

## 말단흑색점흑색종 판별을 위한 전처리 과정

함성원<sup>1</sup> · 오병호<sup>2</sup> · 양세정<sup>3</sup>

<sup>1</sup>이화여자대학교 전자공학과, <sup>2</sup>연세대학교 의과대학 피부과학교실 및 피부생물학연구소,  
<sup>3</sup>이화여자대학교 의과대학 부속 목동병원

## Pre-Processing for Determining Acral Lentiginous Melanoma(ALM)

S. W. Ham<sup>1</sup>, B. H. Oho<sup>2</sup> and S. J. Yang<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Department of Electronics Engineering, College of Engineering, Ewha Womans University, Seoul, Korea

<sup>2</sup>Department of Skin Biology Laboratory and Skin Medicine, College of Medicine, Yonsei University, Seoul, Korea

<sup>3</sup>Ewha Institute of Convergence Medicine, Ewha Womans University Medical Center, Seoul, Korea

(Manuscript received 8 October 2014; revised 24 November 2014; accepted 16 December 2014)

**Abstract:** Melanoma is originated from the melanocyte producing the melanin which determines the complexion, and it has the highest mortality among skin cancers. Acral lentiginous melanoma(ALM) arises from extremities such as hands, feet or fingernails. Since the appearance of ALM is different from melanoma on the body, conventional auto diagnosis systems for melanoma is inappropriate to detect ALM. Therefore, ALM is typically difficult to distinguish from general nevus, resulting in delayed diagnosis and bad prognosis. In this paper, we firstly introduce a determination method for ALM by dermatologists and propose a method to rotate dermoscopic images automatically as a pre-processing for facilitating the easy determination of ALM and to select the optimal value of the Gaussian differentiation filter parameter which is significant for precise pattern extraction using the scale space analysis. From experimental results, it is shown that there exists the consistency between empirical values of the Gaussian differential filter parameter and optimal values derived from the scale space analysis to distinguish nevus and ALM.

**Key words:** acral lentiginous melanoma(ALM), dermoscopy, scale space, Gaussian differential filter

### 1. 서 론

피부에 발생하는 암은 크게 피부의 멜라닌 세포에서 기원한 악성 흑색종(malignant melanoma)과 비(非)흑색종 피부암(non-melanoma skin cancer)로 구분한다. 흑색종은 가장 치사율이 높은 피부암으로 아직까지 효과적인 항암치료약제가 개발되어 있지 않아, 조기에 발견하고 환부의 깊

이에 따라 광범위절제수술을 시행하는 것이 최선이다. 그러나 동양인의 경우 사지말단부위에 발생하는 말단흑색점흑색종(acral lentiginous melanoma)이 많아 조기발견이 어렵고 일반적인 점으로 오인되기 쉬워서 진단이 늦어지는 경우가 많아 환자의 예후가 나쁜 사례가 많다[1,2]. 특히 현재 우리나라의 의료체계에서는 흑색종을 비롯한 피부암 진단을 위해서는 대학병원급 3차 의료기관에 의뢰되어 피부조직검사를 시행하게 되나, 조기에 병변을 의심하지 않아 병기가 진행되어 진단되는 경우가 자주 발생한다. 따라서 피부암의 심병변에 대해 조기에 피부조직검사 필요성을 판단해 줄 수 있는 자동진단보조 시스템이 필요하다.

일반적으로 흑색종 진단을 위한 비침습적 방법으로 피부 표면현미경(dermoscope)을 이용한다. 피부표면현미경은 피부 표면에서의 빛의 반사를 막고 대부분의 빛을 진피 상부

Corresponding Author : S.-J. Yang  
Ewha Institute of Convergence Medicine, Ewha Womans University Medical Center  
TEL : +82-2-2650-2946 / FAX : +82-2-3277-3494  
E-mail : sejungyang@ewha.ac.kr  
이 논문은 2013년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No.2013R1A2A2A04015894, No.2012R1A1A3013525).

까지 침투시킴으로써 피부의 진피 표피 경계부 및 상부진피를 관찰할 수 있는 피부진단 장비로서 조직검사를 하지 않아도 병변의 색조 및 형태 파악을 통해 진단에 이용할 수 있다. 또한 피부표면현미경으로 관찰시, 흑색종을 비롯한 피부암 발생의 경우 나타나는 특징적 소견과 진단 기준들은 여러 연구들을 통해 정립되어 있다[3-7]. 그러나 피부표면현미경을 이용한 진단은 숙련가와 비숙련가의 차이가 크기 때문에, 점수화된 진단기준들을 반영한 자동판정 방법이 진단의 정확도를 높이는 데에 도움을 줄 수 있다[8-10]. 피부암 자동판정을 위한 첫 번째 단계는 병변검출이고, 병변 검출을 용이하게 하기 위해서 Celebi 등은 히스토그램 이원양상(bimodality)을 극대화하여 병변의 명암 대비를 개선하는 알고리즘을 제안하였다[11]. 또한 Schaefer 등은 색상 개선과 반복적 분할(segmentation)을 이용하여 흑색종 병변을 추출하는 알고리즘을 개발하였다[12].

그러나 동양인에게 많이 발생하는 말단흑색점흑색종은 그 양상이 몸의 다른 부위에 발생하는 흑색종과 달라 기존의 흑색종 자동판정 알고리즘을 그대로 적용하기는 어렵다. 사지말단에는 지문과 같은 주름이 존재하기 때문에 그 특성을 이용하여 모반과 흑색종을 구분해내는 것이 훨씬 더 효과적이다. 모반과 말단흑색점흑색종의 주요 패턴은 모반에 해당하는 10가지 패턴과 말단흑색점흑색종에 해당하는 3가지 패턴이 존재한다[13]. 그림 1(a)는 모반에 해당하는 대표적 패턴에 대한 모식도이고, (b)는 말단흑색점흑색종에 해당하는 대표적 패턴에 대한 모식도이다. 그림 1의 각 패턴들에서 일정 간격의 얇은 가로선들은 안으로 깊이 패인 주름을 의미한다. 본 연구에서는 사지말단에 생기는 모반과 흑색종 패턴들 중에 가장 빈번하게 발생하는 고랑 패턴(furrow pattern)과 이랑 패턴(ridge pattern)의 검출을 용이하게 하기 위한 연구를 수행하였다[14]. 대부분의 영상은 패턴의 방향성이 일정하지 않은 상태이므로 보다 병변 검출을 용이하게 하기 위하여 데이터를 자동으로 회전하는 단계가 필요하다. 또한 정확한 패턴을 검출하기 위해 경계선(edge)을 정

확히 추출해 내는 것이 필수적이다.

본 논문에서는 말단흑색점흑색종과 정상 모반을 효과적으로 구분하여 판별하기 위한 피쳐(feature) 추출을 위해 영상을 자동으로 회전하는 방법과 스케일 공간 분석[15]을 통해 가우시안 미분 필터의 최적의 계수값을 결정하는 방법을 제안한다.

## II. 재료 및 방법

### 1. 재료

본 연구를 위해 사용된 영상들은 연세대학교 세브란스 병원 피부과에서 2013년 1월부터 2014년 3월까지 수집한 데이터이며, 암영상 40장, 모반 영상 40장으로 구성된 총 80장의 영상들이다. 촬영을 위해 사용한 기기들은 3GEN DermLite 2 피부표면현미경과 Canon 40D 카메라이고, 촬영한 영상의 해상도는  $2560 \times 1920$ 이다. 각 영상은 병리조직학적으로 확진된 진단을 바탕으로 분류되었다.

### 2. 방법

제안하는 알고리즘의 순서도는 그림 2와 같다. 전처리 단계에서 영상을 회색톤( grayscale )으로 전환한 후 실험하고자 하는 병변만을 절단한다(cropping). 그 후 병변의 패턴을 수직방향으로 맞추기 위하여 회전시킨다. 이렇게 전처리 과정을 거친 후 가우시안 미분 필터의 최적의 계수값을 결정한다. 그리고 가우시안 미분 필터를 이용하여 영상의 최대치(peak)들을 추출한 후, 병변의 패턴을 검출한다. 본 논문에서는 피부표면현미경을 이용하여 암영상 40장, 모반 영상 40장을 확보한 후 그 데이터를 이용하여 사전단계로 병변 부분만을 잘라 자동 회전을 수행한 후, 수직방향으로 데이터를 정렬한 뒤 명암이 급하게 변하는 경계선을 검출하였다. 보다 정확하게 경계선을 검출하기 위해 가우시안 미분 필터의 계수값( $\sigma$ , sigma)을 결정하는데, 스케일 공간 분석을 통해  $\sigma$ 의 최적값을 찾았다.

23

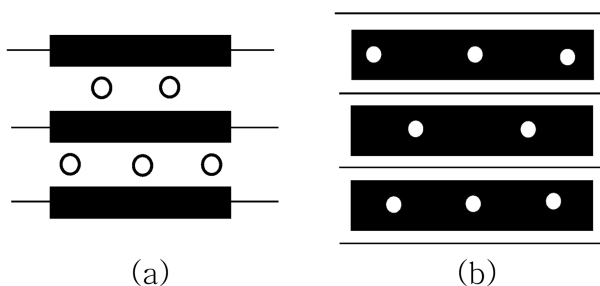


그림 1. 사지말단에 생기는 모반과 말단흑색점흑색종의 대표적 패턴 (a) 모반: 고랑(furrow) 패턴, (b) 말단흑색점흑색종: 이랑(ridge) 패턴.  
Fig. 1. Typical patterns of nevus and ALM on extremities (a) nevus: furrow pattern, (b) ALM: ridge pattern.

#### (1) 병변 영역 추출

본 실험에 사용된 데이터들은 연세대학교 의과대학 피부과학교실에서 피부표면현미경을 이용하여 확보된 피부의 병

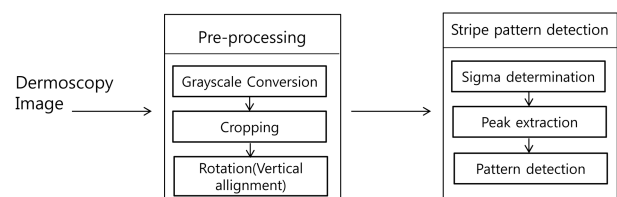


그림 2. 제안하는 방법 순서도.

Fig. 2. Flowchart for the proposed method.

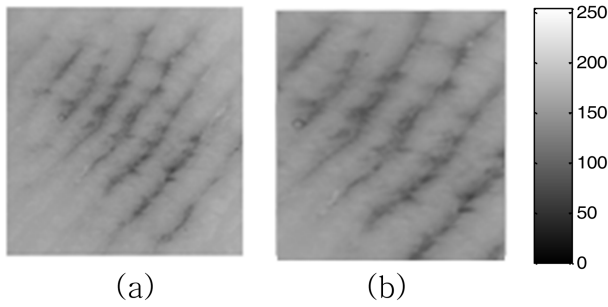


그림 3. (a) 원본영상, (b) 필요한 부분을 자른 영상.  
Fig. 3. (a) original image, (b) cropped image.

변 이미지들이다. 이 이미지의 색상을 일정하게 회색톤으로 변환한 뒤 이미지에 나타난 패턴을 수직방향으로 맞추는 과정을 거치는데 이 때 전체 이미지로 수직방향을 맞춘다면 병변 이미지 외의 방향도 고려가 되어 정확하게 수직 방향이 맞춰지지 않는다. 그러므로 그림 3과 같이 본 연구에 필요한 병변 부위만을 우선 자른 후 실험을 진행 하였다.

## (2) 병변 추출 데이터 자동회전

앞 절에서 얻은 데이터를 수직 또는 수평으로 일정하게 방향을 정렬하기 위해 다음과 같은 과정을 수행한다(그림 4 참조). 우선 이미지의  $x$  방향,  $y$  방향에 대해 미분을 하여 각 화소에서 경사도(gradient)를 추출한다.

$$G_x = f(x-1, y) - f(x+1, y) \quad (1)$$

$$G_y = f(x, y-1) - f(x, y+1) \quad (2)$$

여기에서  $f$ 는 병변영상이고  $G_x$ 는  $x$  방향으로 편미분한 값 그리고  $G_y$ 는  $y$  방향으로 편미분한 값이다. 다음으로 경사도의 크기( $m$ )와 방향( $d$ )을 계산한다.

$$d = \tan^{-1}(G_y/G_x) \quad (3)$$

$$m = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad (4)$$

24

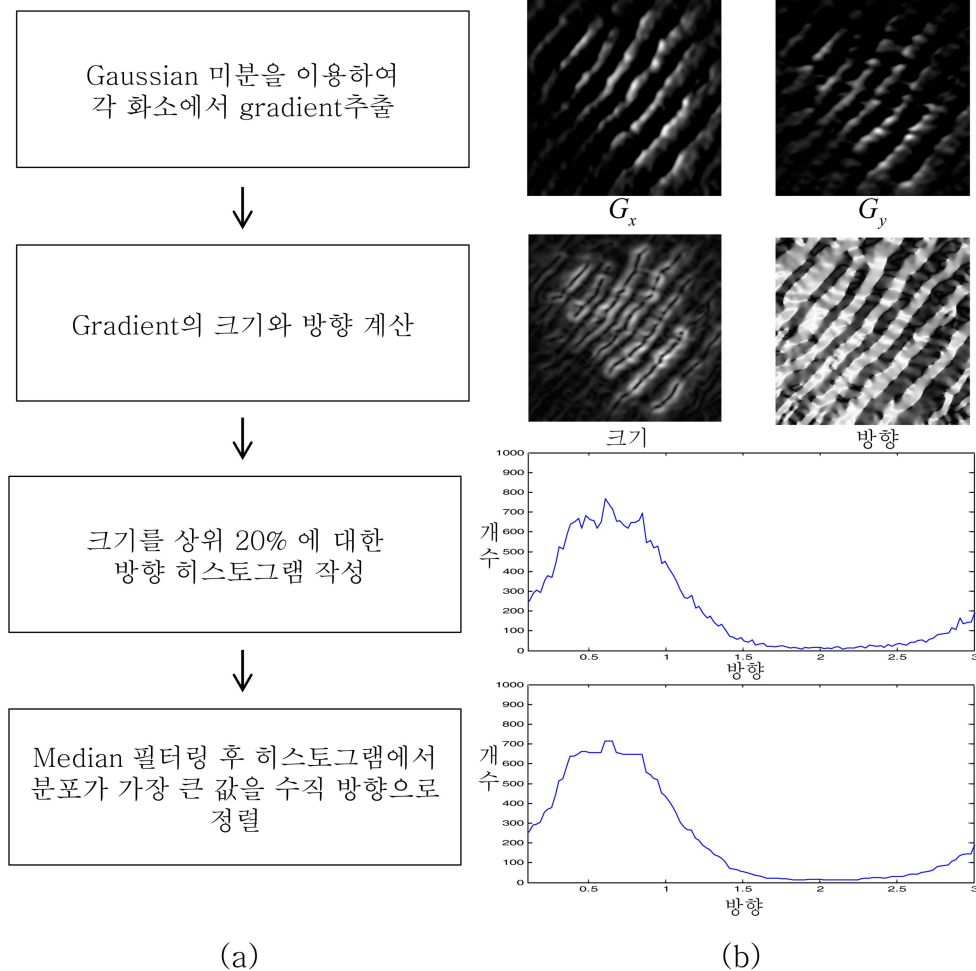


그림 4. (a) 병변 자동회전 순서도, (b) 각 순서에 따른 예시.

Fig. 4. (a) flowchart for automatic rotation of the lesion, (b) examples according to the procedure.

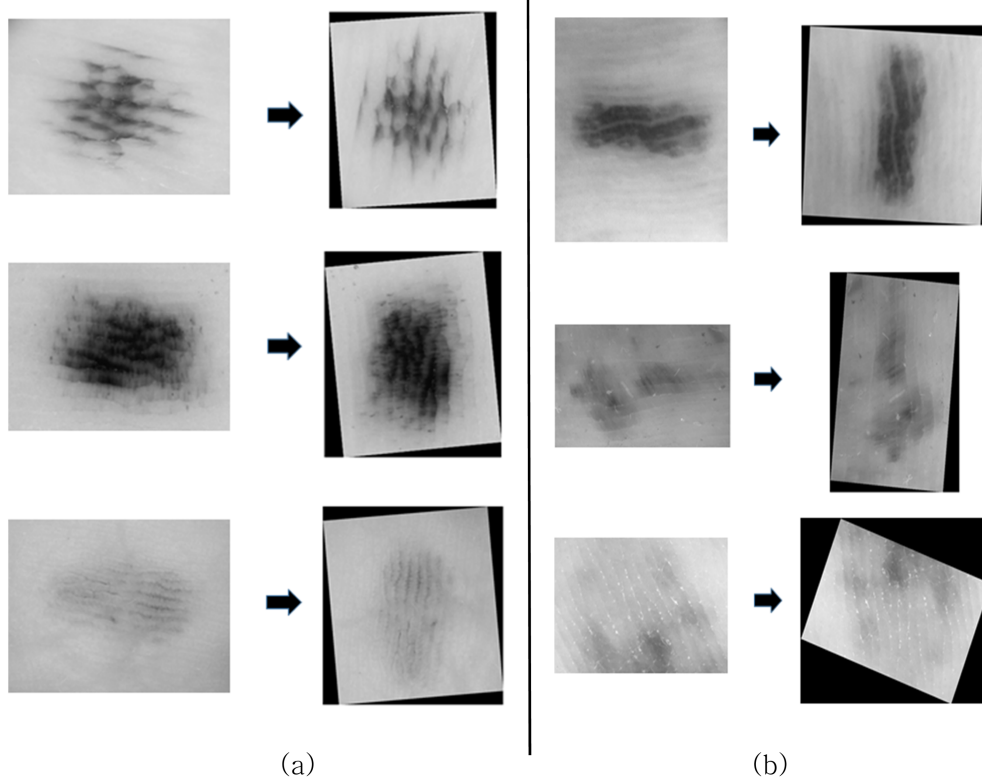


그림 5. 자동회전 된 결과 (a) 모반, (b) 말단흑색점흑색종.  
Fig. 5. Automatic rotated results (a) nevus, (b) ALM.

가장 많이 분포되어 있는 우세한 방향을 얻어 그 방향으로 영상이 자동으로 회전되도록 크기가 상위 20%의 방향들에 대해 방향 히스토그램을 구하여 median 필터링 후에 히스토그램의 최대값에 해당하는 방향으로 수직 정렬하였다.

그림 5는 입력 데이터의 병변 이미지를 추출 한 후 자동회전 알고리즘을 적용한 결과이다. 그림 5(a)는 모반 영상, 그림 5(b)는 말단흑색점흑색종 영상 각각 세 개의 영상들이며 제안 회전 알고리즘을 적용한 후 수직방향으로 정렬되었음을 확인할 수 있다.

### (3) 스케일 공간 분석

본 연구는 병변 영상에서 일정수의 라인을 추출하여 라인의 밝기와 너비로 말단흑색점흑색종과 일반 모반을 정확하게 구분하기 위해 그 경계선을 정확하게 찾는 것을 목표로 한다. 경계선이란 어두운 데에서 밝은 데로 혹은 밝은 데에서 어두운 데로 급격하게 변하는 경계점이다. 라인의 경계선을 따라 밝기와 너비를 확인하여 말단흑색점흑색종인 경우 어두운 영역이 밝은 영역보다 더 넓은 너비를 보이고, 모반일 경우는 이와 반대로 밝은 영역이 어두운 영역보다 더 넓게 나타난다[14]. 그림 6에서 보듯이 이미지에서 영상을 미분한 후에 지역 최대값(local maxima) 들이 경계선이 된다. 즉 그림 6의 하단 그래프에 해당한다. 이 경계선을 정

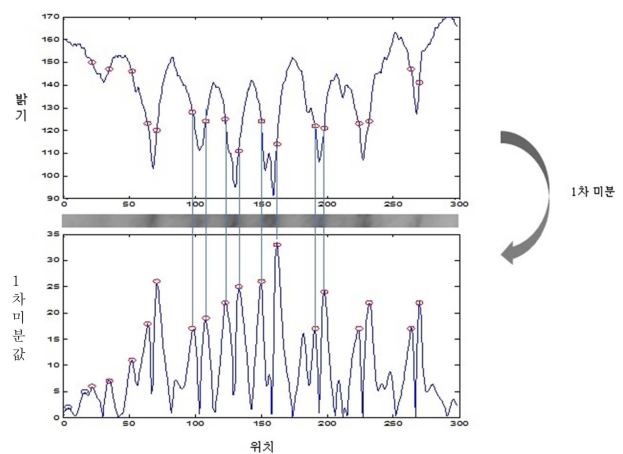


그림 6. 라인 추출 후 가우시안 미분하여 얻은 경계선 그래프.  
Fig. 6. Edge graph obtained after line detection and Gaussian differentiation.

확하게 찾아야만 경계선으로 구분되는 밝고 어두운 영역의 경계가 명확하게 나뉘게 된다. 이 경계가 곧 이랑과 고랑 패턴을 분리하는 데에 결정적인 역할을 하게 된다. 본 연구에서는 미분을 수행할 때 기존의 병변 데이터에 포함된 잡음의 영향을 줄이기 위해, 가우시안 미분 필터를 사용하여 미분하는 작업을 수행하였다.

본 연구에 사용된 가우시안 미분 필터는 미분 수행 전 단



계에서 영상의 저주파 성분만 통과시킴으로 영상을 블러링(blurring)시키는 효과를 주게 되는데, 이 때 가우시안 함수의  $\sigma$  값에 의해 스무딩(smoothing)의 정도가 결정된다. 즉,  $\sigma$  값이 커질수록 영상은 고주파 성분이 제거되어 흐릿하게 보이나 잡음의 영향은 감소하며 반면에  $\sigma$  값이 작아질수록 영상은 선명하게 되나 잡음의 영향 또한 커진다. 그런데 피부 영상에서  $\sigma$  값이 어느 정도가 되어야 정확한 피쳐 추출을 위한 최적의 값인지 알 수 있는 지표가 없다. 그래서 최적의  $\sigma$  값 설정을 위하여 스케일 공간(scale space) 이론을 도입하게 되었다[15]. 이 이론은 자연에서 관측되는 물질의 데이터들이 서로 다른 스케일에서 다양한 형태나 구조를 추출하기 위한 시도이다. 실세계를 표현하기 위해 사용되는 점, 선, 면, 물체들은 방향과 각도에 따라 각각 다르게 관측된다. 주어진 데이터에서 가장 적합한 스케일을 파악하기 위해 스케일 공간 이론이 사용될 수 있다. 본 논문에서는 보다 객관적이고 정확한  $\sigma$  값으로 실험을 진행하기 위해 피부암 진단에 필요한  $\sigma$  값 선정 기준을 확보하였다.

스케일 공간 표현  $L(x,y)$ 는 확산 방정식(diffusion equation)의 해(solution)로 정의된다.

$$\partial_t L = \frac{1}{2} \nabla^2 L = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^D \partial_{x_i}^2 L \quad (5)$$

식 (5)에서  $D$ 는 차원(dimension)을 의미하고  $t$ 는  $\sigma^2$ 을 의미한다.

이것은 동등하게 가우시안 블러링(Gaussian filter와 convolution)을 통해 스무딩된 영상으로 정의될 수 있다.

$$L(x,y,t) = g(x,y,t) * f(x,y)$$

$$g(x,y,t) = \frac{1}{\sqrt{2\pi t}} e^{-\frac{(x^2+y^2)}{2t}} \quad (6)$$

식 (6)에서  $g$ 는 Gaussian 함수 그리고  $f(x,y)$ 는 원본 영상을 의미한다.

$L(x,y)$ 의 이차 미분치를 이용하여 normalized Hessian 행렬의 행렬식(determinant)을 구한다. 식은 다음과 같다.

$$\det H_{norm} L = t^2 (L_{xx} L_{yy} - L_{xy}^2) \quad (7)$$

식 (7)에서  $L_{xx}$ 는  $x$  방향으로 2번 미분한 값,  $L_{yy}$ 는  $y$  방향으로 2번 미분한 값 그리고  $L_{xy}$ 는  $x$  방향으로 1번 미분하고  $y$  방향으로 1번 미분한 값이다. 이 행렬식의 연산값이 최대가 되는  $\sigma$  값을 그 영상 내 물체들의 최적의 스케일로 잡는다.

스케일 공간 실험의 정확도를 확인하기 위해서 그림 7과 같이 원본 영상의 크기를 가로축으로 1/2, 세로축으로 1/2로 줄여보았다. 그림 7의 영상은 본 실험을 위하여 직접 찍은 자연 영상이다. 그림 7의 그래프에서 가로축은  $\sigma$  이고 세로축은 Hessian 행렬의 행렬식을 제공한 값이다. 그림

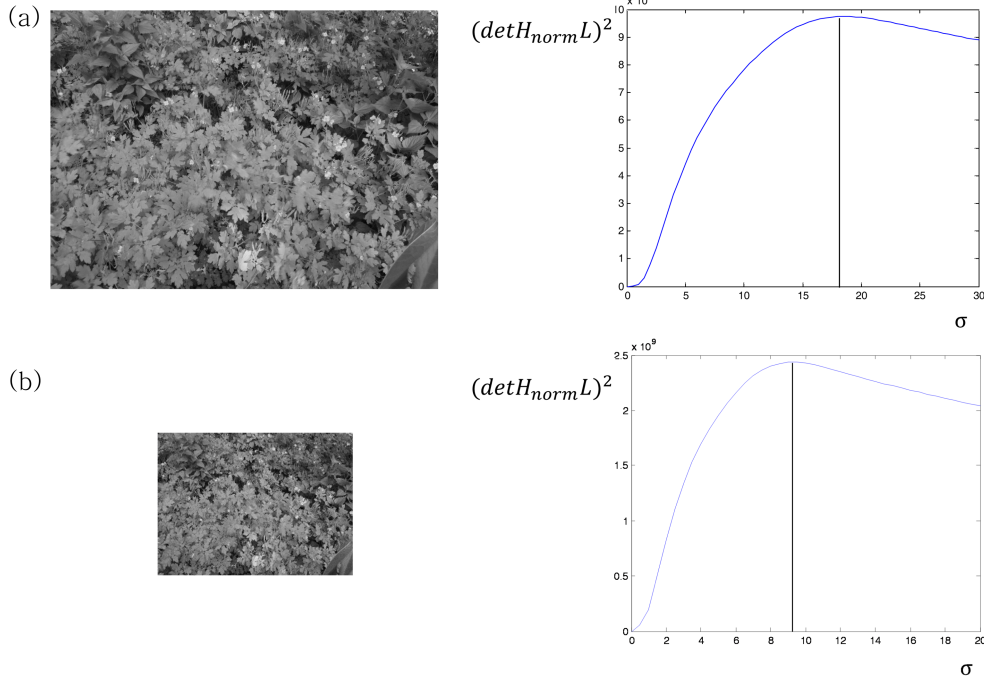


그림 7. 스케일 공간 분석 (a) 스케일 실험 원본영상과  $(\det H_{norm} L)^2$  연산 결과, (b) x축과 y축으로 1/2씩 축소한 영상과  $(\det H_{norm} L)^2$  연산 결과.  
Fig. 7. scale space analysis (a) original image and  $(\det H_{norm} L)^2$ , (b) 1/2 down-sampled image along x-axis and y axis and  $(\det H_{norm} L)^2$ .

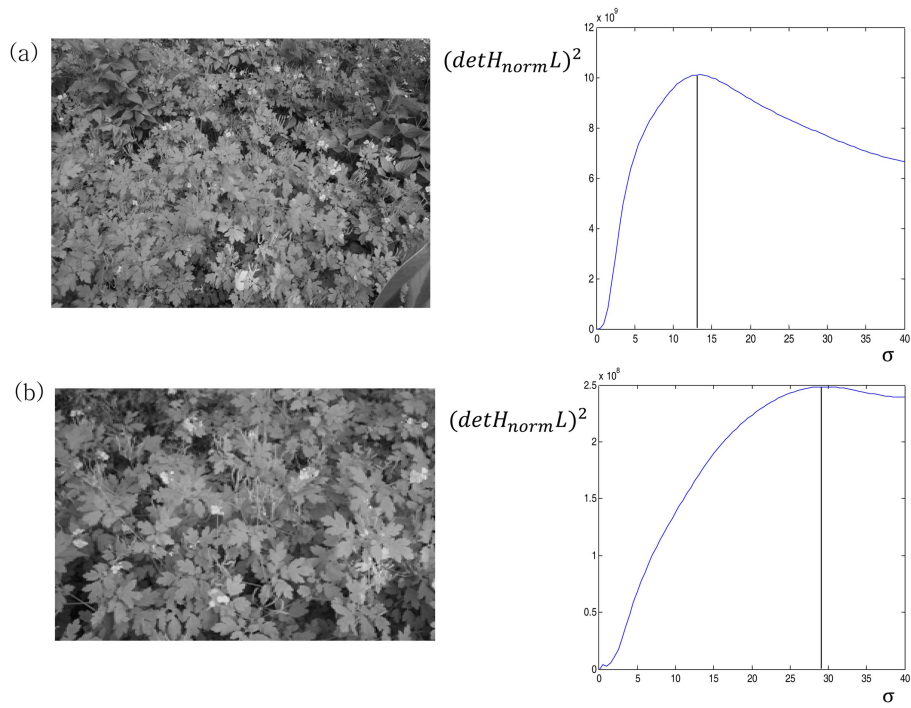


그림 8. 스케일 공간 분석 (a) 스케일 실험 원본영상과  $(\det H_{\text{norm}} L)^2$  연산 결과, (b) 확대영상과  $(\det H_{\text{norm}} L)^2$  연산 결과.  
Fig. 8. scale space analysis (a) original image and  $(\det H_{\text{norm}} L)^2$ , (b) magnified image and  $(\det H_{\text{norm}} L)^2$ .

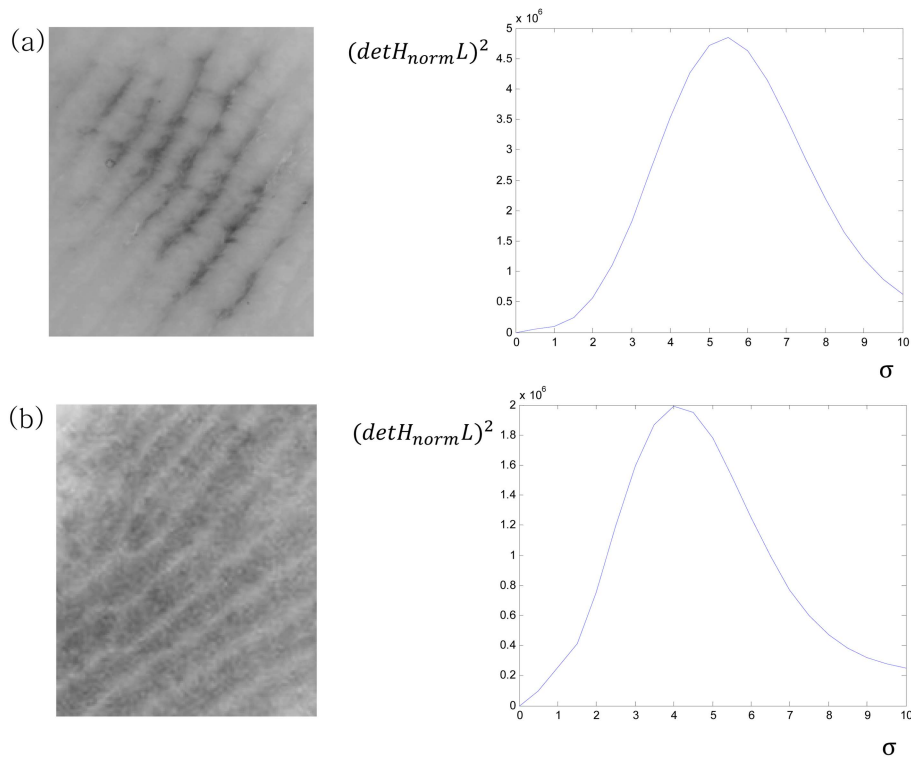


그림 9. 스케일 공간 분석 (a) 모반 영상과  $(\det H_{\text{norm}} L)^2$  연산 결과, (b) 말단흑색점흑색종 영상과  $(\det H_{\text{norm}} L)^2$  연산 결과.  
Fig. 9. Scale space analysis (a) nevus image and  $(\det H_{\text{norm}} L)^2$ , (b) ALM image and  $(\det H_{\text{norm}} L)^2$ .

7(a)에서는  $\sigma$ 가 16에서 최대값을 얻었고 그림 7(b)에서는  $\sigma$ 가 8에서 최대값을 얻었다. 이처럼 스케일이 원본영상에서

줄어드는 비율만큼 동일하게 1/2로 줄어들었음을 확인할 수 있었다.

그림 7에서 축소된 영상의  $\sigma$  값을 살펴 보았다면 그림 8에서는 확대영상의  $\sigma$  값을 살펴 보았다. 각 영상의  $\sigma$  값을 관찰하면 영상의 확대한 비율만큼  $\sigma$  도 증가하였음을 확인할 수 있었다. 이처럼 스케일 공간 분석을 통해 영상 내의 피쳐 크기와 스케일이 비례하는 것을 확인하였고 이를 사용하여 가우시안 계수( $\sigma$ )의 값을 결정하였다.

### III. 결과 및 토의

그림 1의 모반에 해당하는 대표 패턴 영상과 말단흑색점흑색종에 해당하는 대표 패턴 영상을 스케일 공간 실험에 적용해 보았다. 그 결과 모반 영상과 흑색종 영상을 동시에 살펴보았을 때, 스케일 공간에서 최대값을 보이는  $\sigma$  값은

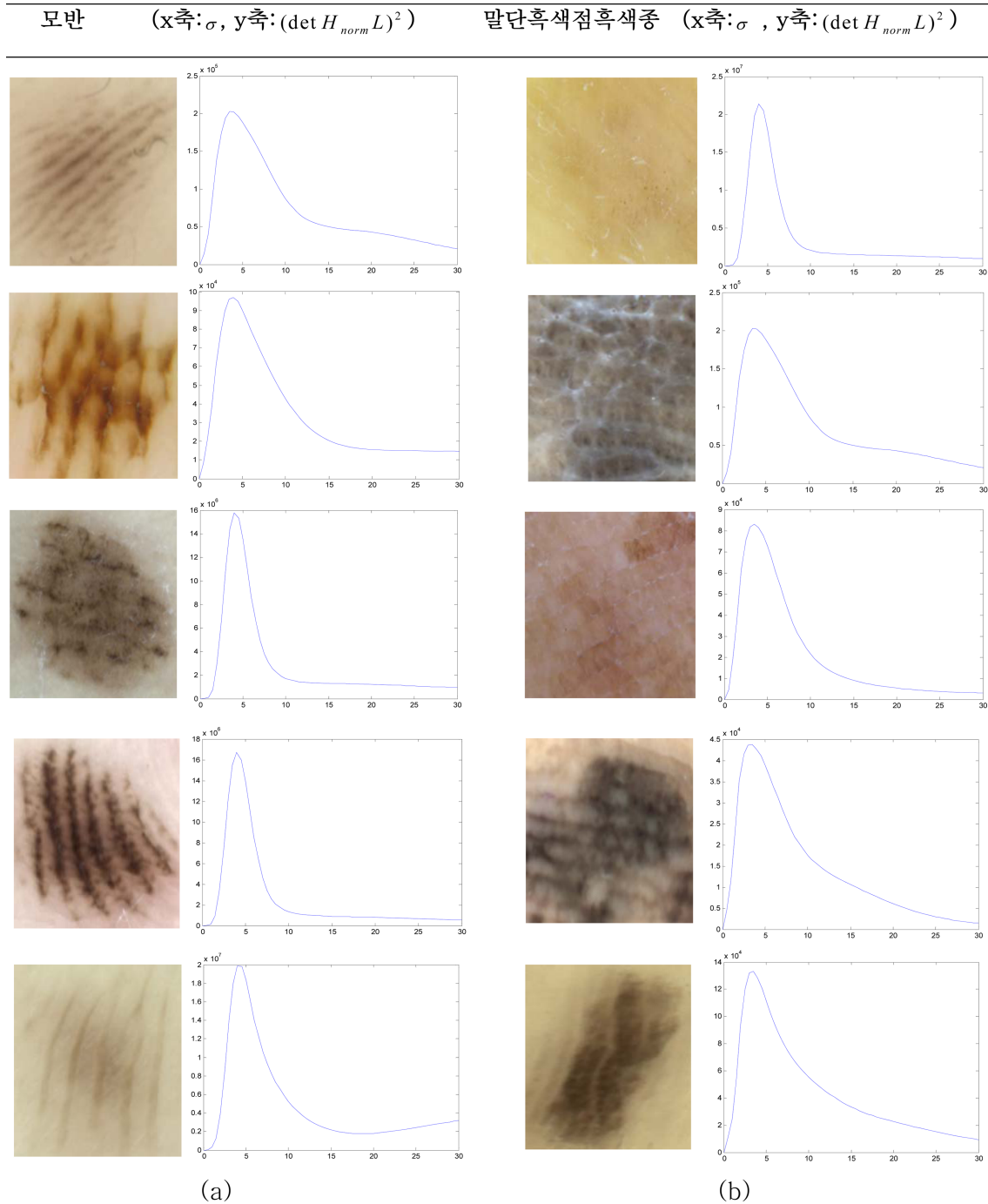


그림 10. 여러 영상들에 대한 스케일 공간 분석 (a) 모반 영상들과  $(\det H_{norm} L)^2$  연산 결과, (b) 말단흑색점흑색종 영상들과  $(\det H_{norm} L)^2$  연산 결과.

Fig. 10. Scale space analysis for various images (a) nevus images and  $(\det H_{norm} L)^2$ , (b) ALM images and  $(\det H_{norm} L)^2$ .

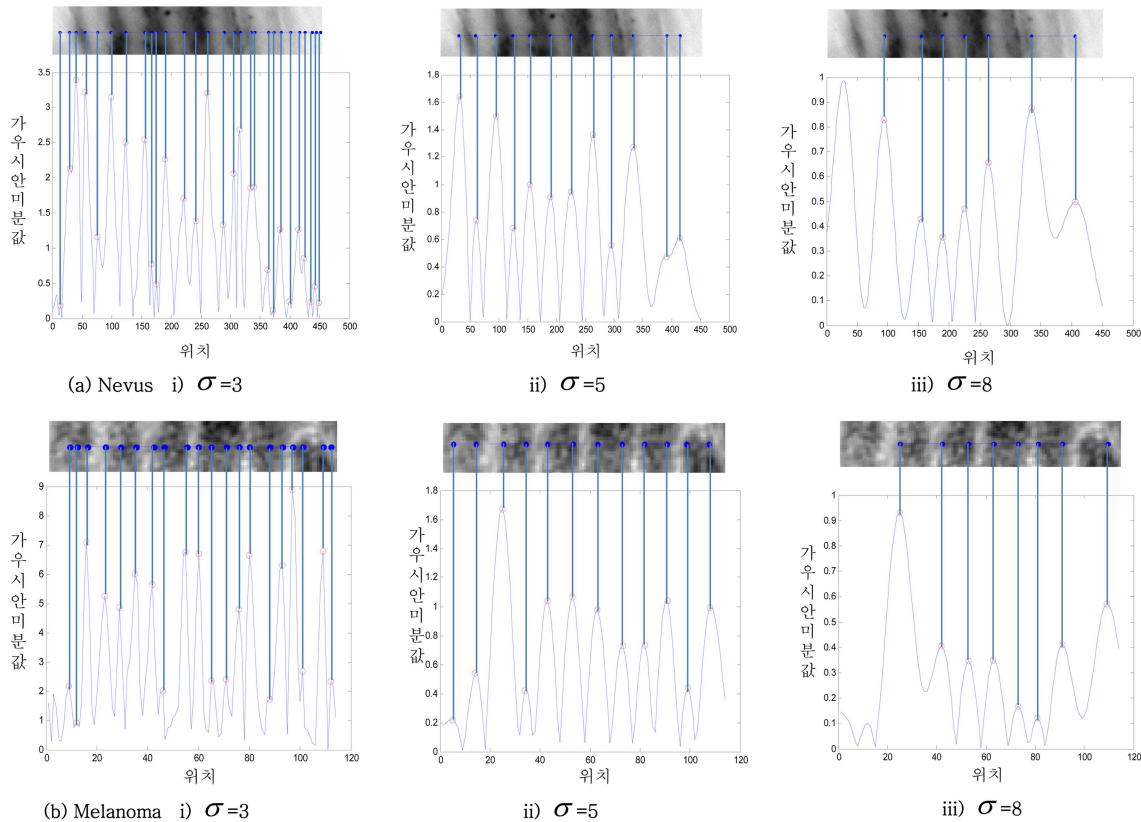


그림 11. 실제 피부 영상에서 스케일에 따라 찾은 경계선 (a) 점 i)  $\sigma = 3$ , ii)  $\sigma = 5$ , iii)  $\sigma = 8$ , (b) 암 i)  $\sigma = 3$ , ii)  $\sigma = 5$ , iii)  $\sigma = 8$ .

Fig. 11. Edges determined by scale space analysis on the actual dermoscopic image according to (a) Nevus i)  $\sigma = 3$ , ii)  $\sigma = 5$ , iii)  $\sigma = 8$ , (b) Melanoma i)  $\sigma = 3$ , ii)  $\sigma = 5$ , iii)  $\sigma = 8$ .

대략 5가 되는 것을 확인하였다(그림 9 참조).

본 연구에서는 사지말단에 위치한 모반 영상 40장, 흑색종 40장에 대해서 최적의  $\sigma$  값을 알기 위한 스케일 공간 분석을 수행하였으며, 그림 10은 그 결과를 가시적으로 보여주기 위해 고랑 패턴에 해당하는 다양한 모반 영상 5장과 이랑 패턴에 해당하는 다양한 말단흑색점흑색종 영상 5장의 분석 결과를 보여준 것이다. 평균적으로  $\sigma$ 가 5 부근에서 최대가 되는 것을 확인할 수 있었다.

$\sigma$  값의 변화에 따른 결과의 차이를 확인하기 위해, 실제 병변 영상에  $\sigma$  값을 변화시켜 가면서 실험해 보았다. 그림 11과 같이  $\sigma$  값이 최적값보다 작은 3일 때에는 밝기의 작은 변화도 검출되어 피부영상의 올바른 판정이 불가능해졌다. 반대로  $\sigma$  값이 최적값보다 큰 8로 실험하였을 때에는 이미지가 블러링 됨으로 인해 검출된 어두운 부분의 위치가 이동되어 오차가 발생하는 것을 확인하였다. 스케일 공간 이론에 의하여 구한 최적의  $\sigma$  값이 영상의 주된 피쳐 크기와 동일하므로 우리가 검출하려고 하는 흑백 라인 패턴의 폭을 잘 검출할 수 있었다. 따라서 실험하였을 때 가장 근사하게 찾은 알맞은  $\sigma$  값은 5가 됨을 확인할 수 있었다.

표 1에서는  $\sigma$  값에 따라 자동진단 결과의 차이 정도를 알

아보기 위해  $\sigma$  값 변화에 따른 민감도(sensitivity)와 특이도(specificity)를 계산하였다. 민감도는 자동판정 방법에 의해 흑색종으로 판정된 결과가 실제 흑색종이 맞는지에 대한 확률을 나타내고 특이도는 자동판정 방법에 의해 모반으로 판정된 결과가 실제 모반이 맞는지에 대한 확률을 나타낸다. 민감도와 특이도에 대한 식은 다음과 같다.

$$\text{민감도} = \frac{TP}{TP+FN} \times 100\%, \quad \text{특이도} = \frac{TN}{TN+FP} \times 100\% \quad (8)$$

표 1. 스케일에 따른 민감도 및 특이도.

Table 1. Sensitivity and Specificity by Scale.

	말단흑색점흑색종	모반	민감도 (%)	특이도 (%)
$\sigma = 3$	TP = 23	TN = 31	57.5	77.5
	FN = 17	FP = 9		
$\sigma = 5$	TP = 37	TN = 38	92.5	95.0
	FN = 3	FP = 2		
$\sigma = 8$	TP = 30	TN = 20	75.0	50.0
	FN = 10	FP = 20		

여기서  $TP$ 는 흑색종을 흑색종으로 판정한 개수이고  $FN$ 은 흑색종을 정상 모반으로 판정한 개수이다. 또한  $TN$ 은 정상 모반을 모반으로 판정한 개수이고  $FP$ 는 정상 모반을 흑색종으로 판정한 개수이다. 표 1의 결과에서 알 수 있듯이  $\sigma$  값의 변화에 따라 민감도가 특이도가 달라진다. 따라서 말단흑색점흑색종 자동 검출 방법에서 정확한 판정을 위해서는 최적의  $\sigma$  값을 찾는 것이 필수적이다.

#### IV. 결 론

본 논문은 피부표면현미경을 사용하여 말단흑색점흑색종과 모반을 구분하는 방법을 소개하고, 판정을 용이하게 하기 위해 이미지를 자동으로 수직 정렬시키는 방법과 정확한 패턴 추출을 위해 중요한 계수인 가우시안 미분 필터의  $\sigma$  값을 스케일 공간 분석으로 선정하는 방법을 제안하였다. 미분함수를 이용하여 이미지가 수직방향으로 자동회전이 되고, 피부암 자동 판정을 위한 가우시안 미분 계수값을 스케일 공간 이론에 의하여 결정하였고 이 값을 사용하여 흑백 패턴의 경계선을 정확하게 검출할 수 있음을 실험을 통하여 확인하였다.

#### 참고문헌

- [1] R. D. Cress and E. A. Holly, "Incidence of Cutaneous Melanoma among Non-Hispanic Whites, Hispanics, Asians, and Blacks: An Analysis of California Cancer Registry Data," 1988-93. *Cancer Causes Control*, vol. 8, pp. 246-252, 1997.
- [2] M. R. Roh, J. Y. Kim and K. Y. Chung, "Treatment and Outcomes of Melanoma in Acral Location in Korean Patients," *Yonsei Med. J.*, vol. 51, pp. 562-568, 2010.
- [3] G. Argenziano, H. P. Soyer, V. P. Giorgi, D. Piccolo, P. Carli and M. Delfino, "Dermoscopy: a Tutorial," 1st ed. Milan: Medical Publishing & New Media, pp. 10-11, 2000.
- [4] R. P. Braun, H. S. Rabinovitz, M. Oliviero, A. W. Kopf, and J. H. Saurat, "Dermoscopy of Pigmented Skin Lesions," *J. Am. Acad. Dermatol.*, vol. 52, pp. 109-121, 2005.
- [5] I. Zalaudek, J. Kreusch, J. Giacomel, G. Ferrara, C. Catricalà and G. Argenziano, "How to Diagnose Nonpigmented Skin Tumors: a Review of Vascular Structures Seen with Dermoscopy," part I. Melanocytic skin tumors *J. Am. Acad. Dermatol.*, vol. 63, pp. 361-374, 2010.
- [6] I. Zalaudek, "How to Diagnose Nonpigmented Skin Tumors: a Review of Vascular Structures Seen with Dermoscopy," part II. Nonmelanocytic skin tumors *J. Am. Acad. Dermatol.*, vol. 63, pp. 377-386, 2010.
- [7] J. Malvehy, S. Puig, G. Argenziano, A. A. Marghoob and H. P. Soyer, "Dermoscopy Report: Proposal for Standardization. Results of a Consensus Meeting of the International Dermoscopy Society," *J. Am. Acad. Dermatol.*, vol. 57, pp. 84-95, 2007.
- [8] H. Ganster, A. Pinz, R. Rohrer, E. Wildling, M. Binder and H. Kittler, "Automated Melanoma Recognition," *IEEE Trans. on Medical Imaging*, vol. 20, no. 3, pp. 233-239, 2001.
- [9] P. Rubegni, G. Cevenini, M. Burrioni, R. Perotti, G. Delleva, P. Sbrano, C. Miracco, P. Luzi, P. Tosi, P. Barbini and L. Andreassi, "Automated Diagnosis of Pigmented Skin Lesions," *Int'l J. Cancer*, vol. 101, pp. 576-580, 2002.
- [10] M. A. Sheha, M. S. Mabrouk and A. Sharawy, "Automatic Detection of Melanoma Skin Cancer using Texture Analysis," *Int'l J. Computer Applications*, vol. 42, no. 20, pp. 22-26, 2012.
- [11] M. E. Celebi, H. Iyatomi and G. Schaefer, "Contrast Enhancement in Dermoscopy Images by Maximizing a Histogram Bimodality," *Int'l Conf. on Image Processing*, 2009, pp. 2601-2604.
- [12] G. Schaefer, M. I. Rajab, M. E. Celebi and H. Iyatomi, "Skin Lesion Extraction in Dermoscopic Images Based on Colour Enhancement and Iterative Segmentation," *IEEE Int. Conf. on Image Processing*, 2009, pp. 3361-3364.
- [13] A. A. Marghoob, J. Malvehy and R. P. Braun, *An Atlas of Dermoscopy*, Second Edition, London, UK: Informa, 2012.
- [14] T. Saida, A. Miyazaki, S. Oguchi, Y. Ishihara, Y. Yamazaki, S. Murase, S. Yoshikawa, T. Tsuchida, Y. Kawabata and K. Tamaki, "Significance of dermoscopic patterns in detecting malignant melanoma on acral volar skin: results of a multicenter study in Japan," *Arch. Dermatol.*, vol. 140, pp. 1233-1238, 2004.
- [15] T. Lindeberg, "Feature Detection with Automatic Scale Selection," *Int'l J. of Computer Vision*, vol. 30, no. 2, pp. 79-116, 1998.