

植基於適應性門檻及濾波器之白血球切割技術

White Blood Cells Segmentation Based on Adaptive Threshold and Filter

廖彥博

黃靖瑜

陳巧旻

翁至中

吳憲珠

國立臺中技術學院

國立臺中技術學院

國立臺中技術學院

國立臺中技術學院

國立臺中技術學院

資訊管理系

資訊管理系

資訊管理系

資訊管理系

資訊科技與應用研究所

s13973033@ntit.edu.tw

s13973011@ntit.edu.tw

s13973006@ntit.edu.tw

s13973025@ntit.edu.tw

wuhc@ntit.edu.tw

摘要—本文針對血球影像提出一個有效的白血球切割技術(White Blood Cells Segmentation)，其中擷取白血球中的細胞核的方法，是先以簡單門檻值取得部分細胞核位置並對應到血球影像紅色層之灰階值取其平均值，藉此得到該血球影像的適應性門檻(Adaptive Threshold)及適應性濾波器參數，進而可擷取出精確的細胞核位置，再透過RGB色彩空間(Color Space)中的紅色層(Red Band)與綠色層(Green Band)之間的差異切割出白血球的細胞質。本文所提出的方法，藉由數位影像技術能降低人工閱片的時間進而提升作業效率，並能精確的切割出白血球細胞。

關鍵詞—白血球切割、適應性門檻、適應性濾波器、色彩空間

一、簡介

隨著資訊科技的蓬勃發展，為醫學界創造出許多輔助醫療的儀器，使醫師能夠透過儀器取得更多資訊，然而醫學儀器準確度仍無法取代專業醫師於醫學知識上之辨識能力。人體的防衛機制為免疫系統，白血球是免疫系統裡相當重要的角色之一，以目前白血球分割技術之辨識，仍須以人工閱片的方式判別，其所耗費時間過長而導致流程上缺乏效率。

血球影像中包含血小板、紅血球、白血球，其中白血球由細胞核及細胞質所構成。目前數位影像處理技術於血球分割的應用主要

是以邊緣偵測、色彩差異、形狀辨識或位置等為主。Kan 等學者於 2005 年提出新的切割技術[7]，首先採用僅包含一顆白血球之影像為子影像(Sub Image)，接著使用空間濾波器(Space Filter)找出一個或一個以上的門檻值，將門檻值結合分水嶺分群法(Watershed Clustering)找到白血球的邊緣，可以清楚的切割出白血球細胞，但對於完整影像中包含一個以上的白血球細胞時，則較難完整切割出白血球細胞。而透過本文所提之方法，則可針對一張內含有兩個或兩個以上的白血球影像，精確的切割出白血球。

Guo 等學者於 2006 年提出透過多頻譜的造影技術取得白血球影像其特徵，結合監督式的支援向量機(Support Vector Machine)分類方式切割出白血球[6]，但此方式必須有多頻譜儀器並花費時間拍攝，而無法應用於一般普遍的造影技術之影像或者單張影像上，加上監督式學習必須使用已知資料作為訓練用途，這是屬於非自動化，需透過專業的醫療人員先標示已知資料的類型作為訓練樣本。本文的方法能針對單張影像毋須以人工方式去標示資料類型，即可切割出白血球細胞的部份。

目前醫界使用白血球檢驗後之計量或形態去判別白血球是否異常，當白血球數量異常或者是白血球中的細胞核與細胞質比例未達

標準範圍時，醫師將進一步檢視影像中的白血球做辨識。透過本研究可使專業醫療人員能更精確的辨別及切割出白血球。

本研究所探討的是白血球影像之切割，主要分為三個部分，第一部份介紹本文主要參考的各種影像處理方法：門檻值、空間濾波器、高斯濾波器及型態學。第二部份為本研究方法，透過全彩影像搭配適應性門檻及濾波器切割出細胞核，並利用 RGB 圖層間灰階值的差異切割出細胞質，最後再合併細胞核與細胞質以完整取出白血球細胞。第三部份為本文實驗結果，針對血球影像透過本文方法的實驗成效及與其他方法之比較與結論。

二、相關研究

(一) 門檻值

門檻值(Threshold)是影像切割中目前最常用的基礎方法之一，可以去除影像中不必要之元素，留下主體物件，通常藉由觀察影像的直方圖給予適當的門檻值，利用不同的物件所呈現出的灰階值差異，再經由門檻值可自動判斷出所需的主體物件，例如血球影像中能夠經由門檻值自動辨別出細胞核、細胞質及紅血球三大部分。

假設欲將一張灰階影像取得其二值化影像 $g(x, y)$ ，其像素灰階值為 $f(x, y)$ ，則需將影像中各像素灰階值大於門檻值 T 判斷為一個群集，即 $f(x, y) > T$ ，影像中各像素灰階值小於等於門檻值判斷為另一個群集，如公式(1)，經由門檻值的設定與分類，即可得到二值化影像[5]。

$$g(x, y) = \begin{cases} 1, & \text{if } f(x, y) > T \\ 0, & \text{if } f(x, y) \leq T \end{cases} \quad (1)$$

一般影像技術大多都使用人工設定的方式決定其最佳門檻值，針對每張不同的影像皆要手動設定對應的門檻值，需耗費額外的時間，在影像切割處理上缺乏效率。因此本研究為改善人工判定之方式，提出了適應性門檻值來辨別每張不同影像，透過自動取得其最佳門檻值，在血球影像處理上能較準確及快速處理影像切割，第三節中將會詳細描述其適應性門檻取得方法。

(二) 空間濾波器(Spatial Filter)

空間濾波器其處理觀念為針對欲處理影像之像素的臨近像素上進行運算，以達到消除雜訊、強化邊緣及平滑影像之效果[2-4]，如公式(2)。

w_1	w_2	w_3
w_4	w_5	w_6
w_7	w_8	w_9

圖 1. 任意係數之 3×3 遮罩

$$G(m, n) = \sum_k \sum_l f(m-k, n-l) \cdot w(k, l) \quad (2)$$

$f(m, n)$ 為輸入像素灰階值，而 $G(m, n)$ 為輸出像素灰階值， $w(k, l)$ 則為遮罩之參數值。將每個像素經運算後，會以其本身和周圍像素值的加權總和所取代。以下將介紹各種產生不同效果的空間濾波：

1. 低通濾波器(Low-Pass Filter)

主要功用是讓低頻信號通過，並產生平滑影像的效果，低通濾波常見之遮罩大小為 3×3 或 5×5 等，當所使用之遮罩越大或權重越重時，則模糊的效果越強。運算方式是將遮罩透過空間濾波之方式代入血球影像，並針對所對照之位置與遮罩相乘並除以遮罩之總格數，透

過低頻濾波器能將血球影像中的中高频雜訊去除，並保留住低頻之影像，且能觀察影像的低頻特性。

2. 中值濾波器(Median Filter)

中值濾波器的主要功用是能為血球影像減小雜訊，其運算方式是利用空間濾波將遮罩單入血球影像中，而新影像之灰階值是採用原始影像遮罩的中間像素值來代替。以此方法能濾掉影像中之高频雜訊部份，並且保留邊緣之銳利度，而不致於像低通濾波器可能導致使影像之邊緣被破壞。

3. 高通濾波器(High-Pass Filter)

透過高通濾波器能強化血球影像中高频部份與去除影像低頻的部份，而所設計之遮罩中間數值較周圍值來的大，當遮罩置入影像時要與所對照位置之原始影像像素值相乘，並將計算過後之中間像素值減去所有周圍之像素值之總和，並將所求之值放入新的影像所對應的像素位置中，有助於執行高通濾波後之影像，能使新的影像中之細節及邊緣更突顯。

(三) 高斯濾波器(Gaussian Filter)

高斯濾波是屬於低通濾波的一種，與低通濾波之模糊效果相似，但高斯濾波是藉由高斯機率分布函數之變化而產生，如圖 2，當模糊效果越強時，標準差的值就會越大，反之標準差的值就會越小，比低通濾波器更適合用於在血球影像上產生模糊之效果，以達到平滑影像與濾除雜訊之功效。

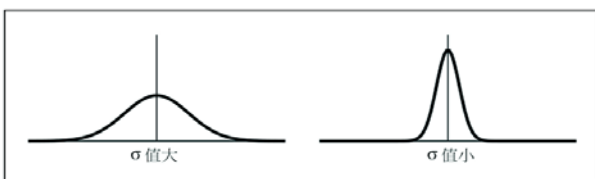


圖 2：一維高斯

σ 為標準差，當 σ 的值越大，曲線山峰就越平緩，當 σ 的值越小時山峰就越陡峭，如公式(3)。

$$f(x, y) = e^{-\frac{x^2 + y^2}{2\sigma^2}} \quad (3)$$

(四) 形態學(Morphology)

形態學為數學形態學 (Mathematical Morphology) 之簡稱，屬於影像處理的一環，專門用於處理影像當中物體的相關形狀特徵，以下說明本文方法所使用的兩種方法[1]：

1. 開啟法(Opening)

此方法可以截斷影像的細小連接點，平滑影像與濾除不必要的雜訊，因此開啟法即是先執行侵蝕(Erosion)運算後再執行膨脹(Dilation)運算，如公式(4)中， $A \circ B$ 是影像 A 內所有遮罩矩陣 B 平移結果之聯集。

$$A \circ B = \bigcup \{B_w : B_w \in A\} \quad (4)$$

2. 關閉法(Closing)

此方法能連接血球影像連接細小或斷裂的連接點，且能讓影像有平滑之效果，並能有效去除細小的內部空洞。關閉法的運算過程是先執行膨脹 (Dilation) 運算後再執行侵蝕 (Erosion) 運算，如公式(5)中， $A \bullet B$ 是影像 A 內所有遮罩矩陣 B 平移結果之交集。

$$A \bullet B = \bigcap \{B_w : B_w \in A\} \quad (5)$$

從上述形態學兩種方法之介紹中能清楚歸納出開啟法與關閉法之不同與共同點，不同點在於開啟法能截斷細小之連接點，而關閉法則是連結細小或是斷裂之連接點，而共同點皆能為影像去除細小之雜訊。由於本文方法之影像中的細小雜訊較為繁多，需先去除不必要之細小的雜訊再使影像產生平滑之效果，所以本

文方法是採用開啓運算，能有效的侵蝕雜訊並膨脹以填補影像空洞並產生平滑之效果。

三、本文方法

血液檢驗目前仍必須仰賴人工作業，常因所使用的染劑與染色技術不佳導致血球影像產生染色不均的情況，故在染色不均的血球影像上會有模糊不清的情況發生，造成進行切割動作時，在邊緣偵測上會發生誤判的現象，難以正確切割出白血球的細胞核與細胞質。在本文方法中主要分為三階段：(一)影像前置處理階段，(二)利用適應性門檻與濾波器切割細胞核，(三)透過RGB色彩空間取出細胞質。

(一) 影像前置處理階段

原始血球影像存在不必要之雜訊，為有助於白血球之細胞核及細胞質切割的後續處理，首先針對全彩影像中的紅色層與綠色層影像，分別透過高斯濾波運算，以空間迴旋積(Spatial Convolution)的方式進行處理，而所使用之濾波遮罩設定為 6×6 之矩陣大小，其作用在於濾除影像中的雜訊，平滑血球之邊緣以消除毛邊之情況。

(二) 利用適應性門檻與濾波器切割細胞核

經過前置處理後的紅色層影像所提供的特徵資訊量足以切割出細胞核，因此本文方法使用適應性門檻與濾波器針對細胞核進行切割，下列為切割白血球之細胞核的四個步驟：

步驟 1：首先針對經過前置處理的紅色層影像進行一次高通濾波器運算，所使用的遮罩矩陣設定為 3×3 ，採用以遮罩矩陣中心為主的濾波器，如圖 3，此種濾波器能大幅提高影像對比度，也就是提高影像的像素灰階值，像素灰階值的範圍為 $0 \sim 255$ ， 0 為純黑色，向上提升會變為灰色，至 255 時為純白色。白血球之

細胞核在影像中的像素灰階值較低，而其他區域的像素灰階值較高，透過此濾波器可將影像中較高的像素灰階值提高至 255 ，較低的像素灰階值也會相對提高，但其提升幅度較少。經過此濾波器的運算，可去除影像中如背景、細胞質、紅血球等其他部分，並保留細胞核的影像。

0	0	0
0	3	0
0	0	0

圖 3. 高通濾波器之遮罩

步驟 2：透過一個初始設定的門檻值 ($IT = 245$)，將像素值小於等於 IT 的像素轉換為白色，其像素值為 255 ，而相反的，像素值大於 IT 則轉換為黑色，其像素值為 0 。再計算 8-連通(8-connected)的點為同一區塊。計算相同區塊中其像素點的數量而成為此區塊之面積，面積小於 4000 的區塊將被設定為黑色，以過濾影像中細小雜訊及非細胞核區塊，因此利用計算面積大小過濾雜訊，透過上述步驟產生較不精確的細胞核區塊之切割結果，如圖 4。

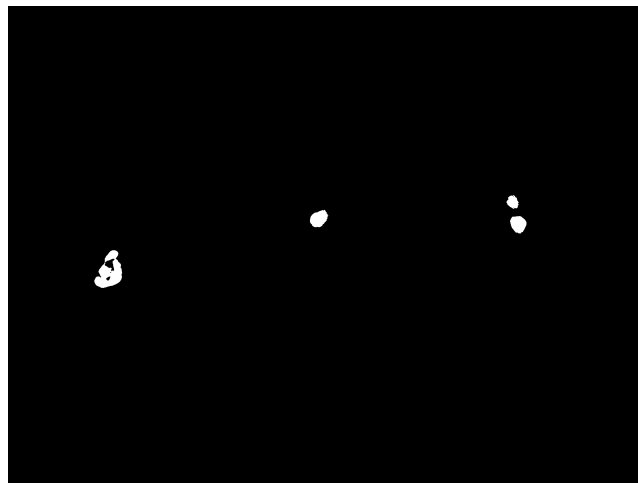


圖 4. 經由初始門檻與面積過濾之影像

步驟 3：針對步驟 2 所產生之影像中每一個細胞核區塊，計算其像素值之平均值 (MA)，將平均值帶入公式(6)，藉此可計算出

適用於該區塊的適應性濾波器參數值，如圖 5，並執行濾波運算。

$$AF = -0.0195 \times MA + 3.642 \quad (6)$$

0	0	0
0	AF	0
0	0	0

圖 5. 適應性濾波器

步驟 4：將細胞核區塊的平均值帶入公式(7)後，可計算出適應性門檻(AT)，將影像透過門檻值取出完整精確的細胞核，如圖 6 所示。

$$AT = -0.9952 \times MA + 288.8341 \quad (7)$$

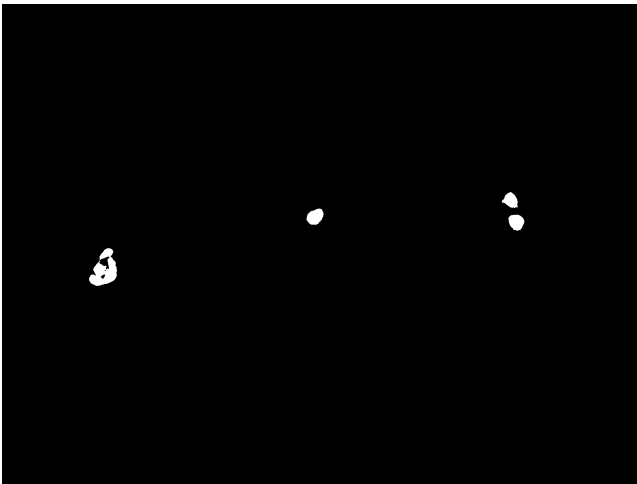


圖 6. 適應性濾波器處理後之影像

經由適應性門檻與濾波器處理後，可以完整並精確的取出細胞核，而公式(6)和公式(7)是成正比的，若是細胞核區塊的像素平均值越低，即顏色越深，其適應性濾波器的參數值將會越高，經處理後顏色淡化程度也較高，即越接近白色(白色像素值為 255)而適應性的門檻也隨著較高。相反的細胞核之像素平均值越高，即顏色越淡，其適應性濾波器與適應性的門檻也會隨著較低。

(三) 在RGB色彩空間取出細胞質

切割細胞質最大的困難點在於細胞質會

與紅血球會有部分重疊(Overlap)的問題，並由於單獨在 RGB 三層中任一層或者灰階影像上，其像素值的差異皆不大，以致難以切割出完整精確的細胞質，如圖 7。而本研究發現雖然其像素值都非常相近，但在不同的色彩層上仍有細微的變化。

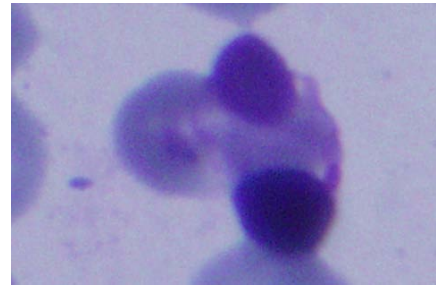


圖 7. 紅血球與細胞質重疊之影像

在影像的色彩模式中，最常使用的即為 RGB 色彩模式，其三個圖層分別為紅色層、綠色層以及藍色層。透過三種不同的色層的混合後可以表現出各種不同的顏色。

在 RGB 全彩影像中，綠色層影像可以提供影像特徵的資訊較為明顯且豐富，相較之下，紅色層與藍色層影像所提供特徵資訊量較少，其中在紅色層影像的特徵較優於藍色層影像的特徵。因此在細胞質切割上，本研究使用 RGB 影像中的紅色層與綠色層來進行白血球細胞質之切割。本文方法之細胞質切割共有三個步驟：

步驟 1：將經過前置處理的影像分別取出綠色層與紅色層，針對兩層之間的差異進行分析運算。為了增加其中差異之對比度，於提供較多特徵資訊量的綠色層影像中每個像素值都增加 16 後，再減掉紅色層影像的每個對應的像素，計算每個像素的差值，最後，將差值為 0 的像素設為白色，不為 0 的設為黑色，運算結果如下圖 8。

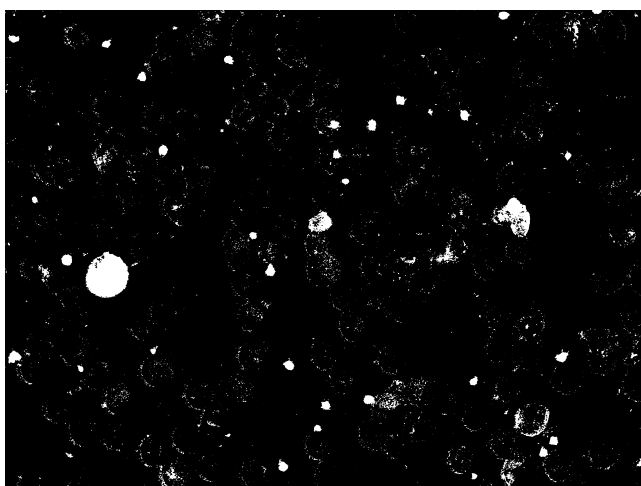


圖 8. 綠色層調高與紅色層之色差影像

步驟 2：經過步驟 1 的處理後，由於邊緣的部分有細小且不必要之雜訊，透過形態學的開啓處理，亦即先進行侵蝕後再進行膨脹，其運算的遮罩大小設定為 4×4 ，處理後之影像結果如圖 9，可得到包含細胞質的影像，但其中仍包含一些非細胞質的區塊，如殘餘的紅血球及血小板，這些區塊由於其色差相近，因此無法全部濾除，故要再進一步做過濾的動作。

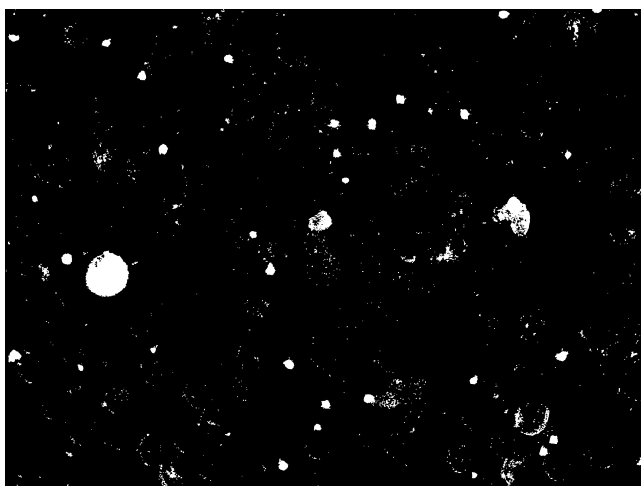


圖 9. 形態學開啓處理之影像

步驟 3：主要過濾非細胞質的部份，將經

過步驟 2 所處理之細胞質影像，與已切割完成之細胞核區塊進行交集運算，即可去除非細胞質的區塊，最後將細胞核的區塊貼至細胞質的影像中，即完成細胞質的切割，如圖 10。

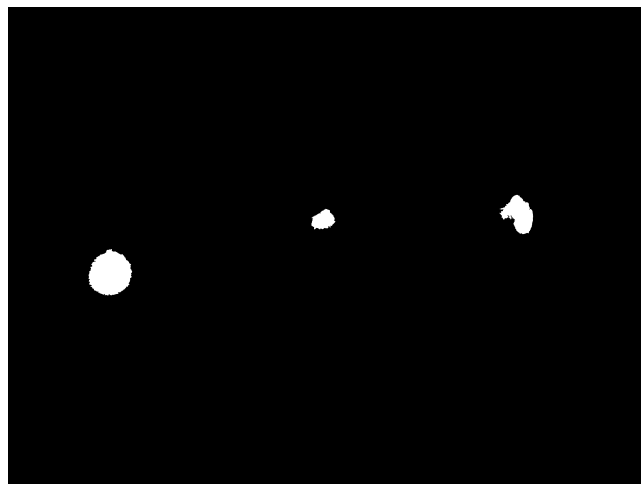
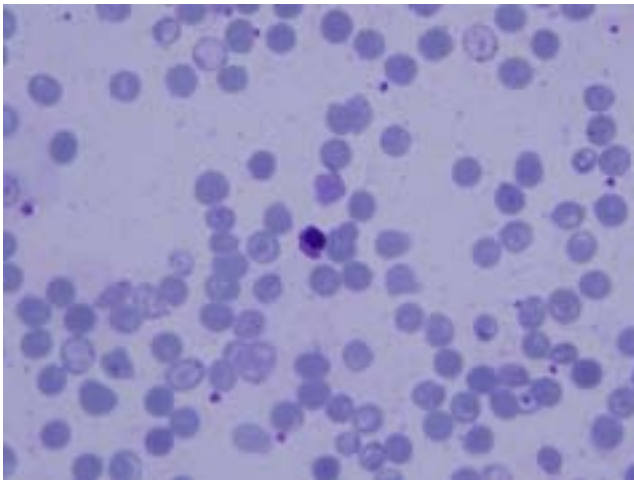


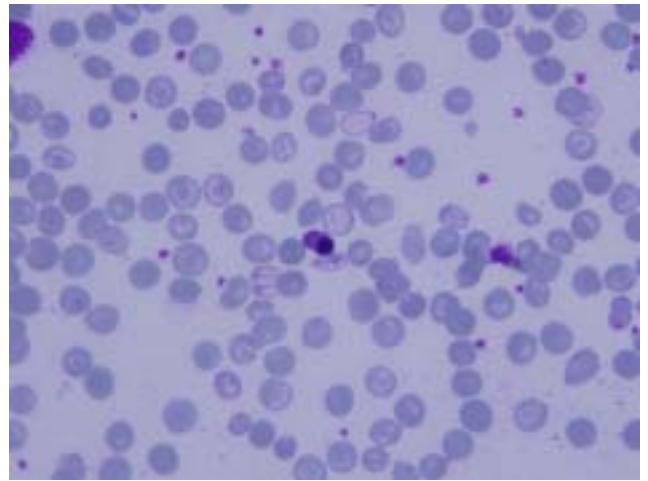
圖 10. 透過交集運算處理之細胞質影像

四、實驗結果

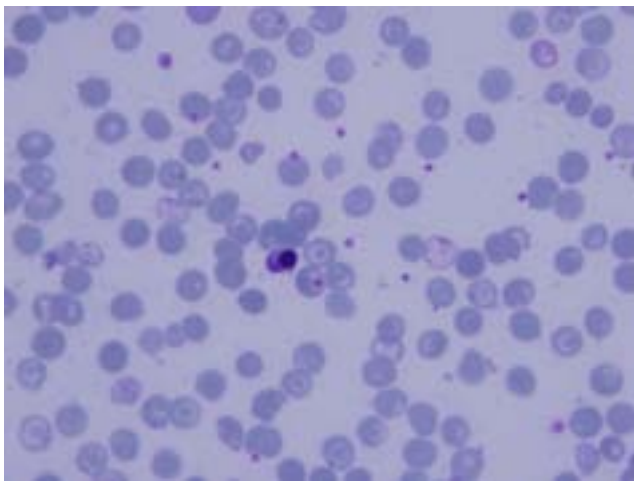
實驗中共使用了六張血球影像進行影像切割，由圖 11 可發現每張影像所包含的血球數量、大小皆不相同，透過本文方法可將每張血球影像切割出所含的每一顆白血球的子影像，因此六張血球影像共擷取出十顆白血球進行影像評估，並且與醫師手繪圖、Otsu 二值化 [8] 切割出物件之結果進行影像評估，藉由計算影像切割之準確率及完整率來評估本文方法之切割效果。



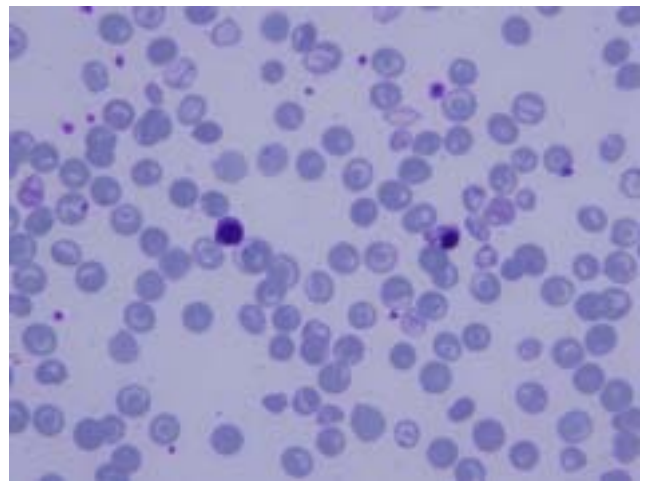
(a)



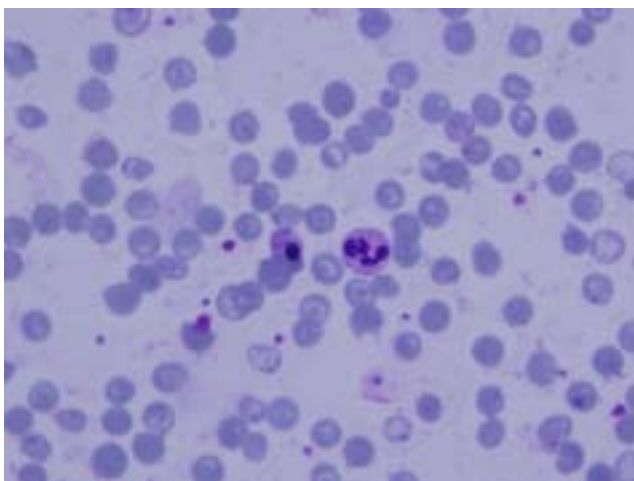
(b)



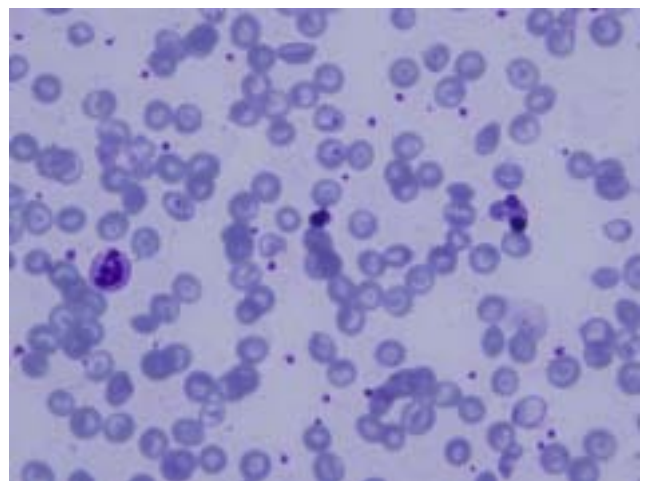
(c)



(d)



(e)



(f)

圖 11. 原始血球影像

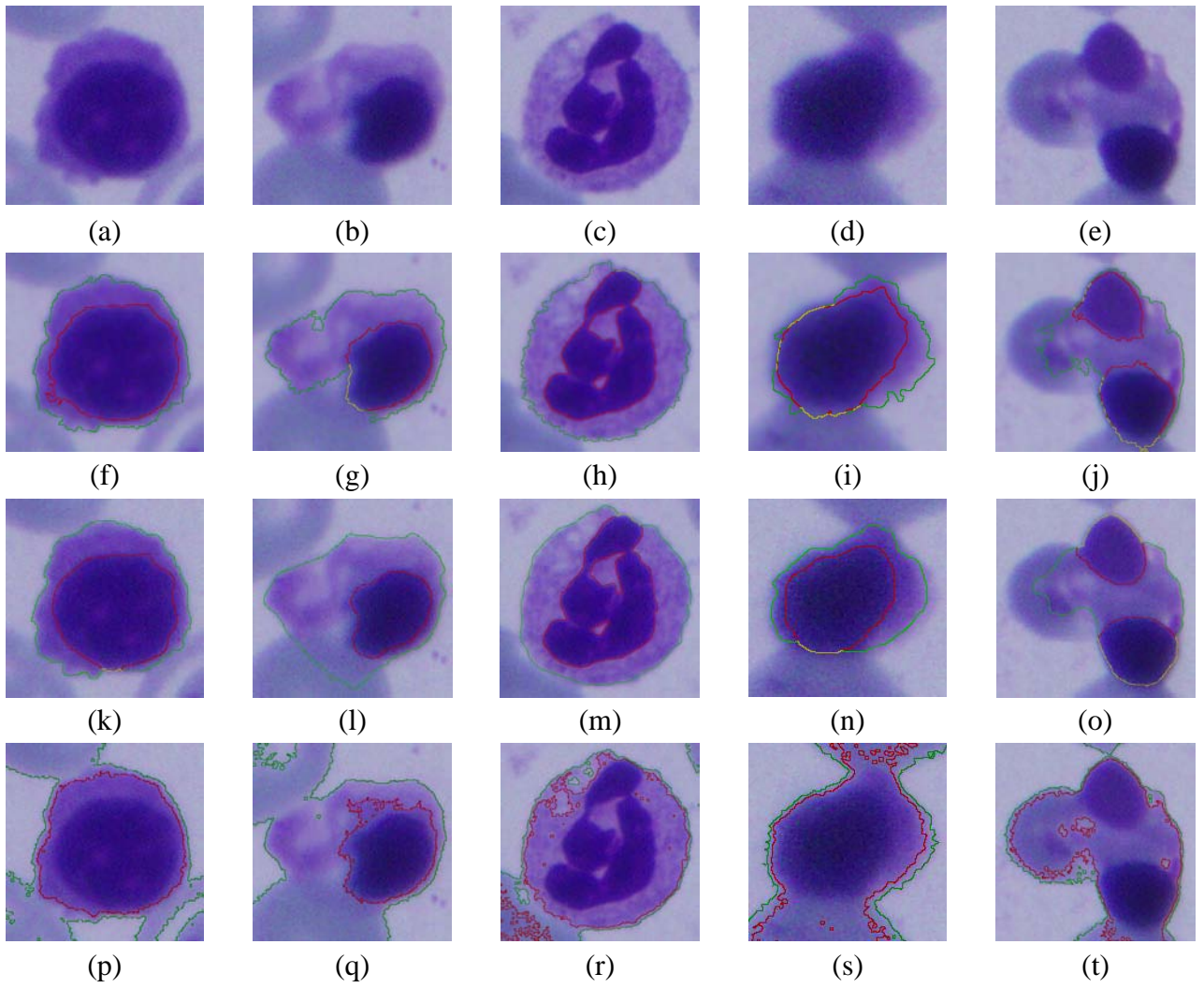


圖 12. (a)-(e)原始之白血球影像, (f)-(j)為本實驗切割結果, (k)-(o)為醫師手繪之切割結果, (p)-(t)為 Otsu 切割後之結果

圖 11.(a)-(f)為原始的血球影像圖，其中圖 11.(a)中有 1 顆白血球、多顆紅血球，圖 11.(b)中有 1 顆白血球、多顆紅血球，圖 11.(c)有 1 顆白血球、多顆紅血球，圖 11.(d)有 2 顆白血球、多顆紅血球，圖 11.(e)有 2 顆白血球、多顆紅血球，圖 11.(f)有 3 顆白血球、多顆紅血球。本文方法能夠在複雜的血球影像中切割出白血球，如圖 12 所示之五顆白血球，圖 12 中(a)-(e)為白血球細胞影像之原始影像，(f)-(j)為本文方法之切割結果，(k)-(o)為醫師手繪之切割結果，(p)-(t)為 Otsu 二值化之切割結果。一顆完整的白血球細胞包含了顏色較深的細胞核與顏色較淡的細胞質，在圖 12 白血球中紅色邊緣以內為白血球之細胞核，紅色邊緣以外及綠色邊緣以內的部分為白血球的細胞質，細胞核與細胞質重疊的部分，以黃色之邊緣來標示。

本文方法透過適應性門檻與濾波器進行細胞核之切割，藉由適應性濾波器強化與平滑影像後，利用適應性門檻且自動取得最佳門檻值可有效提升細胞核之切割效果，並平滑細胞核之邊緣以消除毛邊，本文方法之細胞核結果與醫師手繪切割結果較為相近，相較於 Otsu 二值化切割出針對細胞核與細胞質的區域，本文方法更加能精確切割出細胞核。而在切割細胞質之部分，本文方法使用色彩空間內的紅色與綠色層從影像中之差異進行細胞質之切割，對於細胞質與紅血球重疊的部分也能順利分離並完成細胞質之切割，並且與醫師手繪切割之結果極為相似。以 Otsu 切割物件的方法進行細胞質之切割會造成紅血球也一併被切割，然而 Otsu 切割物件的方法雖然可順利切割出血球影像背景，卻無法順利分離細胞質與紅血球，導致細胞質切割效果不佳，相較之下，本文方法較能順利切割出細胞質。本文方法使用公式(8)與公式(9)分析與比較白血球的切割效果，比較結果如表 1。

表 1. 本文方法與醫師手繪切割結果之比較

No.	細胞核 準確率 (%)	細胞核 完整率 (%)	細胞質 準確率 (%)	細胞質 完整率 (%)
(1)	98.85	96.09	88.75	95.34
(2)	96.53	95.89	83.59	95.30
(3)	91.38	93.40	84.78	85.32
(4)	91.78	98.54	94.15	81.03
(5)	87.85	99.43	96.57	73.44
(6)	91.66	98.36	90.33	89.22
(7)	99.71	82.52	86.87	93.22
(8)	99.49	94.05	93.64	91.11
(9)	81.33	99.57	89.36	52.83
(10)	89.37	92.46	85.71	84.45

準確率

$$= \frac{\text{本文方法切割結果與醫師手繪切割結果相符的像素總和}}{\text{本文方法切割結果的像素總和}} \quad (8)$$

完整率

$$= \frac{\text{本文方法切割結果與醫師手繪切割結果相符的像素總和}}{\text{醫生手繪切割結果的像素總和}} \quad (9)$$

本文方法之切割結果與醫師手繪結果的像素總和(如公式(8)與公式(9)中的分子)代表本文方法與醫師手繪皆有切割出之白血球範圍，即是正確切割白血球的範圍。準確率表示在本文方法之切割結果中，正確切割出白血球之比例多寡，當準確率越高時，表示在本文方法之切割結果被正確切割的白血球範圍越多，多餘切割之白血球範圍就越少。完整率表示醫生手繪切割結果之正確切割白血球細胞之比例的多寡，切割完整率越高時，表示醫師手繪切割結果中被正確切割的白血球範圍越多，沒有被切割之白血球範圍就會越少。

經由比較結果顯示，細胞核的準確率皆高於 81%，顯示本文方法可以較少的切割出多餘

的白血球範圍。編號(7)的白血球因為細胞核邊緣顏色較淡，造成細胞核切割範圍較少，完整率較低，其餘白血球細胞核的完整率皆高於92%，對於整體顏色較淡的細胞核也有不錯的準確率與辨識率，顯示適應性濾波器與適應性門檻對於白血球之細胞核切割準確度上有很大的提升。

細胞質的部分，準確率分別介於83%到96%之間，其中最高的準確率為96.57%，顯示本文方法於細胞質切割的多餘範圍中能較少切割。完整率的部份，因編號(9)的白血球細胞質面積過小，因此完整率的數值變動較容易受影響，其餘白血球細胞質的完整率皆落在73%到95%之間，其中最高的完整率為95.34%，顯示使用本文方法所切割出的細胞質範圍相對於醫師手繪的切割結果來說，較接近醫師手繪之切割結果，表示能有效切割出白血球之細胞質。編號(5)血球的細胞質有一部份與紅血球重疊，因為重疊部分的細胞質位於重疊部分的下方，造成重疊部分的顏色與紅血球太相近，本文方法因此無法順利切割出該細胞質，導致完整率下降，但是準確率仍高達96.57%，表示在該白血球細胞中，沒有重疊範圍的細胞質切割結果仍然非常準確。編號(9)血球的細胞質有一部份區域位於細胞質的邊緣，其他細胞質之顏色相比之下較淡，因此本文方法無法較正確切割出該區域中的細胞質，造成完整率下降。

五、結論

本文所提出的影像切割技術使用適應性門檻與濾波器，以及利用色彩空間中之紅色層與綠色層間的差異來完成血球影像切割，在複雜的血球影像中，對於細胞核切割的部分利用線性的公式所計算出的適應性濾波器之參數與適應性門檻可針對不同的血球影像而自動調整。

透過實驗結果顯示，適應性門檻所取得的最佳門檻值比手動設定門檻值之切割效果較佳，細胞核也較為準確。針對不同的血球影像設定不同的濾波器參數達到平滑影像、消除雜訊與強化邊緣之效果。由於手動設定的濾波器參數無法適用於每張血球影像，必須依每張影像之狀況來調整，執行效率相對降低，相較之下利用適應性濾波器可以自動取得該影像之最佳濾波器參數，不僅可以針對每張影像進行處理，也提升執行的效率，降低人工計算的時間。

細胞質切割的部分，血球影像是由紅血球、白血球、血小板、背景與些許雜訊所組成，紅血球與白血球時常有重疊的狀況產生，本研究利用紅色層與綠色層之間灰階值的差異切割細胞質，能順利的去除白血球與紅血球重疊的情形，透過色彩空間之切割技術，能夠順利的切割出較精確的細胞質區塊，最後將已切割之細胞核與細胞質區塊合併，便完整的切割出白血球細胞。

未來希望能在適應性門檻與濾波器能更進一步的改善，本研究方法在適應性門檻與適應性濾波上所執行之演算法步驟較為冗長，運算時間也相對較長。針對適應性濾波在未來能夠調整出更佳的濾波以供影像處理使用，以便能平滑影像、濾除雜訊與強化邊緣，可幫助消除切割的毛邊，讓白血球細胞切割結果更準確。

六、參考文獻

- [1] 繆紹綱 譯、Gonzalez Woods 原著，“數位影像處理”，普林斯頓國際有限公司，2005。
- [2] 劉賀強，“影像處理在 DVD 檢測之應用”，碩士論文，國立中央大學光電科學研究所，2001。

- [3] 陳志強,“影像處理技術應用於 PLED 噴墨基板瑕疵檢測”, 碩士論文, 國立中央大學資訊工程研究所, 2003。
- [4] 許捷皓, “運用校正版與鏡頭光學參數的內視鏡影像校正法 (A Distortion Correction Method for Endoscopy Images Based on Calibration Patterns and Parameters of Optical Lens)”, 碩士論文, 中原大學電子工程學系, 2004。
- [5] 徐曉佩 譯、Alasdair McAndrew 原著,“數位影像處理”, 高立圖書有限公司, 2008。
- [6] N. Guo, L. Zeng and Q. Wu, “A method based on multispectral imaging technique for White Blood Cell segmentation”, *Computers in Biology and Medicine*, Vol. 37, pp.70-76, 2006.
- [7] K. Jiang, Q.-M. Liao and Y. Xiong, “A novel white blood cell segmentation scheme based on feature space clustering”, *Soft Computing*, Vol. 10, pp.12-19, 2006.
- [8] N. Otsu, “A threshold selection method from gray-level histograms,” *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, Vol. 9, No. 1, pp. 62-66, 1979.