

OCT 영상 개선을 위한 웨이블릿 영역에서의 Speckle 저감 방법

Speckle Reduction Method in Wavelet Domain for OCT Image Enhancement

장 주 완*, 이 창 수, 나 지 훈, 이 병 하
(Ju-wan Chang, ChangSu Lee, Jihoon Na, and Byeong Ha Lee)

Abstract : Optical coherence tomography (OCT) is high resolution medical imaging system which is obtaining image inside biological objects with non-destructive method. OCT system is based on Michelson interferometer with a reciprocating mirror in the reference arm and a biological object in the sample arm. The obtained OCT image suffers from a granular or mottled image, called speckle. Speckle is caused by random interferences between reflected coherence waves. In this paper, we propose effective speckle reduction method that uses wavelet transform. With wavelet domain image, sub-windowing and thresholding are performed. Finally, speckle reduction experiments for Misgurnus mizolepis skin and rat eye images are shown.

Keywords : OCT (Optical Coherence Tomography), wavelet, speckle, Wiener filter

I. 서론

OCT (Optical Coherence Tomography)는 살아 있는 표피 내부의 미세 조직 단면을 영상화하여 볼 수 있는 고해상도의 영상화 시스템이다. OCT는 마이켈슨 간섭계를 바탕으로 간섭계의 한쪽 팔은 기준단으로 왕복운동을 하는 거울을 두고 다른 한쪽 팔은 샘플단으로 조사하고자 하는 생체 조직을 둔다. 기준단의 왕복운동을 하는 거울은 샘플단의 생체조직과의 광 경로 차를 만들어 생체 조직에 대한 정보를 얻는다. 즉, 기준단의 거울이 한 번의 왕복을 하는 동안 샘플단의 생체조직을 깊이 방향으로 스캔하게 되고 거울의 광 경로와 같은 광 경로 차를 가지는 조직에서의 간섭으로 생체 내부의 조직 정보를 얻는다[1-3].

OCT로 얻어지는 영상은 알갱이 모양의 speckle로 이루어지게 된다. 이러한 speckle은 생체조직으로부터 후방 산란되어지는 빛들의 랜덤한 간섭에 의해 발생된다. 따라서 speckle은 생체조직에 대한 정보를 가짐과 동시에 획득되는 영상에 작은 알갱이 모양의 잡음으로 나타난다. 작은 알갱이 모양의 speckle로 이루어진 OCT영상은 생체조직의 형태를 판단하거나 임상 등의 응용에도 어려움을 가져온다[4-6].

본 논문에서는 웨이블릿 변환을 이용하여 웨이블릿 영역에서의 임계처리를 통한 speckle 저감 방법을 연구하였다 [7-10]. 첫째, 생체 조직의 단면을 2-D로 영상화하기 위해 구성된 OCT 시스템에 관한 원리를 논하고 OCT를 통해 얻어지는 영상의 speckle에 대하여 논한다. 둘째, 효율적인 speckle 저감을 위해 제안된 웨이블릿 변환과 임계처리 방법을 논하고, OCT로부터 획득된 영상들을 가지고 제안된

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수 : 2005. 8. 3., 채택확정 : 2006. 1. 2.

장주완, 이창수 : 수원대학교 전자공학과

(cjuwan@suwon.ac.kr/cslee@suwon.ac.kr)

나지훈, 이병하 : 광주과학기술원 정보통신공학과

(jhna@gist.ac.kr/bhlee@gist.ac.kr)

speckle 저감방법을 이용한 향상된 영상을 보인다.

II. OCT 원리 및 Speckle 정의

1. OCT의 기본원리

OCT 시스템은 그림 1과 같이 마이켈슨 간섭계로 구성된 광학부와 검출된 신호를 증폭, 필터링, 복조하는 신호처리부, 그리고 컴퓨터에서의 영상화와 영상처리 등으로 구성된다.

그림 1의 OCT 시스템은 광학부는 광손실을 줄이고 정렬에 용이함을 위해 광섬유기반으로 구성되었다. 광섬유는 단일모드의 광섬유를 사용하였으며, 광분배기는 50:50 커플러를 사용하였다. 커플러에서 50:50으로 나누어진 빛은 각각 기준단과 샘플단으로 입사된다. 기준단으로 입사된 빛은 ODL (Optical Delay Line)에 의해 왕복운동을 하는 거울에 반사되고 샘플단으로 입사된 빛은 샘플 내부의 조직들에 반사 또는 산란되면서 다시 커플러로 돌아온다. 샘플단에서 반사된 빛을 각각 단색과장파의 (1)과 (2)로 나타낼 때, 광검출기의 평균전류는 일반적으로 (3)과 같다.

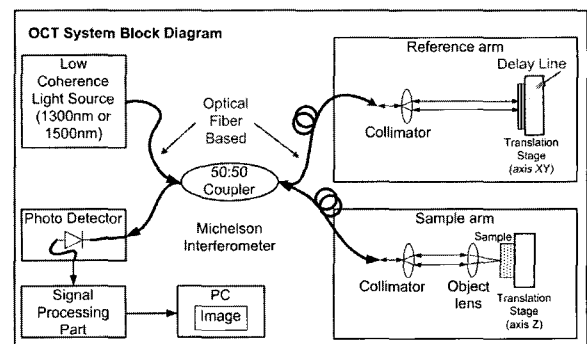


그림 1. OCT 시스템의 구성도.

Fig. 1. Block diagram of OCT system.

$$E_R = A_R \exp[-j(2\beta_R l_R - \omega t)] \quad (1)$$

$$E_S = A_S \exp[-j(2\beta_S l_S - \omega t)] \quad (2)$$

여기서 ω 는 광주파수이고 β_R 과 β_S 는 전파상수이다. 상수 2는 거울로부터의 왕복하는 거리를 나타낸다.

$$I = \frac{\eta e}{h\nu} (|E_R + E_S|^2) \quad (3)$$

여기서 η 는 양자효율이고 e 는 전하량, $h\nu$ 는 광자 에너지, η_0 는 자유공간에서의 고유임피던스이다. 샘플로 거울을 놓았으므로 전파상수는 $\beta_R = \beta_S = 2\pi/\lambda$ 가 되고 다음의 (4)를 얻는다

$$Re\{E_S E_R^*\} = A_R A_S \cos\left(2\frac{\Delta l}{\lambda/2}\right) \quad (4)$$

여기서 E_R^* 은 E_R 의 공액복소수이다. (4)는 기준단과 샘플단의 거울의 위치에 따른 광전류의 변화를 나타낸다.

$\Delta l = l_S - l_R$ 은 광 경로 차를 나타낸다.

광 경로 차에 따라서 형성되는 간섭정보는 $E_S E_R^*$ 의 실수 항에 포함되며 이를 신호처리부를 거쳐 영상화하면 깊이에 대한 1-D 영상을 얻게 된다. 가우시안 스펙트럼을 가지는 광원을 사용했을 경우에 간섭계로부터 검출되는 출력 I 는 전력스펙트럼 $S(\omega)$ 와 푸리에 변환의 관계를 가지며 (5)와 같이 주어진다.

$$I = \sqrt{R} \int_{-\infty}^{\infty} S(\omega) \cos(2k\Delta l) d\omega \quad (5)$$

여기서 R 은 샘플의 반사계수이다.

신호처리부는 전류형태로 검출되는 신호를 전압으로 바꾸어 증폭하고, 대역 필터링을 한 후, 정현파로 변조된 것과 같은 신호를 복조함으로 이루어진다. 신호처리를 통해 간섭정보를 얻어 컴퓨터로 전송, 1-D 영상을 얻는다. 이때 신호처리부의 설계는 광 경로차를 만들어주는 ODL의 왕복운동을 하는 속도에 좌우된다. ODL의 이동속도는 (6)의 도플러(Doppler) 주파수를 결정하고 도플러주파수에 따라 신호처리부의 필터, 복조기가 설계된다.

$$f_D = \frac{2v}{\lambda} \quad (6)$$

여기서 v 는 기준단 거울의 왕복속도이고 λ 는 광원의 중심파장이다. 신호처리부에서 증폭, 필터링되고 복조된 신호는 컴퓨터로 전송되어 영상화된다. 또한 2-D 영상을 얻기 위해서는 샘플단에 횡방향의 스테이지를 두어 횡방향의 스캔을 더함으로 얻어진다.

2. OCT 영상에서의 speckle

1절에서는 OCT의 기본원리를 알아보기 위해 샘플단에 생체를 샘플로 두는 대신 일반 거울을 두어 샘플단과 기준단의 간섭에 의해 정보가 얻어지는 원리를 보였다. 즉, 간섭에 대한 정보는 (4)와 같이 $E_S E_R^*$ 의 실수 항에 해당하게 되고 (5)와 같은 전류로 검출되어 신호처리부를 거쳐 영상화된다.

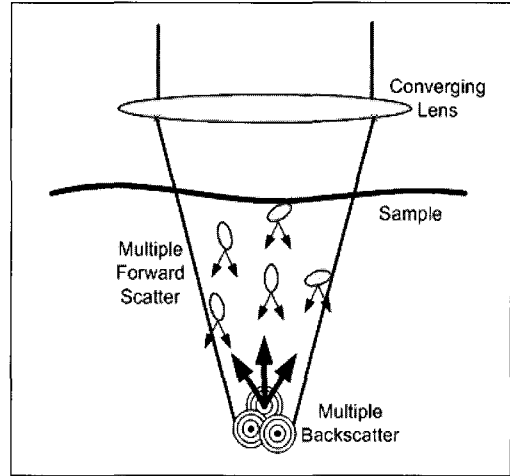


그림 2. 생체 조직 내에서의 다중 산란.

Fig. 2. Multiple scattering of biological tissue.

실제로 생체조직을 조사하기 위해 샘플을 생체로 두었을 경우 샘플단에 입사되는 빛은 생체 내에 분포되어 있는 조직들의 산란자들에 의해 다중 산란되면서 랜덤한 간섭을 일으키며 합쳐지게 된다. 그림 2에서 샘플을 생체로 하였을 때 발생하는 다중 산란의 모습을 보인다.

이러한 랜덤한 간섭들의 정보가 커플러에서 합쳐져 검출되면 영상은 작은 알갱이 모양의 speckle로 이루어지게 된다. 이러한 speckle은 샘플 내부의 조직에 대한 정보를 가짐과 동시에 알갱이 모양의 잡음으로 존재하게 된다. 따라서 잡음에 해당하는 작은 알갱이 모양의 speckle을 효율적으로 저감하여 샘플 내부 조직에 대한 정보를 강화시키는 처리가 필요하다. 하지만 많은 speckle을 제거하게 되면 정보에 해당하는 speckle이 같이 제거되어 영상에 손실로 작용하게 된다. 그러므로 효율적으로 잡음과 정보에 해당하는 speckle을 구분하여 잡음에 해당하는 speckle을 제거해야 한다.

효율적인 speckle 저감을 위해서는 speckle의 성질을 확실히 구분할 수 있는 적합한 변환을 거치고, 변환된 영역에서 구분되어진 잡음을 제거한 후 다시 역 변환을 거쳐 강화된 영상을 얻는 방법이 일반적이다. 또한 잡음을 제거하는데 있어서도 speckle의 성질에 맞는 적합한 임계처리가 필요하다. 본 논문에서는 다음 장에 설명될 웨이블릿 변환을 사용하여 영상을 웨이블릿 영역으로 변환 후, 적절한 임계처리를 통해 잡음에 해당하는 speckle을 효율적으로 제거한다. 이후 역 웨이블릿 변환을 통해 강화된 영상을 얻게 된다.

III. 웨이블릿 변환을 이용한 speckle 저감 알고리즘

1. 웨이블릿 변환

2-D 웨이블릿 변환은 영상 $f(x, y)$ 를 LL, LH, HL, HH의 4개로 분할된다. 이는 척도함수와 웨이블릿 함수에 의해 (7)과 (8)로 주어진다. 이때 변환되는 영상 $f(x, y)$ 의 크기는 $M \times N$ 이다.

$$W_\phi(j_0, m, n) = \frac{1}{\sqrt{MN}} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) \phi_{j_0, m, n}(x, y) \quad (7)$$

$$W_{\phi}^i(j, m, n) = \frac{1}{\sqrt{MN}} \sum_{x=0}^{M-1} \sum_{y=0}^{N-1} f(x, y) \phi_{j, m, n}^i(x, y) \quad , i = H, V, D \quad (8)$$

(7)에서 j_0 는 임의의 시작 척도이고 $\phi_{j_0, m, n}(x, y)$ 는 척도 함수로 $W_{\phi}(j_0, m, n)$ 을 얻는다. 즉, 척도함수로부터 LL에 해당하는 분할 영상을 얻는다. (8)에서 i 는 H, V, D로 LH, HL, HH에 해당하는 분할영상을 뜻한다. 즉 LH, HL, HH는 $\phi_{j, m, n}^i(x, y)$ 의 웨이블릿 함수로부터 가로(H), 세로(V), 대각선(D)에 해당하는 분할영상을 얻는다. 이때 웨이블릿 변환된 LL의 영상은 저주파성분을 LH, HL, HH에 해당하는 영상들은 각각 가로, 세로, 대각선에 해당하는 고주파성분을 가지게 된다. 실제로 웨이블릿 변환은 LL, LH, HL, HH에 해당하는 필터링과 다운 샘플링을 통한 고속 웨이블릿 변환을 통해 이루어진다. 또한 역 변환은 업 샘플링과 필터링을 통해 이루어진다.

Speckle은 작은 알갱이 모양으로 영상 내에 잡음으로 존재하게 된다. 이와 같은 작은 알갱이모양들은 영상 내에서 빠르게 변화하는 고주파 성분에 해당하는 요소들이다. 따라서 웨이블릿 변환을 통해 작은 알갱이 모양의 speckle을 효과적으로 LH, HL, HH의 영상으로 걸러낼 수 있다. 하지만 고주파 성분에는 빠르게 변하는 speckle뿐만 아니라 에지성분도 포함되어 걸러지게 된다. 에지 정보는 speckle과 함께 고주파 성분이지만 영상의 중요한 정보이다. 이러한 에지 정보가 손실될 경우 영상이 흐려져 영상의 판단이 모호해진다. 그러므로 speckle을 효과적으로 저감시키면서 에지정보를 지켜내기 위해서는 적절한 임계처리가 필요하다. 즉, 웨이블릿 영역에서 LH, HL, HH의 각 분할영상에서의 임계처리는 에지성분을 살리고 speckle만을 걸러내는데 목적을 둔다.

웨이블릿 변환 후의 특성을 살펴보면, 영상 내에서 분명한 에지성분은 걸러진 LH, HL, HH 영상에서 큰 픽셀 값을 가진다. 반면 고주파 성분에 해당하는 요소들이지만 분명한 에지가 아닌 것들은 비교적 작은 값들로 나타난다. Speckle이 존재하는 OCT 영상의 웨이블릿 변환 시, speckle은 비교적 작은 값들로 LH, HL, HH 영상으로 걸러질 것이다. 따라서 임계처리의 임계값을 적절한 값으로 두어 웨이블릿에 의해 걸러진 고주파 성분들 중 임계값보다 큰 픽셀 값을 가지는 픽셀들은 에지 등의 중요한 정보로 판단하여 강화시키고, 작은 값을 가지는 픽셀들은 잡음으로 판단하여 제거하면 효율적인 영상강화를 위한 임계처리를 행할 수 있다.

2. Speckle 저감을 위한 임계처리

웨이블릿 변환된 LH, HL, HH의 영상에 speckle을 분리하고 영상을 강화하는 임계처리를 (9)와 같이 행한다.

$$W_{\phi}^i(m, n) = \begin{cases} W_{\phi}^i(m, n) \times w, & |W_{\phi}^i(m, n)| > T \\ W_{\phi}^i(m, n) \times 0, & |W_{\phi}^i(m, n)| \leq T \end{cases} \quad (9)$$

여기서 $W_{\phi}^i(m, n)$ 은 임계처리가 행해지는 픽셀이고 임계값 T 를 중심으로 큰 경우에는 가중치 w 를 곱해 강화시

키고 작은 경우에는 0을 곱해 제거한다. 입력된 영상에 대해서 LL 영상을 계속 분할해 가면서 각각의 LH, HL, HH에 대해 임계처리를 한다. 충분히 작은 레벨까지 분할되어야 임계처리에 따른 정보의 손실을 최소화 할 수 있다. 실험에서는 Daubechies 4차의 웨이블릿을 사용해 8-레벨까지 분할하여 임계처리를 행하였다.

강화를 위해 정보로 판단되는 픽셀에 곱해지는 가중치는 영상의 상태에 따라서 적절히 선택되어야 한다. 영상이 밝은 경우 가중치를 크게 하면 영상의 대부분이 포화현상으로 인해 훼손되고, 어두운 경우 가중치를 너무 작게 하면 영상이 어두워져 판독에 어려움이 따른다. 따라서 임계치보다 큰 경우에 곱해지는 가중치는 영상에 따라 적절히 조정되어야 한다.

(9)에서 임계값 T 를 구하는데 웨이블릿 변환된 분할영상 전체를 쓸 경우 영상의 지역적 특성들이 반영되지 않아 정보에 손실을 가져오는 임계처리가 되게 된다. 임계값 결정은 (10)과 같다.

$$T = \left| MED(S_{ij}) \times \left(\frac{STD(S_{ij}) - MED(S_{ij})}{STD(S_{ij})} \right) \right| \quad (10)$$

(10)에서 S_{ij} 는 (9)에서 $W_{\phi}^i(m, n)$ 의 픽셀을 중심으로 하는 7×7 마스크로 획득된 부영상이다. 49개의 픽셀 값의 부영상의 중간값과 표준편차를 이용하여 임계값을 결정하게 된다. MED는 중간값을 STD는 표준편차를 의미한다.

그리고 맨 마지막 레벨의 LL 영상도 위에서 설명된 임계처리를 거치게 된다. 이는 각 웨이블릿 레벨마다 LH, HL, HH가 임계 처리되면서 임계값보다 큰 값들에 대한 가중치가 LL의 저주파 성분들에도 적용되게 하기 위함이다. 또한 충분히 분할된 마지막 레벨의 LL 영상을 임계처리함으로써 큰 정보의 손실 없이 저주파 성분에 대한 임계처리를 행하기 위함이다.

영상의 지역적인 특성을 반영하기 위해 행한 7×7의 마스크 처리는 부영상에 해당하는 영상의 지역적인 특성을 임계값을 결정하는데 충분히 반영한다. 하지만 마스크 처리에 따른 블록 현상이 나타나 의도하지 않은 잡음이 speckle이 저감된 출력영상에 나타나 영상을 훼손시키게 된다. 따라서 이러한 블록현상을 없애주기 위해 출력영상에 최종적으로 Wiener 필터링을 시키게 된다. 이때 Wiener 필터의 마스크 크기는 3×3이 사용되었다. Wiener 필터는 (11)과 (12)의 지역 평균과 분산을 사용해 (13)에 따라 입력 픽셀에 대한 출력 픽셀을 결정하는 필터이다.

$$\mu = \frac{1}{NM} \sum_{n_1, n_2 \in \eta} a(n_1, n_2) \quad (11)$$

$$\sigma^2 = \frac{1}{NM} \sum_{n_1, n_2 \in \eta} a^2(n_1, n_2) - \mu^2 \quad (12)$$

여기서 $a(n_1, n_2)$ 는 입력 픽셀이고 η 는 N×M의 각 픽셀 주변 픽셀이다.

$$h(n_1, n_2) = \mu + \frac{\sigma^2 - v^2}{\sigma^2} (a(n_1, n_2) - \mu) \quad (13)$$

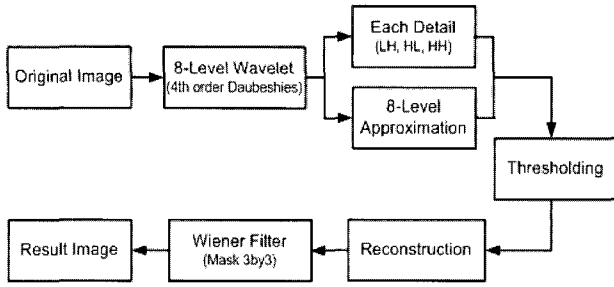


그림 3. 제안된 speckle 저감 알고리즘의 블록도.
Fig. 3. Block diagram of speckle reduction algorithm.

여기서 λ^2 은 잡음의 분산이다. 만약 잡음의 분산이 주어지지 않은 경우에는 모든 지역적인 분산들의 평균으로 대체하여 사용한다. 마지막으로 Wiener 필터를 사용함으로써 부영상화로 인해 생기는 블록 현상을 줄이고 전체적으로 영상을 부드럽게 한다. 하지만 필터의 마스크 크기가 3×3 으로 작은 크기를 선택하였으므로 영상의 흐려짐(blurring)의 영향은 거의 없다.

지금까지 설명한 speckle 저감을 위해 제안된 처리의 순서도는 그림 3과 같다. 원영상의 웨이블릿 변환 후, 제안된 임계처리를 통해 잡음으로 판단되는 것은 제거하고 정보로 판단되는 것은 강화한다. 이후 웨이블릿 역변환을 통해 임계 처리된 웨이블릿의 각 분할영상들을 합치고 블록 현상을 없애기 위한 Wiener 필터링을 통해 효율적으로 speckle이 저감된 결과영상을 얻게 된다.

IV. OCT 영상의 speckle 저감 실험

IV장에서는 III장에서 제안된 웨이블릿 영역에서의 임계처리를 통해 강화된 OCT 영상을 보인다. 생체를 샘플로 사용하기 위해 *Misgurnus mizolepis*와 쥐의 눈을 OCT를 통해 영상화하여 실험에 사용하였다.

1. *Misgurnus mizolepis* 영상에 대한 실험

그림 4에 OCT를 통해 획득한 *Misgurnus mizolepis* 영상을 보인다. 실험에 사용된 *Misgurnus mizolepis*는 미꾸라지의 한 종류이다. 그림 4의 영상은 256×256 픽셀의 크기로 1300nm의 SLD 광원을 사용한 OCT 영상이다.

*Misgurnus mizolepis*는 맨 위에 표피층이 있으며 그 아래 셀 모양의 조직들로 구성되어 있다. 그 아래는 근육이 존재한다. *Misgurnus mizolepis*에 있어 표피층과 셀 모양의 구조에 대한 정보가 매우 중요하다. 하지만 그림 4의 영상은 작은 알갱이 모양의 speckle로 이루어져 *Misgurnus mizolepis* 표피나 표피 내부의 셀 모양의 구조 등의 정확한 구조를 판단하는데 어려움이 따른다.

제안된 웨이블릿 기반의 speckle 저감 후의 영상을 그림 5에 보인다. 실험에 사용된 웨이블릿은 Daubechies-4이고 8-레벨까지 분할하였다. 분할된 영상들의 LH, HL, HH마다 각각 7×7 의 윈도우를 통해 임계처리 하였다. 각각의 LH, HL, HH 영상들의 임계처리 후, 마지막으로 8-레벨의 LL 영상에 임계 처리를 행한다. 임계 처리 시 가중치 w 는 적절한 값으로 2를 사용하였다. 그리고 임계 처리된 영상들을

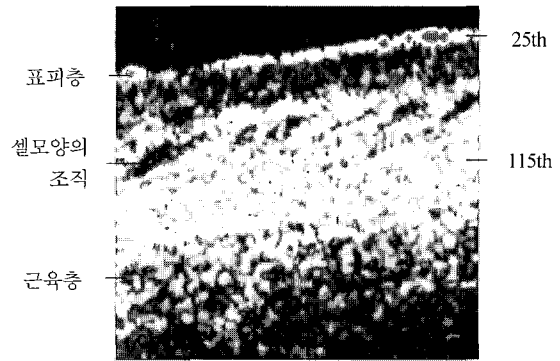


그림 4. *Misgurnus mizolepis* 표피의 OCT 영상.
Fig. 4. The *misgurnus mizolepis* skin OCT image.

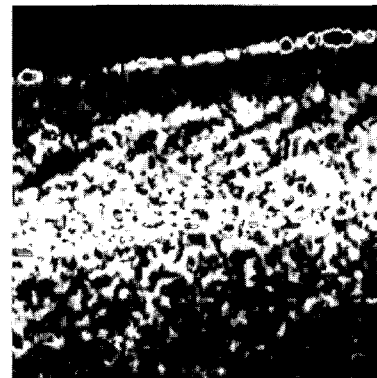


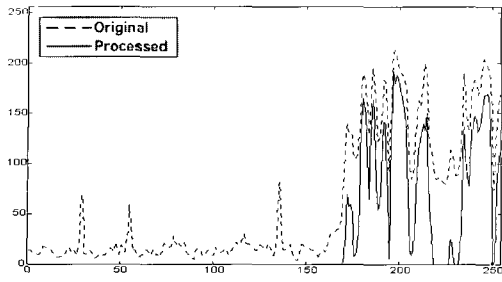
그림 5. 그림 4의 speckle 저감영상.
Fig. 5. Speckle reduced image of fig. 4.

역 웨이블릿 변환을 통해 합친 후, 임계처리에서의 마스크에 따른 블록 현상을 없애주기 위해 3×3 의 마스크 크기를 가지는 Wiener 필터링을 행하여 그림 5의 영상을 얻었다.

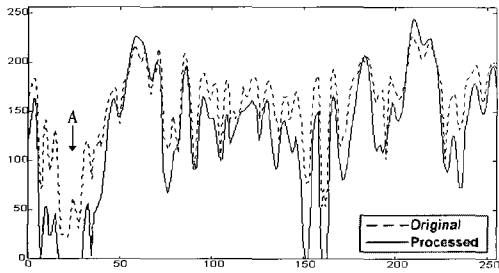
결과 영상으로 얻어진 그림 5는 그림 4에 비하여 speckle이 저감되면서 영상의 에지 정보가 강화되었으며 중요한 생체 구조들에 해당하는 픽셀들이 강화된 영상을 볼 수 있다. 먼저 speckle이 저감되면서 표피층이 확실하게 강화되었으며 표피층과 셀 모양의 구조를 가지는 사이에 공간을 명확하게 확인할 수 있다. 또한 셀 모양의 구조에서도 셀 모양의 에지가 강화되어 셀 모양의 구조를 판단하는데 강화된 영상임을 알 수 있다. 에지의 강화뿐 아니라, 정보에 해당하는 픽셀들의 값들도 임계처리에서의 가중치를 통해서 강화되었음을 볼 수 있다.

그림 6은 그림 4와 그림 5의 각각 25번째 행과 115번째 행을 1-D로 그려 비교한 그래프이다. 점선은 그림 4에 대한 그래프이고, 실선은 그림 5에 대한 그래프이다. 그림 4에 25번째와 115번째 행이 표시되어 있다.

먼저 그림 6(a)에서의 작은 값들을 가지는 잡음들이 효율적으로 저감되었음을 확인할 수 있다. 그리고 그림 6(b)에 표시된 A는 그림 4에 표시된 115번째 행의 첫 번째 셀로 에지가 강화되어 셀 모양의 구조를 명확히 확인할 수 있다. 또한 임계처리에서의 가중치에 따라 정보에 해당하는 픽셀들이 가중치에 따라 강화된 모습을 확인할 수 있다. 처

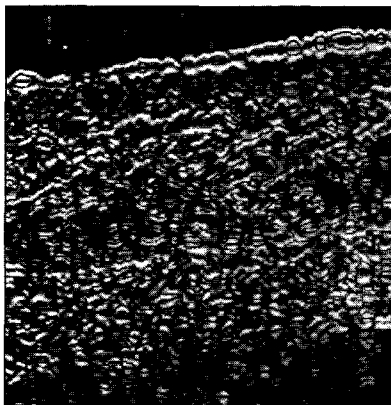


(a) 25th row

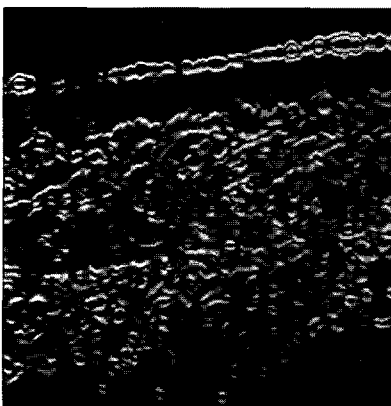


(b) 115th row

그림 6. 원 영상과 처리 영상 간의 1-D 비교.
Fig. 6. 1-D comparison between original and processed image.



(a) Original image



(b) Processed image

그림 7. 에지검출 영상.
Fig. 7. Edge detection image.

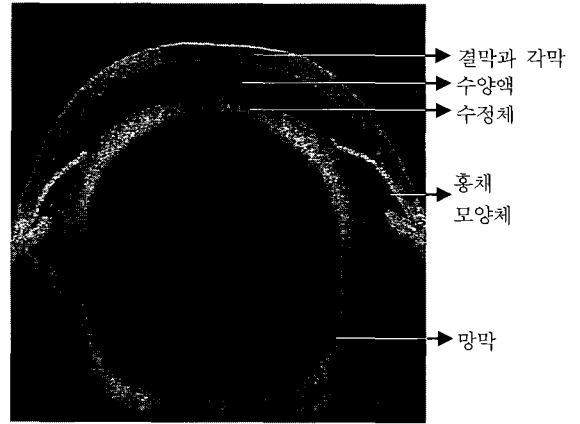


그림 8. 쥐 눈의 OCT 영상.
Fig. 8. OCT image of rat eye.

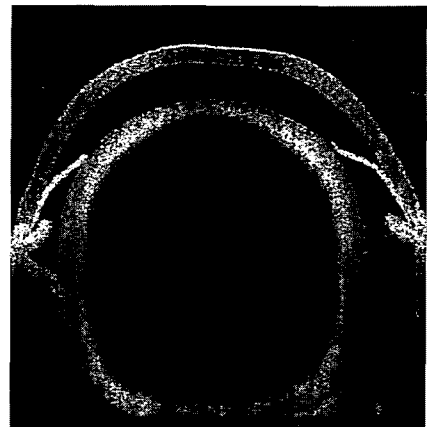


그림 9. 그림 8의 speckle 저감영상.
Fig. 9. Speckle reduction image of fig. 8.

리된 영상이 원 영상의 픽셀변화를 크게 벗어나지 않고 잡음에 해당하는 speckle을 저감시키고 영상을 강화시킴으로 원영상의 전체적인 형태나 정보가 처리후의 영상에서도 크게 손실되지 않음을 확인할 수 있다.

그림 7은 에지검출 결과로 소벨(Sobel) 마스크를 사용하여 필터링하고 절대값을 취한 결과영상이다. 그림 7(a)는 그림 4에 대한 에지검출이고 그림 7(b)는 그림 5에 대한 에지검출 결과이다. 그림 7(a)에서는 작은 알갱이 모양의 speckle들이 존재하여 에지검출 시 자잘한 speckle의 에지들이 모두 검출되어 있는 모습을 볼 수 있다. Speckle의 에지들로 인해 앞에서 언급된 표피층이나 셀 모양의 구조를 확인할 수 없다. 하지만 그림 7(b)의 처리영상에 대한 에지검출의 결과는 speckle이 저감되어 Misgurnus mizolepis 영상에 대한 에지정보가 뚜렷하게 강화되었고, 표피층과 셀 모양의 구조를 확인할 수 있다.

2. 쥐의 눈 영상에 대한 실험

그림 8에 쥐의 눈에 대한 OCT 영상을 보여주고 있다. 그림 8의 영상은 Misgurnus mizolepis의 경우와 같이 1300nm의 SLD를 사용한 OCT로 조사되었으며, 영상의 크기는 560 × 560픽셀 이다.

눈은 일반적인 생체에 빛을 조사하는 것보다 빛의 투과와 반사가 잘 이루어져 그림 4의 *Misgurnus mizolepis* 영상보다는 비교적 speckle이 없는 깨끗한 영상이 획득되었다. 즉, 샘플의 조직으로부터 랜덤한 간섭들이 적게 일어나 잡음에 해당하는 speckle의 영향이 작아져 비교적 눈의 형태 판별이 가능하다.

그림 9에 제안된 speckle 저감을 통한 결과영상을 보인다. 웨이블릿 변환과 임계처리 시의 조건은 이전의 *Misgurnus mizolepis* 실험과 동일하게 적용하였다. 그림 9는 그림 8과 비교하여 좀 더 많은 정보들이 강화되어 나타났음을 확인할 수 있다. 우선 눈의 맨 바깥에 위치하는 결막과 각막의 모양을 보다 확실하게 확인할 수 있다. 또한 각막 아래 수양액이 차있는 부분과 수정체의 모양을 볼 수 있다. 그리고 수정체 양쪽에서 수정체를 잡고 있는 홍채와 모양체의 모습을 보다 분명히 확인할 수 있다. 또한 그림 8에서는 망막의 모양이 분명하게 나타나지 않은 반면 그림 9에서는 임계처리에서의 가중치를 통해 망막의 형태가 강화됨을 확인할 수 있다.

V. 결론

Speckle은 생체를 조사할 때 생체 내부에서의 다중 산란으로 인해 랜덤한 간섭이 일어나면서 OCT 영상 내에 작은 알갱이 모양으로 존재하게 된다. 이러한 speckle은 조사한 생체 내부의 조직들을 판단하는데 어려움을 가져오며, 또한 영상처리 등을 통한 여러 응용에도 어려움을 가져온다. 본 논문에서는 웨이블릿 영역에서의 효율적인 임계처리를 통해 OCT로 획득한 영상에 대해 speckle을 저감시키고 영상을 강화하는 방법에 대해 논하였다.

웨이블릿은 speckle의 특성에 맞춰 speckle을 영상으로부터 분리해 내는데 효과적인 방법이다. 하지만 웨이블릿을 통해 고주파 성분에 해당하는 speckle을 걸러낼 때, 영상의 중요한 정보인 에지 성분도 같이 웨이블릿의 LH, HL, HH에 포함되어 있으므로 에지성분을 살리면서 speckle을 저감시키는 적절한 임계처리가 행해졌다. 임계처리는 중간값과 표준편차를 사용하여 임계값을 정한 후 영상의 지역적 특성을 고려하여 부영상으로 나누어 행해졌다.

실제 OCT 시스템으로 획득한 *Misgurnus mizolepis*와 쥐 눈의 영상을 가지고 제안된 알고리즘으로 실험한 결과 speckle이 저감되고 에지성분들이 강화됨을 확인할 수 있다.

참고문헌

- [1] B. E. Bouma, Guillermo J. Tearney, *Handbook of Optical Coherence Tomography*, Marcel Dekker, Inc., 2002.
- [2] 이병하, 최은서, 나지훈, 이창수, "OCT를 위한 신호처리계," 한국광학회 2003년도 동계학술대회논문집, pp. 292-293, Feb., 2003.
- [3] 이창수, 이병하, "광학 영상기를 위한 실시간 영상 신호처리에 관한 연구," *ICASE*, vol. 10, no. 4, pp. 239-248, Mar., 2004.
- [4] S. Paes, S. Y. Ryu, J. H. Na, E. S. Choi, C. S. Lee, B. H. Lee, "Combined applications of iterative deconvolution methods and adaptive speckle filters for optical coherence tomography," *Second Asian and Pacific Rim Symposium on Biophotonics Taiwan*, pp. 137-138, Dec., 2004.
- [5] J. M. Schmitt, S. H. Xiang, K. M. Yung, "Speckle in optical coherence tomography," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 4, no. 1, pp. 95-105, Jan., 1999.
- [6] J.-W. Chang, C. S. Lee, J. H. Na, Stephane Paes, B. H. Lee, "Speckle reduction in the wavelet domain for image with optical coherence tomography," *International Conference on Control, Automation, and Systems*, pp. 2459-2463, Jun., 2005.
- [7] A. K. Chan, C. Peng, *Wavelets for Sensing Technologies*, Artech House, Inc., 2003.
- [8] R. C. Gonzalez, R. E. Woods, *Digital Image Processing*, 2th, Prentice-Hall, Inc., 2002.
- [9] A. S. Frangakis, A. Stoschek, R. Hegerl, "Wavelet transform filtering and nonlinear anisotropic diffusion assessed for signal reconstruction performance on multidimensional biomedical data," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 48, no. 2, pp. 213-222, Feb., 2003.
- [10] D. L. Donoho, "De-noising by soft thresholding," *IEEE Trans. on Information Theory*, vol. 41, no. 3, May, 1995.



장 주 완

1981년 12월 17일생. 2004년 수원대학교 전자공학과 학부 졸업. 현재 동 대학 석사과정. 주요 연구분야는 OCT, 영상처리.



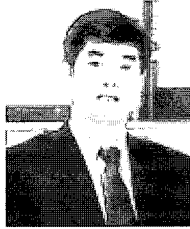
나 지 훈

1976년 4월 9일생. 2003년 수원대학교 전자공학과 졸업. 2005년 광주과학기술원 정보통신공학과 석사. 현재 동 대학 박사과정. 관심분야는 OCT, 광 신호처리.



이 창 수

1961년 12월 28일생. 1985년 서울대학교 제어계측공학과 졸업. 1987년 동 대학 석사. 1997년 동 대학 박사. 현재 수원대학교 전자공학과 조교수. 주요 연구분야는 영상처리, OCT, 통신시스템, 웨이블릿 응용, 검사 자동화.



이 병 하

1961년생. 1984년 서울대학교 물리학과 졸업. 1989년 동 대학 석사. 1996년 Univ. of Colorado at Boulder 박사. 현재 광주과학기술원 정보통신공학과 조교수. 주요 연구분야는 Fiber gratings, OCDMA, Photonic Crystal fibers, OCT.