

웨이블릿 계수를 적용한 OCT영상의 이미지향상에 관한 연구

이승용* · 황대석* · 류재훈* · 이영우* · 류광렬*

*목원대학교, IT공학과

A Study on the Image Enhancement of OCT Image using Wavelet coefficients

Seung-Young Lee* · Dae-seok Hwang* · Jae-Hoon Ryu* · Young-Woo Lee* · Kwang-Ryol Ryu*

*Mokwon University, Dept. of IT Engineering

E-mail : ryol@mokwon.ac.kr

요 약

본 논문은 치아 OCT영상에 웨이블릿 계수를 적용하여 영상을 향상한 연구이다. 처리 과정은 치아 OCT영상을 전처리하여 그레이 영상으로 만들고 웨이블릿 변환하여 상세계수들을 획득한 후 상세계수들로부터 고주파 성분을 추출하고 입력영상에 적용시켜 에지를 강조한다. 실험 결과 치아 OCT영상의 명암 대비가 강화 되었으며, 화질이 개선되었다.

ABSTRACT

The image enhancement of dental OCT image using wavelet coefficients is presented. The processing is that make gray image from OCT image by preprocessing, extract high frequency from detail coefficient after acquisition detail coefficient by wavelet transform and emphasize edge applying input image. Experimental results show that enhanced contrast of dental OCT image, improved image quality.

키워드

Wavelet, Enhancement, Optical Coherence Tomography

1. 서 론

의료 영상을 얻는 기술은 컴퓨터 단층촬영(CT : Computed Tomography), 자기공명(MRI : Magnetic Resonance Imaging), 단일광자방출단층(SPECT : Single Photon Emission Computed Tomography), 양전자 방출단층촬영(PET : Positron Emission Tomography), 초음파 등이 있으며 100 μ m-1mm의 해상도로 비교적 큰 생체 조직을 투영하는데 사용되어왔다. 그러나 미세한 구조를 가진 조직의 투영에는 만족스럽지 않았기 때문에 새로운 방식인 OCT(Optical Coherence Tomography)가 부각되었다. OCT란 근 적외선 광원을 사용하여 생체 조직을 절개하지 않고 비 침습으로 수 μ m단위의 고 해상도 단면 영상을 얻는 것이다[3][6]. OCT시스템은 다른 의료 영상을 획득하는 시스템들 보다 가격이 저렴하고, 구조가 간단하다는 장점을 가지고 있다.

최근 디지털 영상처리 기술의 발달과 더불어 OCT를 이용하여 망막, 치아, 피부, 뇌, 심장, 위장, 여성 생식기 등의 진단정보를 추출하고 이를 진료에 이용하기 위한 연구가 활발히 이루어지고 있다. 또한 실시간의 영상을 얻기 위한 탐색 속도를 증가시키는 연구, 관측자의 분별력을 높이기 위한 그레이 영상을 컬러로 나타내는 의사컬러(Pseudocolor)향상에 대한 연구, 획득된 영상을 고 대비를 갖는 영상으로 향상시키기 위한 연구 등이 있다. 대조비를 향상 시키기 위한 방법에는 히스토그램 명세화, 명암 대비 스트레칭, 히스토그램 평활화 등이 있는데 본 논문에서는 획득된 치아 OCT영상데이터를 영상화하고 대조비와 화질을 향상시키기 위해 히스토그램 평활화로 전처리를 하였고 웨이블릿 계수를 이용하였다[1,2,4,5]. 웨이블릿 변환하여 얻은 계수들에서 고주파 영역의 에지 성분을 검출하고 입력영상과 합하여 OCT영상의 에지를 강조하였다.

II. 웨이블릿 계수를 적용한 이미지향상 기법

2.1 웨이블릿 변환

웨이블릿은 입력신호로부터 기저 함수를 스케일링 및 이동하여 변환한다.

$$\Psi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) \quad (1)$$

a : 스케일 인자 b : 이동 인자

$$\Psi_{j,k} = 2^{j/2} \Psi(2^j x - k) \quad (2)$$

$$W_{j,k} = 2^{j/2} \sum_{j,k} f_j \Psi(2^j x - k) \quad (3)$$

식(1)의 $\Psi_{a,b}(t)$ 는 웨이블릿 기저 함수로 a 는 웨이블릿의 크기를 조절하는 인자이고 b 는 위치를 변화시키는 이동 인자이다. 식(1)의 스케일 인자와 이동 인자를 $a = 2^{-j}$, $b = 2^{-k}$ 를 삽입하여 식(2)의 직교 웨이블릿을 얻으며 이산 웨이블릿 변환 식(3)을 정의한다. 입력된 신호에 대해 스케일 인자 a 와 이동 인자 b 를 변화 시켜가면서 기저함수와 컨벌루션하여 입력신호에 기저함수의 성분이 어느 정도 포함되어 있는가를 계산한다.

2.2 이미지 향상 과정

이미지 향상 과정은 OCT영상 데이터로부터 전처리과정을 거쳐 일반적인 그레이 영상으로 만든 후 웨이블릿 변환하여 고주파성분을 추출한다. 고주파성분은 전처리과정으로 얻은 그레이 영상과 합하여 고주파성분이 강조된 영상을 얻으며 전 과정은 그림1과 같다. 그림2는 OCT영상의 데이터를 나타낸 것이다. 획득된 OCT영상 데이터를 분석해보면 그림2에서 보듯이 소수를 갖는 음의 정수들로 구성되어 있다. 전처리는 소수를 갖는 음의 정수들로 구성된 OCT영상 데이터를 256단계의 그레이레벨값을 갖는 일반적인 영상으로 변환하는 것으로 입력 OCT영상 데이터의 각 픽셀에 일정한 가중치를 부여하고 반올림하여 음의 정수부분을 양수화하고 소수 부분을 제거한다. 그레이레벨값을 갖는 OCT영상은 그레이레벨값의 영상 데이터 분포가 한곳으로 치우쳐 있는데 히스토그램 평활화를 하여 균등한 데이터분포를 갖도록 한다.

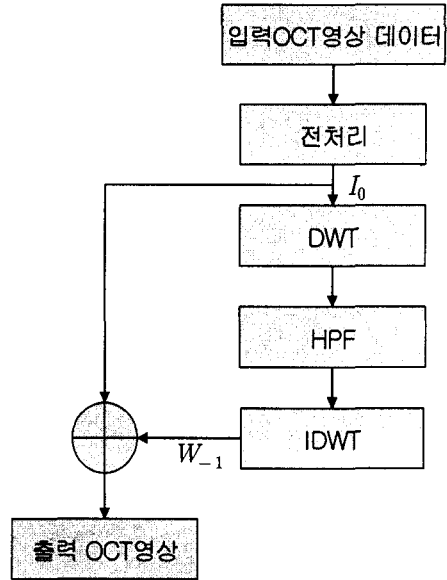


그림1. 이미지 향상기법의 블록도

	1	2	3	4	5	6	7
16	-42.587	-41.265	-38.639	-40.672	-41.901	-41.901	-41.265
17	-46.051	-44.147	-46.051	-44.147	-45.047	-43.332	-41.265
18	-44.147	-42.587	-43.332	-43.332	-42.587	-41.265	-42.587
19	-41.901	-41.265	-40.672	-41.265	-42.587	-42.587	-41.901
20	-41.901	-42.587	-42.587	-43.332	-43.332	-46.051	-48.491
21	-40.672	-39.596	-41.265	-42.587	-42.587	-41.901	-41.265
22	-39.596	-41.265	-43.332	-44.147	-44.147	-45.047	-42.587
23	-43.332	-41.901	-41.901	-40.118	-39.104	-39.596	-41.265
24	-45.047	-43.332	-41.901	-41.901	-41.265	-40.118	-42.587
25	-40.118	-41.265	-41.901	-41.901	-41.901	-43.332	-43.332
26	-41.901	-41.901	-42.587	-40.118	-40.118	-40.672	-42.587

그림2. OCT영상의 데이터

OCT그레이영상 데이터는 웨이블릿 변환하여 수직, 수평, 대각의 방향에 대한 고주파성분인 3개의 상세계수와 저주파성분의 근사계수로 분리된다. 분리된 3개의 방향성을 갖는 고주파성분 계수들은 역 웨이블릿 변환하여 고주파성분의 에지 영상을 얻는다. 웨이블릿 변환하여 얻은 에지 영상과 전처리과정 후의 영상을 합하여 에지가 강조된 영상으로 변환한다.

III. 실험 및 고찰

실험은 치아 OCT영상 데이터를 영상화 한 것과 히스토그램 평활화 후 웨이블릿을 적용하여 영상

을 향상시킨 것을 비교 분석한다. 실험에 사용된 치아 OCT영상 데이터는 A모드 스캔 0.0100 mm x 400, B모드 스캔 0.1000 mm x 80 의 크기를 갖는다. 그림3은 치아OCT 데이터를 3차원으로 나타낸 것이다.

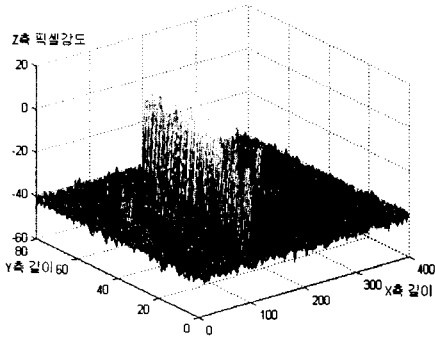


그림3. 치아OCT데이터의 3차원 그래프

그림3에서 보듯이 순수한 치아OCT 데이터는 픽셀 강도가 음수임을 알 수 있으며 A스캔 경로는 X축으로 B스캔 경로는 Y축으로 대응되며 Z축은 픽셀의 세기이다.

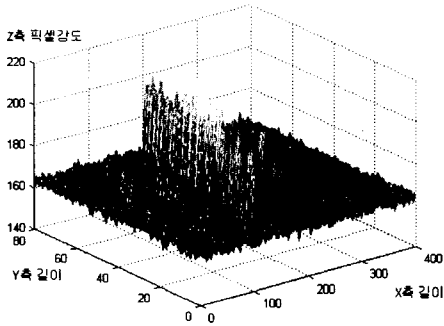


그림4. 전처리과정 후 치아OCT데이터의 3차원그래프

그림4는 전처리과정 후의 치아OCT데이터를 3차원 그래프로 나타낸 것으로 X축과 Y축은 동일하지만 Z축의 픽셀강도가 높아졌으며, 데이터의 소수 부분을 제거하여도 영상에 영향이 없음을 알 수 있다. 전처리한 영상은 웨이블릿 변환하여 그림5와 같이 저주파 성분과 고주파 성분의 상세계수들로 분리한다. 분리된 상세계수들은 합하여 고주파 성분의 에지영상으로 만든 후 전처리된 OCT영상과 합하여 그림6(b)의 결과 영상을 얻었다.



(a)근사계수 성분

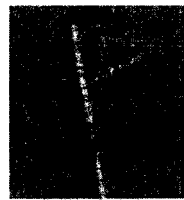
(b)수평 성분



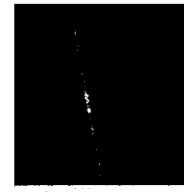
(c)수직 성분

(d)대각 성분

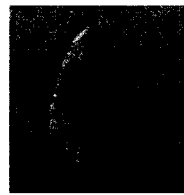
그림5. 웨이블릿 변환 영상



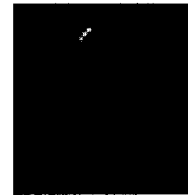
(a)샘플1 입력영상



(b)샘플1 결과영상



(c)샘플2 입력영상



(d)샘플2 결과영상

그림6. 웨이블릿계수 기법을 적용한 결과영상

그림6의 (a)와(c)는 치아OCT입력영상이고 (b)와 (d)는 웨이블릿계수 기법을 적용하여 얻은 결과영상이다. 두 영상을 비교해보면 기법을 적용하지 않은 영상에 비하여 명암 대조가 확연히 나타난다.

V. 결 론

본 논문에서는 웨이블릿 계수를 이용하여 치아 OCT영상의 향상기법을 제안하였다. 향상 기법은 입력된 치아OCT 데이터를 그레이 영상으로 만든 후 웨이블릿 변환하여 고주파 정보를 추출하고 고주파 정보는 입력영상과 합하여 에지 성분을 강조

하였다. 평가 방법은 치아OCT데이터를 영상화 한 것과 웨이블릿 계수기법으로 영상화한 출력 영상을 비교하였다. 그 결과 웨이블릿 계수기법을 적용하여 얻은 영상이 기법을 적용하지 않은 영상보다 시각적으로 대조비가 높고 화질이 개선됨을 확인할 수 있었으며 치과 분야의 OCT영상장비에 적용 가능성을 보였다.

본 연구는 산업자원부의 지역혁신 인력양성사업의 연구결과로 수행되었음.

참고문헌

[1] M. Vetterli and J. Kovacevic, Wavelets and Subband Coding, Prentice Hall, 1996
[2] Randy Crane, A Simplified Approach to

Image Processing, Prentice Hall, 1997
[3] D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, J. S. Schuman, W. G. Stinson, W. Chang, M. R. HEE, T. Flotte, K. Gregory, C. A. Puliafito, and J. G. Fujimoto, "Optical Coherence Tomography," Science, Vol. 254, pp.1178-1181, 1991
[4] S. Mallat and W. L. Hwang, "Singularity detection and processing with wavelet," IEEE Trans. on Information Theory, Vol. 38, No. 2, pp.617-643, March 1992
[5] A. Polesel, G. Ramponi, and V. John Mathews, "Image Enhancement via Adaptive Unsharp Masking," IEEE Trans. on Image Processing, Vol. 9, No. 3, pp.505-510, March 2000
[6] A. F. Fercher, C. K. Hizenberger, W. Drexler, G. Kamp, and H. Sattman, "In Vivo Optical Coherence Tomography," Amer. J. Ophthalmol., Vol. 116, pp.11-115,1993.