

광학 영상기를 위한 실시간 영상 신호 처리에 관한 연구

Video Rate Image Signal Processing for Optical Coherence Tomography

이 창수*, 나지훈, 이병하
(Changsu Lee, Jihoon Na, and Byeong Ha Lee)

Abstract : Optical coherence tomography(OCT) is high resolution imaging system which can see the cross section of microscopic organs in the living tissue. In this paper, we analyze the relation between the light source and the resolution of modulated signal in Michelson interferometer. We construct 1-D OCT signal processing hardware such as amplifiers, filters, and demodulate electronic signals from the photo detector. In order to get 2-D OCT image, the synchronization among optical delay line, sample stage and A/D converter is dealt with. In experiments, we verify analog and digital signal processing blocks which apply to the stacks of glasses. Finally we acquire high resolution 2-D OCT image with respect to the onion tissue. We expect that this result can be applied to the medical instrument through performance improvement.

Keywords : optical coherence tomography(OCT), michelson interferometer, optical delay line, doppler frequency, near infrared light source

I. 서론

의학과 생물학에 있어서 광학의 응용은 역사가 깊다. 18세기 이후 현미경은 생물학자에게는 필수적인 것이 되었다. 1960년대 초반 레이저의 등장은 새로운 수술 도구로 발전하였다. 계속적인 기술적 진보의 결과 광섬유에 의한 내시경으로 인간의 내부 기관을 시각화하기에 이르렀다. 광학 영상기는 OCT(optical coherence tomography)라고도 하며 살아 있는 표피의 내부의 미세 조직 단면을 영상화하여 볼 수 있는 고해상도의 이미징 시스템이다[1-3]. 이는 백색광 중 근적외선 파장대의 광원의 간섭 원리를 응용하여 생체의 내부를 비접촉으로 조영하는 의료 영상 기법으로 최근 들어 해외에서 이에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. 1991년경 Huang 등은 광학 영상 기법으로 OCT를 처음 개발하였으며 SLD(super-luminescent diode) 광원을 이용하여 사람의 망막을 처음으로 영상화하였다[1]. OCT의 기원은 광 상관 간섭계(OCDF, optical coherence-domain reflectometry)로서 일차원 거리측정이 가능하여 광섬유의 결함이나 눈의 결함을 찾는데 이용되었다[4]. 1994년에는 Sergeev 등은 살아 있는(*in-vivo*) 세포에 대한 OCT를 적용하여 단층 영상을 구하였다. 1996년에 Puliafito 등은 사람의 망막에 대한 생체 영상을 구하는데 성공하였다[5,8]. 1997년에는 Tearney 등에 의해 내시경에 OCT를 적용한 연구가 발표되었다[6]. 또한 도플러 효과를 이용한 혈관 내의 혈류 속도 측정[7,9,10], 생체 검사(biopsy) 분야[11]에 관한 논문이 발표되었다. 현재에도 OCT는 영상의 해상도를 더욱 높이고 의료 분야나 미용 분야 등의 실생활에 응용하고자 국내외에서 많은 연구가 진행 중에 있다[12-15,20-25].

기존의 의료용 영상 진단 장비로는 CT, MRI, PET, 초음파 진단기 등을 들 수 있다. 우선 CT의 경우 인체 유해성으로 인하여 사용 회수와 시기 등에 제약이 따른다. MRI와 PET의 경우 장비가 고가이고 긴 영상 취득 시간으로 인하여 어려움이 있으며, 초음파 진단기의 경우 낮은 해상도로 인해 판독에 어려움이 따르는 등의 문제점을 지니고 있다. 이에 대한 비교를 표 1에 나타내었다[16]. OCT는 인체에 무해하며 저가로 만들 수 있으며 고해상도로 생체 조직을 관찰할 수 있으므로 기존의 진단기가 가지는 단점을 극복할 수 있는 차세대 신기술로 각광을 받고 있다. OCT는 광섬유와 접촉이 용이하다는 장점으로 인하여 내시경등에의 응용이 가능하여 새로운 진단법으로 관심이 더해지고 있다[27,28]. 이 외에도 OCT 영상의 잡음 제거[18,19], enhancement[17,25] 문제가 다루어지고 있다.

본 논문에서는 2-D OCT 영상을 얻기 위해 OCT 광학부의 광원 및 간섭계[20], 신호처리부에 대한 연구를 하였다[23]. 광원이 간섭계를 거쳐 변조된 빛의 신호를 전기적으로 검출하여 신호를 증폭, 필터링하고 복조하는데 필요한 이론적인 배경을 연구하고 이를 실시간으로 구현하였다. 첫째, 이상적인 광원의 스펙트럼 조건을 알아보기 위하여 펄스형과 가우시안 스펙트럼을 가진 광원에 대하여 간섭계를 거쳐 검출된 신호의 시간 영역 신호를 구하여 해상도에 미치는 영향을 분석하였다[21]. 둘째, 광센서를 거쳐 수신된 전기적인 신호를 증폭, 필터링하고 복조하여 깊이 정보에 대한 1-D OCT 신호의 취득을 위한 신호 처리 하드웨어를 구성하고 2-D OCT 영상화를 위해 OD(ODL(optical delay line)), 표본 스테이지, A/D 변환기의 구동에 필요한 여러 신호의 동기화 및 제어에 관한 연구를 하였다. 실험은 두께와 굴절률 정보를 알고 있는 커버 글래스와 슬라이드 글래스를 여러 장 겹친 표본을 대상으로 각 신호 처리 블록의 출력인 1-D 신호를 시간 영역에서 검증하였다. 또한 실제 양파의 표피 표본에 대하여 비주얼 C++ 프로그램을 이용하여 2-D OCT 영상을 획득하였다.

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수 : 2003. 7. 14., 채택확정 : 2003. 12. 30.

이창수 : 수원대학교 전자공학과(cslee@suwon.ac.kr)

나지훈, 이병하 : 광주과학기술원 정보통신공학과

(jhna@kjist.ac.kr/leebh@kjist.ac.kr)

※ 이 논문은 2002년도 한국학술진흥재단의 지원에 의하여 연구되었음(KRF-2002-003-C00065).

본 논문의 구성은 다음과 같다. II장은 광학 영상기 이론으로 마이켈슨 간섭계의 기본 원리에 대하여 알아 보고 광원의 상관도(coherence)에 따른 간섭무늬의 형성에 대한 실험을 하였다. III장은 광학 영상기의 구현으로 광학부, 신호처리부의 구현을 다루었다. IV장은 실험으로 우선 1-D OCT 신호의 분석을 하였고 영상화를 위한 광지연기, 스테이지 등의 프레임 동기화 문제를 다루었다. 또한, 양파에 대한 2-D OCT 영상의 획득 실험을 하였다. 마지막으로 결론을 적었다.

표 1. 여러 의료용 영상화 장비 비교.

Table 1. Comparison of various imaging equipments.

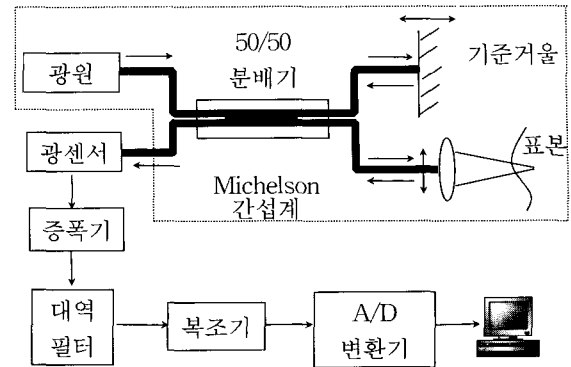
종류	해상도(μm)	영상화깊이 (mm)	가격	특징
현미경	1	0.3	저가	비파괴
OCT	2-15	1.5	저가	비파괴
초음파	150	150	저가	접촉
MRI	1000	무제한	고가	비파괴
CT	1000	무제한	고가	방사능조영제

II. 광학 영상기 이론

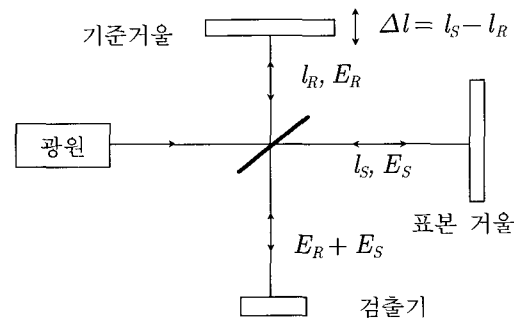
1. OCT 간섭계의 기본 원리

광학 영상기는 백색광 간섭계의 일종으로 광대역 광원을 사용하여 생체 내부의 구조를 영상화하는 시스템이다. 백색광 간섭계의 원리를 간단히 살펴보면 파장 λ_1 을 갖는 광파로 마이켈슨 간섭계를 구성하면 두 광경로간의 광학거리차(optical path-length difference, OPD)에 따라 정현파 형태를 갖는 광세기가 출력으로 검출되는데 여기서 정현파의 주기는 입사광의 파장과 같다. 이때 파장 λ_2 를 갖는 다른 광파를 동시에 간섭계에 넣어주면 주기 λ_1 과 λ_2 의 정현파 출력의 합으로 최종출력이 주어지는데 두 정상파는 그 주기가 서로 다르기 때문에 서로 간의 위상차에 따라 최종출력이 달라진다. 그러나 간섭계의 광경로차가 같을 경우에는 파장에 관계없이 최대 출력을 얻게 된다. 같은 방법으로 하나의 간섭계에 여러 파장의 광파를 동시에 넣어 주면 광경로차가 같을 경우에 최대 값을 갖고 경로차가 달라질수록 급격히 감소하는 출력을 얻는다. 이때 넣어주는 광파의 파장이 많을수록 더욱 급히 감소하게 된다. 즉 사용하는 광원의 파장대역이 넓을수록 (궁극적으로는 백색광) 간섭계의 두 광경로가 일치하는 점을 비교적 정확히 찾을 수 있게 된다.

생체를 구성하는 조직은 빛에 대하여 산란과 흡수가 강하나 일반적으로 어느 정도의 투과성을 가지고 있다. 근 적외선을 사용할 경우 조직에 따라 다르나 약 5mm 정도의 투과가 가능하다. 그러므로 생체 내부에 조사된 빛은 조직을 구성하는 각 경계면에서 미약하나마 반사가 이루어져 입사된 곳으로 다시 되돌아 나올 수 있다. 이때 생체 내부에서 반사되어 나온 빛의 경로를 하나의 축으로 하고 위치를 알 수 있는 반사거울을 다른 하나의 축으로 하는 간섭계를 구성하여 주면 생체의 1-D 영상을 얻게 된다. 즉 반사 거울의 위치를 가변하면 거울의 위치가 생체조직의 각 반사면의 위



(a)



(b)

그림 1. (a) OCT 시스템 구성도, (b) 마이켈슨 간섭계.

Fig. 1. (a) Fiber-based OCT system block diagram, (b) Michelson interferometer.

치와 일치할 때 강한 간섭계 출력을 얻는다. 또한 각 출력 피크의 값으로부터 경계면의 반사율을 구할 수 있다. 생체에 조사하는 빛을 횡방향으로 스캔하여 주면 2-D의 영상 취득이 가능해진다.

광섬유 기반 OCT 시스템 구성도는 그림 1(a)와 같고 표본단이 전반사하는 거울로 대체된 마이켈슨 간섭계의 구성은 그림 1(b)와 같다. 광원으로부터 나온 빛은 빔 분할기에 의해 기준 빔과 표본 빔으로 나뉘어진다. 기준 거울과 표본 거울로부터 반사된 빔은 빔 분할기에서 다시 만난 뒤 검출기에 의해 검출된다.

2. OPD(optical path-length difference)에 따른 간섭계 응답

그림 1(b)와 같이 기준 거울과 표본 거울은 빔분할기로부터 각각 l_R 과 l_S 의 거리에 있다. 만약 광원으로부터 나온 빛이 완벽하게 상관성이 있다면, 기준 거울과 표본 거울로부터 반사된 빛은 단색의 전자파(전기장만 고려) 성분인 E_S 와 E_R 가 검출기에서 더해진다[26].

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

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

여기서 w 는 광주파수이고 β_R 과 β_S 는 전파 상수이다. 상수 2는 기준 거울과 표본 거울로부터의 왕복거리를 나타

낸다. E_S 와 E_R 는 반사된 후 빔분할기에서 재결합된 파의 성분을 나타낸다. 일반적으로 광 검출기의 평균 전류 I 는 다음과 같다.

$$I = \frac{\eta e}{h\nu} \left(\frac{E_R + E_S^2}{2\eta_0} \right) \quad (3)$$

여기서 η 는 양자효율이고 e 는 전하량, $h\nu$ 는 광자 에너지, η_0 는 자유공간에서의 고유 임피던스이다. 단색파에 대하여 (3)는 다음과 같이 변환된다.

$$I = \frac{\eta e}{h\nu} \left(\frac{1}{\eta_0} \right) \frac{1}{2} A_R^2 + \frac{1}{2} A_S^2 + Re\{E_S E_R^*\} \quad (4)$$

자유공간에서 기준 파와 표본 파는 동일한 전파상수를 갖는다. 따라서 $\beta_R = \beta_S = 2\pi/\lambda$ 이면 (5)을 얻을 수 있다. 여기서 E_R^* 은 E_R 의 공액복소수이다.

$$Re\{E_S E_R^*\} = A_R A_S \cos\left(2 \frac{\Delta l}{\lambda/2}\right) \quad (5)$$

(5)는 기준 거울과 표본 거울의 위치에 따른 광전류의 변화를 나타낸다. $\Delta l = l_S - l_R$ 은 기준 빔 경로와 표본 빔 경로 사이의 광 경로차를 나타낸다. (6)은 기준 파와 표본 파 사이의 간섭을 나타내는 정현파적으로 변하는 광전류를 보여준다. 간섭은 경로차 Δl 에 대해 $\lambda/2$ 의 주기를 갖는다. 마찬가지로 다수의 스펙트럼 성분이 존재하는 저상관도(low coherence) 빛에 대하여 모든 간섭 정보는 $E_S E_R^*$ 의 실수 항 부분에 포함되며 이를 검출하여 1-D OCT 신호를 구성하게 된다. 즉, 단색광을 결합시킨 형태의 가우시안 스펙트럼 광원에 대한 간섭계 출력 I 는 전력 스펙트럼 $S(w)$ 와 푸리에 변환의 관계를 가지며 다음과 같다.

$$I = \sqrt{R} \int_{-\infty}^{\infty} S(w) \cos(2k\Delta l) dw \quad (6)$$

여기서 R 은 시편의 반사 계수이다.

광학 영상기의 공간상의 해상도로 FWHM(full width at half maximum)이 사용되는데 간섭계에 대한 FWHM 해상도 Δl_{FWHM} 은 가우시안 광원의 FWHM 파장 대역폭 $\Delta\lambda$ 와 다음 관계가 있다.

$$\Delta l_{FWHM} = \frac{2 \ln 2}{\pi} \left(\frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda} \right) \quad (7)$$

여기서 λ_0 는 광원의 중심파장을 나타낸다. 광대역 광원일 경우 공간상의 해상도 Δl_{FWHM} 가 작게 되어 낮은 상관 길이를 가지게 되고 OCT 신호의 해상도를 높일 수 있다. 고해상도의 OCT 영상을 구하기 위해서는 광대역의 광원을 사용해야 한다.

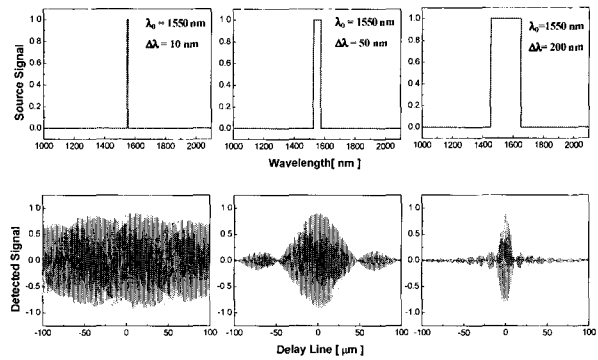


그림 2. 이상적인 펄스형 스펙트럼의 광원과 간섭계를 거쳐 검출된 신호의 상관관계.

Fig. 2. The relation between the light source of pulse spectrum and detected signal through interferometer.

OCT 신호의 샘플링 속도는 광 경로차를 주기 위한 OD(Optical Delay Line)로 사용되는 기준 거울의 이동 속도에 좌우된다. 이동 속도는 간섭계의 Doppler 주파수 f_D 를 결정하며 (8)로 주어진다.

$$f_D = \frac{2v}{\lambda} \quad (8)$$

여기서 v 는 기준 거울의 이동 속도이고 λ 는 광원의 중심 파장이다.

3. 광원에 따른 간섭무늬의 형성과 분석

광원의 파장 대역은 간섭계의 응답 신호의 공간상의 폭을 결정한다. 즉, 광원은 깊이 정보에 따른 분해능을 결정하는 중요한 요소이다. 그림 2와 그림 3은 각각 펄스형의 광원과 가우시안 광원의 스펙트럼과 간섭계를 거친 후 광 검출기에서 검출된 신호의 상관 관계를 각각 도시하였다[21]. 그림 2의 좌상은 중심 파장은 1550nm 이고 대역은 10nm 이다. 광원의 스펙트럼 폭이 증가함에 따라 검출되는 신호의 형태가 폭이 좁아지게 되어 신호의 공간상의 해상도를 높일 수 있다. 그림 2에서 우측으로 갈수록 메인로브(mainlobe)의 폭이 감소하나 사이드로브(sidelobe)의 폭이 확장되어 결국 신호의 해상도를 떨어뜨리는 결과를 가져온다.

그림 3과 같이 이상적인 가우시안 형태의 스펙트럼의 경우 스펙트럼의 대역폭이 증가함에 따라 메인로브의 폭이 감소할 뿐만 아니라 사이드로브가 존재하지 않는 국부적인 신호 특성을 보이고 있다.

실제 SLD 광원에 대한 스펙트럼과 psf(point spread function) 파형과의 비교가 그림 4에 나타나 있다. 그림 4에서 왼쪽의 그림은 OSA(optical spectrum analyzer)를 이용하여 실제 광원의 스펙트럼 분포를 측정된 것이다. 그림에서 보듯이 측정 결과는 파장에 따른 광파워(optical power)의 분포를 나타 내며 광원은 파장이 1310nm 부근에서 peak를 이루면서 전체적으로 가우시안에 근사한 분포를 보여주고 있다. 이러한 파장분포를 가지는 광원을 간섭계의 광원으로 이용한 경우 생성된 간섭무늬가 그림 4의 오른쪽의 그림과 같다.

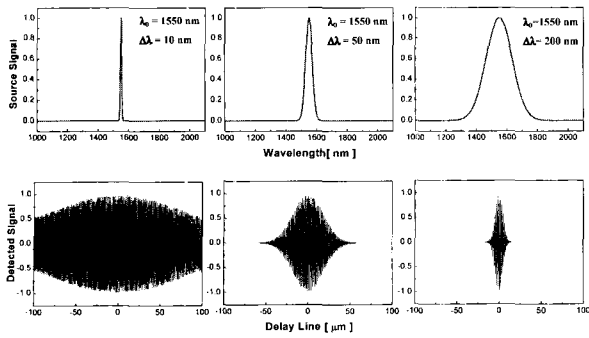


그림 3. 이상적인 가우시안 광원의 스펙트럼과 검출된 신호의 상관관계.

Fig. 3. The relation between the light source of pulse spectrum and detected signal through interferometer.

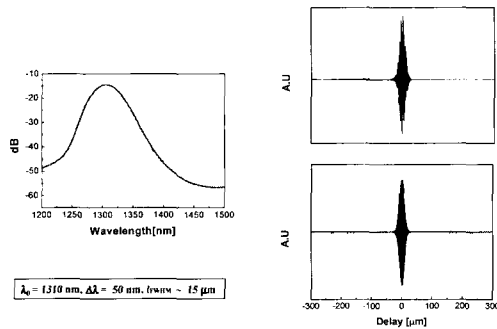


그림 4. 가우시안 형태의 광원에 근사한 실제 SLD 광원과 간섭계를 거쳐 검출된 파형과의 상관관계.

Fig. 4. The relation between the light source of Gaussian spectrum and detected signal through SLD interferometer.

아래 그림은 사용한 광원의 스펙트럼 데이터를 이용하여 시뮬레이션을 통해서 얻은 결과이고 위의 그림은 실제 측정결과이다. A.U.는 임의의 단위(arbitrary unit)임을 나타낸다. 시뮬레이션을 하기 위해서 광원의 스펙트럼의 자기 상관관계(auto-correlation)을 구하고 간섭계를 지난 뒤의 간섭 무늬를 구하였다. 간단히 광원과 이를 이용하여 마이켈슨 간섭계를 통과한 후의 간섭무늬 간에는 푸리에 변환(Fourier transformation)의 관계를 가지게 된다. 간섭무늬 측정을 위해서 두 arm에 같은 거울을 두고서 측정을 하게 되므로 반사되어 간섭을 일으키는 두 파가 같은 것이므로 간단히 자기 상관관계를 가지게 된다. 만약 간섭을 일으키는 두 파가 다른 경우는 일반적으로 상호 상관관계(cross-correlation)를 이용하여 시뮬레이션을 하게 된다. 그림에서 보듯이 시뮬레이션을 통해서 얻은 결과와 실제 측정된 결과가 유사함을 알 수가 있고 시뮬레이션을 통한 예측이 상당히 잘 맞음을 알 수가 있다. 실제측정은 기준단(reference arm)의 delay line에서 거울이 왕복 운동할 때 각각의 위치에 대한 값으로 환산한 것이 x축에 사용되었다. 그러므로 기준단의 거울에 위치에 대한 간섭무늬의 변화를 알 수가 있다. 두 arm(기준단과 샘플단)의 거리차가 없고 같은 거리에 있는 경우에 간섭이 보강간섭이 가장 크게 생기게 되어 침투값을 가

표 2. OCT를 위한 상관성의 광원.

Table 2. The coherent light sources.

Source	Center Wavelength [nm]	Bandwidth [nm]	Emission Power
Edge emitting LED	1300, 1550	50 - 100	20 - 300 μW
Super luminescent diode (SLD)	800 1300	20 - 30 40 - 50	1 - 10 mW 1 - 5 mW
Multiple QW LED/SLD	800 1480	90 90	15 mW max. 5 mW max.
Laser-Pumped fluorescent organic dye	590	40	9 mW
Mode-locked Ti:Al ₂ O ₃ laser	820	50 - 145	400 mW

지게 되지만 대칭적으로 이 위치에서 멀어질수록 간섭이 보강간섭과 상쇄간섭이 반복적으로 일어나면서 간섭의 정도가 줄어드는 것을 알 수가 있다. 이 간섭이 일어날 수 있는 범위를 가간섭거리(coherence length)라고 하는데 이는 가우시안 광원의 경우 광원의 조건(중심파장과 파장 반치폭)에 의해서 결정되어 진다. 오른쪽 그림에서 중심파장과 파장대역과 함께 간섭무늬에서 측정된 반치폭의 값을 볼 수 있다. 이는 간섭무늬에서 그 높이의 반이 되는 두 지점간의 거리를 측정한 값이다. 이 값을 분해능이라고 말하는데 이 분해능은 인접한 두 개의 간섭무늬를 어느 정도의 간격까지도 구분이 가능한지를 결정할 수 있게 되므로 가능한 작은 값을 가지는 조건을 만족시키는 것이 바람직하다. 실험에서 사용한 광원을 이용한 경우 이 분해능 값이 15μm로 측정되었고 그러므로 15μm 정도까지 인접한 두개의 간섭 무늬는 구분이 가능하다. 또한 실제 측정에서도 인접한 두개의 경계면의 거리가 이 정도까지는 구분이 가능하다.

앞서 언급한대로 펄스 모양인 경우보다는 가우시안 형태인 경우에 간섭무늬에서 사이드로브가 현저하게 감소하게 된다. 이는 광원 제작 시 가우시안에 근접하게 설계되어야 함을 의미한다.

OCT에 사용되는 광원의 종류는 SLD, EELED, ASE 등이 사용되며 출력, 파장대역, 가우시안 스펙트럼을 가지는 광원의 선택이 중요하다.

III. 광학 영상기의 구현

1. 광학 영상기의 광학부

구현된 광학 영상기는 근적외선 영역의 광원을 사용하고 광섬유에 기반한 마이켈슨 간섭계이다. 광원은 SLD (superluminescent light-emitting diode, SLD1300S)를 이용하였다. 이의 중심 파장은 1310nm 이고 3dB 광 대역이 약 50nm이다. 측정된 광원의 전력은 약 1.5mW이다. 이 광원의 사용에 따른 축방향의 해상도 즉, A-scan의 해상도 ΔL_{FWHM} 는 (7)에 의하여 약 15μm 이다. A-scan 해상도가 그림 5에 나타나 있고 이를 Δz 로 표기하기도 한다. 실제로 SLD 광원에 대한 간섭계 출력을 그림 6에 도시하였다. 그림 6(a)는 간섭계를 거친 후의 변조 신호이고 Doppler 주파수가 20kHz이다. 그림 6(b)는 복조후의 파형으로 공간

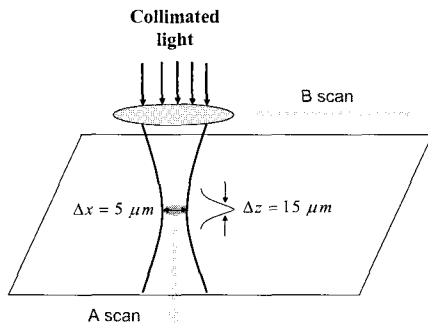


그림 5. OCT의 A-scan 및 B-scan 해상도.
Fig. 5. A-scan and B-scan resolution of OCT.

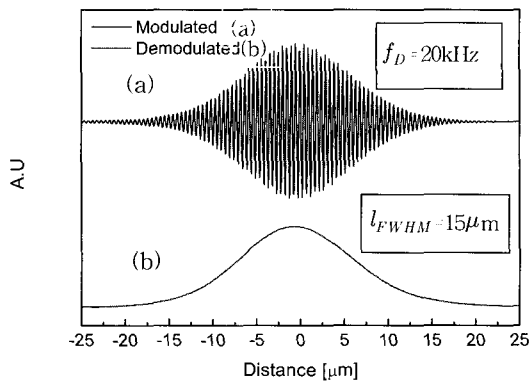


그림 6. 간섭계 통과후의 OCT 신호 (a) Doppler 주파수=20kHz, (b) 공간영역 해상도≈15μm.
Fig. 6. OCT signal through interferometer (a) Doppler frequency=20kHz, (b) spatial resolution≈15μm.

상의 해상도는 약 15μm 임을 검증한다.

간섭계의 2×2 광커플러(optical coupler)는 광원의 전력을 50:50으로 기준 거울 부분과 표본 부분으로 분리한다. 기준 거울은 Al 코팅된 거울(반사율은 > 90%)로써 스테이지에 장착되어 광을 반사한다. 사용된 스테이지는 PI사의 V-102 모델이다. 스테이지의 속도는 16mm/s 즉, 1.3Hz로 고정되어 있고 이동 거리는 6mm이다. Doppler 주파수 f_D 는 이론치가 (8)에 의하여 약 25kHz이고 측정된 값은 약 20kHz이다. 이러한 차이는 스테이지에 사용되는 모터의 방향 전환점에서의 백래시와 데드존에 기인함을 예측할 수 있다.

표본부에서는 집광된 광원이 초점거리 $f = 10\text{mm}$, 굴절율을 $N.A. = 0.35$ 인 마이크로 렌즈를 통과한다. 이 광선의 spot 크기가 그림 5에서 보는 바와 같이 B-scan 해상도 Δx 이며 $5\mu\text{m}$ 정도이다. B-scan을 위한 스테이지는 CHUO SEIKI사의 MS-C2를 사용하였으며 이의 최대 해상도는 $2\mu\text{m}$ 이다. B-scan을 위한 실제의 해상도는 $5\mu\text{m}$ 을 넘지 않으면 되므로 $4\mu\text{m}$ 로 정하였다. 관찰하고자 하는 표본으로 우선 광학 영상기의 동작을 검증하기 위하여 이미 두께 정보를 알고 있는 슬라이드 글래스($t=1\text{mm}$)와 커버

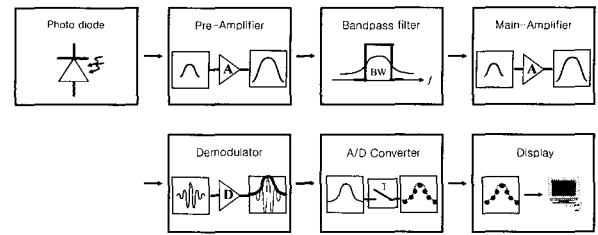


그림 7. OCT의 신호처리부.
Fig. 7. Signal processing part of OCT.

글래스($t=200\mu\text{m}$)를 쌓아 놓은 형태를 이용하였다. 글래스의 굴절율은 $1.3\mu\text{m}$ 의 광에 대하여 $n=1.5$ 를 가진다. 이후 실험에서는 양파 표본을 이용하였다. 양파의 내부 구조는 이미 알려져 있으므로 2-D OCT 영상으로 널리 사용되는 표본이다.

2. 광학 영상기 신호처리부

OCT 신호처리부의 구현을 위한 시스템의 요소들을 나열하면 다음과 같다. 그림 7과 같이 광검출기에서 광신호를 전기적 신호로 변환하는 포토다이오드의 전류 신호를 전달 임피던스 증폭기를 통하여 전압으로 바꾸고 이를 전치증폭기(pre-amplifier)로 증폭한다. 이 신호는 기준 거울의 직선 운동 속도에 비례하는 주파수를 가지는 변조 신호가 된다. 이 변조 신호의 잡음을 제거하기 위해서 변조 주파수를 중심으로 대역(bandpass) 필터링을 해야 한다. 다음에 주증폭기(main-amplifier)를 거치면 증폭된 변조 신호를 구하게 된다.

반사위치 정보는 변조 신호의 포락선(envelope)에 담겨 있고 이의 추출이 복조 과정이다. 복조는 경제성을 위하여 포락선 검출기 소자를 이용하였다. 복조된 포락선 신호는 A/D 변환기를 거쳐 샘플링하고 이것이 표본의 깊이 방향 정보를 담고 있으며 이 과정이 A-scan에 의해서 얻어진 것이다.

신호 처리 각 부의 구체적인 내용은 다음과 같다. 신호 처리부는 아날로그 신호처리부와 디지털 신호 처리부로 나눌 수 있다. 아날로그 신호처리부는 광신호 검출기, 전치증폭기, 대역 필터, 주증폭기, 복조부로 나눌 수 있고 디지털 신호 처리부는 A/D 변환기부, 화면 표시부로 나눌 수 있다.

광신호 검출기(photo detector)는 광원으로부터 입력되는 빛의 세기를 감지하여 전류신호로 바꾼 뒤 증폭하는 회로로서 출력되는 전압은 포토 다이오드가 감지한 전류와 저항 R과 곱함으로써 얻을 수 있다. 사용되는 칩은 매우 낮은 입력 바이어스 전류를 갖는 Analog Device사의 AD549(ultra low input bias current operational amplifier)이다.

대역 필터는 (9)와 같은 전달함수를 가지는 BURR-BROWN사의 UAF42를 사용하여 설계하였다. Q (quality 인자) 값의 향상을 위해 2차 필터가 2개 직렬 연결된 4차의 Butterworth 필터로 설계하였다.

$$\frac{V_{BP}(s)}{V_i(s)} = \frac{A_{BP}w_n/Qs}{s^2 + sw_n/Q + w_n^2} \quad (9)$$

여기서 $V_i(s)$ 와 $V_{BP}(s)$ 는 각각 입력 전압 v_i , 출력 전압 v_{BP} 의 라플라스 변환, A_{BP} 는 이득, w_n 은 natural

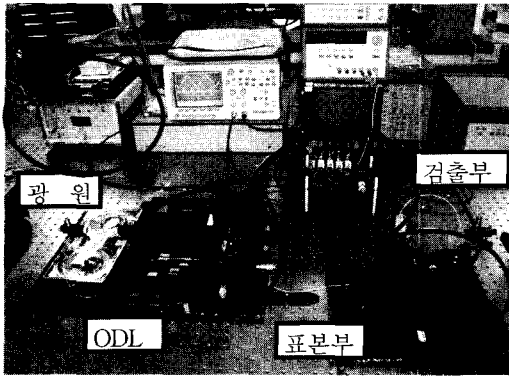


그림 8. 구현된 OCT 시스템의 광학부 및 신호처리부.
Fig. 8. Optical and signal processing parts of OCT.

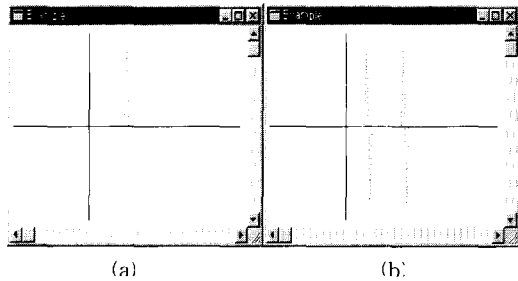


그림 9. 파형발생기의 삼각파를 NI-DAQ 보드로 (a) 한 개, (b) 두 개를 획득한 신호.
Fig. 9. Acquired (a) one and (b) two triangular waveform from functional generator by NI-DAQ.

주파수이다. 대역 필터의 중심 주파수는 Doppler 주파수(= f_D)인 20kHz이고 대역폭은 10kHz이다.

복조부는 대역 필터로부터 들어오는 신호의 포락선만을 취해서 컴퓨터의 A/D 보드로 보낸다. 복조부는 lock-in 증폭기가 주로 사용되나 실용성을 고려하여 사용한 칩은 MAXIM사의 MX526A로서 RMS-to-DC 변환기이다. 즉, 입력 신호 전압을 제공하고 LPF를 거치는 소자이다.

디지털 신호처리부는 복조된 간섭계 출력을 A/D 변환을 하여 1-D의 A-scan 데이터를 획득한다. 이의 구현은 NI-DAQ(data acquisition)로 최대 5M sample/s의 샘플링 속도를 가지는 National Instrument사의 NI-6110E 보드이다. 그림 8은 실험실에서 구현된 광학 영상기 시스템으로 광원부, ODL 부, 신호처리부, 표본부를 각각 원으로 표시하였다. 오실로스코프 상에는 ODL의 출력 파형과 슬라이드 글래스 시편에 대한 간섭계 출력이 나타나 있다.

IV. 실험

1. 1-D OCT 신호의 분석

본 실험에서는 NI-DAQ 보드의 동작을 확인하고 슬라이드 글래스와 커버 글래스를 시편으로 하는 1-D OCT 영상에 대한 실험을 확인하였다. 시편은 투명한 글래스의 재질로 내부 재질에 따른 굴절률을 이미 알고 있고 빛을 잘 투과하며 경계면에서의 반사가 일정하여 OCT 시스템의 정상 동작을 검증하는데 적합하다. 따라서 이 시편에 대한 신호 처리

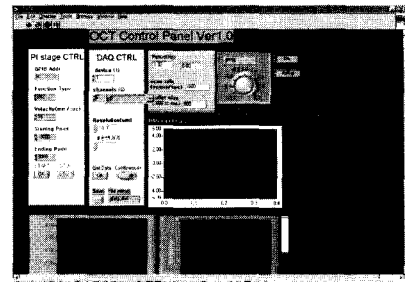


그림 10. ODL 및 DAQ 파라미터 설정을 위한 LABVIEW 구동 패널.
Fig. 10. LABVIEW operating panel for setting up ODL and DAQ parameters.

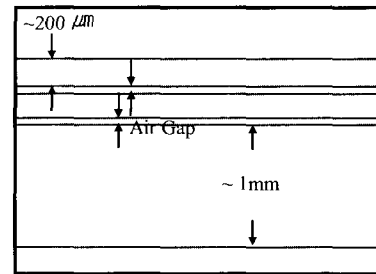


그림 11. 커버 글래스 2장과 슬라이드 글래스 1장을 쌓은 표본.
Fig. 11. Sample stacked with two cover glasses and one slide glass.

의 각 부에 대한 신호를 관찰하고 경계면에서의 신호의 특성 등을 파악하고자 한다.

그림 9는 파형발생기로부터 발생한 삼각파를 NI-DAQ 보드가 정확하게 A/D 변환을 수행하는지를 관찰한 것이다. 그림에서 보는 바와 같이 한 개의 삼각파와 두 개의 삼각파를 샘플링하여 얻는 후 윈도우 API 프로그램으로 관찰한 것으로 정확하게 동작함을 확인할 수 있다.

그림 10은 Labview로 구현한 OCT 구동 파라미터 설정을 위한 패널로서 PI 스테이지 컨트롤, DAQ 컨트롤을 담당한다. PI 스테이지 컨트롤은 스테이지의 가로, 세로 움직임, 속도, 방향, 주행범위를 결정한다. DAQ 컨트롤은 NI-DAQ 보드의 샘플링 주파수, 샘플 데이터의 저장 기능을 담당한다.

그림 11은 측정하고자 하는 시편의 단면도이다. 위로부터 약 200 μ m의 커버 글래스 두 장과 1mm의 슬라이드 글래스 한 장을 쌓은 것이다. 글래스 사이에는 공기층이 존재한다. 그림 12는 신호처리부 및 각 부의 출력 파형을 나타내었다. 광 검출기와 전치증폭기의 출력을 거친 후의 파형이 A와 같다. 그림 11과 같은 시편에 대해서 광 검출기 출력은 총 6개의 반사면을 갖게 되는데 그림 12의 A에서 보는 바와 같이 6개의 큰 간섭 무늬 군을 볼 수 있다. A에서 신호의 DC 레벨이 불규칙한 것은 반사경에서 되돌아 나온 빛이 반사경의 위치에 따라 다르기 때문이다. 즉 collimator의 정확도가 좋지 않기 때문이다. 여기서 변조 주파수는 반사경의 스캔 속도에 비례하게 되는데 이 주파수를 중심으

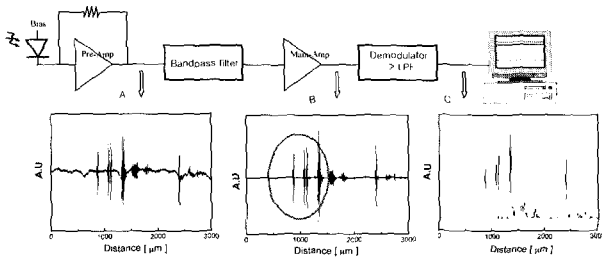


그림 12. OCT 신호 처리부 및 각 부의 출력 파형.
Fig. 12. Output waveform in each OCT signal processing part.

로 대역 필터링을 해 주면 그림 12의 B와 같이 잡음이 제거된 신호를 얻는다.

복조를 위하여 앞서 언급한 대로 포락선 검출기를 이용하였는데 이는 경제적이고 제작이 간편할 뿐만 아니라 lock-in amp에 비하여 변조 주파수의 변화에 민감하게 반응하지 않는 장점이 있다. 복조된 신호가 그림 12의 C와 같은 파형을 얻게 된다. 그림에서 6개의 가우시안 형태의 큰 신호를 볼 수 있는데 이는 시편 내의 각 반사면에서 한번 반사되어 나온 것이다. 각 신호의 폭은 OCT의 해상도를 나타내는데 이는 주로 광원의 대역폭에 반비례하는 잘 알려져 있다. 각 신호 사이의 작은 신호들은 시편의 경계면들에서 여러 번 반사되어 나온 것들로 생체 샘플의 경우에는 잘 나타나지 않는다.

그림 13은 그림 12의 타원 부분 즉, 커버 글래스 두개를 놓고 시스템을 통과한 신호를 확대한 그림이다. 그림 13(a)는 BPF 통과 후의 변조 신호이고 (b)는 복조 후의 Doppler 주파수가 제거된 모습을 보여 주고 있다. 가장 큰 신호(가장 왼쪽 신호)가 빛이 처음으로 반사되는 신호를 검출한 것이고 비슷한 크기를 갖는 두개의 신호중 왼쪽 신호까지가 첫 번째 커버 글래스의 두께를 나타낸다. 왼쪽으로부터 두 번째 신호와 세 번째 신호 사이의 간격은 두 개의 커버 글래스 사이의 공기층을 나타낸다. 왼쪽에서 세 번째 신호와 가장 오른쪽 신호 사이의 거리가 두 번째 커버 글래스 두께를 나타낸다. 그림 12 B의 타원 부분을 확대한 그림 12를 살펴보면 신호의 크기가 약간 다를 수 있다. 그림 12에서는 collimator와 대물 렌즈를 통과한 광의 초점이 두 번째 커버 글래스와 세 번째 슬라이드 글래스 사이에 맞추어졌기 때문에 이 부분의 신호의 세기가 큰 것을 알 수 있다. 그림 13에서는 초점을 첫 번째 커버 글래스에 맞추었으므로 이 부분의 신호의 세기가 커진 것을 알 수 있다. 일반적으로 그림 13와 같이 관심 영역인 표피 근처에 초점을 맞추게 된다.

2. 신호의 동기화

2-D 영상을 얻기 위해서는 ODL과 표본 스캐닝, A/D 변환기 간의 신호의 동기화가 필수적이다. 깊이방향의 A-scan은 기준 거울의 이동에 의하여 이루어진다. 기준 거울의 이동 속도는 16mm/s이고 이동 거리는 단일 방향으로 6mm이므로 1.33Hz의 주파수를 가진다. 그림 14의 A-scan을 위해서는 PI사의 stage를 이용하였는데 내부에 함수발생기가 내장되어 운동의 형태를 함수식에 의하여 조정할 수 있다.

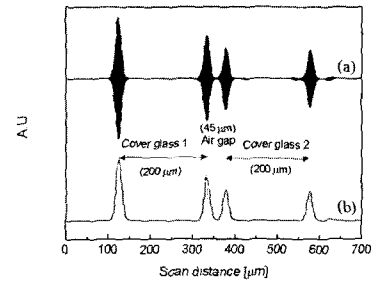


그림 13. 커버 글래스 표본에 대한 (a) 변조 파형, (b) 복조 파형.
Fig. 13. (a) Modulated, (b) demodulated waveform for sample with cover glasses.

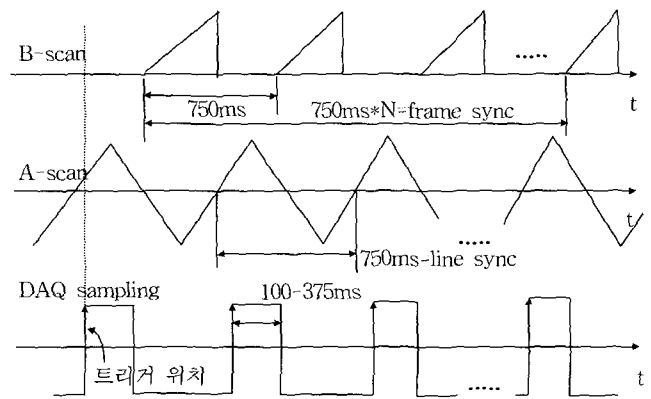


그림 14. 2-D OCT 신호의 동기화를 위한 ODL, 표본 스테이지, DAQ의 타이밍도.
Fig. 14. Timing diagram for ODL, sample stage, and DAQ for synchronizing OCT signals.

본 논문에서는 일정한 속력을 가지는 직선 운동을 하도록 삼각파를 이용하였는데 그림 14의 A-scan과 같이 주기가 약 750ms를 가진다. 이 A-scan 주기가 라인 동기 신호이다. B-scan은 표본 스테이지의 이동으로 한번의 A-scan을 완료 후 픽셀 사이즈만큼 이동하도록 프로그램 하였다. B-scan의 개수는 양파 시편의 경우 500개이고 톱니파를 이용하여 표본 스테이지를 움직였다. 따라서 하나의 영상을 획득하는데 약 5.8분이 걸리게 된다. DAQ의 샘플링 시작을 위한 트리거 신호는 삼각파 입력을 DAQ 보드에 입력하고 적절한 크기의 전압을 트리거 조건으로 하였다. DAQ의 샘플링 속도는 커버 글래스인 경우 2000, 양파 시편의 경우 5000 sample/s로 조정하여 사용하였다.

3. 2-D OCT 영상의 획득

A/D 변환된 신호를 영상화하기 위하여 NI-DAQ 입력 전압의 A/D 변환값 v 를 (10)과 같이 256단계의 역상의 gray 값으로 변환하였다. 보통 v 는 글래스 시편의 경우 $\pm 10V$ 범위의 값을 가진다.

$$\text{Gray level} = \frac{v - v_{MAX}}{v_{MIN} - v_{MAX}} \times 255 \quad (10)$$

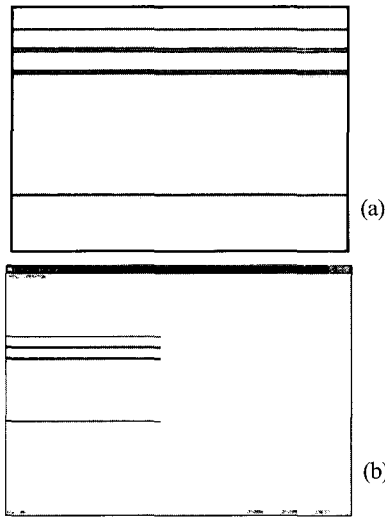


그림 15. 적층 글래스에 대한 (a) 2-D OCT 영상, (b) Windows 화면.

Fig. 15. (a) 2-D OCT image, (b) windows display for stacked glasses.

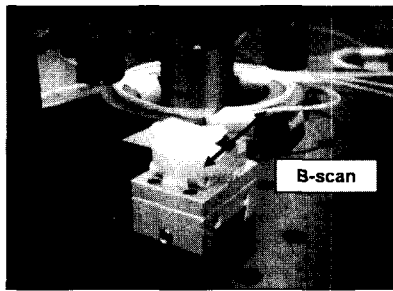


그림 16. 양파의 시편을 표본 스테이지에 올려 놓은 모습.

Fig. 16. Appearance of sample stage putting an onion sample.

2-D OCT 영상 취득을 위한 두 가지 실험을 하였다. 첫째, 하드웨어 동작을 확인하기 위하여 슬라이드에 대한 영상을 얻음으로써 설계한 하드웨어가 정상 동작하는 것을 영상을 통하여 확인하였다. 둘째, 살아있는 생체의 내부 영상을 얻기 위하여 2cm×2cm 양파 시편을 가지고 깊이방향과 길이방향으로 스캐닝 함으로써 단층 영상을 얻었다.

그림 15(a)는 그림 11의 글래스 시편에 대하여 2-D 영상을 구한 것이다. 그림 15(b)는 PC상에서 Visual C++로 실시간 구현된 화면이다. 이는 검출부의 1-D 신호를 ODL의 트리거 신호에 동기 시켜 A/D 변환을 하고 약 500 라인의 축 방향 정보를 2-D 256 gray 신호로 변환한 것이다. 그림에서 보듯이 커버 글래스 2장과 슬라이드 글래스 1장, 그리고 사이의 공기층을 잘 구분해 낼 수 있다. 그림의 슬라이드 글래스 두면의 흐릿한 줄무늬는 앞서 언급한 대로 경계면에서 여러 번 반사된 ghost 영상으로 글래스의 반사율이 매우 좋기 때문에 생기는 현상이다. 그림 16은 살아있는 생체의 내부 영상을 얻기 위하여 2cm×2cm 양파 시편을 표본부에 올려 놓은 모습이다. 표본부에서는 B-scan을 담당한다.

구현된 OCT 시스템을 가지고 양파의 표피 조직에 대한 2-D 단면 영상을 그림 17에 나타내었다. 영상의 크기는

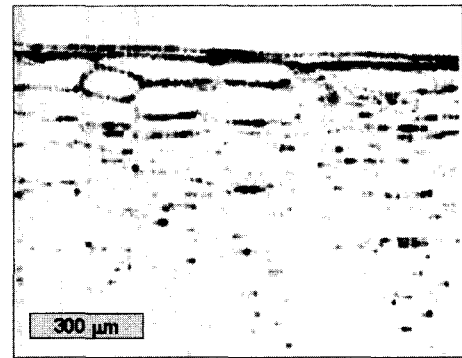


그림 17. 양파 표피로부터 내부 세포에 대한 OCT 영상.

Fig. 17. OCT image for inner cells through the onion skin.

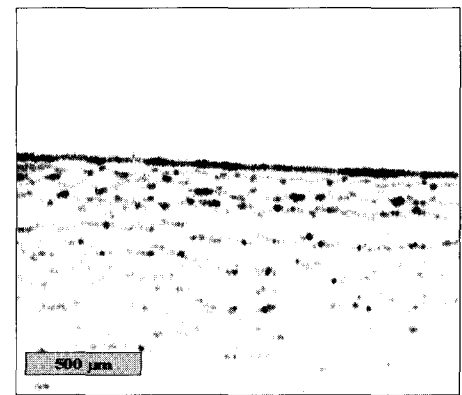


그림 18. 양파 표피 세포에 대한 향상된 OCT 영상.

Fig. 18. Enhanced OCT image for inner cells through the onion skin.

240×372이고 이는 양파의 1.2×1.5mm 단면에 해당하는 영역이다. 세로축은 A-scan으로 양파의 표피로부터의 깊이 방향이고 픽셀당 해상도는 15μm이다. 가로축은 B-scan 방향으로 표피와 평행인 방향으로 픽셀당 해상도는 5μm이다. 그림에서 양파의 표피 부분에 가까운 쪽의 세포가 잘 구분되어짐을 볼 수 있다. 영상의 아래 부분에 있어서는 반사된 빛의 세기가 미약해지므로 세포 조직의 구분이 좋지 않음을 알 수 있다. Collimator 및 렌즈에 대한 조준을 세밀하게 조작하여 SNR을 높인 후의 영상이 그림 18에 나타나 있다. 그림에서 깊이 방향으로의 해상도가 매우 좋아 졌음을 알 수 있다. 이때 영상의 해상도는 500×500로서 2.0×6.0mm 단면 영상에 해당한다. A-scan 해상도는 15μm이고 B-scan 해상도는 4μm이다.

V. 결론

지금까지 OCT 시스템의 광학부, 신호처리부를 설계하고 하드웨어로 구현하여 2-D 영상화하는 실험하였다. 광학부는 OCT 간섭계의 원리를 광원의 스펙트럼에 따라 알아보았다. 영상의 해상도를 높이기 위해서는 스펙트럼의 대역폭이 중요한 역할을 하고 간섭 후의 사이드로브 제거를 위해서는 가우시안 형태의 스펙트럼을 가지는 광원의 중요성에 대하여 시뮬레이션 및 검증을 하였다. 추가적으로 광학부 및 신

호처리부에 대한 구현을 하였다. 실험은 슬라이드에 대한 1-D 영상을 분석하였고 2-D 영상을 얻기 위한 동기화 문제를 분석하였다. 살아있는 생체의 내부 조직을 관찰하기 위하여 양파 시편을 가지고 깊이방향과 길이방향으로 스캐닝함으로써 2-D gray 영상을 얻었다. 실험결과에서 양파내부의 세포조직을 비교적 선명하게 관찰 할 수 있었다. 획득한 영상의 크기는 500×500의 2mm×6mm 단면 영상으로 깊이 방향의 해상도는 15 μ m, 길이 방향의 해상도는 5 μ m 정도를 얻었다. 향후 하드웨어를 보완하여 영상의 획득 속도 및 해상도를 높이고 잡음을 줄임으로써 의료 기기 등에 상용화될 수 있을 것으로 생각된다.

참고 문헌

- [1] 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* 254, pp. 1178-1181, Nov. 1991.
- [2] J. M. Schmitt, "Optical coherence tomography (OCT): a review", *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, vol. 5, no. 4, pp. 1205-1215, July/Aug. 1999.
- [3] J. G. Fujimoto, W. Drexler, U. Morgner, F. Kartner, and E. P. Ippen, "Optical coherence tomography: high resolution imaging using echoes of light," *Optics and Photonics News* 11, pp. 24-31, Jan. 2000.
- [4] E. A. Swanson, D. Huang, M. R. Hee, J. G. Fujimoto, C. P. Lin, and C. A. Puliafito, "High speed optical coherence domain reflectometry," *Opt. Lett.* 17, pp. 151-153, Jan. 1992.
- [5] C. A. Puliafito, M. R. Hee, C. P. Lin, E. Reichel, J. S. Schuman, J. S. Duker, J. A. Izatt, E. A. Swanson, and J. G. Fujimoto, "Imaging of macular disease with optical coherence tomography (OCT)," *Ophthalmology* 102, pp. 217-229, Feb. 1995.
- [6] G. J. Tearney, M. E. Brezinski, S. A. Boppart, B. E. Bouma, N. Weissman, J. F. Souther, E. A. Swanson, and J. G. Fujimoto, "Catheter-based optical imaging of a human coronary artery," *Circulation* 94, pp. 3013, Dec. 1996.
- [7] Z. Chen, T. E. Milner, X. Wang, S. Srinivas, and J. S. Nelson, "Optical Doppler Tomography: Imaging in vivo Blood Flow Dynamics Following Pharmacological Intervention and Photodynamic Therapy", *Photochemistry and Photobiology*, vol. 67, pp. 1-7, 1998.
- [8] D. Koozekanani, K. Boyer, and C. Roberts, "Retinal thickness measurements from optical coherence tomography using a markov boundary model", *IEEE tr. on Medical Imaging*, pp. 900-916, vol. 20, no. 9, Sep. 2001.
- [9] S. Yazdanfar, A. M. Rollins, and J. A. Izatt, "In vivo imaging of blood flow in human retinal vessels using color doppler optical coherence tomography", *SPIE Conf. on Coherence Domain Optical Methods in Biomedical Science and Clinical Applications*, San Jose, California, pp. 177-184, Jan. 1999.
- [10] D. Piao, N. G. Chen, Q. Zhu, N. K. Dutta, and L. L. Otis, "Imaging of fluid flow velocity using doppler optical coherence tomography: preliminary results", *Proc. of the IEEE 27th Annual Northeast Bioengineering Conf.*, pp. 55-56, 2001.
- [11] J. G. Fujimoto, C. Pitris, S. Boppart, and M. Brezinski, "Optical coherence tomography, an emerging technology for biomedical imaging and optical biopsy," *Neoplasia* 2, pp. 9-25, Jan. 2000.
- [12] Y. Ishihara, A. Horii, T. Xie, A. Uchiyama, T. Hirata, S. Iizuka, M. Kaneko, H. Mizuno, "Development of endoscopic optical coherence tomography (EOCT)", *Asian Symposium on Biomedical Optics and Photomedicine*, pp. 140-141, Oct. 132-133, Sapporo, Japan, 2002.
- [13] 정태호, 박양하, 오상기, 김용평, "Low Coherence 특성의 SLD를 이용한 2차원 OCT 영상 구현", *한국광학회 2003년도 동계학술발표회논문집*, pp. 290-291, Feb., 2003.
- [14] 오정택, 황인덕, 윤길원, 김승우, "Opti-Phase OCR 모듈을 이용한 OCT 시스템 개발", *한국광학회 2003년도 동계학술발표회논문집*, pp. 294-295 Feb. 2003.
- [15] 손상륜, 이상원, 김법민, "저 결맞음 간섭계를 이용한 피부 표면 굴곡 측정에 관한 연구", *한국광학회 2003년도 동계학술발표회논문집*, pp. 288-289, Feb. 2003.
- [16] X. Li, *Texture Analysis for Optical Coherence Tomography*, Dissertation, Univ. of Arizona, 2001.
- [17] M. D. Kulkarni, C. W. Thomas, and J. A. Izatt, "Image enhancement in optical coherence tomography using deconvolution", *Electronics Letters*, pp. 1365-1367, 31st Jul. 1997.
- [18] J. Rogowska and M. E. Brezinski, "Evaluation of the adaptive speckle suppression filter for coronary optical coherence tomography imaging", *IEEE trans. on Medical Imaging*, vol. 19, no. 12, pp. 1261-1266, Dec. 2000.
- [19] D. Piao, Q. Zhu, N. K. Dutta, S. Yan, and L. L. Otis, "Coherent artifacts in optical coherence tomography: observation and cancellation", *Proc. of the IEEE 27th Annual Northeast Bioengineering Conf.*, pp. 53-54, 2001.
- [20] 이병하, "광역상진단기를 위한 광지연선로", *한국광학회 2002년도 동계 학술발표회*.
- [21] EunSeo Choi, Young-Jae Kim, Changsu Lee, Jihoon Na, Changsu Na, Byeong Ha Lee, "OCT premier in korea", *Asian Symposium on Biomedical Optics and Photomedicine*, pp. 142-143, Oct. 21-23, Sapporo, Japan, 2002.
- [22] B. H. Lee, T.-J. Eom, E. Choi, Y.-J. Kim, and C. Lee, "All fiber delay line for OCT based on fiber gratings", *Asian Symposium on Biomedical Optics and Photomedicine*, pp. 140-141, Oct. 21-23, Sapporo, Japan, 2002.
- [23] 이병하, 최은서, 나지훈, 이창수, "OCT를 위한 신호처리계", *한국광학회 2003년도 동계학술발표회논문집*, pp. 292-293, Feb. 2003.

[24] Byeong Ha Lee, Tae-Jung Eom, Eunseo Choi, Young-Jae Kim, and Changsu Lee, "All fiber delay line for OCT based on fiber gratings", Photonics West, San Jose, Jan. 28-30, 2003.

[25] E. Choi, Y.-J. Kim, M. J. Kim, C. Lee, and B. H. Lee, "OCT resolution enhancement using long-period fiber grating and

erbium-doped fiber, Photonics West, San Jose, Jan. 28-30, 2003.

[26] Edited by B. E. Bouma, G. J. Tearney, Handbook of Optical Coherence Tomography, Havard Medical School et. al., 2002.

[27] www.humphrey.com

[28] www.lightlabimaging.com



이 장 수

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



나 지 훈

1976년 4월 9일생. 2003년 수원대학교 전자공학과 졸업. 현재 광주과학기술원 정보통신공학과 석사과정. 주요 관심 분야는 OCT, 광 신호처리.



이 병 하

1961년 5월 16일생. 1984년 서울대학교 물리학과 졸업. 동 대학 석사(1989), Univ. of Colorado at Boulder 박사(1996). 현재 광주과학기술원 정보통신공학과 조교수. 주요 연구 분야는 Fiber gratings, OCDMA, Photonic Crystal

fibers, OCT.