

Uyarlamalı Histogram Eşitleme Yöntemi ile Neovaskülarizasyon Alanının Otomatik Belirlenmesi Automatic Determination of Neovascularization Area with Adaptive Histogram Equalization

Mehmet Cem CATALBAS¹, Didem ISSEVER², Arif GULTEN¹

¹Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü, Mühendislik Fakültesi, Fırat Üniversitesi, Elazığ, Türkiye

²Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, Teknoloji Fakültesi, Gazi Üniversitesi, Ankara, Türkiye

catalbas@firat.edu.tr, isseverdidem@gmail.com, agulten@firat.edu.tr

Özetçe —Bu çalışmada, korneal neovaskülarizasyon oranının belirlenmesi süreci, imge işleme teknikleri ışığında irdelenmiştir. Retinal damarların yayıldığı alanın doğru biçimde tespit edilmesi için ön işlem olarak uyarlamalı histogram eşitleme yöntemi kullanılmıştır. Ayrıca, korneal damar bilgilerinin başarı ile belirlenmesi sürecinde, imgeler üzerinde çeşitli morfolojik işlemler gerçekleştirilerek kan damarlarına ait örüntülerin belirlenme başarısını artırılmıştır.

Anahtar Kelimeler—Biyomedikal imge işleme, Hough dönüşümü, imge aşındırma, imge genişletme, uyarlamalı histogram eşitleme, damarı tespiti, öznelik ayırıştırma.

Abstract—In this work, the determination of corneal neovascularization ratio is examined in the light of image processing techniques. The adaptive histogram equalization method for used to increase the success of retinal blood vessel areas on preprocess. Also, various morphological operations were performed on the cornea image to improve the performance of the blood vessel patterns determination.

Keywords—Biomedical image processing, Hough transform, image erosion, image dilation, adaptive histogram equalization, vessel detection, feature extraction.

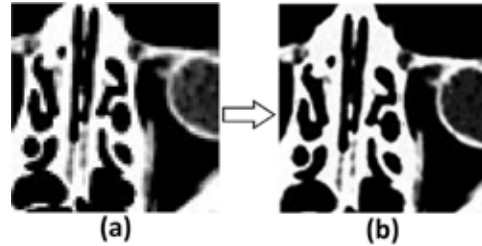
I. GİRİŞ

İmgelerden bilginin ayrıştırılması görüntü işleme kapsamında sıklıkla irdelenen konulardan biridir. Bilginin ayrıştırılması süreci, kullanıcı için önem arz eden ve etmeyen yapıların başarılı bir şekilde ayrıştırılması ile ilişkilidir. Biyomedikal görüntü işlemleri, ham olarak kullanıcı tarafından anlaşılması zor veya imkansız olan bazı görüntülerin anlaşılabilir hale getirilmesi ve uzmanlar tarafından daha kolay yorumlanabilmesini sağlamaktadır. Bu makalede, neovaskülarizasyon oranının otomatik olarak belirlenmesini sağlayan bir biyomedikal imge işleme çalışması anlatılacaktır.

II. BİYOMEDİKAL İMGE İŞLEME

Biyomedikal imge işleme kavramı, medikal görüntüleme teknikleri ile elde edilen ham imgeler üzerinde gerçekleştirilen imge işleme yöntemlerine verilen genel bir başlıktır. Medikal

görüntüleme yöntemleri ile elde edilen sayısal bilgilerin, kullanıcının yorumlamasına uygun hale getirilmesi sürecidir. Hastalık teşhisi veya anomali belirlenmesi kapsamında elde edilen tıbbi görüntülerde sıklıkla kullanılmaktadır. Şekil 1'de süper çözünürlük (SR) uygulanması sonucu detayları artırılmış bir bilgisayar tomografi (CT) imgesi gösterilmektedir. Şekilde görüldüğü gibi uygulanan yöntemler ile CT imgesine ait detaylar belirginleştirilmiştir. Bu şekilde uzmanların imgeyi daha yüksek başarımla analiz edebilmekte ve imgeye ait detaylara daha hakim olabilmektedir [1].



Şekil 1: (a) CT Çıktısı (b) SR Çıktısı

III. NEOVASKÜLARİZASYON VE KLİNİK ÇALIŞMASI

Neovaskülarizasyon daha önce bulunan damar yapılarından farklı olarak, bir takım faktörlerin aktivasyonu sonucunda yeni damar yapılarının oluşması sürecidir. Bu çalışma kapsamında neovaskülarizasyon oranının belirlenmesi için gerekli imgeler, ağırlıkları ortalama 250-300 gram olan 42 adet Wistar-Albino cinsi erkek rat vasıtasıyla elde edilmiştir. Ratlar her bir grupta 7 denek olacak şekilde, rassal altı gruba ayrıştırılmıştır. Ratların beslenmelerini sürdürebilmeleri için sadece sağ kornealarında kimyasal yanık oluşturulmuştur. Topikal tedaviye yanık işleminden 60 dakika sonra başlanmıştır ve 7 gün devam edilmiştir. Korneal yanık ve neovaskülarizasyon oluşturmak için Mahoney ve Waterbury tarafından tarif edilen gümüş nitrat ile koterizasyon tekniği uygulanmıştır. Bu çalışma kapsamında elde edilen imgelerden, öznelikleri en belirgin olan çıktı irdelenmiştir. Çalışma kapsamında kullanılacak imgede bulunan damarların daha belirgin hale getirilmesi ve mikrodamarlarında belirlenebilmesi için çeşitli imge işleme tekniklerinin kullanılması gerekmektedir [2].

Tıbbi Görüntüleme 5

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

IV. HOUGH DÖNÜŞÜMÜ VE OBJE BELİRLEME

Hough dönüşümü, teoride herhangi bir belirli şeklin belirlenmesini sağlayan dönüşümdür. Pratik uygulamalarda ise çizgi ve çember şekillerinin belirlenmesi amacıyla sıklıkla kullanılmaktadır. Hough dönüşümü çizgi ve çembere ait temel matematiksel eşitlikler üzerinden işlem yapılarak gerçekleştirilmektedir. Çember ve çizgilerden farklı olan şekillerin hesaplama karmaşıklığının artması nedeniyle fazla tercih edilmemektedir. Hough dönüşümü ile şekillerin belirlenmesi sürecinde ön işlem olarak imgeye ait kenar bilgileri ayrıştırılması gerekmektedir. İmgede bulunan şekiller bu kenar bilgileri üzerinden elde edilecektir. Bu aşamada kenar bilgilerinin yüksek başarımla ayrıştırılması ve belirlenebilir olması önem arz etmektedir. Ayrıca imgenin mümkün olduğunca az miktarda gürültü ihtiva etmesi gerekmektedir. Kenar bilgilerinin ayrıştırılması sonucunda kullanılan imge içerisinde aradığı şekil yapısına karar vermelidir [3].

Bu çalışmada göz imgesine ait kornea yapısı irdelendiği için çember şeklinin aranması uygun bulunmuştur. İlk aşamada Hough dönüşümü ile ayrıştırılacak şeklin boyut bilgisi tanımlanmalıdır, çember yapısı için bu bilgi yarıçap (r) değerine, çizgi yapısı için uzunluğa (l) karşılık gelmektedir. Kullanıcının ilk aşamada bu değerlerin büyüklüğü veya hangi aralıklarda olabilecekleri hakkında ön bilgi sahibi olması şekil bilgilerini daha hızlı belirlemesi anlamına gelecektir. Eşitlik 1'de çizgi belirlenmesi için kullanılan temel eşitlik gösterilmektedir. Gösterilen bu eşitliği sağlayan oldukça fazla sayıda değer bulunmaktadır. Değişken a ve b değerleri için bu denklem Eşitlik 2'de gösterildiği gibi yazılabilmektedir. Parametre uzayını, ayrık olacak biçimde toplayıcı bir yapıya dönüştürülebilmektedir. Bu şekilde a ve b uzayındaki çizgi üzerindeki her bir nokta oy (vote) biçimde sayılarak x ve y koordinatlarındaki çizgi yapısı hakkında bilgi alınmaktadır [4].

$$y_i = ax_i + b \Rightarrow b = -ax_i + y_i \quad (1)$$

Dönüştürülen bu yapı sayesinde a ve b uzayındaki tepe noktaları x ve y koordinatlarındaki ortak çizgiye ait noktaları temsil edecektir. Fakat belirtilen çizgi denkleminin dik olması durumunda $a = \infty$ değerini almaktadır ve parametre uzayımız aşırı boyutlara ulaşmaktadır. Bu yüzden oldukça güçlü bir hesaplama yapısı ve toplayıcı hafıza alanına ihtiyaç vardır. Bu problemi aşmak için çizgi denklemini Eşitlik 2'de gösterilen şekilde tanımlanmaktadır.

$$\rho = x \cos \theta + y \sin \theta \quad (2)$$

Bu eşitlikte ρ değeri orjin ile çizgi arasındaki uzaklığı θ değeri ise çizginin dik olarak x eksenine ile arasındaki açıyı temsil etmektedir. Bu sayede parametre uzayımız ρ ve θ ile $0 \leq \theta \leq 2\pi$ aralığında tanımlanmaktadır ve ρ değeri ise imge boyutları ile sınırlandırılmaktadır. Bu sayede toplamsal dizideki tepe noktaları önem arz eden çizgileri temsil etmektedir. Eşitlik 3'de gösterilen formatta temsil edilebilen her türlü şekil bu sayede belirlenebilmektedir.

$$f(a_1, a_2, \dots, a_n, x, y) \quad (3)$$

Çember şeklinin belirlenmesi için ise ilk aşamada çembere ait denklem oluşturulmalıdır. Eşitlik 4'de bu denklem gösterilmektedir. Belirtilen eşitlik 3 adet parametre içermektedir. Bunlar, çemberin merkezine ait koordinatlar (a, b) ve yarıçap (ρ) parametreleridir. Çembere ait polar koordinat gösterimi Eşitlik 5'de gösterildiği gibidir.

$$(x - a)^2 + (y - b)^2 = \rho^2 \quad (4)$$

$$x = a + \rho \cos \theta \quad y = b + \rho \sin \theta \quad (5)$$

$$a = x - \rho \cos \theta \quad b = y - \rho \sin \theta \quad (6)$$

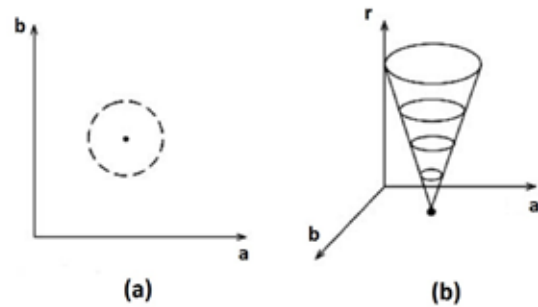
x ve y noktalarına ait gradyanı θ değeri ile $\cos \theta$ ve $\sin \theta$ değerleri hesaplanır. Bu değerler zaten ilk ön süreç olan kenar bulma aşamasında hesaplanmaktadır. Eşitlik 6'da bulunan formülasyonlar yardımı ile yarıçap (ρ) değeri elimine edilerek Eşitlik 7'de gösterilen denklem elde edilir.

$$b = a \tan \theta - x \tan \theta + y \quad (7)$$

Bu aşamadan sonra Hough dönüşümü ile çember şeklindeki yapıların belirlenmesi işlemi aşağıdaki gibidir [3].

- 1) Parametre uzayı a ve b değerleri için belirlenir.
- 2) Toplamsal dizi $M(a, b)$ sıfırlanır.
- 3) Gradyan açısı ve genliği hesaplanır.
- 4) Gradyan genliğindeki herbir kenar noktası için toplamsal dizi $M(a, b)$, Eşitlik 7'de ki çizgi boyunca artırılır.
- 5) Toplamsal dizideki yerel maksimum değerleri imge içindeki çemberlerin merkezlerine karşılık gelmektedir.

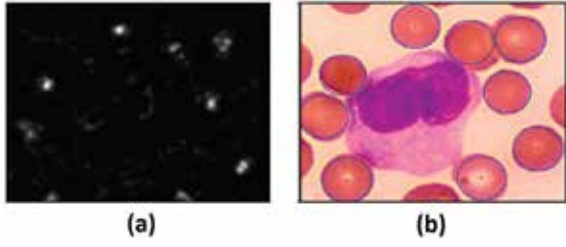
Şekil 2'de Hough dönüşümü ile çember belirlenmesi sürecindeki yapıların parametre uzayına dönüşümü gösterilmektedir [5]. Hough dönüşümü dokuların analizi veya hücre sayımı gibi alanlarda sıklıkla kullanılmaktadır. Şekil 3'de çembere Hough dönüşümü kullanılarak belirlenmiş kırmızı kan hücrelerine ait toplamsal uzay ve uygulama çıktısı gösterilmektedir [6]. Hough dönüşümü ile nesne belirlenmesi sürecinin başarımlarını artırmak için imge üzerinde çeşitli ön işlemler gerekmektedir. Bunlardan biri histogram eşitlemedir.



Şekil 2: (a) İmge uzayı (b) Parametre uzayı

Tıbbi Görüntüleme 5

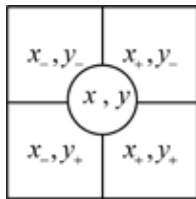
2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma



Şekil 3: (a) Toplamsal uzay (b) Belirlenmiş kan hücreleri

V. UYARLAMALI HİSTOGRAM EŞİTLEME

Histogram eşitleme yöntemleri; uyarlamalı ve uyarlamalı olmayan şekilde ikiye ayrılmaktadır. Uyarlamalı histogram eşitleme yöntemlerinde imgeler alt bölümlere ayrıştırılarak histogram eşitleme işlemi yapılmaktadır. Genel olarak imgelerdeki siyah ve siyaha yakın bölgelerdeki ayrıntıların başarı ile gözlemlenmesini sağlamaktadır [7]. Bu özelliğinden dolayı uyarlamalı histogram eşitleme işlemi; genel olarak medikal imgelerdeki farkındalığı ve hastalık teşhislerinin başarımını artırmak amacıyla kullanılmaktadır. Uyarlamalı histogram yöntemleri imgelerin alt imgelere ayrıştırılması şeklinde gerçekleştirilir. Gerçekleştirilmesi şu şekildedir; $n \times n$ boyutlarındaki bir imge $m \times m$ boyutlarındaki alt imgelere ayrıştırılır. Burada m boyutları önem arz etmektedir. Düşük m değerlerinde hesaplama süresi orijinal imgenin boyutlarına bağlı olarak oldukça artmaktadır. Bu sorunu aşmak için gerçekleştirilmesini hızlandıracak çeşitli uygulamalar bulunmaktadır. Ayrıca farklı parametre değerleri, yerel gürültülerin kuvvetlendirilmesi gibi istenmeyen sonuçlara yol açabilmektedir. Uygulamanın gerçekleştirilmesi süresi $O(n^2(m + f))$ şeklinde hesaplanmaktadır. O , uygulamanın gerçekleştirilmesi süresini, f ise imgelere ait piksellerin parlaklık değerini göstermektedir. Her bir pikselin dönüşümü aradeğerleme ile yapılmaktadır. En yakın dört komşu üzerinden ara değerlendirme ile uyarlamalı histogram hesaplanması şu şekilde gerçekleştirilir; $I(x,y)$ şeklinde tanımlanmış imgenin ilgili noktadaki parlaklık seviyesi i ile temsil edilmektedir, m ise x,y koordinatlarını $x_+, y_+ = m_{++}$ şeklinde temsil etmektedir. Uyarlamalı histogram eşitlemeye ilişkin yerleşim Şekil 4'de gösterilmektedir.



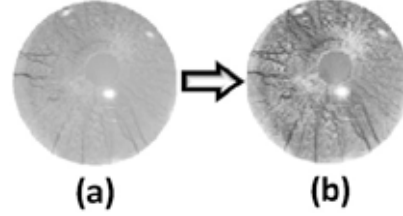
Şekil 4: (a) Piksel yerleşimlerinin gösterimi

$$m(i) = a[bm_{++}(i) + (1 - b)m_{+-}(i)] + [1 - a][bm_{-+}(i) + (1 - b)m_{--}(i)]$$

$$a = \frac{y - y_-}{y_+ - y_-} \quad b = \frac{x - x_-}{x_+ - x_-} \quad (8)$$

Şekil 5'de çembersel Hough dönüşümü kullanılarak skleradan ayrıştırılan kornea görüntüsünün uyarlamalı histogram

eşitleme sonucu elde edilen çıktısı gösterilmektedir. Şekilde görüldüğü gibi belirtilen işlemler sonucunda elde edilen kornea imgesindeki damarlar daha belirgin hale getirilmiştir. Bu sayede neovaskularizasyon alanının belirlenmesi probleminde önem arz eden damar bilgileri daha kolay belirlenebilmektedir.



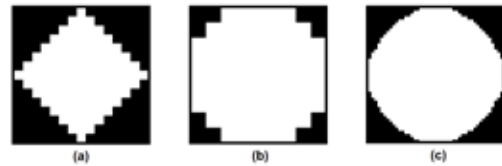
Şekil 5: (a) Kornea imgesi (b) Uyarlamalı biçimde histogramu eşitlenmiş kornea

VI. İMGE İŞLEMEDE MORFOLOJİK SÜREÇLER

Morfolojik işlemler imge işlemede anlamlı veya belirleyici bilgilerin ayrıştırılması amacıyla kullanılmaktadır. İmge işleme alanındaki morfolojik işlemlerin temeli küme teorisine dayanmaktadır. Morfolojik işlemler her tür imgeye uygulanabilmektedir. Genellikle siyah-beyaz imgeler üzerinden bu işlemler gerçekleştirilmektedir. Bu süreç, aşındırma (*erosion*) ve genişletme (*dilation*) olarak adlandırılan iki temel işlem üzerinden tanımlanmaktadır [8].

A. Yapısal Element Tanımlama

Yapısal elementler, morfoloji tabanlı işlemlerde sıklıkla kullanılan ve aşındırma ve genişletme süreçlerinin temelini oluşturan yapılarıdır. Yapısal elementler yardımı ile imgelerden belirli özelliklerin ayrıştırılması gerçekleştirilir. Bu yapılar, orijinal imgeye göre çok daha düşük boyutlara sahip alt imgeler şeklindedir [9]. Oldukça çeşitli yapısal elementler bulunmaktadır. Şekil 6'te çeşitli yapısal elementlerin gösterimi bulunmaktadır.



Şekil 6: (a) Elmas $R=7$ (b) Disk $R=5$ (c) Top $R=20$ $H=5$

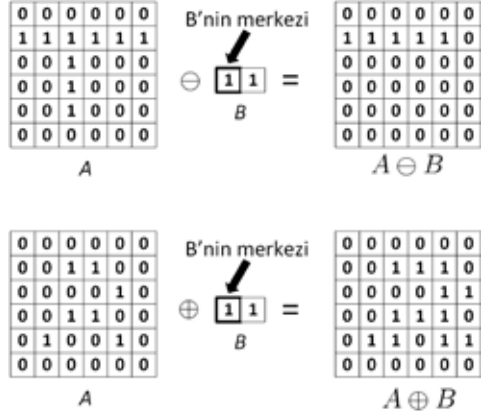
B. Aşındırma ve Genleştirme

Morfolojik imge işleme süreçlerinde kullanılan aşındırma genişletme uygulaması, belirlenen yapısal element yapısının imge kaydırılarak evrilmesi sürecidir. Başlangıçta belirtilen işleme bağlı olarak imgeye bağlı özelliklerin kuvvetlendirilmesini veya azaltılmasını sağlarlar. Bu süreçlerde A orijinal imgeyi, B yapısal elementi temsil etmektedir. Aşındırma işlemi $A \ominus B$ şeklinde tanımlanır. Yapısal elementin kaydırılması sürecinde belirlenen çekirdek yapısının ve girdi imgesinin mantıksal olarak ve işleminin uygulanması sürecidir. Bu süreç sonucunda imgeye ilişkin zayıf özellikler yok edilir ve kuvvetli özellikler korunmaktadır.

Tıbbi Görüntüleme 5

2. Gün / 16 Ekim 2015, Cuma

Genleştirme işlemi $A \oplus B$ şeklinde tanımlanır. Bu süreçte ise belirlenen yapısal element ile orijinal imge, mantıksal olarak veya işlemine tabi tutulur. Bu süreç sonunda imgeye ait zayıf özellikler kuvvetlendirilir. Şekil 7'de aşındırma ve genleştirme süreçlerine ilişkin temel bir gösterim bulunmaktadır.



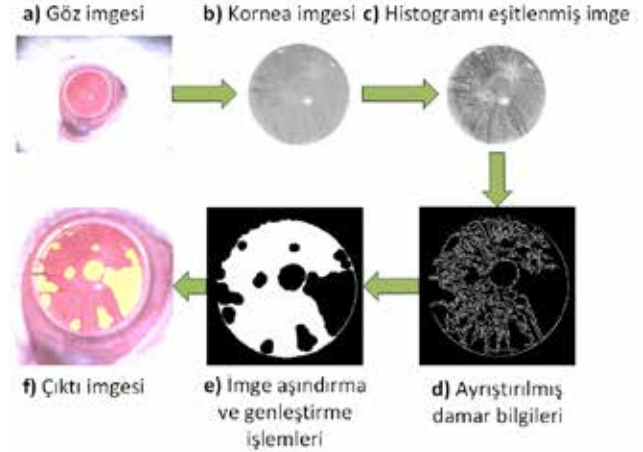
Şekil 7: Aşındırma ve genleştirme süreçlerinin gösterimi

VII. NEOVASKÜLARİZASYON ALANININ BİLGİSAYAR DESTEKLİ BELİRLENMESİ

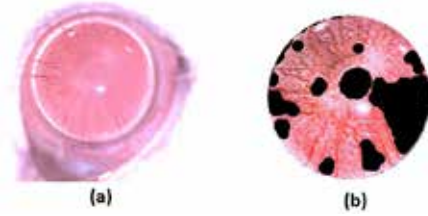
Çalışmanın bu aşamasında neovaskülarizasyon alanının bilgisayar destekli bir şekilde belirlenmesi süreci irdelenmiştir. İlk aşamada hough dönüşümü yardımı ile skelera ve kornea dokusu ayrıştırılmıştır. Sonraki aşamada ayrıştırılan kornea dokusundaki damar özneliklerinin belirginleştirilmesi için uyarlamalı histogram eşitleme yöntemi kullanılmıştır. Bu süreçler sonucunda elde edilen çıktının kenar bilgileri Canny algoritması ile elde edilmiştir. Çıktı olarak elde edilen kenar bilgileri damar bilgilerini ve bir miktar gürültüden oluşmaktadır. Bu aşamada ilgili damar bilgilerini gürültüden ayırtmak için sırasıyla imge aşındırma ve genleştirme işlemleri uygulanmıştır. Bu işlem sonucunda damar yapılarından oluşan kapalı bir alan elde edilmiştir. Oluşturulmuş bu alan, neovaskülarizasyon alanına karşılık gelmektedir. Şekil 8'de uygulamanın gerçekleştirme aşamaları gösterilmektedir. Uygulama sonucunda elde edilen çıktı üzerinde neovaskülarizasyonun görülmediği alanlar işaretlenmiştir. Neovaskülarizasyon alanı toplam kornea alanına oranlanarak kornea yapısına ait neovaskülarizasyon oranı belirlenmiştir. İlgili çalışma için bu oran %68.283 şeklinde bulunmuştur. Belirlenen bu oran literatürdeki çalışmalar sonucunda genellikle elde edilen %60-80 oranları arasında bulunmuştur. Şekil 9'da ise girdi imgesi ve neovaskülarizasyon olan bölgenin belirlenmiş çıktısı gösterilmektedir. Neovaskülarizasyon olmayan alanlar siyah ile belirtilmiştir.

VIII. SONUÇ

Bu çalışma biomedikal imge işleme kapsamında çeşitli sinyal işleme yöntemleri kullanılarak, neovaskülarizasyon alanının otomatik bir şekilde belirlenmesi işlemleri detaylı bir biçimde irdelenmiştir. Bu sürecin başarımını artıran unsurlar çalışma kapsamında belirtilmiştir. Uygulama sonucunda elde edilen neovaskülarizasyon yüzdesi literatür çalışmaları ile benzerlik göstermektedir ve belirlenen damar bilgilerinin uzman yorumları kapsamında tatmin edici olduğu belirtilmiştir.



Şekil 8: Uygulamanın gerçekleştirme aşamaları



Şekil 9: (a) Girdi imgesi (b) Belirlenmiş Neovaskülarizasyon Alanı

KAYNAKÇA

- [1] Catalbas, M.C.; Ozturk, S., "Super resolution using radial basis neural networks," Signal Processing and Communications Applications Conference (SIU), 2013 21st , vol., no., pp.1,4, 24-26 Nisan 2013
- [2] Hakan YILDIRIM, Orhan AYDEMİR, "Deneysel Kornea Neovaskülarizasyonunda Topikal Sorafenib'in Etkisinin Bevacizumab ile Karşılaştırılması", Doktora Tezi, Elazığ, 2015
- [3] Duda, R. O. and P. E. Hart, "Use of the Hough Transformation to Detect Lines and Curves in Pictures," Comm. ACM, Vol. 15, pp. 11-15, Ocak, 1972
- [4] J. J. Chen, Y. J. Gao, and Z. J. Deng, "Counting of Microscopic Cells Based on Grads Hough Transform," Advanced Materials Research, vol. 383-390, pp. 7607-7612, Kasım 2011.
- [5] Mazalan, S.M.; Mahmood, N.H.; Razak, M.A.A., "Automated Red Blood Cells Counting in Peripheral Blood Smear Image Using Circular Hough Transform," Artificial Intelligence, Modelling and Simulation (AIMS), 2013 1st International Conference on , vol., no., pp.320,324, 2013
- [6] Venkatalakshmi, B.; Thilagavathi, K., "Automatic red blood cell counting using hough transform," Information and Communication Tech. (ICT) 2013 IEEE Conference on , vol., no., pp.267,271, 11-12 Nisan 2013
- [7] Pizer, Stephen M. and Amburn, E. Philip and Austin, John D. and Cromartie, Robert and Geselowitz, Ari and Greer, Trey and Romeny, Bart Ter Haar and Zimmerman, John B., Adaptive Histogram Equalization and Its Variations. Academic Press Professional, Inc.. pp. 355-368, 1987.
- [8] Moreaud, M.; Itthirad, F., "Fast algorithm for dilation and erosion using arbitrary flat structuring element: Improvement of urbach and Wilkinson's algorithm to GPU computing," Multimedia Computing and Systems (ICMCS), 2014 International Conference on , vol., no., pp.289-294, 14-16 Nisan, 2014.
- [9] Rafael C. Gonzalez and Richard E. Woods, Digital Image Processing, Prentice Hall, Second Edition, 2002.