlı bir hal alır (Peyré ve ark. 2010).

$$T_x = \text{Ağırlık(x)}\ \text{Birim}_2 \tag{38}$$

$$\forall x \in S \ , \ \|\nabla U_B(x)\| = \text{Ağırlık(x)} \tag{39}$$

Şekil 15'te $T_x = \text{Birim}_2$ metrik tensörü birim matris olan Öklid düzlemi şeklindeki bir yüzey üzerinde sırasıyla bir ve iki adet başlangıç noktası kullanılarak elde edilen $U_B(x)$ uzaklık haritası fonksiyonları gösterilmiştir. Sarı çizgiler JE'ler ile kırmızı kapalı eğriler ise eş JU eğrileri ile temsil etmektedirler. $U_B(x)$ uzaklık haritası ise Şekil 3.15.'te bükülmüş olarak görünen 3 boyutlu konik yüzeyler ile temsil edilmiştir.

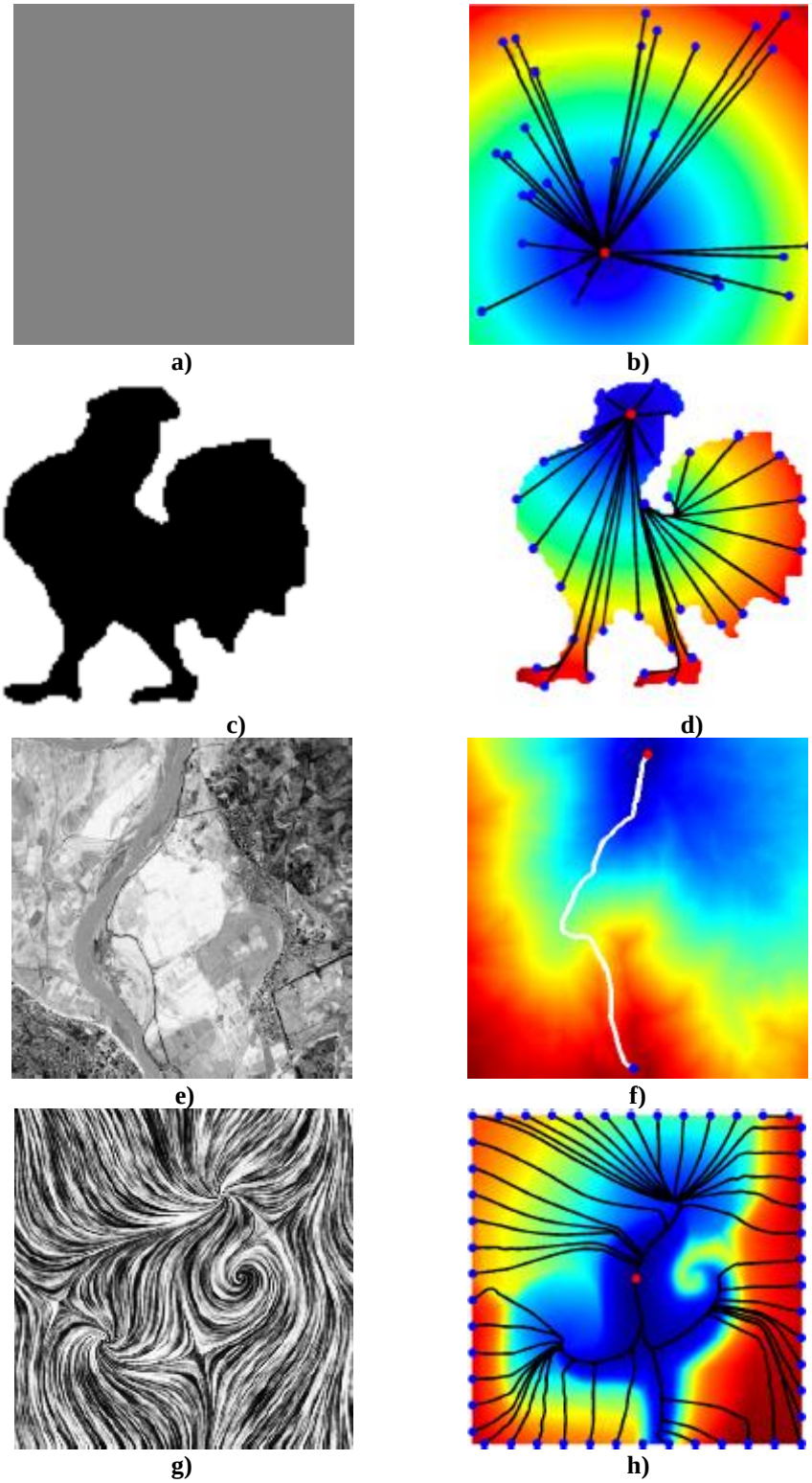


a) **b)**

Şekil 3.15. $U_B(x)$ uzaklık haritası (a: bir adet başlangıç noktası durumu; b: iki adet başlangıç noktası durumu) (Peyré ve ark. 2010)

Şekil 16'da T_x metrik tensörü ve S yüzeyi açısından 4 farklı durum ele alınmıştır. Şekil 16-a ve 16-c'de tüm değerleri 1 olan bir Ağırlık(x) ağırlık fonksiyonuna denk gelen birim matris şeklinde bir $T_x = \text{Birim}_2$ metrik tensörü kullanılarak Şekil 3.16. b ve d'deki farklı sınırlara sahip S yüzeyleri üzerinde $U_B(x)$ uzaklık haritaları elde edilmiştir. Elde edilen uzaklık haritalarının başlangıç noktaları kırmızı bir nokta ile gösterilmiş olup, mavi noktalar ile aralarında olan JE'leri siyah

renkte gösterilmiştir. Uzaklık haritasındaki mavi renkli bölgeler 0 değerine yakın iken uzak bölgelere doğru kırmızı tonlar artmaktadır. Şekil 3.16. e'de T_x = Ağırlık(x) $Birim_2$ metrik tensörü, Şekil 3.16. f'de ise bu metrik tensör ile elde edilen $U_B(x)$ uzaklık haritası ve örnek JE'si gösterilmiştir. Şekil 3.16. e'deki Ağırlık(x) ağırlık fonksiyonu örnek uydu görüntüsü üzerinde tespit edilmesi amaçlanan yolun yaklaşık Gri Skala değeri için minimum değerler alan bir matristir. Şekil 3.16. g'daki görüntünün kenar bilgilerinin kovaryans matrisinden, bir diğer ismi ile YT'den, faydalanılarak elde edilen T_x metrik tensörü kullanılarak Şekil 3.16. h'daki $U_B(x)$ uzaklık haritası ve örnek JE'leri elde edilmiştir (Förstner 1986, Peyré ve ark. 2010).



Şekil 3.16. Örnek S, T_x, Ağırlık(x) durumları ve bunlardan elde edilen $U_B(x)$ JUH'ları (Peyré ve ark. 2010).

3.5. Hızlı Yürüme Algoritması

İngilizce orijinal ismi Fast Marching Method olan HYA, piksellerin düğüm ve dörtlü komşuluk ilişkilerinin kenar olarak modellendiği bir çizge üzerindeki tüm diğer noktaların en az bir başlangıç noktasına olan JU'sunu haritalayan bir algoritmadır. HYA'nın her bir yayılma adımında her bir x_i noktası Denklem 40'ta verilen 3 durumdan birine sahiptir. Hesaplanmış durumu, u_i JU'su mevcut zamana kadarki süre içinde hesaplanmış olan noktaları tanımlar. Cephe durumu ise o anda içinde bulunulan yayılıma sırasında JU'su hesaplanan noktaları temsil eder. Uzak durumu ise henüz JU'su hesaplanmamış olan noktaların durumunu ifade eder (Peyré ve ark. 2010).

$$\Sigma_i \in \{\text{Hesaplanmış}, \text{Cephe}, \text{Uzak}\} \tag{40}$$

Algoritma 3.1.'de tanımlanmış olan HYA'nın başlangıcında, T ile gösterilen başlangıç noktası kümesi dışındaki tüm noktaların Σ_i durumları ve u_i JU'ları sırasıyla Uzak ve $+\infty$ olarak atanmıştır. Yinelemeli olarak en küçük u_i değerine sahip nokta seçilerek bu noktanın Cephe durumuna sahip komşularının JU'ları ise v_1, v_2 ve Ağırlık(x) ile gösterilen ağırlık fonksiyonu matrisini kullanan upwind sonlu farklar yöntemi ile hesaplanır (Peyré ve ark. 2010, noumerical-tours 2015).

Algoritma 3.1. : HYA

Başlangıç:

$\forall\, x_i \in T,\ u_i \leftarrow 0,\ \Sigma_i \leftarrow$ Cephe

$\forall\, x_i \notin T,\ u_i \leftarrow +\infty,\ \Sigma_i \leftarrow$ Uzak

Tekrar Et

Nokta seç: $i \leftarrow \underset{k, \Sigma_k = \text{Cephe}}{\text{argmin}}\ u_k$

$\Sigma_i =$ Hesaplanmış

for $x_k \in Komşu(x_i)$

if Σ_k = Uzak

$\Sigma_k \leftarrow$ Cephe

if $\Sigma_k =$ Cephe

$v_1 = \min(u_{k_1-1,k_2}, u_{k_1+1,k_2})$

$v_2 = \min(u_{k_1,k_2-1}, u_{k_1,k_2+1})$

$\Delta = 2\,\text{Ağırlık(k)}^2 - (v_1 - v_2)^2$

if $\Delta \geq 0$

$u_k \leftarrow \frac{(v_1 + v_2 + \sqrt{\Delta})}{2}$

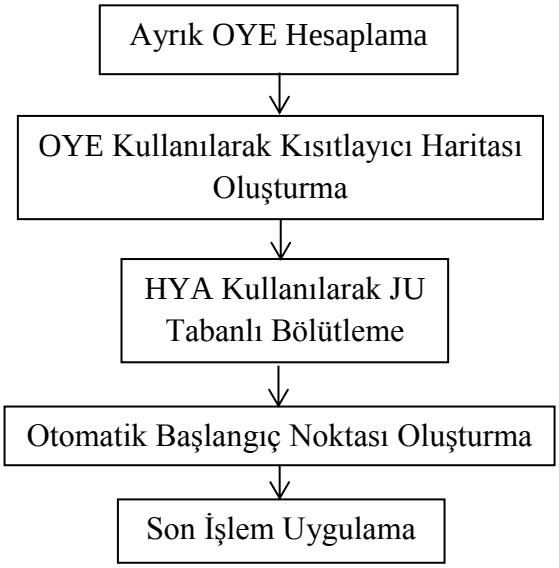
else

$u_k \leftarrow \min(v_1, v_2) + \text{Ağırlık(k)}$

until $\{i \setminus \Sigma_i = \text{Cephe}\} = \emptyset$

3.6. Tezde Önerilen Yöntem

Bu tezde önerilen yöntemin akış diyagramı Şekil 3.17'de gösterilmiştir.



Şekil 3.17. Bu tezde önerilen yöntemin akış diyagramı

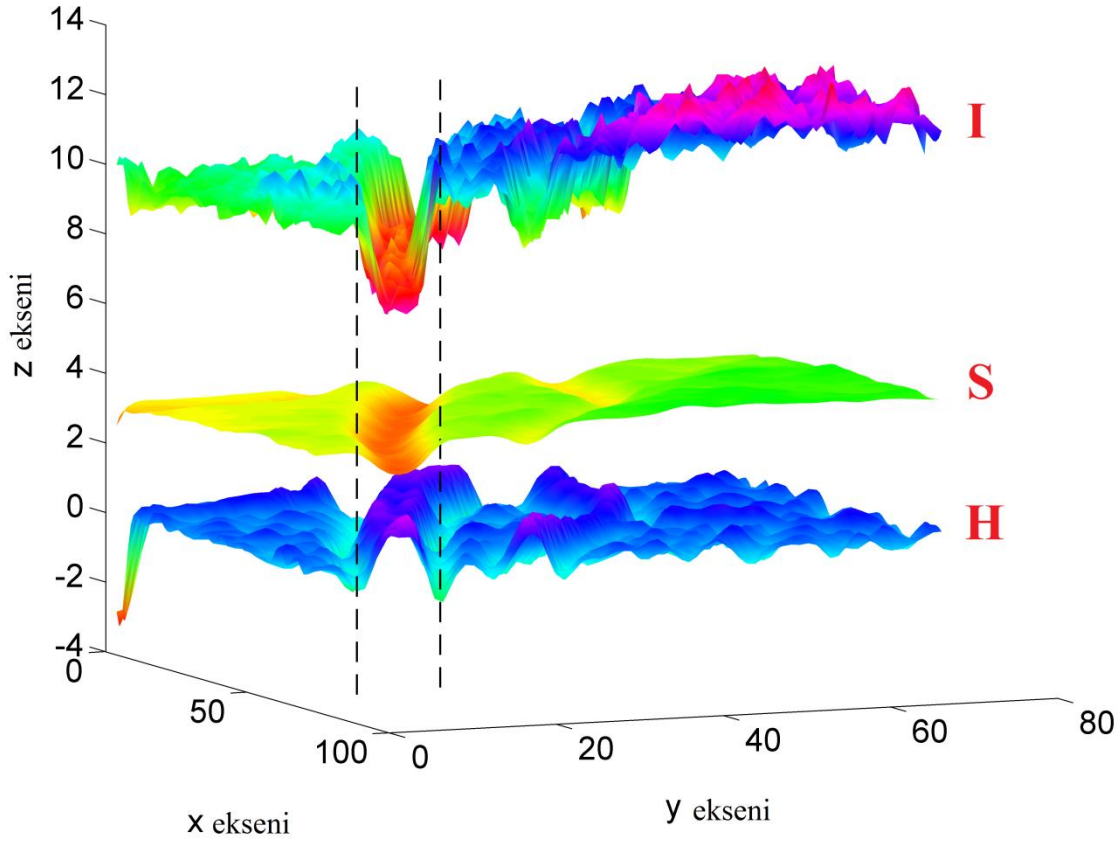
3.6.1. Ayrık OYE Hesaplama

Bu çalışmada, retinal göz dibi görüntüleri bir yüzey olarak modellenmiş olup damar sınırları ise DG alanı ile ilgili bir konu olan OYE bilgisi kullanılarak tespit edilmiştir. 3.4.3. Yüzey Eğriliği Hesaplama bölümünde bulunan Denklem 31'de OYE hesaplama formülü gösterilerek H matrisi ile temsil edilmiştir.

3.6.2. OYE Kullanılarak Kısıtlayıcı Haritası Oluşturma

Çalışmanın bu aşamasında, I ile gösterilen retinal görüntülerin yeşil renk kanalına öncelikle KSUHE algoritması uygulanmıştır. KSUHE algoritması görüntüyü bloklara ayırarak her bir bloğa ait histogramı belirli bir eşik seviyesine göre budar ve bu blokların histogram dağılımını yeniden hesaplar (Zuiderveld 1994). KSUHE uygulanmış olan bu görüntü daha sonra Gri Skalaya dönüştürüldükten sonra σ değerine sahip bir Gauss filtre kullanılarak yumuşatılmıştır. DRIVE, STARE ve CHASE_DB1 veri setlerinin görüntü büyüklüklerinin ve çekim tekniklerinin farklı olmasından dolayı σ değeri sırasıyla deneysel olarak 5,8 ve 10 olarak belirlenmiştir (Pisano ve ark. 1998). I görüntüsünün yumuşatılmış hali olan Y görüntüsünün bir yüzey olarak ele alınarak OYE'si hesaplanmış ve H matrisi ile gösterilmiştir. I, Y ve H matrislerinin 3 boyutlu görselleştirilmiş halleri Şekil 3.18.'de gösterilmiştir. Şekil 3.18.'deki görselleştirmedeki

damar sınır örüntülerinin iz düşümleri her bir yüzeyin üzerinde siyah kesikli çizgilerle gösterilmiştir. Şekil 3.18'de aynı zamanda, damar sınır örüntülerinin H matrisinin yüzeyindeki iki çukur noktaya ve damar merkezi hattının da bu noktaların arasındaki en az bir tepe noktasına tekabül ettiği gözlenmiştir.



Şekil 3.18. I, Y ve H matrislerinin yüzey görselleştirmesi

Damarları analiz edebilmek amacıyla H matrisi Denklem 41'deki gibi H_negatif ve H_pozitif olarak adlandırılan iki parçaya ayrıştırılmıştır. H matrisindeki sıfıra eşit veya sıfırdan küçük değere sahip pikseller -1 değeri ile çarpılarak H_negatif matrisinde saklanır. H matrisindeki t_1'den büyük değere sahip pikseller ise H_pozitif matrisinde saklanır. DRIVE, STARE ve CHASE_DB1 veri setlerinin görüntü özelliklerinin ve çekim tekniklerinin farklı olmasından dolayı t_1 değeri sırasıyla deneysel olarak 0,001, 0,002 ve 0,00325 olarak belirlenmiştir. Bu temel ayrıştırma matrisleri oluşturulduktan sonra t_1 değerinden H_pozitif matrisi çıkarılarak bu sonuç tekrar H_pozitif matrisinde saklamıştır. Daha sonra, H_pozitif matrisindeki t_1 değerinden küçük tüm piksellere sıfır değeri atanmıştır. H_negatif matrisine 0,1 kadar bir ε değeri atanması ile Ağırlık matrisi elde edilmiştir. Kısıtlayıcı adında yeni bir matris oluşturularak bu matrisin H_pozitif

matrisinde değeri 0 olan piksellere tekabül eden piksellerine +∞ geriye kalan piksellerine ise -∞ atanmıştır. Şekil 3.19.'da örnek H_negatif, H_pozitif, Ağırlık ve Kısıtlayıcı matrisleri gösterilmiştir.

$$\text{H_negatif} \leftarrow 0 \qquad \text{H_pozitif} \leftarrow 0 \tag{41}$$

$$\forall p_{i,j} \in H,\ \ p_{i,j} \leq 0\,,\ \ \text{H_negatif}(p_{i,j}) = H(p_{i,j})(-1)$$

$$\forall p_{i,j} \in H,\ \ p_{i,j} \geq t_1\,,\ \ \text{H_pozitif}(p_{i,j}) = H(p_{i,j})$$

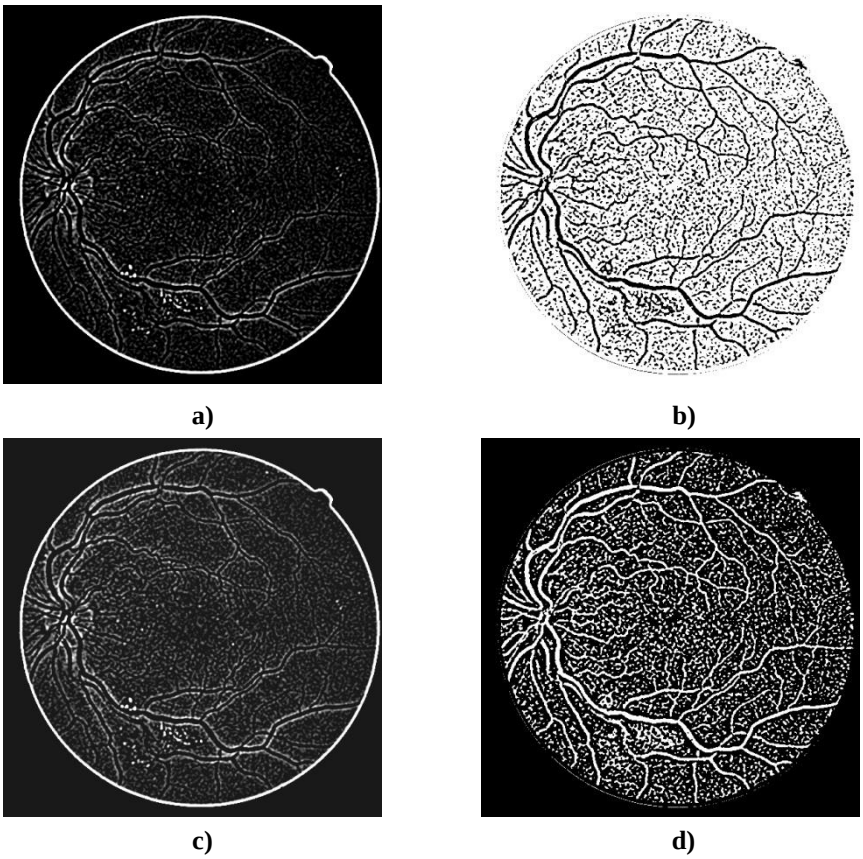
$$\forall p_{i,j} \in \text{H_pozitif},\ \ \text{H_pozitif}(p_{i,j}) = t_1 - \text{H_pozitif}(p_{i,j})$$

$$\forall p_{i,j} \in \text{H_pozitif},\ \ p_{i,j} < t_1\,,\ \ \text{H_pozitif}(p_{i,j}) \leftarrow 0$$

$$\text{Ağırlık} = \text{H_negatif} + \varepsilon$$

$$\text{Kısıtlayıcı} \leftarrow -\infty$$

$$\forall p_{i,j} \in \text{H_pozitif},\ \ p_{i,j} = 0\,,\ \ \text{Kısıtlayıcı}(p_{i,j}) = +\infty$$



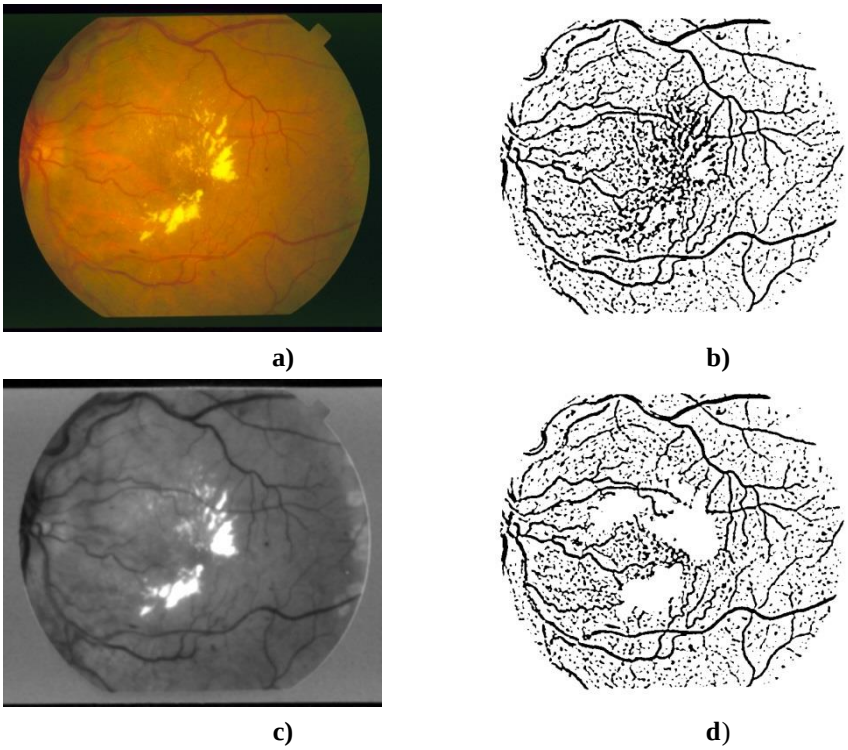
a) **b)**

c) **d)**

Şekil 3.19. H matrisinin ayrıştırılması (a: H_negatif; b: H_positif; c: Ağırlık; d: Kısıtlayıcı Harita)

Bununla birlikte, H matrisi görüntü yüzeyindeki her türlü değişiklik kullanılarak hesaplandığı için retinal görüntülerdeki lezyonlar Kısıtlayıcı haritada bir takım fraktal yapıların oluşmasına sebep olabilirler. Bu beklenmedik etkiyi giderebilmek için görüntünün yeşil ve ton renk kanallarının çarpımından elde edilen bir filtrenin

cevabındaki en yüksek %10'lık histogram değerine sahip pikseller H_pozitif matrisinde ve dolayısıyla Kısıtlayıcı haritada bölütlenmeyecek alana dönüştürülmüştür. Şekil 3.20'de STARE veri setinden lezyon içeren bir retina görüntüsü üzerinde lezyonların sebep olduğu fraktal örüntülerin temizlenme adımları gösterilmiştir (Nergiz ve Akın 2017).

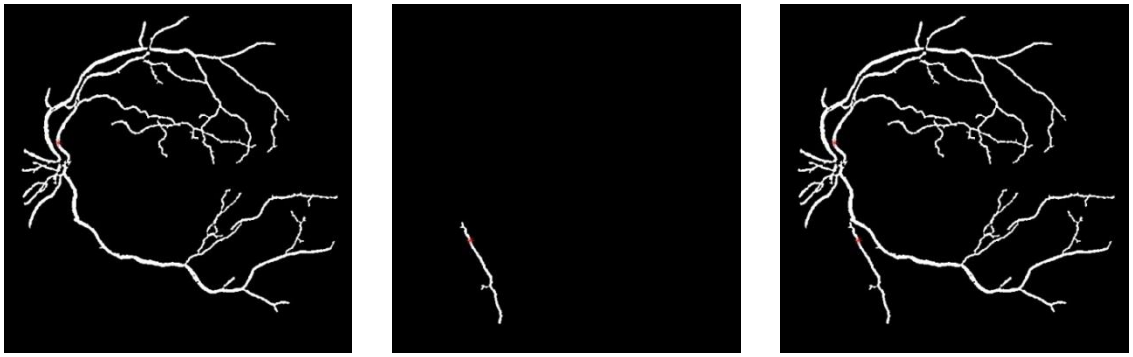


Şekil 3.20. H_pozitif üzerinde Lezyon filtreleme süreci (a: lezyonlu görüntü; b: lezyonlu durumda H_pozitif ; c: filtre cevabı; d:lezyon temizleme sonrası H_pozitif)

3.6.3. HYA Kullanılarak JU Tabanlı Bölütleme

Bu çalışmada, HYA daha önceki aşamalarda oluşturulmuş olan Ağırlık ve Kısıtlayıcı harita matrislerinden faydalanılarak kullanılmıştır. Çalışmanın temel çalışma mekanizmasını oluşturan yarı otomatik versiyonunda kullanıcı tarafından herhangi bir damar üzerine tıklanması ile bir x_0 başlangıç noktası noktası belirlenmiş olur ve bu başlangıç noktasının parçası olduğu damar hattı Denklem 42'de gösterildiği gibi bölütlenir. Şekil 3.21.'de iki ayrı tıklamanın tekil bölütleme sonuçları ve bu sonuçların birleştirilmesi gösterilmiştir.

$$T = x_0 \qquad U = \mathrm{HYA}\left(\frac{1}{\text{Ağırlık}}, T, \text{Kısıtlayıcı}\right) \tag{42}$$



a) **b)** **c)**

Şekil 3.21. Yarı otomatik bölütleme (a: ilk başlangıç noktasının sonucu; b: ikinci başlangıç noktasının sonucu; c: iki bölütleme sonucunun birleştirilmesi)

3.6.4. Otomatik Başlangıç Noktası Oluşturma

Tezin bu adımında, temel çalışma mekanizması yarı otomatik olarak tasarlanmış olan yöntem, görüntüdeki tüm damar olabilecek bölgelerede başlangıç noktaları üreterek tam otomatik hale dönüştürülmüştür. Maksimum temel NE matrisi olan k_1'in histogramında en yüksek değere sahip %1'lik kesimdeki pikseller Denklem 43 ve Şekil 3.22'de gösterilmiş olduğu gibi eşiklenmiştir. k_1 eşiklendikten sonra 1 pikselden büyük her bir S_i bağlı bileşeninin ilk pikseli yeni bir x_o başlangıç noktası olarak belirlenmiştir. Sonuç olarak, retinal görüntüdeki bütün bağlı damarımsı bileşenler için n adet başlangıç noktası elde edilmiştir. Yarı otomatik bölütleme adımlarının tümü her bir başlangıç noktası için yeniden uygulanarak elde edilen bölütleme sonuçları birleştirilmiştir. Bu işlem sırasında bütün başlangıç noktaları sürece dâhil edilmiş ama aynı bağlı bileşenin birden fazla defa bölütlenmemesine dikkat edilmiştir.

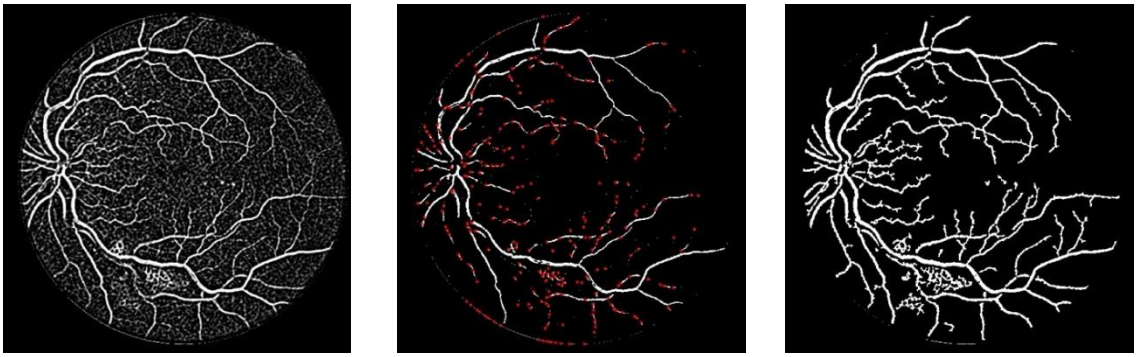
$$\forall p_{x,y} \in k_1,\ \ p_{x,y} \geq 0.01\,,\ \ \text{bağlı_bileşenler}(p_{x,y}) = 1 \qquad (43)$$

$$k \neq m, \qquad k \leq n\,, \qquad m \leq n\,, \quad 1 \leq i \leq n$$

$$\forall q_{x,y} \in \text{bağlı_bileşenler}, \qquad \text{bağlı_bileşenler}(q_{x,y}) = 1$$

$$q_{x,y} \in S_k, \qquad q_{x,y} \notin S_m, \qquad S_i \subset \text{bağlı_bileşenler}$$

$$\forall q_{x,y} \in S_i, \qquad r_{x,y} = \min(q_{x,y}), \qquad x_0 \leftarrow r_{x,y}$$



a) **b)** **c)**

Şekil 3.22. Tam otomatik yöntem için başlangıç noktası oluşturma (a: k_1; b: bağlı_bileşenler ve başlangıç noktaları; c: tam otomatik bölütleme sonucu)

3.6.5. Son İşlem Uygulama

Tezde önerilen algoritmanın temel bir eksikliği, özellikle DRIVE veri setindeki görüntülerde ana damar örüntülerinin gerçekte olduklarından daha ince bölütlenmesidir. Bu eksikliğin sebebi Şekil 3.23'te gösterildiği gibi algoritmada kullanılan t_1 eşik değerinden dolayı geniş damarların sınır piksellerinin Kısıtlayıcı haritada damar olmayan bölgede kalması olarak tespit edilmiştir. Şekil 3.23'de t_1, t_2 ve t_3 eşik değerleri sırasıyla kırmızı, siyah ve yeşil renkli kesikli çizgilerle gösterilmiştir. Denklem 44'te gösterildiği gibi H matrisindeki t_1 ve t_3 arasındaki bölgede yer alan her pikselin 8 komşusunun ortalaması oylama_matrisi'ne kopyalamıştır. Daha sonra oylama_matrisi'nde t_4'den büyük değere sahip olan pikseller D ile gösterilmiş olan jeodezik bölütleme sonucunun ikili versiyonuna damar bölgesi olarak eklenmiştir. Her üç veri seti için de t_4 eşik değeri deneysel olarak 0,0025 olarak belirlenmiştir.

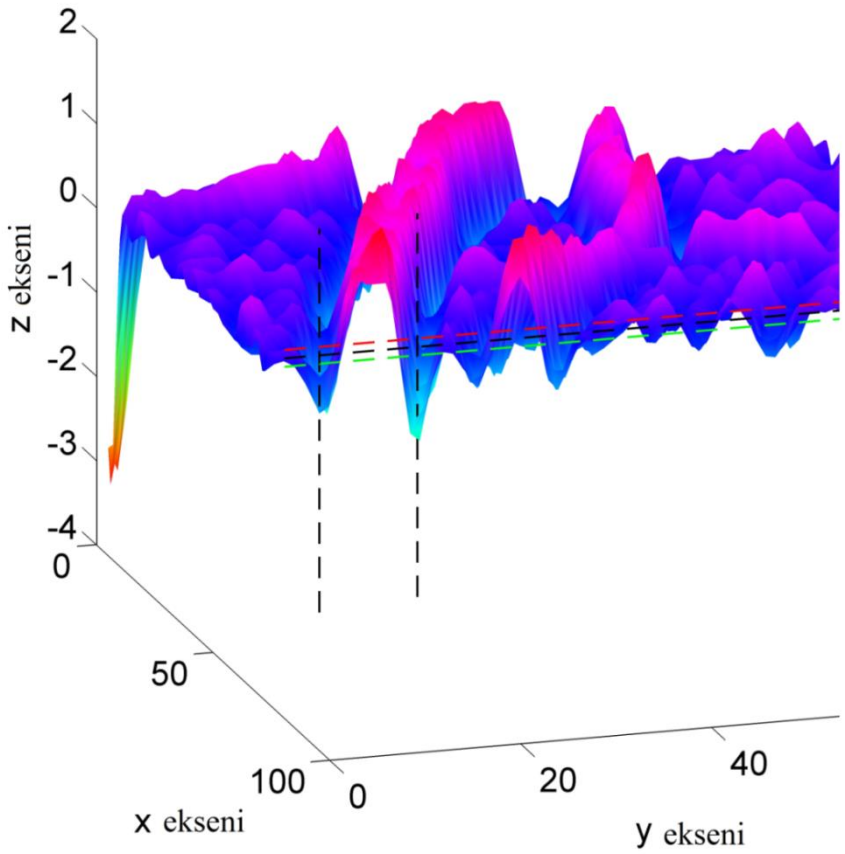
$$\forall q_{i,j} \in H, \quad \text{oylama_matrisi}(q_{i,j}) \leftarrow 0, \quad t_3 \leftarrow (-1)\, t_1\,, \quad t_2 \leftarrow 0 \tag{44}$$

$$\forall p_{i,j} \in H, \quad t_3 \leq H(p_{i,j}) \leq t_1, \text{oylama_matrisi}(p_{i,j}) = \text{ortalama}\left(\text{Komşu}(p_{i,j})\right)$$

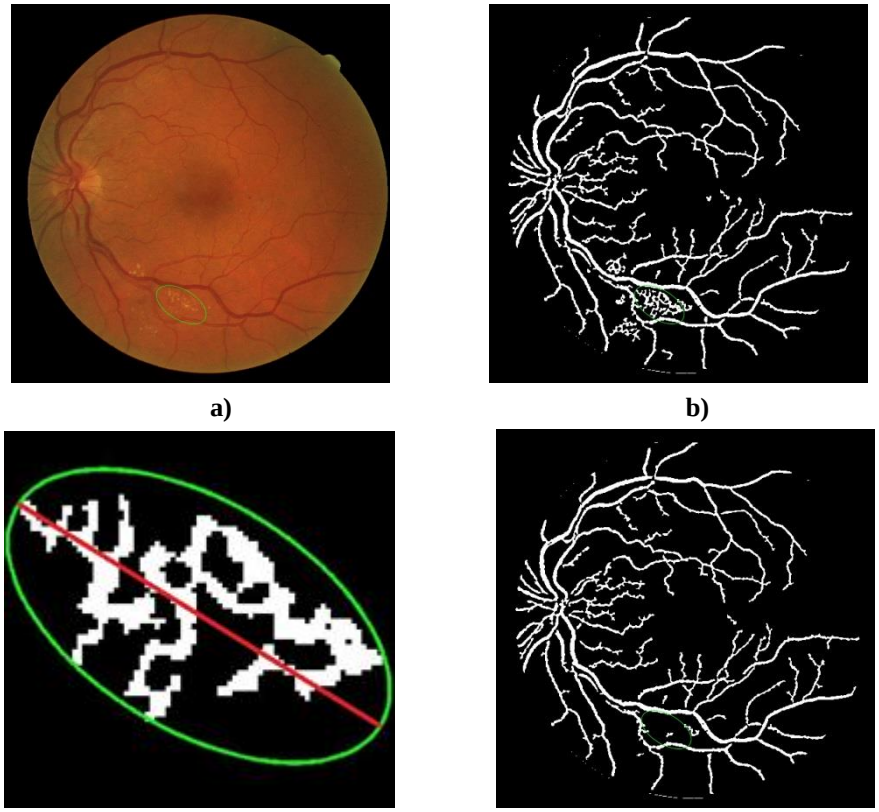
$$\forall r_{i,j} \in \text{oylama_matrisi}, \quad t_4 \leq \text{oylama_matrisi}(r_{i,j}), \quad D(r_{i,j}) = 1$$

Eksüdalar, kanamalar, mikroanevrizmalar ve bölütleme sonucunda yanlış pozitif şeklinde çeşitli artefaktların tezde önerilen algoritmada görülen bir diğer eksiklik olarak ortaya çıktığı gözlenmiştir. Kısıtlayıcı haritanın oluşturulma aşamasında büyük çaptaki parlak eksüdaların temizlenmesine yönelik tasarlanan filtrenin kırmızı renkli olan kanamalar ve mikroanevrizmalar ile başka sebeplerden dolayı görüntü yüzeyinin pürüzsüzlüğünü hatırı sayılır derecede bozan anomlilere karşı çözüm getirememesinden dolayı bu konuda başka bir son işlem uygulama ihtiyacı hissedilmiştir. Kendisi de

birden fazla sayıda S_i bağlı bileşeninden oluşan ikili bölütleme sonucu D'deki her bileşen geometrik olarak katılık (solidity) ve dışmerkezlilik (eccentricity) özelliklerine göre incelenmiştir (Nergiz ve Akın 2017). Katılık bir bağlı bileşenin alanının dışbükey gövdesine olan oranıdır. Dışmerkezlilik ise bir bağlı bileşen ile aynı ikinci-moment'e sahip olan bir elipsin odakları arasındaki uzaklığın ana eksen uzunluğuna oranıdır (Mathworks 2017). Ampirik olarak lezyonları temsil eden bağlı bileşenlerin katılık değerinin 0.3'ten fazla ve dışmerkezlilik oranının 0.95'ten az olduğu gözlenmiştir. Dolayısıyla, istatistiki olarak lezyon benzeri olduğuna karar verilen bağlı bileşenler bölütleme sonucundan silinir. Bu şekilde retina görüntüsünün sağlıklı, DR, HR veya PR olmasına bakılmaksızın her türlü lezyon veya benzeri yapı görüntüden temizlenmiştir. Son adım olarak, 100 pikselden küçük bütün bölütleme kalıntıları sonuçtan temizlenir. Şekil 3.24'te bir lezyonun temizlenme süreci görselleştirilmiştir. Şekil 3.24. c'de aslında bir lezyon olan bir bağlı bileşeni kapsayan elips yeşil renkli olarak çizilmiştir. Aynı elipsin uzun ekseni şekil üzerinde kırmızı renkli olarak gösterilmiştir.



Şekil 3.23. *H* üzerinde ana damarların sınır piksellerinin bölütleme sonucuna dâhil edilmesi amacıyla belirlenen eşik seviyelerinin görselleştirilmesi



Şekil 3.24. Lezyon temizleme amaçlı son işlem uygulama (a: işaretli lezyona sahip orijinal görüntü; b: lezyon içeren bölütleme sonucu; c: lezyon parçasının kapsayıcı elips ile gösterimi; d: lezyon temizleme sonrası ikili bölütleme sonucu)

Küçük delikler de özellikle MDR'den kaynaklanmakta olup, Denklem 45'te gösterilmiş olan Mİ yardımıyla tespit edilip kapatılmıştır (Nergiz ve Akın 2017). Sonuç olarak elde edilmiş olan ikili formattaki D bölütleme matrisindeki her bir S_i bağlı bileşeninden kendi piksel değerleri sıfır olup K_i ile ifade edilen sınır piksellerinin komşularının tümü bir değerine sahip olanlar birer delik olarak tanımlanmıştır. Delik olarak tanımlanan S_i bileşenlerinden piksel sayısı t_5'ten küçük olanlar D bölütleme matrisinde damar olarak gösterilip bu delikler kapatılmıştır (Eddins 2008). t_5 eşik değeri deneysel olarak DRIVE, STARE ve CHASE_DB1 veri setleri için görüntü büyüklükleri ve çekim teknikleri de göz önüne alınarak sırasıyla 50, 100 ve 1000 olarak belirlenmiştir.

$$\forall p_{x,y} \in S_i \;,\; D(p_{x,y}) = 0 \;\;,\;\; K_i \leftarrow \text{Komşu}\big(\text{Sınır}(S_i)\big) \qquad (45)$$
$$\forall q_{x,y} \in K_i \;,\; D(q_{x,y}) = 1 \;,\; \text{card}\{p_{x,y}\} < t_5 \;,\; D(p_{x,y}) \leftarrow 1$$

4. BULGULAR VE TARTIŞMA

Literatürde daha önce yapılmış olan retinal damar bölütleme çalışmalarına göre, Gerçek Pozitif (GP) değeri hem bölütleme sonucunda hem de gerçek veride damar olarak bulunmuş olan piksellerin sayısıdır. Gerçek Negatif (GN) değeri hem bölütleme sonucunda hem de gerçek veride damar olmayan olarak belirlenmiş olan piksellerin sayısıdır. Yanlış Pozitif (YP) değeri bölütleme sonucunda damar olarak tespit edilmiş olmasına rağmen gerçek veride damar olarak değerlendirilmemiş olan piksellerin sayısıdır. Yanlış Negatif (YN) değeri bölütleme sonucunda damar olarak tespit edilememiş ama gerçek veride damar olarak değerlendirilmiş olan piksellerin sayısıdır. Duyarlılık, GP değerinin GP ve YN değerleri toplamına oranı olarak hesaplanır. Özgüllük, GN değerinin GN ve YP değerleri toplamına oranı olarak hesaplanır. Doğruluk, GP ve GN değerleri toplamının GA içindeki toplam piksel alanına oranı olarak hesaplanır (Fraz ve ark. 2012a).

AİKEAA ise normalde bir sınıflandırıcının performansını ölçmek için kullanılır ve bu sınıflandırıcının örneğin eşik seviyesi gibi değişik işlem noktalarındaki performansından elde edilen bir çizgeden hesaplanan alan olarak ele alınır. Tek bir eşik seviyesinin değişimiyle hesaplama yapmanın mantıklı olmadığı gözetimsiz yöntemler için uygun ve uygulanabilir değildir. AİKEAA = (Duyarlılık + Özgüllük)/2 şeklinde bir hesaplama ise bu çalışmada olduğu gibi gözetimsiz yöntemler için daha uygundur (Hong ve ark. 2007, Zhao ve ark. 2015).

Bu tez çalışmasında Duyarlılık, Özgüllük, Doğruluk, AİKEAA ve çalışma sürelerine göre sonuç istatistikleri DRIVE, STARE ve CHASE_DB1 veri setlerinde bulunan sırasıyla 40, 20 ve 28 adet görüntü için Çizelge 4.1., Çizelge 4.2. ve Çizelge 4.3.'te gösterilmiştir.

Çizelge 4.1. DRIVE veri seti üzerindeki sonuçların istatistikleri

Kriter	Duyarlılık	Özgüllük	Doğruluk	AİKEAA	Çalışma Süresi (saniye)
minimum	0,6258	0,8577	0,8515	0,7985	13,9563
maksimum	0,8419	0,9732	0,9456	0,9009	21,9451
ortalama	**0,7407**	**0,9530**	**0,9258**	**0,8469**	**17,8521**
standart sapma	0,0511	0,0219	0,0181	0,0237	1,6478

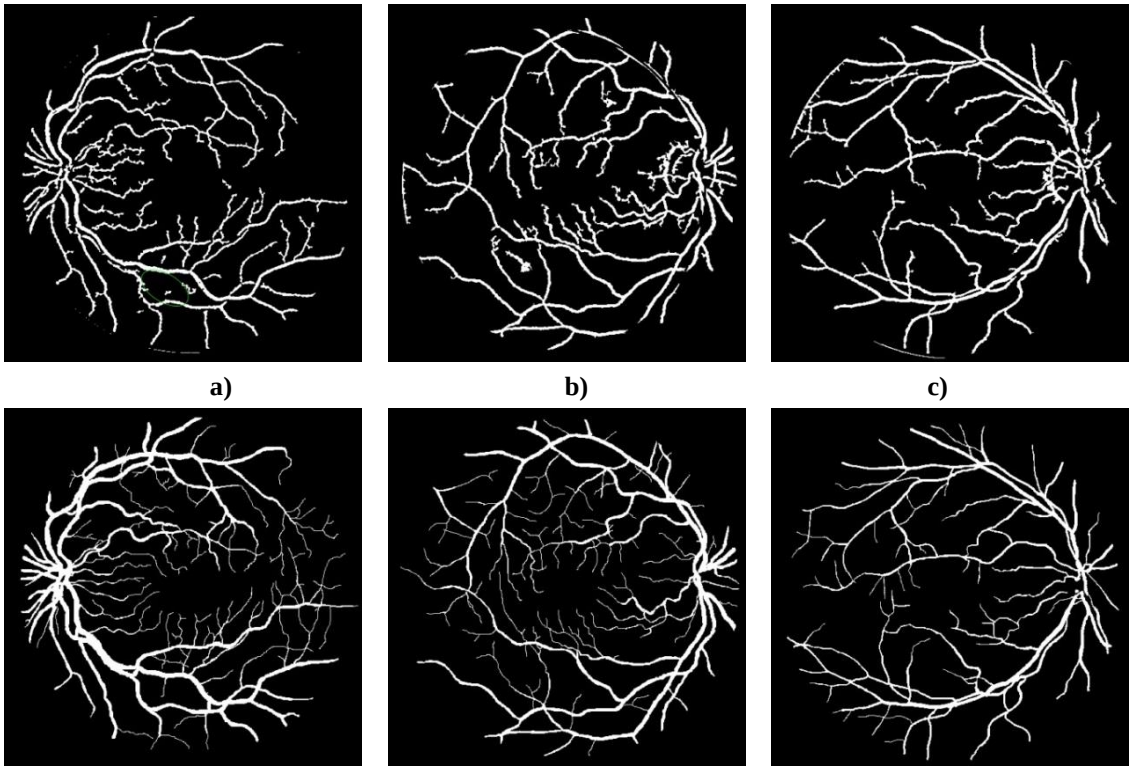
Çizelge 4.2. STARE veri seti üzerindeki sonuçların istatistikleri

Kriter	Duyarlılık	Özgüllük	Doğruluk	AİKEAA	Çalışma Süresi (saniye)
minimum	0,4893	0,9253	0,9184	0,7398	8,4490
maksimum	0,8959	0,9902	0,9702	0,9249	21,4729
ortalama	**0,7813**	**0,9570**	**0,9392**	**0,8692**	**11,9915**
standart sapma	0,1003	0,0187	0,0123	0,0428	3,7681

Çizelge 4.3. CHASE_DB1 veri seti üzerindeki sonuçların istatistikleri

Kriter	Duyarlılık	Özgüllük	Doğruluk	AİKEAA	Çalışma Süresi (saniye)
minimum	0,5765	0,9271	0,9142	0,7720	14,6378
maksimum	0,8702	0,9737	0,9524	0,9153	21,1933
ortalama	**0,7355**	**0,9511**	**0,9298**	**0,8433**	**17,2699**
standart sapma	0,0737	0,0126	0,0101	0,0337	1,7933

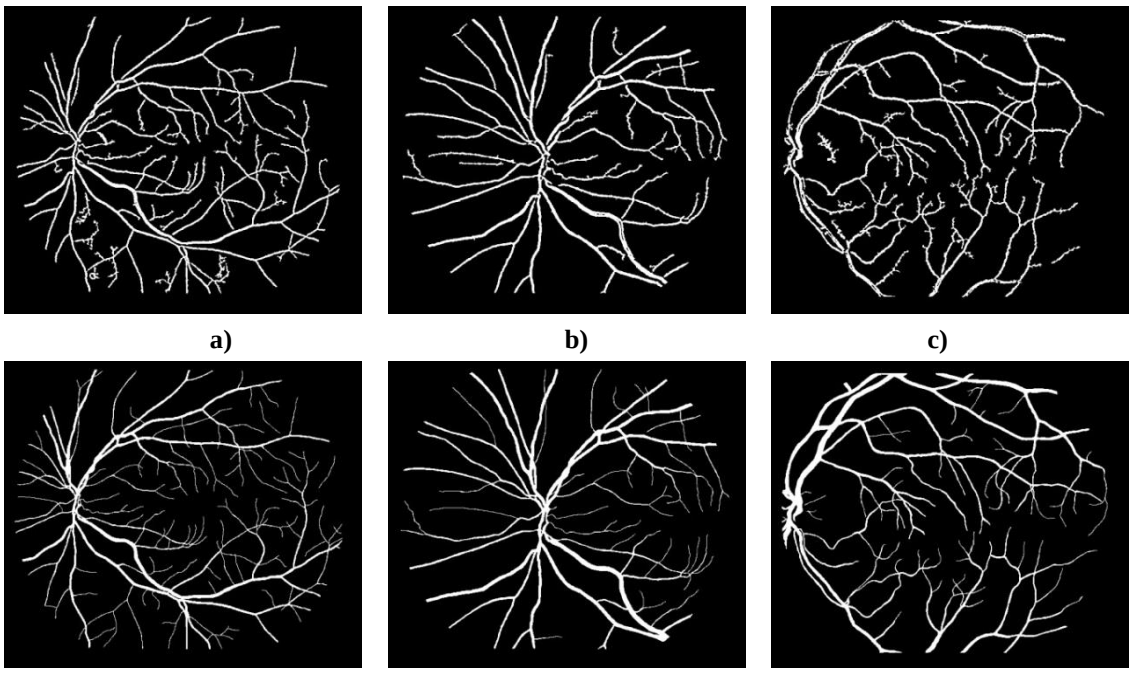
Şekil 4.1., Şekil 4.2. ve Şekil 4.3.'de sırasıyla DRIVE, STARE ve CHASE_DB1 veri setlerinden alınmış olan üçer adet örnek görüntüye ait ikili formattaki bölütleme sonuçları gerçek damar verisi görüntüsüne karşılık gelecek şekilde gösterilmiştir. Şekil 4.4.'de ise bu üç veri setinden birer adet örnek ile 3 boyutlu JUH'ları formatındaki bölütleme sonuçları gösterilmiştir. Şekil 4.4.'teki JUH'larında her bir S_i bağlı bileşeninin başlangıç noktasının uzaklığı sıfır olarak ayarlanmış olup bu bağlı bileşendeki her bir pikselin JU'su ilgili başlangıç noktasına göre hesaplanmıştır.



a) **b)** **c)**

d) **e)** **f)**

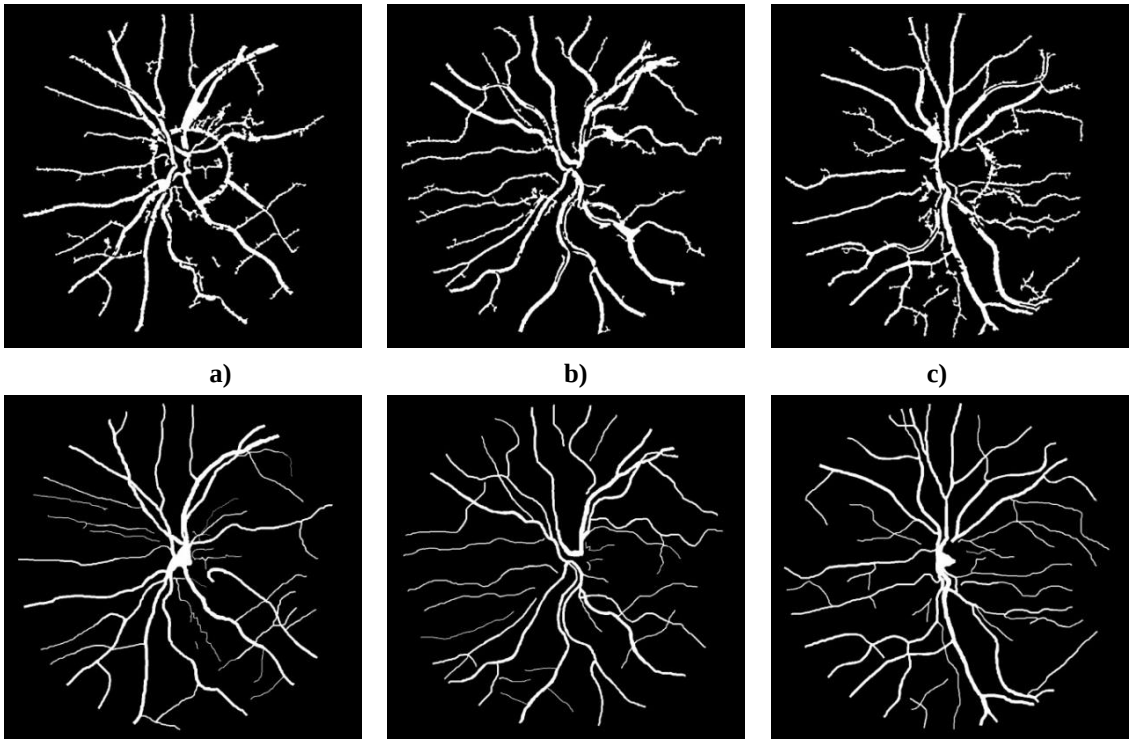
Şekil 4.1. DRIVE veri seti üzerinde ikili formatta bölütleme sonuçları ve gerçek veriler (a: 3 nolu görüntünün bölütleme sonucu; b: 14 nolu görüntünün bölütleme sonucu; c: 20 nolu görüntünün bölütleme sonucu; d: 3 nolu görüntünün gerçek verisi; e: 14 nolu görüntünün gerçek verisi; f: 20 nolu görüntünün gerçek verisi)



a) **b)** **c)**

d) **e)** **f)**

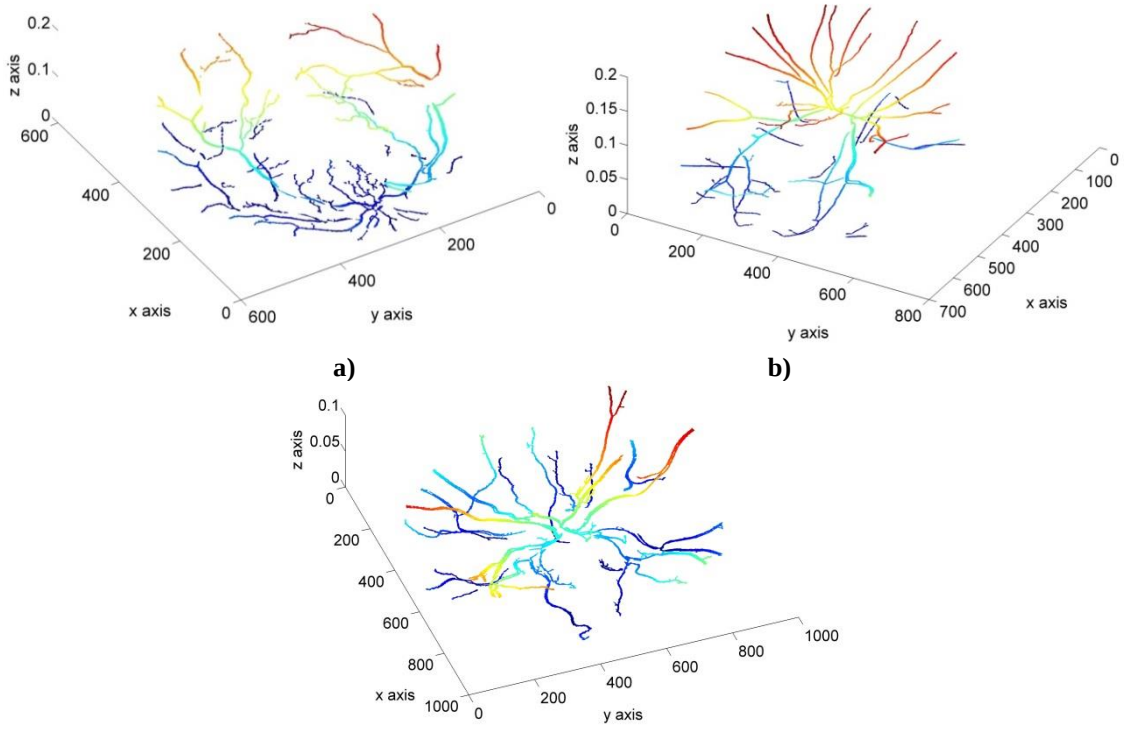
Şekil 4.2. STARE veri seti üzerinde ikili formatta bölütleme sonuçları ve gerçek veriler (a: 11 nolu görüntünün bölütleme sonucu; b: 12 nolu görüntünün bölütleme sonucu; c: 15 nolu görüntünün bölütleme sonucu; d: 11 nolu görüntünün gerçek verisi; e: 12 nolu görüntünün gerçek verisi; f: 15 nolu görüntünün gerçek verisi)



a) **b)** **c)**

d) **e)** **f)**

Şekil 4.3. CHASE_DB1 veri seti üzerinde ikili formatta bölütleme sonuçları ve gerçek veriler (a: 1 nolu görüntünün bölütleme sonucu; b: 9 nolu görüntünün bölütleme sonucu; c: 13 nolu görüntünün bölütleme sonucu; d: 1 nolu görüntünün gerçek verisi; e: 9 nolu görüntünün gerçek verisi; f: 13 nolu görüntünün gerçek verisi



a) **b)**

c)

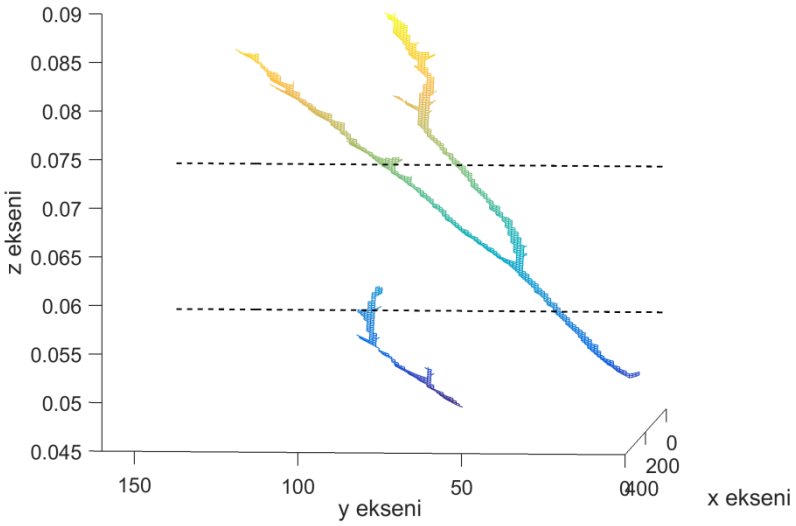
Şekil 4.4. 3 boyutlu JUH formatında bölütleme sonuçları (a: DRIVE veri setindeki 3 nolu görüntünün bölütleme sonucu; b: STARE veri setindeki 12 nolu görüntünün bölütleme sonucu; c: CHASE_DB1 veri setindeki 9 nolu görüntünün bölütleme sonucu)

Bu tez çalışmasında önerilen yöntemde retina görüntüleri 3 boyutlu Öklid uzayına gömülü 2 boyutlu yüzeyler olarak ele alınmıştır. Bu tarz bir yaklaşım matematiğin DG alanındaki teorik bilgilerden faydalanılarak sağlam bir bölütleme algoritması geliştirilmesine imkân tanımıştır. Bu çalışma bu yönüyle sadece DRIVE, STARE ve CHASE_DB1 retina veri setleri için iyi sonuçlar elde etmekle kalmayıp değişik tübüler yapılı bölütleme problemleri için de literatüre yeni bir bölütleme algoritması önermiştir.

Retina damarlarının otomatik olarak tespit edilmek istenmesinin en temel sebebi damarların sahip olduğu genel topolojik ve yerel geometrik özelliklere ait belirleyici ölçeklerin tespit edilerek mevcut veya halen araştırma aşamasında olan tıbbi teşhis ve takip yöntemlerine destek olmaktır. Damarların yerel geometrik analizi temel olarak, damarların dallanma noktaları ve bu noktalar arasında kalan damar bölgeleri incelenerek gerçekleştirilmektedir. Dallanma noktaları arasındaki damar bölgelerine ait uzunluk, genişlik ve alan ölçekleri en temel damar analizi yöntemlerindendir. Damar bölgelerinin sahip oldukları uzunluk ve genişlik bilgilerinin birbirlerine göre oranları hesaplanarak kıvrımlılık, incelik, kalınlık, "ekspansiyon faktörü", "asimetri faktörü" ve "bağlantı üst katsayısı" gibi ölçekler de geliştirilmiştir. Damar dallanma ve kesişim noktaları ile damar bitim noktalarının tespit edilmesinden sonra dallanma noktaları arasındaki açılar ölçülebilmektedir. Elde edilen bu dallanma açısı bilgisinden direk faydalanıldığı gibi açının damar dallarına göre asimetri değerini veren bir ölçek de geliştirilmiştir. Damarların genel topolojik özelliklerini ölçmek için ise retinal damar mimarisi, dallardan ve bağlantı noktalarından oluşan bir çizge olarak modellendikten sonra bu çizgeye ait "Strahler dallanma oranı", "yükseklik" ve "asimetri" değerleri hesaplanmıştır (Martinez-Perez ve ark. 2002).

Bu tez çalışmasında diğer tüm çalışmalardaki gibi ikili formatta tespit edilmiş olan bölütleme bilgisi dışında ayrıca elde edilmiş olan 3 boyutlu JUH, retinal damarların genel topolojik ve yerel geometrik özelliklerine ait geliştirilmiş olan ölçeklerin hesaplanmasına yönelik diğer tüm çalışmalardan farklı özgün bir JU bilgisi sunmaktadır. Örneğin, Martinez-Perez ve ark. (2002) tarafından yapılan çalışmada damar dallanma noktalarının tespiti için damarların iskeleti çıkarıldıktan sonra damar dallanma, bitim ve kesişim noktaları 8'li komşuluk özellikleri analiz edilerek belirlenirken, JUH bilgisi kullanılarak komşuluk ilişkisine ek olarak histerik bir

aralıktaki jeodezik uzaklık ilişkisinden de Şekil 4.5.'de temsilen gösterildiği gibi faydalanılabilir.



Şekil 4.5. 3 boyutlu JUH üzerinde dallanma noktası civarındaki JU özelliğinin histerik bir aralıkta incelenmesi

JUH bilgisinin diğer tüm çalışmalardan farklı olan bir başka faydası ise yön bilgisidir. Martinez-Perez ve ark. (2002) tarafından yapılan çalışmada yön bilgisini ancak damar dallanma noktaları belirlendikten ve kullanıcı tarafından bir başlangıç noktası verildikten sonra geliştirmiş oldukları "zincir kodu" algoritması sayesinde bulabilmiş ve damar bölütlerini başlangıç noktasından başlayarak yayılan yönde etiketlemişlerdir. Amaçladıkları etiketleme işlemi birden fazla işlemin başarımına bağlı olduğu için daha önceki işlemlerdeki kayıplar tüm süreci etkileyebilmektedir. Oysaki bu çalışmada, yön bilgisi JUH'ta gömülü halde bulunmakla beraber istenirse Şekil 3.21. ve 3.22.'de gösterilmiş olan otomatik başlangıç oluşturma algoritması sayesinde tüm süreç otomatikleştirilebilmektedir. JUH üzerinde dallanma noktaları tespit edildikten sonra kolaylıkla otomatik olarak elde edilmiş olan başlangıç noktalarından taramaya başlayarak tek yönde etiketleme yapılmaya müsait bir altyapı vardır.

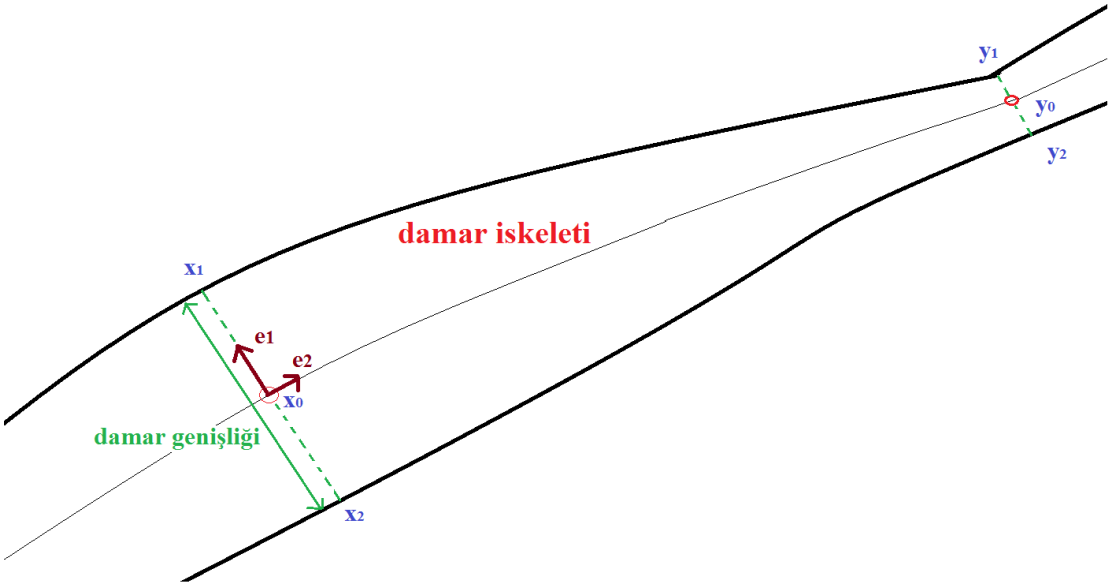
Martinez-Perez ve ark. (2002) tarafından yapılan çalışmada damarların dallanma noktaları arasındaki uzunluğu ölçmeye yönelik ölçekler tanıtılmıştır. Bu tez çalışmasında, damar uzunluk ölçüleri çok net bir şekilde JUH'un içinde gömülü bir şekilde elde edilmiştir ve dolayısıyla iki damar arasındaki gerçek uzaklık kolaylıkla ölçülebilir. Bunlara ek olarak, bu tez çalışmasında sadece Öklid uzayını modelleyen

basit bir metrik tensör kullanılmış olsa da farklı metrik tensörler kullanılarak farklı ölçümler ve ölçekler de elde etmek mümkündür.

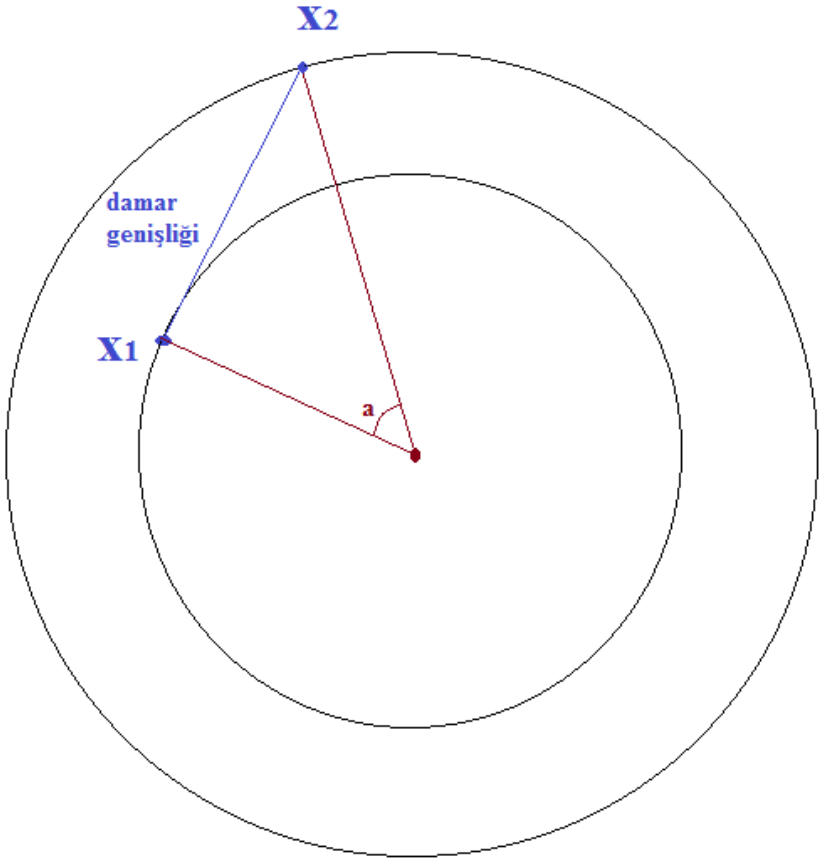
Martinez-Perez ve ark. (2002) tarafından yapılan çalışmada damarların dallanma noktaları arasındaki damar bölgesinin alanı yaklaşık olarak elde edilerek ortalama çapı hesaplanmıştır; fakat yerel olarak damar daralması, genişlemesi ve tıkanmasına yönelik bir bilgi elde edilmemiştir. Bu tür bir tespit için hem damar genişlik bilgisi hem de damar boyunca bu genişliği istatistiki olarak analiz edebilecek bir yerel hafıza gerekmektedir. Literatürde damar genişliğini bulmaya yönelik Al-Diri ve ark.'nın (2009) geliştirdiği İK yöntemi gibi başarılı yaklaşımlar mevcuttur; fakat daralma ve tıkanıklık tespiti için bu bilgi yeterli olmamaktadır. Bu tezde daha HYA'nın çalışması aşamasında JUH, ikili formattaki bölütleme sonucu, Hessian Matrise ait temel öz değerler ve damar iskeleti kullanılarak damar genişlik bilgisi hassas bir şekilde elde edilebilmekle beraber yerel daralma, genişleme ve tıkanıklıklar istatistiki bir şekilde adım adım tespit edilebilir. Bu tür bir analizin yapılabilmesi durumunda daha net teşhisler de yapılabiliyor olacaktır. Örneğin damar daralmasına bakılarak DR teşhisi ile HR teşhisi arasında daha net bir karara varılabilecektir. Şekil 4.6.'da ikili formattaki bölütleme sonucu, Hessian Matrise ait temel öz değerler ve damar iskeleti kullanılarak damar kesitinin sınır noktaları olan x_1 ve x_2 noktaları belirlenir. Bu iki nokta arasındaki uzaklık ise Şekil 4.7.'de gösterilmiş olan Kısıtlayıcı matris kullanmadan hesaplanmış olan JUH üzerinde Denklem 46'da kosinüs teorisi temelli formüller uygulanarak bulunabilir.

$$\cos a = \frac{\overrightarrow{x_1} . \overrightarrow{x_2}}{|\overrightarrow{x_1}| . |\overrightarrow{x_2}|} \tag{46}$$

Damar Genişliği = $x_1^2 + x_2^2 - 2x_1x_2 \cos a$



Şekil 4.6. JUH, damar iskeleti ve Hessian matrisin öz vektörleri kullanılarak damar üzerinde genişlik hesaplamasının gösterimi



Şekil 4.7. Kısıtlayıcı harita olmadan JUH kullanılarak rastgele iki nokta arasındaki uzaklık ölçümü

Bu tezde elde edilen retinal damar bölütleri üzerinde, Martinez-Perez ve ark. (2002) tarafından yapılan çalışmada belirtilen diğer tüm geometrik ve topolojik ölçekler

aynen uygulanabilmektedir. Bunlara ek olarak, örneğin damarlar arasındaki açı hesaplanırken jeodezik ve Öklid uzaklıkları kullanılarak yeni ölçekler geliştirilebilir. JUH ile iki dallanma noktası arasındaki damar bölgelerine ait ortalama çap bilgisi daha net hesaplanacağı için kıvrımlılık, incelik, kalınlık, "ekspansiyon faktörü", "asimetri faktörü" ve "bağlantı üst katsayısı" gibi ölçekler de daha gerçekçi değerler üretecektir.

Bu tezde geliştirilen yöntemde görüntü yüzey özelliklerinden faydalanıldığı için çeşitli beklenmedik ve istenmeyen her türlü yüzey pürüzü bölütleme sonucunda YP değerini arttırmıştır. Söz konusu bu sorunları aşabilmek için toplam 4 çeşit son işlem tekniği uygulamıştır. İlk olarak, özellikle yaygın eksüda akıntısı şeklindeki lezyonlar için yeşil ve ton kanal bilgilerini içeren bir filtre yardımıyla H_pozitif matrisine ait histogramın en yüksek değerleri törpülenerek bu şekildeki büyük parlak lezyonlar büyük ölçüde giderilmiştir. İkinci olarak, ana damarların gerçekte olması gerekenden daha ince olarak bölütlenmesi durumu da piksel komşuluk ilişkilerini dikkate alan istatistiki bir yöntemle iyileştirilmiştir. Üçüncü olarak, bölütleme sonucundaki her bir bağlı bileşen katılık ve dış merkezlilik özelliklerine göre test edilerek geometrik olarak lezyon benzeri yapılar temizlenmiştir. Dördüncü olarak ise MDR kaynaklı olan ve damar boyunca oluşan delikler Mİ'lerle kapatılmıştır.

Bu tez çalışmasının başka bir işlevselliği ise hem yarı hem de tam otomatik olarak kullanılabilir olmasıdır. Çalışmanın performans değerlendirmesi tam otomatik çalışan versiyonuna göre yapılmış olup kullanıcıların ihtiyaç duymaları halinde tek bir tıklama ile yarı otomatik kısmi damar bölütlemesi yapması da mümkündür. Son işlem uygulamaları sırasında icra edilen komşuluk tabanlı istatistiki işleme rağmen bu algoritmanın çalışma süresi JUH hesaplama işleminin doğrusal zaman karmaşıklığında olmasından dolayı makul bir seviyededir (Bai ve Sapiro 2007). Ayrıca, önerilen yöntemin sadece birkaç parametresinin hassas ayar gerektiriyor olması başka retinal görüntülere uyarlanarak kullanılmasını kolaylaştırmaktır.

Bu tez çalışmasının performans sonuçları, literatürde son iki yılda yapılan diğer çalışmalar ile Çizelge 4.4., Çizelge 4.5. ve Çizelge 4.6.'da gösterildiği gibi karşılaştırılmıştır. Literatürdeki DRIVE, STARE ve CHASE_DB1 veri setlerinin sonuçları dikkate alındığında önerilen yöntemin duyarlılık, özgüllük, doğruluk, AİKEAA ve çalışma süresi değerleri açısından makul sonuçlar elde ettiği görülmüştür.

Aşağıdaki çizelgelerde bu çalışmaya ait elde edilen performans değerleri ile bu çalışmadan ilgili kıstas açısından daha düşük başarıya sahip olan değerler koyu renkte yazılmıştır. Önerilen yöntemin DRIVE veri seti için duyarlılığının Fan ve ark. (2016a), Fu ve ark. (2016a), Kumar ve ark. (2016), Panda ve ark. (2016) ile Zardadi ve ark.'nın (2016) çalışmalarından, özgüllüğünün Nugroho ve ark.'nın (2016)çalışmasından daha yüksek olduğu Çizelge 4.4.'te gösterilmiştir. Ayrıca bu yöntemin STARE veri seti için duyarlılığının BahadarKhan ve ark. (2016) ile Azzopardi ve ark.'nın (2015) çalışmalarından, özgüllüğünün Neto ve ark. (2017), Nugroho ve ark. (2016), Singh ve Srivastava (2016), Elbalaoui ve ark. (2016) ile Panda ve ark.'nın (2016) çalışmalarından, doğruluğunun Singh ve Srivastava (2016), Elbalaoui ve ark.'nın (2016) çalışmalarından, AİKEAA'sının BahadarKhan ve ark.'nın (2016) çalışmasından daha yüksek olduğu Çizelge 4.5.'te gösterilmiştir. Önerilen yöntemin CHASE_DB1 veri seti için duyarlılığının Fu ve ark.'nın (2016b) çalışmasından, özgüllüğünün Elbalaoui ve ark.'nın (2016) çalışmasından, doğruluğunun Fan ve Mo (2016b) ile Elbalaoui ve ark.'nın (2016) çalşmalarından daha yüksek olduğu Çizelge 4.6.'da gösterilmiştir. Çizelge 4.7.'de ise Çizelge 4.4., 4.5. ve 4.6.'da karşılaştırmalı olarak ele alınmış olan çalışmaların bir çoğunun sadece DRIVE ve STARE veri setine uygulanmış olduğu gösterilmiştir. Çizelge 4.7.'de, yoğun bir şekilde MDR problemini içeren CHASE_DB1 veri setinin bir çok çalışma tarafından test edilmediği gösterilmiştir. Bu tezde önerilen çalışma diğer veri setleri üzerindeki performans değerlerini bozmadan MDR problemine çözüm getirmektedir. Bu çalışmadaki algoritmalar Matlab programlama dilinde yazılmış olup, 4 GB RAM ve 2.2 GHz intel core i7 CPU işlemciye sahip bir bilgisayar üzerinde çalıştırılmıştır.

Çizelge 4.4. DRIVE veri seti için bu çalışma ile diğer çalışmaların karşılaştırılması

Çalışma	Duyarlılık	Özgüllük	Doğruluk	AİKEAA
Nugroho ve ark. (2016)	0.9527	**0.8185**	0.928	-
Kumar ve ark. (2016)	**0.7006**	0.9871	0.9626	-
Liskowski ve Karawiec (2016)	-	-	0.9491	0.9700
Fan ve ark. (2016a)	**0.7190**	0.985	0.961	-
Fu ve ark. (2016a)	**0.7294**	-	0.9470	-
Zardadi ve ark. (2016)	**0.7384**	0.9657	0.9403	-
Panda ve ark. (2016)	**0.7337**	0.9752	0.9539	-
Azzopardi ve ark. (2015)	0.7655	0.9704	0.9442	0.9614
Önerilen Yöntem	**0.7407**	**0.9530**	**0.9258**	**0.8469**

Çizelge 4.5. STARE veri seti için bu çalışma ile diğer çalışmaların karşılaştırılması

Çalışma	Duyarlılık	Özgüllük	Doğruluk	AİKEAA
Mo ve Zhang (2017)	0.8147	0.9844	0.9674	0.9885
Neto ve ark. (2017)	0.8344	**0.9443**	0.8894	-
Nugroho ve ark. (2016)	0.8927	**0.7852**	0.9022	-
Liskowski ve Karawiec (2016)	-	-	0.9566	0.9776
BahadarKhan ve ark. (2016)	**0.7580**	0.9627	0.9458	**0.861**
Singh ve Srivastava (2016)	0.7939	**0.9376**	**0.9270**	
Elbalaoui ve ark. (2016)	0.8440	**0.9476**	**0.9326**	
Panda ve ark. (2016)	0.8403	**0.9547**	0.9424	-
Azzopardi ve ark. (2015)	**0.7716**	0.9701	0.9497	0.9563
Önerilen Yöntem	**0.7813**	**0.9570**	**0.9392**	**0.8692**

Çizelge 4.6. CHASE_DB1 veri seti için bu çalışma ile diğer çalışmaların karşılaştırılması

Çalışma	Duyarlılık	Özgüllük	Doğruluk	AİKEAA
Fan ve Mo (2016b)	0.9702	0.9702	**0.6761**	-
Fu ve ark. (2016b)	**0.7130**	-	0.9489	-
Strisciuglio ve ark. (2016)	0.7585	0.9587	0.9387	0.9487
Elbalaoui ve ark. (2016)	0.7896	**0.9455**	**0.9298**	-
Azzopardi ve ark. (2015)	0.7585	0.9587	0.9387	0.9487
Önerilen Yöntem	**0.7355**	**0.9511**	**0.9298**	**0.8433**

Çizelge 4.7. Bu çalışma ile diğer çalışmaların DRIVE, STARE ve CHASE_DB1 veri setlerine uygulanmaları yönünden karşılaştırılması

Çalışma	DRIVE	STARE	CHASE_DB1
Neto ve ark. (2017)	Uygulandı	Uygulandı	-
Nugroho ve ark. (2016)	Uygulandı	Uygulandı	-
Kumar ve ark. (2016)	Uygulandı	Uygulandı	-
Fan ve ark. (2016a)	Uygulandı	Uygulandı	-
Fu ve ark. (2016a)	Uygulandı	Uygulandı	-
Zardadi ve ark. (2016)	Uygulandı	Uygulandı	-
Panda ve ark. (2016)	Uygulandı	Uygulandı	-
BahadarKhan ve ark. (2016)	Uygulandı	Uygulandı	-
Singh ve Srivastava (2016)	Uygulandı	Uygulandı	-
Elbalaoui ve ark. (2016)	Uygulandı	Uygulandı	Uygulandı
Fu ve ark. (2016b)	Uygulandı	Uygulandı	Uygulandı
Strisciuglio ve ark. (2016)	Uygulandı	Uygulandı	Uygulandı
Önerilen Yöntem	**Uygulandı**	**Uygulandı**	**Uygulandı**

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, OYE ve JU tabanlı bir retinal damar bölütleme algoritması önerilmiştir. Önerilen yöntem ile DRIVE veri setinde ortalama duyarlılık değeri 0.7407, ortalama özgüllük değeri 0.9530, ortalama doğruluk değeri 0.9258, ortalama AİKEAA değeri 0.849 ve ortalama çalışma süresi de 17.8521 saniye kadar elde edilmiştir. Çalışmanın STARE veri setinde ortalama duyarlılık değeri 0.7813, ortalama özgüllük değeri 0.9570, ortalama doğruluk değeri 0.9392, ortalama AİKEAA değeri 0.8692 ve ortalama çalışma süresi de 11.9915 saniye kadar ölçülmüştür. CHASE_DB1 veri setinde ise bu çalışmada ortalama duyarlılık değeri 0.7355, ortalama özgüllük değeri 0.9511, ortalama doğruluk değeri 0.9298, ortalama AİKEAA değeri 0.8433 ve ortalama çalışma süresi de 17.2699 saniye kadar tespit edilmiştir. Bu tez çalışmasında önerilen yöntem ile 3 farklı veri setini gürbüz denebilecek bir şekilde ve en güncel literatürden derlenmiş çalışmalardan elde edilmiş performans değerlerine göre karşılaştırıldığında kabul edilebilir bir başarı ile 3 boyutlu bir JUH alt yapısı da sunarak retinal görüntülerde kan damarları hızlı bir şekilde bölütlenmiştir.

Literatürdeki birçok çalışmada az sayıda veri seti kullanılmış olmasına rağmen bu tez çalışmasında 3 ayrı veri setine ait toplamda 88 adet görüntü kullanılmıştır. Değişik görüntü çözünürlüklerine, çekim tekniklerine ve damar yapılarına sahip 3 ayrı veri setinde kabul edilebilir sonuçlar olması yönüyle bu tez çalışması literatürdeki birçok çalışmaya üstünlük sağlamıştır.

Bu tez çalışmasında kullanılan DRIVE, STARE ve CHASE_DB1 veri setlerindeki görüntülerde özellikle kanama, sert eksüdalar ve mikroanevrizmalar gibi çeşitli lezyonlar bulunmasından dolayı bu problemleri gidermeye yönelik iki çeşit lezyon temizleme algoritması geliştirilmiştir. Bunlara ek olarak, CHASE_DB1 veri setinde özellikle MDR problemi ile sıklıkla karşılaşılmaktadır. Bu çalışmada MDR problemi küçük delikleri kapatan bir Mİ algoritması ile giderilmiştir. Bu tez çalışması MDR problemini giderebilme yönüyle diğer birçok çalışmadan daha iyi sonuçlar alarak CHASE_DB1 veri setinde de kabul edilebilir sonuçlar elde etmiştir.

Bu tez çalışması sonucunda elde edilmiş olan damar bölütleri ile DR, HR, Koroidal Neovaskülarizasyon ve Arterioskleroz gibi hastalıkların teşhisi, taranması ve değerlendirilmesine imkân sağlanmıştır. Bu tez çalışmasında retina görüntülerinde

damar tespiti yapılırken diğer tüm çalışmalardaki gibi sadece ikili formatta bir bölütleme yapılmamış aynı zamanda 3 boyutlu bir JUH da elde edilmiştir. JUH, tıbbi açıdan göz hastalıkları ile ilgili teşhis koymaya yönelik geliştirilmiş olan retinal damarlara ait genel topolojik ve yerel geometrik analizlere yeni bir boyut kazandırabilecek bir alt yapı sunmuştur. JUH sayesinde damar dallanma noktası ve açısı tespiti gibi ölçekleri elde etmeye yönelik mevcut yöntemlere destek olacak alternatif yaklaşımlar sunulmakla beraber damarlara ait uzunluk, kıvrımlılık, incelik, kalınlık, "ekspansiyon faktörü", "asimetri faktörü" ve "bağlantı üst katsayısı" gibi ölçekler kullanılarak gerçek değerine daha yakın sonuçlar alınmasına yönelik özgün bir model ortaya konmuştur.

Geliştirilen yöntemin adımları özet olarak şu şekilde sıralanabilir. Retina görüntüleri bir Gauss filtresi ile yumuşatılmış ve daha sonra görüntünün OYE'si hesaplanmıştır. Ardından, OYE matrisi iki ayrı temel matrise ayrıştırılarak bu temel matrislerden Ağırlık matrisi ve Kısıtlayıcı matris oluşturulmuştur. Parlak ve yayılmış bir şekilde gözlenen lezyonlar bir filtre ile temizlenmiştir. Sonrasında, görüntüye ait tüm damarları bölütlemek için gerekli olan başlangıç noktaları otomatik olarak oluşturulmuştur. HYA yöntemi ile başlangıç noktaları, Ağırlık matrisi ve Kısıtlayıcı matris kullanılarak ikili formatta ve JUH formatında damar bölütleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Son işlem olarak ise, geniş damarların sınırlarında bulunan ve tespit edilememiş olan pikseller kernel ve istatistik temelli bir algoritma ile bölütleme sonucuna eklenmiştir. Damar olmayan her türlü bölütleme kalıntısı ve lezyonlar istatistiki ve geometrik olarak tespit edilip temizlenmiş ve MDR kaynaklı damar içi boşluklar Mİ ile kapatılmıştır.

Yapılan çalışmalardan elde edilen sonuç ve tecrübeler ışığında yapılması planlanan geliştirmelerin başında, önerilen yöntemde kullanılan parametrelerin Genetik Algoritma veya benzeri optimizasyon algoritmaları kullanılarak iyileştirilmesi gelmektedir. Bu tür bir parametre optimizasyonu sonucunda mevcut yöntemin başarım değerlerinin yükselmesi beklenmektedir.

Önerilen yöntem sadece 2 boyutlu retina görüntülerinde test edilmiş olmasına rağmen 3 boyutlu damar görüntülerinde de uygulanabilme potansiyeline sahiptir. Bu açıdan özellikle 2 boyutlu görüntülerin bölütlenmesi aşamasında kullanılan OYE ve

JUH tekniklerinin 3 boyutlu görüntülerde çalışabilecek hale getirilmesi amaçlanmaktadır. Mevcut yöntemin bu şekilde genelleştirilebilmesi için tezde kullanılan DG konularının matematiksel teorilerinin tekrar ele alınarak yeni algoritmalar tasarlanması planlanmaktadır.

Yapılan çalışmada çıktı olarak elde edilmiş olan JUH'un sağladığı matematiksel avantajlardan faydalanılarak, literatürde bu alanda yine popüler olarak çalışılan damar dallanması tespiti ile damarlara ait uzunluk ve genişlik bilgilerinin hesaplanması konularında özgün algoritmaların geliştirilmesi amaçlanmaktadır. Bunlara ek olarak, JUH bilgisi yardımıyla, çalışmada daha önce değinilmiş olan ve retinal damarlara ait her türlü "geometrik" ve "topolojik" ölçeğin elde edilmesine yönelik olarak mevcut ölçeklerden daha gerçekçi ve yeni hesaplama yöntemlerinin geliştirilmesi amaçlanmaktadır.

Çalışmada geliştirilen algoritmanın, ağaç görüntülerindeki dalların bölütlenmesi ve uydu görüntülerindeki yolların tespit edilmesinde başarılı olduğu deneysel olarak gözlenmiştir. Dolayısıyla, geliştirilmiş olan bu algoritmanın yukarıda belirtilen görüntülerde veya başka çeşit tübüler yapı bölütlemesi gerektiren problemlerde uygulanması planlanmaktadır.

6. KAYNAKLAR

Akita, K., Kuga, H. 1982. A computer method of understanding ocular fundus images. ***Pattern Recognition***, 15 (6): 431–443.

Al-Diri, B., Hunter, A. 2005. A ribbon of twins for extracting vessel boundaries, The 3rd European Medical and Biological Engineering Conference, 20-25 Kasım 2005, Prague.

Al-Diri, B., Hunter, A., Steel, D. 2009. An active contour model for segmenting and measuring retinal vessels. ***IEEE Transactions on Medical Imaging***, 28 (9): 1488–1497.

Alonso-Montes, C., Vilarino, D. L., Penedo, M. G. 2005. CNN-based automatic retinal vascular tree extraction. 9th International Workshop on Cellular Neural Networks and Their Applications, 28-30 Mayıs 2005, Hsinchu. S, 61–64.

arleoeye. 2017. Erişim: [http://arleoeye.com/services/common-eye-disorders/diabetic-retinopathy/]. Erişim Tarihi: 02.11.2017

Azzopardi, G., Strisciuglio, N., Vento, M., Petkov, N. 2015. Trainable COSFIRE filters for vessel delineation with application to retinal images. ***Medical Image Analysis***, 19 (1): 46–57.

BahadarKhan, K., Khaliq, A. A., Shahid, M. 2016. A morphological hessian based approach for retinal blood vessels segmentation and denoising using region based otsu thresholding. ***PLoS ONE***, 11 (7): 1–19.

Bai, X., Sapiro, G. 2007. A geodesic framework for fast interactive image and video segmentation and matting. Proceedings of International Conference on Computer Vision (ICCV), 14-21 Ekim 2007, Rio de Janeiro. S, 1–8.

Ben-Chen, M. 2009. Eğrilerin Diferansiyel Geometrisi. Erişim: [https://graphics.stanford.edu/courses/cs348a-09-fall/Handouts/miri_diff_curv.pdf]. Erişim Tarihi: 02.11.2017

Cassin, B., Solomon, S. A. B. 1990. Dictionary of Eye Terminology. Triad Yayınları, Yayın No: 2, Gainesville.

Chan, T. F., Vese, L. A. 2001. Active contours without edges. ***IEEE Transactions on Image Processing***, 10 (2): 266–277.

CHASE_DB1. 2009. Erişim: [https://blogs.kingston.ac.uk/retinal/chasedb1/]. Erişim Tarihi: 02.11.2017

Chaudhuri, S., Chatterjee, S., Katz, N., Nelson, M., Goldbaum, M. 1989. Detection of blood vessels in retinal images using two-dimensional matched filters. ***IEEE Transactions on Medical Imaging***, 8 (3): 263–269.

Chua, L. O., Yang, L. 1988. Cellular neural networks: theory. ***IEEE Transactions on Circuits and Systems***, 35 (10): 1257–1272.

Chutatape, O., Liu, Z., Krishnan, S. M. 1998. Retinal blood vessel detection and tracking by matched Gaussian and Kalman filters. ***Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society***, 3146 : 3144–3149.

Crandall M. G., Lions, P. L. 1983. Viscosity solutions of hamilton-jacobi equations. ***Transactions of the American Mathematical Society***, 277 (1):1–42.

Crandall, M. G., Lions, P. L. 1984. Two approximations of solutions of Hamilton–Jacobi equations. ***Mathematics of Computation***, 43 (167):1–19.

Crandall, M. G., Ishii, H., Lions, P. L. 1992. User's guide to viscosity solutions of second order partial differential equations. ***Bulletin of the American Mathematical Society***, 27 (1):1–67.

DRIVE. 2004. Erişim: [http://www.isi.uu.nl/Research/Databases/DRIVE]. Erişim Tarihi: 02.11.2017

Eddins, S. 2008. Filling Small Holes. Erişim: [https://blogs.mathworks.com/steve/2008/08/05/filling-small-holes]. Erişim Tarihi: 02.11.2017

Elbalaoui, A., Fakir, M., Taifi, K., Merbouha, A. 2016. Automatic Detection of Blood Vessel in Retinal Images. ***Proceedings - Computer Graphics, Imaging and Visualization: New Techniques and Trends, CGiV 2016***: 324–332.

Espona, L., Carreira, M. J., Ortega, M., Penedo, M. G. 2007. A snake for retinal vessel segmentation. ***Lecture Notes in Computer Science***, 4478.

Fan, Z., Rong, Y., Lu, J., Mo, J., Li, F., Cai, X., Yang, T. 2016a. Automated Blood Vessel Segmentation in Fundus Image Based on Integral Channel Features and Random Forests. 2016 12th World Congress on Intelligent Control and Automation (WCICA), 12-15 Haziran 2016, Guilin. S, 2063-2068.

Fan, Z., Mo, J. 2016b. Automated Blood Vessel Segmentation Based on De-Noising Auto-Encoder and Neural Network. 2016 International Conference on Machine Learning and Cybernetics, 10-13 Temmuz 2016, Jeju. S 849-856.

Farnell, D. J. J., Hatfield, F. N., Knox, P., Reakes, M., Spencer, S., Parry, D., Harding, S. P. 2008. Enhancement of blood vessels in digital fundus photographs via the application of multiscale line operators, ***Journal of the Franklin Institute***, 345 (7): 748–765.

Foracchia, M. 2001. Extraction and quantitative description of vessel features in hypertensive retinopathy fundus images. Editör; Grisan E., Book Abstracts 2nd International Workshop on Computer Assisted Fundus Image Analysis, 6.

Förstner, W. 1986. A Feature Based Corresponding Algorithm for Image Matching. ***The International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences***, 26 (3): 150-166.

Frangi, A. F., Niessen, W. J., Vincken, K. L., Viergever, M. A., William, W., Alan, C., Scott, D. 1998. Multiscale vessel enhancement filtering, ***Lecture Notes in Computer Science***, 1496 : 130-137.

Fraz, M. M. , Remagninoa, P., Hoppea, A., Uyyanonvara B., Rudnicka, A. R., Owen, C. G., Barman S. A. 2012a. Blood vessel segmentation methodologies in retinal images – A survey. ***Computer Methods and Programs in Biomedicine***, 108 (1): 407-433.

Fraz, M., Remagnino, P., Hoppe, A., Uyyanonvara, B., Rudnicka, A., Owen, C., Barman, S. 2012b. An ensemble classification-based approach applied to retinal blood vessel segmentation. ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering***, 59 (9): 2538–2548.

Fu, H., Xu, Y., Wong, D. W. K., Liu, J. 2016a. Retinal vessel segmentation via deep learning network and fully-connected conditional random fields. 2016 IEEE 13th International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI), 13-16 Nisan 2016, Prague. S, 698–701.

Fu, H., Xu, X. Y., Lin, S., Wong, D. W. K., Liu, J. 2016b. DeepVessel: Retinal Vessel Segmentation via Deep Learning and Conditional Random Field. MICCAI 2016: Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI, 13-16 Nisan 2016, Prague. S, 132-139.

GDx. 2017. GDx Nerve Fiber Analyzer, Laser Diagnostic Technologies, Inc. Erişim: [http://www.laserdiagnostic.com]. Erişim Tarihi: 02.11.2017

Grisan, E., Ruggeri, A. 2003. A divide et impera strategy for automatic classification of retinal vessels into arteries and veins, in: Engineering in Medicine and Biology Society. ***Proceedings of the 25th Annual International Conference of the IEEE***, 891 : 890–893.

Haddouche, A., Adel, M., Rasigni, M., Conrath, J., Bourennane, S. 2010. Detection of the foveal avascular zone on retinal angiograms using Markov random fields. ***Digital Signal Processing***, 20 (1): 149–154.

Heneghan, C., Flynn, J., O'Keefe, M., Cahill, M. 2002. Characterization of changes in blood vessel width and tortuosity in retinopathy of prematurity using image analysis. ***Medical Image Analysis***, 6 (4): 407–429.

Hong, X., Chen, S., Harris, C. 2007. A kernel-based two-class classifier for imbalanced data sets. ***IEEE Transactions on Neural Networks***,18 (1): 28–41.

Hoover, A. D., Kouznetsova, V., Goldbaum, M. 2000. Locating blood vessels in retinal images by piecewise threshold probing of a matched filter response. ***IEEE Transactions on Medical Imaging***, 19 (3): 203–210.

Huiqi, L., Chutatape, O. 2004. Automated feature extraction in color retinal images by a model based approach. ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering***, 51 **(2)**: 246–254.

Ibanez, L., Schroeder, W., Ng, L., Cates, J. 2003. The ITK Software Guide. Erişim: [http://www.itk.org/ItkSoftwareGuide.pdf]. Erişim Tarihi: 02.11.2017

Ikram, M. K., Cheung, C. Y., Lorenzi, M., Klein, R., Jones, T. L. Z., Wong, T. Y. 2013. Retinal Vascular Caliber as a Biomarker for Diabetes Microvascular Complications. ***Diabetes Care***, 36(3): 750-759.

istanbulretina. 2017. Erişim: [http://www.istanbulretina.com/tr/index.php?nav=1&id=17]. Erişim Tarihi: 02.11.2017

Jiang, X., Mojon, D. 2003. Adaptive local thresholding by verification-based multithreshold probing with application to vessel detection in retinal images. ***IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence***, 25 (1): 131–137.

Kanski, J. J. 2007. Clinical Ophthalmology. Elsevier Health Sciences, 6. Baskı, Londra, İngiltere.

Kaur, M., Talwar, R. 2014. Review on : Blood Vessel Extraction and Eye Retinopathy Detection, ***International Journal of Computer Science and Information Technologies***, 5 (6): 7513-7516.

Köse, C., Ikibas, C., 2011. A personal identification system using retinal vasculature in retinal fundus images. ***Expert Systems with Applications,*** 38 (11):13670–13681.

Kumar, D., Pramanik, A., Kar, S. S., Maity, S. P. 2016. Retinal Blood Vessel Segmentation Using Matched Filter and Laplacian of Gaussian. 2016 International Conference on Signal Processing and Communications (SPCOM), 12-15 Haziran 2016, Bangalore. S, 1-5.

Lam, B., Gao, Y., Liew, AC. 2010. General retinal vessel segmentation using regularization-based multiconcavity modeling. ***IEEE Transactions on Medical Imaging***, 29 (7): 1369–1381.

Li, W., Bhalerao, A., Wilson, R. 2007. Analysis of retinal vasculature using a multiresolution Hermite model. ***IEEE Transactions on Medical Imaging***, 26 (2): 137–152.

Liskowski, P., Krawiec, K. 2016. Segmenting Retinal Blood Vessels With Deep Neural Networks. ***IEEE Transactions on Medical Imaging***, 35 (11): 2369–2380.

Liu, I., Sun, Y. 1993. Recursive tracking of vascular networks in angiograms based on the detection-deletion scheme. ***IEEE Transactions on Medical Imaging***, 12 (2): 334–341.

Lowell, J., Hunter, A., Steel, D., Basu, A., Ryder, R., Kennedy, R. L. 2004. Measurement of retinal vessel widths from fundus images based on 2-D modeling. ***IEEE Transactions on Medical Imaging***, 23 (10) : 1196–1204.

Lupascu, C. A., Tegolo, D., Trucco, E., 2010. FABC: retinal vessel segmentation using AdaBoost. ***IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine***, 14 (5): 1267–1274.

Marin, D., Aquino, A., Gegundez-Arias, M. E., Bravo, J. M. 2011. A new supervised method for blood vessel segmentation in retinal images by using gray-level and moment invariants-based features. ***IEEE Transactions on Medical Imaging***, 30 (1): 146–158.

Mariño, C., Penedo, G., Penas, M., Carreira, J., Gonzalez, F. 2006. Personal authentication using digital retinal images. ***Pattern Analysis and Applications***, 9 (1): 21–33.

Martinez-Perez, M. E., Highes, A. D., Stanton, A. V., Thorn, S. A., Chapman, N., Bharath, A. A., Parker, K. H. 2002. Retinal vascular tree morphology: a semi-automatic quantification. ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering***, 49 (8): 912–917.

mathworks. 2017. Erişim: [https://www.mathworks.com/help/images/ref/regionprops.html]. Erişim Tarihi: 02.11.2017

Mendonca, A. M., Campilho, A. 2006. Segmentation of retinal blood vessels by combining the detection of centerlines and morphological reconstruction. ***IEEE Transactions on Medical Imaging***, 25 (9): 1200–1213.

Michigan. 2017. Hipertansif Retinopati. Erişim: [http://www.umich.edu/~websvcs/projects/eyes/acquired/chronic-hypertension.html]. Erişim Tarihi: 02.11.2017

Miri, M. S., Mahloojifar, A. 2011. Retinal image analysis using curvelet transform and multistructure elements morphology by reconstruction. ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering***, 58 (5) 1183–1192.

Mo, J., Zhang, L. 2017. Multi-level deep supervised networks for retinal vessel segmentation. ***International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery***. doi:10.1007/s11548-017-1619-0

neonatology. 2016. Türkiye Prematüre Retinopatisi Rehberi. Erişim: [http://www.neonatology.org.tr/wp-content/uploads/2016/12/premature_retinopatisi_rehberi.pdf]. Erişim Tarihi: 02.11.2017

Nergiz, M., Akın, M. 2017. Retinal Vessel Segmentation via Structure Tensor Coloring and Anisotropy Enhancement. ***Symmetry,*** 9 (11): 276–294.

Neto, L. C., Ramalho, G. L. B., Neto, J. F. S. R., Veras, R. M. S., Medeiros, F. N. S. 2017. An unsupervised coarse-to-fine algorithm for blood vessel segmentation in fundus images. ***Expert Systems with Applications***, 78 : 182–192.

Nidek. 2017. Erişim: [http://usa.nidek.com/products/fundus-camera/]. Erişim Tarihi: 02.11.2017

Niemeijer, M., Staal, J. J., van Ginneken, B., Loog, M., Abramoff, M. D. 2004. Comparative study of retinal vessel segmentation methods on a new publicly available database. ***SPIE Medical Imaging, SPIE***, 5370 : 648–656.

noumerical-tours, Peyré, G. 2015. A noumerical tour of data science. Erişim: [www.noumerical-tours.com]. Erişim Tarihi: 02.11.2017

Nugroho, H. A., Lestari, T., Aras, R. A., Ardiyanto, I. 2016. Comparison of Two Different Types of Morphological Method for Feature Extraction of Retinal Vessels in Colour Fundus Images. 2016 2nd International Conference on Science in Information Technology (ICSITech), 26-27 Ekim 2016, Balikpapan. S, 296–299.

Osareh, A., Shadgar, B. 2009. Automatic Blood Vessel Segmentation In Color Images Of Retina. ***Iranian Journal of Science & Technology, Transaction B, Engineering***, 33 (B2): 191-206.

Owen, C. G., Rudnicka, A. R., Mullen, R., Barman, S. A., Monekosso, D., Whincup, P. H., Ng, J., Paterson, C. 2009. Measuring retinal vessel tortuosity in 10-year-old children: validation of the Computer-Assisted Image Analysis of the Retina (CAIAR) Program. ***Investigative Ophthalmology & Visual Science***, 50 (5): 2004–2010.

Panda, R., Puhan, N. B., Panda, G. 2016. New Binary Hausdorff Symmetry measure based seeded region growing for retinal vessel segmentation. ***Biocybernetics and Biomedical Engineering***, 36 (1): 119–129.

Patil, J., Chaudhari, A. L. 2012. Development of Digital Image Processing using Fuzzy Gaussian Filter Tool for Diagnosis of Eye Infection. ***International Journal of Computer Applications***, 51 (19):10-12.

Peyré, G., Péchaud, M., Keriven, R., Cohen, L. D. 2010. Geodesic Methods in Computer Vision and Graphics. ***Computer Graphics and Vision***, 5(3-4): 197-397.

Pisano, E., Zong, S., Heminger, B., Deluca, M., Johnston, R., Muller, K., Breauning, M. P., Pizer, S. M. 1998. Contrast limited adaptive histogram equalization image processing to improve the detection of simulated spiculations in dense mammograms. ***Journal of Digital Imaging***, 11 (4): 193–200.

Quek, F. K. H., Kirbas, C. 2001. Vessel extraction in medical images by wave-propagation and traceback. ***IEEE Transactions on Medical Imaging***, 20 (2): 117–131.

Raja J. B., Ravichandran C. G. 2011. Blood Vessel Segmentation For High Resolution Retinal Images. ***International Journal of Computer Science Issues***, 8 (6):389-393.

Raussen, M. 2008. Elementary Differential Geometry: Curves and Surfaces. Erişim: [http://people.math.aau.dk/~raussen/INSB/AD2-11/book.pdf]. Erişim Tarihi: 02.11.2017

Rekeczky, C. 1997. MATCNN – Analogic Simulation Toolbox for Matlab, in Analogic and Neural Computing Laboratory, Yayın No: 1, MTA SZTAKI, Sayfa: 22, Budapest.

Ricci, E., Perfetti, R. 2007. Retinal blood vessel segmentation using line operators and support vector classification. ***IEEE Transactions on Medical Imaging***, 26 (10): 1357–1365.

Roska, T., Chua, L. O. 1993. The CNN universal machine: an analogic array computer. ***IEEE Transactions on Circuits and Systems II: Analog and Digital Signal Processing***, 40 (3): 163–173.

Salem, S., Salem, N., Nandi, A. 2007. Segmentation of retinal blood vessels using a novel clustering algorithm (RACAL) with a partial supervision strategy. ***Medical and Biological Engineering and Computing***, 45 (3): 261–273.

Simó, A., de Ves, E. 2001. Segmentation of macular fluorescein angiographies. A statistical approach. ***Pattern Recognition***, 34 (4): 795–809.

Singh, N. P., Srivastava, R. 2016. Retinal blood vessels segmentation by using Gumbel probability distribution function based matched filter. ***Computer Methods and Programs in Biomedicine***, 129: 40–50.

Sinthanayothin, C., Boyce, J. F., Cook, H. L., Williamson, T. H. 1999. Automated localisation of the optic disc, fovea, and retinal blood vessels from digital colour fundus images. ***British Journal of Ophthalmology***, 83 (8): 902–910.

Staal, J., Abramoff, M. D., Niemeijer, M., Viergever, M. A., Van Ginneken, B. 2004. Ridge-based vessel segmentation in color images of the retina. ***IEEE Transactions on Medical Imaging***, 23 (4): 501–509.

STARE. 2000. Erişim: [http://cecas.clemson.edu/~ahoover/stare/]. Erişim Tarihi: 02.11.2017

Strisciuglio, N., Azzopardi, G., Vento, M., Petkov, N. 2016. Supervised vessel delineation in retinal fundus images with the automatic selection of B-COSFIRE filters. ***Machine Vision and Applications***, 27 (8): 1137–1149.

Sum, K. W., Cheung, P. Y. S. 2008. Vessel extraction under non-uniform illumination: a level set approach. ***IEEE Transactions on Biomedical Engineering***, 55 (1) 358–360.

Sun, K., Chen, Z., Jiang, S., Wang, Y. 2010. Morphological multiscale enhancement, fuzzy filter and watershed for vascular tree extraction in angiogram. ***Journal of Medical Systems***, 35 (5): 811-824.

Teng, T., Lefley, M., Claremont, D. 2002. Progress towards automated diabetic ocular screening: a review of image analysis and intelligent systems for diabetic retinopathy. ***Medical and Biological Engineering and Computing***, 40(1) : 2–13.

Tolias, Y. A., Panas, S. M. 1998. A fuzzy vessel tracking algorithm for retinal images based on fuzzy clustering. ***IEEE Transactions on Medical Imaging***, 17 (2): 263–273.

Vermeer, K. A., Vos, F. M., Lemij, H. G. 2004. Vossepoel, AM. A model based method for retinal blood vessel detection. ***Computers in Biology and Medicine***, 34 (3): 209–219.

Vilariño, D. L., Rekeczky, C. 2005. Pixel-level snakes on the CNNUM: algorithm design, on-chip implementation and applications. ***International Journal of Circuit Theory and Applications***, 33 (1): 17–51.

Villalobos-Castaldi, F., Felipe-Riverón, E., Sánchez-Fernández, L. 2010. A fast, efficient and automated method to extract vessels from fundus images. ***Journal of Visualization***, 13 (3): 263–270.

Wink, O., Niessen, W. J., Viergever, M. A. 2004. Multiscale vessel tracking. ***IEEE Transactions on Medical Imaging***, 23 (1): 130–133.

Wollensak, J. Erişim: [https://www.atlasophthalmology.net/photo.jsf?node=3019&locale=cn]. Erişim Tarihi: 02.11.2017

Xu, X., Ding, W., Wang, X., Cao, R., Zhang, M., Lv, P., Xu, F. 2016. Smartphone-Based Accurate Analysis of Retinal Vasculature towards Point-of-Care Diagnostics. ***Nature***, 34603.

You, X., Peng, Q., Yuan, Y., Cheung, Y. M., Lei, J. 2011. Segmentation of retinal blood vessels using the radial projection and semi-supervised approach. ***Pattern Recognition***, 44 (10-11): 2314–2324.

Zabihi, S. M., Pourreza, H. R., Banaee, T . 2012. Vessel Extraction of Conjuctival Images Using LBPs and ANFIS. ***International Scholarly Research Network, ISRN Machine Vision***, 2012.

Zana, F., Klein, J. C. 1999. A multimodal registration algorithm of eye fundus images using vessels detection and Hough transform. ***IEEE Transactions on Medical Imaging***, 18 (5) : 419–428.

Zardadi, M., Mehrshad, N., Razavi, S. M. 2016. Unsupervised Segmentation of Retinal Blood Vessels Using the Human Visual System Line Detection Model. ***Journal of Information Systems and Telecommunication (JIST)***, 4 (2): 125-133,2016.

Zhang, B., Zhang, L., Zhang, L., Karray, F. 2010. Retinal vessel extraction by matched filter with first-order derivative of Gaussian. ***Computers in Biology and Medicine***, 40 (4): 438–445.

Zhao, Y., Rada, L., Chen, K., Harding, S. P., Zheng, Y. 2015. Automated Vessel Segmentation Using Infinite Perimeter Active Contour Model with Hybrid Region Information with Application to Retinal Images. ***IEEE Transactions on Medical Imaging***, 34 (9): 1797-1807.

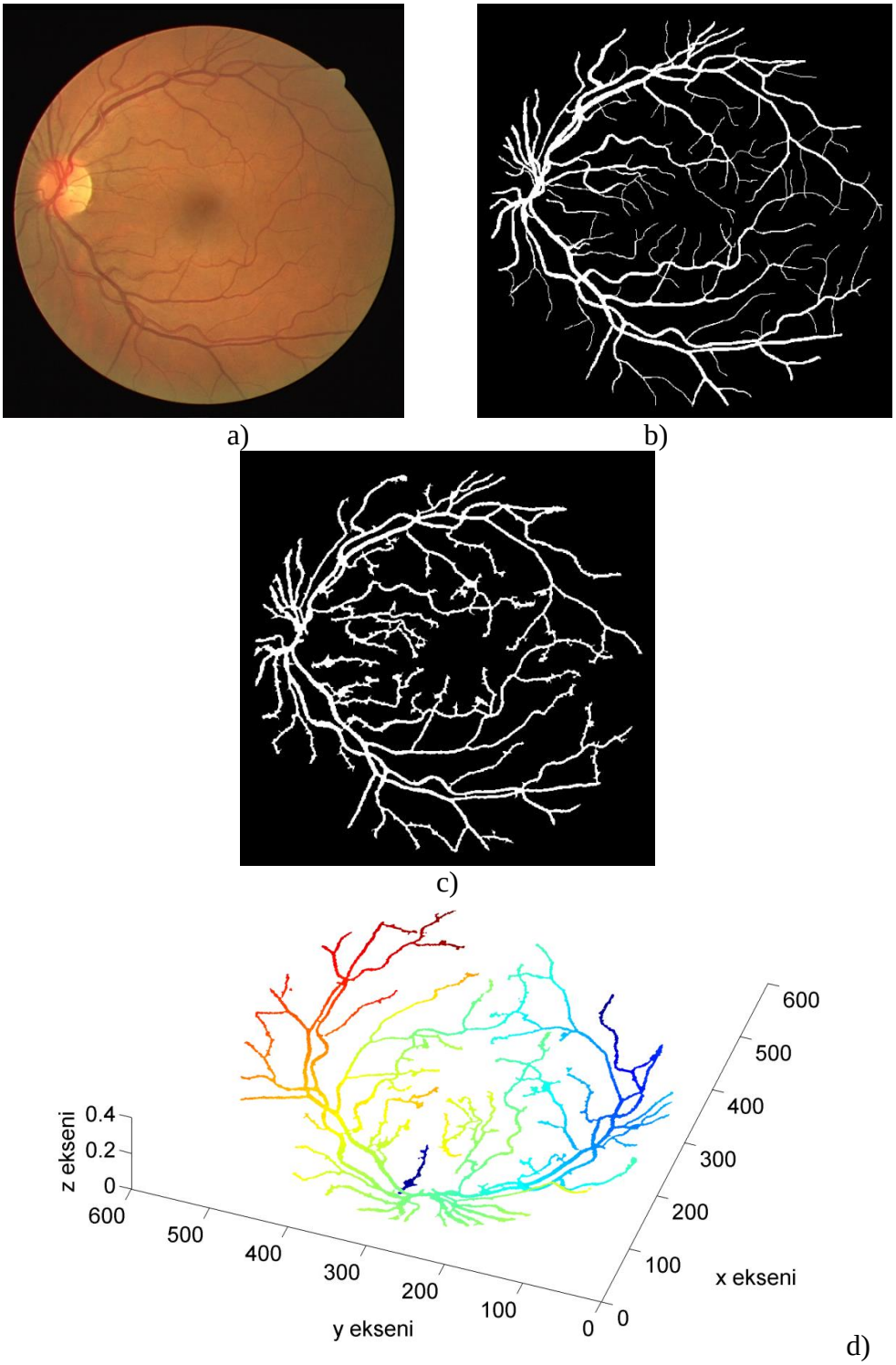
Zuiderveld, K. 1994. Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization, Editör; Heckbert, PS., Graphics Gems, 474-485, Academic Press Inc., San Diego, CA, USA.

EKLER

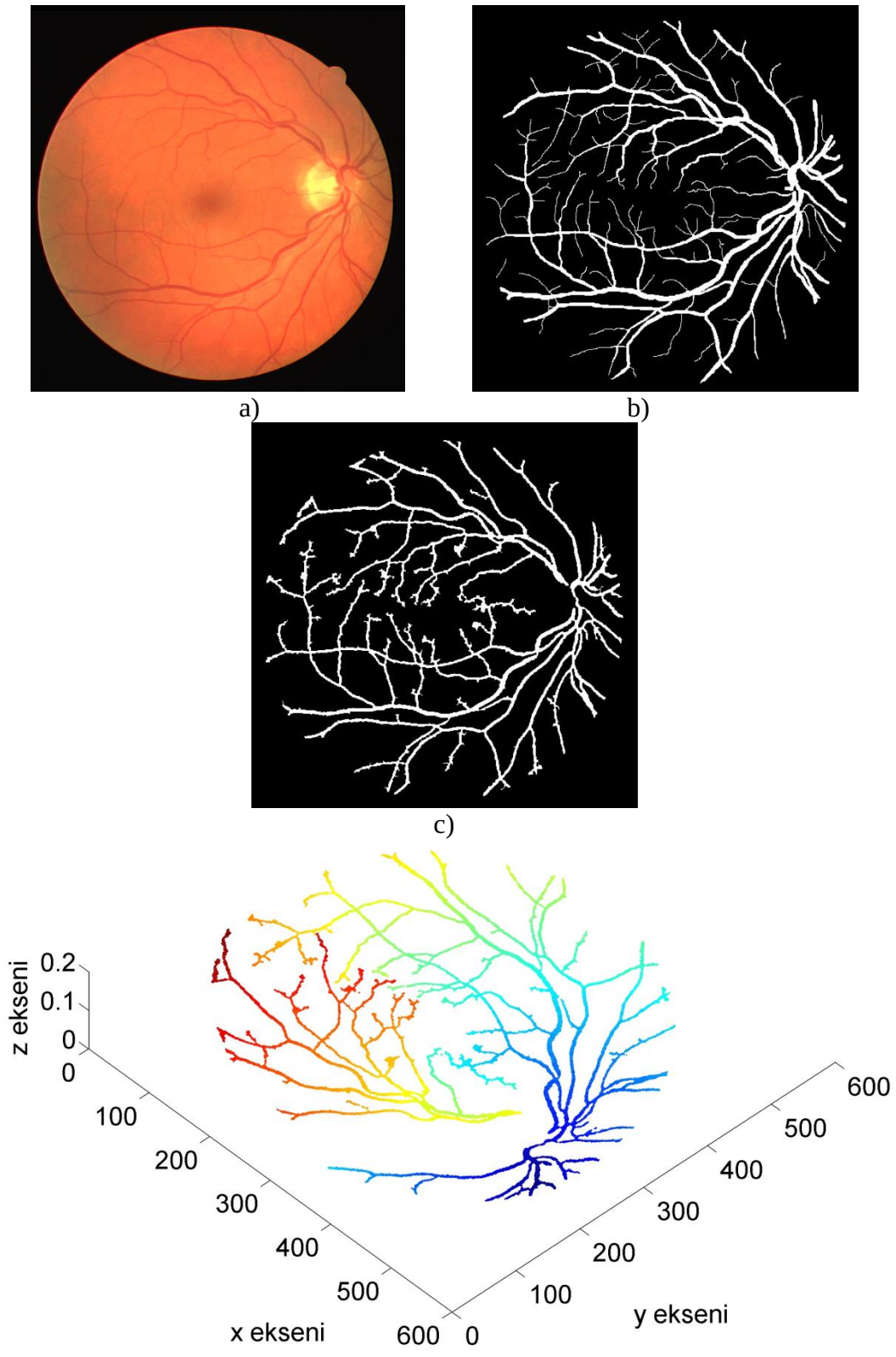
EK-1

DRIVE veri setindeki gerçek görüntüler ile ikili ve 3 boyutlu formattaki bölütleme sonuçları

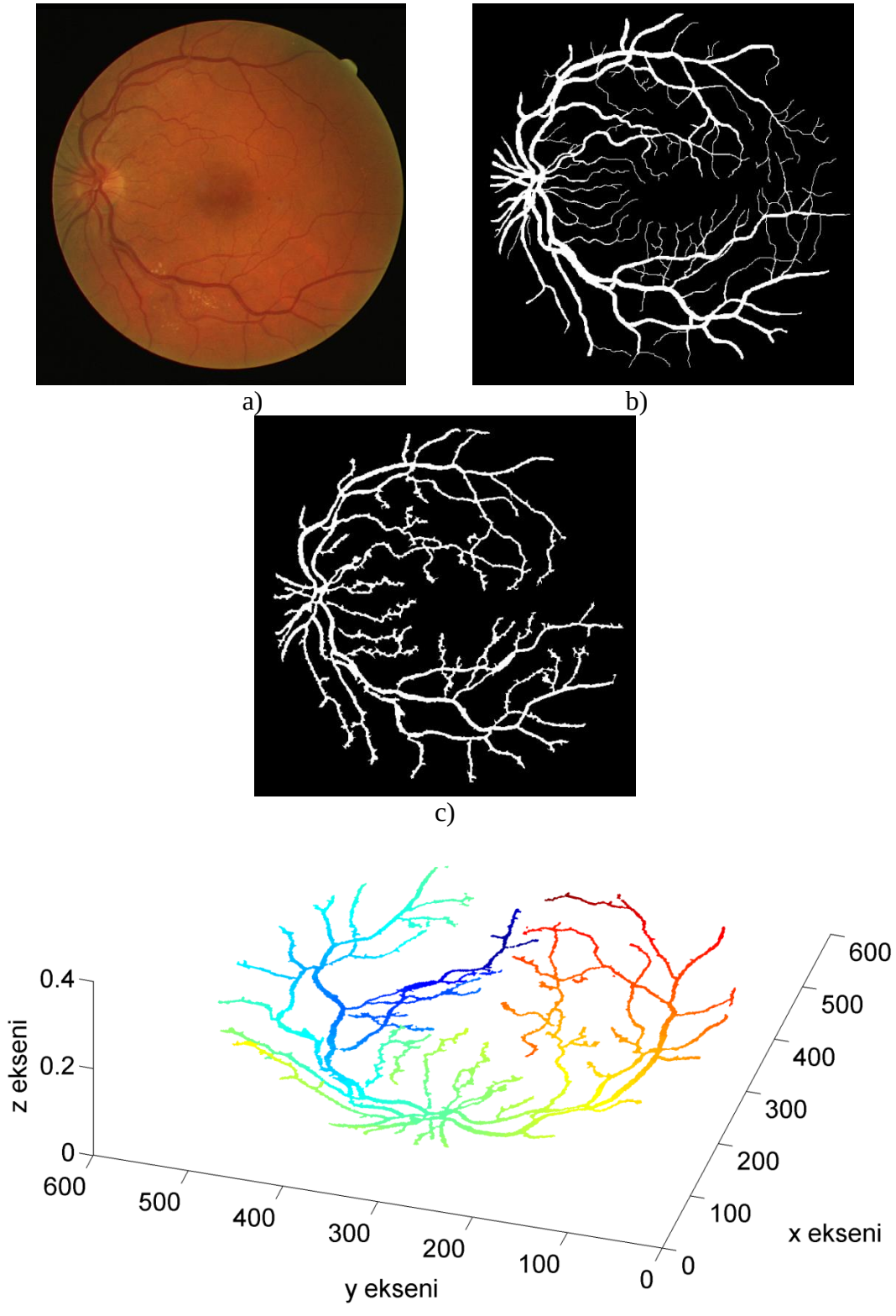
Not: x ve y eksenleri piksel sayılarını, z ekseni ise JU'yu temsil etmektedir.



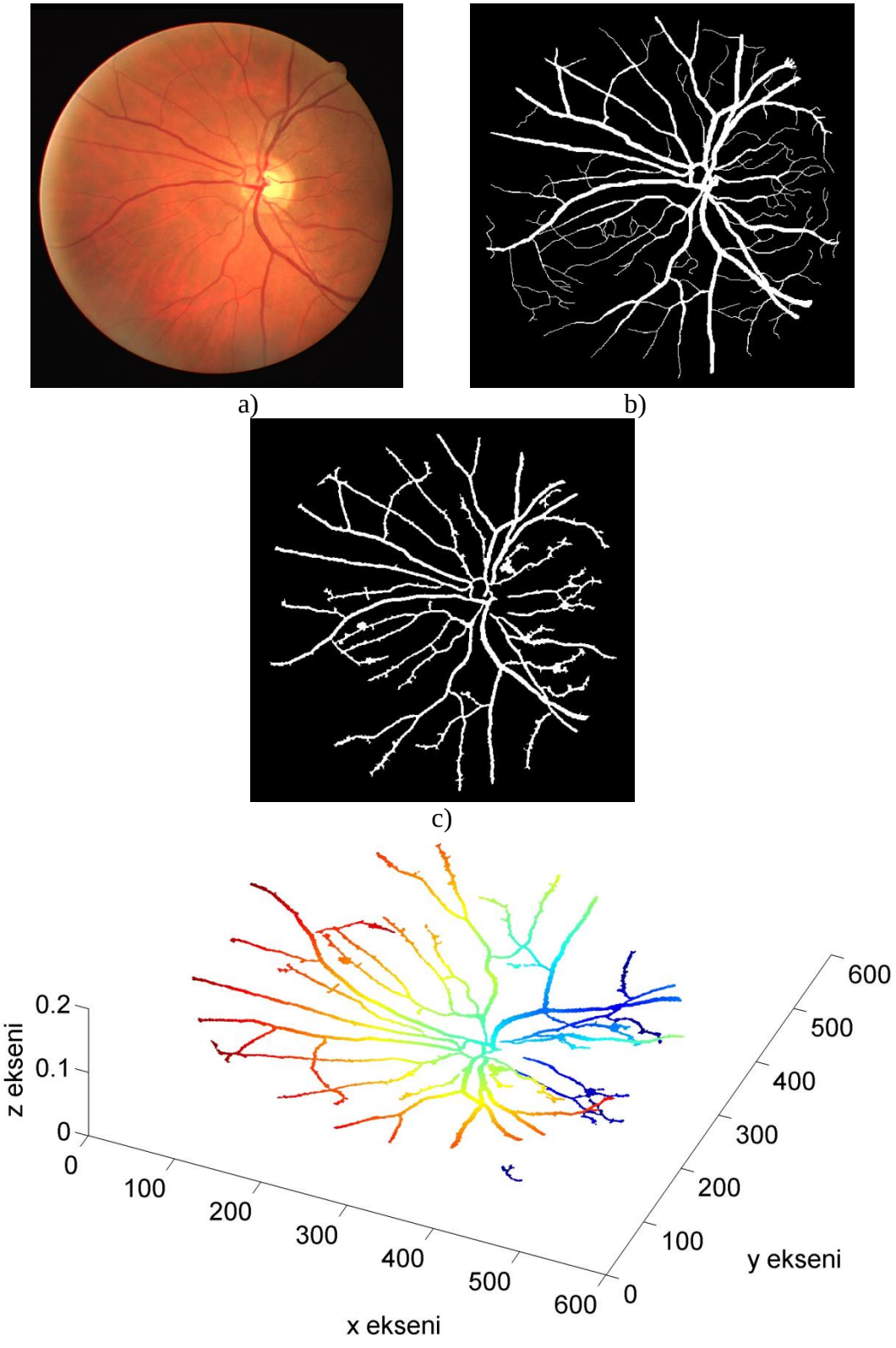
Şekil ek 1.1. DRIVE veri seti üzerinde 1 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



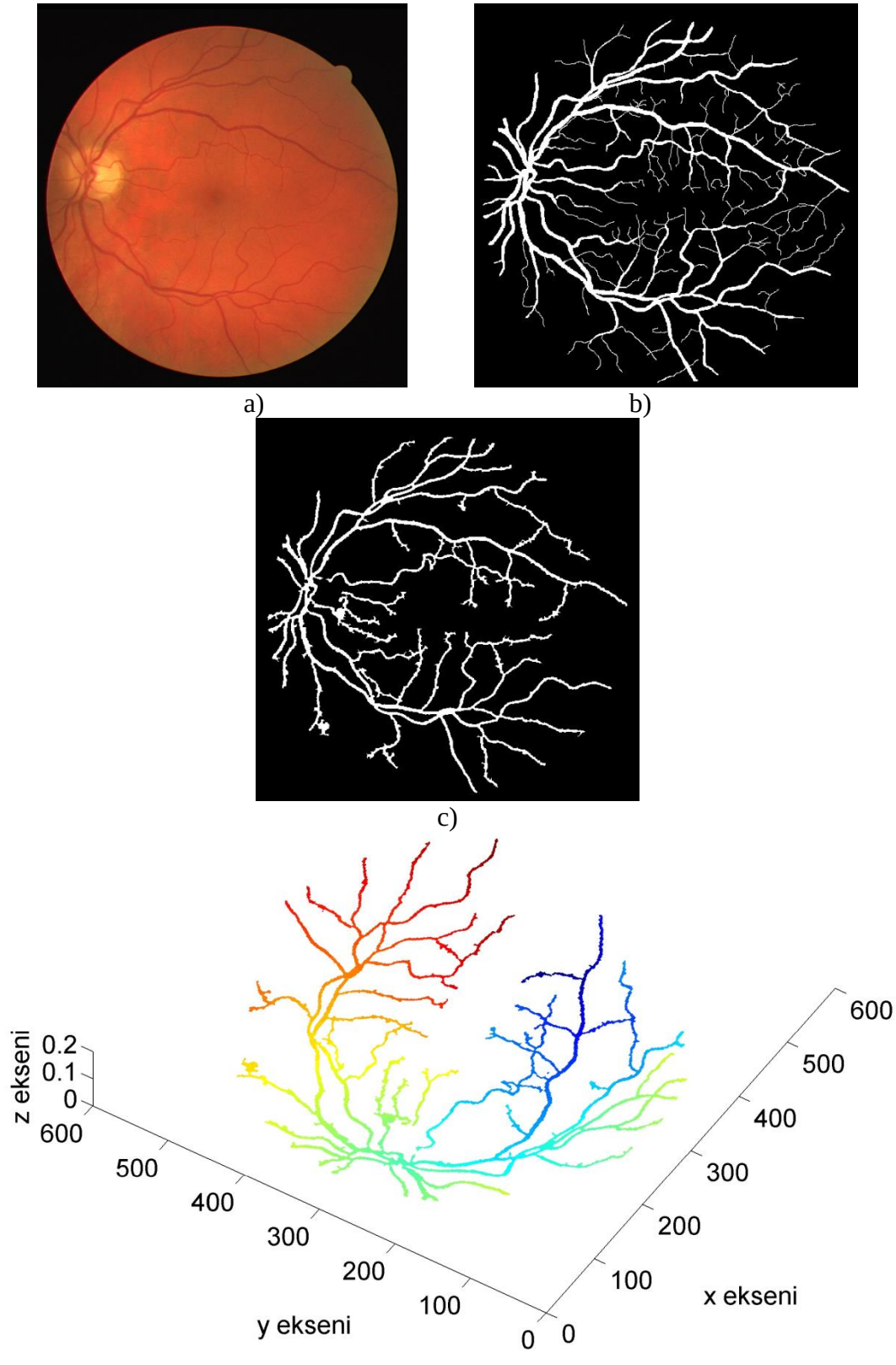
Şekil ek 1.2. DRIVE veri seti üzerinde 2 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



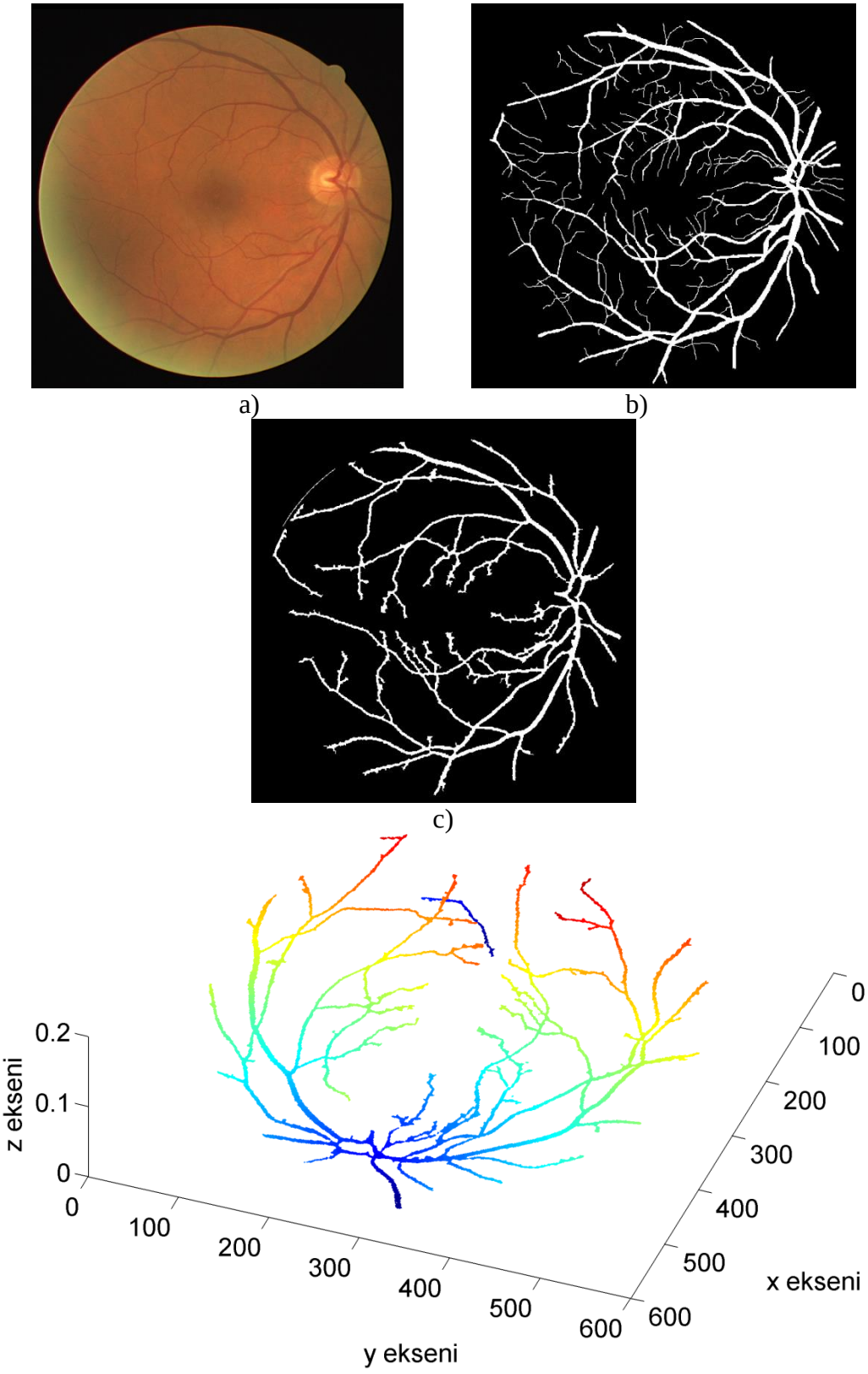
Şekil ek 1.3. DRIVE veri seti üzerinde 3 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



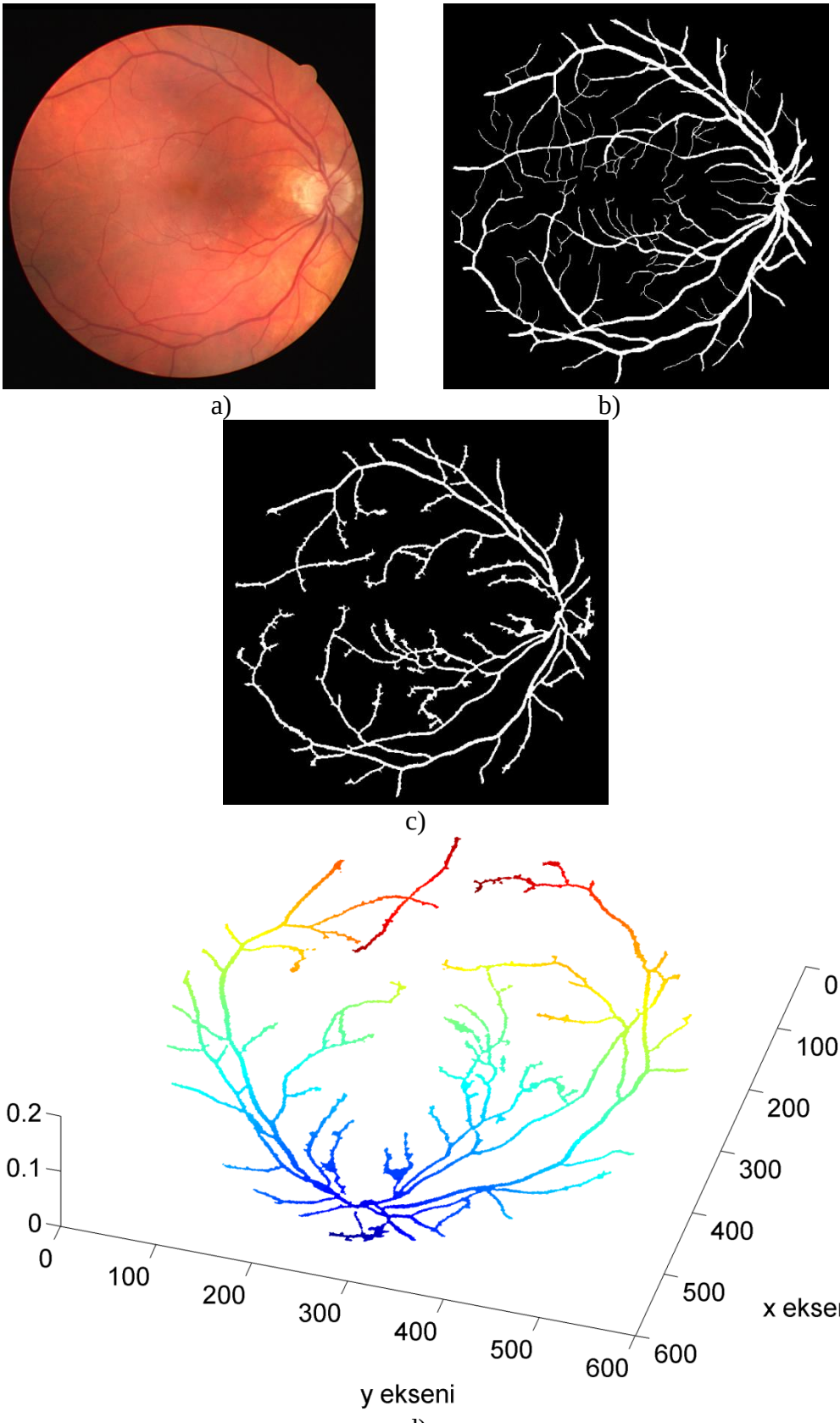
Şekil ek 1.4. DRIVE veri seti üzerinde 4 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



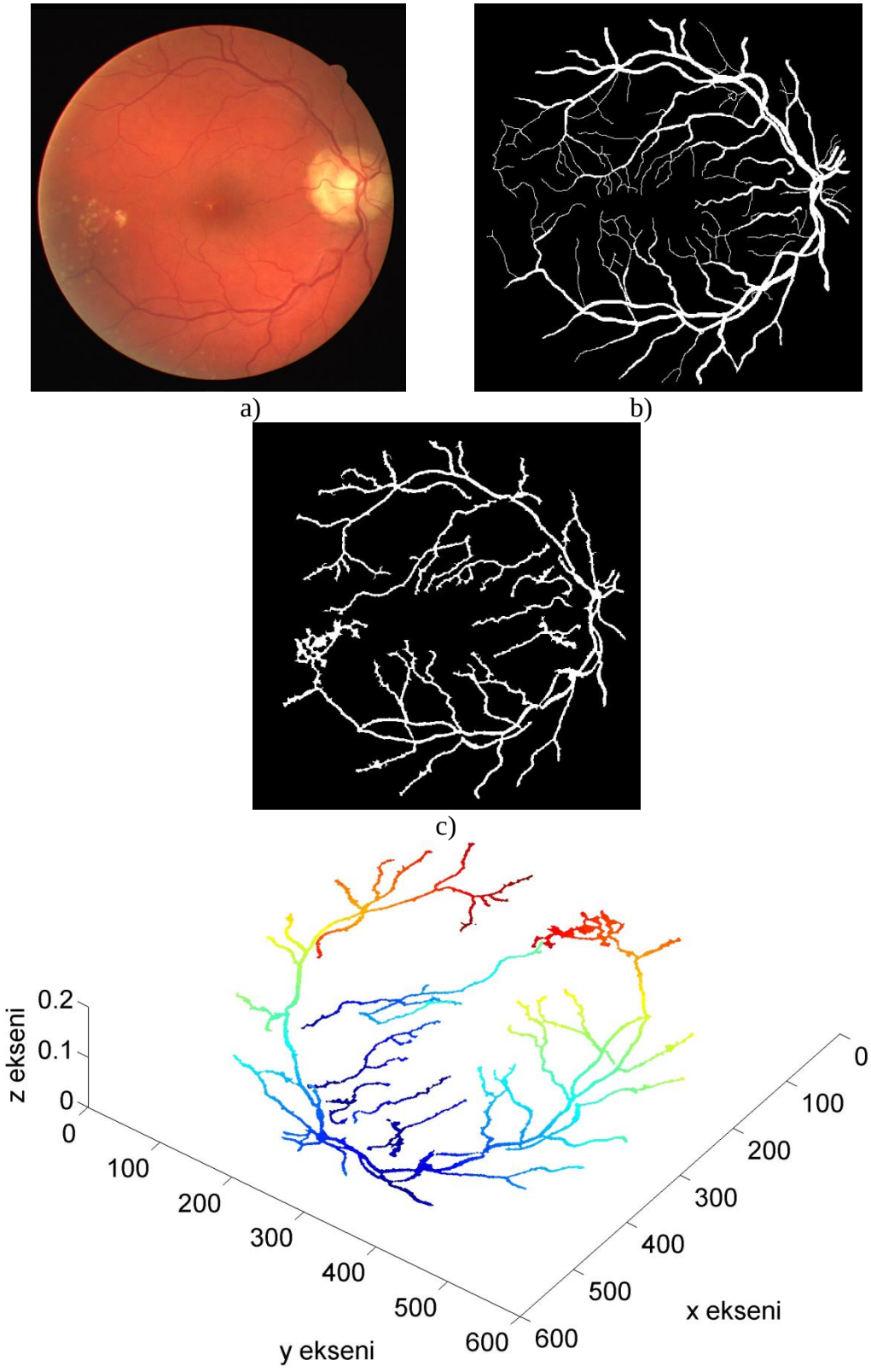
Şekil ek 1.5. DRIVE veri seti üzerinde 5 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



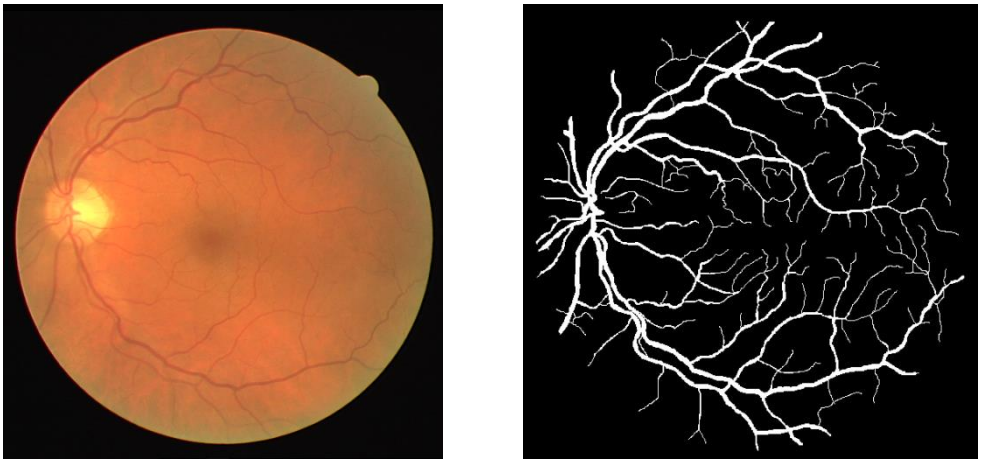
Şekil ek 1.6. DRIVE veri seti üzerinde 6 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



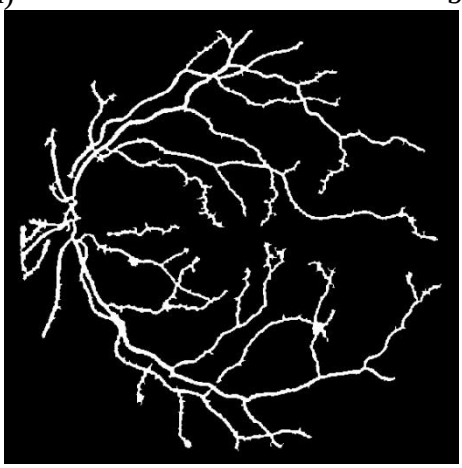
Şekil ek 1.7. DRIVE veri seti üzerinde 7 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



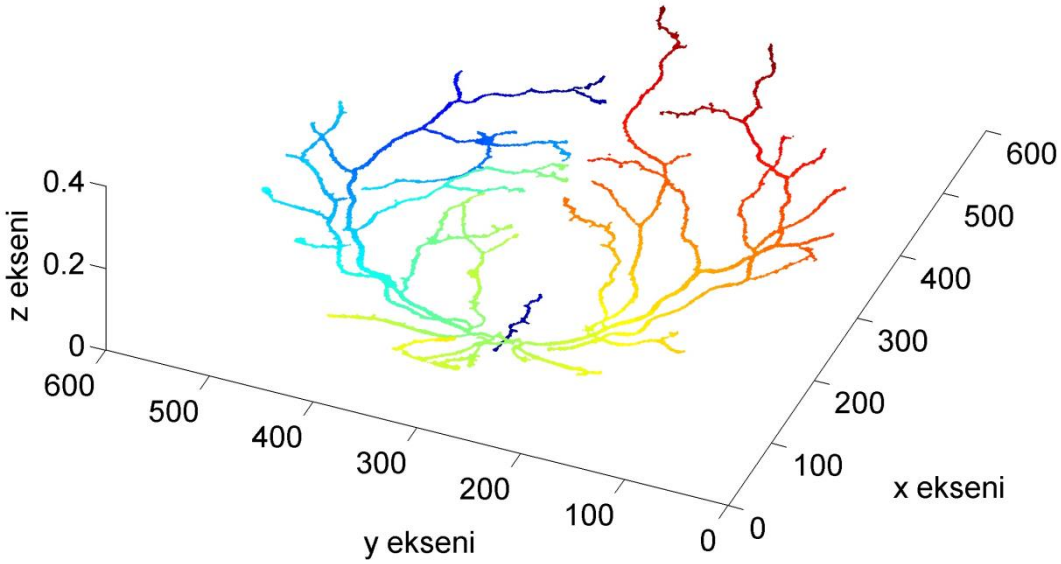
Şekil ek 1.8. DRIVE veri seti üzerinde 8 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



a) b)

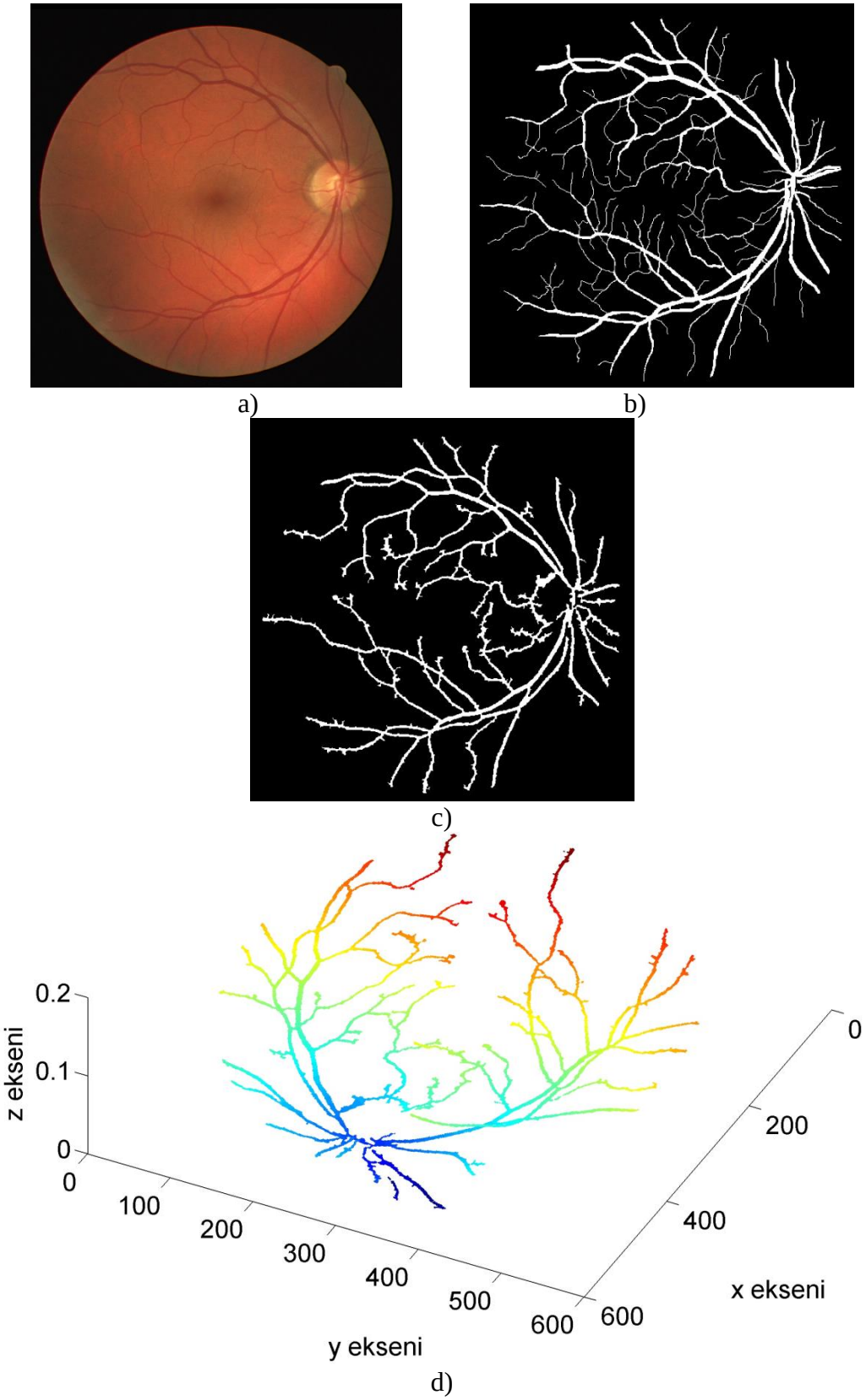


c)

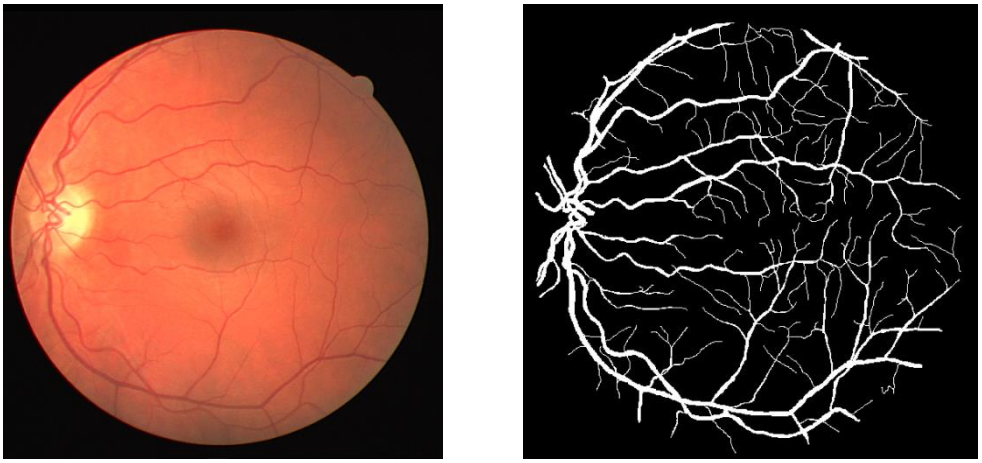


d)

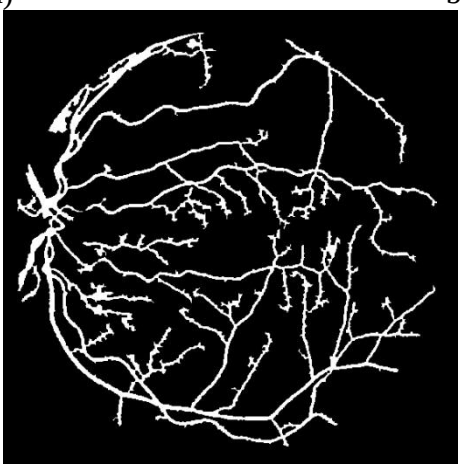
Şekil ek 1.9. DRIVE veri seti üzerinde 9 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



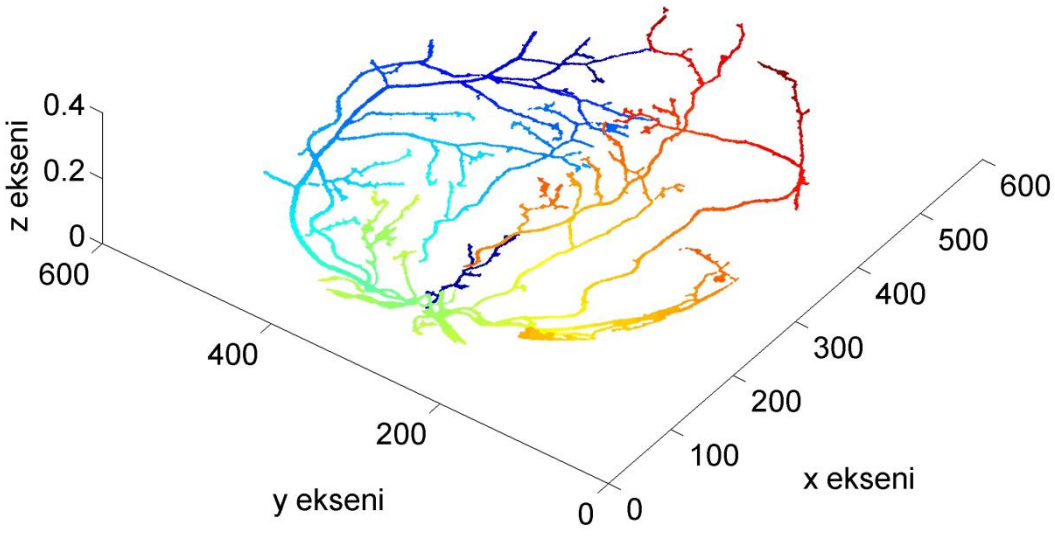
Şekil ek 1.10. DRIVE veri seti üzerinde 10 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



a) b)

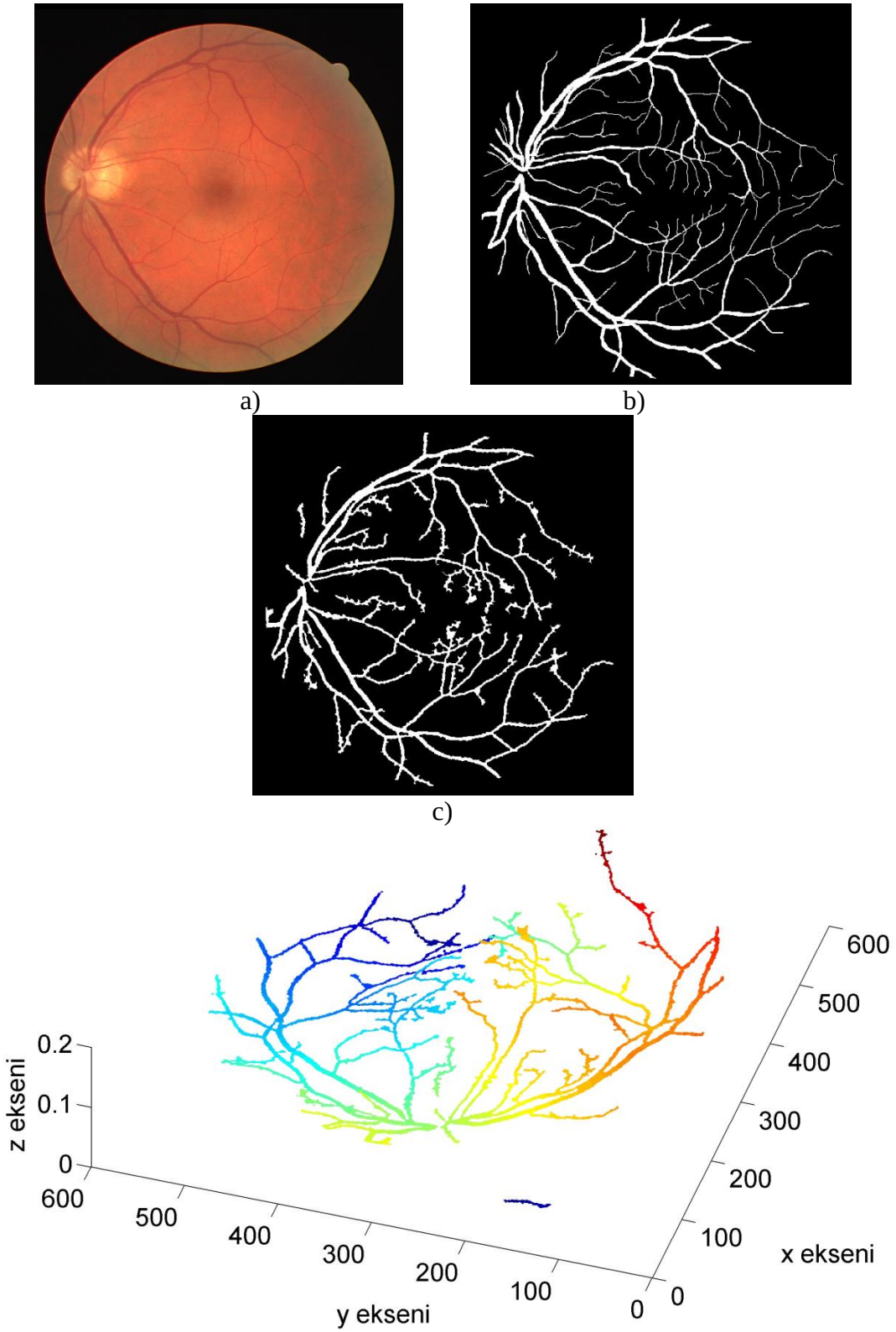


c)

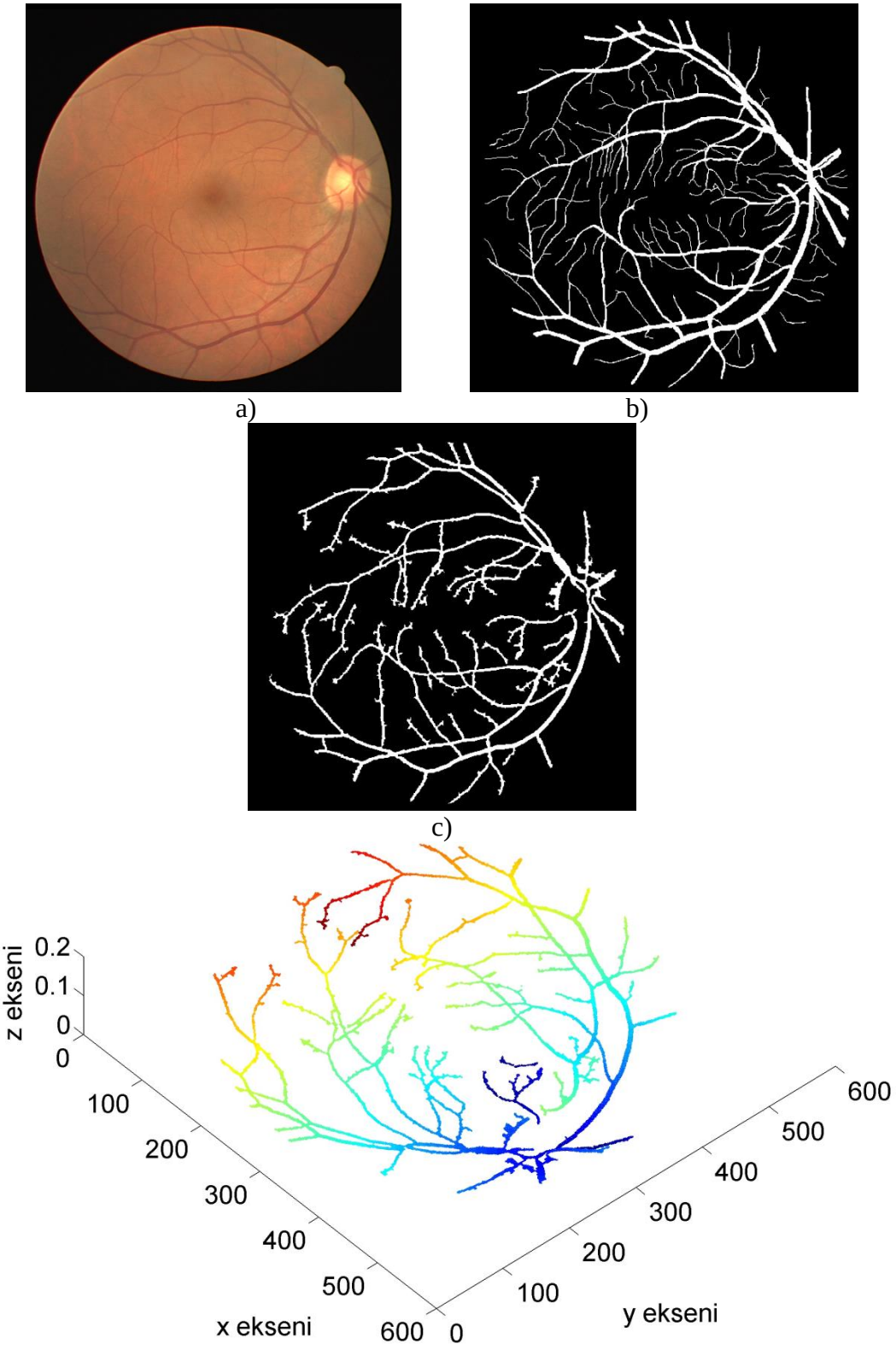


d)

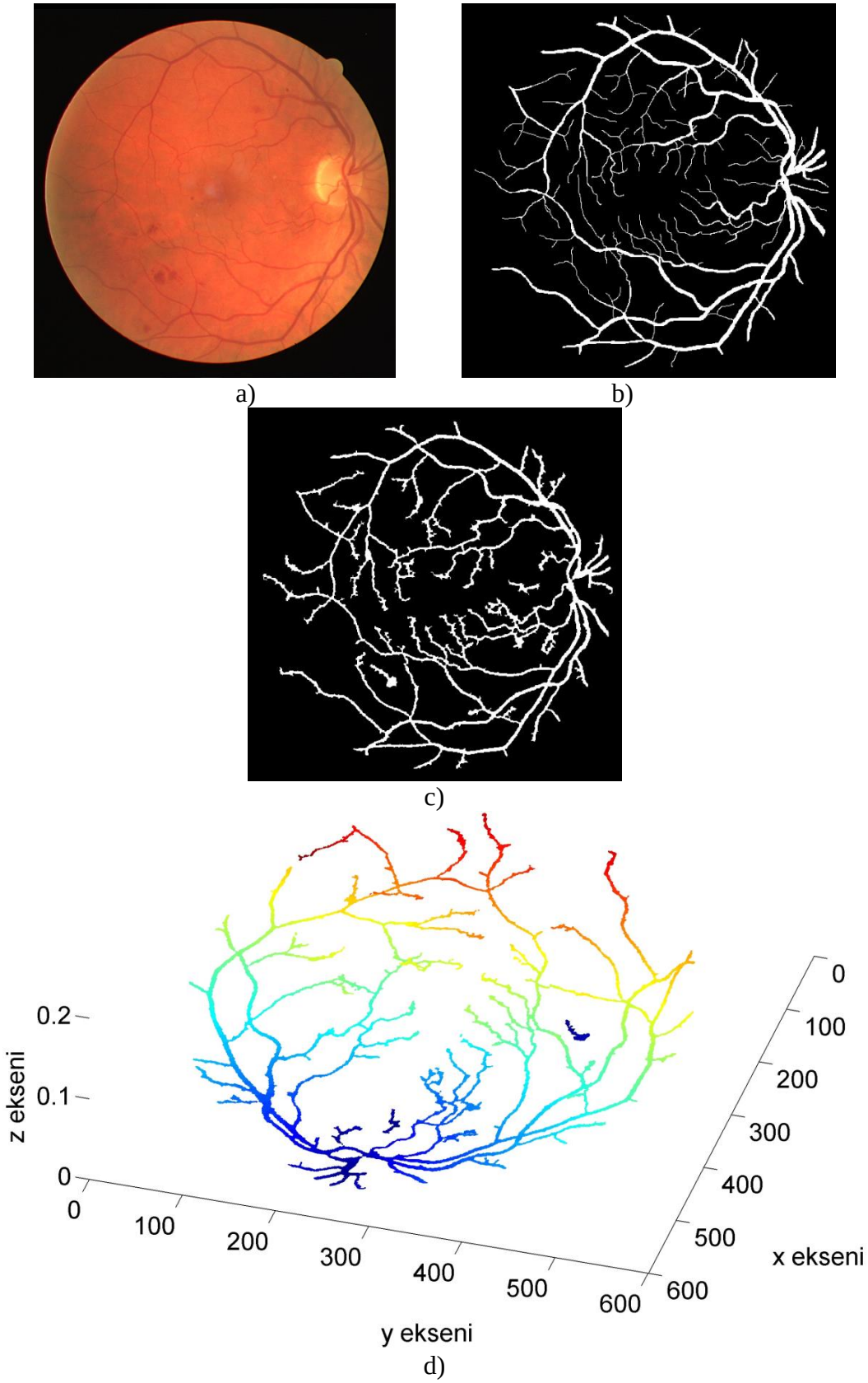
Şekil ek 1.11. DRIVE veri seti üzerinde 11 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



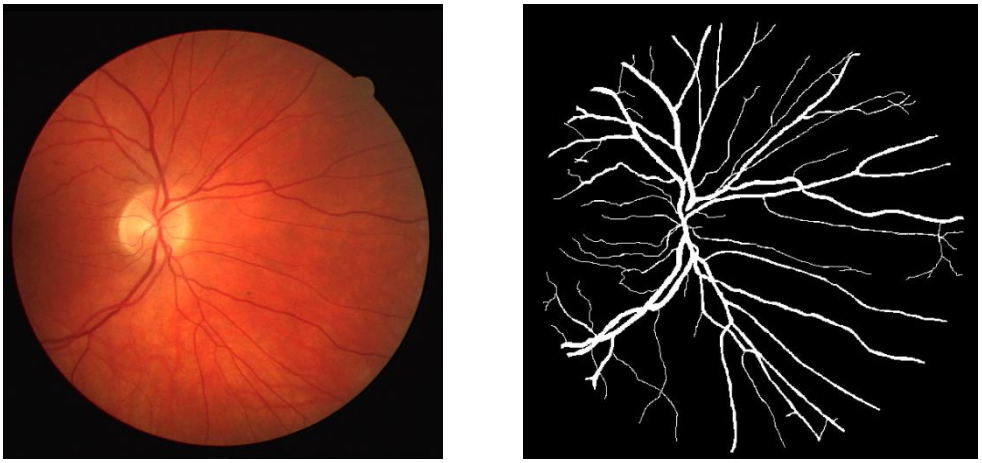
Şekil ek 1.12. DRIVE veri seti üzerinde 12 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



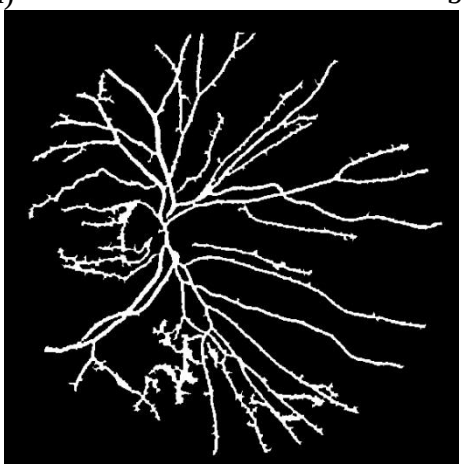
Şekil ek 1.13. DRIVE veri seti üzerinde 13 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



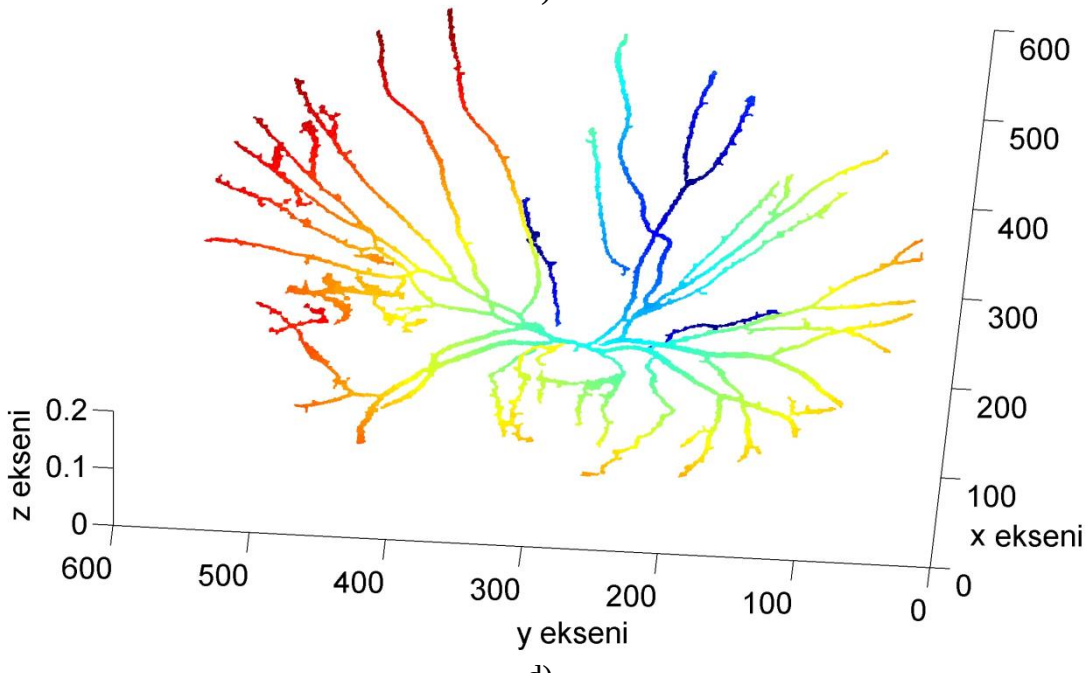
Şekil ek 1.14. DRIVE veri seti üzerinde 14 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



a) b)

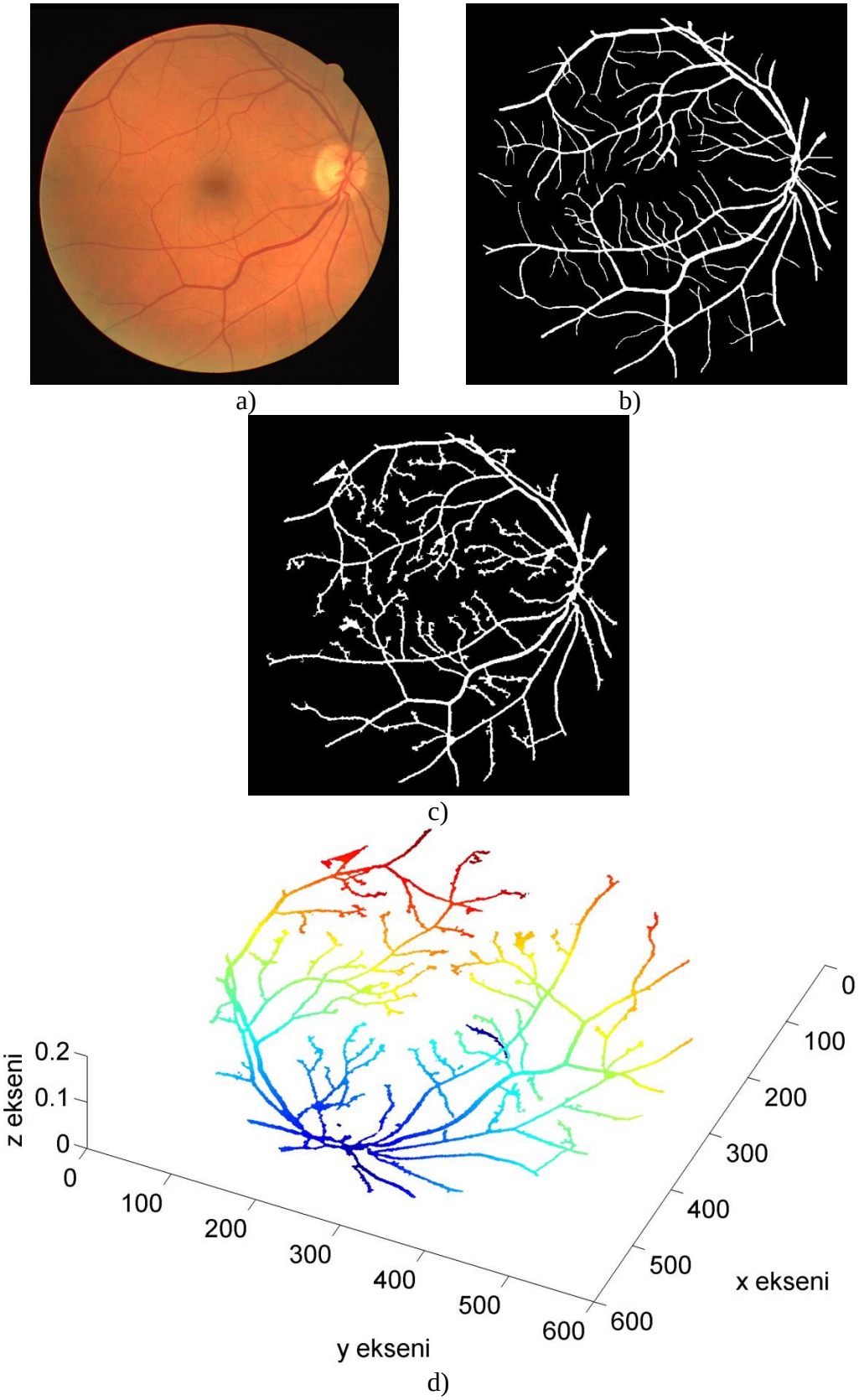


c)

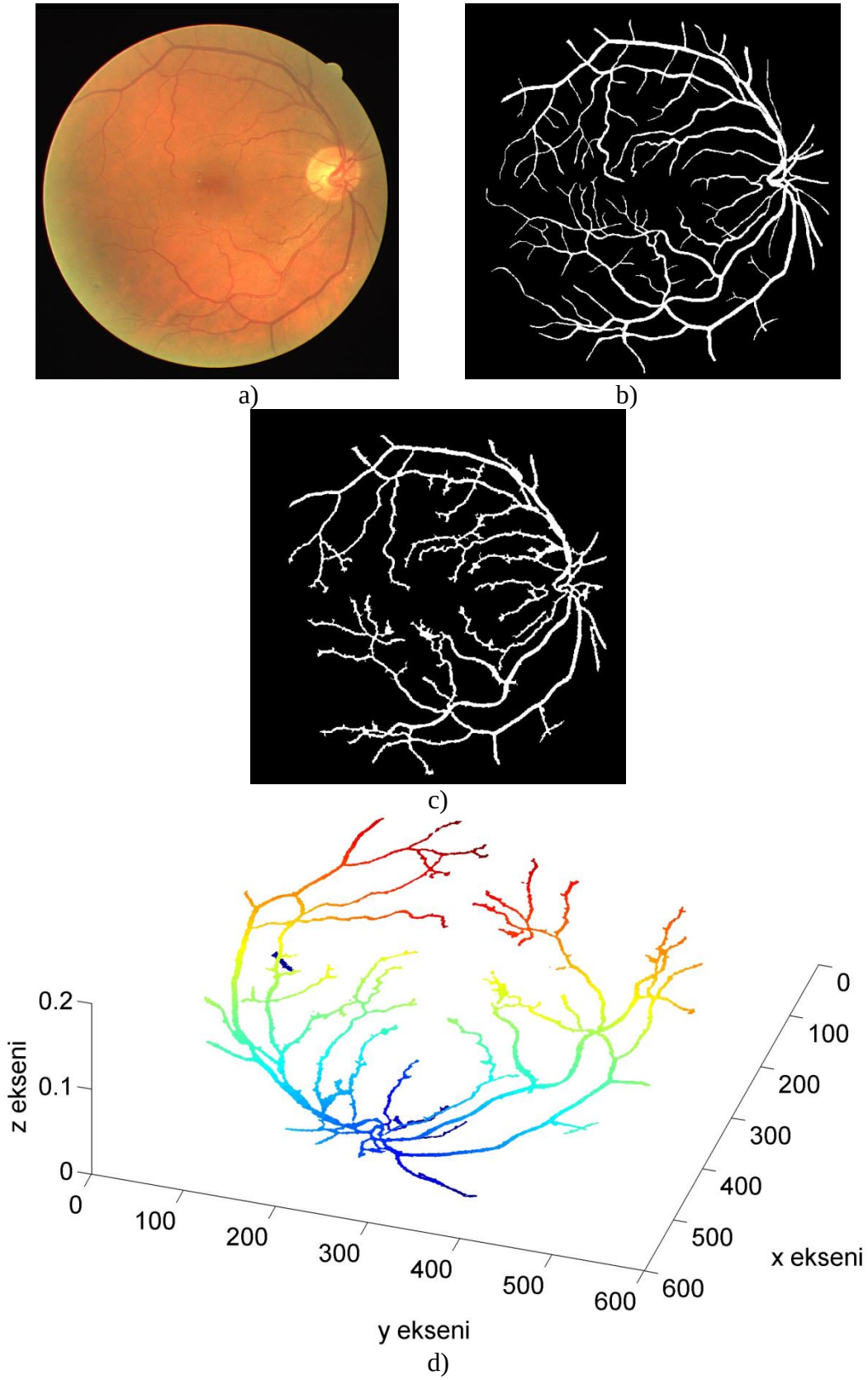


d)

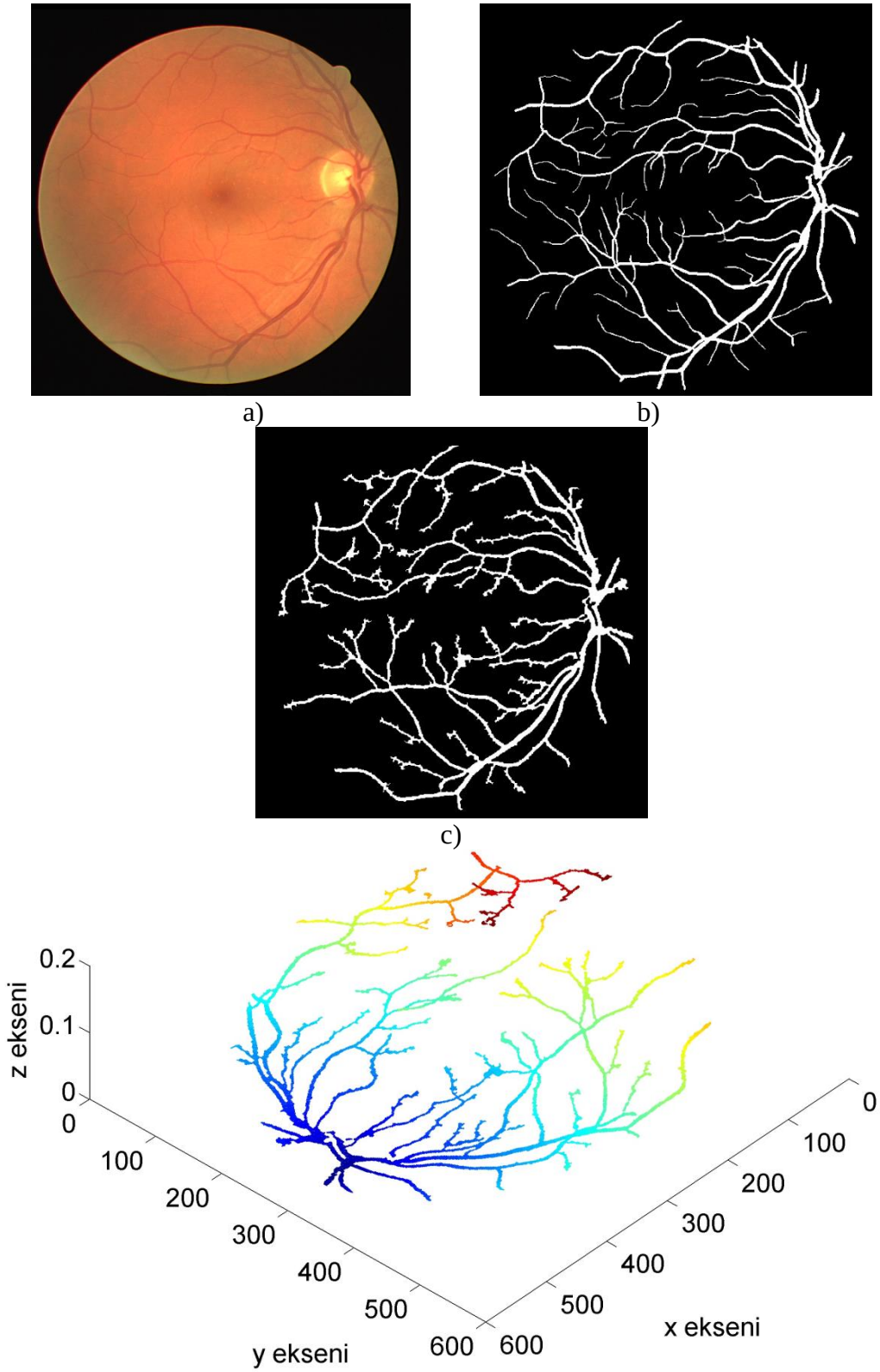
Şekil ek 1.15. DRIVE veri seti üzerinde 15 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



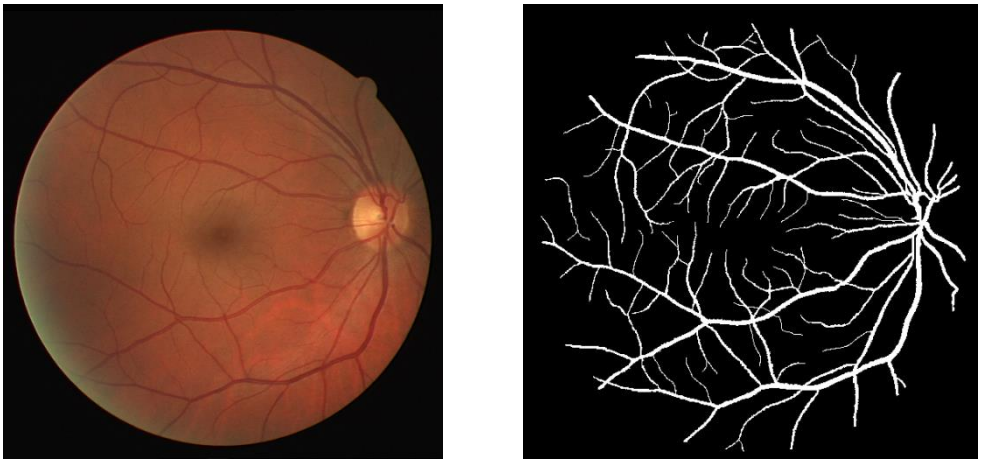
Şekil ek 1.16. DRIVE veri seti üzerinde 16 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



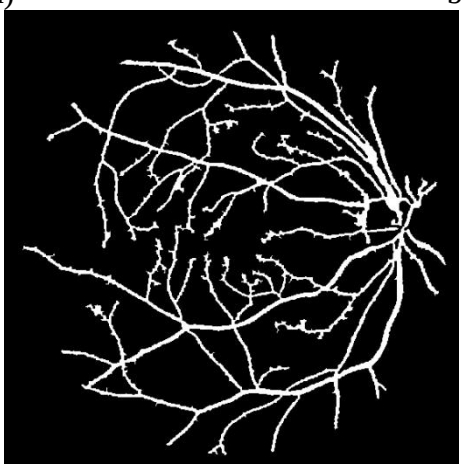
Şekil ek 1.17. DRIVE veri seti üzerinde 17 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



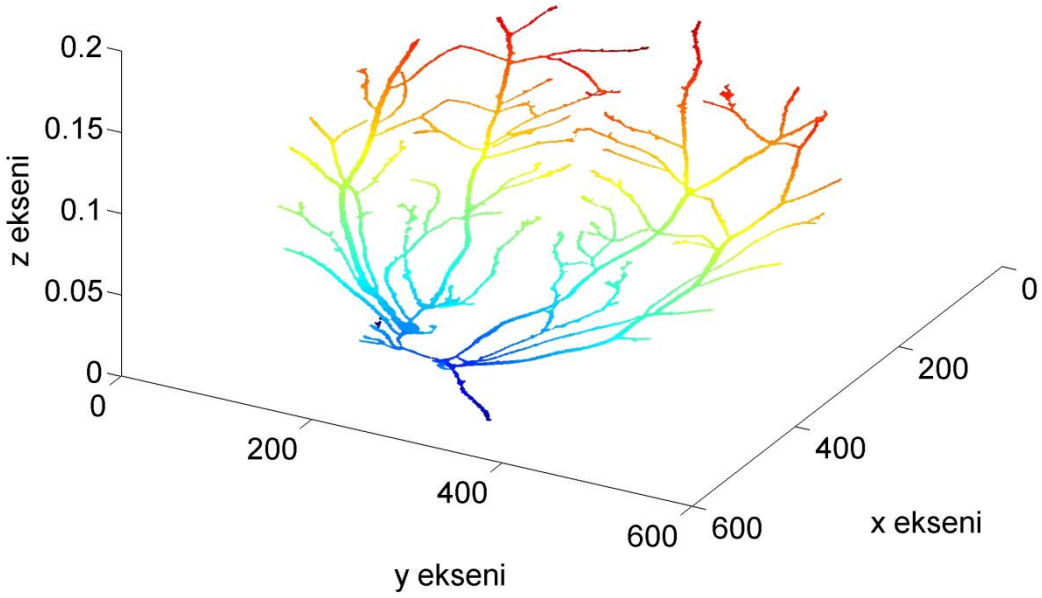
Şekil ek 1.18. DRIVE veri seti üzerinde 18 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



a) b)

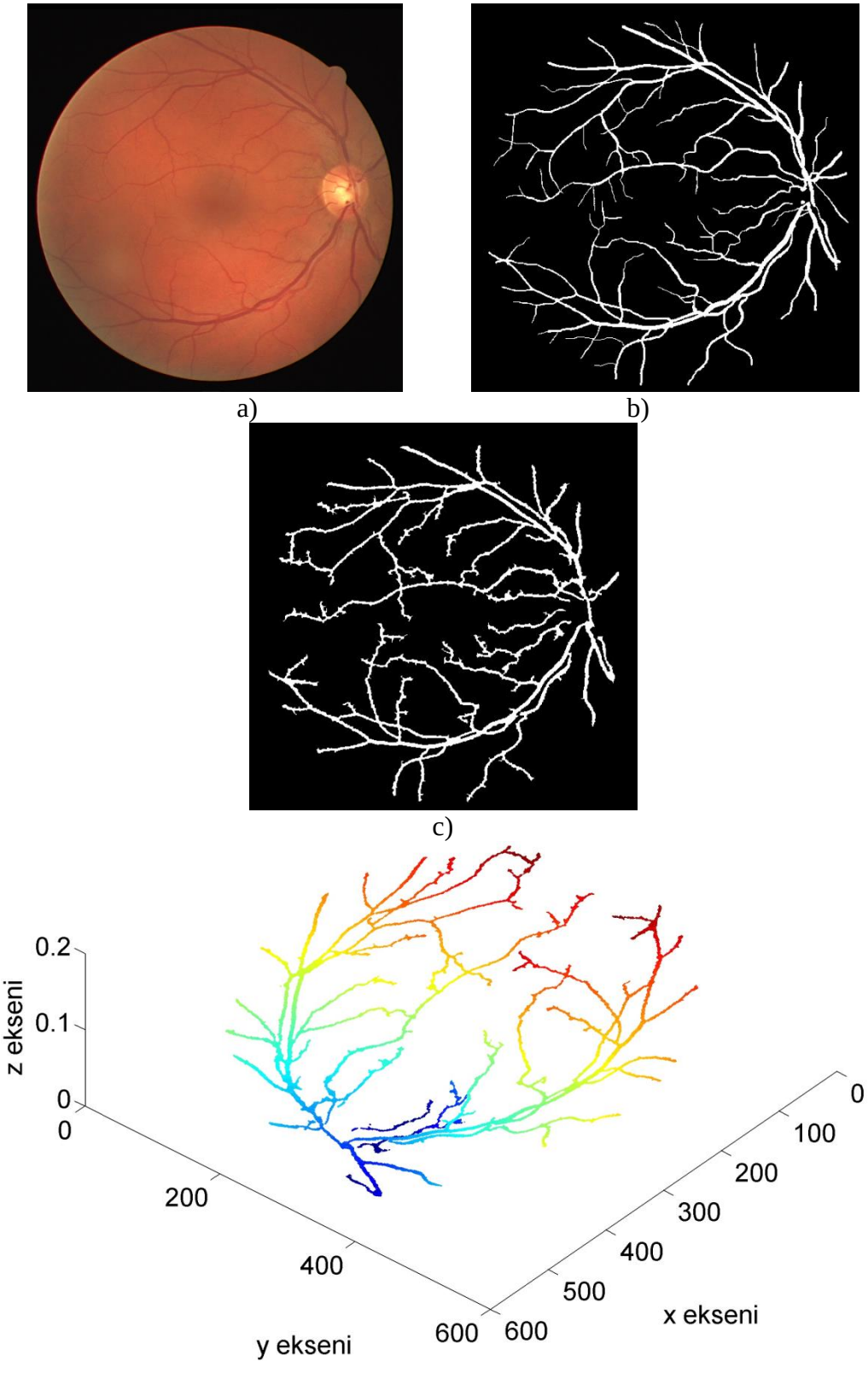


c)

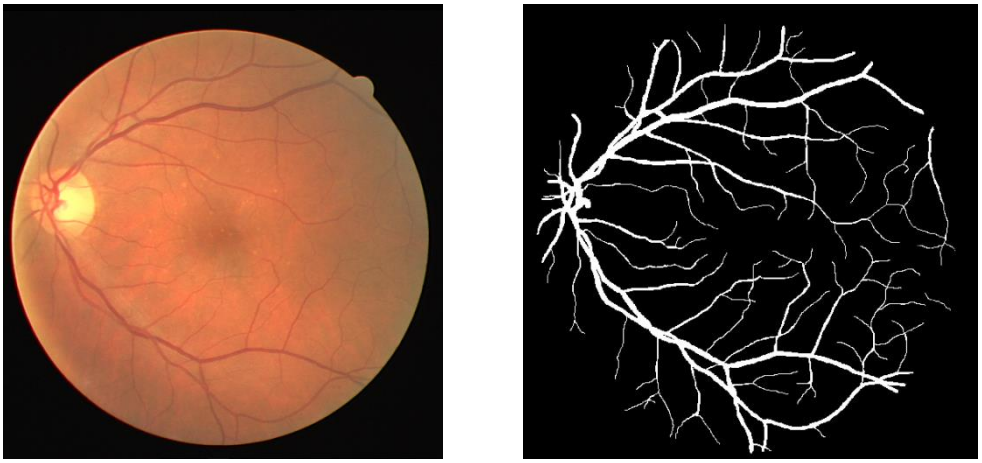


d)

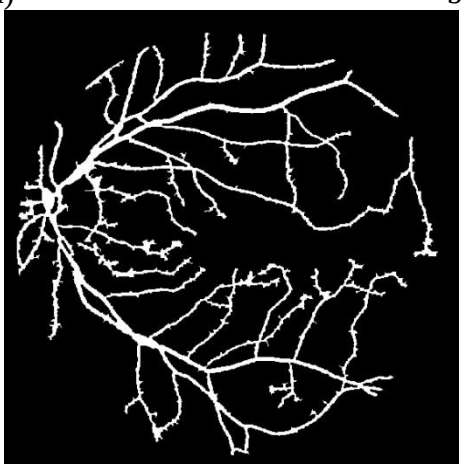
Şekil ek 1.19. DRIVE veri seti üzerinde 19 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



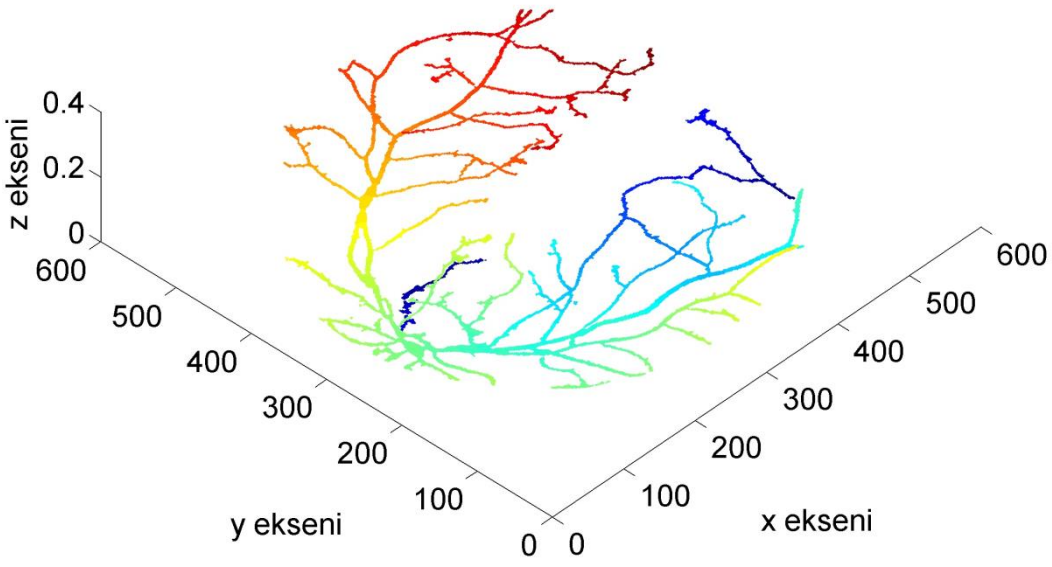
Şekil ek 1.20. DRIVE veri seti üzerinde 20 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



a) b)

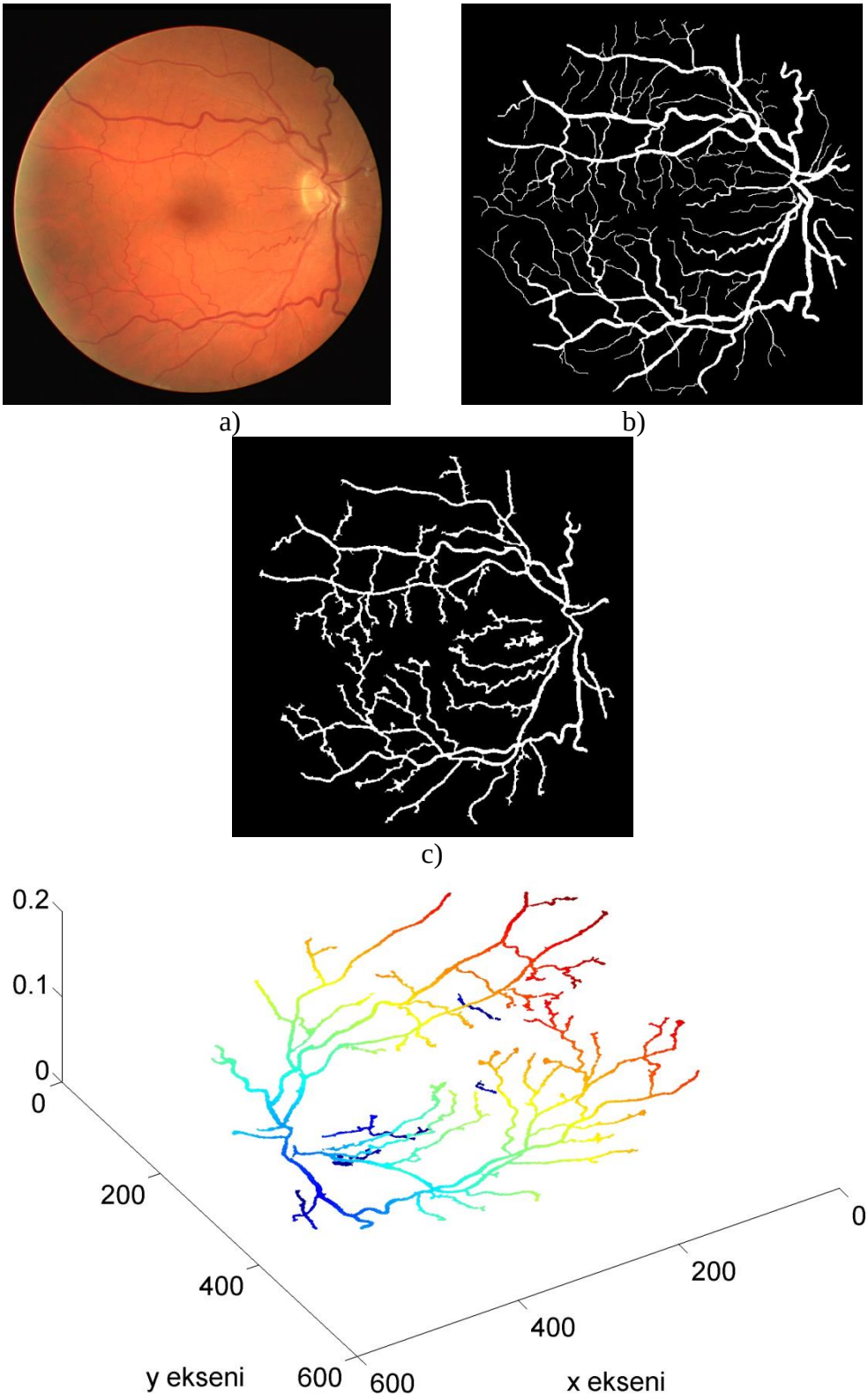


c)

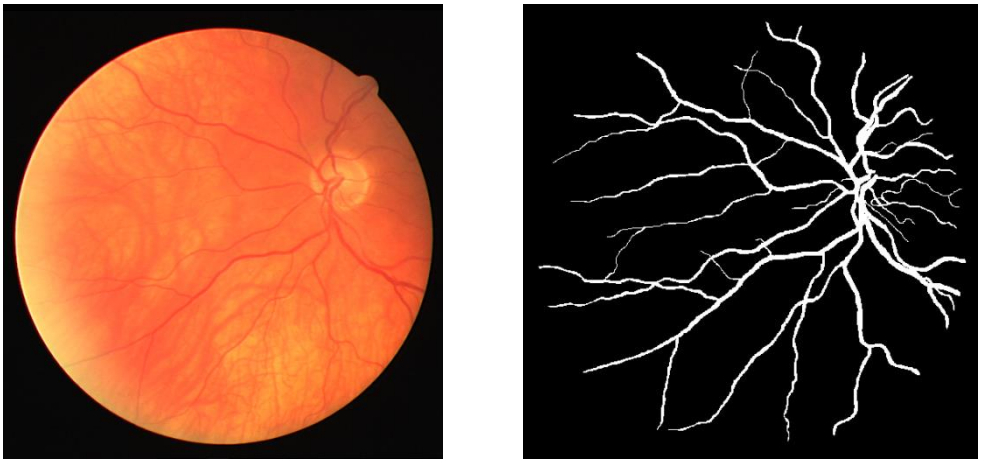


d)

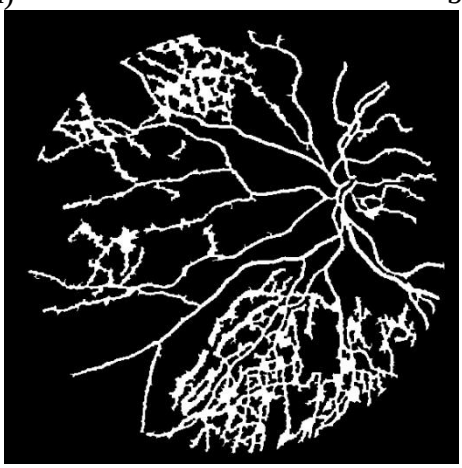
Şekil ek 1.21. DRIVE veri seti üzerinde 21 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



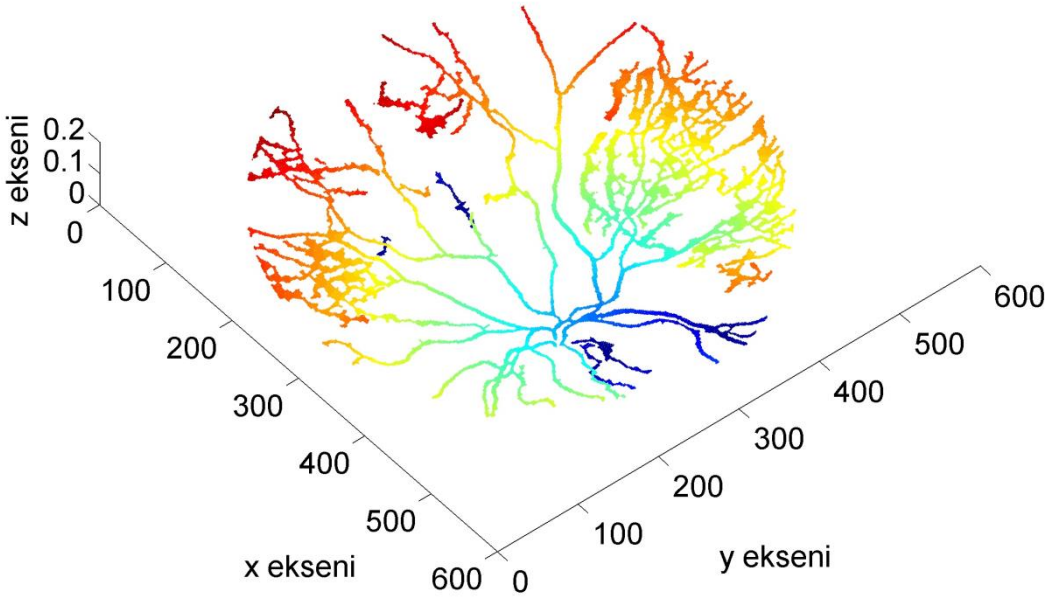
Şekil ek 1.22. DRIVE veri seti üzerinde 22 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



a) b)

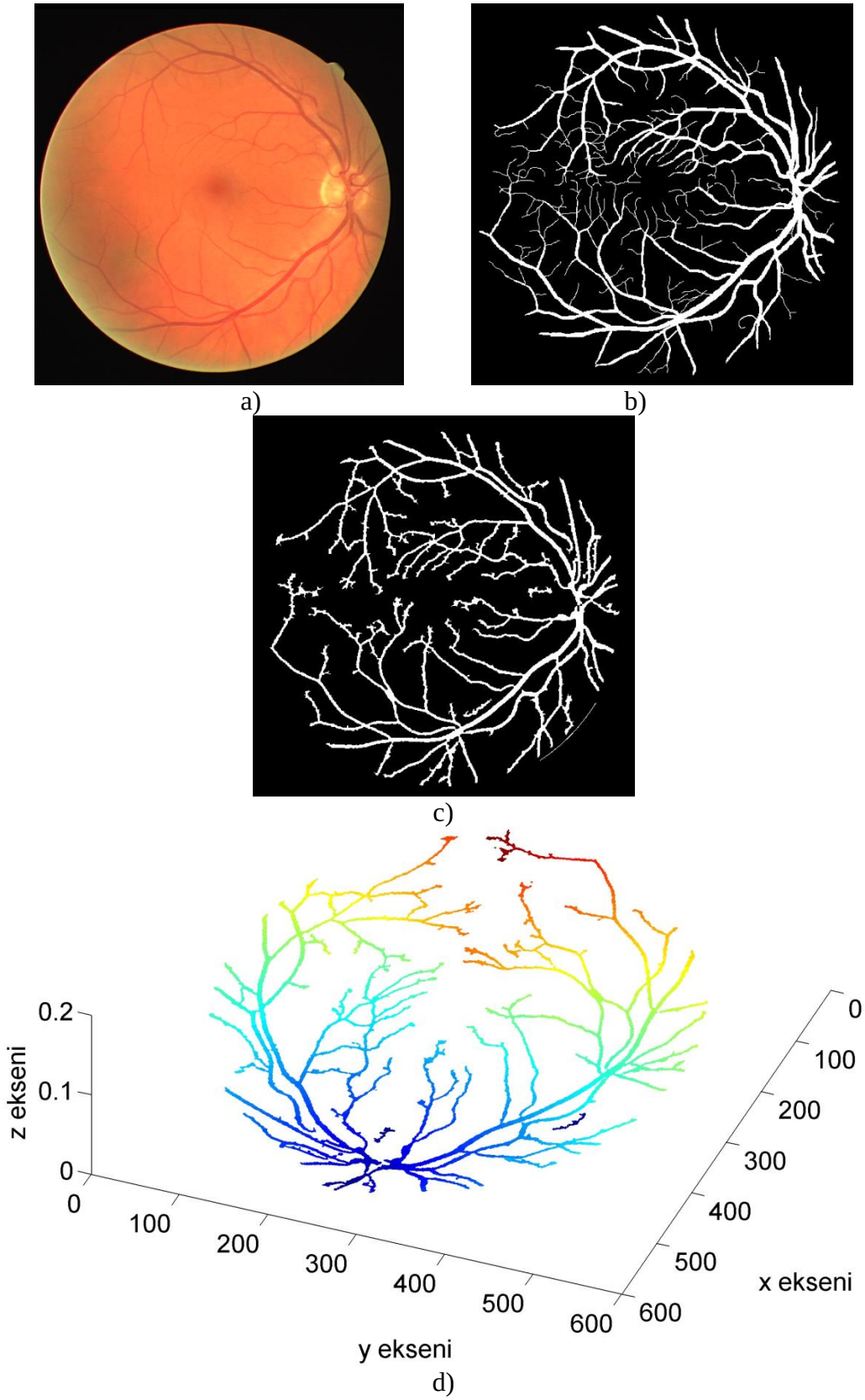


c)

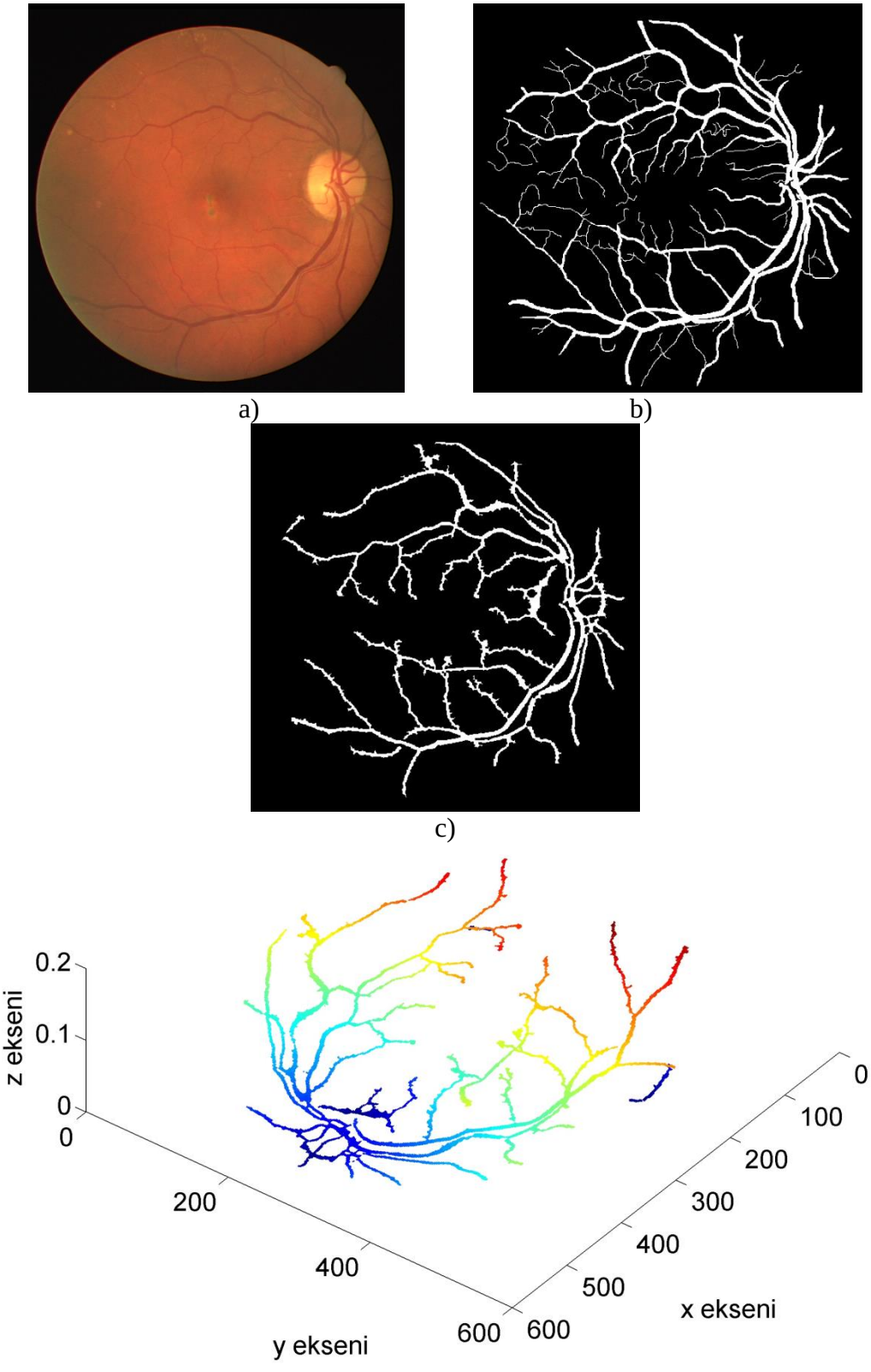


d)

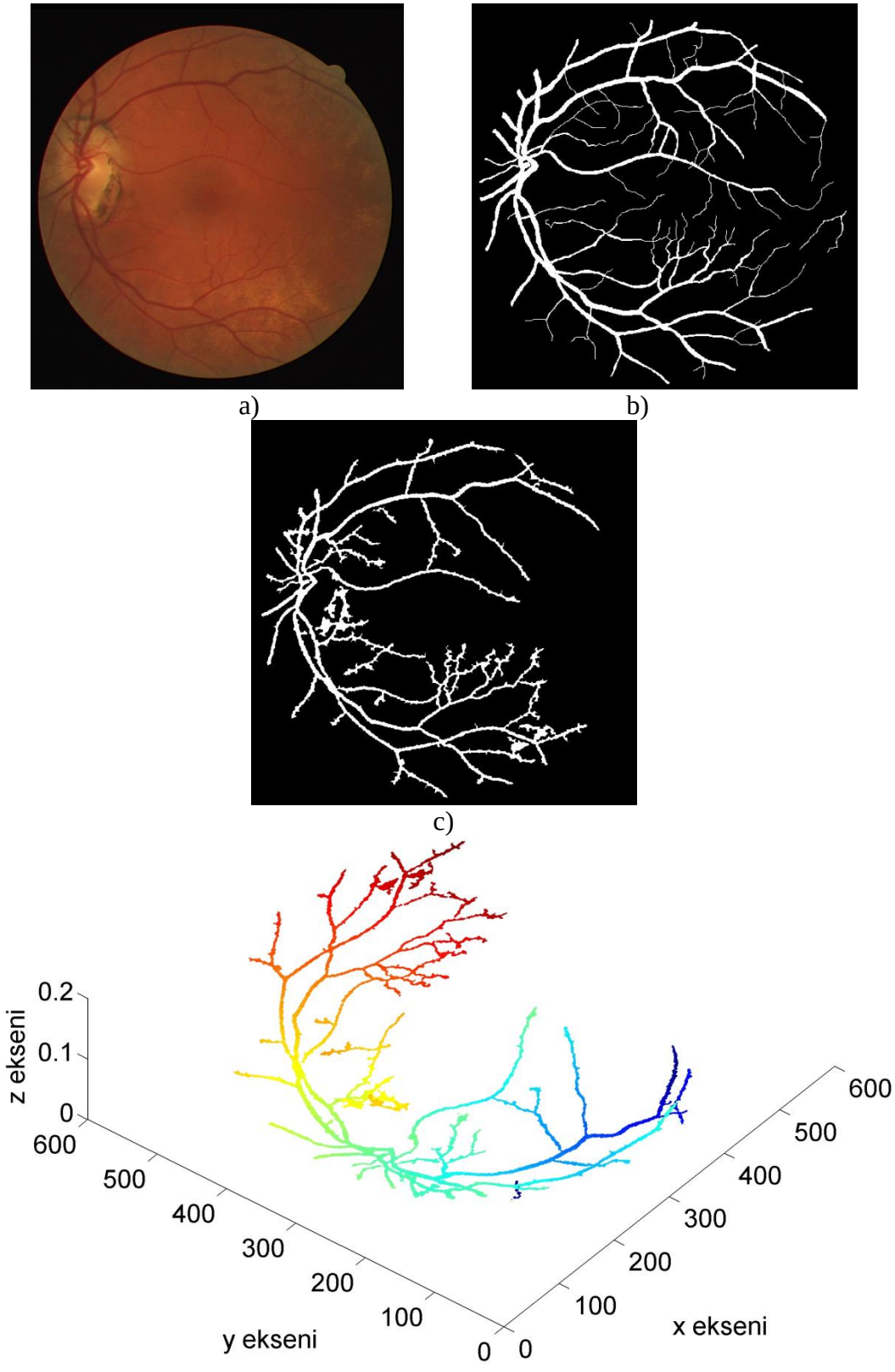
Şekil ek 1.23. DRIVE veri seti üzerinde 23 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



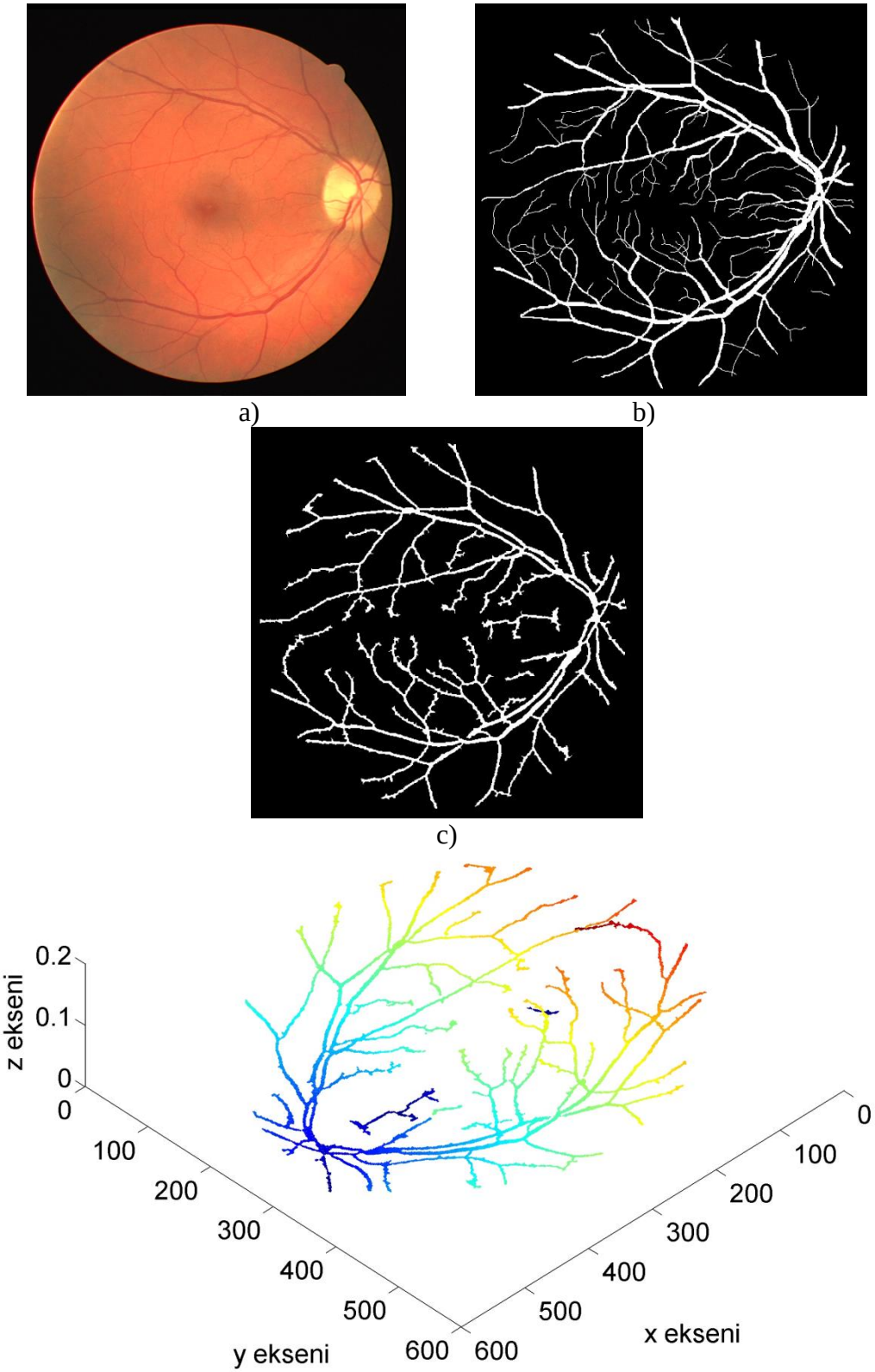
Şekil ek 1.24. DRIVE veri seti üzerinde 24 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



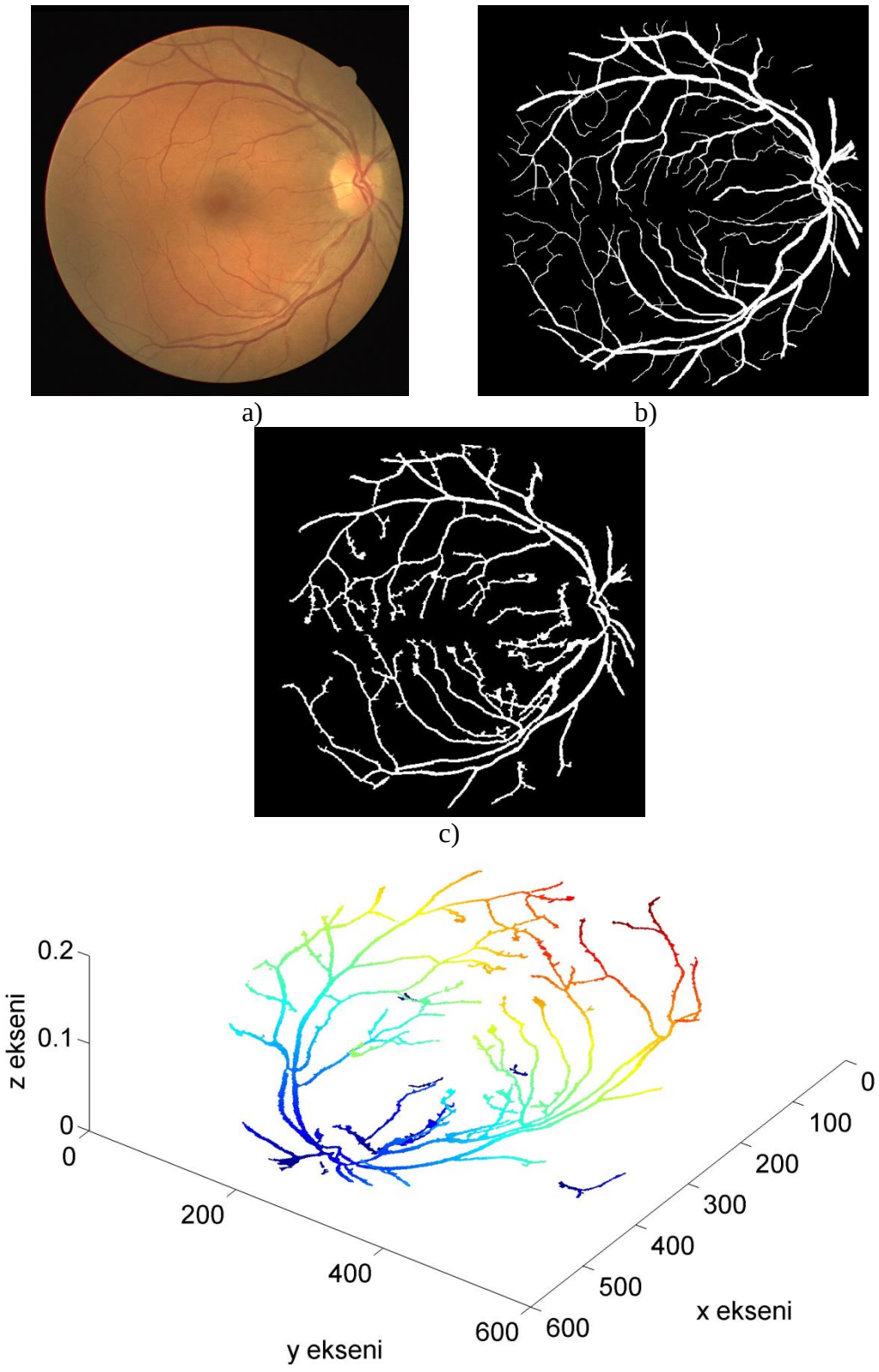
Şekil ek 1.25. DRIVE veri seti üzerinde 25 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



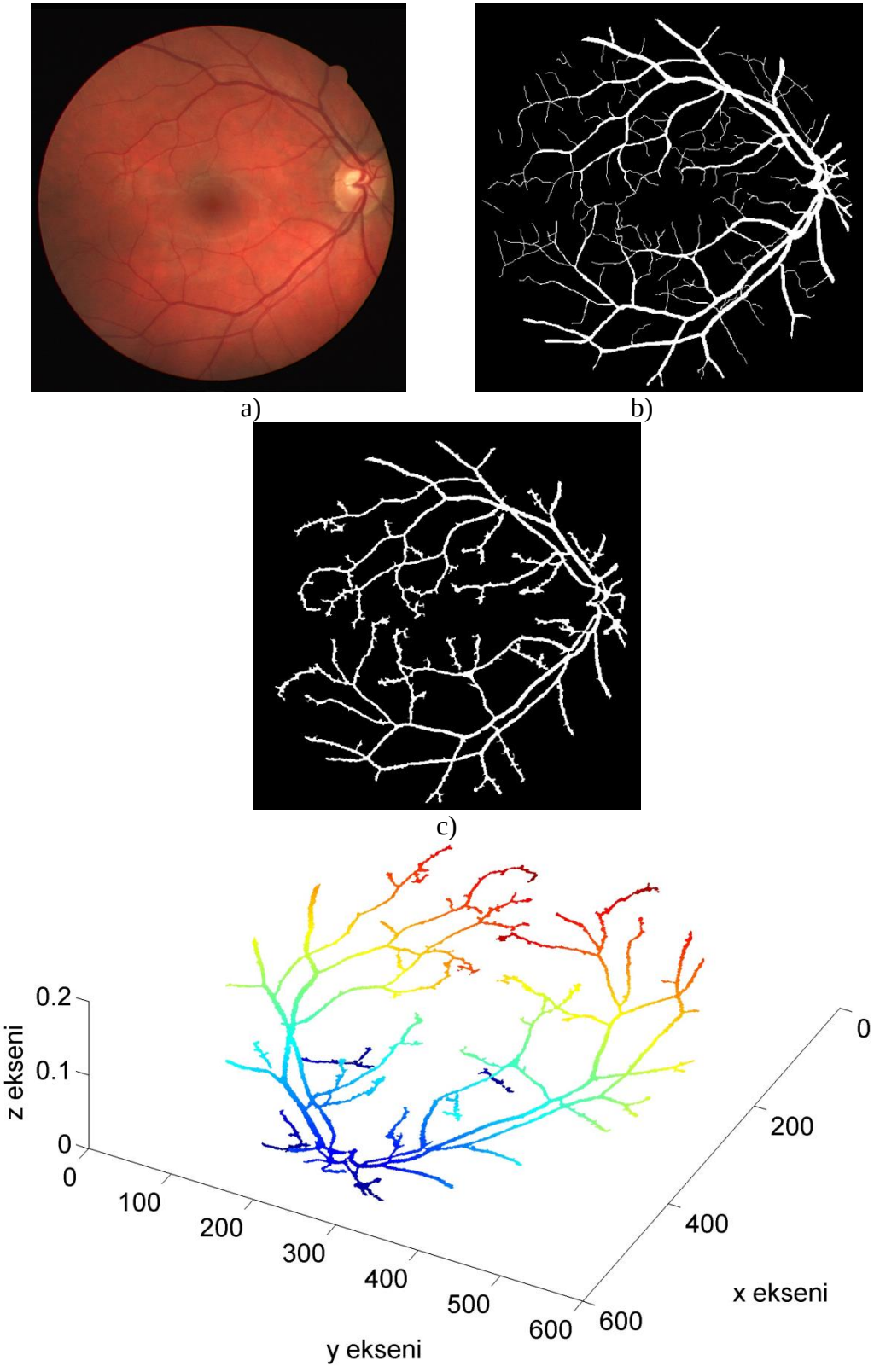
Şekil ek 1.26. DRIVE veri seti üzerinde 26 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



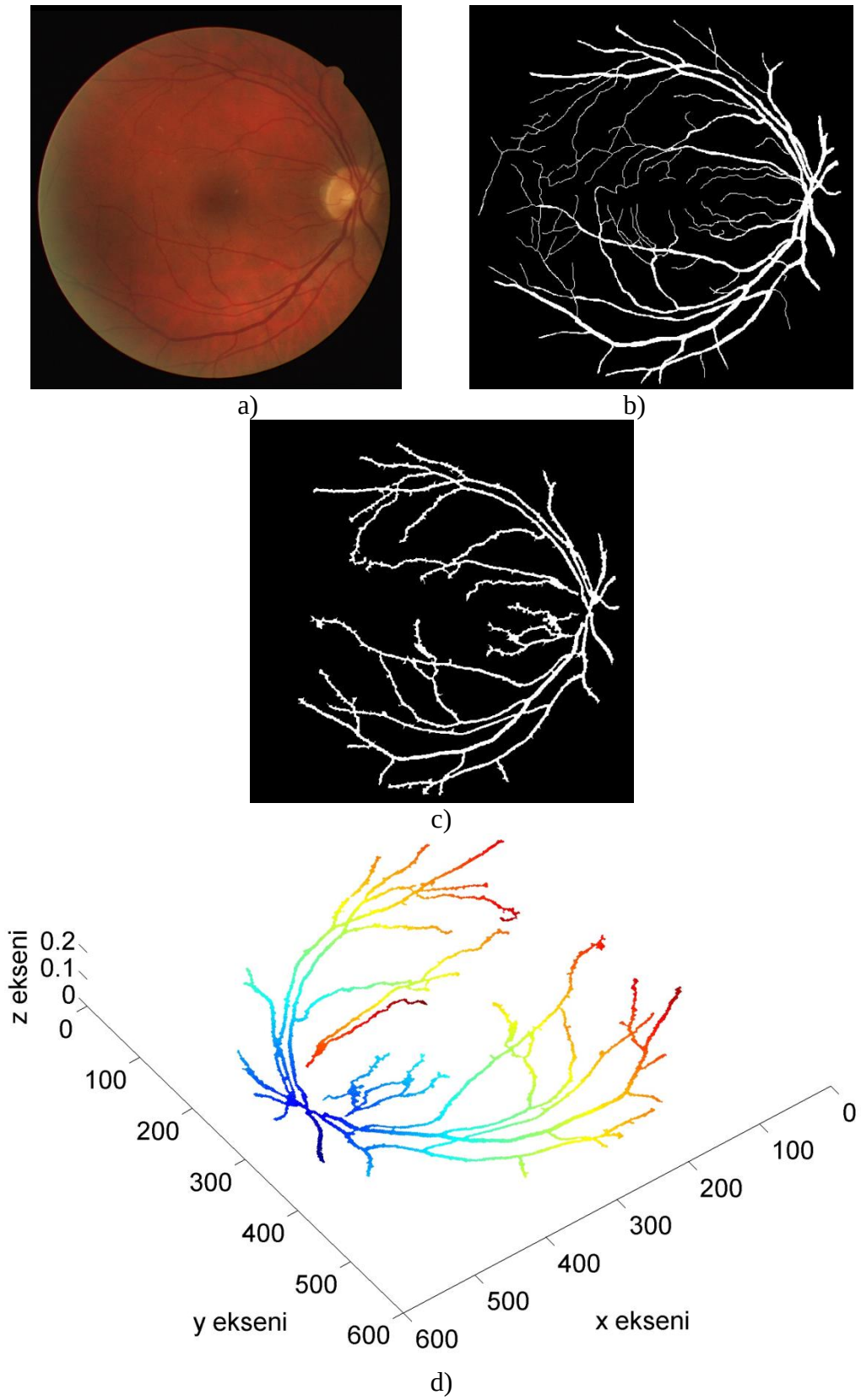
Şekil ek 1.27. DRIVE veri seti üzerinde 27 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



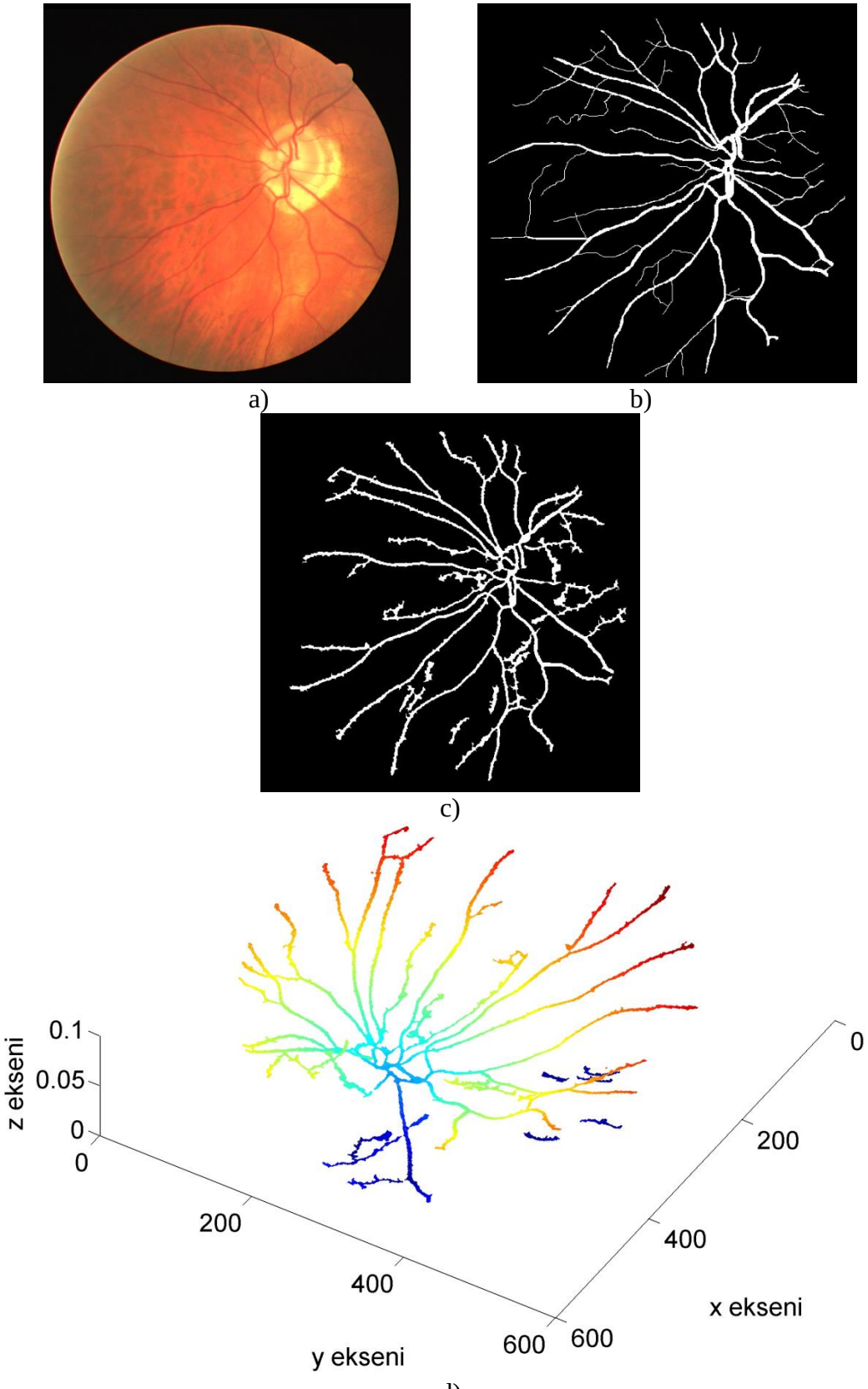
Şekil ek 1.28. DRIVE veri seti üzerinde 28 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



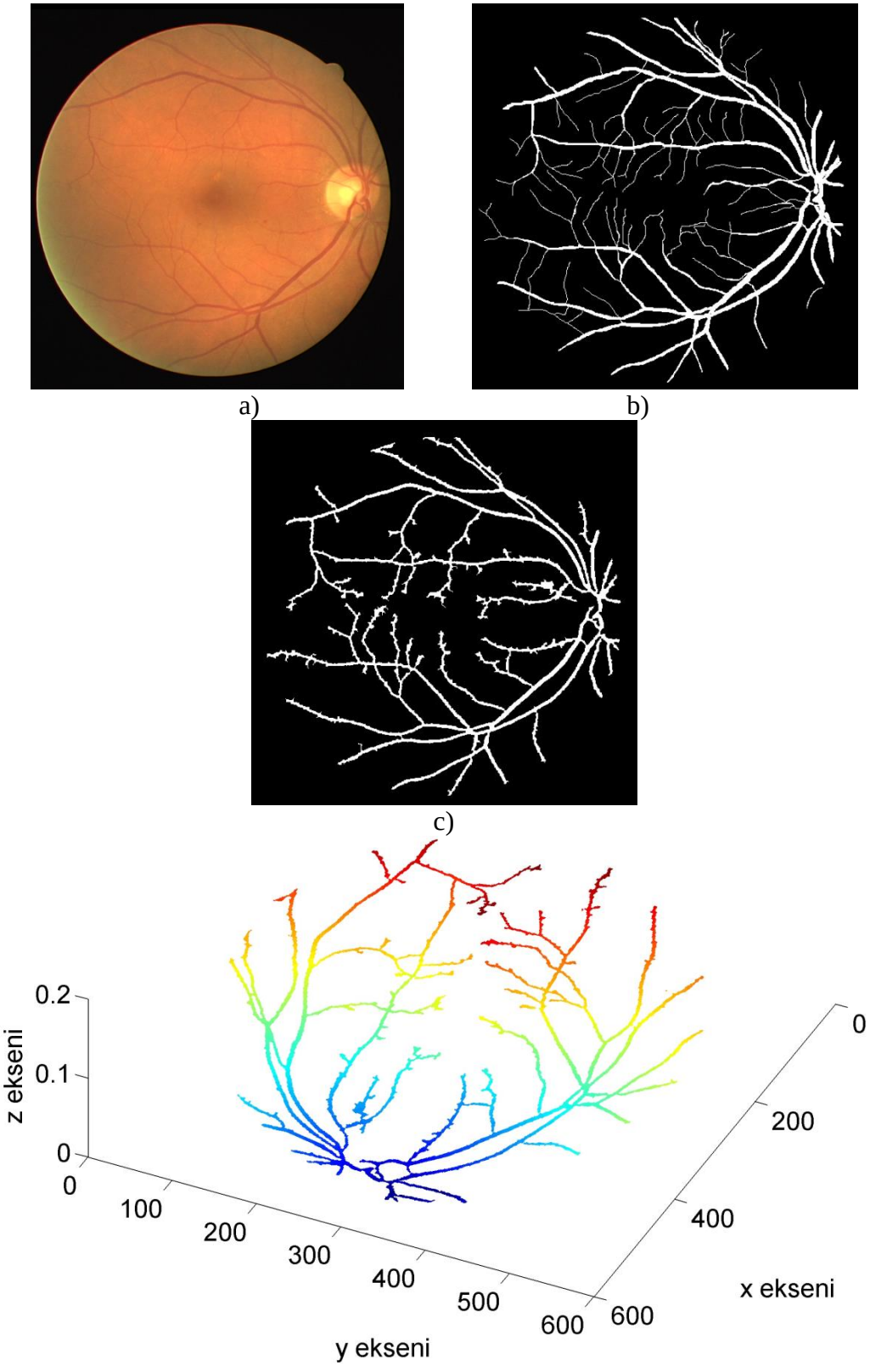
Şekil ek 1.29. DRIVE veri seti üzerinde 29 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



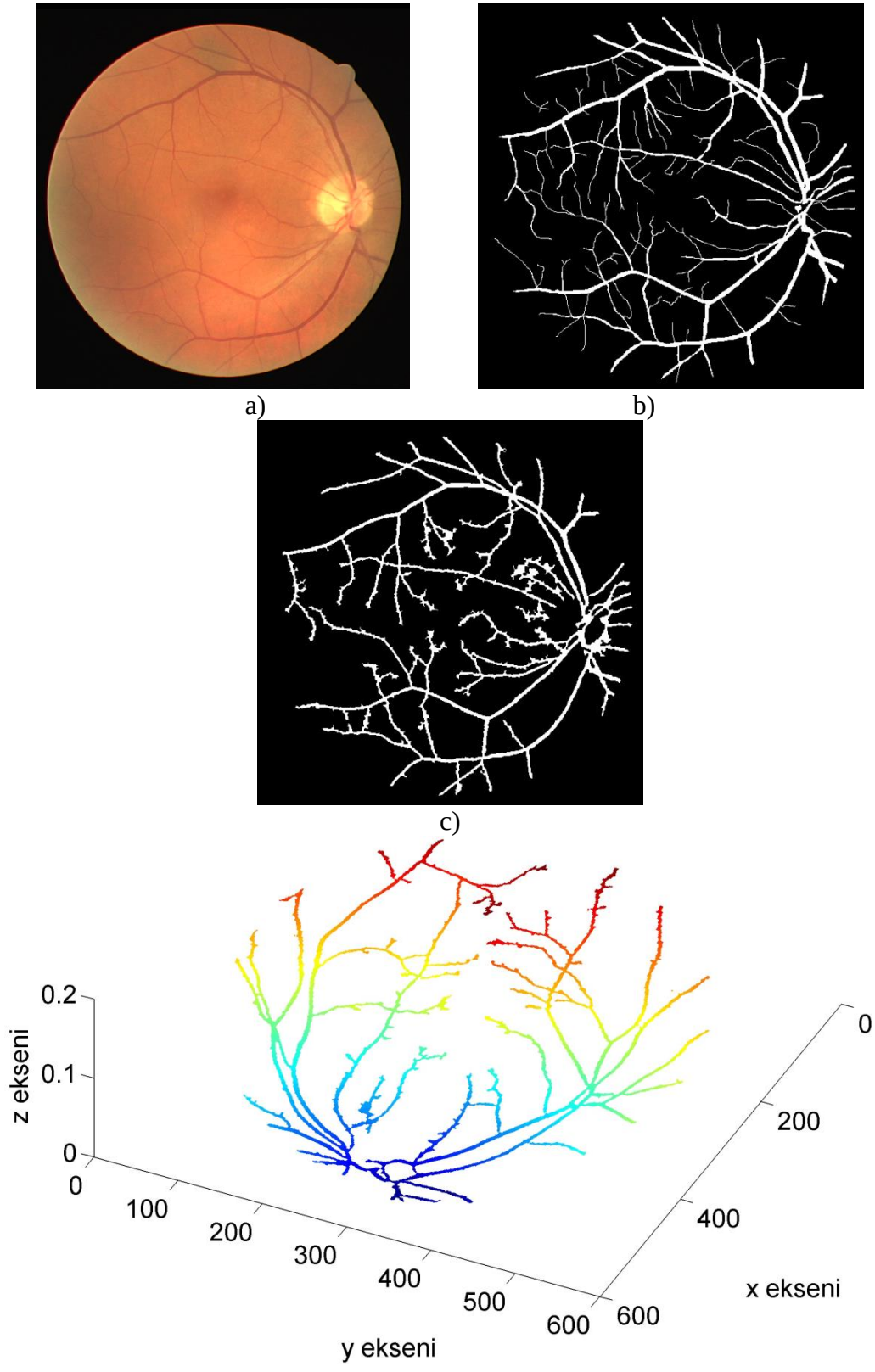
Şekil ek 1.30. DRIVE veri seti üzerinde 30 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



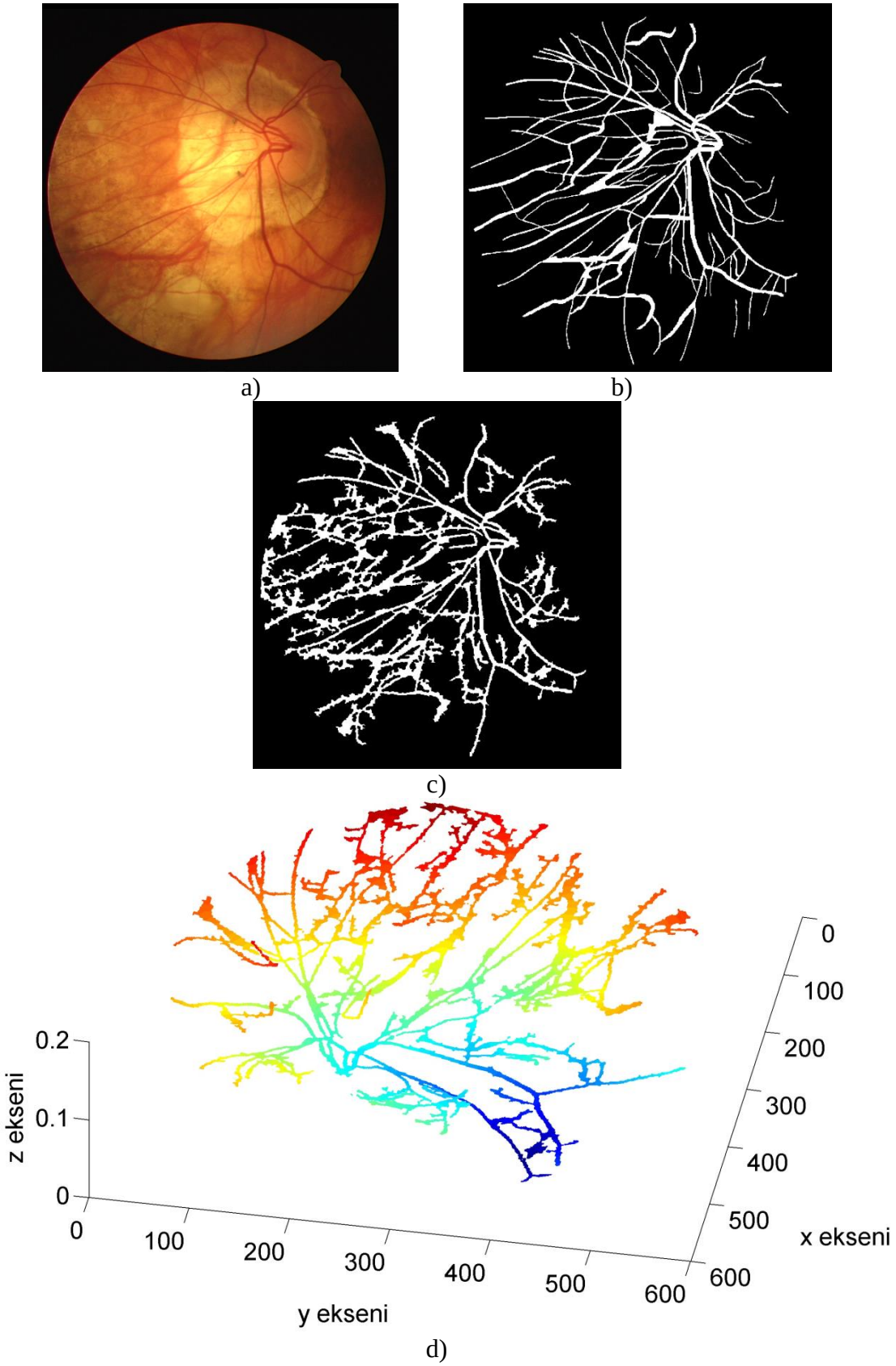
Şekil ek 1.31. DRIVE veri seti üzerinde 31 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



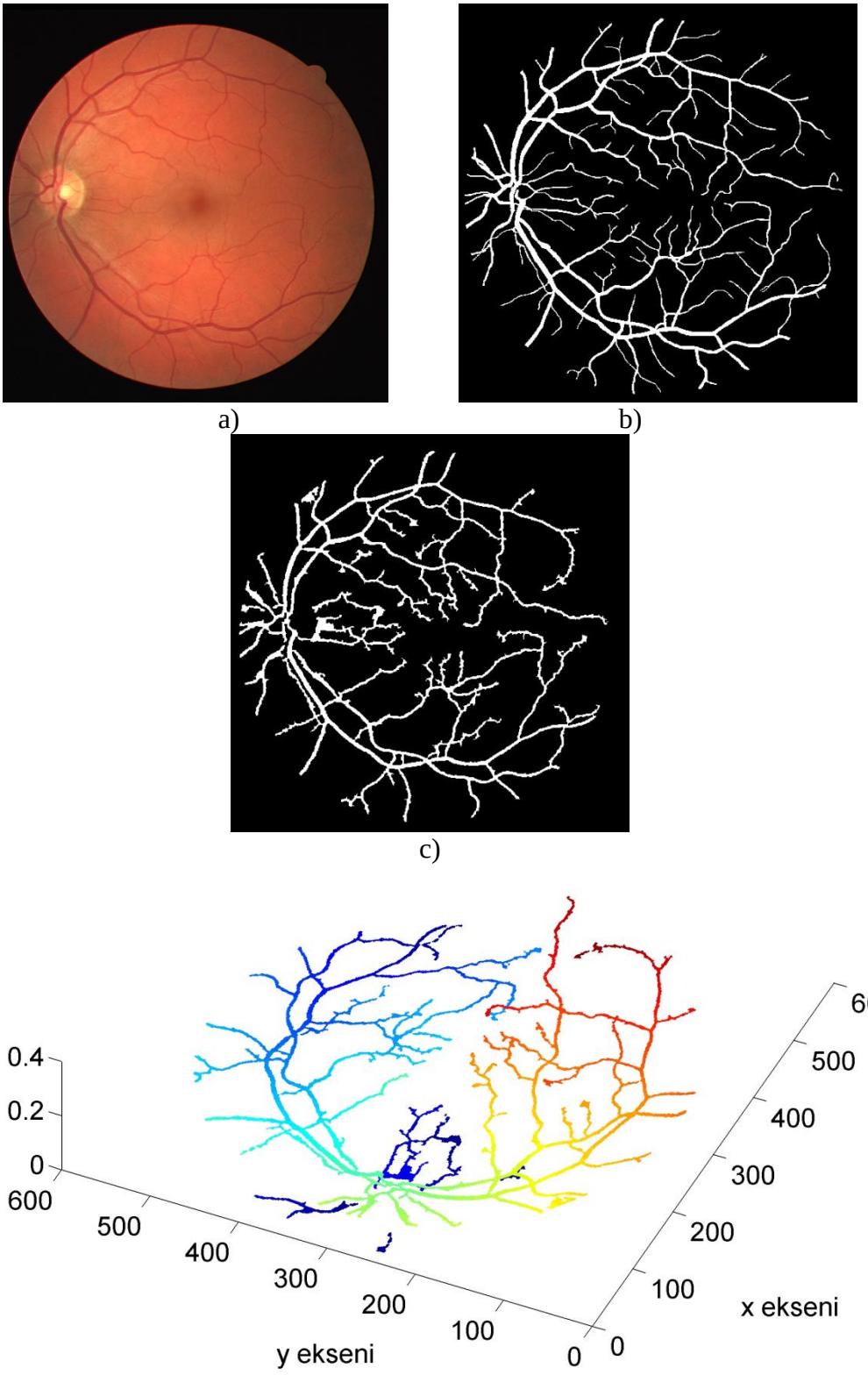
Şekil ek 1.32. DRIVE veri seti üzerinde 32 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



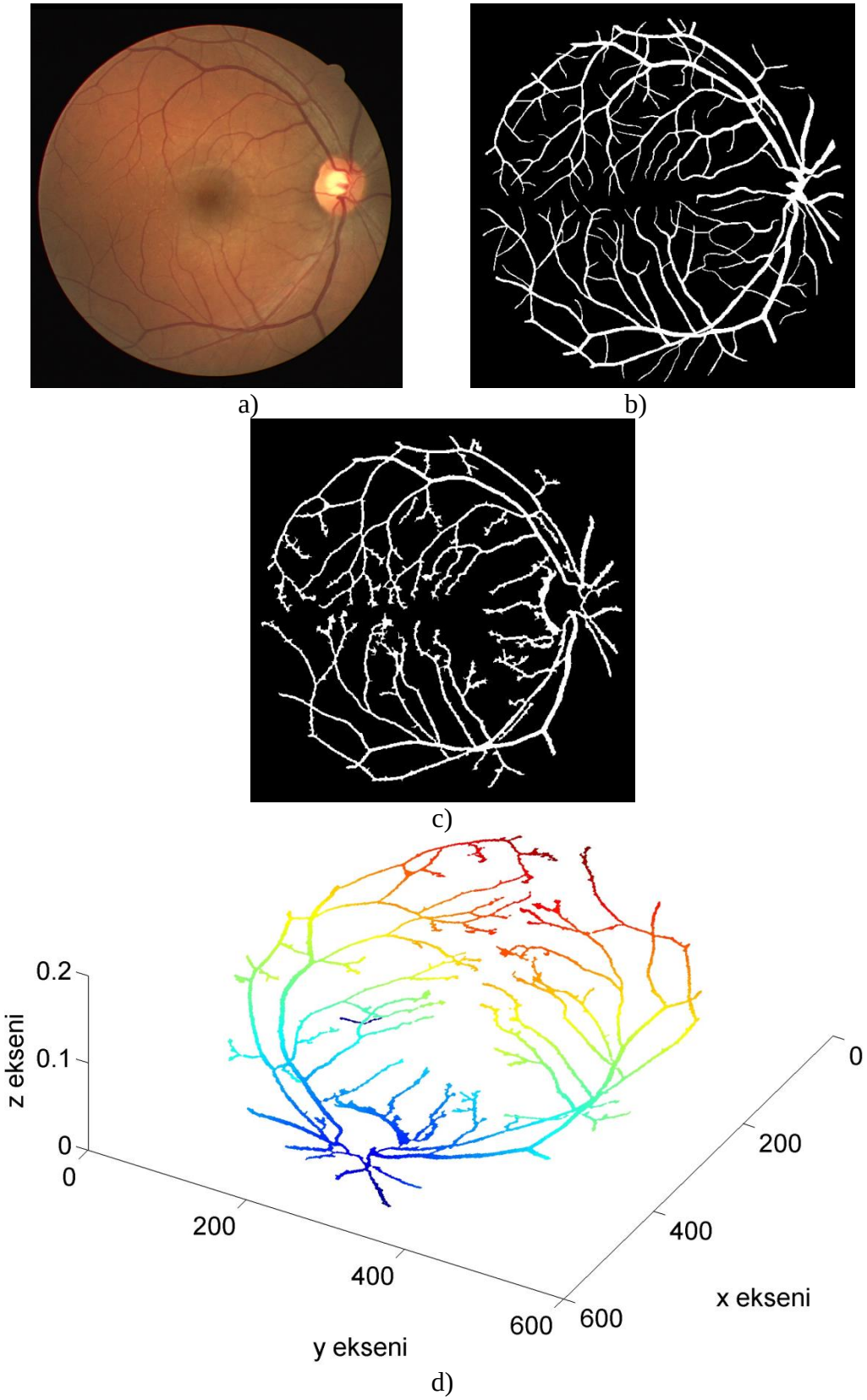
Şekil ek 1.33. DRIVE veri seti üzerinde 33 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



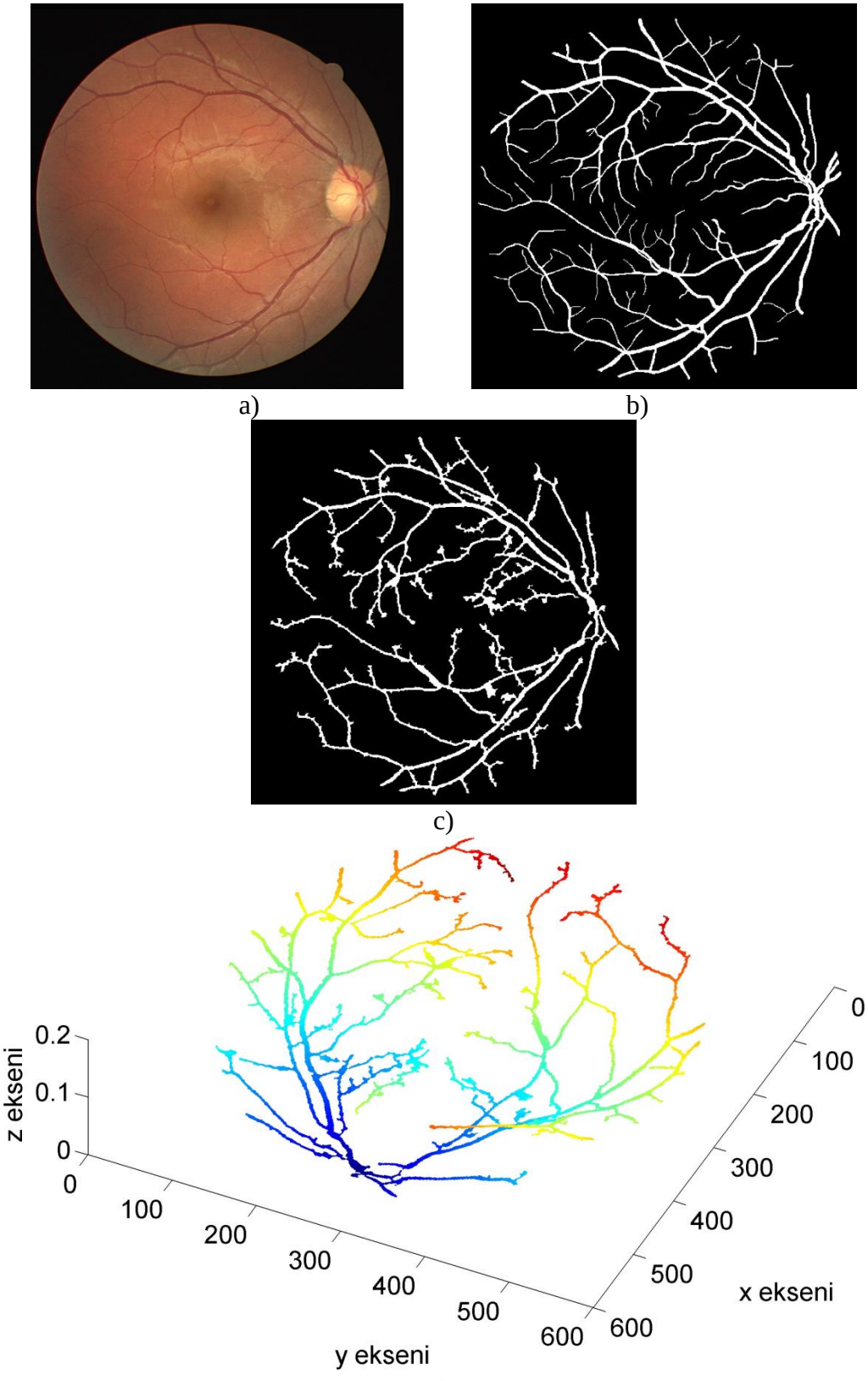
Şekil ek 1.34. DRIVE veri seti üzerinde 34 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



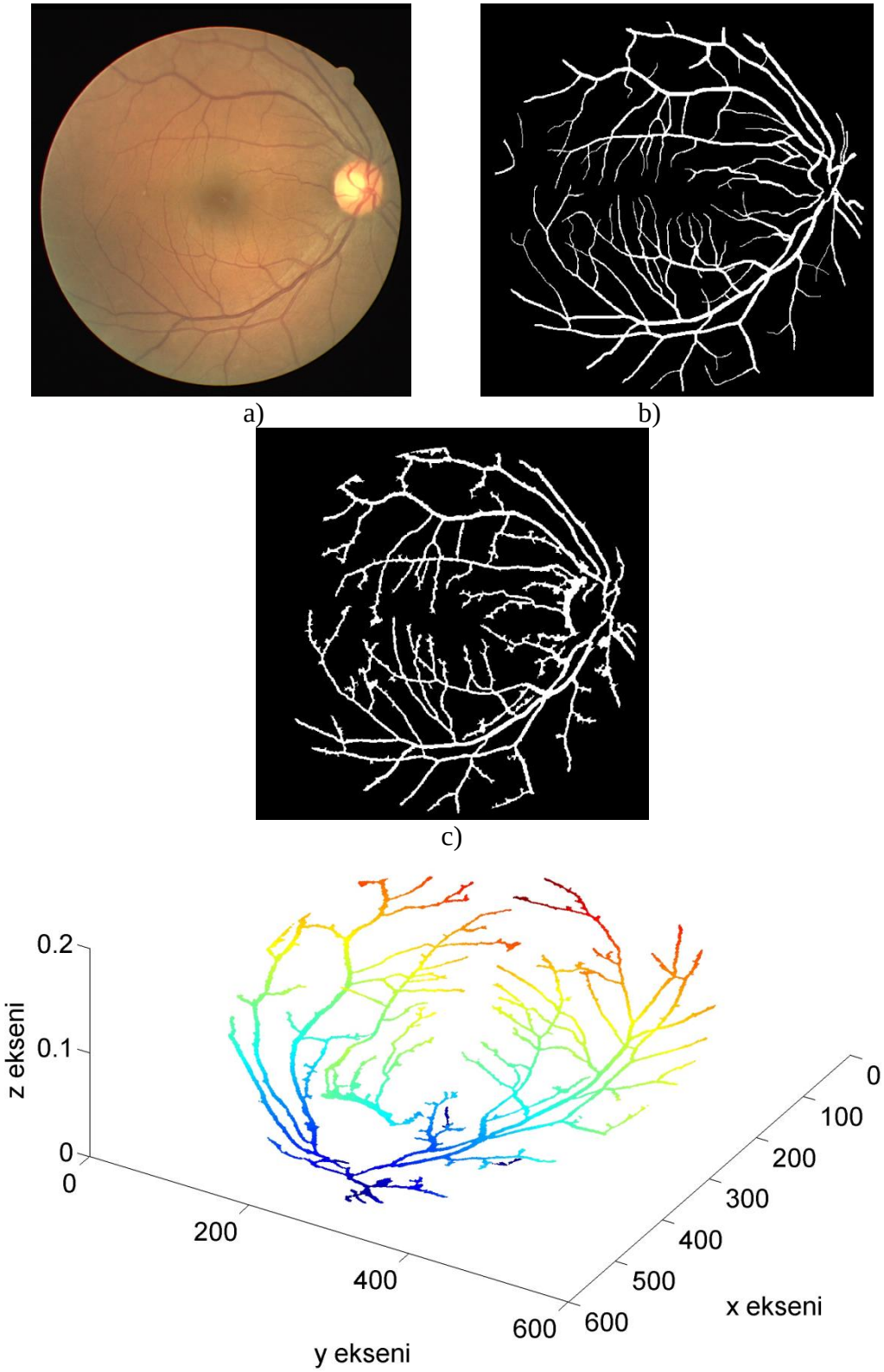
Şekil ek 1.35. DRIVE veri seti üzerinde 35 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



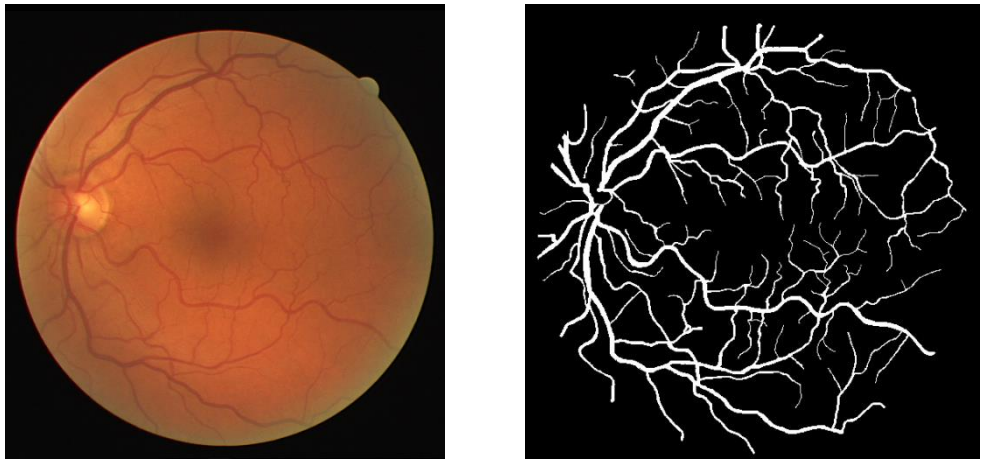
Şekil ek 1.36. DRIVE veri seti üzerinde 36 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



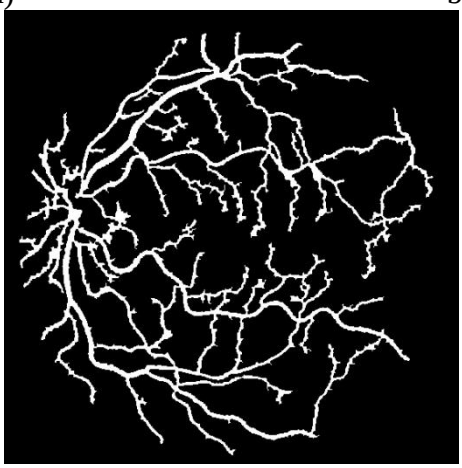
Şekil ek 1.37. DRIVE veri seti üzerinde 37 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



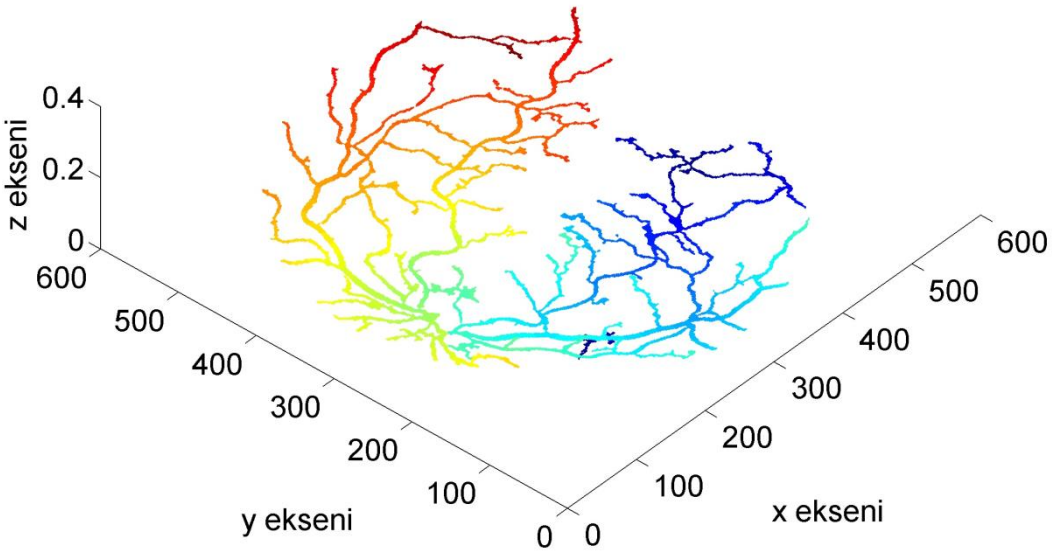
Şekil ek 1.38. DRIVE veri seti üzerinde 38 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



a) b)

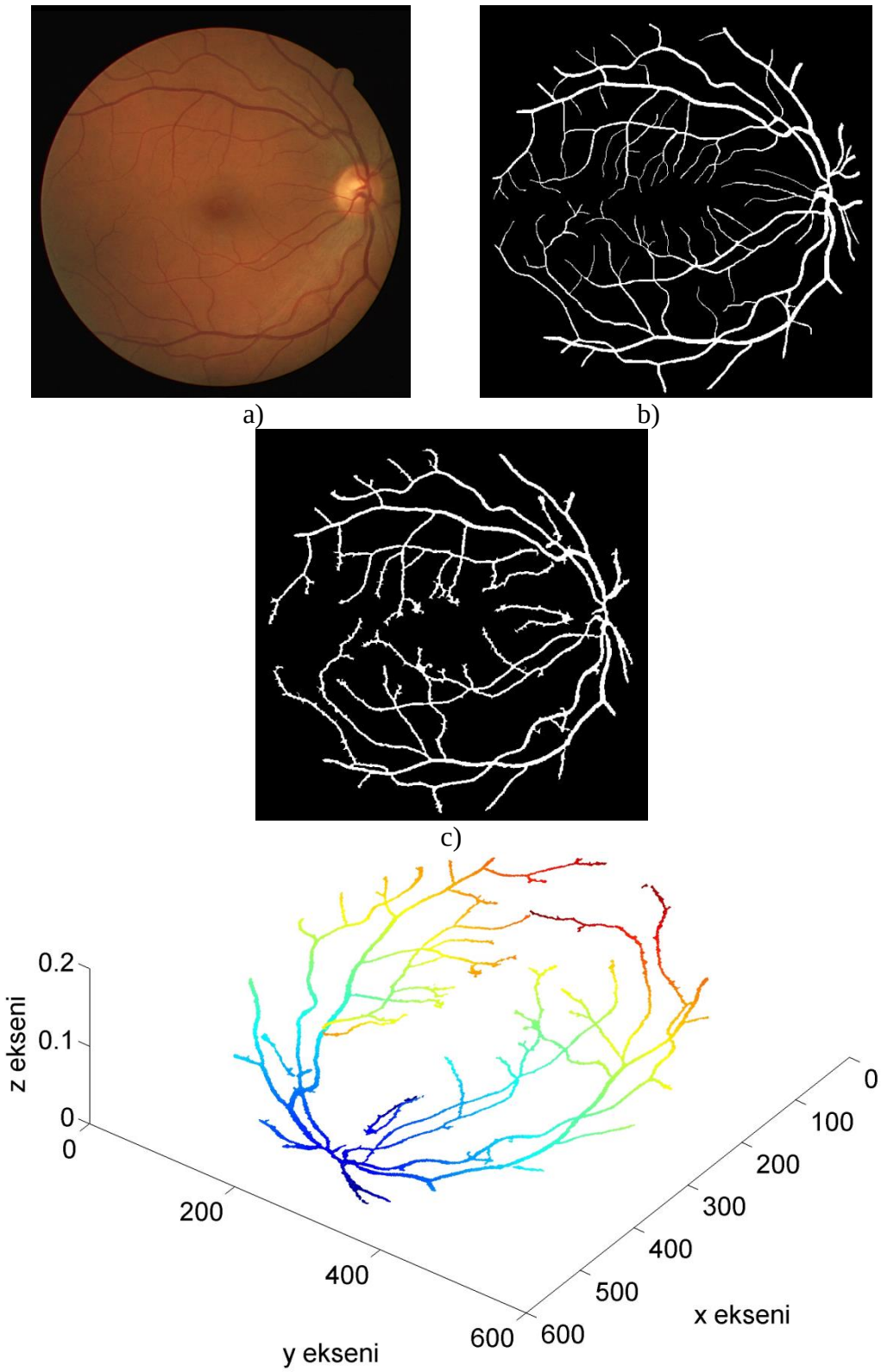


c)



d)

Şekil ek 1.39. DRIVE veri seti üzerinde 39 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)

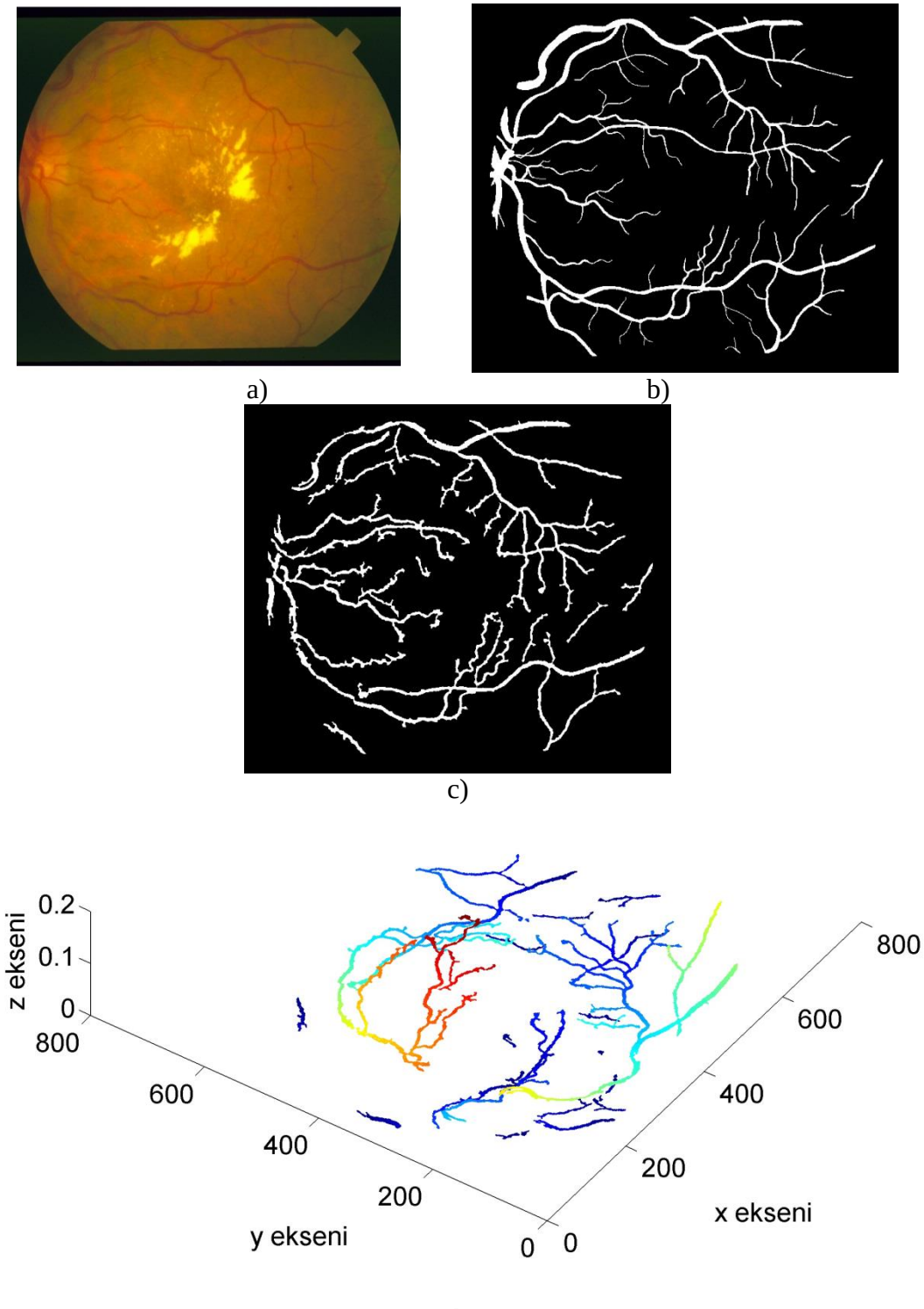


Şekil ek 1.40. DRIVE veri seti üzerinde 40 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)

EK-2

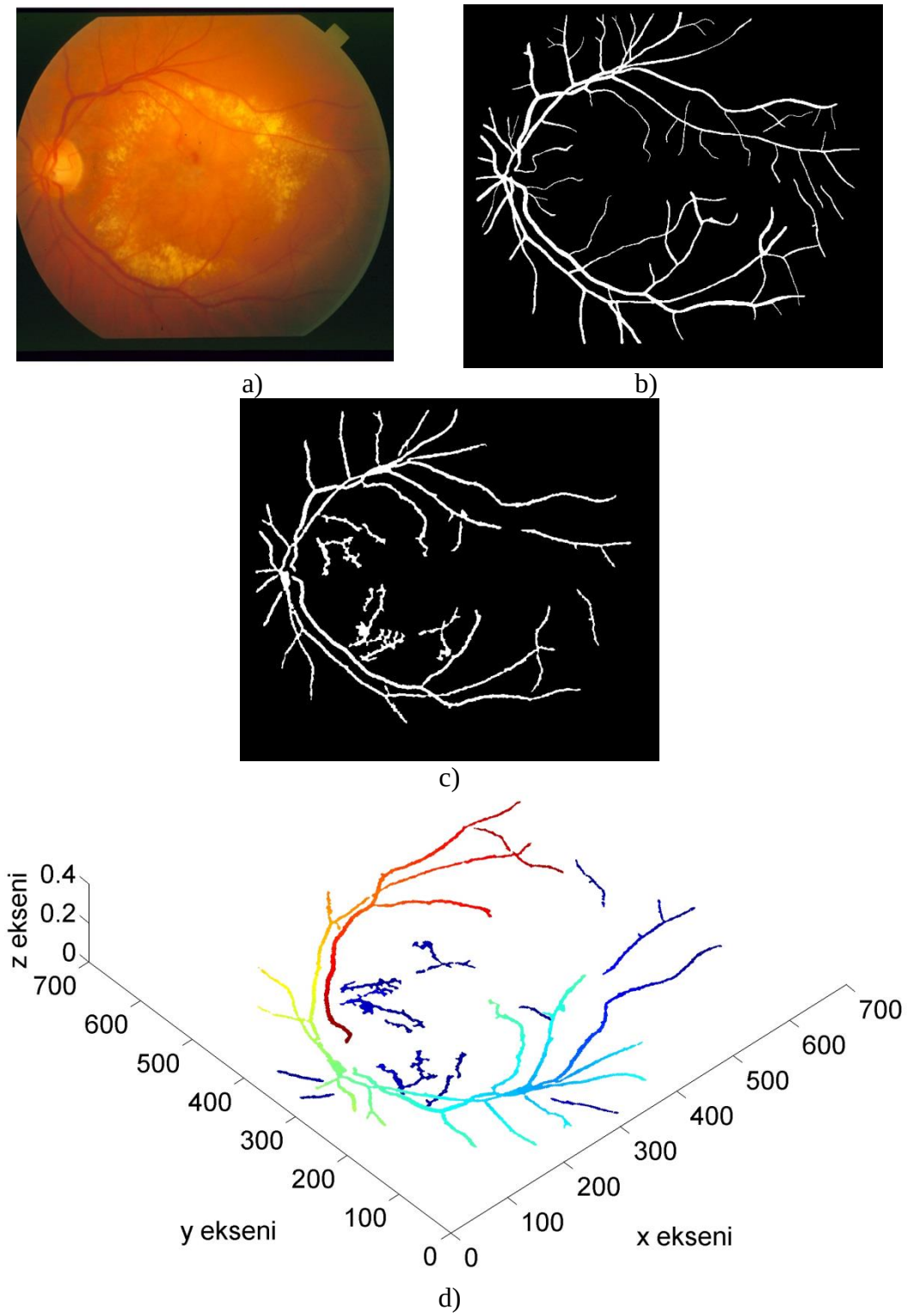
STARE veri setindeki gerçek görüntüler ile ikili ve 3 boyutlu formattaki bölütleme sonuçları

Not: x ve y eksenleri piksel sayılarını, z ekseni ise JU'yu temsil etmektedir.

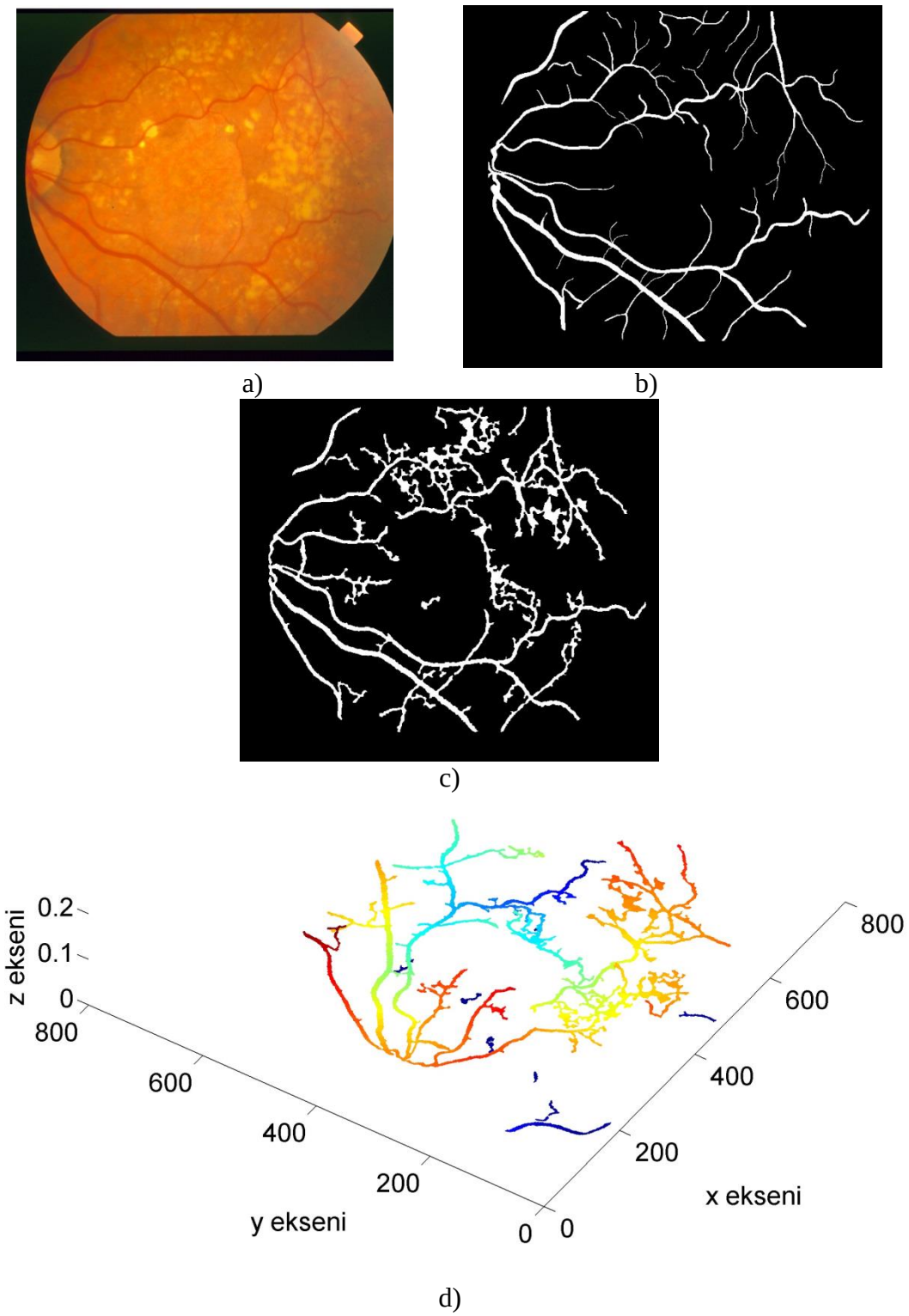


d)

Şekil ek 2.1. STARE veri seti üzerinde 1 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



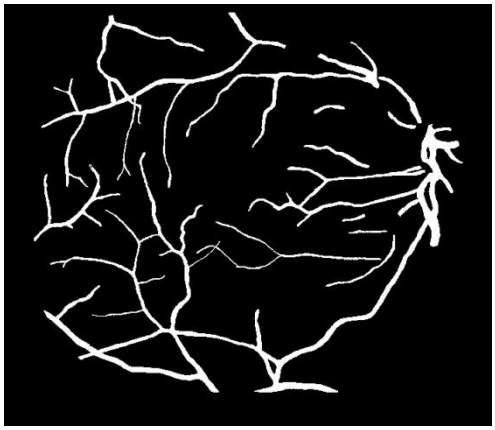
Şekil ek 2.2. STARE veri seti üzerinde 2 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



Şekil ek 2.3. STARE veri seti üzerinde 3 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



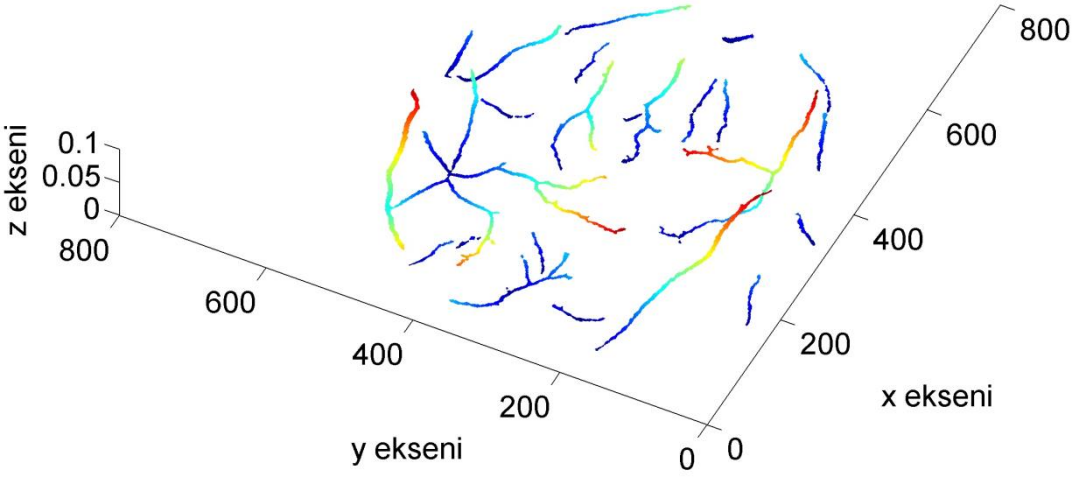
a)



b)

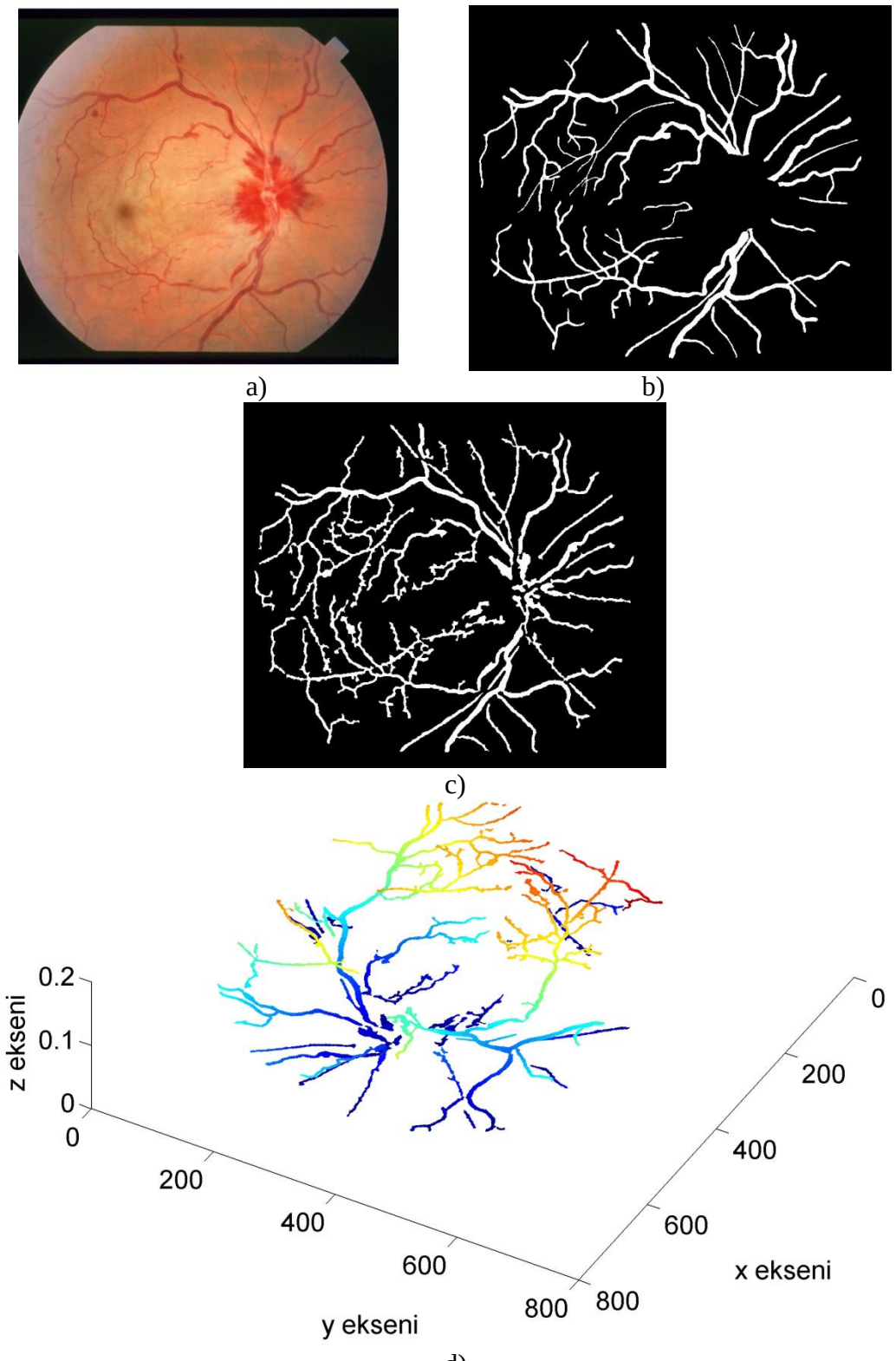


c)

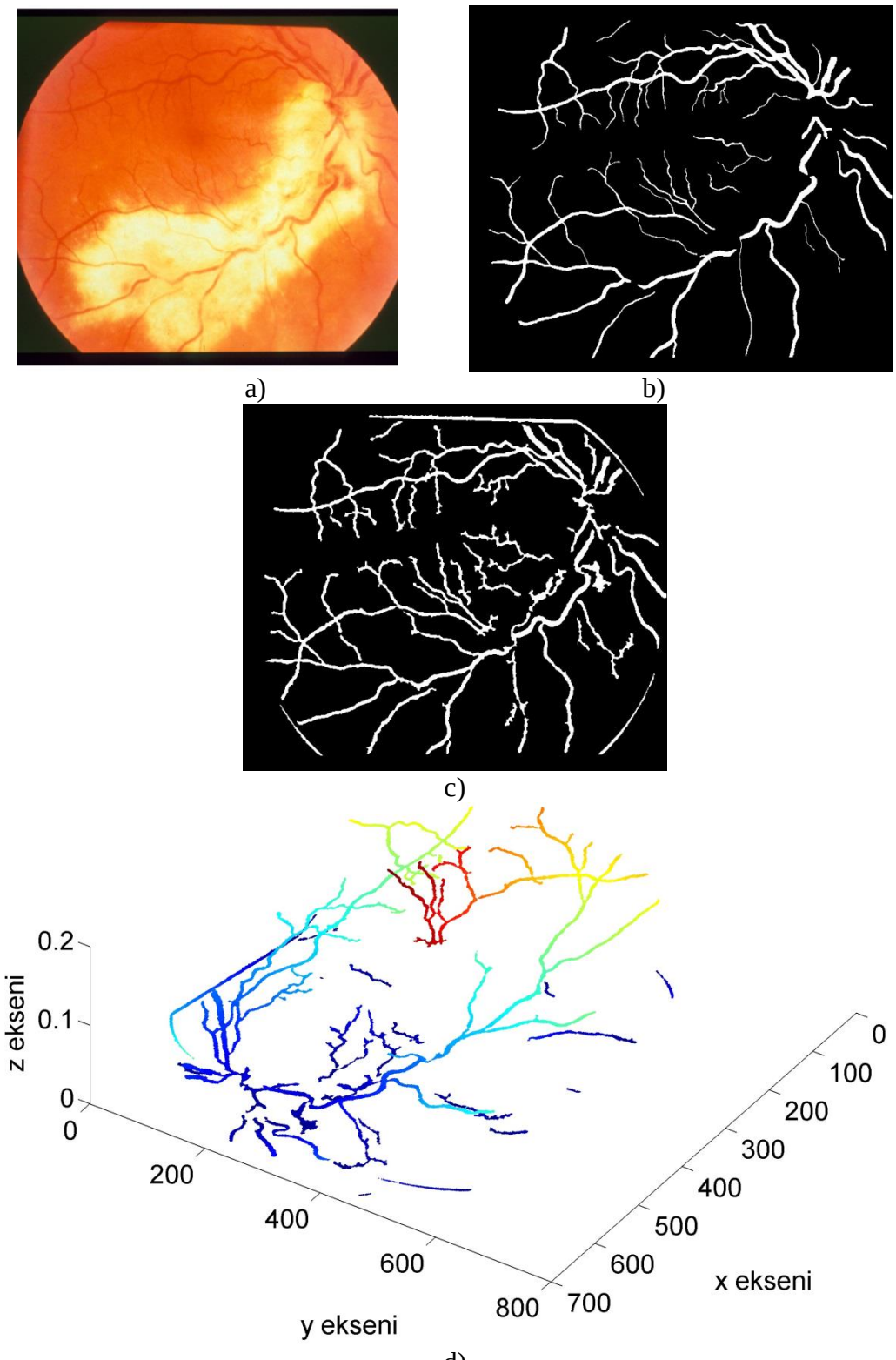


d)

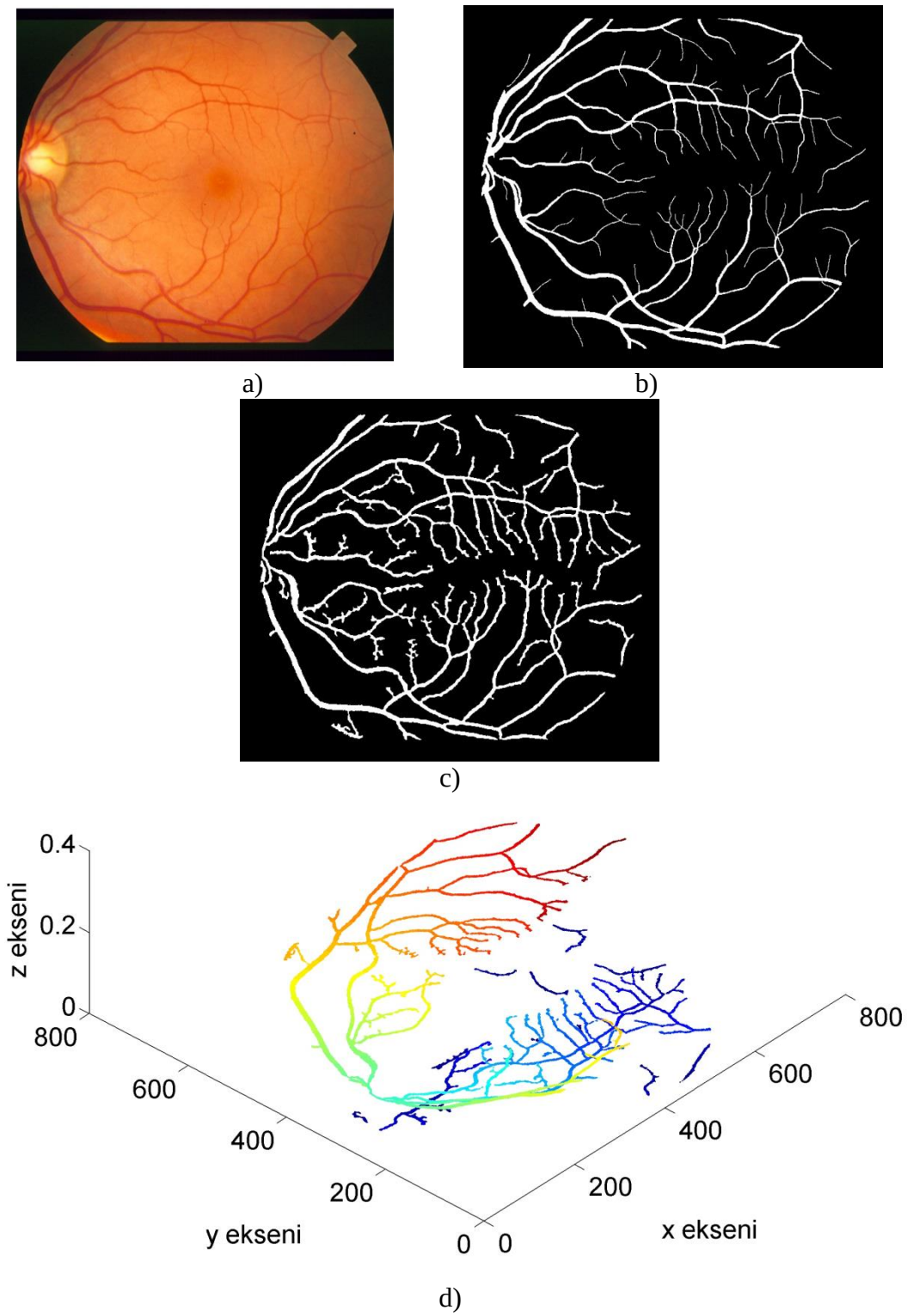
Şekil ek 2.4. STARE veri seti üzerinde 4 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



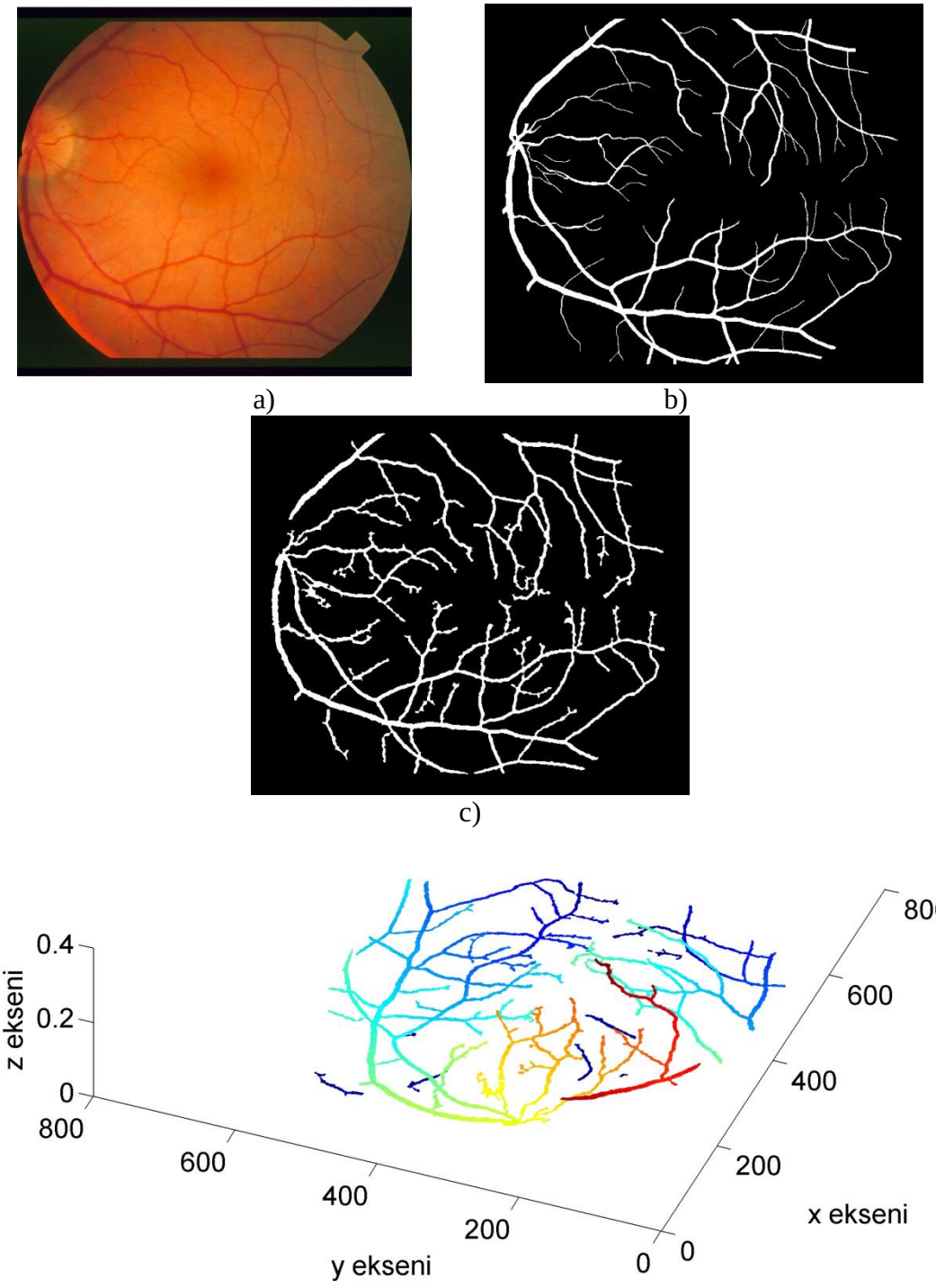
Şekil ek 2.5. STARE veri seti üzerinde 5 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



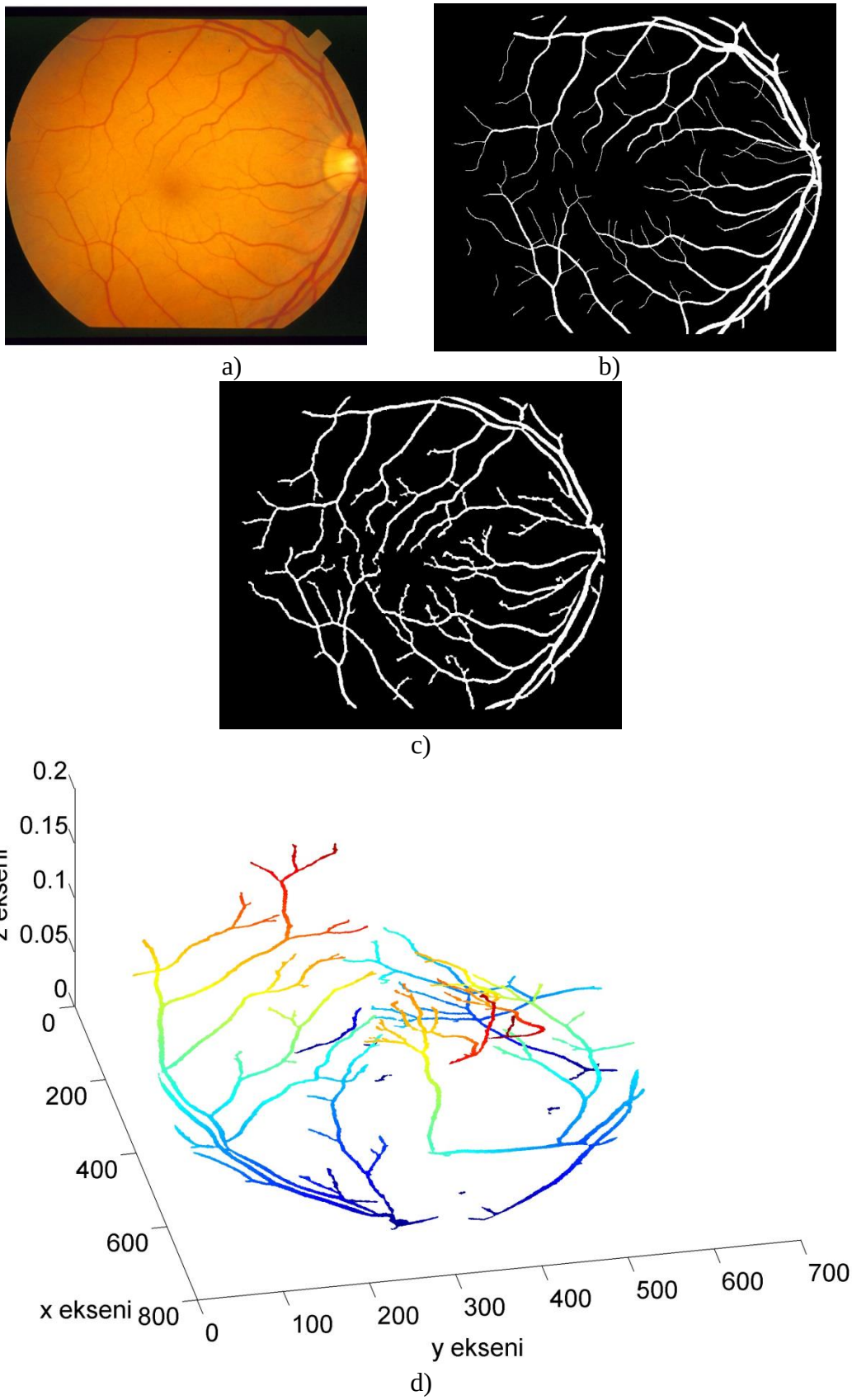
Şekil ek 2.6. STARE veri seti üzerinde 6 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



Şekil ek 2.7. STARE veri seti üzerinde 7 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)

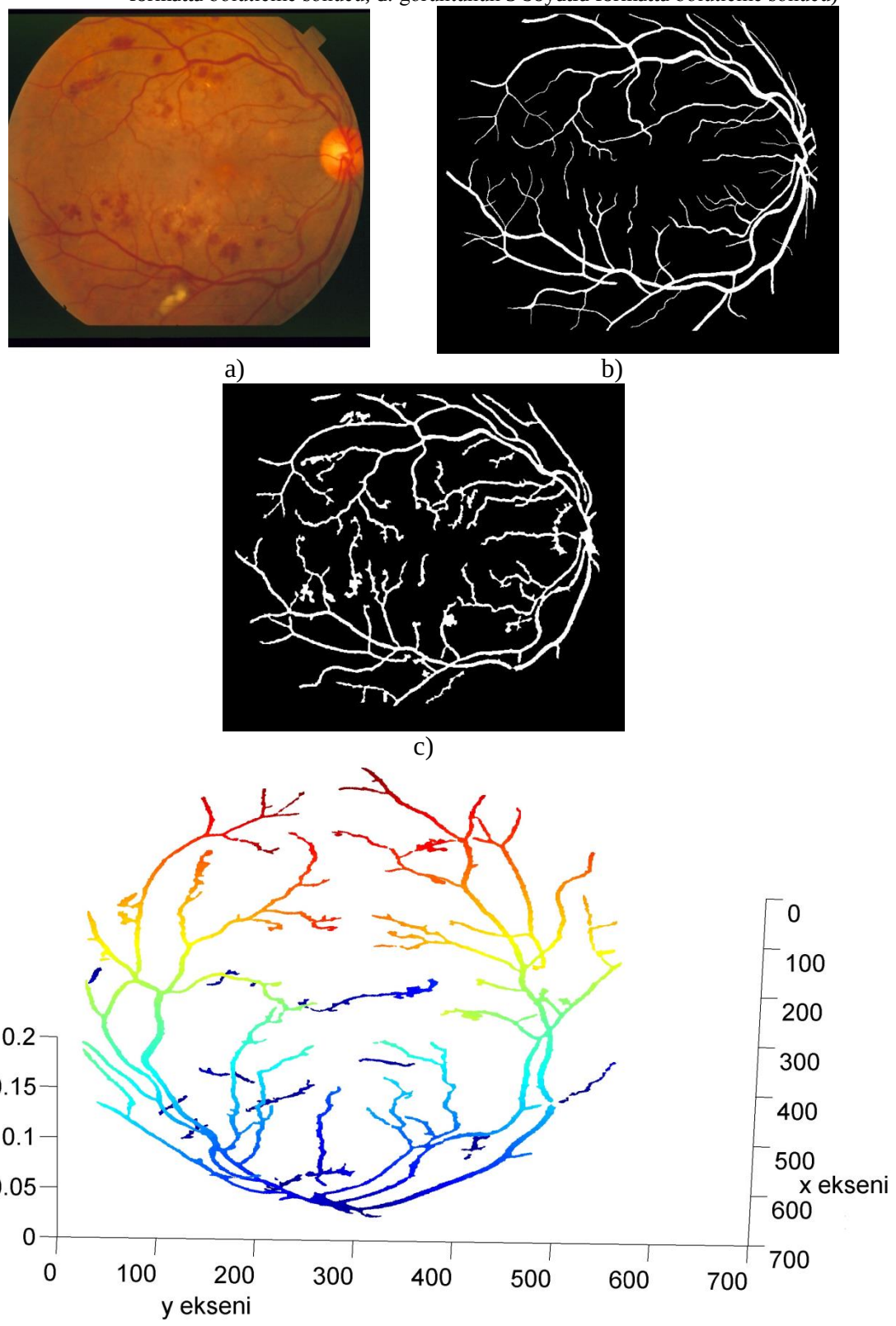


Şekil ek 2.8. STARE veri seti üzerinde 8 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)

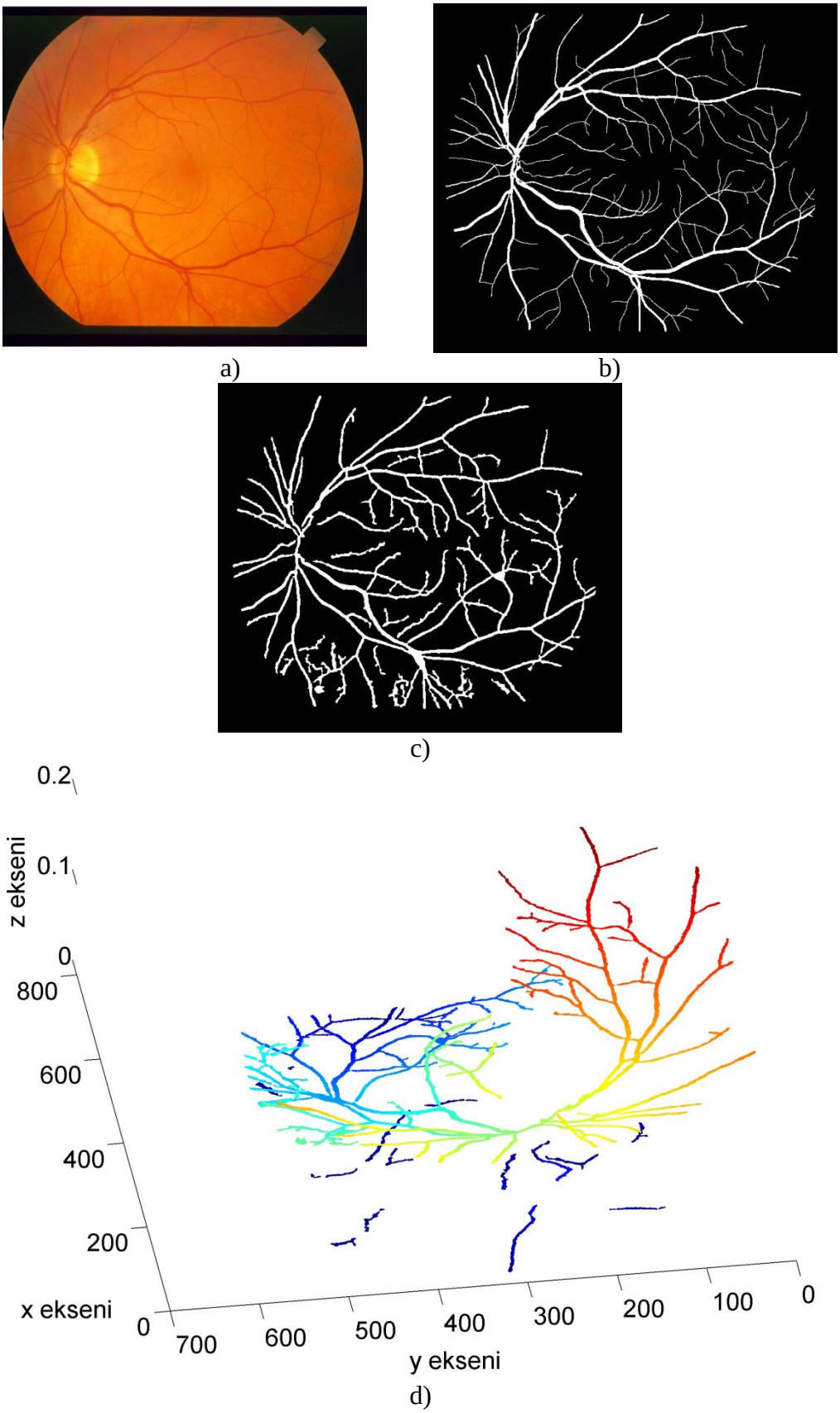


Şekil ek 2.9. STARE veri seti üzerinde 9 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları

(a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)

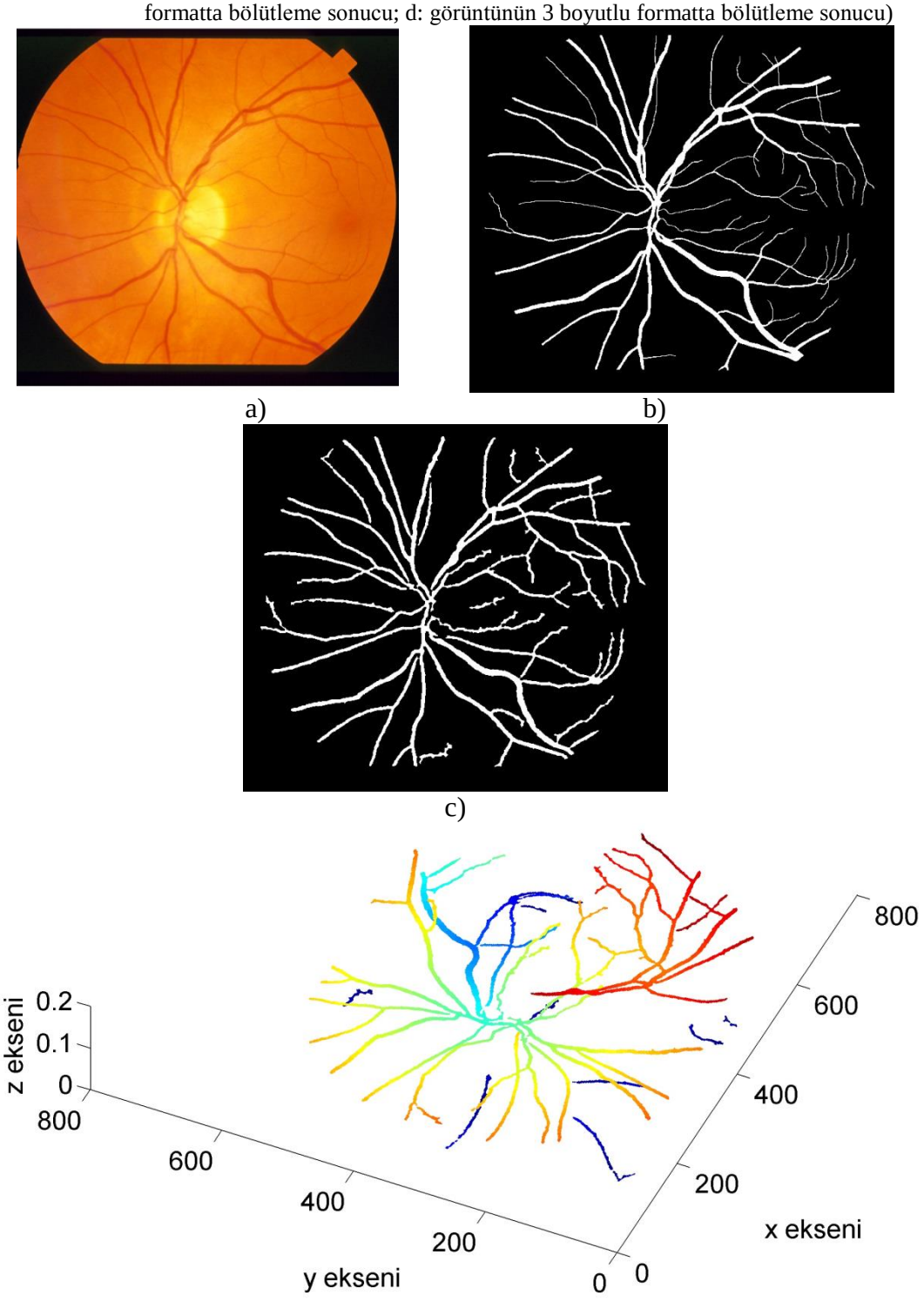


Şekil ek 2.10. STARE verisi üzerinde 10 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)

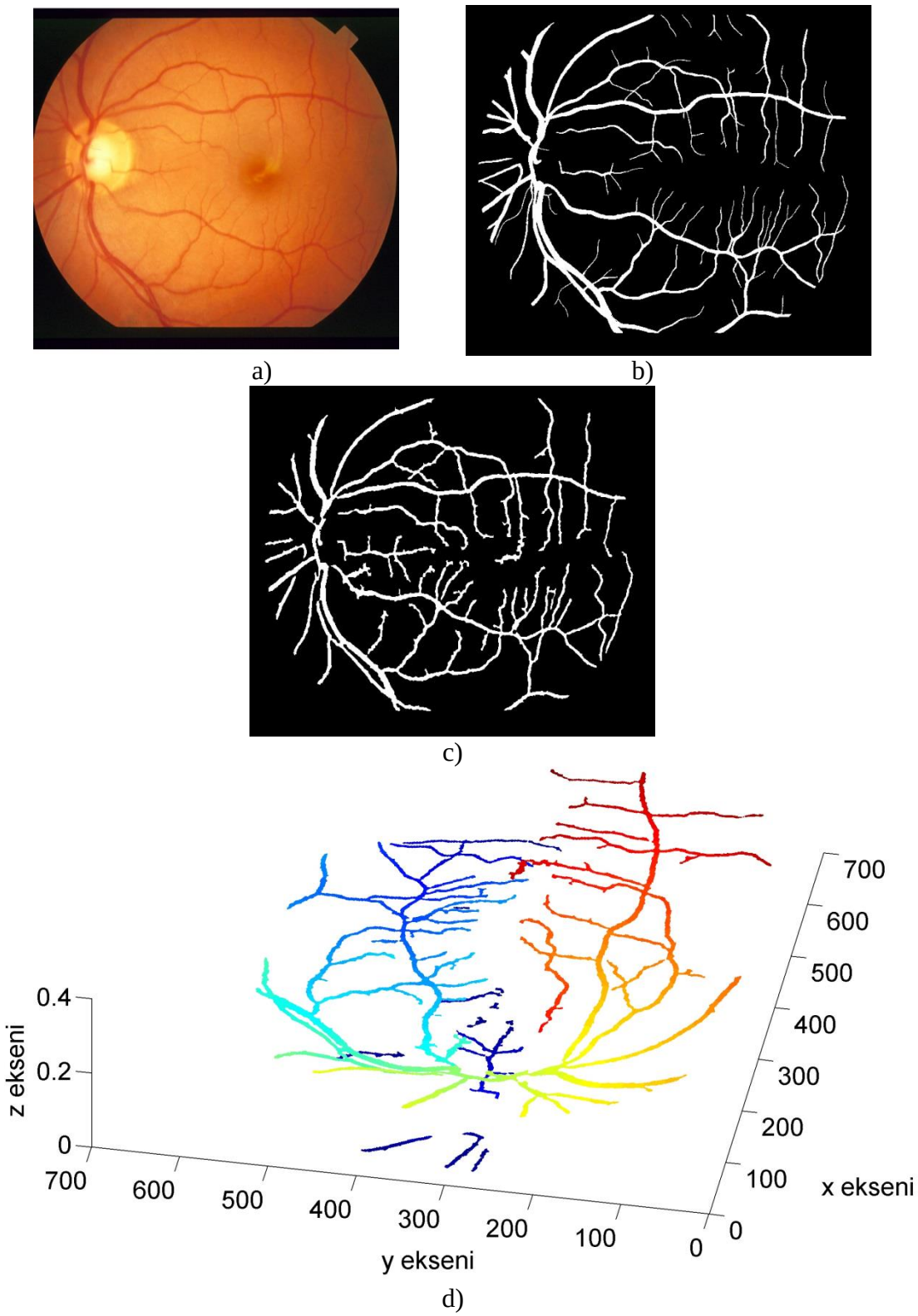


Şekil ek 2.11. STARE verisi üzerinde 11 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları

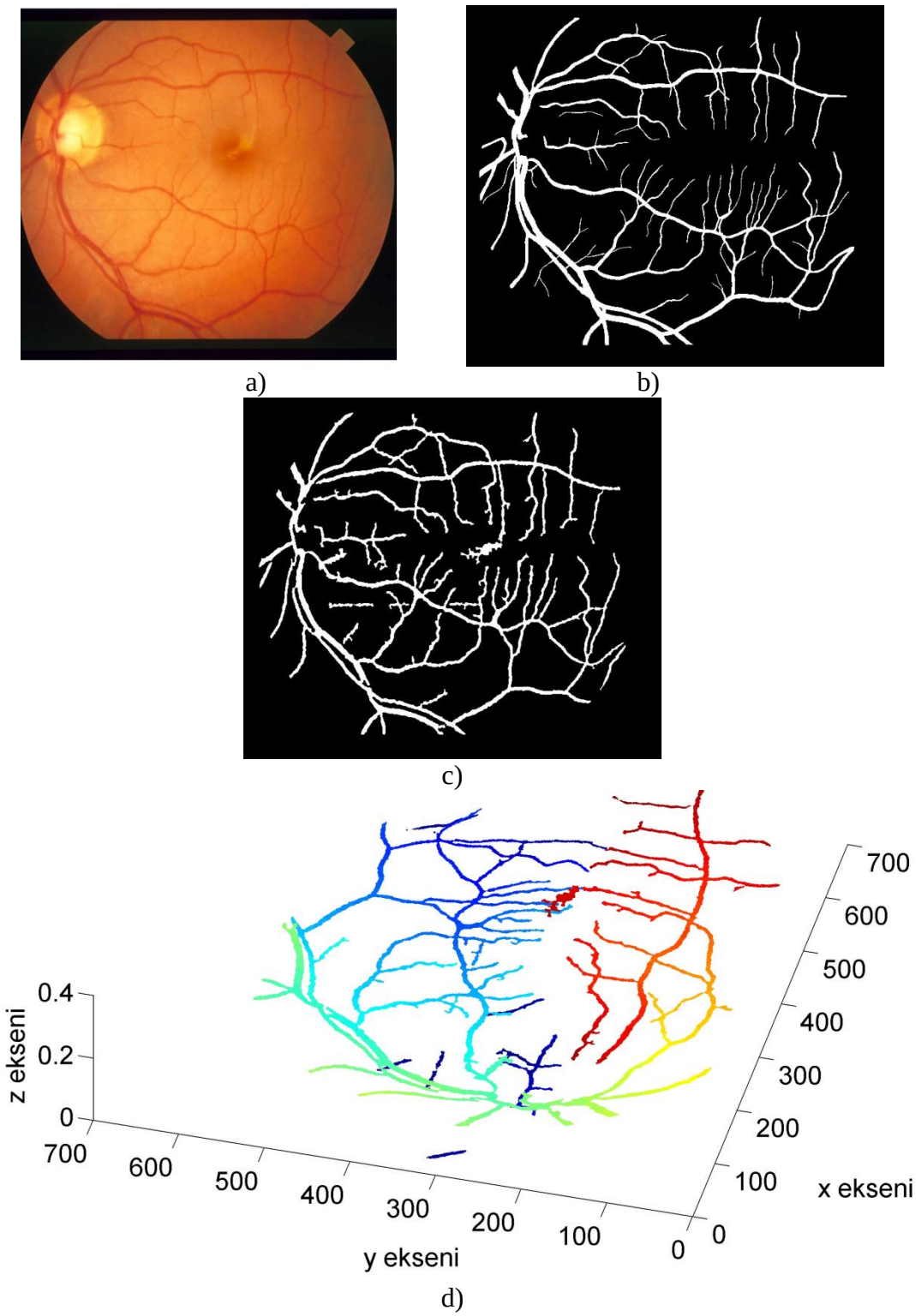
(a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



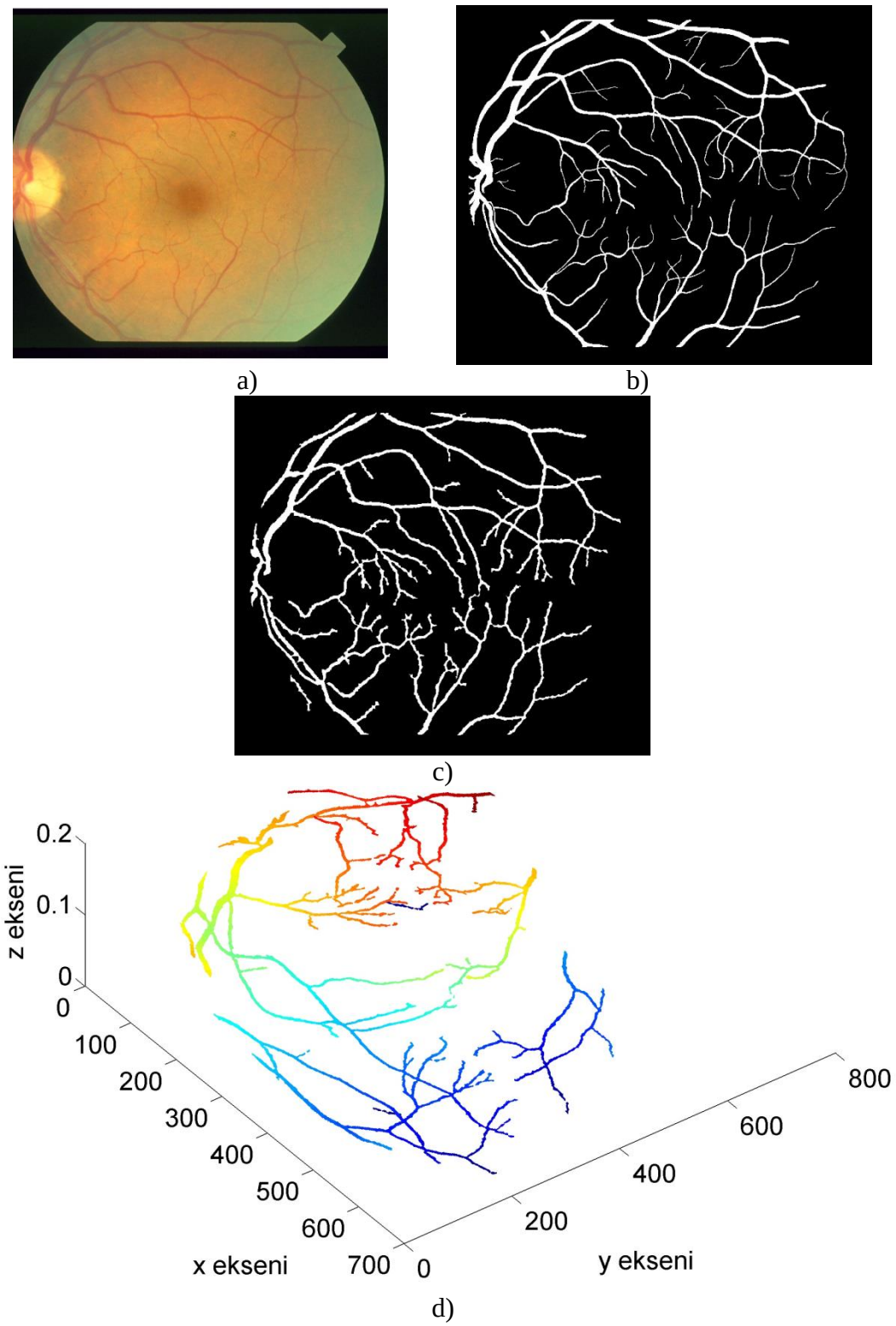
Şekil ek 2.12. STARE verisi üzerinde 12 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



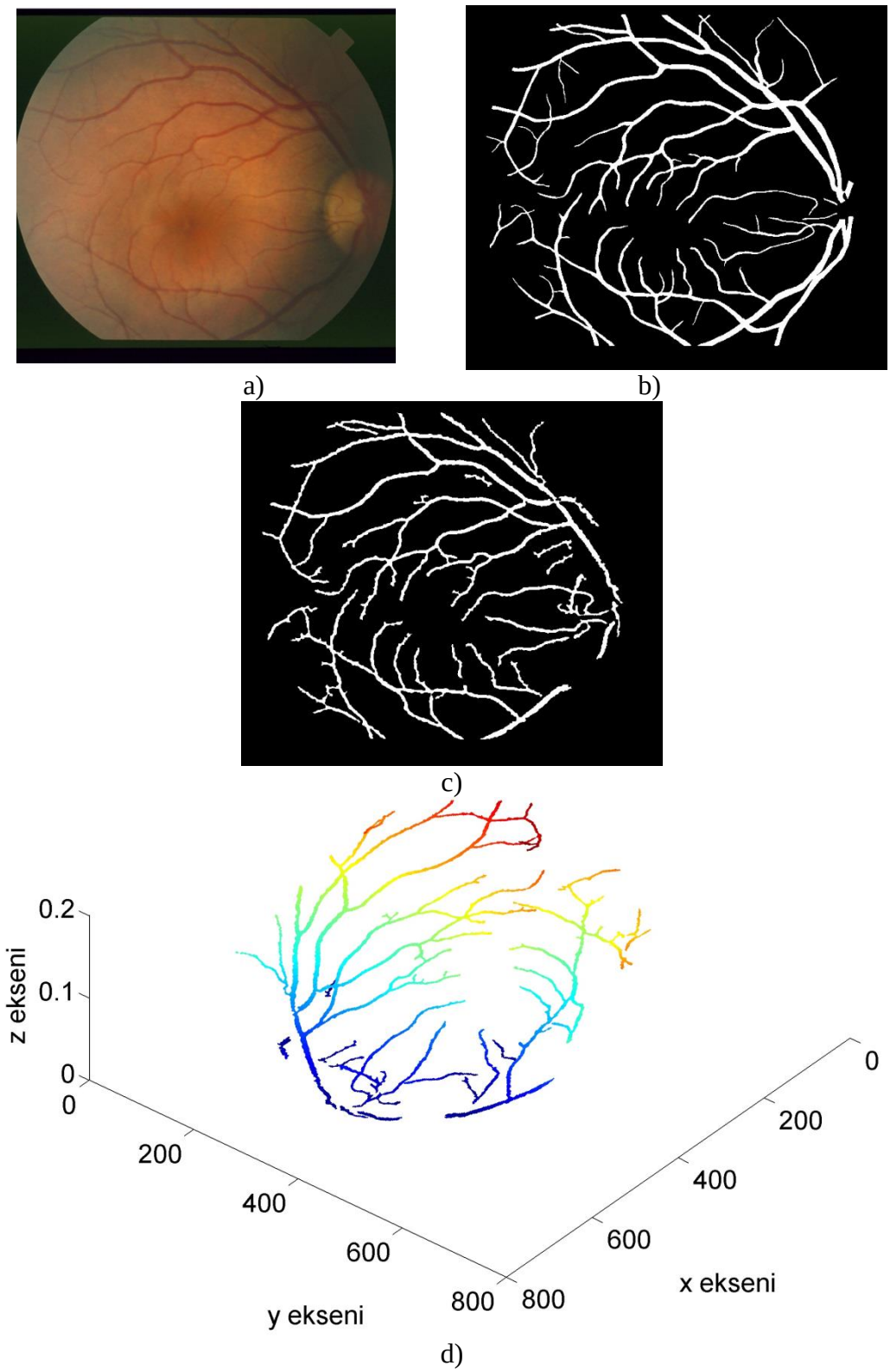
Şekil ek 2.13. STARE verisi üzerinde 13 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



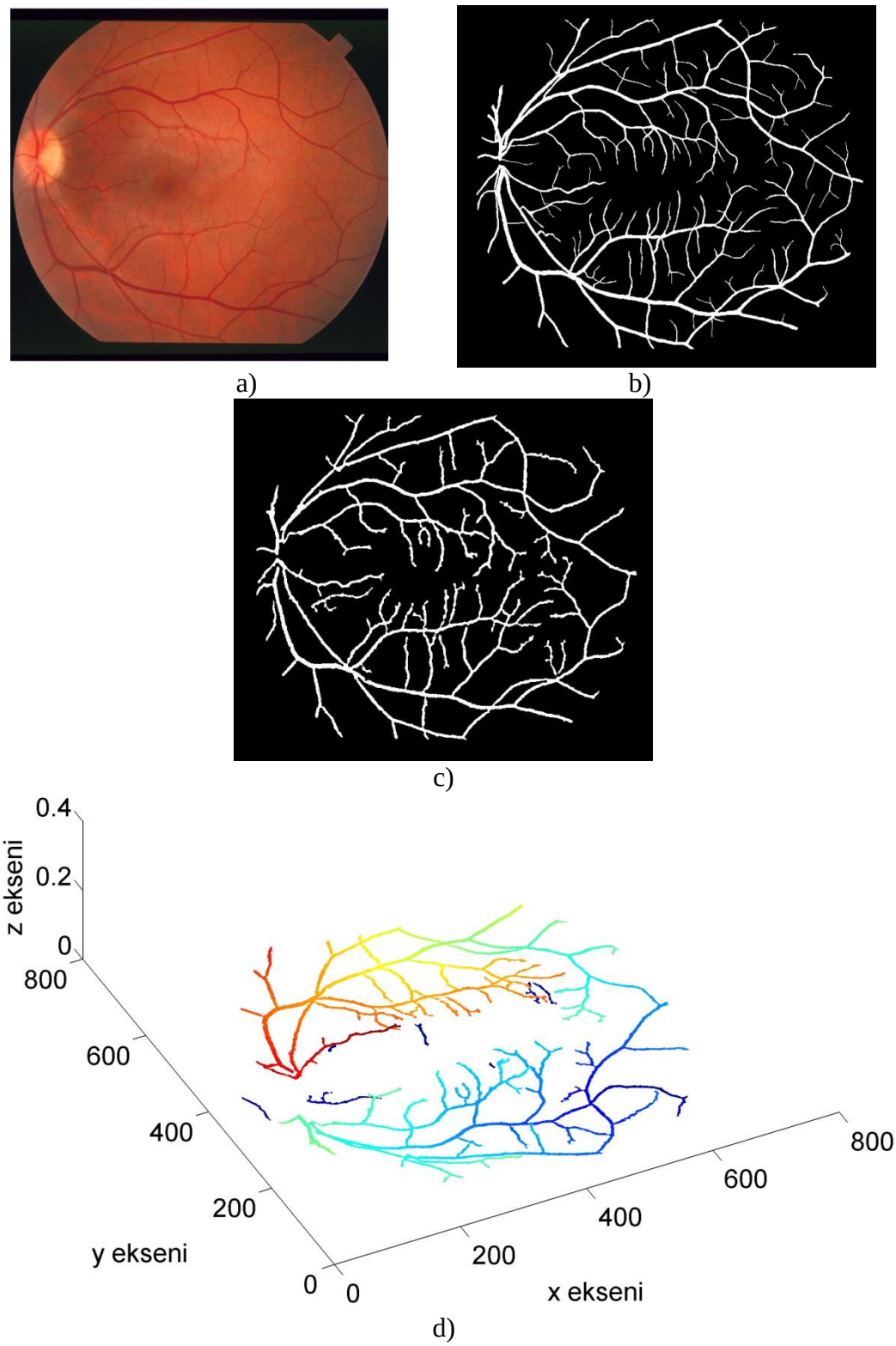
Şekil ek 2.14. STARE verisi üzerinde 14 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



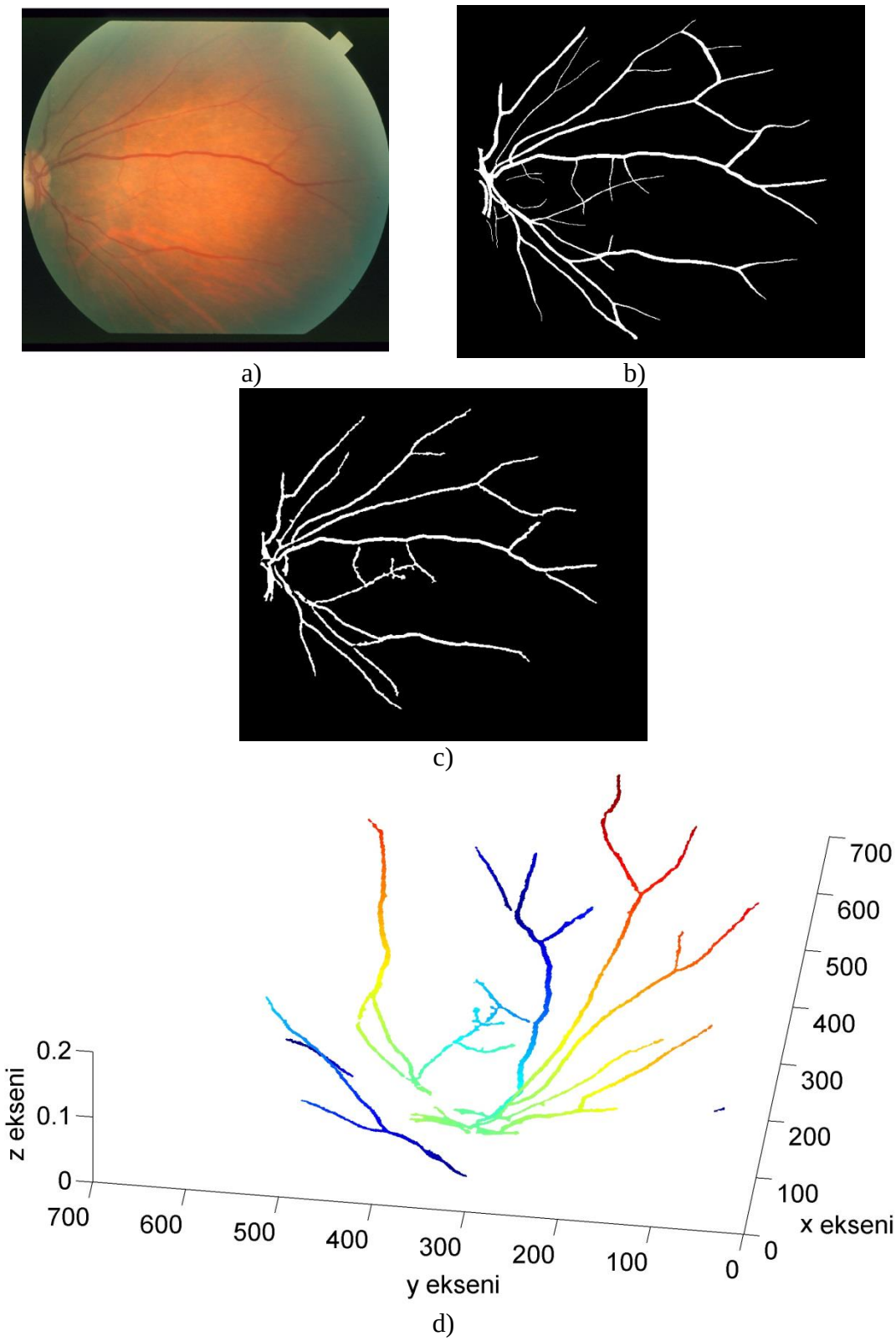
Şekil ek 2.15. STARE verisi üzerinde 15 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



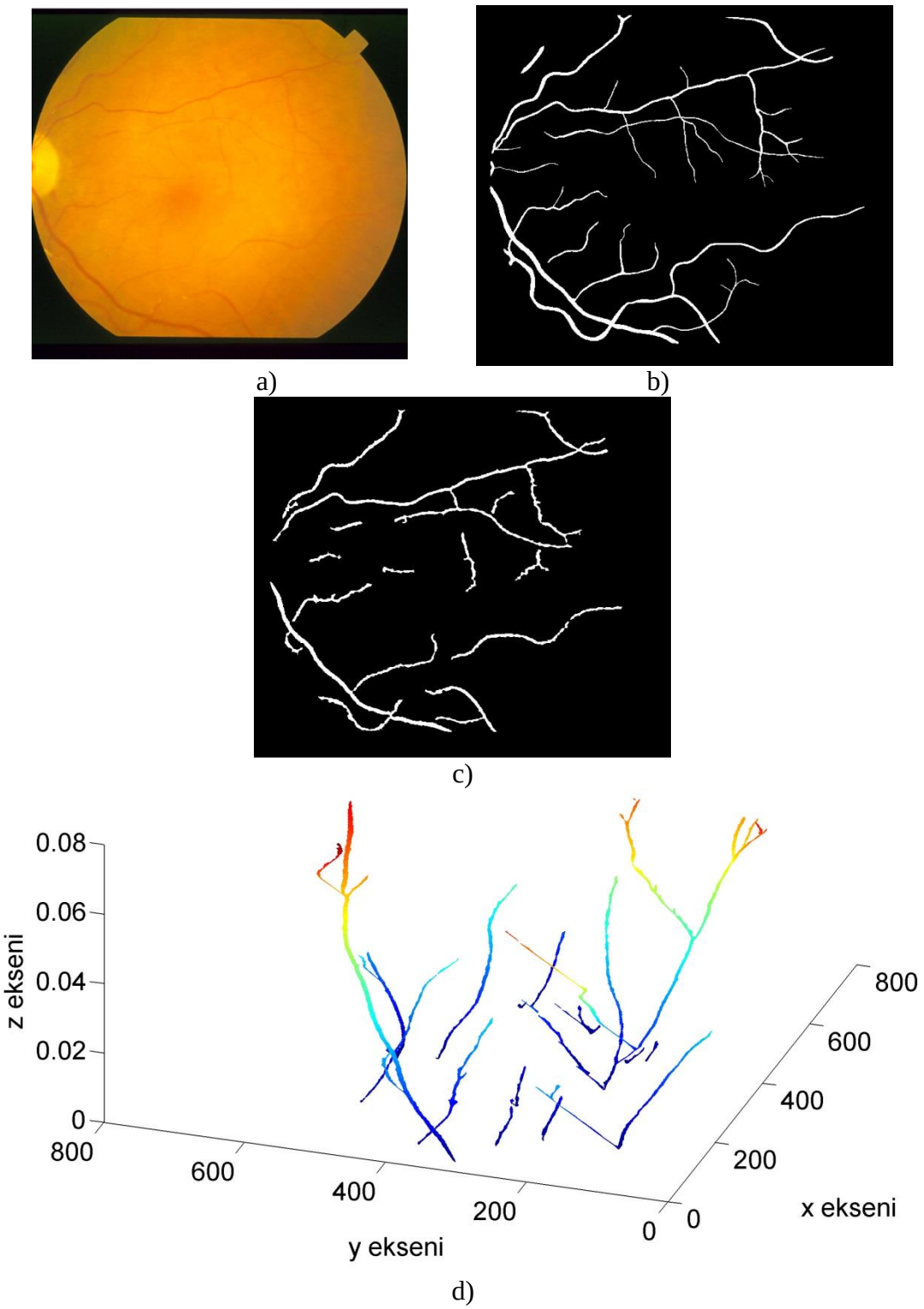
Şekil ek 2.16. STARE verisi üzerinde 16 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



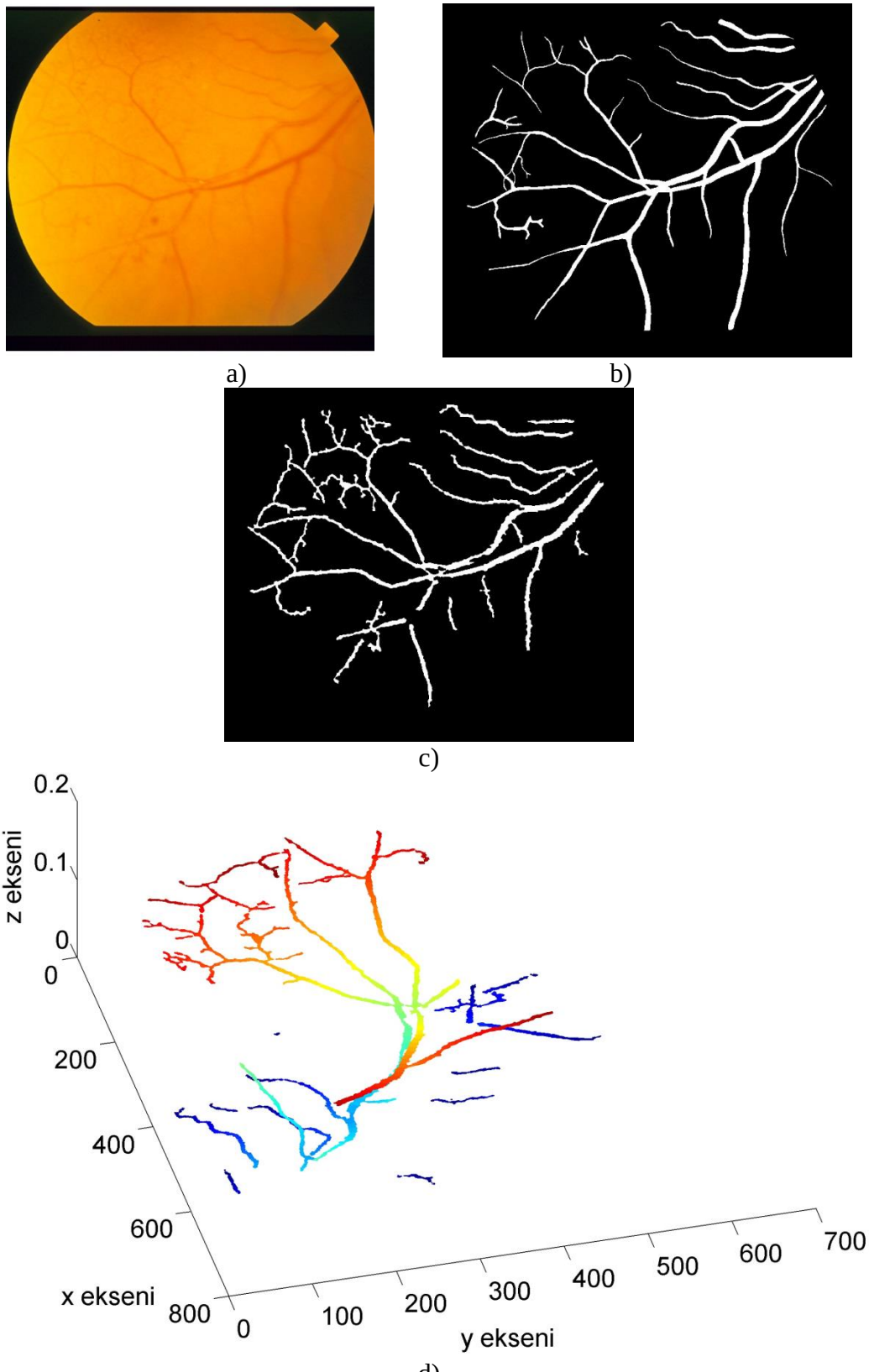
Şekil ek 2.17. STARE verisi üzerinde 17 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



Şekil ek 2.18. STARE verisi üzerinde 18 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



Şekil ek 2.19. STARE verisi üzerinde 19 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)

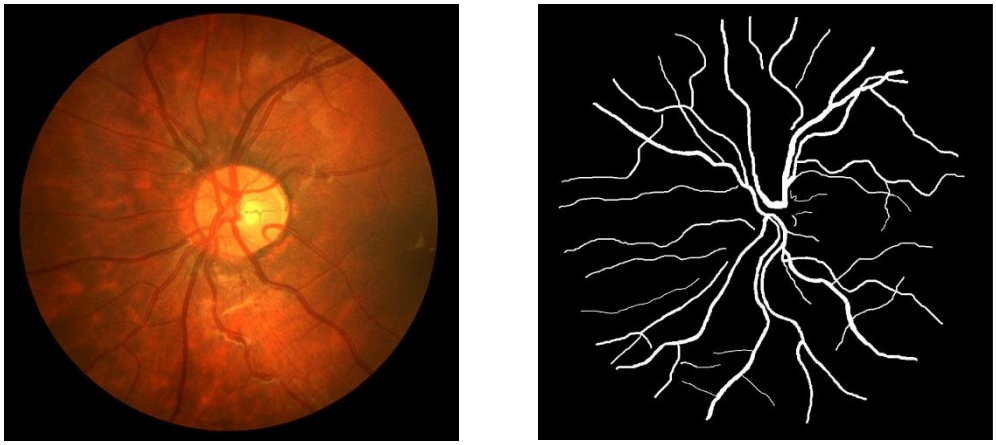


Şekil ek 2.20. STARE verisi üzerinde 20 nolu görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)

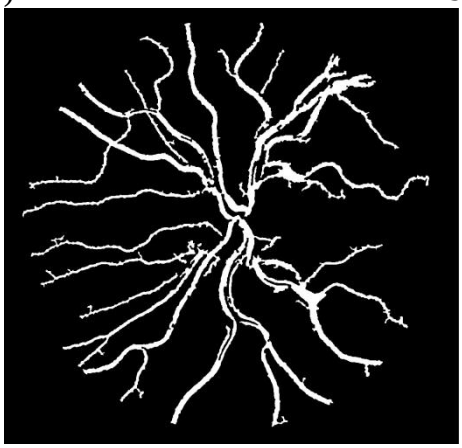
EK-3

CHASE_DB1 verisindeki gerçek görüntüler ile ikili ve 3 boyutlu formattaki bölütleme sonuçları

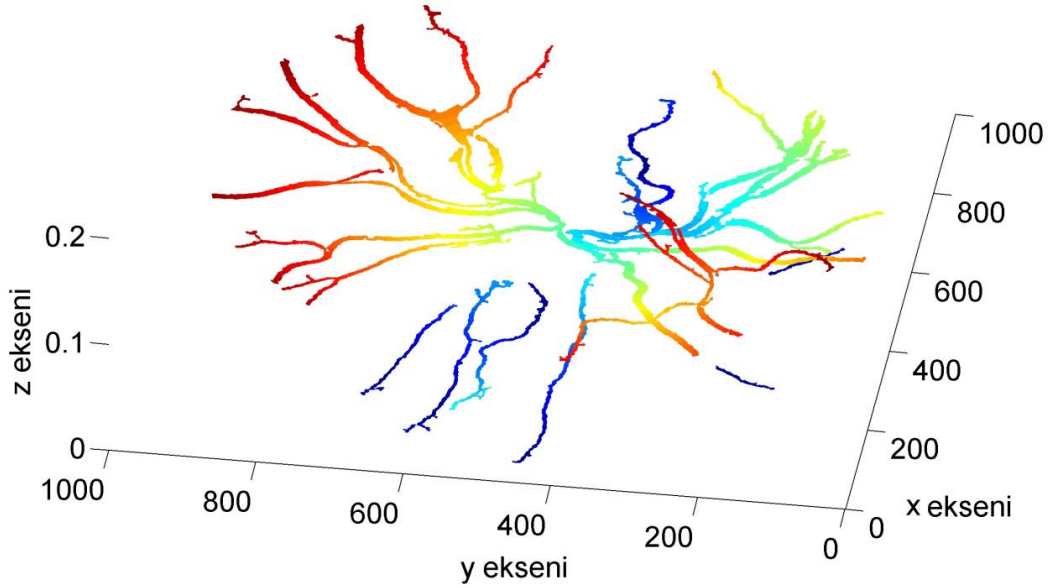
Not: x ve y eksenleri piksel sayılarını, z ekseni ise JU'yu temsil etmektedir.



a) b)

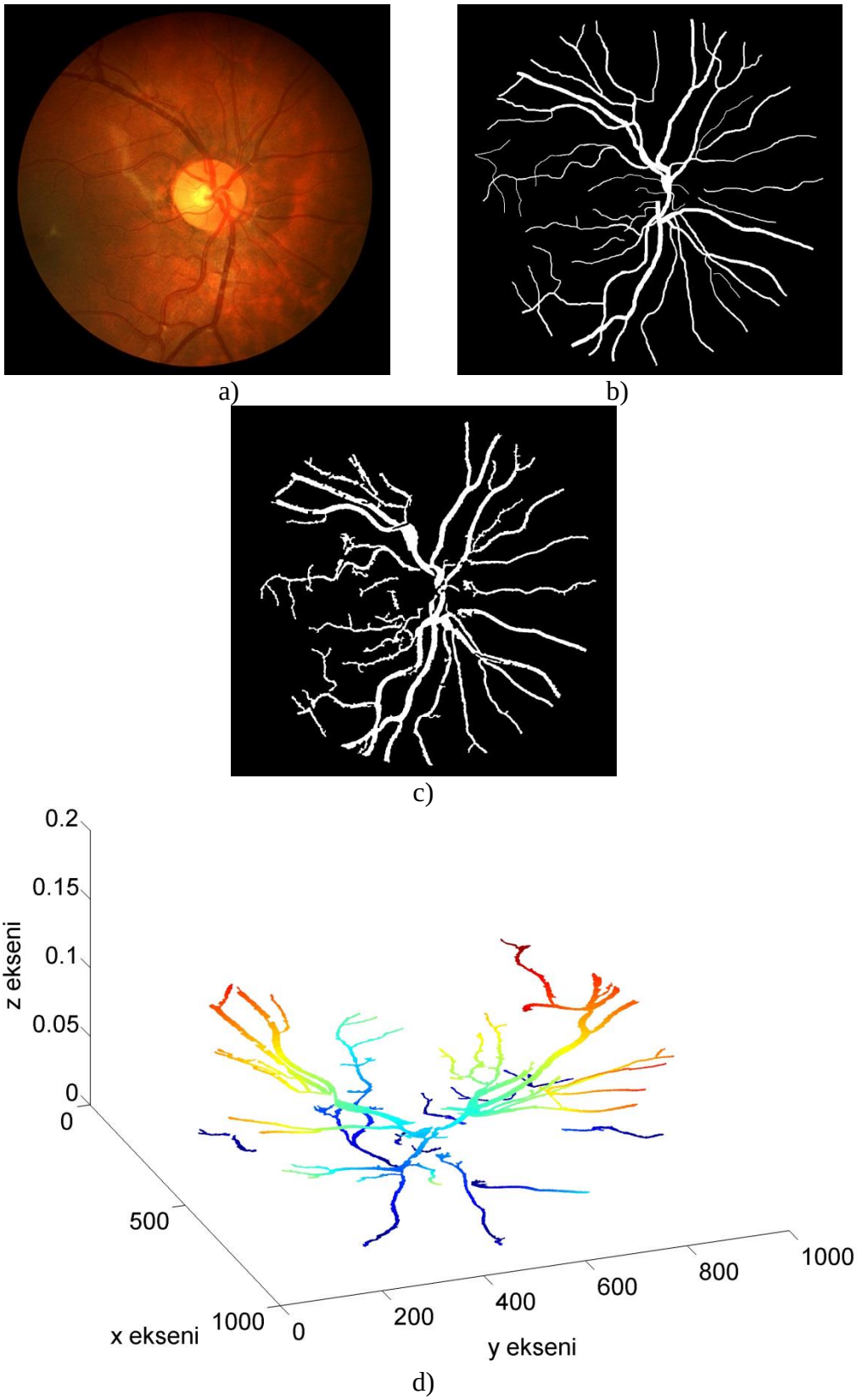


c)

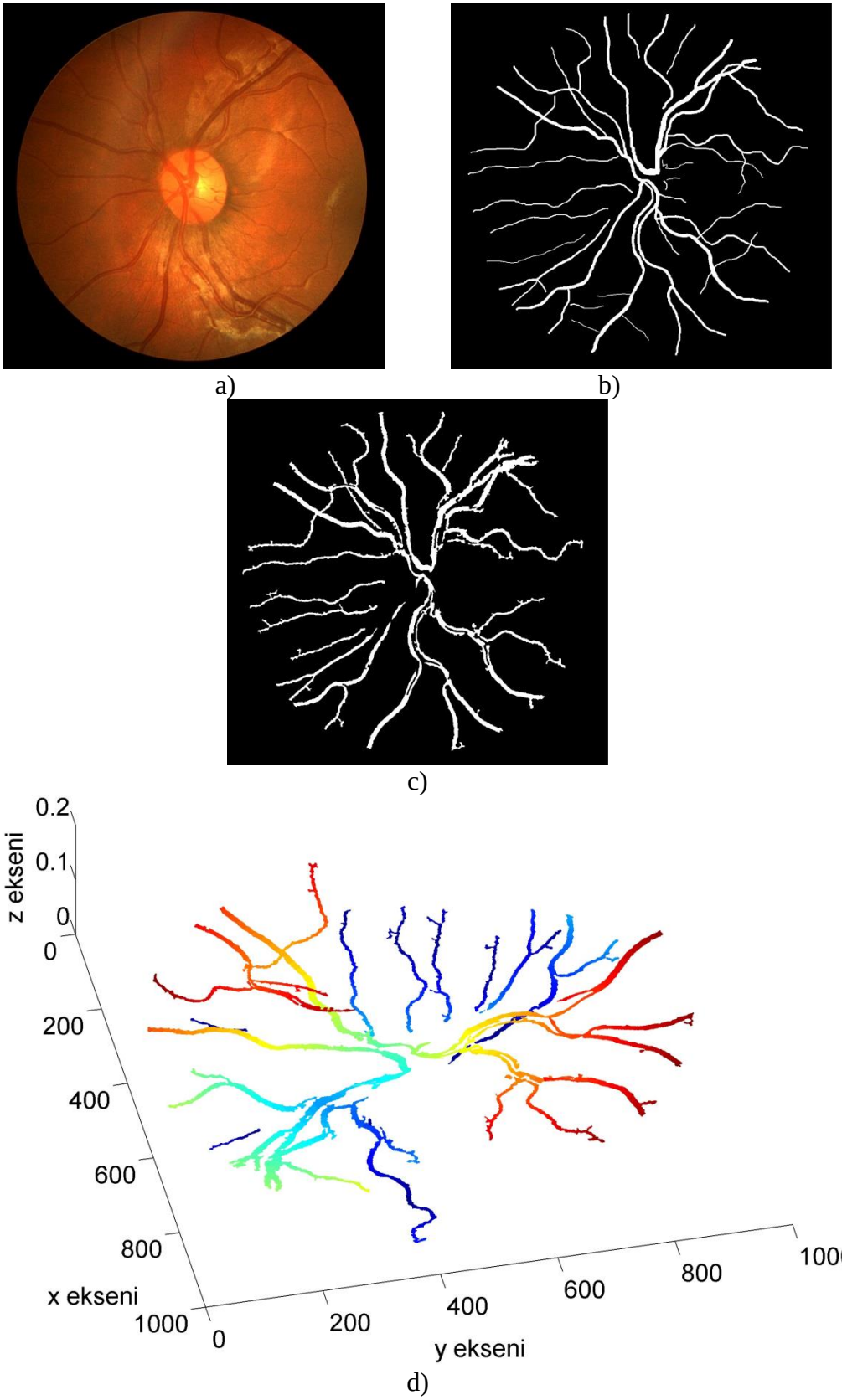


d)

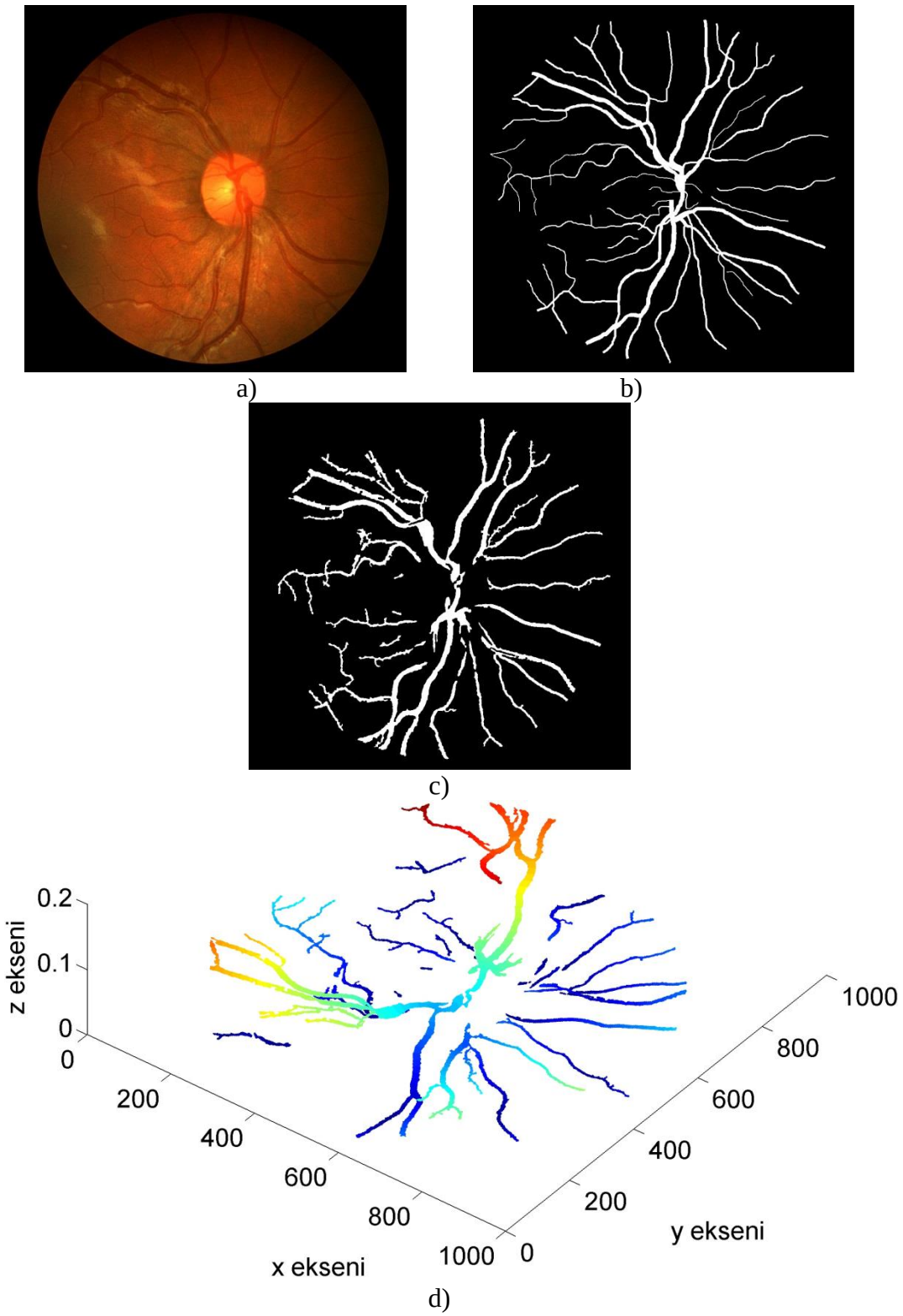
Şekil ek 3.1. CHASE_DB1 verisi üzerinde 1. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



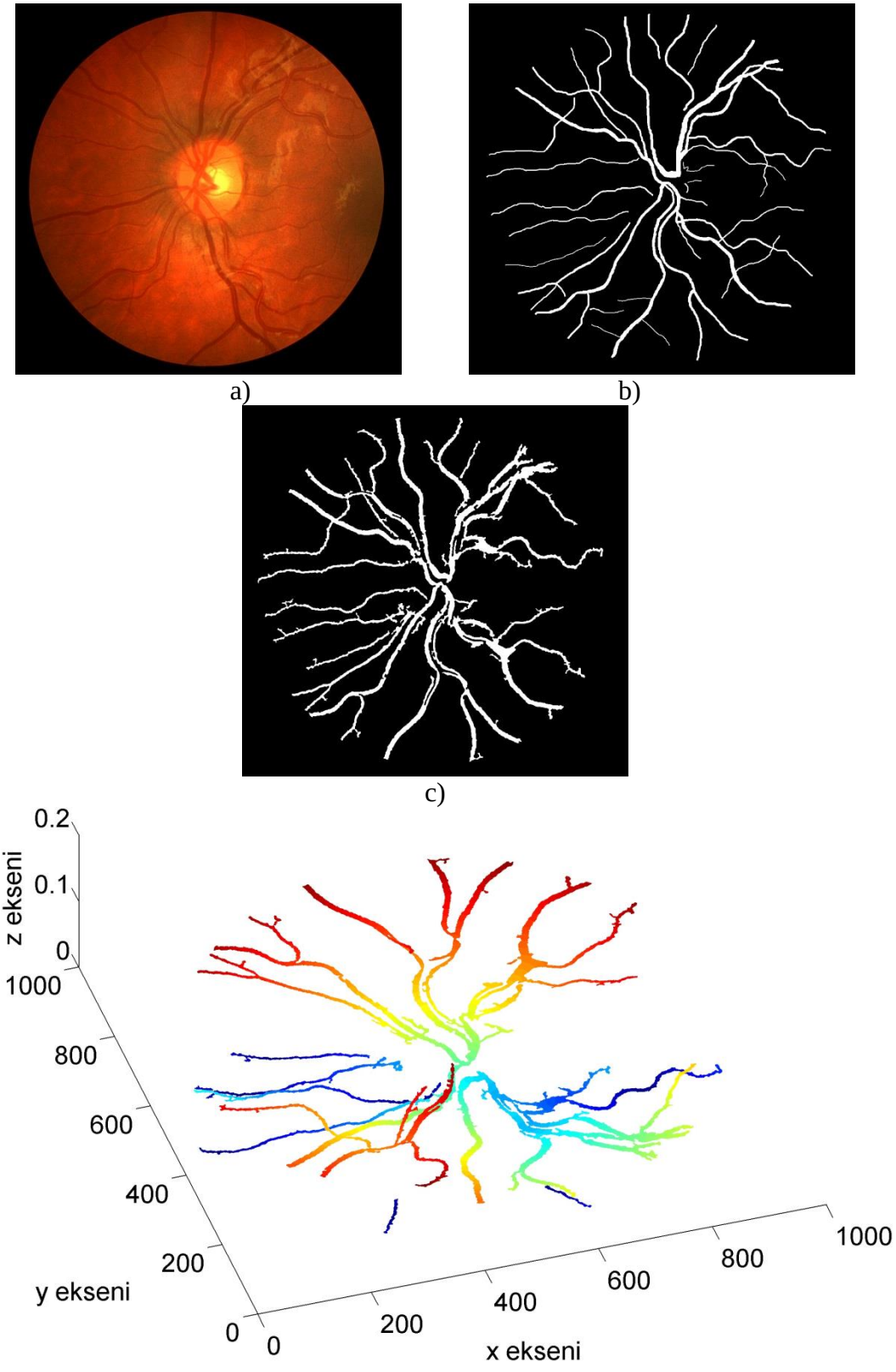
Şekil ek 3.2. CHASE_DB1 verisi üzerinde 2. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



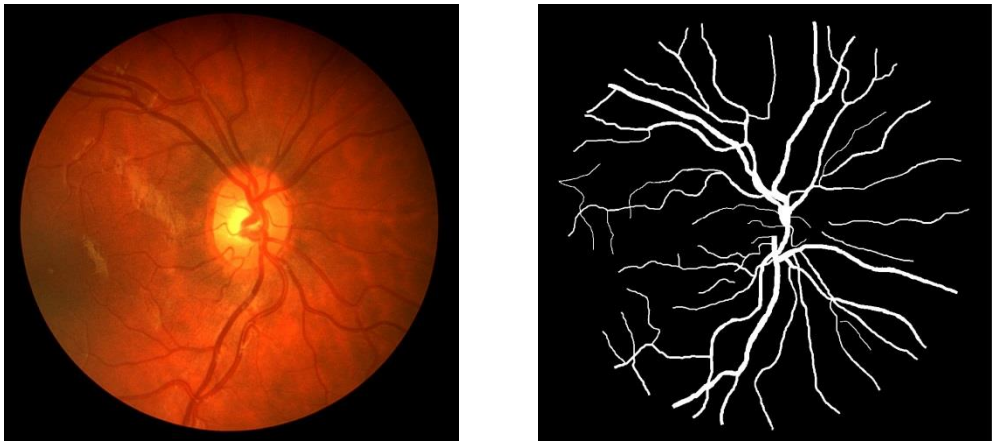
Şekil ek 3.3. CHASE_DB1 verisi üzerinde 3. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



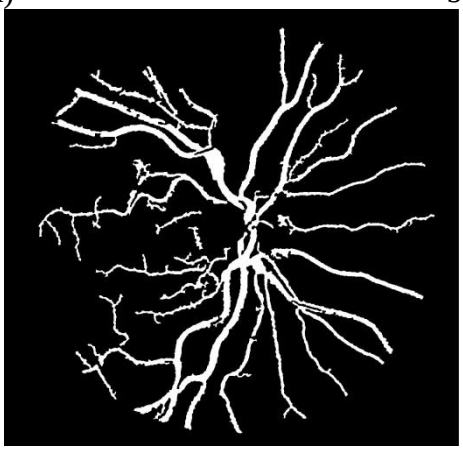
Şekil ek 3.4. CHASE_DB1 verisi üzerinde 4. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



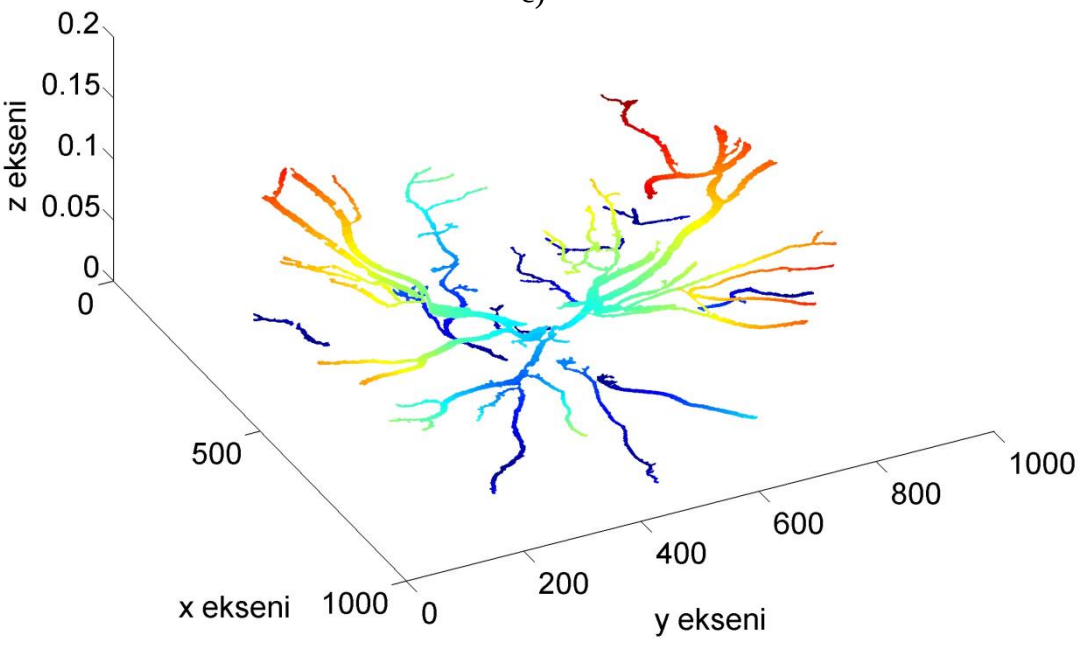
Şekil ek 3.5. CHASE_DB1 verisi üzerinde 5. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



a) b)

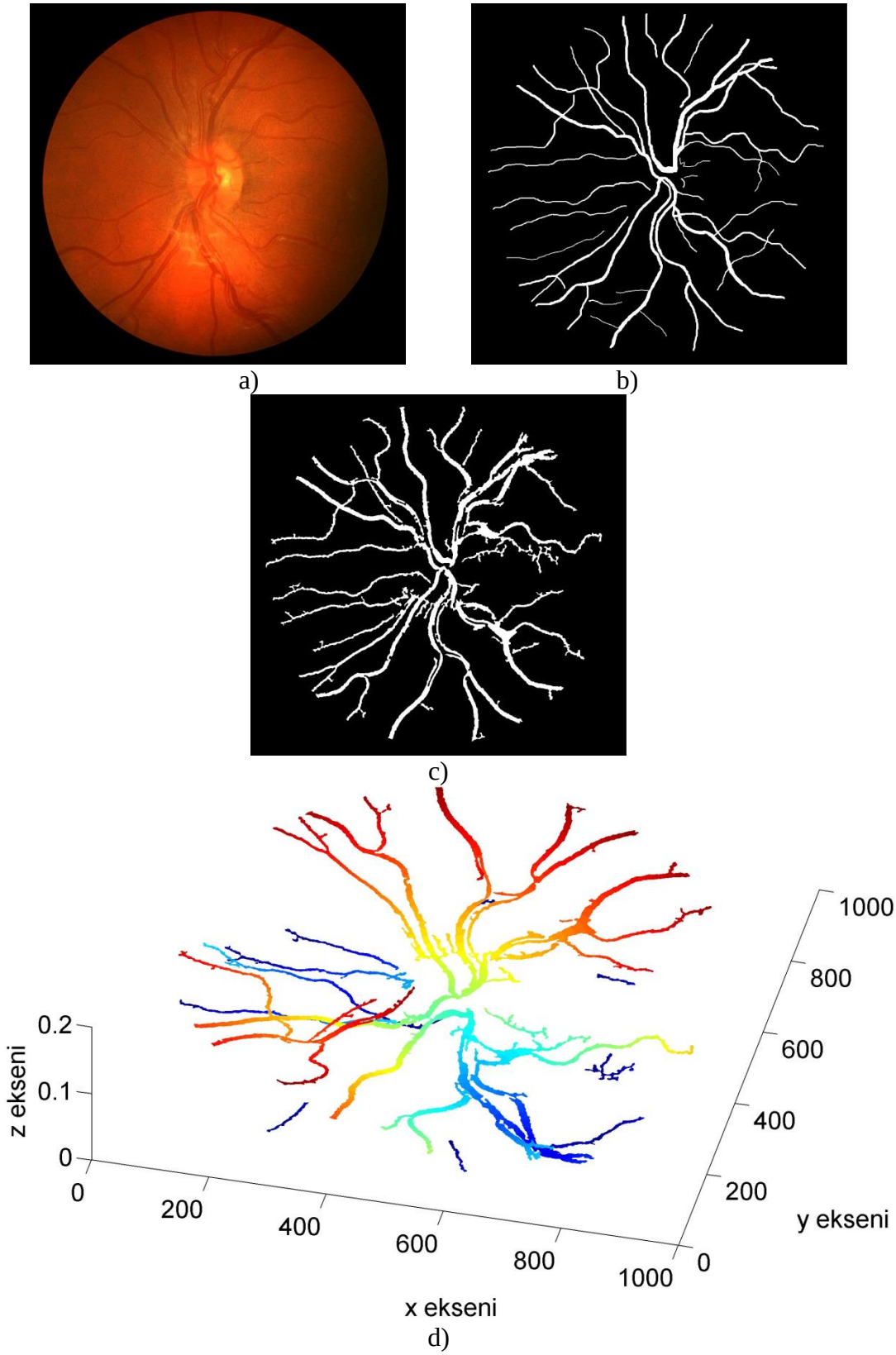


c)

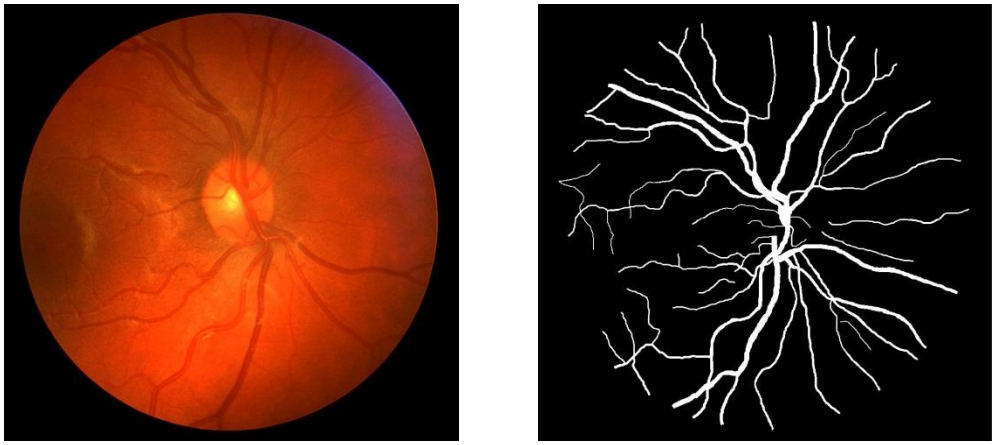


d)

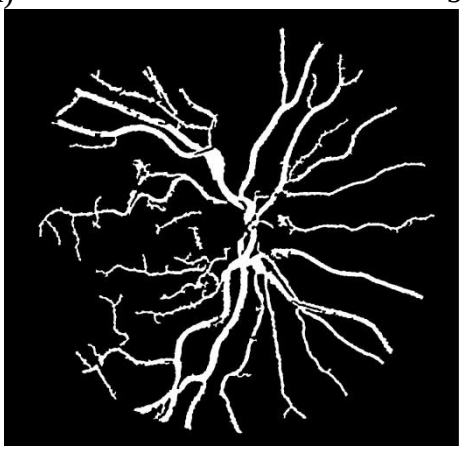
Şekil ek 3.6. CHASE_DB1 verisi üzerinde 6. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



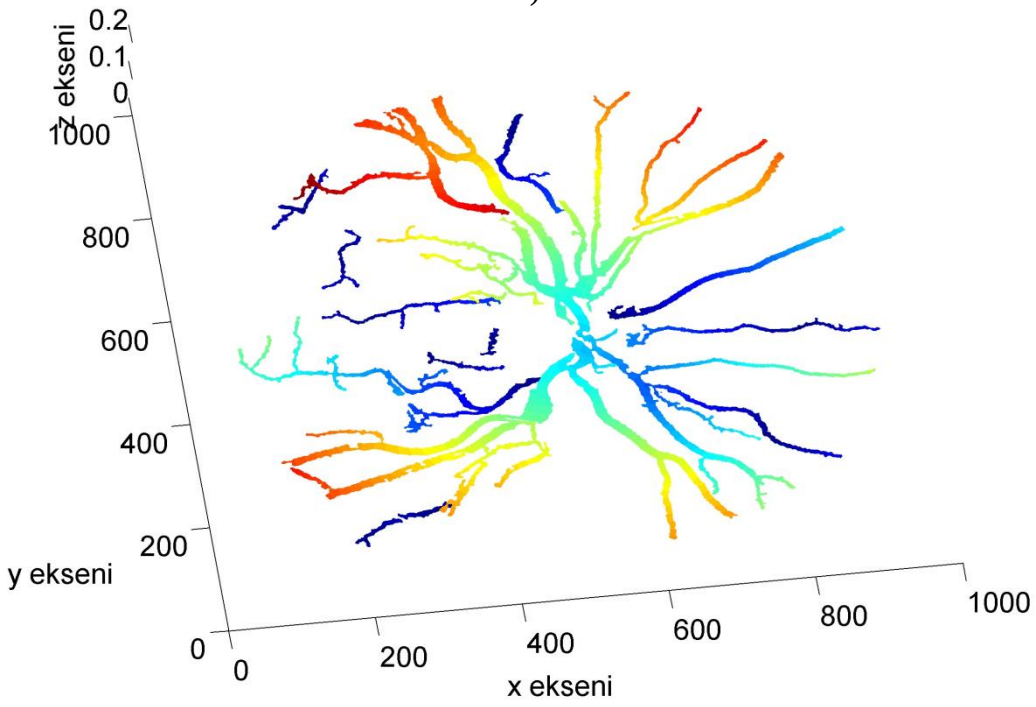
Şekil ek 3.7. CHASE_DB1 verisi üzerinde 7. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



a) b)

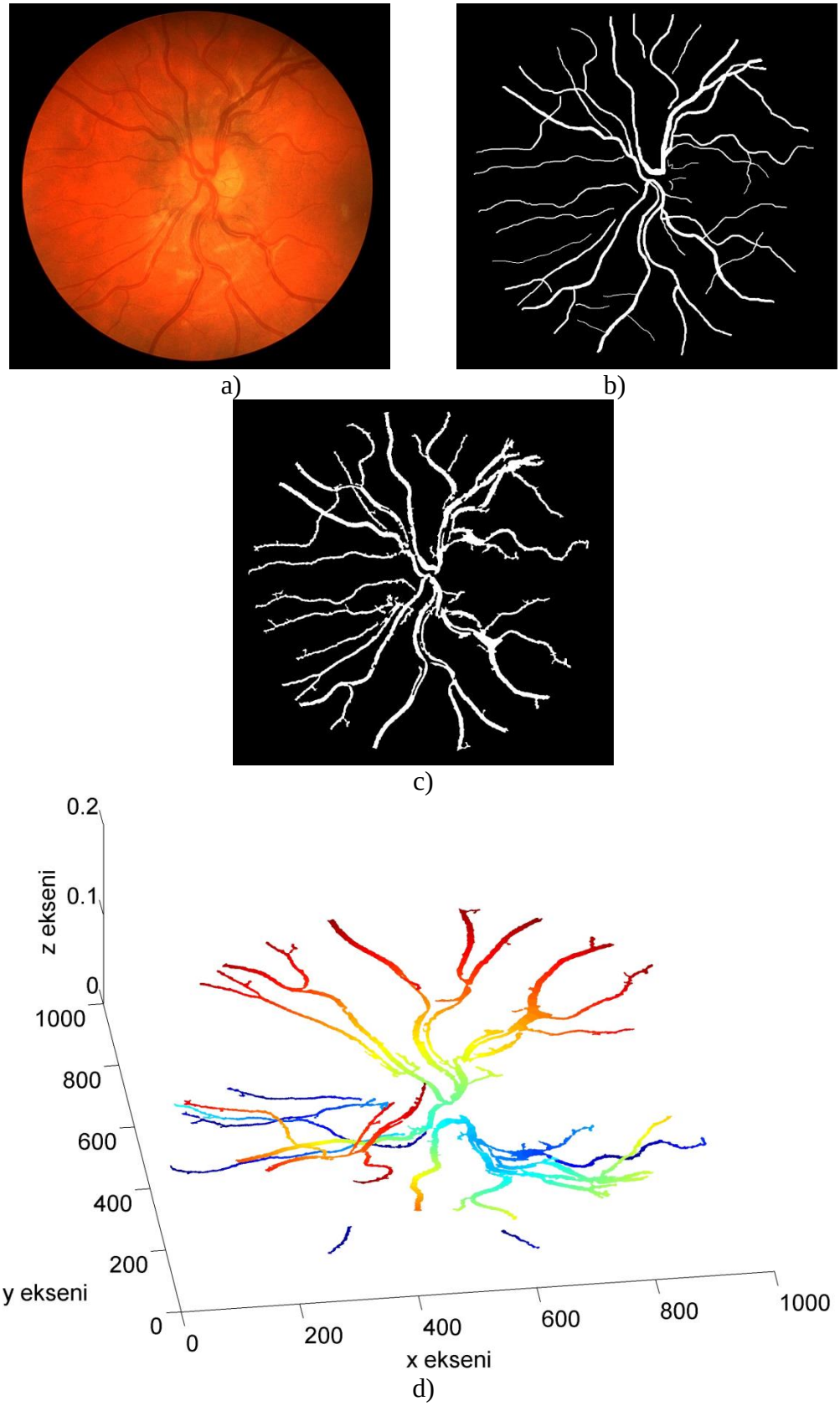


c)

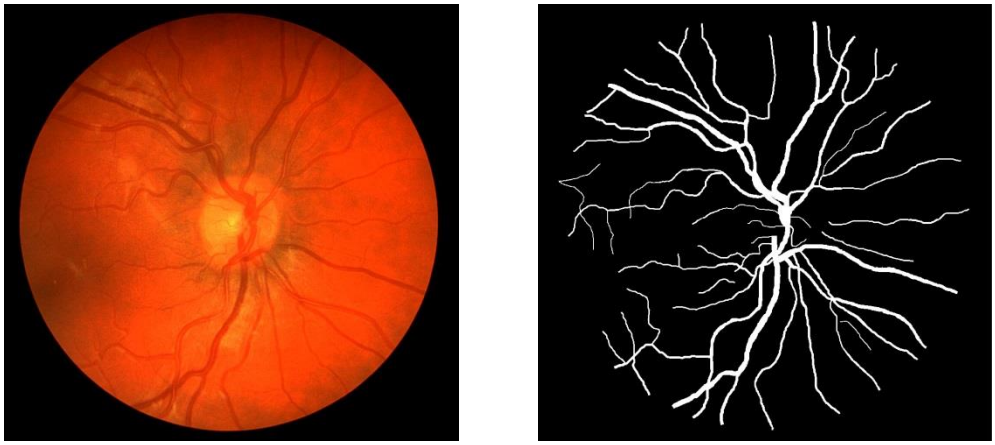


d)

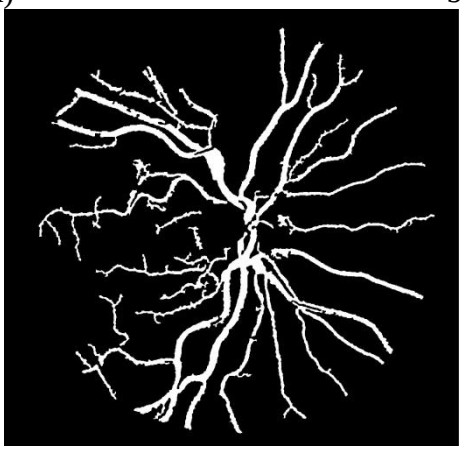
Şekil ek 3.8. CHASE_DB1 verisi üzerinde 8. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



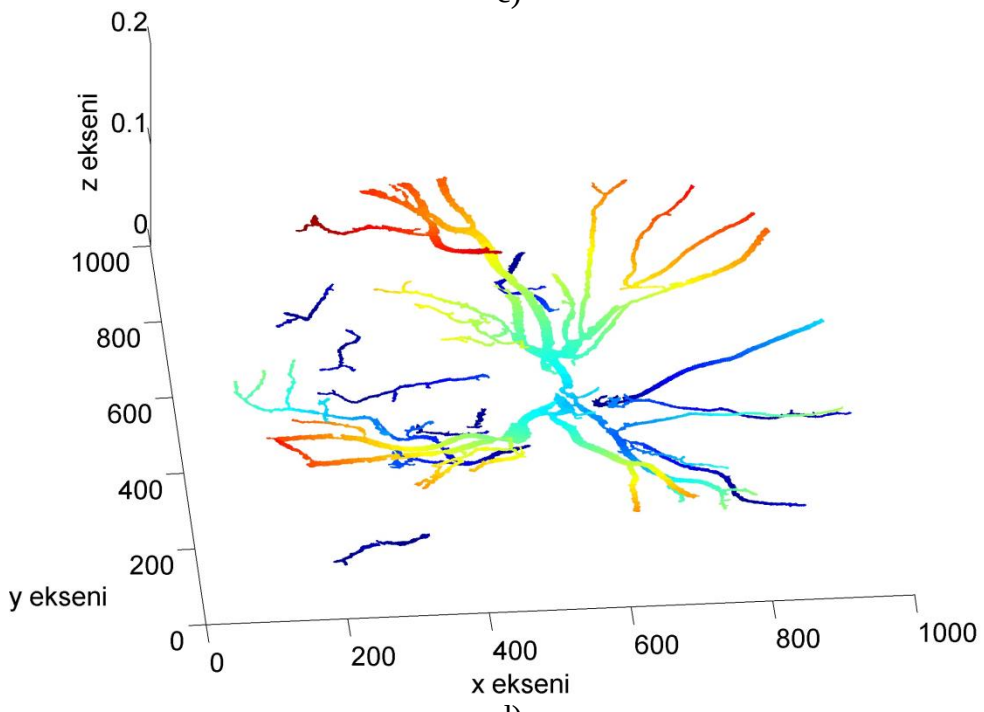
Şekil ek 3.9. CHASE_DB1 verisi üzerinde 9. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



a) b)

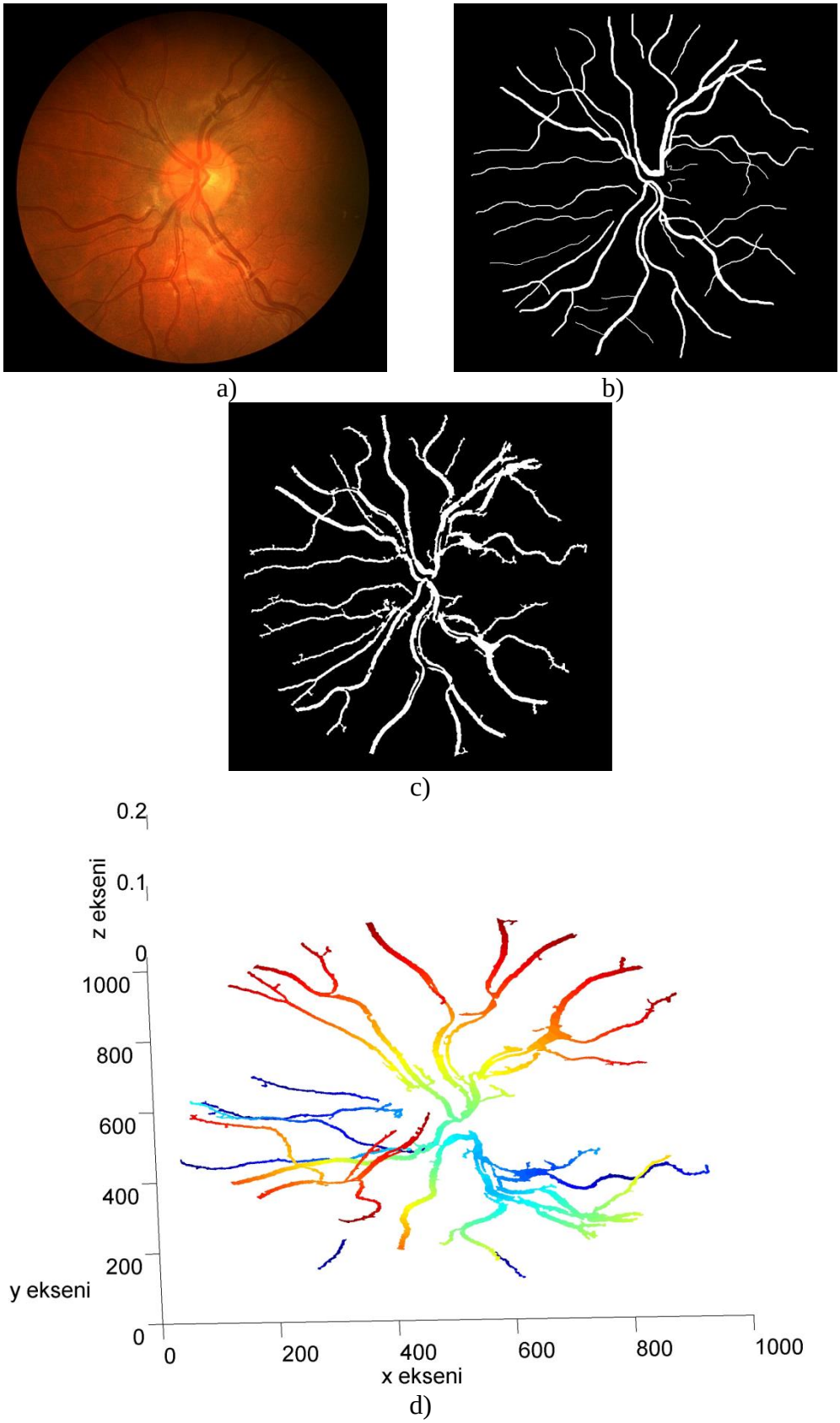


c)

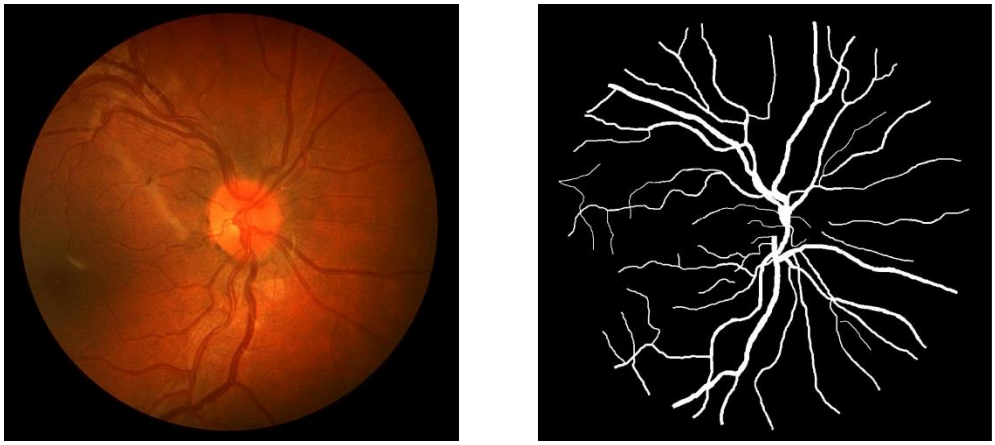


d)

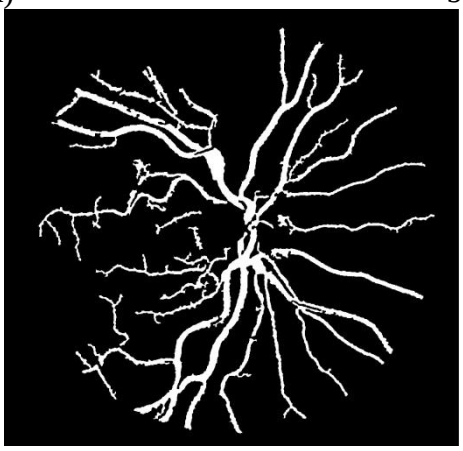
Şekil ek 3.10. CHASE_DB1 üzerinde 10. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



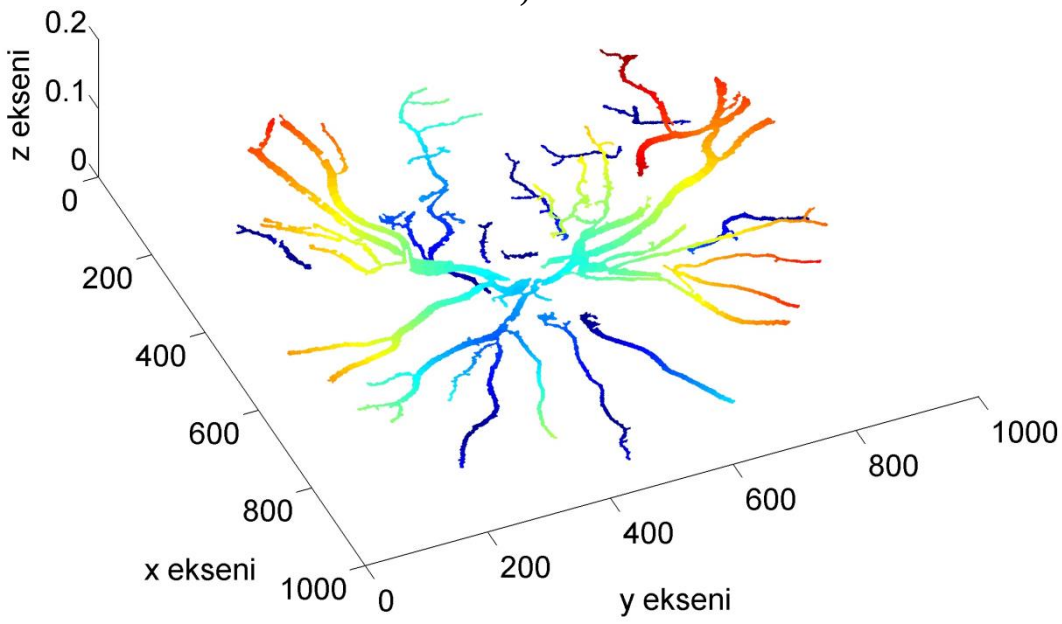
Şekil ek 3.11. CHASE_DB1 üzerinde 11. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



a) b)

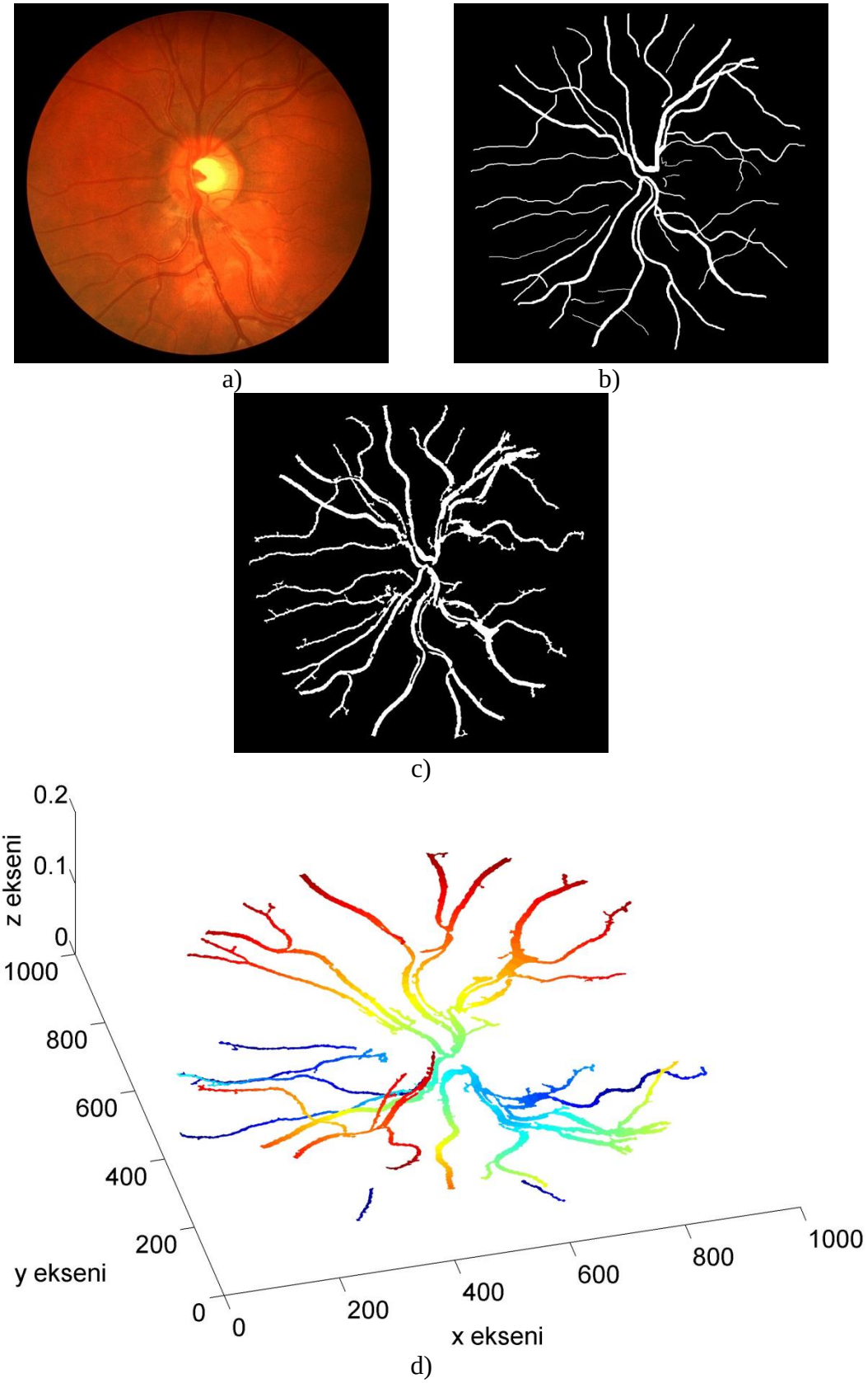


c)

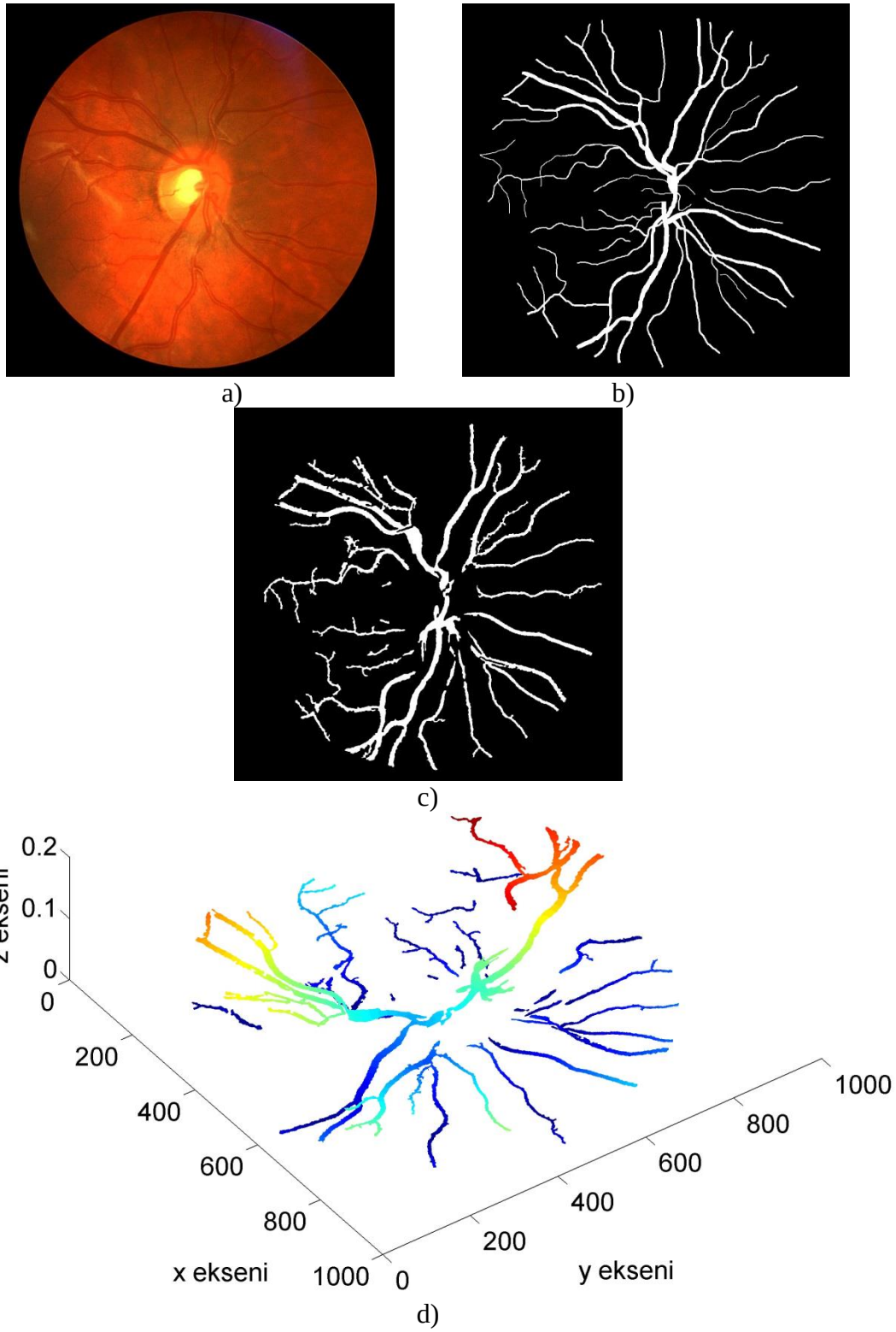


d)

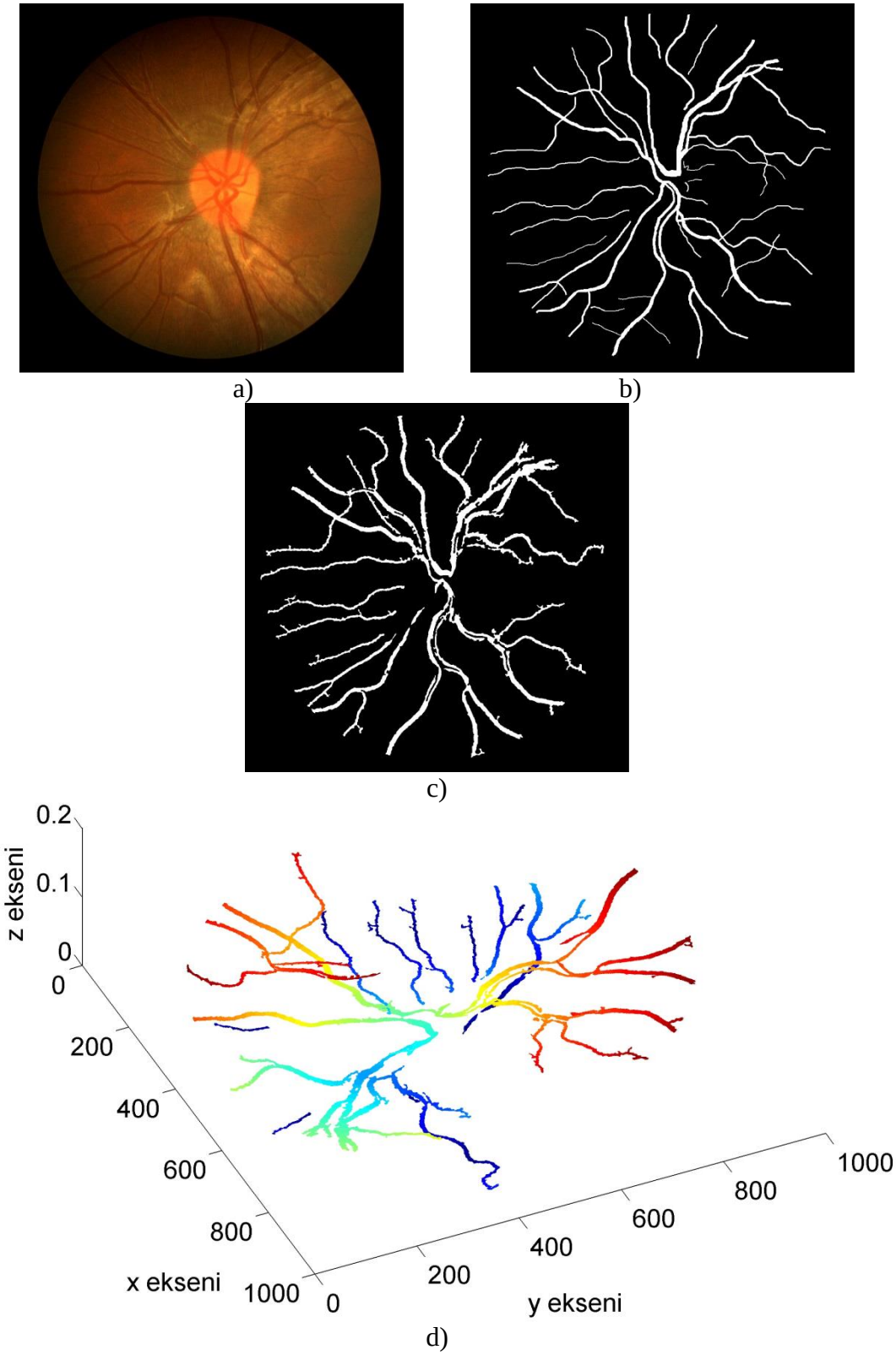
Şekil ek 3.12. CHASE_DB1 üzerinde 12. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



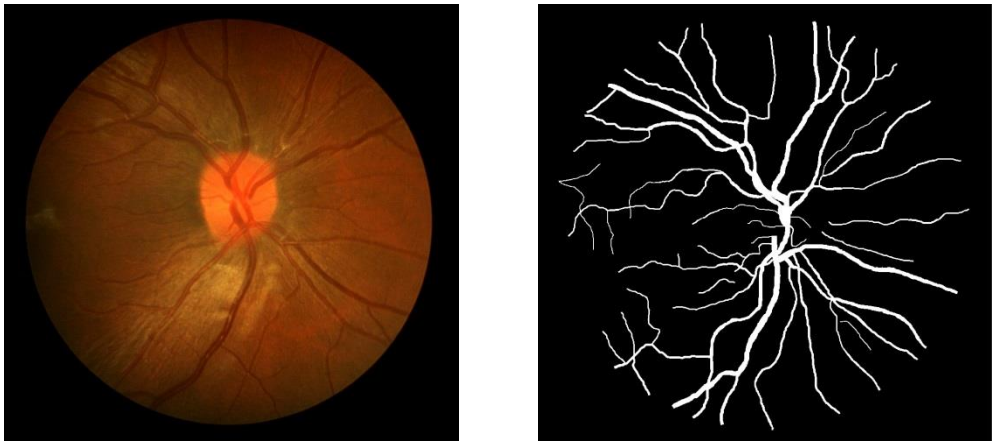
Şekil ek 3.13. CHASE_DB1 üzerinde 13. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



Şekil ek 3.14. CHASE_DB1 üzerinde 14. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



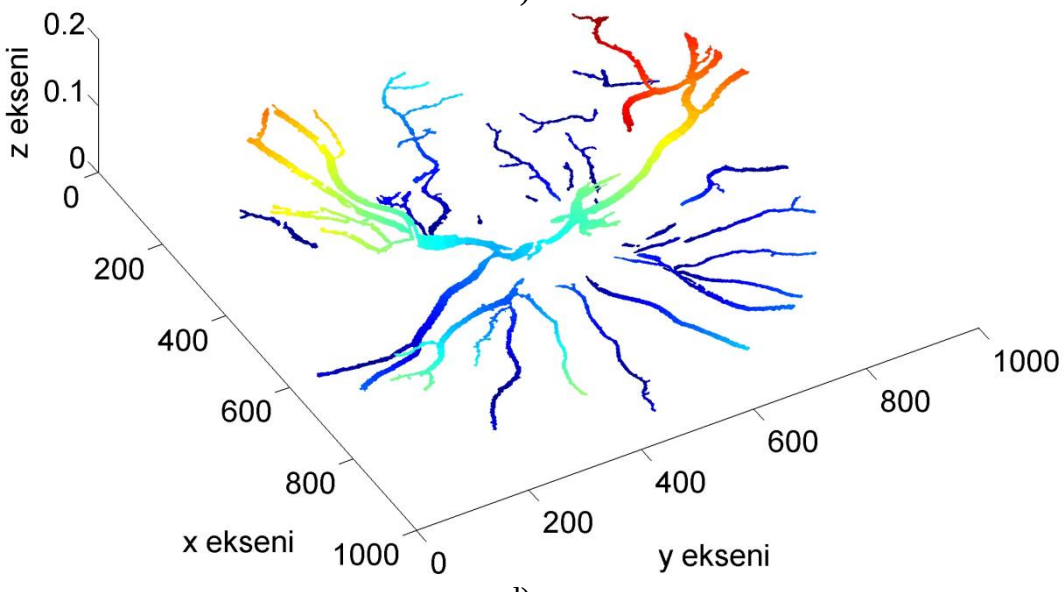
Şekil ek 3.15. CHASE_DB1 üzerinde 15. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



a) b)

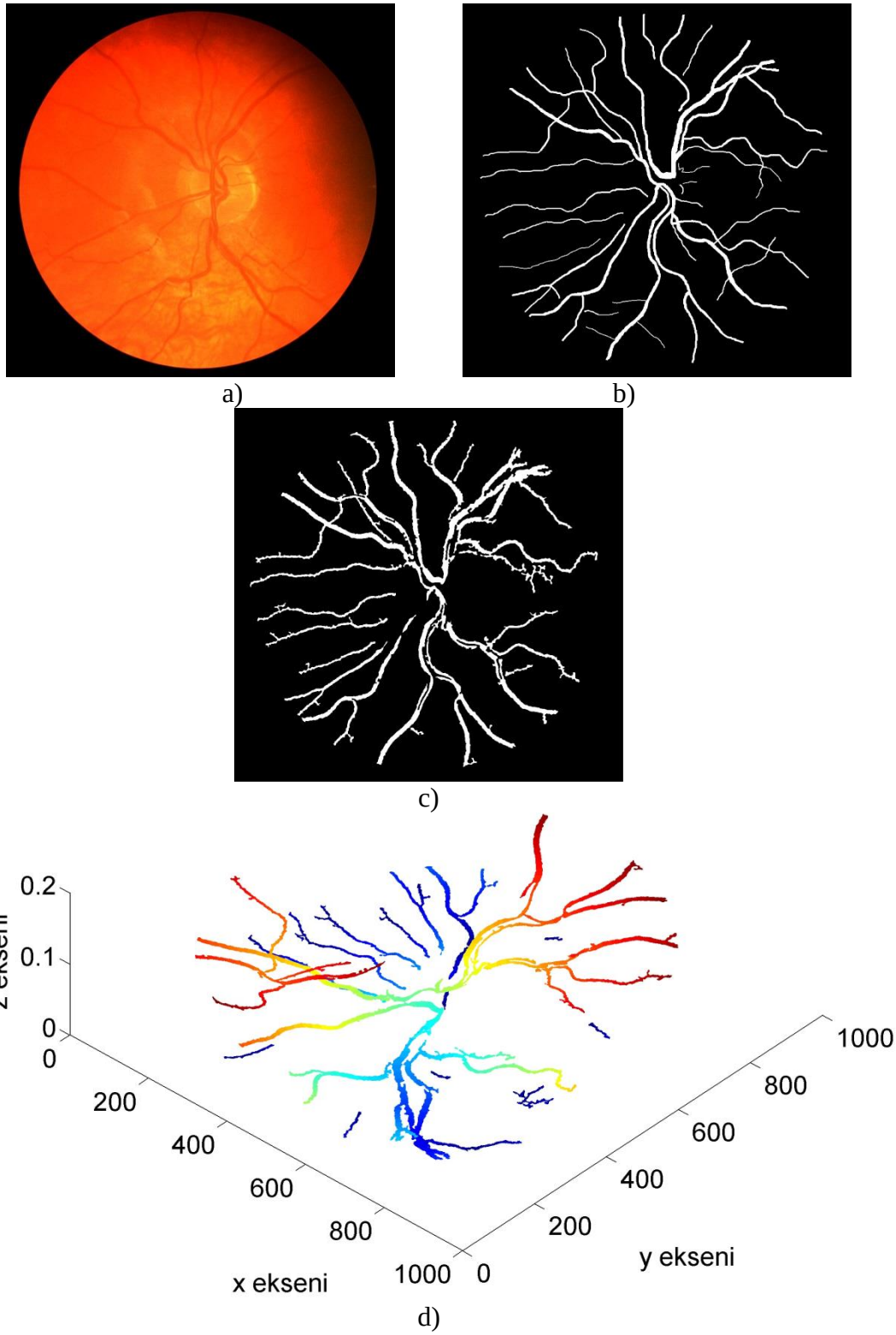


c)

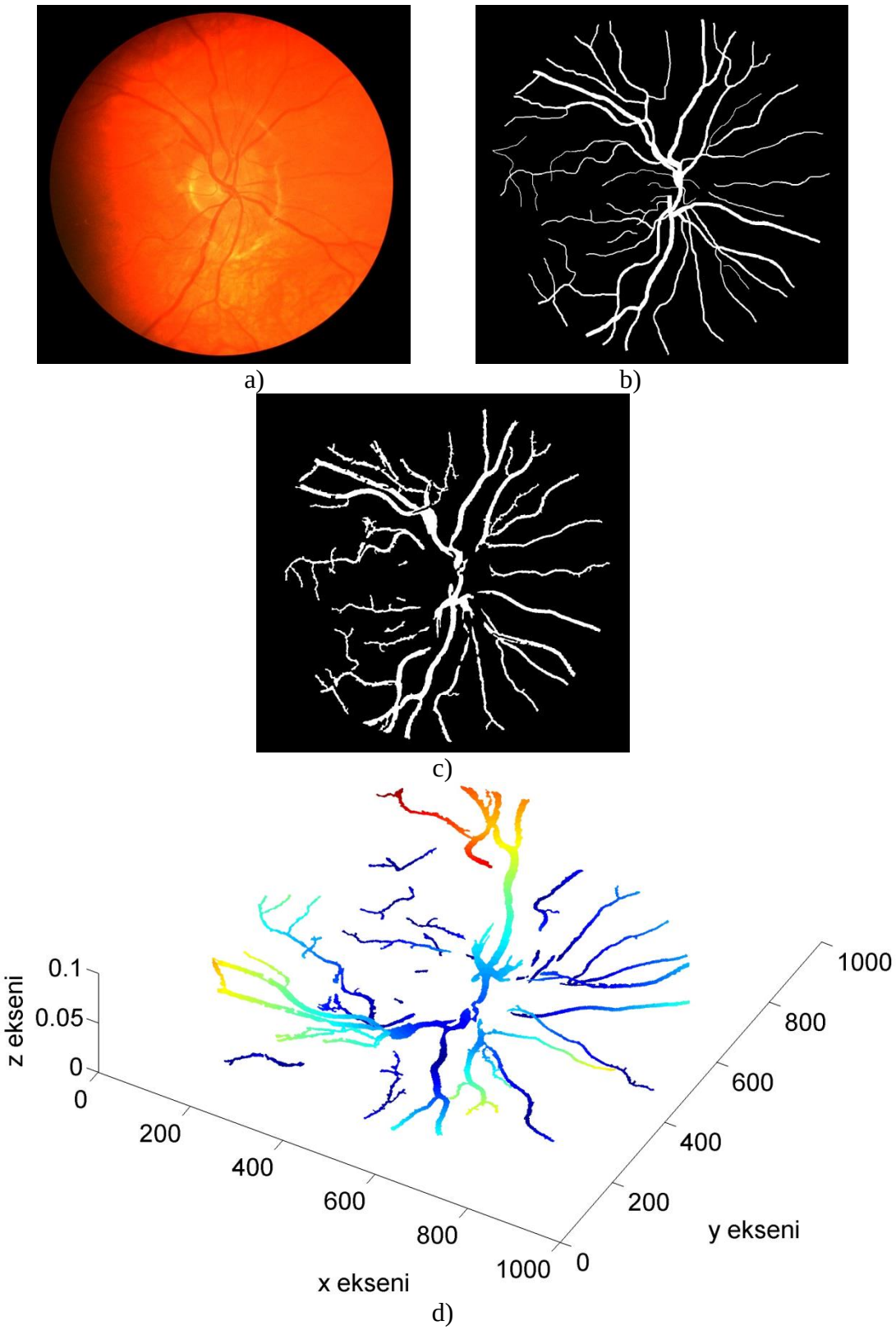


d)

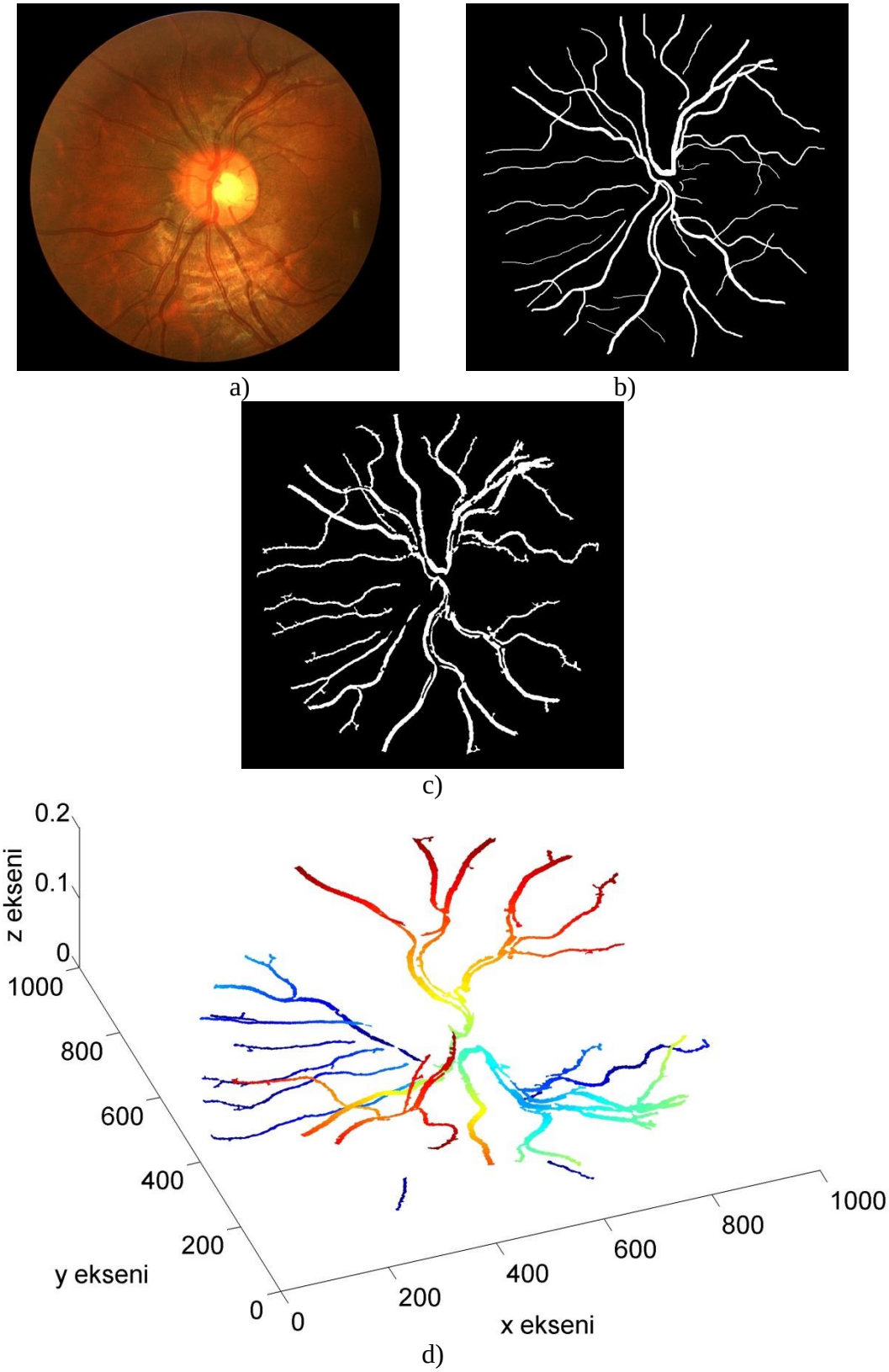
Şekil ek 3.16. CHASE_DB1 üzerinde 16. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



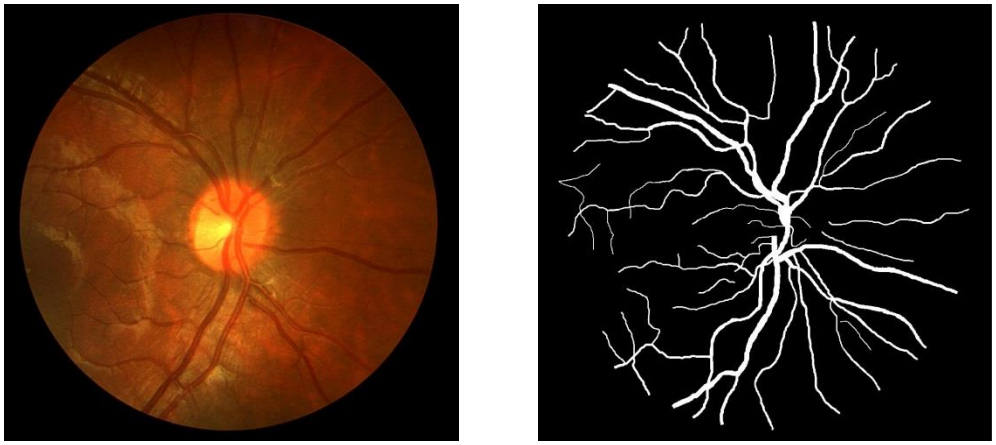
Şekil ek 3.17. CHASE_DB1 üzerinde 17. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



Şekil ek 3.18. CHASE_DB1 üzerinde 18. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



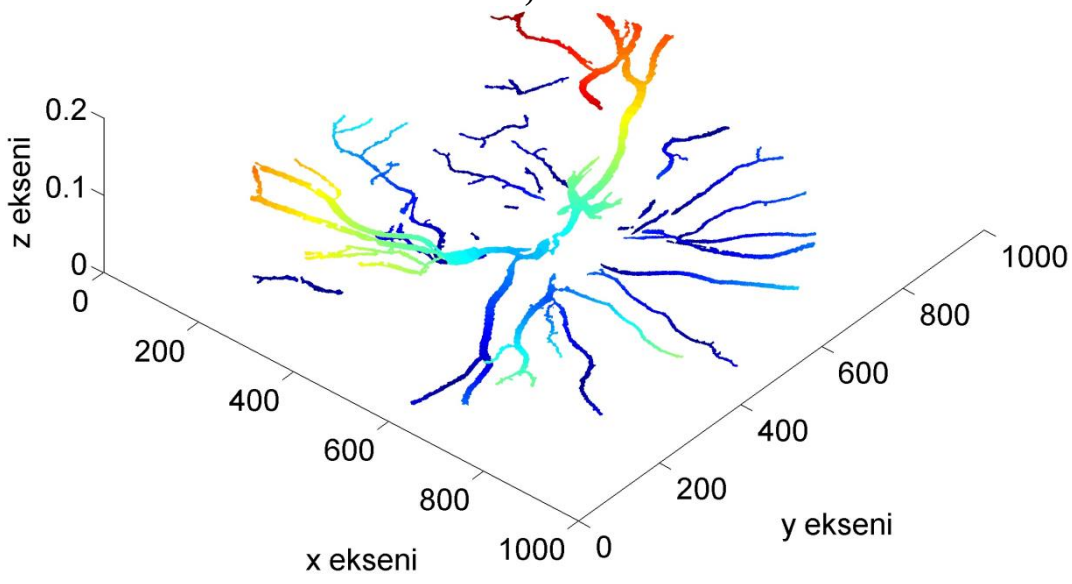
Şekil ek 3.19. CHASE_DB1 üzerinde 19. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



a) b)

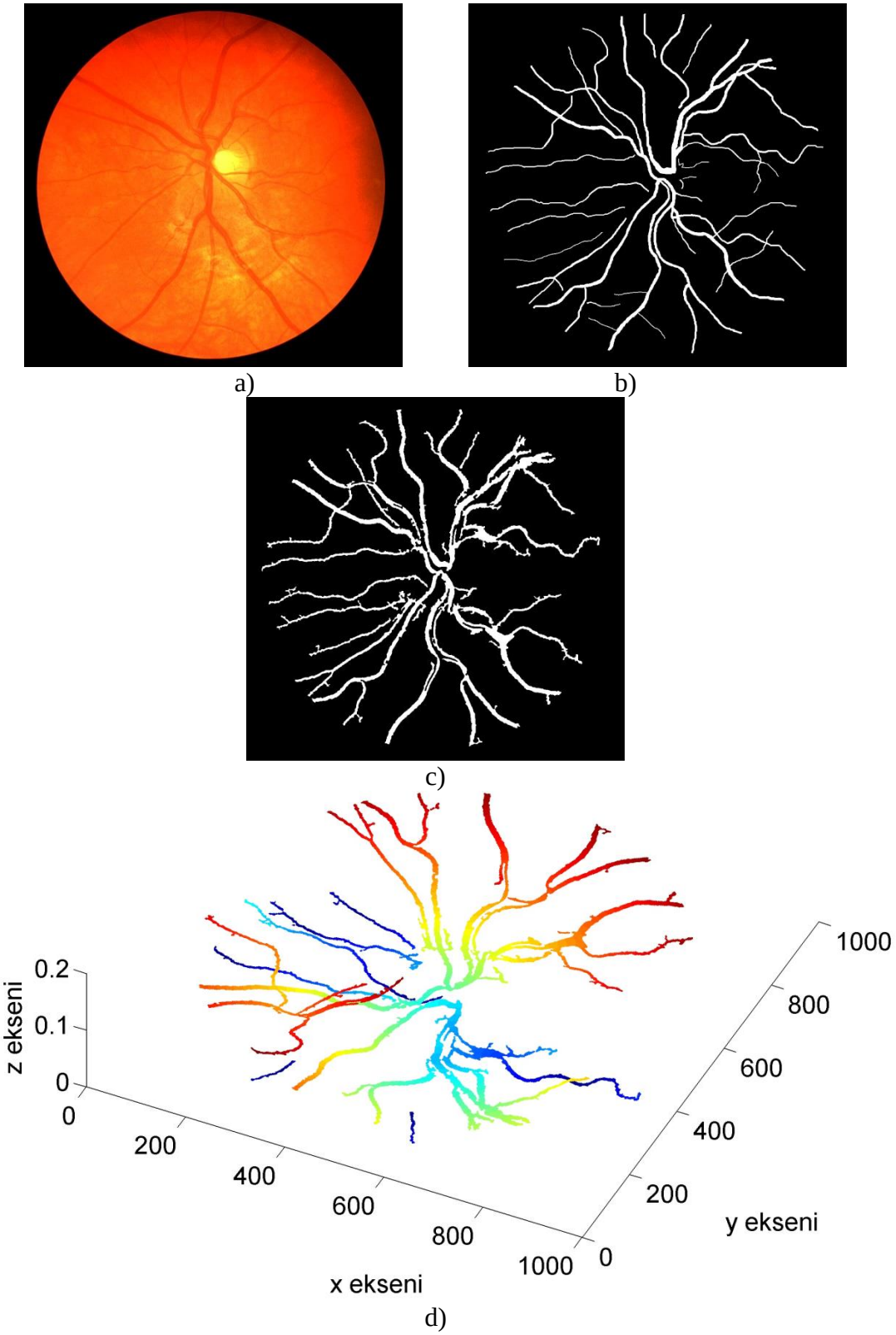


c)

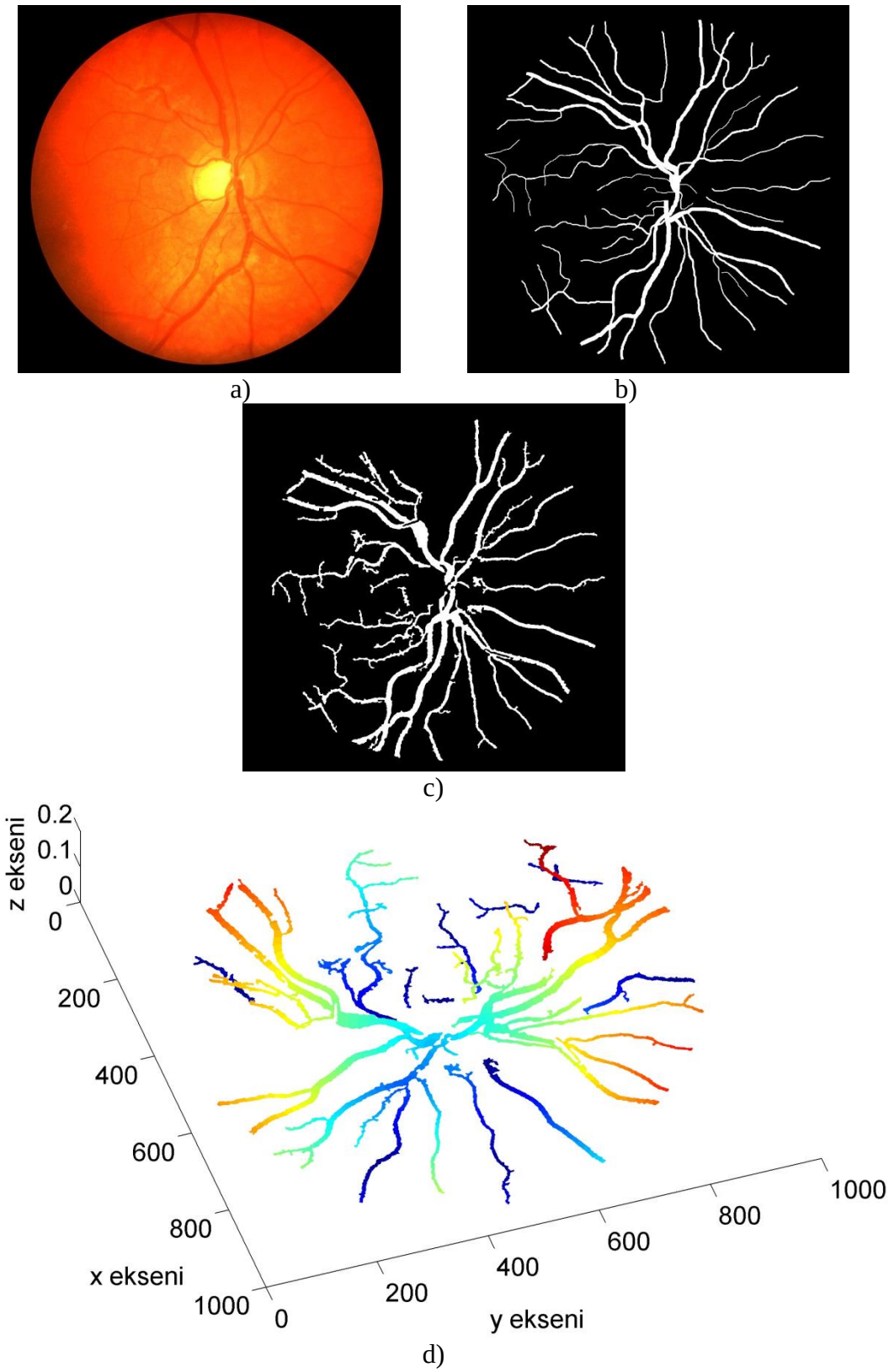


d)

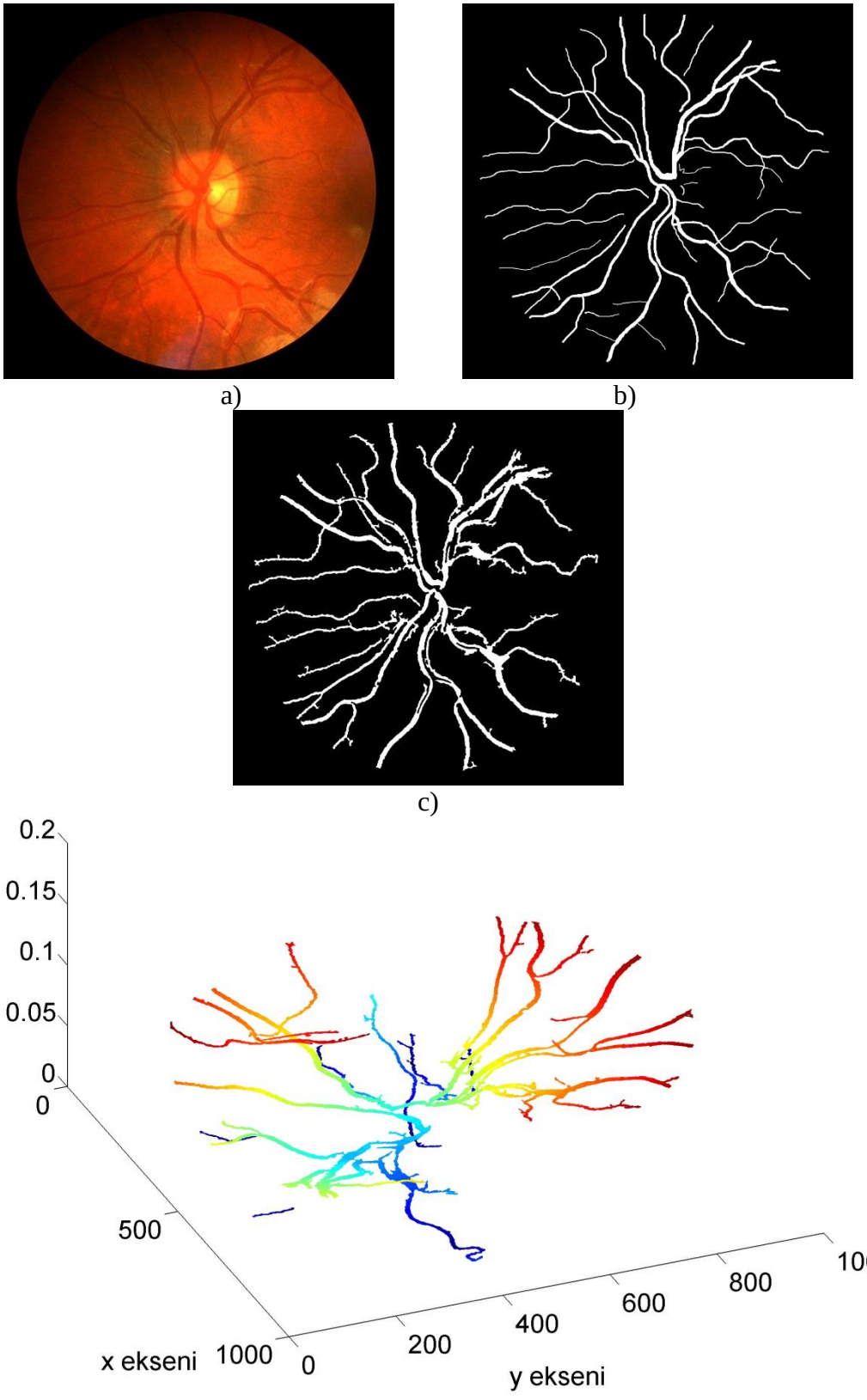
Şekil ek 3.20. CHASE_DB1 üzerinde 20. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



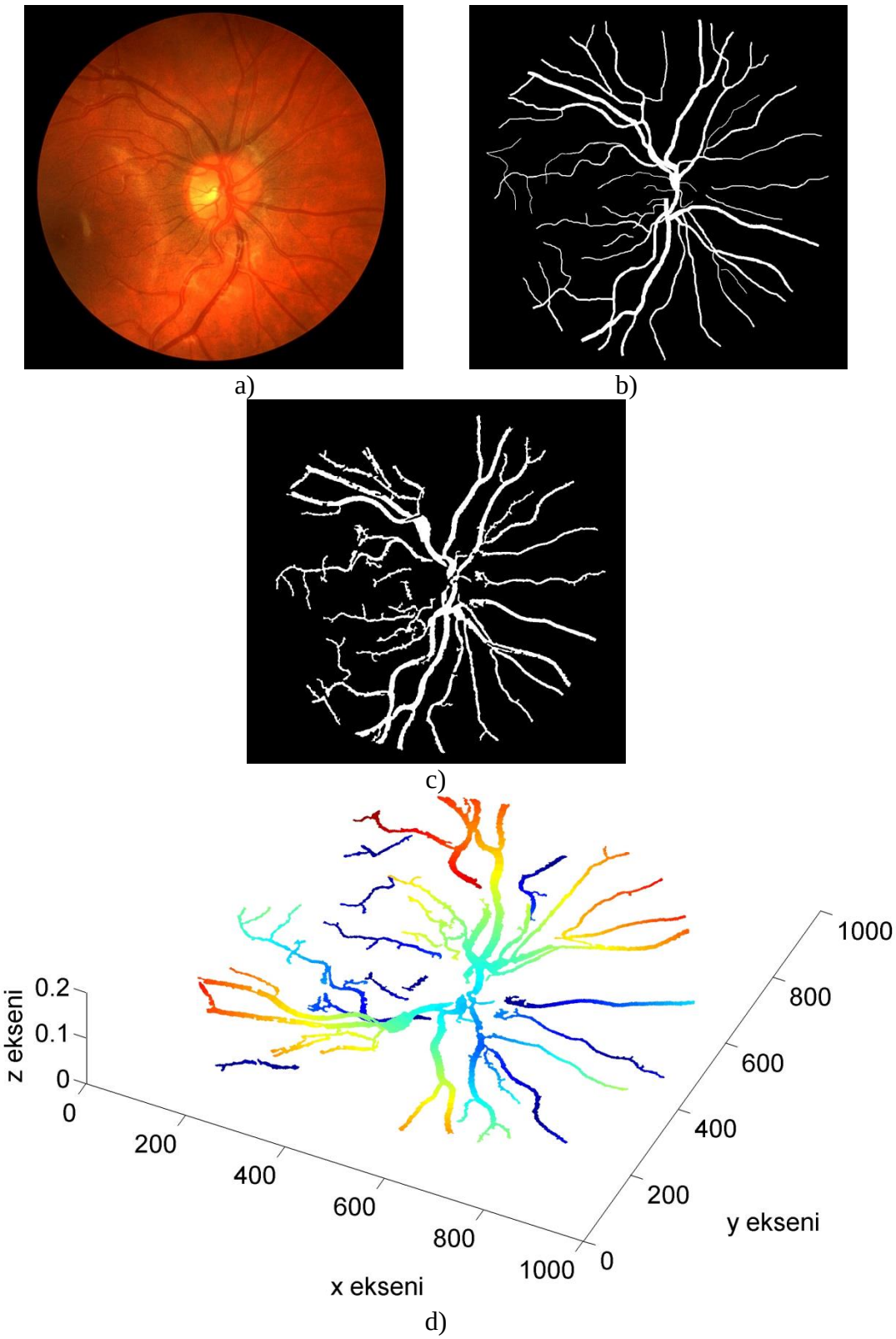
Şekil ek 3.21. CHASE_DB1 üzerinde 21. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



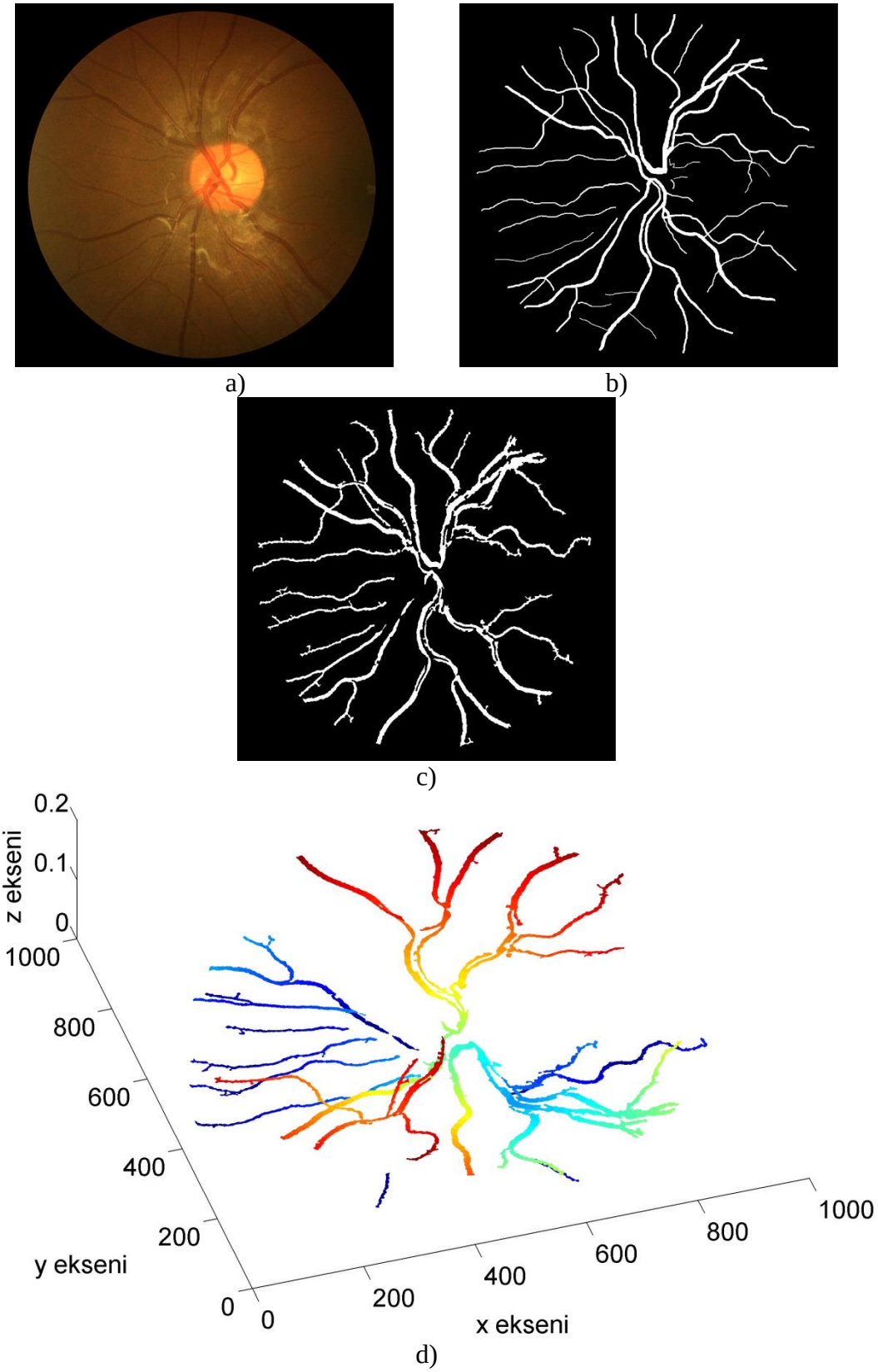
Şekil ek 3.22. CHASE_DB1 üzerinde 22. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



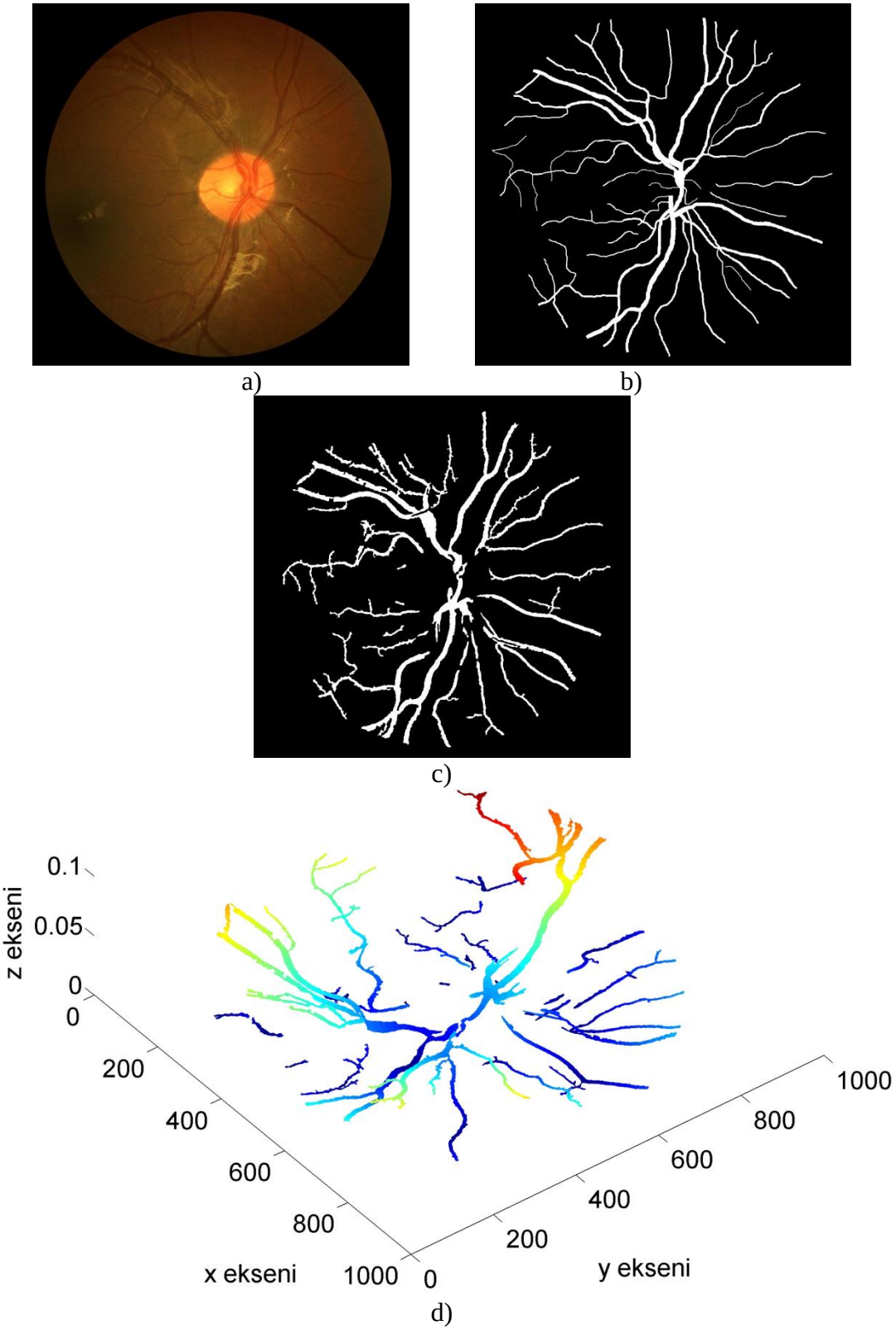
Şekil ek 3.23. CHASE_DB1 üzerinde 23. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



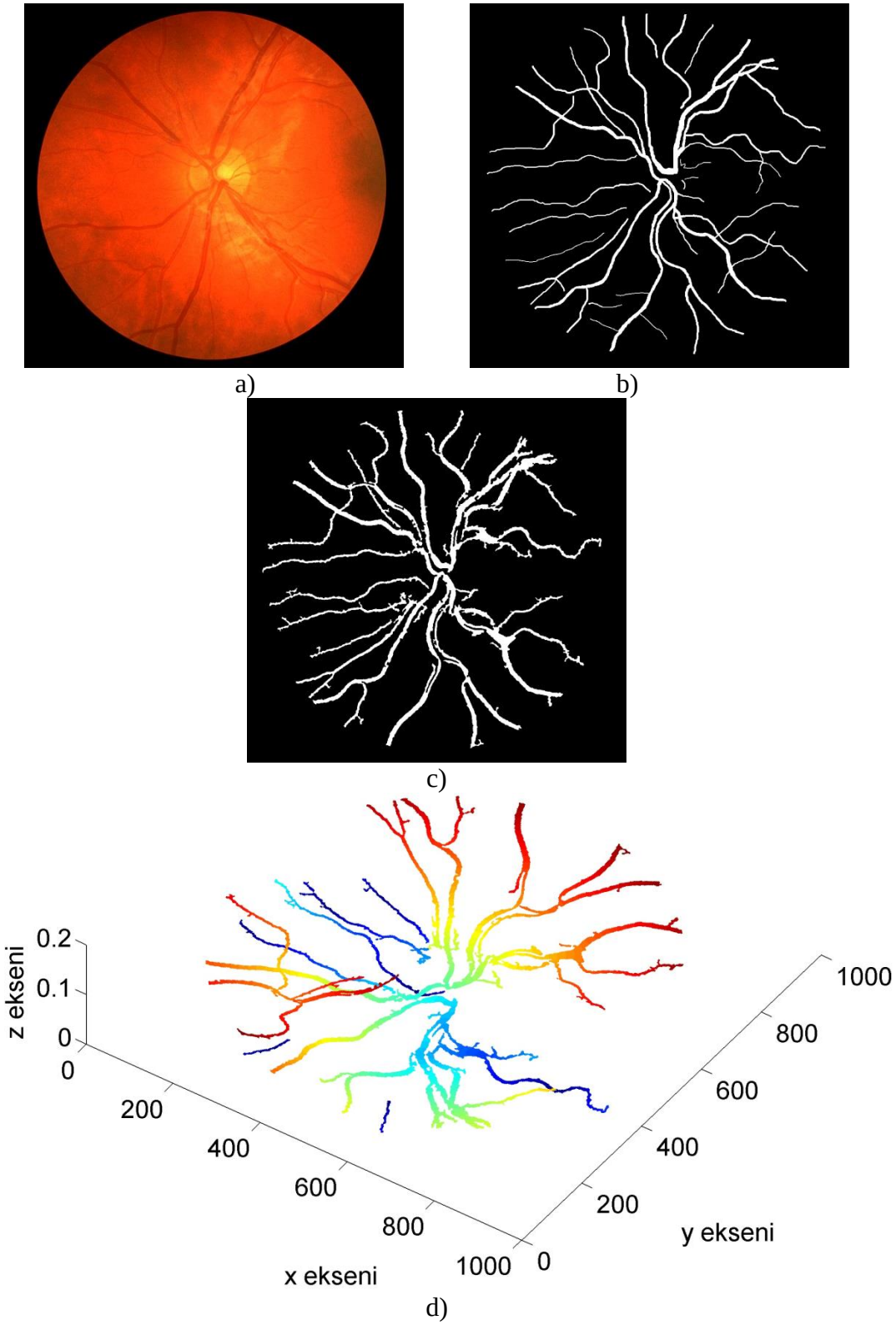
Şekil ek 3.24. CHASE_DB1 üzerinde 24. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



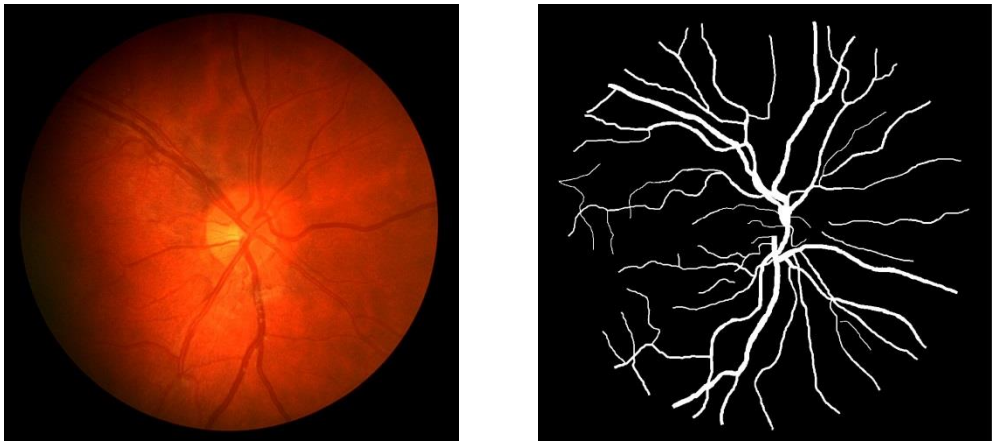
Şekil ek 3.25. CHASE_DB1 üzerinde 25. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



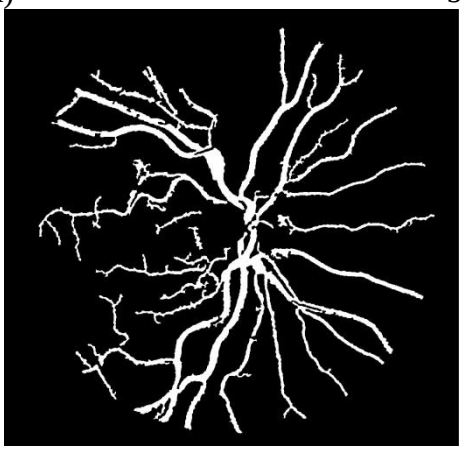
Şekil ek 3.26. CHASE_DB1 üzerinde 26. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



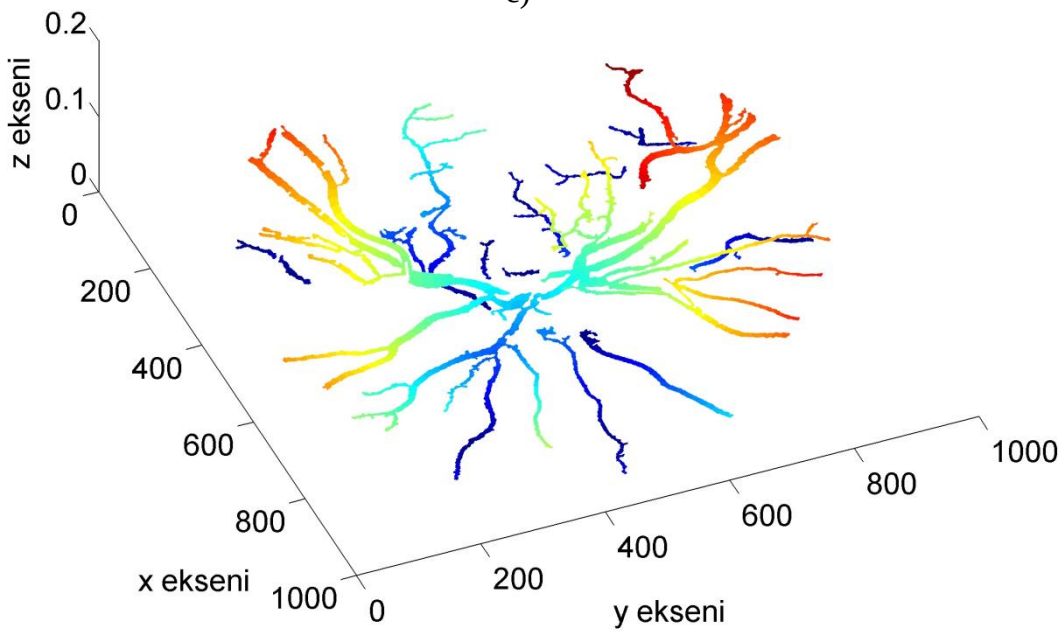
Şekil ek 3.27. CHASE_DB1 üzerinde 27. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)



a) b)



c)



d)

Şekil ek 3.28. CHASE_DB1 üzerinde 28. görüntü için gerçek veriler ile bölütleme sonuçları (a: görüntünün orjinali; b: görüntünün gerçek damar bölütleri; c: görüntünün ikili formatta bölütleme sonucu; d: görüntünün 3 boyutlu formatta bölütleme sonucu)

ÖZGEÇMİŞ

Adı ve Soyadı: Mehmet NERGİZ
Doğum Yeri: DİYARBAKIR
Doğum Tarihi: 13.12.1985
Medeni Hali: Evli
Yabancı Dili: İngilizce

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl):

Lise: Rekabet Kurumu Cumhuriyet Fen Lisesi / Diyarbakır, 2003

Lisans: Boğaziçi Üniversitesi, Bilgisayar Mühendisliği / İSTANBUL, 2008

Yüksek Lisans: Dicle Üniversitesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği / Diyarbakır, 2013

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl:

Dicle Üniversitesi: Araştırma Görevlisi (2011-Halen), Diyarbakır

T.C.
DİCLE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

TEZ SAVUNABİLİRLİK VE ORJİNALLİK BEYAN FORMU

ÖĞRENCİ BİLGİLERİ	
ADI VE SOYADI	Mehmet NERGİZ
ÖĞRENCİ NO	13805504
EĞİTİM – ÖĞRETİM YILI	2017-2018
YARIYIL	☒ Güz ☐ Bahar
ANABİLİM DALI	Elektrik Elektronik Mühendisliği
PROGRAM	Doktora
TEZ KONUSU	RETİNADAKİ KAN DAMARLARININ JEODEZİK YÖNTEMLER KULLANILARAK GÖRÜNTÜ İŞLEME İLE TESPİT EDİLMESİ
İNTİHAL RAPORU BİLGİLERİ	
RAPOR TÜRÜ	Tez Savunma Sınavı Öncesi
SAYFA SAYISI	173
BENZERLİK ORANI	%2
RAPORLAMA TARİHİ	04/12/ 2017

Yukarıda başlığı/konusu gösterilen tez çalışmamın kapak sayfası, giriş, ana bölümler, sonuç ve tartışma kısımlarından oluşan toplam 173 sayfalık kısmına ilişkin, 04/12/2017 tarihinde şahsım/tez danışmanım tarafından *Turnitin* adlı intihal tespit programından aşağıda belirtilen filtrelemeler uygulanarak alınmış olan intihal raporuna göre, tezimin benzerlik oranı % 2 'dir.

Uygulanan filtrelemeler:

☒ Kabul/Onay sayfaları hariç,
☒ Kaynakça hariç
☒ Alıntılar hariç
☐ Diğer

Dicle Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Programlarda Tez Çalışması İntihal Raporu Uygulama Esasları'nı inceledim ve bu Uygulama Esasları'nda belirtilen azami benzerlik oranlarına göre tez çalışmamın herhangi bir intihal içermediğini; aksinin tespit edilmesi durumunda doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi ve vermiş olduğum bilgilerin doğru olduğunu beyan ederim.

Yukarıda bilgileri verilen tezi bilimsel, şekilsel ve etik kurallar çerçevesinde inceledim. Tezin Lisansüstü Öğretim Yönetmeliği ve Dicle Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olduğunu onaylarım. Jüri karşısında savunabilir olduğunu bilgilerinize arz ederim.

04/12/2017
Mehmet NERGİZ
Öğrenci

04/12/2017
Prof. Dr. Mehmet AKIN
Tez Danışmanı