

Retinal Görüntülerden Optik Diskin Aktif Kontur Yöntemi ile Bölütlenmesi

Seda Arslan TUNCER

Fırat Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Yazılım Mühendisliği Bölümü, ELAZIĞ
satuncer@firat.edu.tr

(Geliş/Received:23.10.2017; Kabul/Accepted:11.02.2018)

Özet

Optik disk, genellikle gözün ortasına konumlanmış sarımsı renkte, parlak ve yuvarlak disk görünümündedir. Optik Disk'in retinal görüntülerinden elde edilmesi Diyabetik Retinopati, Yaşa Bağlı Makula Dejenerasyonu (YBMD) , Glukoma gibi hastalıkların teşhisi için önemlidir. Optik diskin manuel elde edilmesi hastalık teşhisinde hekim iş yükünü arttırmaktadır. Bunun yanı sıra hekim dikkat dağılmasına bağlı olarak hastalık teşhisinde yanılmalar olabilmektedir. Bu dezavantajları ortadan kaldırmak ve hekimin hastalık teşhisine yardımcı olmak için bu makalede Aktif Kontür yöntemi ile Optik Diskin bölütlenmesi sunulmuştur. Bölütleme işlemi Dice katsayısı ve karışıklık matrisi ile tanımlanabilen doğruluk, kesinlik ve duyarlılık parametreleri ile incelenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Optik Disk, Aktif Kontur, Dice Benzerlik Katsayısı

Optic Disc Segmentation from Retinal Images by Active Contour Method

Abstract

The optic disc is usually a yellowish, bright, round disc that is located in the center of the eye. Obtaining of Optic Disc from Retinal Images is important for the diagnosis of diseases such as Age-Related Macular Degeneration (AMD), Diabetic Retinopathy, Glucoma. Obtaining manuel of optic disc increases physician workload in diagnosis of disease. Besides, the physician can be mistaken in diagnosing the disease due to distraction. In order to eliminate these disadvantages and to help the physician diagnose the disease, in this paper, optic disc segmentation is presented by Active Contour method. The segmentation process is investigated with the accuracy, precision, sensitivity , Dice coefficient parameters which can be defined by the complexity matrix.

Keywords : Optic Disc, Active Contour, Dice Similarity Coefficient

1. Giriş

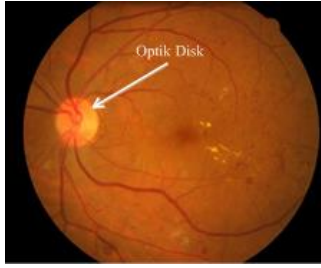
Teknolojinin gelişmesi ile birlikte görüntüler sayısal ortama aktarılmıştır. Görüntü işleme, görüntüyü işlemek, görüntüyü değiştirmek veya görüntüyü iyileştirmek gibi nedenlerle kullanılır. Görüntü işlemenin yaygın olarak kullanıldığı alanlardan birisi ise tıbbi görüntüleme sistemleridir. Röntgen, Bilgisayarlı Tomografi (BT), Ultrason, Sintigrafi, Manyetik Rezonans (MR) vb. gibi cihazlar ile tıbbi görüntüler elde edilir.

Gelişen bilgisayarlı teknikler sayesinde retina görüntülerinde hastalıkların teşhisi ve ön tanı kolaylıkla yapılabilmektedir. Retinal görüntülerdeki damarlar, optik disk, gibi yapılar ve üzerlerinde oluşan bozulmaların tespiti retinal

görüntü üzerinde hastalık teşhisi ve takibi için çok önemlidir. Örneğin, Diyabetik Retinopati, Yaşa Bağlı Makula Dejenerasyonu (YBMD) , Glukoma vb. bazı hastalıklar retinal görüntüler üzerindeki dejenerasyonlardan tespit edilebilmektedir. Özellikle göz için hayati önem taşıyan DP ve glukoma gibi hastalıkların tespiti için ilk aşamayı optik diskin tespiti oluşturmaktadır. Hekimlerin optik disk üzerindeki anormallikleri belirlerken ki yorgunluk vb. fiziksel sebeplerden dolayı hatalı tanımlar konulabilmektedir. Hata oranını ve hekimlerin iş yükünü azaltmak, hastalığın teşhisine yönelik parametrelerin belirlenmesini hızlandırmak için otomatik sistemlere ihtiyaç duyulmuştur. Otomatik sistemlerin geliştirilip kullanılması çok büyük veri yığınlarını görsel

olarak inceleyip analiz eden sağlık personelinin iş yükünü de önemli ölçüde azaltacaktır[1].

Optik disk, genellikle gözün ortasında konumlanmış sarımsı renkte, parlak ve yuvarlak disk görünümünde sinir başlarının gözden çıktığı ve optik sinirlerin retinaya bağlandığı kısımdır. İçerisinden kan damarları geçen ve ışık algılayıcısı olmayan bölgedir. Ortalama çözünürlüğe sahip retinal görüntülerde optik diskin çapı yaklaşık 80-100 pikseldir [2]. Retina üzerinde ki optik disk yapısı Şekil 1 deki gibidir.



Şekil 1. Retinal Görüntüde Optik Disk

Retinal görüntülerden optik diskin bölütlenmesi, Retinal kan damarlarının belirlenmesi, glokoma, diabetik retinopati gibi hastalık teşhis ve takibinde ilk aşamayı oluşturmaktadır.

Bu makalede retinal hastalıkların tespit ve takibi için ilk aşama olan optik disk tespitinin Aktif Kontur Metodu ile bölütlenmesi sunulmuştur. Retinal görüntüler Fırat Üniversitesi Göz Hastalıkları Anabilim dalından temin edilmiştir. Görüntüler jpeg formatında olup toplam 20 retinal görüntü analiz edilmiştir. Optik Diskin bölütlenmesi için makalenin geri kalan bölümleri aşağıdaki gibi organize edilmiştir. İkinci bölümde optik diskin bölütlenmesi ile ilgili literatür taraması verilmiştir. Üçüncü bölümde uygulamada kullanılacak retinal görüntüye ait özellikler verilmiştir. Dördüncü bölümde önerilen Aktif Kontur yöntemi sunulmuştur. Bu bölümde önerilen Aktif Kontur yönteminin performans değerlendirilmesi verilerek son bölümde de elde edilen sonuçlar tartışılmıştır.

2. Literatür Çalışmaları

Literatürde retinal görüntüler üzerinde optik diskin bulunması ile ilgili piksel tabanlı veya

model tabanlı çok sayıda çalışma bulunmaktadır [3, 4, 5]. Literatürde optik diskin konumunun belirlenmesi için yapılan çalışmalar incelendiğinde morfolojik işlemler, kenar çıkarma filtreleri, bölütleme, hough dönüşümü, eşikleme gibi birçok görüntü işleme teknikleri kullanılmıştır. Genellikle bu konu ile ilgili yapılan çalışmalar retinal görüntüdeki optik diskin yer tespiti veya kenar bölütlenmesi ile yapılmıştır. Yer tespiti ile elde edilen sonuçta optik diskin merkezini belirleme veya optik diskin çevresini en az hata ile sınırlama şeklinde yapılmaktadır. Bölütleme ile de optik diski gözdeki diğer yapılardan ayırt etmeye çalışılmaktadır.

Li ve ark. piksel tabanlı gri seviyeye dönüştürülmüş retinal görüntü üzerinde parlak piksellerin toplandığı bölgeleri aday kümesi olarak tespit edip, bu kümelerden optik disk için en uygun olanı, model tabanlı bir yöntemle belirlemektedir [4]. Renk morfolojisinin kullanılarak yapılan başka bir çalışma da ise otomatik olarak başlatılmış Aktif Kontur Model (AKM) kullanılarak damarların görüntüden yok edilmesiyle analize hazır hale getirilmiştir [5]. Glokoma hastalığının teşhisi için yapılan başka bir çalışmada, optik diskin otomatik olarak bulunması için görüntüde gürültüler yok edilip parlaklık normalleştirildikten sonra eşikleme yöntemi ile optik diskin yeri tespit edilmiştir [6]. Morales ve arkadaşları retinal görüntüyü ilk olarak Temel Bileşen Analiz yöntemi ile gri skalaya dönüştürmüştür. Dönüştürülen bu görüntüye Stokastik Watershed algoritması uygulanarak optik diskin yer tespitini ve kenar bölütlemesini de gerçekleştirmiştir. 110 göz dibi görüntüsünde %86.89 başarı sağlamıştır [7]. Lalonde ve arkadaşları yeşil renk kanalı üzerinden Haar Dalgacık dönüşümü metodu ile optik diskin yerini tespit edip Hausdorff tabanlı eşleştirme yöntemi ile de kenar çıkarma işlemini gerçekleştirmiştir. 40 görüntü üzerinden %93 başarı sağlamıştır [8]. Chaichana ve arkadaşları, retinal görüntüye Sobel Kenar Çıkartma Filtresi uygulayarak görüntü üzerindeki kenarları çıkartmıştır. Çıkartılan bu görüntü üzerinde Çembersel Hough Dönüşümü uygulanarak optik diskin yerini tespit etmişlerdir. 40 görüntü üzerinden % 97.5 başarı sağlamıştır [9].

3. Materyal

Bu makalede kullanılan retinal görüntüler Fırat Üniversitesi Göz Hastalıkları Anabilim dalı retina veri tabanından temin edilmiştir. Bölütleme için toplam 20 adet 45 ° FOV ve jpeg formatında retinal görüntü kullanılmıştır. Sağ ve sol gözlere ait görüntüler veri tabanından rasgele seçilmiştir. Görüntülerin mekansal çözünürlüğü 565 × 584 pikseldir.

4. Aktif Kontur Metodu ve Bölütleme

4.1. Aktif Kontur Metot

Aktif kontur modeli (AKM), görüntü üzerindeki bir nesnenin sınırlarını görüntüdeki diğer bölgelerden bölütlemek için kullanılan yöntemdir. Aktif kontur modeli bozunabilir modellerin içerisinde en çok kullanılan model tabanlı bir metottur. Bozunabilir modellerde iç, dış ve imge kuvvetlerinin etkisi ile bölütleme yapılır. Optik diskin sınırlarını tanımlayabilmek için öncelikle kapalı eğriler tanımlanmak istenen sınıra yakın konumlandırılmalıdır. Daha sonra iterasyon sayısı kadar eğri oluşur. İç kuvvetler eğrinin biçim değiştirme boyunca düzgün şekilde kalmasını sağlamaktadır. Dış kuvvetler ise eğriyi yerel minimum düzeyde tutulmasını sağlamaktadır. İmge kuvvetleri ise retinal görüntüdeki kenar vb. gibi belirgin noktalara doğru yönlendirilmesini sağlamaktadır. Aktif kontur modeli iterasyon ile enerji fonksiyonunu minimize ederek yarı otomatik bölütleme yapmayı sağlayan yöntemdir [10]. Optik sınıra yakın olacak şekilde kullanıcı tarafından seçilen başlangıç noktası enerji minimizasyonu yapılarak eğriyi oluşturacak yol belirlenir [11]. Başka bir deyişle optik diskin iç veya dış kısmına bir eğri çizmekte; eğri optik diskin şeklini alacak şekilde iterasyonlar yapılarak oluşturulan enerji minimizasyonu ile eğri hareket edip bölütleme Denklem.1'deki gibi sağlamaktadır [11,12].

$$E(v) = E_{img}(\vec{v}) + E_{int}(\vec{v}) + E_{ext}(\vec{v}) \quad (1)$$

Burada E_{int} kıvrımdan kaynaklanan iç kuvveti gösterir. Konturun gerginlik ve esneklik bozulmaları ile ifade edilir. E_{img} imge kuvvetini; E_{ext} ise dış kuvveti temsil etmektedir [13].

Burada ki bütün kuvvetler dengelendiği noktada AKM'nin konumu toplam yerel minimumuna karşılık gelmektedir. Yani Denklem.2 sınır bölgelerini tespit ederek dış kuvvetler ve imge kuvvetleri tarafından yönlendirilen enerjiyi minimize eder.

Aktif Kontur Model algoritmasındaki imge enerjisini Denklem.2' deki gibidir.

$$E_{img}(\vec{v}) = - \int_0^1 P(\vec{v}(s, t)) ds \quad (2)$$

Denklem.3' te verildiği gibi $P(\vec{v}(s, t))$, AKM algoritmasını kenarlara çekerken, görüntü gradyentinin büyüklüğüne eşit alınmaktadır [13].

$$P(\vec{v}(s, t)) = |\nabla I(\vec{v}(s, t))| \quad (3)$$

$\nabla I(\vec{v}(s, t))$, görüntünün yumuşatılmasını ve önemsiz noktaların kaldırılmasını sağlayarak algoritmanın daha düşük görüntü enerjili konumlara hareketini önler. Yani daha belirgin olan detaylara yönlendirir [13]. Denklem.4 iç kuvvet değişimini vermektedir.

$$E_{int}(\vec{v}) = \frac{1}{2} \int_0^1 \alpha(s) \left| \frac{\partial \vec{v}(s, t)}{\partial s} \right|^2 + \beta(s) \left| \frac{\partial^2 \vec{v}(s, t)}{\partial s^2} \right|^2 ds \quad (4)$$

Burada $\alpha(s)$ ve $\beta(s)$ AKM algoritmasının katılığını ve gerilimini düzenleyen fonksiyonlardır. Kontur gerginliği $\alpha(s)$ gerilimi ise $\beta(s)$ ile kontrol edilmektedir. Gerilim için kısıtlamalar ilk sıradaki terimler tarafından gerçekleştirilerek AKM algoritmasının zar gibi davranmasını sağlar. Katılık için ikinci derece terimler ile kısıtlaması sağlanarak AKM algoritmasının ince bir tabaka gibi hareket etmesini sağlamaktadır. Bu şekilde enerjilerin dengelenmesi amaçlanmaktadır [13]. Denklem.5 dış kuvvet değişimini vermektedir.

$$E_{ext}(\vec{v}) = \int_0^1 P(\vec{v}(s)) ds \quad (5)$$

Bu dış kuvvet denklemi, Denklem.6' da verildiği gibi algoritmayı retinal görüntüdeki çizgi ve kenarlar gibi görüntü detaylarına yönlendirmektedir [13].

$$E(\vec{v}) = - \int_0^1 P(\vec{v}(s, t)) ds + \frac{1}{2} \int_0^1 a(s) \left| \frac{\partial \vec{v}(s, t)}{\partial s} \right|^2 + \beta(s) \left| \frac{\partial^2 \vec{v}(s, t)}{\partial s^2} \right|^2 ds \quad (6)$$

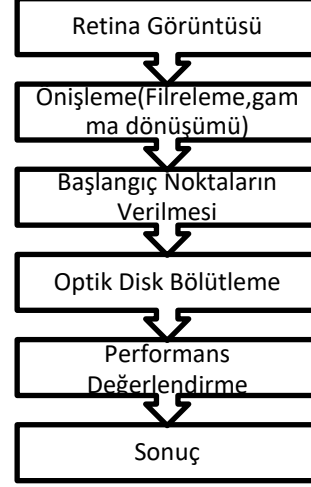
Buda AKM algoritmasının toplam enerji fonksiyonunu Denklem.7' deki gibi ifade eder[13].

$$E(\vec{v}) = - \int |\nabla I(v)|^2 ds + a(s) \int |(v_s)|^2 ds + \beta(s) \int |(v_{ss})|^2 ds \quad (7)$$

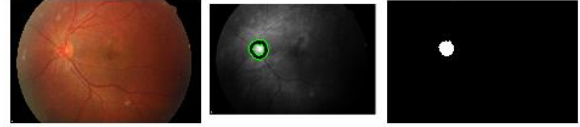
Burada $a(s)$ ve $\beta(s)$ ağırlık parametrelerini, v_s eğri parametresi s 'ye göre ilk türevini v_{ss} parametresi de ikinci türevini ifade etmektedir. Bu denklemler doğrultusunda eğri yüksek görüntü gradyanının olduğu optik disk sınırlarına ulaştığında ilerleme durur ve böylece optik disk sınırları tespit edilmiş olur[14,15,16].

4.2.Bölütleme

Bölütleme için yapılması gereken süreç Şekil.2'deki gibidir. İlk olarak retinal görüntü üzerinde filtreleme ve gamma dönüşümü gibi temel ön işlemler uygulanmıştır. Ön işleme sürecinde renkli retinal görüntüler gri seviye görüntülere dönüştürülmüştür. Bu işlem ile uygulanan yöntemin zaman performansının da artması sağlanmıştır. Optik diskin belirlenmesi için manuel olarak iki başlangıç noktası aktif kontur metoduna girdi olarak verilmiştir. Daha sonra aktif kontur metodu çalıştırılarak optik diskin sınırları belirlenmiştir. Elde edilen bölütlenmiş optik disk alanının doğru belirlendiğini göstermek için uzman doktor bilgisine başvurulmuştur. Her bir görüntü için hekim tarafından optik disk alanları, Aktif kontur ile belirlenen optik disk konumu ve boyutları ile değerlendirme işlemine tabi tutulmuştur. Performans değerlendirmesi için Dice katsayısı doğruluk, kesinlik, duyarlılık parametreleri kullanılmıştır. Yukarıda belirtilen süreç sonucunda bir retinal görüntüden elde edilen optik disk Şekil.3' te gösterilmiştir.



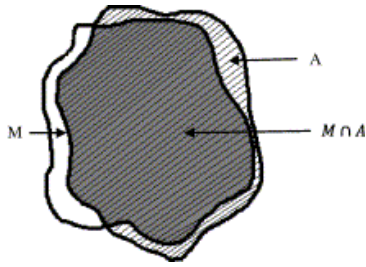
Şekil 2. Uygulanan yöntem ve bölütleme aşamaları



Şekil 3. Aktif Kontur yöntemi kullanılarak bölütlenmiş optik disk sonuçları

4.3. Performans Değerlendirmesi

Retinal görüntülerden hekim tarafından manuel olarak elde edilen optik disk alanı ve Aktif Kontur yöntemi ile elde edilen optik disk alanlarını değerlendirmek için Şekil.4'deki temsili gösterim kullanılmıştır. Burada A bölgesi Aktif Kontur yöntemi ile elde bölütlenen alanı, M hekim tarafından çıkartılan gerçek optik disk alanını göstermektedir. Kesişim alanı ise uygulanan yöntem tarafından doğru olarak tespit edilen optik disk alanını göstermektedir. Aktif kontur ile elde edilen optik disk alanı öncelikle Dice katsayısı kullanılarak değerlendirilmiştir. Bunun yanı sıra optik disk alanının doğru belirlenip belirlenmediği karışıklık matrisi ile tanımlanabilen doğruluk, kesinlik ve duyarlılık parametreleri ile de değerlendirilmiştir.



Şekil 4. Bölütleme için temsili optik disk alanı

Bölütleme alanlarının başarımlarını değerlendirmek için Dice katsayısının yanı sıra Tablo.1’de gösterilen karışıklık matrisi kullanılabilir. Karışıklık matrisinde satırlar hekim tarafından belirlenen optik disk alanlarını, sütunlar ise Aktif Kontör ile tespit edilen optik disk alanlarını göstermektedir. Matriste verilen a,b,c,d parametreleri piksel cinsinden değerlerdir.

Tablo.1 Karışıklık Matrisi

		Öngörülen Sınıf	
		Sınıf=1	Sınıf=0
Doğru Sınıf	Sınıf=1	a	B
	Sınıf=0	c	D

a:TP (True Pozitif) c:FP (False Pozitif)
c:FN (False Negatif) d: TN (True Negatif)

Literatürde model başarımlarının ölçülmesinde kullanılan en popüler ve basit parametreler doğruluk, kesinlik ve duyarlılık

orandır. Piksel cinsinden doğru tespit edilmiş optik disk alanının doğruluğu için Denklem.8, Denklem.9 ve Denklem.10 kullanılmaktadır.

$$\text{Doğruluk} = \frac{a+d}{a+b+c+d} \quad (8)$$

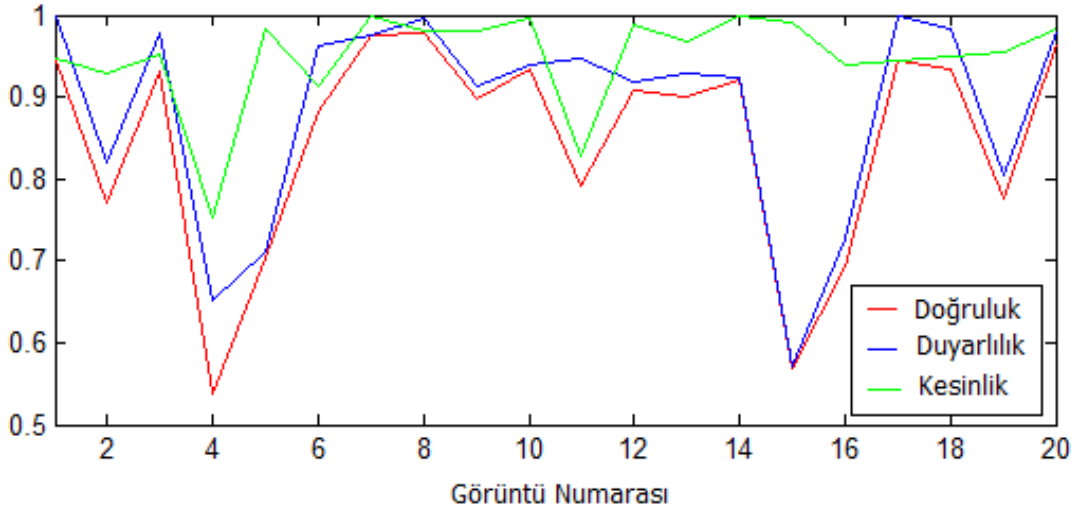
Denklem.9’da verilen Kesinlik, doğru olarak belirlenmiş piksel sayısının, hekim tarafından belirlenen optik Disk alanına oranıdır.

$$\text{Kesinlik} = \frac{a}{a+d} \quad (9)$$

Doğru sınıflandırılmış pozitif örnek sayısının toplam pozitif örnek sayısına oranıdır.

$$\text{Duyarlılık} = \frac{a}{a+b} \quad (10)$$

Şekil. 5 20 retinal görüntü için elde edilen Doğruluk, Duyarlılık ve Kesinlik parametrelerinin değişimini göstermektedir.



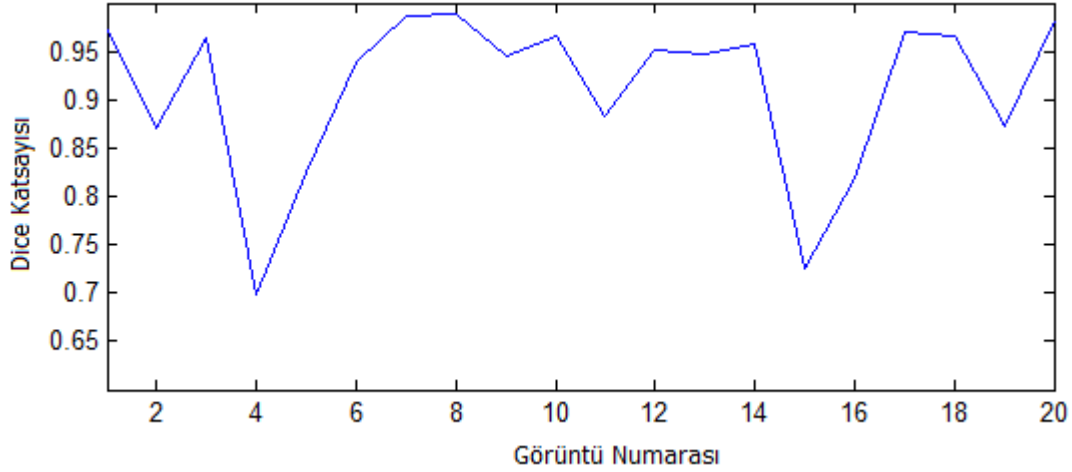
Şekil 5. Doğruluk, Duyarlılık ve Kesinlik değişimleri

Doğruluk, kesinlik ve duyarlılık ölçütleri tek başına anlamlı bir karşılaştırma sonucu çıkarmaya yeterli değildir. Bu yüzden f-ölçüt olarak bilinen Dice katsayısının da belirlenmesi gereklidir. DICE Benzerlik Katsayısı 0 ile 1

arasında değer alır. Değerin 1 e yakın olması bulunan sonucun hekimin bulduğu sonuca yakınlığını ifade eder. Literatüre göre Dice katsayısının 0.7 den büyük elde edilmesi bölütleme işleminin kabul edilebilir olduğunu

gösterir. Denklem 11 Dice katsayısının matematiksel ifadesini gösterirken, Şekil.6 toplam 20 retinal görüntü için Dice katsayısı değişimini göstermektedir.

$$\text{Dice} = 2 * \frac{|M \cap A|}{|M| + |A|} \quad (11)$$



Şekil 6. Herbir retinal görüntü için Dice Katsayısı

5. Sonuçlar

Bu makalede Fırat Üniversitesi Göz Hastalıkları Anabilim Dalından temin edilen retina görüntülerinden Optik Diskin bölütlenmesi yapılmıştır. Bunun için Optik Diskin gözün diğer alanlarından ayrılması için Aktif Kontur yöntemi kullanılmıştır. Glom ve diyabetik retinopati gibi birçok hastalığın tespiti için ön hazırlık aşamaları Optik Diskin bölütleme işlemiyle gerçekleştirilir. Elde edilen sonuçlara göre 4. ve 15. retina görüntülerinde Dice katsayısı sınır değerlerde tespit edilmiştir. Tüm görüntüler için elde edilen ortalama Dice Katsayısı 0.9115'tir. Bunun yanı sıra doğruluk, kesinlik ve duyarlılık parametreleri de 4. ve 15. görüntüler için 0.7'den küçük belirlenmiştir. Tüm görüntüler için bu parametrelerin ortalama değerleri sırasıyla 0.847, 0.949 ve 0.886 hesaplanmıştır. Sonuç olarak aktif kontür ile elde edilen parametrelerin ortalama değerleri 0.7 değerinden büyük hesaplandığından bölütleme işlemi kabul edilebilir olarak belirlenmiştir.

6. Kaynaklar

1. Yavuz Z., İkibas C., Şevik U., Köse C., "Retinal Görüntülerde Optik Diskin Otomatik Olarak Çıkartılması İçin Bir Yöntem ", 5th International

Advanced Technologies Symposium, Karabük, Türkiye, pp.8-8, 2009

2. Kaur, J., Sinha, H.P., "Automated localisation of optic disc and macula from fundus images", International Journal of Advanced Research in Computer Science and Software Engineering, 2(4), 2012.

3. İkibaş, C., "Retinal İmgelerde Optik Disk ve Makulanın Tespiti ve Değerlendirilmesi", Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, 2002.

4. Li, H., Chutatape, O., "Automatic location of optic disk in retinal images", in Proc. IEEE-ICIP, vol. 2, pp. 837– 840, 2001.

5. Osareh, A., Mirmehdi, M., Thomas, B., Markham, R., "Colour Morphology and Snakes for Optic Disc Localisation", 16th IEEE Int. Conf. Pattern Recognition, vol.1, pp. 743–746, 2002.

6. Ahmed, A., Ritambhar, B., Kaamran, R., Vasudevan, L., "Optic Disc and Optic Cup Segmentation Methodologies for Glaucoma Image Detection: A Survey", Journal of Ophthalmology, Article ID 180972, p:28, 2015.

7. Moales, S., Naranjo, V., P'erez, D., Navea, A., Alca'niz, M., "Automatic detection of optic disc based on PCA and Stochastic Watershed", 20th European Signal Processing Conference Proceedings of the, pp. 2605 – 2609, 27-31, 2013.

8. Lalonde, M., Beaulieu, M., Gagnon, L., "Fast and robust optic disc detection using pyramidal decomposition and hausdorff-based template

matching”, Medical Imaging, IEEE Transactions vol: 20, no: 11, pp. 1193 – 1200, 2001.

9. Chaichana, T., Yoowattana, S., Sun, Z., Tangjitkusolmun, S., Sookpotharom, S., Sangworasil, M., “Edge detection of the optic disc in retinal images based on identification of a round shape”, International Symposium Communications and Information Technologies, , pp. 670 –674, 2008.

10. Chan, T.F., Vese L.A., “Active contours without edges” IEEE Transactions on Image Processing, 10, (2), 2001.

11. Kass, M., Witkin, A., Terzopoulos, D., “Snakes: active contour models”, International Journal of Computer Vision, 1, 321-331, 1988.

12. Filho, P.P.R., Cortez, P.C., Barros, A.C. da S., ve Albuquerque, V.H.C.De, “Novel Adaptive Balloon Active Contour Method based on internal force for image segmentation A systematic evaluation on

synthetic and real images”, Expert Systems with Applications, 41, 7707–7721, 2014.

13. Seker,D.Z., Eker. O., “Aktif Kontür Modeller ve Düzey Kümesi Kullanarak Çizgisel Detayların Yarı Otomatik Olarak Çizilmesi”, 10. Türkiye Harita Bilimsel ve Teknik Kurultayı, 2005.

14. Isıkcı,E., Duru D. G., (2015), “Multiple Skleroz Manyetik Rezonans Görüntülerinde Aktif Kontur Modeli ile Lezyon Tespiti”, Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi, 2015.

15. Tuncer, S. A., Alkan,A., (2015), "Segmentation of thyroid nodules with K-means algorithm on mobile devices," 16th IEEE International Symposium on Computational Intelligence and Informatics (CINTI), Budapest, pp. 345-348, 2015.

16. Alkan, A., Tuncer, S.A., Gunay M., “Comparative MR image analysis for thyroid nodule detection and quantification” Measurement, 47, pp. 861-868, 2014.