

논문 2010-47SP-1-12

적응 윈도우 기법을 사용한 레이저 스펙클 영상의 처리

(Laser Speckle Imaging Using Adaptive Windowing Method)

진 호 영*, 신 현 출**

(Ho-Young Jin and Hyun-Chool Shin)

요 약

레이저 스펙클이란 간섭성을 가진 레이저 빛을 산란체에 쏘았을 때 반사되는 정보를 레이저 스펙클이라 한다. 이 레이저 스펙클의 가장 큰 특징은 현재 의학 기술로는 볼 수 없는 미세혈관 관찰이 가능하다는 것이다. 미세혈관 관찰을 위해서 레이저 스펙클 장치로 얻은 이미지를 영상처리 하는 과정이 필요하다. 이 논문은 공간적 방향으로 다양한 크기의 윈도우를 적용시키는 새로운 영상처리법을 제안하였다. 기존의 영상처리법 LASCA에서는 고정된 크기의 윈도우를 적용시켜 영상처리 하였다. 하지만 작은 크기의 윈도우를 적용하였을 경우 이미지의 공간 해상도가 좋아 혈관이 잘 보이는 장점이 있지만 스펙클 노이즈의 영향을 많이 받게되는 반면 큰 크기의 윈도우를 적용하였을 경우 노이즈 제거에는 큰 효과를 보지만 해상도가 낮아져 영상이 흐릿해지는 현상을 발견할 수 있다. 그래서 우리는 이 두가지 방법의 장점만 살리는 적응 윈도우 기법을 소개한다. 우리는 적응 윈도우 기법과 기존의 라스카 이미지를 비교하여 보일 것이며 적응 윈도우 기법을 이용해 영상의 화질을 높인 것을 보일 것이다.

Abstract

A laser speckle is a random pattern that has a granular appearance produced by reflected light when a coherent laser illuminates an irregular course surface. Most important property of laser speckle is detecting micro-vascular. Speckle image needs image processing to detect micro-vascular. This paper proposes a new image processing method for laser speckle, adaptive window method that adaptively processes laser speckle images in the spatial. Conventional fixed window based LASCA has shortcoming in that it uses the same window size regardless of target areas. Inherently laser speckle contains undesired noise. Thus a large window is helpful for removing the noise but it results in low resolution of image. Otherwise a small window may detect micro vascular but it has limits in noise removal. To overcome this trade-off, we newly introduce the concept of adaptive window method to conventional laser speckle image analysis. We have compared conventional LASCA and its variants with the proposed method in terms of image quality and processing complexity

Keywords: Laser speckle contrast analysis(LASCA), adaptive window, Laser speckle, micro vessel.

I. 서 론

최근 산업의 발달과 의학의 발달로 인해 건강에 대한 사람들의 관심이 집중되면서 의료장비에 대한 연구들이

다양하게 진행되고 있다. 그중에서도 인체 내부를 관찰하는 MRI, PET, X-ray 등 다양한 의료영상기구가 생겨나고 최근에는 기능적인 측면까지 관찰할 수 있을 정도로 많은 발전을 이루어 왔다. 그 중 레이저 스펙클 기술은 아직 상용화 되진 않았지만 그 잠재력이 커 최근 많은 연구가 이루어지고 있다^[8].

* 학생회원, ** 정회원 숭실대학교 전자공학부
(Department of Electrical Engineering, Soongsil University)

※ 본 논문은 2007년도 서울시 산학연 협력사업 서울형산업 기술개발(R&BD NT070079)사업의 재원으로 지원을 받아 수행되었음.

※ 본 논문은 지식경제부 및 정보통신연구진흥원 의 대학 IT연구센터 지원사업의 연구결과로 수행되었음 (NIPA-2009-(C1090-0902-0007)).

접수일자: 2009년9월30일, 수정완료일: 2009년12월27일

레이저 스펙클이란 간섭성을 가진 빛 또는 레이저를 산란 물질에 쏘았을 때 반사되어 나오는 빛에 의해 생기는 낱알무늬 모양의 불규칙한 무늬이다. 이 스펙클 현상을 이미지화 하고 통계적 특성을 이용해 영상처리 하면 다양한 정보를 얻을 수 있는데 그중 혈류량의 변화와 미세혈관을 관찰 할 수 있다는 것이 레이저 스펙

클 영상화 기술의 핵심이다^[2]. 그리고 많은 부분을 비침습적으로 측정 가능하며 기계 구성은 기존의 MRI나 PET에 비해 장비가 매우 간단하고 저렴하다^[4].

하지만 미세혈관을 관찰하려면 레이저 스펙클 장비를 통해 얻은 스펙클 이미지를 영상처리 하는 과정이 필요하다. 기존의 영상처리 방법으로는 LASCA(Laser Speckle Contrast Analysis)^[5], mLSI(Modified Laser Speckle Imaging)^[7], tLASCA(Temporally LASCA)^[3], sLASCA(Spatially LASCA)^[8]의 방법이 있으며 이 방법들의 공통점은 스펙클의 통계적 정보를 얻기 위해 고정된 크기의 윈도우를 사용 한다는 것이다. 이 때 작은 크기의 윈도우를 사용하면 해상도가 좋아 원하는 부분을 잘 볼 수는 있지만 speckle noise가 많이 생기고 큰 크기의 윈도우를 사용하면 노이즈는 많이 제거 되지만 해상도가 안 좋아 지는 단점이 있다. 고정된 윈도우 크기 방법으로는 해상도와 노이즈의 관계에서 장점만을 살리기가 힘들 것이라 판단된다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 다양한 크기의 윈도우를 적용하는 방법을 제안하였다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. II장에서는 레이저 스펙클의 기본적인 이론과 영상화 방법을 설명하고 III장에서는 기존의 영상처리 방법과 제안하는 방법에 대해 기술한다. IV장에서는 실험 결과를 보여 비교분석하며 V장에서는 결론을 내릴 것이다.

II. 장치 및 방법

1. 레이저 스펙클 대조비

레이저 스펙클이란 간섭성을 가진 빛을 어떤 산란체에 쏘았을 때 반사되어 나오는 빛에 의해 생기는 얼룩 모양의 불규칙한 무늬이다. 따라서 이러한 스펙클에서 산란체의 정보를 담고 있다^[5]. 지역적으로 볼 때 산란체가 비교적 다양한 물질과 다양한 속도를 가지고 있다면 스펙클의 분산(Variation)은 큰 값이 나온다. 반면 상대적으로 균일한 물질과 균일한 속도를 가진다면 스펙클의 분산은 상대적으로 작은 값을 가진다. 이러한 스펙클의 특징을 사람이나 동물의 혈관에 적용하여 보면 혈관은 신체의 다른 부분에 비해 적혈구, 백혈구, 혈소판 등 비교적 균일한 산란체로 이루어져 있고 혈류의 속도도 비교적 일정하다. 그러므로 레이저 스펙클을 이용해 혈관을 구분해낼 수 있다.

이러한 특징을 가장 잘 보여줄 수 있는 식이 대조비

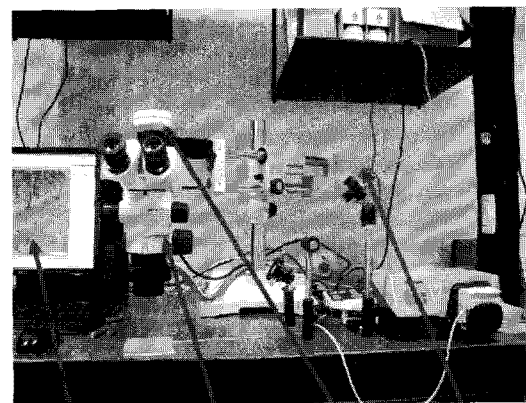
이며 수식적 정의는 다음과 같다^[8].

$$K = \frac{\sigma_s}{\langle I \rangle} \quad (1)$$

K는 대조비를 나타내며 σ_s 는 공간에 대한 표준편차, $\langle I \rangle$ 는 공간에 대한 평균 밝기를 나타낸다. 이 식은 밝기 값과 표준편차의 비율을 나타내는 것으로서 σ_s 는 산란체의 분산정보를 나타내며 $\langle I \rangle$ 는 이 분산값을 정규화 시켜주는 역할을 한다. K값은 이상적인 환경을 가정할 때, 레이저의 반사가 일어나지 않은 경우 0, 전반사되는 경우 1, 즉, $0 \leq K \leq 1$ 값을 가진다. 하지만 스펙클 노이즈와 다른 환경적인 요인으로 인해 실제로는 1보다 큰 값이 나타날 수도 있다.

2. 레이저 스펙클 영상화

그림1은 레이저 스펙클 영상화를 위한 실험장치이다. 우선 He-Ne 레이저(655nm)를 목표지점을 향해 투사하고 반사되는 스펙클 정보를 현미경이 확대시켜 준다. 확대된 정보를 컬러CCD 카메라를 통해 획득한 후 컴퓨터에 저장시킨다. 저장된 이미지는 스펙클의 특성에 따라 영상처리 과정을 거쳐서 필요한 정보를 얻을 수 있게 된다.



Real-time Successive image Optical Microscope (X20) Color CCD He-Ne Laser (655nm)

그림 1. 실험장비
Fig. 1. Experimental setup.

3. 레이저 스펙클 이미지

그림 2는 레이저 스펙클 영상화 과정을 통해 얻은 쥐

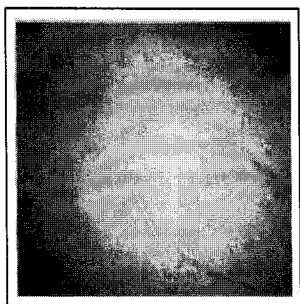


그림 2. 쥐 뇌피질의 스펙클 이미지
Fig. 2. Raw speckle image of Rat barrel cortex.

뇌의 대뇌피질 부분 이미지이다. 가로 세로 실제 사이
즈는 5mm이고 이미지 저장은 384×368 픽셀로 저장 하
였으며 1픽셀당 가로 세로 길이는 약 13μm 이다. 그림
6의 줄쳐진 부분의 미세혈관 실측 사이즈는 대략
0.85mm이다. 그리고 스펙클 이미지를 영상처리 하기
위한 틀은 Matlab을 사용하였다.

III. 영상처리

1. 기존의 고정된 크기의 방법 - LASCA

LASCA는 Laser Speckle Contrast Analysis의 약자
로서 레이저 스펙클 이미지를 대조비를 이용해서 영상
처리 하는 대표적인 방법이다^[2]. 크게 두 가지 방법으로
나눌 수 있는데 공간적 LASCA^[5]와 시간적 LASCA^[6]
로 나눌 수 있다. 일반적으로 LASCA라고 말할 때는
공간적인 방법을 말한다^[7].

그림 3은 공간적 LASCA 연산의 동작을 나타낸 것
이다. W는 M×M윈도우를 나타내며 R.I(Raw Image)
는 영상처리 되지 않은 레이저 스펙클 이미지 이며
CCD카메라를 통해 저장된 영상처리 되기 전의 이미지
를 말한다. C.I(Contrast Image)는 스펙클의 특성을 이
용해 영상처리 되어 각 밝기값들이 대조비 값으로 변환
된 대조비 이미지를 말한다. 여기서 M값은 주로 3,5,7,9

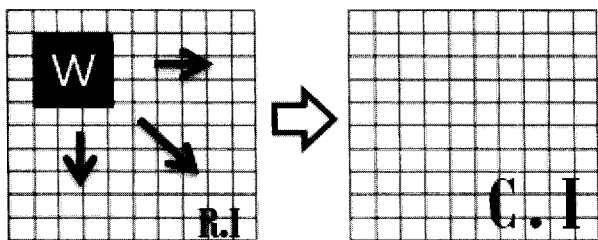


그림 3. 공간적 LASCA 동작
Fig. 3. Spatial LASCA operation.

가 사용되며 W는 정사각형 모양의 윈도우이며 한칸 씩
움겨가며 연산하는 슬라이딩 윈도우를 사용한다. 목표
픽셀의 값을 구하기 위해 해당 윈도우에 있는 모든 값
들을 이용하며 (1)식을 사용하여 대조비를 구한다.

2. 기존의 LASCA방법의 한계점

그림 4는 기존의 공간적 LASCA 결과이미지를 보여
준다. (a)에서 (d)로 갈수록 윈도우 사이즈가 3에서 9
로 커지게 적용한 결과들이다. 우선 윈도우 사이즈가
작을 때는 클 때 보다 혈관들이 더 선명하게 보인다.

하지만 검은 점들이 더 많이 보이는데 이런 점들은
스펙클 노이즈로 인해 생기는 현상이다. 즉 윈도우가
작으면 혈관부분의 공간해상도는 좋지만 비혈관부분에
서 노이즈의 영향을 더 많이 받게 된다. 그리고 큰 윈도
우를 적용한 (d)와 작은 윈도우를 적용한(a)를 비교하여
보면 그림이 많이 흐려지지만 검은 점들은 많이 사라진
것을 알 수 있다. 즉 윈도우가 커질수록 비혈관부분에
노이즈의 영향을 줄일 수 있지만 혈관부분의 공간 해상
도가 낮아지는 단점이 있다.

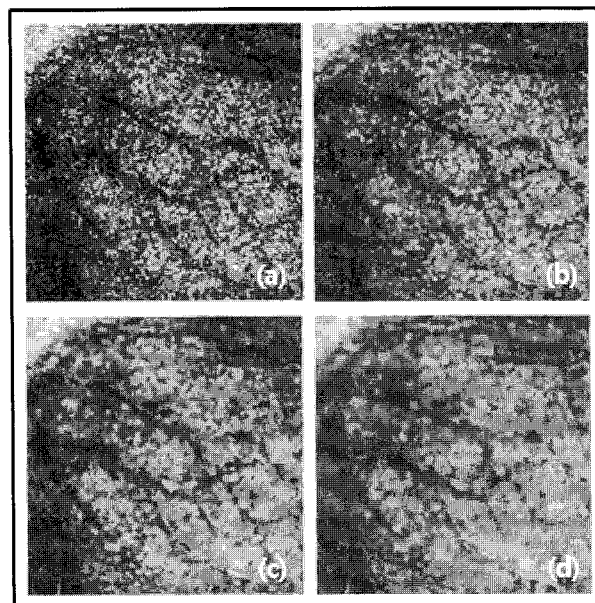


그림 4. 공간적 LASCA 이미지
(a) W=3×3 (b) W= 5×5 (c) W=7×7 (d) W=9×9
Fig. 4. Spatial LASCA images.
(a) W=3×3 (b) W= 5×5 (c) W=7×7 (d) W=9×9

3. 제안한 적응 윈도우 기법

본 연구의 핵심은 고정 윈도우 기반의 방법에서 나
타나는 단점을 해결하기 위해 영상의 지역적 특성을

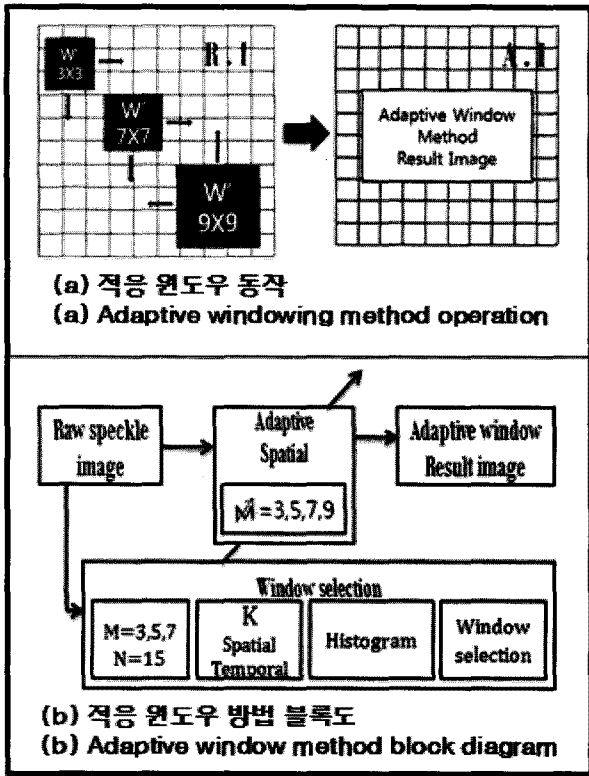


그림 5. 제안한 적응 윈도우 방법
Fig. 5. proposed adaptive window method.

고려하여 다른 크기의 윈도우를 적용시켜 대조비를 구하는데 있다.

그림 5는 적응 윈도우 방법의 동작과 블록도를 나타낸 것이다. 위 그림 5의 (a)에서 R.I는 영상처리 되지 않은 스피클 이미지를 나타내고 A.I(Adaptive windowing image)로서 적응 윈도우 기법을 사용한 뒤의 대조비 이미지이다. 두 그림의 사이즈는 동일하며 W'는 변화하는 윈도우의 크기를 나타낸다.

제안한 방법은 스피클 이미지에 적용하여 대조비를 구할 때 사용되는 윈도우의 크기를 고정된 크기의 윈도우가 아닌 각 픽셀마다 다른 크기의 윈도우를 적용시키는 것이 핵심이다.

제안한 방법에서 또 하나 중요한 것은 윈도우의 크기를 정하는 기준이다. 그림 5의 (b)는 윈도우 크기를 정하는 과정을 설명한 것이다. 우선 대조비 값이 작은 부분은 혈관, 상대적으로 대조비 값이 큰 부분은 비 혈관이라고 대략적인 기준을 삼는다. 스피클 이미지에서 공간적, 또는 시간적 LASCA 방법으로 대조비 이미지를 구한다. 그리고 그 값들을 대조비 크기에 따라 히스토그램으로 정렬한 후 M의 값 개수에 따라 전체 히스토그램을 균일하게 분할한다. 본 논문에서는 M의 개수를

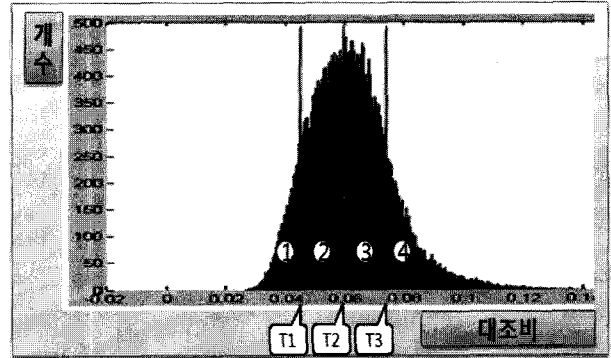


그림 6. 대조비 히스토그램
Fig. 6. Histogram of Contrast.

다양하게 하여 실험해 본 결과 3,5,7,9 일 때가 가장 효율적이라 판단하여 이 값들을 사용하였으며 히스토그램을 이용하여 윈도우 크기를 결정하는 방법은 아래의 세부 설명과 그림 6을 참조한다.

- R = 스피클 이미지, C = 대조비 이미지
 X = 이미지 행 사이즈, Y = 이미지 열 사이즈
 $I = 1 \sim X, J = 1 \sim Y$
 P = M의 개수 (M=3,5,7,9 일 경우 P=4)
 T = 윈도우 크기 결정 위한 임계값
1. LASCA연산을 통해 R-C로 만들
 2. C의 대조비 값 크기에 따른 히스토그램 (그림6 참조)
 ※3번~5번 - M=3,5,7,9 일 경우
 3. ①개수=②개수=③개수=④개수가 되도록 전체 개수의 P 등분 (그림6 참조)
 4. T1,T2,T3결정 (그림6 참조)
 5. $0 < C(i,j) < T1 \rightarrow$ 윈도우 크기 = 3
 $T1 < C(i,j) < T2 \rightarrow$ 윈도우 크기 = 5
 $T2 < C(i,j) < T3 \rightarrow$ 윈도우 크기 = 7
 $C(i,j) > T3 \rightarrow$ 윈도우 크기 = 9

이렇게 결정된 윈도우 사이즈를 스피클 이미지에 적용하여 대조비를 구하고 결과이미지를 얻는다.

IV. 실험 결과

그림 7은 제안한 적응 윈도우 기법의 결과 이미지들이다. (a)는 윈도우 선택 이미지로써 각 색깔로 각 사이즈의 윈도우를 적용시킨 것이다. 파란색 부분은 혈관의

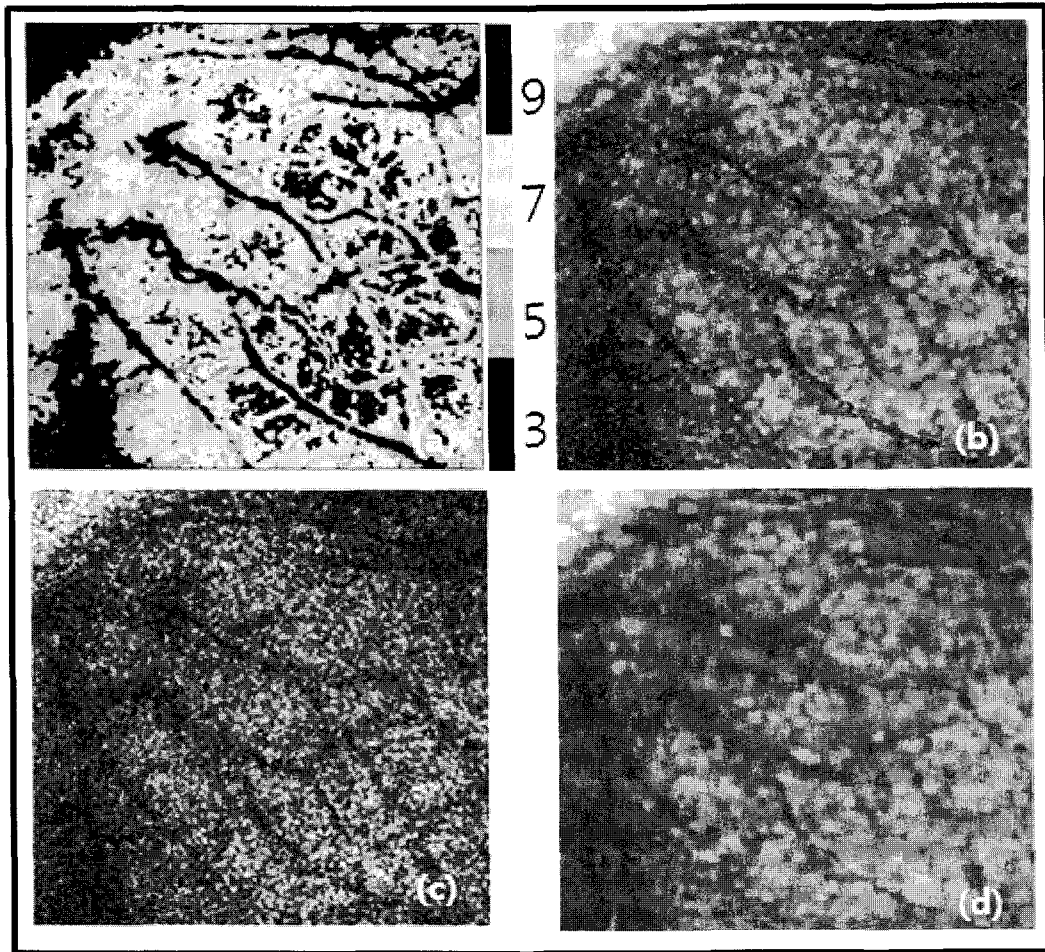


그림 7. 제안한 적응 윈도우 기법 결과 이미지 (a)윈도우 선택 이미지 (b)제안한 적응 윈도우 결과 이미지 (c)기존의 고정 윈도우(LASCA)방법, M=3 (d) 기존의 고정 윈도우(LASCA)방법, M=9

Fig. 7. Adaptive windowing method result images (a)Window selection image (b)proposed adaptive windowing result image (c)Conventional fixed size method(LASCA) result image, M=3 (d)Conventional fixed size method(LASCA) result image, M=9.

로 인식하여 해상도 유지를 위해 작은 크기 윈도우를 적용시킬 것이고 빨간색 부분은 비혈관 부분으로 인식 되어 스펙클 노이즈 제거를 위해 큰 윈도우가 적용되었다. (b)는 (a)의 각 픽셀별로 다른 크기의 윈도우를 적용한 결과 이미지 있다. (c),(d)는 기존의 영상처리 방법인 LASCA의 결과 이미지로써 (c)는 작은 윈도우인 크기3을 적용한 이미지 이고 (d)는 큰 윈도우인 크기9를 적용시킨 이미지 이다.

우선 제안한 기법인 (b)의 혈관부분과 기존 방법에서 작은 윈도우를 사용한 (c)의 혈관부분을 비교하여 보면 공간해상도가 잘 유지된 것을 알 수 있다. 오히려 주변 부분 노이즈 제거 효과로 인해 혈관부분이 더 선명하게 보이는 것을 알 수 있다. 그리고 제안한 기법인 (b)의 비혈관부분과 기존 방법에서 작은 윈도우를 사용한 (d)

의 비혈관부분을 비교하여 보면 (b)에서 노이즈 제거 효과를 그대로 가져온 것을 확인 할 수 있다. 즉, 높은 해상도가 요구되는 혈관 부분과 그 외 다른 비혈관 부분을 구분해냄으로서 다른 크기의 윈도우를 적용해 화질이 개선된 것을 확인 할 수 있다.

V. 결 론

본 논문에서는 레이저 스펙클을 이용한 영상처리에서 기존의 고정된 크기의 윈도우를 사용하는 LASCA 기법의 실험결과 혈관부분은 공간적 해상도를 높이고 비혈관 부분은 노이즈 제거하는 효과를 확인하였다. 향후 시간축과 시공간축에 적응 윈도우 기법을 적용하여 공간해상도뿐만 아니라 시간 해상도까지 높이고자 한다.

참고 문헌

[1] A. F. Fercher and J. D. Briers, "Flow visualization by means of single exposure speckle photography," *Optics Commun.*, vol. 37, pp.326 - 329, 1981.

[2] J. D. Briers , Laser Doppler, speckle, and related techniques for blood perfusion mapping and imaging,, *Physiological Meas.*, vol. 22, pp.35 - 66. 2001.

[3] Thin M.Le, New Insight into Image Processing of Cortical Blood Flow Monitors Using Laser speckle Imaging , *IEEE TRANSACTION ON MEDICAL IMAGING*, VOL.26, pp.833-842. 2007.

[4] J. David Briers, Capillary Blood Flow Monitoring Using Laser Speckle Contrast Analysis(LASCA), *Journal of Biomedical Optic* 4(1), pp.164-175. 1999.

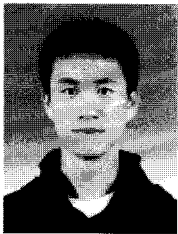
[5] J.W. Goodman ,Statistical properties of laser speckle patterns," in *Laser Speckle and Related Phenomena*, J. C. Dainty, Ed. Berlin:Springer-erlag, pp. 9 - 75. 1984.

[6] Nan Li , Micro Vascular Imaging by Temporal Laser Speckle Contrast Analysis, Master thesis, Johns Hopkins Univ. 2006.

[7] H. Cheng, Q. Luo, S. Zeng, S. Chen, J. Cen, and H. Gong, Modified Laser speckle imaging method with improved spatial resolution, *J. Biomed. Optics*, vol.8, no. 3, pp. 559-564. 2003.

[8] J. D. Briers and S. Webster , Laser speckle contrast analysis (LASCA): A non-scanning, full-field technique for monitoring capillary blood flow, *J.Biomed Optics*,vol. 1, no.2 pp.174-179. 1996.

저 자 소 개



진 호 영(학생회원)
 2008년 숭실대학교 정보통신전자공학부 학사 졸업.
 2008년~현재 숭실대학교 전자공학과 석사과정
 <주관심분야 : 신경신호처리, 의료영상처리>



신 현 출(정회원)
 1997년 포항공과대학교 전자전기공학과 학사 졸업.
 1999년 포항공과대학교 전자전기공학과 석사 졸업.
 2004년 포항공과대학교 전자전기공학과 박사 졸업.
 2004년~2007년 Johns Hopkins Univ.,School of Medicine 박사 후 연구원
 2007년~현재 숭실대학교 정보통신전자공학부 조교수
 <주관심분야 : 생체신호처리, 뇌-기계 인터페이스, 의료영상처리 ,>