

UNIVERSITY OF WESTMINSTER



WestminsterResearch

<http://www.wmin.ac.uk/westminsterresearch>

A colour normalization method for giemsa-stained blood cell images.

F. Boray Tek¹
Andrew G. Dempster²
Izzet Kale^{1,3}

¹ School of Informatics, University of Westminster

² School of Surveying and Spatial Inf. Sys., University of New South Wales, Sydney, Australia

³ Applied DSP and VLSI Research Centre, Eastern Mediterranean University

Copyright © [2006] IEEE. Reprinted from the proceedings of the 2006 IEEE 14th Signal Processing and Communications Applications.

This material is posted here with permission of the IEEE. Such permission of the IEEE does not in any way imply IEEE endorsement of any of the University of Westminster's products or services. Internal or personal use of this material is permitted. However, permission to reprint/republish this material for advertising or promotional purposes or for creating new collective works for resale or redistribution must be obtained from the IEEE by writing to pubs-permissions@ieee.org. By choosing to view this document, you agree to all provisions of the copyright laws protecting it.

The WestminsterResearch online digital archive at the University of Westminster aims to make the research output of the University available to a wider audience. Copyright and Moral Rights remain with the authors and/or copyright owners. Users are permitted to download and/or print one copy for non-commercial private study or research. Further distribution and any use of material from within this archive for profit-making enterprises or for commercial gain is strictly forbidden.

Whilst further distribution of specific materials from within this archive is forbidden, you may freely distribute the URL of the University of Westminster Eprints (<http://www.wmin.ac.uk/westminsterresearch>).

In case of abuse or copyright appearing without permission e-mail wattsn@wmin.ac.uk.

Giemsa ile Lekelenmiş Kan Hücre İmgeleri için Bir Renk Düzgeleme Yöntemi

A Colour Normalization Method for Giemsa-Stained Blood Cell Images

F. Boray Tek¹, Andrew G. Dempster², Izzet Kale^{1,3}

¹Applied DSP and VLSI Research Group, University of Westminster, London, UK

²School of Surveying and Spatial Inf. Sys., University of New South Wales, Sydney, Australia

³Applied DSP and VLSI Research Centre, Doğu Akdeniz Üniversitesi, Gazimagusa, KKTC

boraytek@yahoo.co.uk, a.dempster@unsw.edu.au, kalei@westminster.ac.uk

Özetçe

Bu bildiri, Giemsa ile lekelenmiş kan hücre imgelerinin renk düzgelemesi için yeni bir yöntem sunulmaktadır. Önerilen yöntemde imge ön (hücreler vb) ve arka plan (plazma) olarak iki bölgeye ayrılmakta, daha sonra düzgeleme işlemi bu iki bölgeye farklı şekilde uygulanmaktadır. Ön ve arka plan, matematiksel morfoloji yardımıyla kaba bir şekilde kestirilmekte ve ayırma işlemi bu bölgelerin histogramına bağlı olarak yapılmaktadır. Ayrılmış olan arka plan bölgesi kullanılarak, genel aydınlanmadan bağımsız bir imge elde edilmektedir. Buna ek olarak, ön plan imgesi referans olarak belirlenmiş imgelere göre dönüştürülüp, düzgeleme işlemi tamamlanmaktadır. Önerilen yöntem bir çok imge üzerinde denenmiş ve başarılı bulunmuştur.

Abstract

This paper presents a novel method for the colour normalization of Giemsa-stained peripheral blood cell images. The normalization is applied separately to the foreground and background regions. A rough estimation of the foreground-background regions is done by mathematical morphology and followed by a refined segmentation using histograms of these regions. Then an illumination independent response is calculated using the background region. The normalization is completed by transforming the foreground region according to a reference set. The proposed method has been tested on many images and has been found successful.

1. Giriş

Bu çalışmada sunulan imge düzgeleme yöntemi, sıtma hastalığının bilgisayarla tanısı amacıyla geliştirilmekte olan bir sistemde imgelerin önışlenmesinde kullanılmak üzere geliştirilmiştir. Yöntemin genel olarak amacı giriş imgesinin bir referans imge renk karakteristiğine uyarak bilgisayarla parazit sınıflandırma ve sayma işleminin doğruluğunu arttırmasıdır. Giemsa lekeleme sıtma gibi çevrimsel kan parazitlerinin yol açtığı hastalıkların mikroskop ile tanısında örnekteki parazitik elemanları belirginleştirmek için kullanılan yaygın bir yöntemdir [1]. Bu işlem parazitik elemanları ve örnek içerisinde yer alan diğer çekirdekli yapıları

(akyuvarlar çekirdekli, alyuvarlar çekirdeksizdir) lekeleyerek belirginleştirir ve mikroskop altında incelendiğinde parazetemi (parazitli alyuvar, sağlıklı alyuvar sayısı oranı) kestirimine olanak sağlar. Bilgisayarla tanı söz konusu olduğunda, hazırlanmış bir örnek yaygın kullanılan bir ışık mikroskobu ve sayısal bir kamera ile görüntülenebilmektedir. Görüntülenen imgelerde tanıyı etkileyebilecek bir çok durum bulunmaktadır. Örnek hazırlanmasında oluşabilecek durumlar farklı Giemsa yoğunlukları, homojen olmayan bir şekilde lekeleme, daha uzun veya daha kısa tatbik süreleri olarak sıralanabilir. Görüntü alma sisteminde ise mikroskop ışığı, diyafram ayarları, kullanılan kromatik süzgeçler veya kamera ayarları (beyaz denge, diyafram, enstane hızı gibi) gözlenen renklerin farklı olmasına yol açmaktadır.

Bu çalışmada kan örneklerinin hazırlanması ve görüntülenmesi sırasında yer alan işlemlerde herhangi bir kontrolün olmadığı kabul edilmiştir ve renklerdeki farklılıklar kaynaklarından bağımsız bir şekilde giderilmeye çalışılmaktadır. Görüntüleme sonrasında elde edilen sonuç imge, bir referansta (istenilen özelliklerde herhangi bir imge veya imge kümesi) gözlenen renk karakteristiğine uyması için bir dönüşüme tabi tutulmaktadır. Literatürde görüntülenen nesnelerin özelliklerinden bağımsız olarak geliştirilmiş bir çok renk düzgeleme yöntemi bulunmaktadır [2]. Bunlardan en basiti gri-dünya yöntemidir. Bu yöntemde farklı imgelerde gözlenen renklerin gri seviyesinin sabit olacağı kabul edilmekte ve referans griye oranla düzgelebilmektedir. Grinin seçimi sabit evrensel bir *gri* (örneğin KYM:kırmızı, yeşil ve mavi kanalların orta değeri) olabileceği gibi imgelerin bir istatistikide olabilir. Veya görüntü alma sistemi mevcutsa *beyaz* bir görüntülenebilir alan kullanılarak (kırmızı-yeşil-mavi enüst değerleri gözleendiğinde) *gri* sisteme göre tespit edilebilir. Genel sıradan bir resim için, gri dünya algoritması aynı amaçla geliştirilmiş yöntemlere göre daha düşük başarı sağlarken [2], ön ve arka plan olarak bölütlenmiş bir imge için daha başarılı olabilmektedir [3]. Bu çalışmada söz konusu olan imgeleri ön (hücreler vb.) ve arka (plazma) plan olarak bölütleyebilmekte ve buna ek olarak plazmanın doğal koşullarda olarak renksiz bir sıvı olduğu kabülünden yararlanabilmekteyiz [1]. Böylece giriş imgesinde yer alan arka plan ortalamalarını kullanarak tüm imge üzerindeki aydınlanma etkilerini azaltabilmekte,

daha sonra sadece ön planı, bir referansta yer alan ön plan karakteristiğine göre dönüştürebilmekteyiz.

Bu çalışmada ön ve arka plan bölütlemesi için kullanılan yöntem Rao [4] tarafından geliştirilmiş ve kan hücreleri imgelerinin bölütlenmesinde başarı ile kullanılmıştır. Yöntem alyuvarların sabit (çok yakın) alanlara sahip olduğu kabulünden yararlanarak gri düzey görüntüler üzerinde matematiksel morfoloji (biçimbilim) algoritmaları kullanarak bölütleme yapmaktadır. Bu bildiriye Yöntem bölümün ilk kısmında bu işlem tanıtılmaktadır, ikinci kısmında ise bu bölütlemeye dayalı düzgeleme yöntemi sunulmaktadır. Daha sonraki bölümlerde deneysel sonuçlar ve varyatlar bulunmaktadır.

2. Yöntem

Önerilen yöntem ön arka plan bölütlemesi ve renk düzgelemesi olmak üzere iki alt kısımda incelenebilir.

2.1. Ön ve Arka Plan Bölütlemesi

Örgü spektrumunu veya diğer bir deyişle *granulometri*, imge işlenmeden önce nesnelere boyutu hakkında ön bilgi edinmek için etkin bir araçtır [5], [6]. Breen ve Jones [7] granulometrinin *öznelik açma* (attribute opening) işlemleri ile ilişkili genel bir tanımlamasını yapmış ve *öznelik granulometrisi* için verimli bir algoritma geliştirmiştir. Genelleştirilmiş granulometride kullanılabilir *öznelikler* genişlik, alan gibi artan kriterler olabileceği gibi *öznelik inceltme* (attribute thinning) ile kullanılabilir (dışmerkezlik, derlitopluluk vb) artmayan kriterler de olabilir. Alan granulometrisi kan hücrelerinin yarıçaplarının kestirimi için bazı çalışmalarda kullanılmıştır [8] [9]. Gri düzey bir imge için I_g , alan granulometrisi ardışık *alan açma* işlemleri arasındaki diferansiyel kütle hesaplanarak bulunabilmektedir:

$$f(k) = \sum \gamma_k^a(I_g) - \sum \gamma_{k-1}^a(I_g) \quad k > (k-1) \in R \quad (1)$$

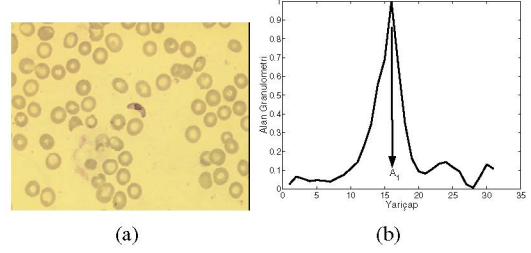
, (γ_k^a) , k alanı gösterdiğinde k değeri ile alan açma işlemidir.

Kan hücreleri mikroskoptan alınan bir imgede plazmaya göre daha koyu, eğrili ve dışbükey bir görünümündedir. Böyle bir imgenin I_g (gri düzey) tersi üzerinde alan granulometrisi hesaplandığında hücre alanı (A) ve sözde yarıçapı için bir kestirim yapılabilmektedir. Şekil 1(b), Şekil 1(a) daki giriş imgesinin gri düzey tersi üzerinde hesaplanmış olan alan granulometrisini artan alan indisine göstermektedir. Kan hücrelerinin imgede en yoğun sınıf olduğu varsayımı ile granulometri grafiği üzerinde yer alan en yüksek tepe değerinin kan hücrelerinin alanını gösterdiği kabul edilmektedir. Diğer tepe değerleri dokunan kan hücreleri, beyaz kan hücreleri (kırmızı kan hücrelerinden daha büyüktür) olduğu deneysel olarak gözlenmiştir. Grafikte görülen en yüksek tepe değerine ait dizin alan (A_1) sonraki işlemlerde hücrelerin veya daha genelleştirirsek ön planın alan kestirimi olarak kullanılmaktadır.

Hücreleri temsil eden bir alan kestirimi bulunduğu alan açma işlevi kullanılarak ön planı arka plandan ayıran kaba bir ikili gösterim elde edilebilmektedir:

$$B = (\gamma_{(A_1-\epsilon)}^a(I_g) - \gamma_{(A_1+\epsilon)}^a(I_g)) > 0, \quad (2)$$

alan açma işlevi $A_1 \pm \epsilon$ değeri ile kestirilen hücre alanından biraz fazla ve daha az alan açma gerçekleştirilmekte, bu iki açma



Şekil 1: (a) Giriş imgesi (I), (b) ve imgenin gri düzey tersinden hesaplanan alan granulometrisi ve tepe alan indis A_1 .

arasında kalan nesnelere kaba bir şekilde hücreleri belirlemektedir. Elde edilen ikili gösterim (B) imge üzerinde (I_g) bir maske olarak kullanıldığında ön ve arka plana ait iki ayrı imge ve bu imgelere ait iki ayrı sıklık dağılımı elde edilebilmektedir. Genel bir tek kanal imgenin sıklık dağılımını $H_I \triangleq \|I\|$ ile gösterirsek ön ve arka plan imge kanallarına ait iki ayrı düzgelemiş sıklık dağılımı şu şekilde ifade edilebilir:

$$\begin{aligned} I_o &= I_g * B & I_a &= I_g * \hat{B} \\ h_{I_o} &\triangleq \frac{\|I_o\|}{\sum(B)} & h_{I_a} &\triangleq \frac{\|I_a\|}{\sum(\hat{B})} \end{aligned} \quad (3)$$

(\hat{B}), B olmayan yani arka plan maskesini göstermektedir, h_{I_o} veya h_{I_a} sırasıyla ön ve arka plan için toplam piksel sayısına bölünerek düzgeleştirilmiş sıklık dağılımlarını temsil etmektedir. Şekil 2 de, daha önce Şekil 1(a) da gösterilen imgeden hesaplanmış ön plan maskesi B ve sırasıyla tümüne h_I , ön h_{I_o} ve arka planlara h_{I_a} ait düzgelemiş dağılımlar görülmektedir. Şekilde görüldüğü gibi kaba ikili gösterim yardımıyla hesaplanan ve kendi içerisinde düzgeleştirilen sıklık dağılımlarında ön ve arka plana ait tepe noktaları belirgin bir şekilde ayrılmıştır. İmgenin tümüne ait iyileştirilmiş sıklık dağılımı iki ayrı sıklık dağılımının birleştirilmesi

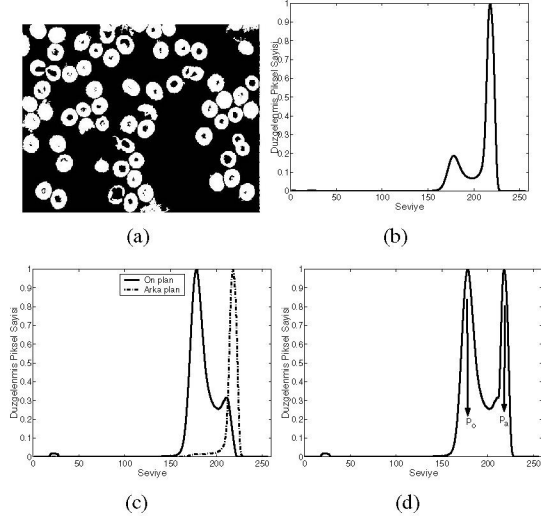
$$h_e = \operatorname{argmax}(h_{I_o}, h_{I_a}) \quad (4)$$

ile elde edilebilmektedir. Bu özellik sadece gösterim için kullanılmaktadır, bu çalışmada kullanılmamaktadır. Gerekli hallerde dağılımlar birleştirmeden önce süzgeçlenebilir, iyileştirilmiş sıklık dağılımı Şekil 2(d) de görülmektedir.

Ön ve arka plana ait tepe renk değerleri p_o, p_a sıklık dağılımları üzerinde hesaplandığında eşikleme amacıyla kullanılabilir. Eşikleme için iki değere dayalı morfolojik eşikleme yöntemi tercih edilmiştir. Bu yöntem gri düzey bir imge I şu şekilde ifade edilir [10].

$$TT_{[t_1 \leq t_2 \leq t_3 \leq t_4]}(I_g) = R_{T_{[t_1, t_4]}^{\delta}}(I_g) [T_{[t_2, t_3]}(I_g)], \quad (5)$$

$T_{[t_a, t_b]}(I)$ t_a ve t_b değerleri arasında eşikleme gösterirken, $R_P^{\delta}[Q]$: P 'den Q 'ya morfolojik sonsuz geriçatılma işlevini göstermektedir. $TT_{[t_1 \leq t_2 \leq t_3 \leq t_4]}(I)$ iki değere dayalı eşiklemedir ve sonucu ikili bir gösterimdir. Bu işlemi $t_1, t_2 = 0, t_3 = p_o, t_4 = p_a$ için hesapladığımızda giriş imgesine ait rafine bir ön plan maskesi elde edilir. Bu maske izleyen bölümde ön ve arka plan renkli imgesini belirlemek için kullanılmaktadır.



Şekil 2: (a) Ön plan maskesi (B), (b) giriş gri düzey imgesinin sıklık dağılımı (c) ön h_{I_o} ve arka plan imgelerinin sıklık dağılımı h_{I_a} (d) birleştirilmiş yeni sıklık dağılımı h_e

2.2. Renk Düzgelemesi

Literatürde aydınlanma farklılıkları için değişik modeller bulunmaktadır [2]. “Kösegen model” diğer modeller arasında en basitidir ve bir çok algoritmada kullanılmaktadır. Bu modelde bilinmeyen bir aydınlanmaya tepkiden ($\mathbf{p}^u = (p_1^u, p_2^u, p_3^u)$) bilinen bir aydınlanmaya tepki ($\mathbf{p}^c = (p_1^c, p_2^c, p_3^c)$) dönüşümün 3×3 köşegen bir matris M ile ($\mathbf{p}^u = M\mathbf{p}^c$) şeklinde olduğu kabul edilmektedir. Köşegen modeli kullanarak geliştirilmiş bir çok farklı imge renk düzgeleştirme, aydınlatıcı kestirimi yöntemi bulunmakla birlikte gri dünya algoritması bunların içerisinde en basitidir ve sıradan imgelerde kullanıldığında diğerlerine göre çok başarılı olamamaktadır [2]. Ancak bu çalışmada kullanılan imgeler, ön-arka plan şeklinde ayrılabilirdiği ve gözlenmesi beklenen nesnelere hep aynı sınıfta olduğundan, gri dünya algoritması verimli bir şekilde çalışabilmektedir. Bu algoritmada, aydınlatmadan bağımsız piksel tepkisi kabul edilen gri değerine oranlanarak elde edilmektedir. Bu çalışmada evrensel sabit bir gri değeri yerine renk kanalı ortalama değerleri kullanılmaktadır.

Kanal ortalama değerleri kullanılarak köşegen matris M 'in elemanları şu şekilde hesaplanabilmektedir.

$$M = \begin{pmatrix} m_{11} & & \\ & m_{22} & \\ & & m_{33} \end{pmatrix}$$

$$m_{11} = \frac{n_u}{n_c} \sum_{I_c} \frac{I_k^c}{I_k^u}$$

$$m_{22} = \frac{n_u}{n_c} \sum_{I_c} \frac{I_y^c}{I_y^u}$$

$$m_{33} = \frac{n_u}{n_c} \sum_{I_c} \frac{I_m^c}{I_m^u}$$
(6)

burada M dönüşüm matrisini, I (c,u sırasıyla bilinen ve bilinmeyen imgeler için alt ve üst indisler) imgeyi, $n_{(c,u)}$ sırasıyla $I_{(c,u)}$ daki toplam piksel sayısını, I_k, I_y, I_m ise imgelerin farklı

kanallarını (kırmızı, yeşil, mavi) belirtmektedir. Burada M in elemanları basit bir şekilde bilinen imge ile bilinmeyen imge arasındaki kanal ortalamaları oranları olarak hesaplanmaktadır. Bilinmeyen aydınlanma uzayından bilinen uzaya dönüştürme her piksel vektörünü M ile çarparak yapılabilmektedir.

$$\hat{I}_{kym}(x, y) = M I_{kym}(x, y) \quad (7)$$

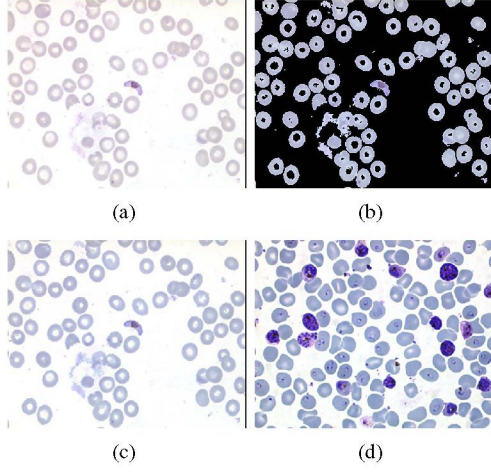
Buraya kadar olan ifadelerde genel bir imgenin imge ortalamaları kullanılarak gri dünya algoritması ile bir referansa göre dönüşümü açıklanmıştır. Daha önce belirtildiği gibi aydınlanmadan bağımsız tepkinin hesaplanması için, söz konusu olan imgelerde, plazmanın (doğal halde renksiz) ortalaması kullanılırsa hücre sayısından doğrudan etkilenen imgenin genel ortalamasından daha verimli olacaktır. Ön planda bir çok kan hücreleri yer almakta ve bunlarda aynı faktörlerden etkilenmekle beraber lekeleme işleminden plazmaya göre daha fazla etkilenmektedir. Bu koşullarda herhangi bir referans kullanmadan aydınlanmadan bağımsız piksel tepkisi doğrudan plazma ortalamasına bölünerek elde edilebilir. Ancak referans imgede bulunan renk karakteristiğine dönüşüm yapılmak istenildiğinde dönüşüm matrisin elemanlarının M hesaplanması gerekmektedir. Dönüşüm ve sonuçta düzgeleştirme, arka plan kendi ortalamasına bölünerek ve ön plan ortalamaları esas alınarak şu şekilde hesaplanmaktadır:

1. I^u (giriş imgesi) piksel değerlerini arka plan (I_a^u) ortalamasına bölerek aydınlanmadan bağımsız imgeyi I^v hesapla. Aynı işlemin referans için daha önce yapıldığı kabul edilmiştir.
2. (3) eşitliğini ve maske B 'yi kullanarak yeni ön planı I_o^v hesapla.
3. Yeni ön plan ve referans ön plan ortalamasını kullanarak M dönüşüm matrisini hesapladıktan sonra (7) eşitliğini kullanarak \hat{I}_o^v 'yu elde et.
4. Referansa göre dönüştürülmüş ön plan \hat{I}_o^v piksellerini, I^v deki değerleri ile yer değiştirerek \hat{I}^v yi oluşturarak işlemi sonlandır.

Sonuçta giriş imgesi I^u 'de (Şekil 1(a)) yer alan arka plan kendi ortalamasına bölünmüş (Şekil 3(a)), ön plan ise bu işleme ek olarak referans imge ön planı uzayına dönüştürülmüştür (Şekil 3(b)). Böylelikle aydınlanma ve belirlenen referansa (Şekil 3(d)) göre bir düzgeleştirme gerçekleştirilmektedir (Şekil 3(c)). İşlem bir döngü içerisinde yinlendiğinde giriş imgesi ve referans ortalamaları oranı giderek 1 e yakınsayacağından kararlı bir duruma ulaşmaktadır.

3. Deneysel Sonuçlar

Önerilen yöntem, lekeleme zamanları şartları bilinmeyen, farklı zamanlarda farklı mikroskoplar ve kameralarla alınmış yaklaşık 200 imge üzerinde denenmiş ve genel olarak başarılı bulunmuştur. Referans kümesinde toplam 10 imge kullanılmıştır. Bazı örnekler Şekil 4'te giriş ve sonuç imge ikilisi halinde gösterilmektedir. Bu imgeler genelde ön arka planlardan oluştuğu için yapmakta olduğumuz kabullere uymaktadır. Düzgeleştirme yönteminin çalışması için ön ve arka plan bölütlemesinin doğruluğu önemlidir. Bölütleme işleminde



Şekil 3: Şekil 1(a) da gösterilen giriş imgesine ait (a) aydınlanmadan bağımsız imge I^v (b) Ön planın referansa göre dönüşümü I^v , (c) birleştirilmiş sonuç imgesi I^v (d) referans kümesinden bir imge.

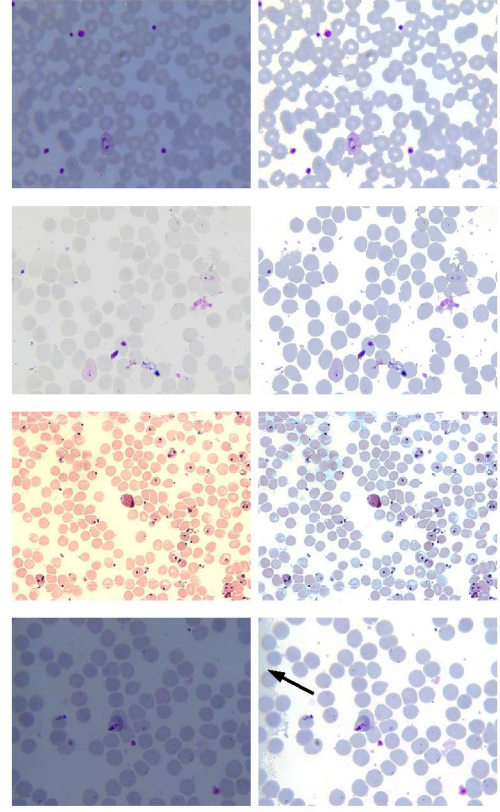
kullanılan alan granulometrisine dayanan hücre alanı kestirimi, maske B 'nin hesaplanması ve daha sonra ön ve arka plan ait sıklık dağılımlarının ayrılması global işlemlerdir. Bu nedenle bazı çok nadir homojen olmayan (imge içerisinde değişim gösteren aydınlanma vb durumlarda) imgelerde (Şekil 4(g) sağ altta) arka plana ait bölgeler ön plan gibi işlem görmektedir. Ancak asıl hedefimiz olan sıtma parazitleri hücrelere ve arka plana göre oldukça (lekeleme nedeniyle) koyu olduğundan tersi duruma rastlanmamıştır. Hücre sayısının çok az olduğu bir imgede ise alan granulometrisinden hücre alanı doğru kestirilemediğinden işlemlerin geri kalanı çalışmamıştır. Ancak bu tür durumlarda alan granulometrisi yerine bir sabit kullanılarak (imge kümesinden hesaplanabilecek bir ortalama hücre alanı) sonuç imgeye ulaşılabilir.

4. Vargılar

Bu çalışmada, Giemsa ile lekelenmiş kan hücre imgelerinin renk düzgelemesi için gri-dünya varsayımından uyarlanmış yeni bir yöntem sunulmuştur. Önerilen yöntemde, imge ilk önce ön ve arka plan olarak bölütlenmektedir. Daha sonra arka plan ortalaması kullanılarak aydınlanma etkileri giderilmekte ve ön plan imgesi bir referans kümesinde yer alan ön plan imge ortalamalarına göre düzgeleştirilmektedir. Gözle incelendiğinde, giriş imgesinin renk karakterinden bağımsız olarak, referans imgelerine yakın dönüşümü sağlanabildiği görülmektedir. Önerilen yöntem bir çok imge üzerinde denenmiş ve başarılı bulunmuştur.

5. Kaynakça

- [1] Jacqueline H. Carr and Bernadette Rodak, *Clinical Hematology Atlas*, W. B. Saunders, USA, 1998.
- [2] Kobus Barnard, *Practical colour constancy*, Ph.d. thesis, Simon Fraser University School of Computing Science, 1999.



Şekil 4: (Sol kolon) Çeşitli giriş imgeleri için hesaplanmış sonuç imgeleri (Sağ kolon).

- [3] M. Vanrell, F. Lumberras, A. Pujol, R. Baldrich, J. Lladós, and J.J. Villanueva, "Colour normalisation based on background information," in *Proceedings. 2001 International Conference on Image Processing*, 2001, vol. 1, pp. 874–877.
- [4] KNR M. Rao, *Application of Mathematical Morphology to Biomedical Image Processing*, Ph.D. thesis, U. Westminster, 2004.
- [5] L. Vincent, "Granulometries and opening trees," *Fundamenta Informaticae*, vol. 41, pp. 57–90, 2000.
- [6] P. Maragos, "Pattern spectrum and multiscale shape representation," *IEEE Trans. PAMI.*, vol. 2, pp. 701–716, 1989.
- [7] E.J. Breen and R. Jones, "Attribute openings, thinnings, and granulometries," *CVIU*, vol. 64, pp. 377–389, 1996.
- [8] KNR M. Rao and A. Dempster, "Area-granulometry: an improved estimator of size distribution of image objects," *Electronics Letters*, vol. 37, pp. 50–951, 2001.
- [9] F. Boray Tek, Andrew G. Dempster, and Izzet Kale, "Blood cell segmentation using minimum area watershed and circle radon transformations," in *Proc. Int. Symp. on Mathematical Morphology*, April 2005, vol. 1, pp. 739–742.
- [10] P. Soille, *Morphological Image Analysis*, Springer-Verlag, Heidelberg, 2003.