미소혈관 내 백혈구 운동의 검출법

Detection Method of Leukocyte Motions in a Microvessel

김 응 규*
Eung-Kyeu Kim*

요 약

본 연구에서는 시공간 영상 해석을 이용한 미소혈관내 백혈구 운동의 검출 방법을 제안한다. 혈관벽에 부착하는 백혈구 운동은 영상내 혈관벽의 윤곽선을 따라 움직이는 것으로 시각화될 수 있다. 제안 방법에서 백혈구는 혈관벽의 윤곽선을 따라 움직인다는 구속조건을 사용하며 시공간 영상 해석방법의 사용에 의해 백혈구 운동을 검출한다. 생성된 시공간 영상은 특수한 목적의 방향 선택 필터에 의해 처리되고 후속의 분류처리가 행해진다. 이 후속의 분류처리는 단순한 임계값 및 윤곽선 처리에 의해 획득된 모든 성분중에서 백혈구 궤적 성분을 선택하고 분류한다. 실험 결과, 제안 방법은 복수개의 백혈구 흔적이 서로 교차할 때에도 백혈구 운동을 안정하게 검출할 수 있음을 보여준다.

ABSTRACT

In this paper, we propose a detection method of the leukocyte motions in a microvessel by using spatiotemporal image analysis. The leukocyte motions that adhere to blood vessel walls can be visualized to move along the blood vessel wall's contours in a sequence of images. In this proposal method, we use the constraint that the leukocytes move along the blood vessel wall's contours and detect the leukocyte motions by using the spatiotemporal image analysis method. The generated spatiotemporal image is processed by a special-purpose orientation-selective filter and then subsequent grouping processes are done. The subsequent grouping processes select and group the leukocyte trace segments among all the segments obtained by simple thresholding and skeletonizing operations. Experimental results show that the proposed method can stably detect the leukocyte motions even when multiple leukocyte traces intersect each other.

Keywords : Luckocyte, Microvessel, Temporal mean image, Spatiotemporal image

Ⅰ. 서 론

혈구와 혈관의 운동에 대한 동적인 해석은 생리학 연구 분야에 있어서 매우 중요한 주제중의 하나가 되고 있다. 백혈구의 동적인 흐름과 백혈구와 혈관과의 상호작용을 연구하기 위하여 백혈구의 속도와 흐름을 측정하는 것이 필요하다[1,2]. 그러나 선행 연구에 있어서 그러한 측정은 비디오 프레임 수의 계산에 의해 수동적으로 수행되어왔다. 따라서 측정의 정확도와 수집되는 데이터 양도 제한적이었다. 이번 연구의 궁극적인 목적은 미소혈관벽에 부착하는 백혈구의 검출과 영상 계열로부터 백혈구 속도의 정확한 측정을 위한 컴퓨터비젼 시스템을 개발함에 있다.

여러 가지 영상처리시스템이 적혈구의 속도, 혈소판 부착 및 소동맥 혈관운동을 위해 개발되어왔다[3,4]. 이들 시스템은 프레임 빨셈, 에지 추적과 같은 단지 단순한 영상처리기법을 사용한다. 따라서, 혈관벽에 부착하는 백혈구의 운동을 검출하고 측정하기 위한 보다더 정교한 컴퓨터비젼 시스템의 도입이 필요하다. 왜냐하면 영상 계열로부터 움직이는 물체의 식별은 컴퓨터비젼 연구분야에 있어서 어려운 문제중의 하나이기 때문이다. 또한 생물의학의 적용에 있어서는 실용적인 방법을 개발하기 위해 영역에 의존하는 구속조건을 현대의 컴퓨터비젼 기법과 효과적으로 결합시키는 것이 주된 관점이다. 혈관벽에 부착하는 백혈구의 운동은 영상내 혈관벽의 윤곽선을 따라 움직이는 것으로 시각화될 수 있다. 이번 연구에 있어서 백혈구가 시공간 영상을 생성하기 위하여 혈관벽 윤곽선을 따라 움직인다는 구속조건을 사용하며, 이 시공간 영상 해석법을 사용해서 백혈구 운동을 검출한다. 또한 기존의 컴퓨터비젼 기법을 그대로 적용하지는 않지만 이러한 적용을 위해서 특별히 교정을 행한다. 방향선택 필터와 지각적인 분류 처리는 혈

* 한발대학교
투고 일자 : 2014. 9. 7 수정완료일자 : 2014. 10. 27
게재확정일자 : 2014. 11. 2

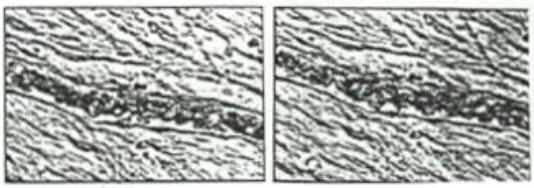
관벽에 부착하는 백혈구의 운동해석을 위한 완전한 시스템에 도달하기 위하여 개발된다.

이하, Ⅱ장에서는 문제를 정의하고 그 문제를 해결하기 위한 기본적인 전략 및 백혈구 운동의 구속조건으로서 사용되는 혈관영역의 검출방법에 대해 기술한다. Ⅲ장에서는 백혈구 검출의 기본적인 전략에 관해 기술한 후 백혈구 궤적의 움직임을 강조하기 위한 방향 선택 필터와 백혈구 궤적의 움직임을 검출하기 위한 분류 방법에 대해 기술한다. Ⅳ장에서는 복수의 백혈구를 포함한 영상 계열을 사용한 실험 결과를 보여준다. Ⅴ장에서는 결론 및 향후의 과제에 대해 기술한다.

Ⅱ. 문제 정의 및 혈관 영역의 검출

2.1 문제의 정의 및 해결 방법

그림 1은 백혈구의 움직임을 포함한 생쥐(rat)의 장(intestine)사이의 막(membrane)에 존재하는 미소 혈관의 현미경 영상 계열의 두 프레임 영상을 나타낸다. 영상의 크기는 300×200이다. 그 영상 계열의 프레임 간격은 1/30 [sec]이다. 문제는 혈관벽에 부착하는 각각의 백혈구를 식별해서 국소화하기 위한 것과 영상 계열로부터 그들의 속도를 계측하기 위한 것이지만 이번 연구의 경우 속도의 계측은 취급하지 않는다.



(a) 25번째 프레임 그림 (b) 75번째 프레임

(a) 25^{th} frame (b) 75^{th} frame

그림 1. 미소혈관의 현미경 영상

Fig.1. Microscopic images of microvessel

미소혈관내 백혈구 운동의 검출과정을 기술하면 다음과 같다.

첫 번째, 영상 계열의 모든 프레임은 등록되었고, 생체 자신의 운동에 의해 영상 계열에 있어서 각 프레임에는 전체적으로 평행운동이 발생하고 있다. 그림 1에 나타낸 바와 같이 두 개의 다른 프레임사이에 평행운동이 존재한다. 이들 평행운동은 간단한 템플레이트 정합을 이용해서 쉽게 제거할 수 있다.

두 번째로, 혈관 영역을 검출한다. 혈관벽에 부착하는 백혈구의 운동은 영상내 혈관영역의 윤곽선을 따라 움직이는 것으로 시각화될 수 있다. 그러므로 혈관 영역의 윤곽선은 백혈구의 식별과 국소화에 강인한 구속조건을 제공한다. 혈관 영역의 검출을 위해 시간변화정보로부터 혈구가 다른 영역에서 정지상태에 있는동안 혈관 영역에서 연속적으로 흐르고 있다는 구속조건을 사용한다.

세 번째로, 시공간 영상 해석에 의한 백혈구 운동의 궤적을 검출한다. 계열 영상의 한 프레임으로부터 백혈구만의 식별은 어려울 것으로 보여진다. 왜냐하면 혈관은 다수의 백혈구뿐만 아니라 많은 적혈구를 포함하고 있기 때문이다. 그러나 적혈구는 이러한 영상 계열의 프레임율로 포착될 수 없는 그러한 고속도를 갖고 있다. 한편 혈관벽에 부착하는 백혈구의 속도는 매우 낮아 백혈구의 운동은 시공간 영상 해석방법에 의해 검출된다[5,6]. 여기에서 공간축이 혈관벽에 따르는 시공간 영상을 생성한 후 시공간 영상내의 평탄한 굵은선을 백혈구의 궤적으로 간주할 수 있다. 이 궤적의 검출은 이러한 적용을 위해 개발된 지각적인 분류법과 방향선택 필터와의 결합에 의해 수행된다.

2.2 혈관 영역의 검출

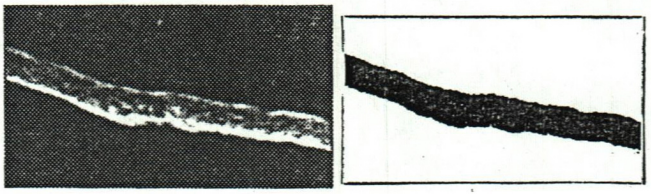
혈관 영역의 검출을 위해 사용하는 구속조건은 그 혈구들이가 혈관 영역내에 연속적으로 흐르고 있는동안 혈관 영역외 다른 영역들은 정지상태에 있다는 것이다. 이것은 혈관 영역내 각 화소의 그레이값(a gray level of each pixel)이 한 프레임씩 변화하는 동안 혈관 영역외 다른 영역에서의 각 화소들의 그레이값은 모든 프레임에서 거의 동일하게 될 것이라는 것을 의미한다. 그러므로 그레이값의 시간 분산이 혈관 영역에서는 커지게 되고 혈관 영역외 다른 영역에서는 작아지게 된다.

시간분산영상 $S(x,y)$는 식 (1)과 같이 정의된다.

$$S(x,y)=\frac{1}{n-1}\sum_{i=1}^{n}(I_i(x,y)-\bar{I}(x,y))^2 \qquad (1)$$

여기에서, $I_i(x,y)$는 영상 계열의 i번째 프레임이고,

$\bar{I}(x,y)=\frac{1}{n}\sum_{i=1}^{n}I_i(x,y)$이다. 시간분산영상 $S(x,y)$을 단순히 임계값 **처리**함으로써 혈관 영역의 검출을 시도한다. 그림 2는 혈관 영역의 검출 결과를 보여준다. 시간분산영상 $S(x,y)$의 사용에 의해 검출의 안정도와 정확도가 각 프레임 영상의 사용시와 비교해서 빠르게 개선되었다. 혈관 영역은 (b)에 나타낸 2진 영상으로부터 작은 면적을 가진 영역을 제거함으로써 검출될 수 있다. **이러한 혈관 영역의 검출은 혈관 영역의 경계선을 나타내는데 사용된다.**



(a) 시간분산영상 (b) 임계값 처리후 영상

(a) Temporal variance images (b) Results afterthresholding

그림 2. 시간분산영상 사용 혈관영역의 검출

Fig.2. Detection of a blood vessel region by using temporal variance images

Ⅲ. 백혈구 운동의 검출

혈관 모양이 관(tube)일지라도 현미경 영상은 이 관의 2차원 투영이다. 검출하고자 하는 백혈구는 관벽에 부착하지만 적혈구는 관 안쪽의 중앙부를 통해서 흐른다. 그림 3은 미소혈관의 축 단면 및 시선방향을 나타내고 있다. (a)는 혈관의 단면 및 적혈구가 통과하는 영역을 보여준다. (b)에 나타낸 백혈구는 영상내에서 상대적으로 발견되기 용이하다. 그러나 (c)에서 보여준 백혈구는 적혈구와 중복되기 때문에 발견되기 어렵다. 이번 연구에서는 현재 제2장에서 기술한 방법에 의해 검출된 혈관 영역의 윤곽선을 따라 흐른다고 가정할 수 있는 (b)에서 보여준 백혈구만의 검출을 취급한다.

3.1 시공간 영상 해석으로서 문제의 형식화

백혈구는 그림 3의 (b)에 나타낸 바와 같이 영상내 혈관의 윤곽선을 따라 움직인다. 그러므로 그림 4에 나타낸 공간축으로서 혈관 윤곽선에 평행한 곡선의 선택에 의해 시공간 영상을 생성한다.

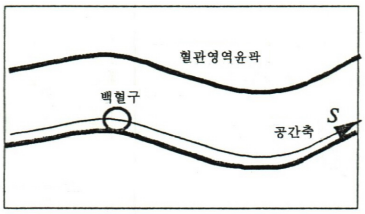
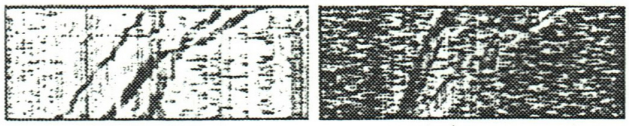


그림 4. 시공간 영상의 생성
Fig.4. Generation of spatiotemporal image

그림 5는 생성된 시공간 영상을 나타낸 것으로 수평축은 공간축이고 **수직축은 시간축이다. 시공간 영상의 공간축상의 혈구에 관한 정보를 포함하고 있는 그레이값(gray level)을 모두 검출해서 프레임 번호순인 수직축 방향으로 나열해 가면 시공간 영상을 생성할 수 있다.** 영상 계열은 100 프레임으로 구성되어 있다. 시공간 영상에서 그 공간축은 혈관벽 윤곽선 근처에 있고 백혈구의 궤적은 상대적으로 선명하다. 그림 5의 (a)에 3개의 백혈구 궤적이 있고 이들 중 2개는 서로 교차한다. 백혈구 운동의 식별과 국소화의 문제는 시공간 영상으로부터 각각의 백혈구 궤적의 분리와 검출로서 형식화되어왔다[7]. 이 문제에 대한 접근 방법은 다음과 같다. 첫째, 백혈구 궤적으로부터 발생되어 왔던 곡선 성분을 검출한다. 둘째, 각각의 백혈구 궤적을 분리하고 검출하기 위하여 검출된 성분을 선택하고 분류한다. 다음 절에서 상기 두 가지 처리를 위해 백혈구 운동에 관한 구속조건을 사용하는 특수한 방법들에 대해 기술한다.



(a) (b)

(a) 공간축이 혈관벽 윤곽선 (1 화소)에 가까운 시공간 영상

(b) 공간축이 혈관벽 윤곽선 (5 화소)으로부터 약간 떨어진 시공간 영상

(a) Spatiotemporal image that spatial axis is near a blood vessel wall contour (one pixel)

(b) Spatiotemporal image that spatial axis is a little far from a blood vessel wall contour (five pixels)

그림 5. 생성된 시공간 영상
Fig.5. Generated spatiotemporal image

3.2 백혈구 궤적의 강조를 위한 방향 선택 필터

곡선과 에지와 같은 특징 검출은 컴퓨터비젼에 있어서 중요한 문제이다. 이러한 목적을 위해 가장 잘 알려진 필터들중의 하나가 라플라시안-가우시안 필터(Laplacian of Gaussian filter)이다[8]. 보다 최근에 일반적인 특징검출의 사례로서 가버필터(Gabor filter)와 웨이블릿 이론(wavelet theory)이 적용되어왔다[9,10].

다음으로 백혈구 궤적만을 강조하고 다른 성분들을 억제하기 위하여 설계된 특수한 목적의 필터에 대해 기술한다. 이 필터는 백혈구 운동의 구속조건과 시공간 영상의 성질에 기초하여 설계되었다.

이번 적용에 있어서 선성분을 **강조하기** 위한 필터를 설계하기 위하여 다음과 같은 특성들이 고려되어야만 한다.

첫째, 백혈구 궤적의 방향은 항상 시공간 영상내 북동에서 남서방향이다. 왜냐하면 백혈구는 한쪽 방향으로만 움직이기 때문이다.

둘째, 백혈구 궤적의 폭 범위는 어느정도 알려져있다.

셋째, 혈관 영역내 움직이지않는 그레이값 패턴은 시공간 영상내 수직축에 평행한 선들로 나타나며, 단지 약간의 프레임에서 생성된 그레이값 패턴은 수평축에 평행한 선들로 나타난다. 이들 패턴들은 시공간 영상내 지배적인 잡음성분으로 제거되어야 한다.

이들 특성들은 주파수 영역내의 구속조건으로서 다음과 같이 기술된다.

첫째, 필터의 응답은 북동에서 남서방향 성분으로 조정되어야하며, 백혈구 궤적만을 강조하기 위하여 북서에서 남동 방향으로의 임의 성분은 0(zero)으로 만들어야 한다.

둘째, 필터의 응답은 알려진 백혈구 궤적폭의 범위로 조정되어야하는 일종의 대역통과필터가 되어야한다.

셋째, 필터의 응답은 수평 및 수직 방향의 성분을 제거하기 위해 주파수 영역내 2개의 축상에서 0이 되어야한다.

상기 고려 사항으로부터 다음과 같은 패러미터 σ를 갖는 필터 $H(u,v;\sigma)$를 식 (2)와 같이 정의한다.

$$H(u,v;\sigma)=\begin{cases} e^{-2\pi^2\sigma^2(u^2+v^2)}uv, & \text{for } uv>0 \\ 0, & \text{for } uv<0 \end{cases} \qquad (2)$$

대역통과특성은 가우시안 필터와 결합함으로써 실현된다. 또한, 양쪽 수평과 수직 성분들은 완전히 제거된다. $t(s,t)$를 시공간 영상, $T(u,v)$를 그것의 푸리에 변환이라하면, $F^{-1}\{\cdot\}$은 그 푸리에 역변환을 나타낸다. 필터가 가해진 영상 $k(s,t)$는 식 (3)과 같이 주어진다.

$$k(s,t) = F^{-1}\{T(u,v) \times H(u,v)\} \qquad (3)$$

그림 6은 주파수 영역내 필터 함수 및 다른 필터와의 비교를 위해 라플라시안 가우시안 필터와 대각선 방향의 가우시안 필터의 2차미분에 대한 투시도(perspective plot)를 나타낸다. 하지만 이들 기존 필터들은 필터가 가해진 영상에 대한 영향이 적지않은 수직 및 수평방향의 성분을 완전히 제거하지 못한다. 그러나 제안 필터는 대역 패러미터 이외의 조정해야할 패러미터를 갖고있지 않아 상기 구속조건을 만족시키는 가장 단순한 필터중의 하나가 된다.

(a) 제안 필터 (b) 라플라시안-가우시안, (c) 대각선 방향의 가우시안 2차미분

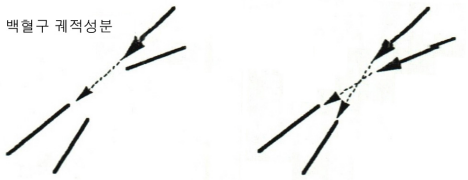
(a) The proposed filter (b) Laplacian of Gaussian (c) Second derivative of gaussian of diagonal direction

그림6. 주파수 영역에서 제안한 방향선택 필터 및 대체가능 필터

Fig.6. The orientation-selective filter proposed in frequency domain and alternative filters

3.3 백혈구 궤적 성분의 분류 및 선택을 위한 전체적인 최적화

방향선택 필터 사용에 의한 백혈구 궤적을 강조한 후 각각의 백혈구 운동을 확인하고 그 속도를 측정해야만한다. 필터가 가해진 시공간 영상을 2치화한 후 백혈구 궤적 성분의 후보들을 검출하기 위한 윤곽선 처리를 수행한다[11]. 그러나 단지 이들의 단순한 영상처리기법에 의해 잘못된 성분을 검출하거나 완전한 성분을 검출하지 못하는 것은 피할 수 없다. 그러므로 백혈구 궤적 성분의 분류와 선택을 위한 후속의 최적화 처리를 이용한다. 이러한 처리는 한 개의 경계선만이 한 영상내에 존재한다고 가정하는 기존의 경계선 후속처리와는 다르다[12]. 복수의 백혈구 궤적이 존재하고 서로 중복될 수 있는 상황을 고려해야 한다. 그림 7의 (a)에 있어서 3개의 궤적이 존재하고 이들중 2개가 서로 교차한다. 교차점에서 백혈구 궤적은 그림 7에 나타낸 바와 같이 분할되는 경향이 있다. 이 경우에 2개의 성분을 연결하기 위한 4개 가능성이 존재한다. 만일 우리가 한 개의 궤적만을 쫓는다면 그림 7의 (a)에 나타낸 바와 같이 십중팔구 연결될 한 개의 가능성을 선택한다. 그러나 동시에 2개의 연결가능성을 선택할 때 그림 7의 (b)에 나타낸 바와 같이 그 가능성이 보다더 양호하게 될 수 있다. 일반적으로 최적의 연결상태를 선택하기 위해 연결상태에 대한 모든 가능성을 동시에 고려하는 것이 필요하다.



(a) 연결될 한 개의 가능성 (b) 전체적으로 보다 더 양호한 두 개의 가능성

(a) One possibility that is the most likely to connect (b) Two possibilities that are globally better

그림 7. 백혈구 궤적성분의 분류 및 선택

Fig. 7. Grouping and selecting leukocyte trace segments

여기에서 이 문제를 홉필드형 네트워크(Hopfield-style network)로 해결할 수 있는 순열조합의 최적화 문제로서 공식화한다[13]. n이 한 영상내에서 가능한 연결상태의 수가 된다고 하고 $p=(p_1,p_2,\cdots,p_n);(0 \le p_i \le 1)$가 가능한 연결상태가 사실인 확률을 나타낸다고 한다. 또한 $R=\{r_{ij}\}$가 가능한 연결상태들 간의 적합성 관계를 나타내는 대칭행렬이 된다고 하고 c_i가 단지 국소적인 측정에 기반한 가능한 연결상태의 확실성의 양을 나타낸다고 하자. 여기에서 식 (4)를 최소화하는 p를 발견함으로써 최적의 연결상태를 선택한다.

$$E(p) = -\frac{1}{2}\sum_{ij} r_{ij} p_i p_j - \sum_i c_i p_i \qquad (4)$$

그 다음, 가능한 연결 상태의 검출과 적합성 관계 r_{ij} 및 확실성 c_i의 결정에 대한 방법을 기술한다.

우선, 두 성분 간의 일직선성과 상대적인 거리 측정값에 기반한 가능한 연결상태를 검출한다. 일직선성 측정값 θ는 식 (5)와 같이 정의한다.

$$\theta = \theta_a + \theta_b \qquad (5)$$

여기에서, θ_a와 θ_b는 그림 8에 나타낸 각도이다.

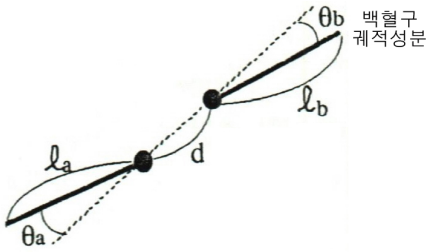


그림8. 가능한 연결상태의 검출과 확실성 c_i의 결정을 위한 평탄성 및 상대적인 거리 측정

Fig.8. Smoothness and relative distance measures fordetection of possible connection and determination of certainty c_i

상대적인 거리 측정은 식 (6)과 같이 정의된다.

$$d/(l_a+l_b) \tag{6}$$

여기에서, d는 두 성분의 끝점사이의 거리이고 l_a와 l_b는 그들의 길이이다. 그리고 식 (7)에 의해 주어진 조건을 만족시키는 연결상태를 허용한다.

$$\theta < T_\theta \text{와 } d/(l_a+l_b) < T_d \tag{7}$$

여기에서, T_θ와 T_d는 임계값이다. T_θ와 T_d의 결정은 어렵지않다. 그러나 T_θ와 T_d는 실제의 연결상태를 빠뜨려 못보는 일이 없도록 하기위해 신중하게 결정되어야만 한다.

검출된 가능한 연결상태중에서 최적의 연결상태 패턴을 선택하기 위해 사용된 식 (4)내에 구속조건을 삽입해 넣었다.

우선, 백혈구 궤적 성분이 분기되지 않는다고 가정한다. 그러므로 동일한 끝점에서 두 개 이상의 가능한 연결상태가 존재한다면 그들은 모순이다. 이들 관계를 식 (8)과 같이 나타낼 수 있다.

$$r_{ij} = \begin{cases} -\epsilon, & i\text{번째와 } j\text{번째 성분들이 모순일 때} \\ 0, & \text{기타} \end{cases} \tag{8}$$

여기에서, ϵ은 가중치 패러미터이다.

다음으로, 일직선인 연결상태를 택하여 긴 공백(gap)을 채우지 않는다. 더욱이 연결되기 위한 두 성분들은 필터가 가해진 시공간 영상에 있어서 높은 응답을 가져야만한다. 이들 구속조건들은 식 (9)와 같이 표시될 수 있다.

$$c_i = -\theta_i - \lambda d_i + \mu m_i \tag{9}$$

여기에서, θ_i와 d_i는 각각 일직선성 측정값과 i번째의 가능한 연결상태의 거리이고, m_i는 연결되기 위한 두 성분들에 따른 응답값들의 합이다. λ와 μ는 가중값 패러미터들이다. 식 (4)의 최소화는 모순되지않는 모든 연결상태의 패턴들중에서 $\sum_i c_i p_i$를 극대화할 수 있는 p를 발견하기 위해 수행된다. 따라서, ϵ은 그 적합성 구속조건을 절대적으로 만족해야만 하기 때문에 다른 가중값 패러미터보다 훨씬더 크게 되어야만 한다. λ와 μ는 바람직한 연결상태의 결정에 관계한다.

최적의 연결상태를 선택한 후에 그 선택된 연결상태들의 공백을 채운다. 또한 매우 길게 연결된 성분들을 검출하고, 그들을 실제의 백혈구 궤적으로 간주한다.

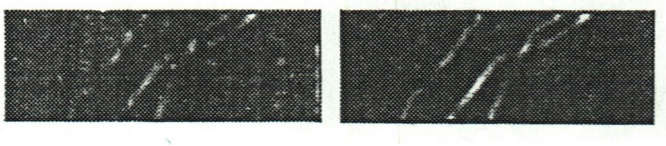
여기에서 제안된 분류 방법은 본 논문에서 언급된 특별한 문제뿐만아니라 일반적인 곡선의 분류 문제에도 적용될 수 있다고 생각된다. Tony는 두드러진 곡선을 발견하기 위한 방법을 제안해왔다[14]. 그들의 방법이 곡선을 한 개씩 발견함에 비해 이번 제안방법은 전체적인 일치정도(consistency)를 최적화함으로써 다수의 곡선을 동시에 검출할 수 있다.

Ⅳ. 실험 결과

이 장에서는 방향선택 필터와 그림 5의 (a)에 나타낸 시공간 영상을 사용한 분류방법에 대한 실험 결과를 나타낸다.

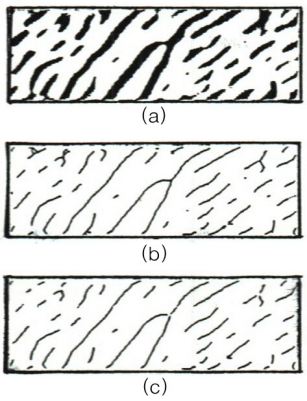
그림 9는 방향선택 필터의 출력 영상을 나타낸다. 또한 그림 10에 기존 필터들의 출력 영상을 나타내며, 필터의 폭은 σ=8 화소(pixels)이다. 그림 10의 (a)에 나타낸 바와 같이 라플라시안-가우시안 필터(Laplacian of Gaussian filter)의 출력은 수평, 수직 성분들에 의해 막대한 영향을 받았다. 심지어 그림 10의 (b)에 나타낸 방향성 미분의 출력에 있어서도 백혈구 궤적 성분들은 수평, 수직 성분들에 의해 영향을 받았다. 기존 필터들과 비교해서 방향선택 필터의 출력은 백혈구의 궤적을 효과적으로 향상시켰다. 실험에서는 3개의 다른 임계값을 사용해서 방향선택 필터를 시험하였다. 그 임계값 처리와 윤곽선 처리 결과를 그림 11~13의 (a), (b)영상 계열에 각각 나타낸다. 윤곽선 처리 결과로 접속부분을 시험하고 검출된 접속부분에서 윤곽을 제거하였다. 더욱이 그림 11~13의 (c)계열영상에 나타낸 바와 같이 성분 표시들을 획득하기 위해 짧은 성분들을 제거하였다. 가능한 접속부분들은 획득된 성분 표시들로부터 검출되었다.

그림 9. 방향선택 필터링 후의 시공간 영상
Fig.9. Spatiotemporal image after orientation selective filtering



(a) 라플라시안-가우시안 (b) 가우시안의 방향 2차미분
(a) Laplacian of Gaussian (b) Directional second derivative of Gaussian

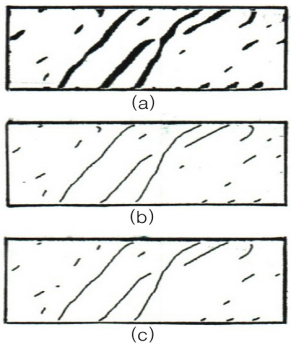
그림10. 라플라시안-가우시안과 가우시안의 방향 2차미분 결과
Fig.10. Results of Laplacian of Gaussian and directional second derivative of gaussian



(a) 임계값 처리 결과 (b) 윤곽선 처리 결과
(a) Results of thresholding (b) Results of skeletonizing
(c) 백혈구 궤적의 후보성분
(c) Candidate segments of leukocyte traces

그림 11. 100에서 임계치화 했을 때 백혈구 궤적의 후보성분의 검출

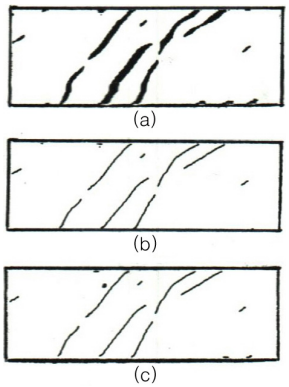
Fig.11. Detection of candidate segments of leukocyte traces when thresholded at 100



(a) 임계값 처리 결과 (b) 윤곽선 처리 결과
(a) Results of thresholding (b) Results of skeletonizing
(c) 백혈구 궤적의 후보성분
(c) Candidate segments of leukocyte traces

그림 12. 300에서 임계값 처리 했을 때 백혈구 궤적의 후보 성분의 검출

Fig.12. Detection of candidate segments of leukocyte traces when thresholded at 300

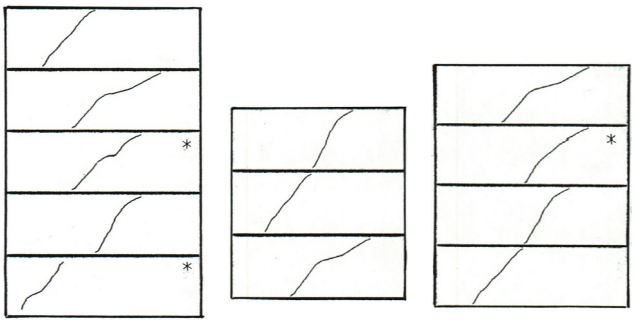


(a) 임계값 처리 결과 (b) 윤곽선 처리 결과
(a) Results of thresholding (b) Results of skeletonizing
(c) 백혈구 궤적의 후보성분
(c) Candidate segments of leukocyte traces

그림13. 500에서 임계값 처리했을 때 백혈구 궤적의 후보성분의 검출

Fig.13. Detection of candidate segments of leukocyte traces when thresholded at 500

그림 14는 분류 및 선택 처리결과를 나타낸다. 300에서 임계값 처리를 했을 때 분류처리에 애매한 검출 가능한 접속부분을 사용함으로써 다행히 실제의 백혈구 궤적을 검출할 수 있었다. 그림 14의 (b)는 3개의 검출된 궤적을 나타낸다. 100과 500에서 임계값 처리를 했을 때 여러개의 모순된 궤적들이 그림 14의 (a)와 (c)에 각각 "*" 표시로 나타낸 바와 같이 검출되었다. 그러나 "*" 표시 결과는 분류처리 후 제거되어 그림 14 (b)내의 궤적과 거의 유사한 3개의 궤적만을 획득할 수 있었다. 분류처리에 있어서 실제 접속부분으로서 가능한 연결상태가 사실인 확률 p_i가 0.8보다 큰 것을 만족시키는 연결상태를 선택하였다. 100에서 임계값 처리를 했을 때 26개의 가능한 접속부분들이 검출되었고 그들 중 9개가 분류처리를 통해 제거되었다. 500에서 임계값 처리를 했을 때 4개의 가능한 접속부분들이 검출되었고 그들 중 1개가 제거되었다. 후속의 분류처리 사용에 의해 임계값에 관계없이 안정한 백혈구 궤적을 검출할 수 있었다.



(a) 100에서 임계값 처리
(a) Thresholding at 100

(b) 300에서 임계값 처리
(b) Thresholding at 300

(c) 500에서 임계값 처리
(c) Thresholding at 500

그림 14. 백혈구 궤적성분의 분류 및 선택처리 결과

Fig.14. Results of grouping and selecting leukocyte trace segments

Ⅴ. 결 론

본 연구에서는 시공간 영상 해석을 이용한 미소혈관내 백혈구 운동의 검출 방법을 제안하였다. 혈관벽에 부착하는 백혈구 운동은 영상내 혈관벽의 윤곽선을 따라 움직이

는 것으로 시각화될 수 있다. 이번 연구의 경우 백혈구는 혈관벽의 윤곽선을 따라 움직인다는 구속조건을 사용하였으며, 시공간 영상 해석방법의 사용에 의해 백혈구 운동을 검출하였다. 생성된 시공간 영상은 특수한 목적의 방향 선택 필터에 의해 처리되고 후속의 분류처리가 행해진다. 이 후속의 분류처리는 단순한 임계값 처리와 윤곽선 처리에 의해 획득된 모든 성분중에서 백혈구 궤적 성분을 선택하고 분류한다. 실험 결과, 제안 방법은 복수개의 백혈구 흔적이 서로 교차할 때에도 백혈구 운동을 안정하게 검출할 수 있음을 보여준다. 향후의 과제로서 일반적인 곡선분류의 문제를 취급하기 위한 후속의 분류처리방법의 확장 가능성에 대한 검토가 남아있다.

참 고 문 헌

[1] G. W. Schmid-schonbein, S. Usami, R. Skalak, and S. Chein, “The interaction of Leukocytes and erythrocytes in capillary and postcapillary vessels”, Microvascular Research, Vol.19, pp.45-70, 1980.

[2] U. H. von Andrian, J. D. Chambers, L. M. Mcevoy, R. F. Bargatze, K. E. Arfors, and E. C. Butcher, “Two-step model of leukocyte-endothelial cell interaction in inflammation: distinct rolws for lecam-1 and the leukocyte β_2 integrins in vivo”, Proceedings of National Academic Science USA, Vol.88, pp. 7538-7542, 1991.

[3] S. Wolf, O. Arend, H. Toonen, B. Bertram, F. Jung, and M. Reim, “Retinal capillary blood flow measurement with a scanning laser ophthalmoscope”, ophthalmology, Vol.98, No.6, pp.996-1000, 1991.

[4] T. Tanaka, K. Muraoka, and K. Shimizu, “Fluorescein fundus angiography with scanning laser ophthalmoscope”, Ophthalmology, Vol.98, No.12, pp. 1824-1829, 1991.

[5] 김응규, 임재원, “시공간 영상 해석을 이용한 미소혈관내 백혈구 운동의 자동 검출”, 한국신호처리·시스템학회 2013년 하계학술대회 논문집, 제14권, 제1호, PP.78-80, 2013.

[6] 김응규, 이훈규, “백혈구 운동 계측을 위한 시공간 영상생성법”, 한국신호처리·시스템학회 2014년 하계학술대회 논문집, 제15권, 제1호, PP.92-94, 2014.

[7] H. Komatsu, A. Koo, and P. H. Guth, “Leukocyte flow dynamics in the rat river microcirculation”, Microvascular Research, Vol.40, pp.1-13, 1990.

[8] 김응규, 임재원, “흉부 X선 영상에 있어서 다중해상도 폐 종류 음영 검출 필터의 성능평가”, 한국신호처리·시스템학회 2011년 하계학술대회 논문집, 제12권, 제1호, PP.42-45, 2011.

[9] 이상완, 김대진, 김용수, 변증남, “가버웨이블릿 신경망 기반 적응 표정인식 시스템”, 퍼지 및 지능 시스템학회 논문지, 제16권, 제1호, pp.1-7, 2006.

[10] 이욱재, 이대종, 문기영, 전명근, “웨이블릿을 이용한 생체 정보의 강인한 워터마킹 알고리즘”, 퍼지 및 지능시스템학회 논문지, 제17권, 제5호, pp.632-639, 2007.

[11] Kiyosei Takasu, Soumen Maiti, Katsumata Akira, Masataka Ihara, “Facile and selective formation of a linear - triquinane skeleton by a rationally designed round trip radical reaction”, Tetrahedron Letters, Vol. 42, No.11, pp.2157-2160, 2000.

[12] Norio Baba, Norihiko Ichse, and Toshiyuki Tanaka, “Image Area Extraction of Biological Objects from a Thin Section Image by Statistical Texture Analysis”,Electron Microse, Vol.45, pp.298-306, 1996.

[13] 주재호, 강훈, “웨이블릿과 홉필드 네트워크를 이용한 스트레오 정합과 3차원 정보 획득”, 중앙대학교 정보통신연구소 논문집, 제2권, 제2호, pp.1-10, 2000.

[14] Lindeberg Tony, “Detecting salient blob - like image structures and their scales with a scale - space primal: A method for focus-of-attention”, International Journal of Computer Vision, Vol.11, 3. No.3, pp.283-318, 199

김 응 규 (Eung-Kyeu Kim)
正會員

1976년 02월 충남대학교 공업교육과(학사)
1978년 02월 충남대학교 대학원 공업교육과(석사)
1993년 09월 오사카(大阪)대학 대학원 정보공학과(박사)
1987년 10월 ~ 1989년 09월 교오토(京都)대학 공학부 연구원
1990년 02월 ~ 1992년 03월 오사카(大阪)대학 기초공학부 문부교관(助手)
1994년 03월 ~ 현재 한밭대학교 정보통신공학과 교수
2003년 05월 ~ 2006년 02월 한밭대학교 BK21지역대학 육성사업단장
2005년 03월 ~ 2007년 02월 한밭대학교 정보통신전문대학원장
2006년 01월 ~ 2007년 12월 한국정보과학회 이사
2009년 01월 ~ 2010년 12월 대한전자공학회 대전충남지부장
2001년 02월 ~ 2002년 01월, 오클라호마주립대학교 컴퓨
2009년 08월 ~ 2010년 07월 터과학과 연구교수
관심 분야 : 영상신호처리, 컴퓨터비젼, 영상압축통신, 컴퓨터그래픽(3D)