

# 쥐 눈과 인간 치아의 정밀한 단층정보 분석을 위한 OCT 3-D 영상 재구성

전 지 혜<sup>†</sup> · 나 지 훈<sup>\*\*</sup> · 양 윤 기<sup>\*\*\*</sup> · 이 병 하<sup>\*\*\*\*</sup> · 이 창 수<sup>\*\*\*\*\*</sup>

## 요 약

광 간섭 단층 촬영(optical coherence tomography : OCT)은 생체 미세 조직의 단면을 약  $1\mu\text{m}$  해상도의 영상으로 획득하기 위한 고해상도 영상 기법으로 영상 진단 의학에 주로 응용된다. 본 논문에서는 OCT 시스템의 원리를 알아보고 이론을 바탕으로 시스템을 직접 구현한다. 또한 안광학과 치과학 영역에서의 응용을 실험적으로 알아보기 위하여 쥐 눈과 인간의 대구치 표본을 이용하여 실험하였다. 구현한 시스템을 이용하여 두 가지 표본 실험을 통해 2-D 영상 데이터를 획득한다. 획득한 2-D 영상을 MATLAB과 OPEN-GL을 이용하여 생체 조직 정보 획득에 용이한 3-D OCT 영상을 구축하고 분석한다. 3-D 영상 구축에 OPEN-GL을 이용함으로써 MATLAB에 비해 처리 시간을 약 10배 단축하였다.

키워드 : 광 간섭 단층 촬영, 쥐 눈, 대구치

## 3-D OCT Image Reconstruction for Precision Analysis of Rat Eye and Human Molar

Ji-Hye Jeon<sup>†</sup> · Ji-Hoon Na<sup>\*\*</sup> · Yoon-Gi Yang<sup>\*\*\*</sup> · Byeong-Ha Lee<sup>\*\*\*\*</sup> · Chang-Su Lee<sup>\*\*\*\*\*</sup>

## ABSTRACT

Optical coherence tomography(OCT) is a high resolution imaging system which can image the cross section of microscopic organs in a living tissue with about  $1\mu\text{m}$  resolution. In this paper, we implement OCT system and acquire 2-D images of rat eye and human molar samples especially in the field of ophthalmology and dentistry. In terms of 2-D images, we reconstruct 3-D OCT images which give us another inner structural information of target objects. OPEN-GL reduces the 3-D processing time 10 times less than MATLAB.

Key Words : Optical Coherence Tomography, Rat Eye, Molar

## 1. 서 론

의광학 분야에서 영상 진단 장비를 이용한 생체 조직검사를 하는 것은 매우 중요하다. 현미경의 발전을 시작으로 현대 의학에서 사용하는 X-선(X-ray), 컴퓨터 단층촬영(computerized tomography : CT), 자기공명 영상 기법(magnetic resonance imaging : MRI) 등의 발전된 영상 진단 기법을 통해서 생체 조직에 대한 정보를 획득하고 있다. 본 연구에서 소개할 광 간섭 단층 촬영(optical coherence tomography : OCT)은 발전된 영상 진단 기법 중 하나로

생체 미세 조직의 단면을 영상으로 구현하기 위한 고해상도의 영상 기법이다[1,2,3]. 이러한 OCT는 영상학자와 의학 전문의에게 매우 흥미로운 분야로 연구 되고 있다[4]. OCT 시스템은 빛을 이용하여 비 절개적인 방법을 사용하기 때문에 인체에 무해하고 질병의 초기진단 등에 유용하다. 또한 빠른 영상 획득이 가능하고 기존의 영상 진단 시스템들과 가격대비 성능이 뛰어난 유용한 시스템이다[5,6].

OCT 시스템은 간섭신호의 구축 원리에 따라 TD(time domain)-OCT, FD(frequency domain)-OCT등으로 나뉘지며 이에 따라 시스템을 구성하는 디바이스의 종류, 영상 획득방법 그리고 영상 분해능이 결정된다. TD-OCT는 OCT 분야에서 가장 기본이 되는 시스템이며 시간 영역 안에서 표본 정보를 얻는 방식이다. 선형 왕복 운동하는 ODL(optical delay line)에 장착된 거울이 깊이 방향으로 스캐닝을 하는 기계적인 원리를 이용하여 위상차를 검출함으로써

<sup>†</sup> 준 회원 : 수원대학교 전자공학과 석사과정

<sup>\*\*</sup> 준 회원 : 광주과학기술원 정보기전공학부 정보통신공학과 박사과정

<sup>\*\*\*</sup> 정 회원 : 수원대학교 정보통신공학과 부교수

<sup>\*\*\*\*</sup> 정 회원 : 광주과학기술원 정보기전공학부 정보통신공학과 교수

<sup>\*\*\*\*\*</sup> 정 회원 : 수원대학교 전자공학과 부교수

논문접수 : 2007년 7월 13일, 심사완료 : 2007년 10월 10일

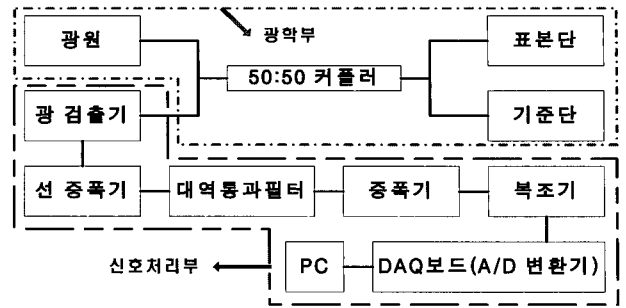
정보를 획득한다. ODL은 기준단에서 광 지연을 줄 수 있는 장치이다. FD-OCT는 공간영역 안에서 표본 정보를 얻는 방식으로 TD-OCT와는 다르게 고정된 ODL을 사용한다. 두 시스템은 ODL의 운동 유무에 따라 비교할 수 있는데 고정된 ODL을 갖는 FD-OCT는 깊이 방향에 대한 스캐닝이 없기 때문에 TD-OCT보다 향상된 속도를 갖게 된다[7,8]. 따라서 2-D 영상의 획득이 빠르고 ODL의 움직임으로 인한 시스템의 불안정한 요소도 해결할 수 있다. 이 외에도 측면 스캐닝 없이 고해상도의 영상을 획득할 수 있는 FF(full field)-OCT와 PS(polarization sensitive)-OCT 등이 소개되고 있다[9,10].

앞에서 소개한 다양한 분야의 OCT 시스템이 제안되고 구축되면서 생체 조직 정보에 대한 개선된 영상 획득의 중요성 역시 점차 커지고 있다. OCT 시스템을 이용한 영상 구현에 대한 연구는 2-D 영상을 비롯하여 3-D 영상에 이르기까지 현재 활발히 진행되고 있다. 3-D OCT 영상 구현에 관련된 논문들은 OCT분야 산업의 흐름을 주도적으로 하고 있는 미국, 일본 등 국외에서 많이 소개되고 있다. 3-D OCT 영상 구현은 기존의 생체 조직 정보를 바로 보고 판단할 수 있어서 간편하고 전체적인 생체 조직에 대한 정보를 얻기가 용이하고 이해하기 쉬운 만큼 중요한 방법이다[11]. 또한 3차원에서 각 방향으로의 스캐닝이 가능하여 사용자가 원하는 축으로의 생체 조직 정보만을 획득할 수 있고 컬러 맵을 적용을 하면 다양한 생체 조직 정보를 파악하는 데 용이하다[12,13].

본 연구에서는 OCT의 이론적 원리를 바탕으로 광섬유 기반의 시간 영역 OCT 시스템을 구현하였다. 구현된 시스템을 이용하여 OCT의 여러 응용분야 중 치의학과 안광학 분야에 적용하기 위해 실험용 쥐 눈과 인간의 대구치를 이미징 하였다. 2장에서는 본 연구에서 기본이 되는 OCT 시스템에 대한 이론적 배경과 원리에 대해 논한다. 3장에서는 2장의 이론적 연구를 바탕으로 실제 구현한 OCT 시스템에 대해 소개하고 4장에서는 구현한 OCT 시스템을 이용하여 인간의 대구치와 쥐 눈을 표본으로 사용한 2-D 영상 구현과 분석을 하였다. 획득된 2-D 영상의 의학적 분석을 통해 응용분야의 적용가능성을 확인하고 직접 코딩한 MATLAB과 OPEN-GL을 이용하여 보다 많은 정보를 얻기 위한 3-D 영상에 관해 논한다. 마지막 5장에서는 결론과 추후 연구방향에 대해 논한다.

## 2. OCT 시스템의 원리

(그림 1)은 OCT 전체적인 시스템의 구성도를 나타낸 것이다. OCT 시스템은 크게 광학부와 신호처리부로 나눌 수 있다. 광학부는 광원과 마이켈슨 간섭계로 구성이 되며 광원은 고해상도를 위하여 광대역 광원을 사용한다[14,15]. 마이켈슨 간섭계는 표본단과 기준단으로 구성되고 커플러를 통해 빛이 반으로 나뉘어 표본단과 기준단으로 입사하며 표본단과 기준단의 광 경로차를 이용하여 표본의 깊이정보를 획득할 수 있다.



(그림 1) OCT 시스템의 기본 구성도

### 2.1. 광학부

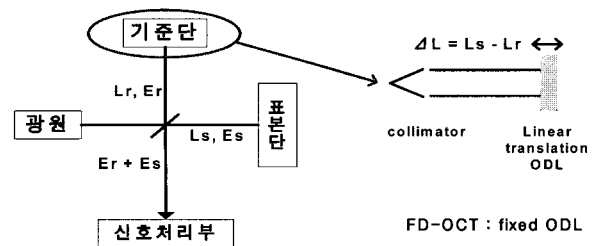
전체 시스템의 핵심을 이루고 있는 광학부는 광섬유 기반의 마이켈슨 간섭계로 구성되며 (그림 2)와 같다. 광대역 광원으로부터 발생하는 빛은 50:50 커플러에 의해 반으로 나뉘어 표본단과 기준단으로 입사된다. 그 후 표본단의 표본과 (그림 2) 우측에 보이는 ODL에 의해 반사되어 나온 빛이 커플러에서 다시 병합되어 신호처리부로 향한다. TD-OCT 시스템에서는 선형왕복을 하는 ODL을 갖지만 FD-OCT 시스템에서는 ODL이 고정되어 있다. ODL을 이용하여 표본의 깊이정보를 알 수 있는 것이다. 마이켈슨 간섭계의 표본단과 기준단은 커플러로부터 각각  $L_r$ 과  $L_s$ 의 거리에 위치한다. 광원으로부터 나온 빛이 기준단과 표본단으로부터 반사되어 나오는 전기장은  $E_r$ 과  $E_s$ 의 합으로 표현할 수 있다[1,14].

$$E_d = E_r + E_s = A_r \exp[-j(2\beta_r L_r - \omega_0 t)] + A_s \exp[-j(2\beta_s L_s - \omega_0 t)] \quad (1)$$

(1)에서  $A_r$ ,  $A_s$ 는 각각 기준단과 표본단의 전기장 세기이고  $\beta_r$ ,  $\beta_s$ 는 전파 상수(자유공간 내에서  $\beta_s = \beta_r = 2\pi/\lambda$ )이며  $\omega_0$ 는 광주파수이다. 전파상수 앞에 있는 상수 2는 빛의 왕복거리를 나타낸 것이다. 전기장의 세기를 이용하여 광 검출기의 평균 전류  $I$ 를 구할 수 있다.

$$I = \frac{\eta c}{h\nu} \left( \frac{E_r^2 + E_s^2}{2\eta_0} \right) = \frac{\eta c}{h\nu} \left( \frac{1}{\eta_0} \right) \frac{1}{2} A_r^2 + \frac{1}{2} A_s^2 + \text{Re}\{E_s E_r^*\} \quad (2)$$

$$\text{Re}\{E_s E_r^*\} = A_r A_s \cos\left(2 \frac{\Delta L}{\lambda/2}\right) \quad (3)$$



(그림 2) 마이켈슨 간섭계와 간섭계 기준단의 ODL

평균전류  $I$ 를 나타내는 (2)에서  $\eta$ 는 양자효율을 나타내며  $e$ 는 전하량,  $h\nu$ 는 광자 에너지,  $\eta_0$ 는 자유공간 내 고유 임피던스이다. (3)은 기준단과 표본 단의 광전류 변화를 나타낸 것이다.  $\Delta L$ 은 광 경로 차(optical path-length difference : OPD)를 나타내며  $\lambda/2$ 의 주기를 갖는다. 마찬가지로 다색광원은 단색광에 대한 적분으로 표현이 가능하다. 즉, 단색 가우시안 스펙트럼 광원에 대한 간섭계 출력  $I$ 와 전력 스펙트럼  $S(w)$ 와의 적분 관계를 (4)처럼 표현할 수 있다. 여기서  $R$ 은 반사 계수,  $k$ 는 중심주파수를 나타낸다.

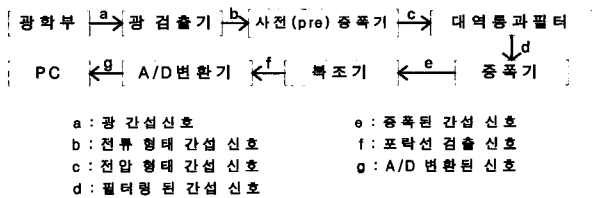
$$I = \sqrt{R} \int_{-\infty}^{\infty} S(w) \cos(2k\Delta L) dw \quad (4)$$

OCT 시스템의 해상도를 나타내기 위하여 FWHM(full width at half maximum)을 사용하며 간섭을 일으킬 수 있는 가간섭거리(temporal coherence length)  $l_{FWHM}$ 를 (5)처럼 표현할 수 있다. 가간섭거리는 광원의 중심파장  $\lambda_0$ 과 파장 대역폭  $\Delta\lambda$ 에 의해 결정되므로 가간섭거리가 매우 짧은 광원을 사용할수록 고해상도를 얻을 수 있다.

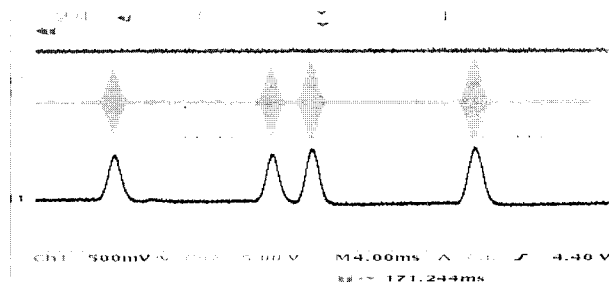
$$l_{FWHM} = \frac{2\ln 2 \lambda_0^2}{\pi \Delta\lambda} \quad (5)$$

### 2.2. 신호처리부

OCT 시스템의 신호처리부는 광학부에서 획득된 광 간섭 신호를 전기신호로 변환하여 신호처리 후 영상화 시켜주는 부분이다. (그림 3)은 신호처리부의 구성도이며 각 영역별 동작을 보여주고 (그림 4)는 신호처리부 동작 과정에 따른 정보의 변조 및 포락선 검출에 대해 보여준다. 중간에 있는 신호가 도플러 주파수를 갖는 정보 변조된 신호이고 밑에 신호는 변조된 신호를 포락선 검출기를 이용하여 포락선



(그림 3) OCT 시스템 신호처리부의 구성도

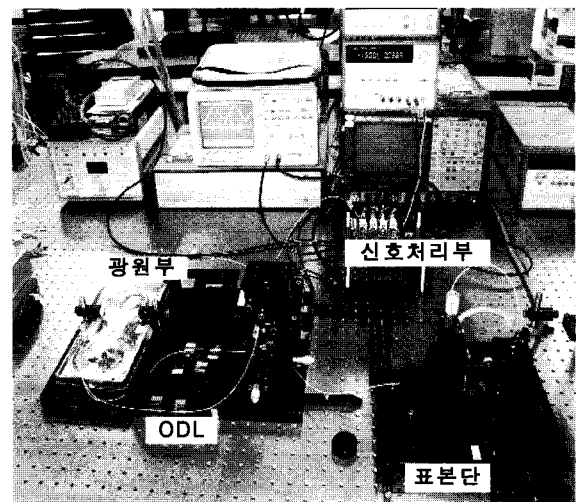


(그림 4) 신호처리부에서의 신호처리 과정

을 검출한 모습이다. 전체적인 흐름을 살펴보면 광학부에서 얻어진 광 간섭 신호는 광 검출기에 의해 전류 형태의 간섭 신호로 검출된다. 이 신호를 사전 증폭기(pre-amp)를 통해 전압 형태의 신호로 변환한다. 전압 형태의 신호에는 표본의 정보 외에 노이즈가 존재하는데 표본 정보는 도플러 주파수로 변조되어 있으므로 도플러 주파수를 중심 주파수로 갖는 대역통과 필터를 설계하여 노이즈를 필터링한다. 그 후 표본 정보를 가진 신호를 증폭하고 복조기를 통해 포락선 검출을 한다. 마지막 단계로 영상화를 위해 A/D 변환기를 통하여 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환한 후 PC로 전송한다. 표본으로부터 획득한 깊이정보의 영상화가 PC에서 가능하므로 더욱 개선된 영상을 출력하기 위해서 효율적 스펙클 제거가 필요하기도 한다. 표본시료의 정보에 따라 스펙클의 구분이 가능하게 변환하고 변환된 영역에서 노이즈 스펙클을 제거하는 웨이블릿 변환 기반의 알고리즘 등의 영상 개선 기법을 도입할 수 있다[15,16].

### 3. OCT 시스템의 구현

앞에서 소개한 OCT 시스템의 이론을 바탕으로 (그림 5)와 같이 OCT 시스템을 구현할 수 있다. 광원부에서는 1310nm의 중심파장을 갖고 반치폭 40nm인 SLD (super luminescent diode)를 입사 빔으로 사용한다. 광원에서 출광된 빛은 50:50 광섬유 커플러를 통하여 기준단과 표본단으로 향한다. 기준단과 표본단으로 입사된 빛은 콜리메이터를 통해 평행을 유지하게 되고 기준단의 ODL과 표본단의 표본에 부딪혀 나오는 반사된 빛이 커플러에서 다시 병합되어 진다. 이렇게 병합된 빛은 광 검출기에서 전기신호로 변환되어 PCB에 설계된 신호처리부로 전달되고 변/복조 과정 및 포락선 검출기를 거치며 처리된 후 PC로 전송되게 된다. OCT의 응용분야 중 안광학과 치과영역에서의 OCT는 외국의 여러 연구기관과 업체들이 많은 관심을 가지고 있는



(그림 5) 구현된 OCT 시스템

분야이고 특히 안광학 분야는 상용화 단계까지 이르렀으며 많은 결과물을 산출해내고 있다[17]. 이에 다음 4장에서는 구현된 OCT 시스템을 이용하여 획득한 쥐 눈과 인간 대구치를 표본으로 하는 2-D 영상과 MATLAB, Visual C++기반의 OPEN-GL을 이용한 3-D 영상 구현에 대해 논한다.

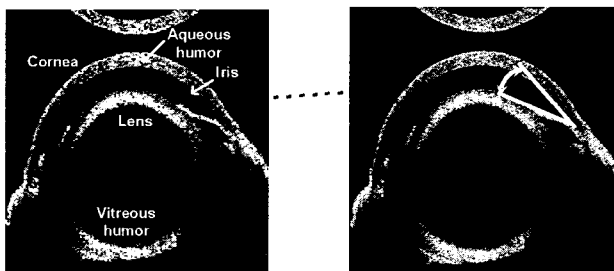
#### 4. 쥐 눈과 대구치를 이용한 2-D 영상과 3-D 영상

##### 4.1. 2-D OCT 영상의 획득과 처리

쥐 눈의 구조는 사람 눈의 구조와 비슷한 것으로 알려져 있다. 빛 투과율이 좋은 안구는 6mm까지 빛이 투과될 수 있으므로 OCT 영상 획득이 용이하다. (그림 6)과 (그림 7)은 TD-OCT 시스템을 이용하여 2-D 영상을 획득한 것이다. (그림 6)은 실험용 쥐 눈 2-D OCT 영상으로써 1000×1000픽셀로 구성되어 있으며 픽셀 당 12bit를 갖는다. (a)는 그레이 레벨의 쥐 눈 영상이고 (b)는 미디언 필터링을 한 영상이다. 미디언 필터링을 하면 salt와 pepper잡음을 줄이고 강한 정보 성분의 에지(edge)를 보존하여 기존 에지들 역시 상세하게 표현할 수 있는 장점이 있다. 미디언 필터링을 한 (그림 6 (b))에서와 같이 에지성분이 상세히 강화되어 표현된 것을 확인할 수 있다.

안광학에서의 OCT는 안압을 측정하여 녹내장 검사 및 망막의 단층을 촬영하여 백내장을 검사하는 등 그 활용범위가 매우 넓다. 또한 직접 시신경섬유층과 황반부 두께 검사까지 할 수 있으므로 안과질환의 조기발견 및 치료에 많은 도움을 줄 수 있다. 본 실험에서 획득한 잡음이 제거된 영상 (그림 6 (b))에 표시되어 있는 점선의 간격이 보여주는 각막과 홍채사이의 경사도를 측정함으로써 안압을 측정할 수 있다[1].

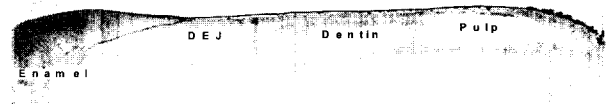
(그림 7)은 2140×470픽셀 그레이 레벨의 인간 대구치 2-D OCT 영상이다. 그림에서 인체에서 가장 단단한 물질로 구성된 법랑질(enamel)과 저작시 충격을 흡수하는 상아질(dentin)은 전체적으로 넓게 퍼져 있으며 연한 신경조직인 치수(pulp)의 구분도 뚜렷하다. 치의학에서 중요한 의미를 갖는 법랑질과 상아질 사이의 경계(dentino-enamel junction : DEJ)의 구분도 명확하게 나타나고 있음을 알 수 있다. 치아의 우식단계를 보통 4단계로 구분하고 있는데



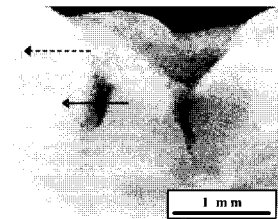
(a) 그레이 레벨 영상 (b) 미디언 필터링 영상

(그림 6) 구현된 OCT 시스템을 이용하여 획득한 쥐 눈의 2-D OCT 영상

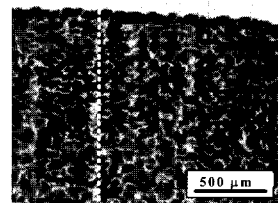
DEJ의 침범여부에 따라서 초기우식(1단계)을 결정하게 된다 [18]. 치아의 우식여부에 따른 OCT 영상을 확인하기 위해 초기우식을 갖는 대구치(그림 8(a))를 절개하여 초기우식을 갖는 부분과 정상 치아 부분을 OCT 이미징 하였다. (그림 8(b))와 (그림 8(c))는 각각 (그림 8(a))의 정상치아를 나타내는 점선 부분과 우식치아를 나타내는 실선 부분의 단층정보를 나타내고 있다. 그림에서와 같이 정상치아의 경우에는 전체적으로 동일한 정보를 주고 있지만 우식치아인 경우에는 주변영상정보와 비교했을 때 차이점을 발견할 수 있다. 이는 (그림 9)에 나타난바와 같이 (그림 8(b))와 (그림 8(c))의 점선으로 표시된 횡 방향 1000픽셀 중 250픽셀 지점에서 일차선 신호에서도 확연히 알 수 있다. 정상치아의 경우 법랑질의 약 1.5mm 이상의 깊이까지 신호를 획득할 수 있지만 우식치아인 경우에는 500 $\mu$ m 깊이에서조차도 신호가 획득되지 않음을 알 수 있다. 우식이 진행되면 인과 칼슘성분이 빠져나가면서 검게 변하게 되는데 이 과정에서 흡수계수가 높아진 것으로 사료된다[19].



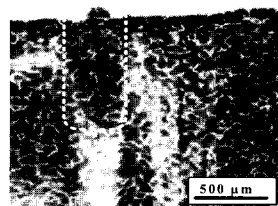
(그림 7) 구현된 OCT 시스템을 이용하여 획득한 인간 대구치 2-D OCT 영상



(a) 치아 표본

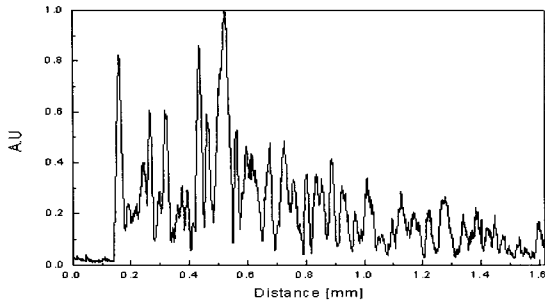


(b) 정상치아

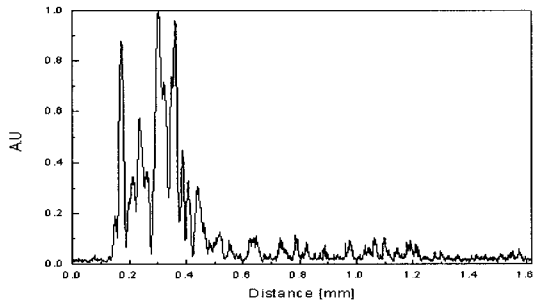


(c) 우식치아

(그림 8) 정상치아와 우식치아의 OCT 영상



(a) 정상치아

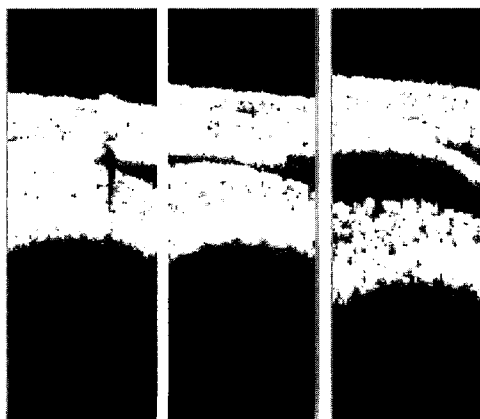


(b) 우식치아

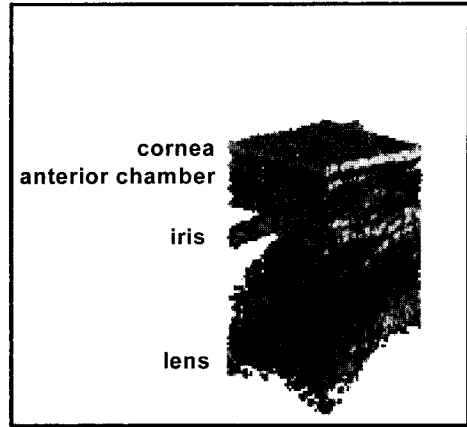
(그림 9) 정상치아와 우식치아의 OCT 일차원 신호

#### 4.2. 3-D OCT 영상 구축

2-D OCT 영상 데이터 프레임을 여러 장 합쳐서 3-D OCT 영상을 구성할 수 있다[4]. 3-D OCT 영상을 구현하기 위해서 간단하게 MATLAB과 OPEN-GL을 이용하는 2가지 방법이 있다. (그림 10)은 MATLAB을 이용하여 구현한 쥐 눈의 2-D와 3-D 영상이다. 영상의 사이즈는  $250 \times 150 \times 150$  이고 픽셀 당 12bit의 정보를 갖는다.(a)와 같은 2-D 그레이 영상 데이터 150장을 깊이 방향으로 쌓아 표현한 것이 (그림 10(b))이다. 쥐 눈 역시 인간 대구치와 마찬가지로 각막 (cornea), 홍채(iris), 수정체(lens)의 조직 정보나 경계면을 파악할 수 있다. (그림 10(b))로부터 (그림 6(b))에서 얻은 정보와 같이 각막과 홍채 사이의 각도를 3차원으로 분석할 수 있으며 이는 안구가 구형인 점을 감안할 때 2차원 영상에 비해서 상당히 많은 정보를 제공하고 있음을 알 수 있다.

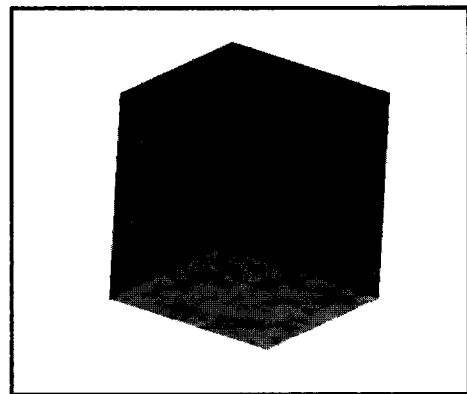


(a) 2, 76, 150번째 프레임 2-D 영상

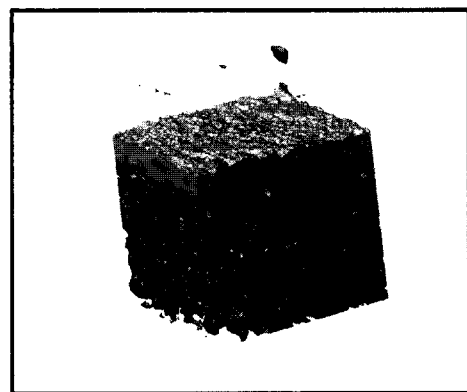


(b) 3-D 회전 영상

(그림 10) MATLAB을 이용하여 구현한 쥐 눈의 2-D와 3-D 영상



(a) threshold 값이 1인 3-D 회전 영상



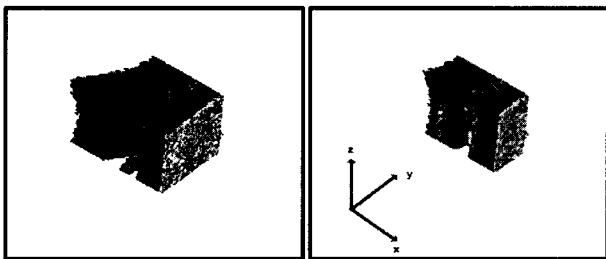
(b) threshold 값이 50인 3-D 회전 영상

(그림 11) MATLAB을 이용하여 구현한 인간 대구치의 3-D 영상

(그림 11)은 MATLAB을 이용하여 구현한 인간 대구치의 일부분을 3-D 영상화 한 것이다. 3-D 영상화에 의해 세 방향으로는 slicing이 가능하고 영상을 통해 대구치 내부 조직 경계 정보를 알 수 있다. (a)는  $100 \times 100 \times 100$ 의 영상으로 컬러맵을 적용할 때 threshold 값을 1을 주어 모든 에지의 조직 경계를 표현한 것이고 (b)는  $200 \times 200 \times 200$ 의 영상으로 threshold 값을 50을 주어 조직 경계를 표현한 그림이다. threshold 값을 조정함으로써 경계 조직에 대한 영상 표현의

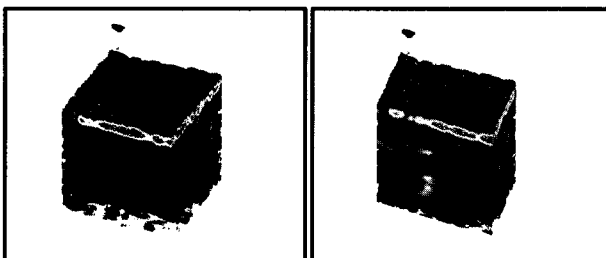
차이를 확인할 수 있는데 (a)는 threshold 값이 작아 큐브로 구성된 3-D 영상에 전체적인 조직 경계가 나타나며 (b)는 threshold 값이 (a)보다 상대적으로 높아서 정보가 높은 부분이 뚜렷한 조직경계를 나타내는 모습이다. threshold 값을 조절함으로써 조직경계 정보를 가시적으로 나타낼 수 있다.

그런데 MATLAB을 이용하여 위와 같은 회전하는 동영상 파일을 생성하는 데 있어서 실험환경에 따라 조금씩 다르겠지만 영상 구현 속도가 매우 느리다. 이것은 빠른 영상 획득을 필요로 하는 의광학 분야 장비에 적용하는 데 어느 정도 한계가 있다는 것을 말해준다. OPEN-GL환경에서는 3-D 영상 구현속도가 MATLAB에 비해 훨씬 빠르다. OPEN-GL을 이용하여 3-D 영상을 구축하였고 키보드의 입력을 통하여 slicing 및 회전을 임의적으로 할 수 있도록 구현하였다. (그림 12)는 OPEN-GL을 이용하여 생성한 쥐 눈의 200×150×150 3-D 영상으로 (그림 12(a))는 3-D 회전 영상이다. 배열을 이용하여 의사 컬러 맵핑하였으며 MATLAB과 같이 색의 차이로 경계 및 조직 정보를 파악할 수 있다. (그림 12(b))는 (그림 12(a))를 slicing하는 영상을 나타낸다. 이로부터 다각도의 영상분석이 가능하다.



(a) 3-D 회전 영상 (b) (a)를 y축으로 slicing하는 장면

(그림 12) OPEN-GL을 이용하여 구현한 쥐 눈의 3-D 영상



(a) 3-D 회전 영상 (b) (a)를 y축으로 slicing하는 장면

(그림 13) OPEN-GL을 이용하여 구현한 대구치의 3-D 영상

<표 1> MATLAB과 VC++OPEN-GL환경에서의 영상 구현 속도 비교

프로그램	MATLAB		VC++ OPEN-GL	
	쥐 눈	대구치	쥐 눈	대구치
속도 측정 환경	펜티엄 D(dual) 3.0GHz, 1G RAM, Win XP			
표 본	인간 대구치 2-D 영상 200frame, 쥐 눈 2-D 영상 150frame			
3-D 구성	440 초	500 초	37 초	60 초
이미지 회전	440 초	500 초	30 초	34 초

(그림 13(a))는 대구치의 3-D 회전 영상이고 13(b)는 (a)를 y축으로 slicing하는 영상이다. (그림 12)의 쥐 눈 영상과 마찬가지로 배열을 이용하여 의사 컬러 맵핑하였다. (그림 13)은 OCT 시스템으로부터 얻은 1024×1000의 2-D 영상 200frame을 치아 정보가 포함되어 있는 행 방향으로 141:340, 열 방향으로 501:700 부분의 200×200영상 200 frame에 대해 구현한 것이다. 또한 영상의 확대와 축소가 가능하다. 확대와 축소는 키보드의 입력을 통해 조작하도록 했고 크기 변환을 이용해 3-D 영상이 사용자가 원하는 대로 적절히 보이게 하였다.

정확한 영상 구현 속도를 알아보기 위해 2가지 방법의 계산 속도를 비교해 보았다. 2가지 방법 모두 같은 PC를 이용하였고 쥐 눈 2-D 영상 150frame과 대구치의 2-D 영상 200frame의 3-D 영상 처리 속도를 측정하였다. <표 1>과 같이 3-D 이미지 구성 시 표본이 쥐 눈일 때 MATLAB의 경우 440초, VC++ OPEN-GL환경에서는 37초로 후자가 약 11.9배 빠르게 구성이 되는 것을 알 수 있다. 표본이 대구치일 때 MATLAB의 경우에는 500초, VC++ OPEN-GL환경에서는 60초로 VC++로 후자의 경우가 전자에 비해 약 8.3배 빠르다는 것을 실험적으로 확인할 수 있다. 결과적으로 두 가지 3-D 영상 구현 방법에서 OPEN-GL환경의 경우 MATLAB에 비해 표본 별 계산 속도가 평균적으로 약 10배 개선됨을 알 수 있다.

이번 장에서는 3-D OCT 영상을 MATLAB과 OPEN-GL의 2가지 방법을 통해 구현하였다. MATLAB은 컬러 맵핑, 필터링, 3-D OCT 영상 구현 등이 용이하나 영상 구현 속도가 느리므로 OPEN-GL환경을 이용함으로써 처리 속도를 약 10배 개선하였다. 이러한 연구를 바탕으로 추후 추가 영상처리를 통해 개선된 컬러 3-D OCT 영상을 획득할 수 있을 것이라 예상된다.

### 5. 결 론

본 연구에서는 OCT 시스템의 광학부와 신호처리부의 이론적 특징을 살펴보고 실제 OCT 시스템을 구현하여 2-D, 3-D OCT 영상을 획득하였다. 광학부에서는 ODL의 움직임, 광 경로 차에 따른 간섭계의 특징에 대해 논하였고 신호처리부에서는 광학부에서 넘어온 전기적 신호에 대한 아날로그적인 1-D 신호 처리과정과 디지털적인 영상화과정에 대해 논하였다.

이러한 이론을 바탕으로 구현된 시스템을 이용하여 쥐 눈과 인간 대구치에 대한 2-D 영상 데이터를 획득하였다. 획득한 2-D OCT 영상으로부터 쥐 눈과 인간 대구치 등의 응용분야의 적용 가능성을 확인하였고 3-D OCT 영상을 구현함으로써 추가적인 정보를 획득하였다. 150여장의 2-D 영상 데이터를 이용하여 직접 코딩한 MATLAB 프로그램 뿐만 아니라 빠른 영상 재현 속도를 가지는 Visual C++ OPEN-GL 환경에서의 3-D OCT 영상을 구현함으로써 MATLAB에 비해 평균적으로 약 10배의 처리 속도를 높였

다. 또한 OPEN-GL 환경하의 3-D OCT 영상화는 키 조작을 통하여 사용자가 편리하게 데이터를 분석할 수 있도록 GUI 프로그래밍을 하였다.

본 논문에서는 안광학과 치과학 영역에서의 응용을 실험적으로 알아보기 위하여 쥐 눈과 인간의 대구치 표본을 이용하여 실험하였다. 향후 OCT 시스템을 최적화하여 보다 깊은 영역에서의 정보에 대하여 높은 해상도를 얻을 수 있도록 구현한다면 안광학이나 치과학 영역 뿐만 아니라 피부암, 자궁경부암 검출 등 다양한 의학 분야에 적용될 수 있을 것이라 예상된다. 향후 생체 조직 정보의 개선된 영상을 얻기 위하여 컬러 3-D 영상처리 및 필터링 연구를 진행하고 임상이 가능한 다양한 유저 인터페이스 기능을 추가하고자 한다.

**참 고 문 헌**

[1] Brett E. Bouma, Guillermo J. Tearney, "Handbook of Optical Coherence Tomography", Marcel Dekker, Inc., 2002.

[2] 나지훈, 백재호, 최은서, 이병하, "OCT를 이용한 치열교정 장치의 힘에 따른 치주인대 변화의 관찰", The Optical Society of Korea Summer Meeting, 2006.

[3] Joseph M. Schmitt, "Optical Coherence Tomography(OCT): A Review", IEEE Journal of selected topics in quantum electronics, Vol. 5, No. 4, July/August 1999.

[4] Adrian Gh. Podoleanu, John A. Rogers, David A. Jackson, "Three dimensional OCT images from retina and skin", OSA(Optics Express), Vol.7, No.9, Oct. 2000.

[5] Jihoon Na, "Fiber-based Optical Coherence Tomography Enhanced by Spectral Filtering for Dental Imaging", Dept. of Information and Communications, Gwangju Institute of Science and Technology, Thesis for Master's Degree, 2005.

[6] Joseph A. Izatt, Manish D. Kulkarni, Hsing-Wen Wang, Kenji Kobayashi, and Michael V. Sivak, Jr, "Optical Coherence Tomography and Microscopy in Gastrointestinal Tissues", IEEE Journal of selected topics in quantum electronics vol, 2, No.4, December, 1996.

[7] G. Hausler, Michael Walter Lindner, "Coherence Radar" and "Spectral Radar"-New tools for dermatological diagnosis, Journal of Biomedical Optics 3(1), 21-31, Jan. 1998.

[8] Michael A. Choma, Marinko V. Sarunic, Changhui Tang, Joseph A. Izatt, "Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography", Optical Express, Vol. 11, No. 18, pp. 2183-2189, Sep. 2003.

[9] Jihoon Na, JaeHo Baek, EunSeo Choi, SeonYoung Ryu, JuWan Chang, ChangSu Lee, ByeongHa Lee, "Assessment of Dental-Caries using Optical Coherence Tomography", SPIE. Mar.. 2006.

[10] Woo June Choi, Jihoon Na, Seon Young Ryu, and Byeong Ha Lee, "Realization of 3-D Topographic and Tomographic

Images with Ultrahigh-resolution Full-field Optical Coherence Tomography", OSK, Vol. 11, No. 1, pp. 18-25, March, 2007.

[11] Robert J. Zawadzki, Alfred R. Fuller, Mingtao Zhao, David F. Wiley, Stacey S. Choi, Bradley A. Bower, Bernd Hamann, Joseph A. Izatt and John S. Werner, "3D OCT imaging in clinical settings: toward quantitative measurements of retinal structures", Photonics West, Electronic Imaging 2006.

[12] Woonggyu Jung, Jun Zhang, Lei Wang, Petra Wilder-Smith, Zhongping Chen, Daniel T. McCormick, Norman C. Tien, "Three-Dimensional Optical Coherence Tomography Employing a 2-Axis Microelectromechanical Scanning Mirror", IEEE Journal of selected topics in quantum electronics vol. 11, No. 4, July/August 2005.

[13] THORLABS, "3D Visualization of Mouse Lung Tissue by Fourier Domain Optical Coherence Tomography", "http://www.thorlabs.com".

[14] 이창수, 나지훈, 이병하, "광학 영상기를 위한 실시간 영상 신호 처리에 관한 연구", ICASE, Vol. 10, No. 4, pp. 239-248, Mar. 2004.

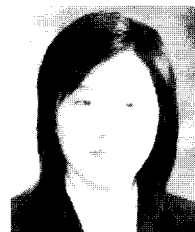
[15] 장주완, 이창수, 나지훈, 이병하, "OCT 영상 개선을 위한 웨이 블릿 영역에서의 Speckle 저감 방법", ICASE, 제어 자동화 시스템공학 논문지 제 12권, 제 4호 April, 2006.

[16] Ju-wan Chang, ChangSu Lee, Jihoon Na, Stephane Paes, Byeong Ha Lee, "Speckle Reduction in the Wavelet Domain for Image with Optical Coherence Tomography", ICCAS2005, June, 2005.

[17] G.Wolletein, L. A. Paunescu, T.H. Ko, J. G. Fujimoto, A. Kowalevicz, I. Hartl, S. Beaton, H. Ishikawa, C. Mattox, O. Singh, J. Duker, W. Drexler and J. S. Schuman, "Ultrahigh-resolution optical coherence tomography in glaucoma", Ophthalmology 112, 229-237. 2005.

[18] 김종배 외 5, "임상 예방 치학" 이우문화사, 제2판, 68p.

[19] B. T. Amaechi, S. M. Higham, A. GH. Podoleanu, J. A. Rogers, and D. A. Jackson, "Use of optical coherence tomography for assessment of dental caries: quantitative procedure," J. Oral Rehabilitation, vol. 28, pp. 1092-1093, 2001.



**전 지 혜**

e-mail : jhjeon@suwon.ac.kr  
 2007년 수원대학교 전자공학과(학사)  
 2007년~현재 수원대학교 전자공학과 석사과정  
 관심분야: 영상처리, OCT, 제어계측, 임베디드 시스템



### 나 지 훈

e-mail : jhna@gist.ac.kr  
 2003년 수원대학교 전자공학과(학사)  
 2005년 광주과학기술원 정보기전공학부  
 정보통신공학과(공학석사)  
 2005년~현재 광주과학기술원 정보기전공  
 학부 정보통신공학과 박사과정

관심분야: Optical coherence tomography, optical imaging  
 technique and biomedical application



### 이 병 하

e-mail : leebh@gist.ac.kr  
 1984년 서울대학교 물리학과(학사)  
 1989년 서울대학교 물리학과(석사)  
 1996년 Univ. of Colorado at Boulder  
 (박사)  
 1999년~2000년 광주과학기술원 정보기전공

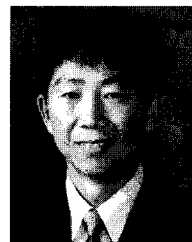
학부 정보통신공학과 연구교수  
 2000년~2002년 광주과학기술원 정보기전공학부 정보통신공  
 학과 조교수  
 2003년~2006년 광주과학기술원 정보기전공학부 정보통신공  
 학과 부교수  
 2007년~현재 광주과학기술원 정보기전공학부 정보통신공학과  
 교수  
 관심분야: Fiber gratings, photonic crystal fibers, OCT



### 양 윤 기

e-mail : ygyang@suwon.ac.kr  
 1985년 서울대학교 제어계측공학과(학사)  
 1991년 서울대학교 제어계측공학과(석사)  
 1996년 서울대학교 제어계측공학과(박사)  
 1996년~현재 수원대학교 정보통신공학과  
 부교수

관심분야: 영상처리, 통신시스템, 컴퓨터 응용기술



### 이 창 수

e-mail : cslee@suwon.ac.kr  
 1985년 서울대학교 제어계측공학과(학사)  
 1987년 서울대학교 제어계측공학과(석사)  
 1997년 서울대학교 제어계측공학과(박사)  
 1997년~2006년 수원대학교 전자공학과  
 조교수

2006년~현재 수원대학교 전자공학과 부교수  
 관심분야: 영상처리, OCT, 통신시스템, 웨이블릿 응용, 검사  
 자동화