

광섬유를 이용한 광영상단층촬영기 제작에 관한 연구

(A Study on Optical Coherence Tomography System by Using the Optical Fiber)

양승국 · 박양하 · 장원석 · 오상기 · 이석정 · 김기문

(Sung-Kuk Yang · Yang-Ha Park · Won-Seak Jang · Sang-Ki Oh · Seok-Jeong Lee · Ki-Moon Kim)

요 약

본 연구에서는 인체에 무해하며, 고분해능 측정과 저가격화 및 소형으로 제작이 가능한 광섬유를 이용한 광영상 단층촬영기 제작에 관한 것이다. 시스템의 기본원리는 마이켈슨 간섭계를 이용한 것으로서 광섬유를 이용하여 간섭계를 구성하였다. 시스템의 구성으로는 광원은 분해능 및 측정범위를 고려하여 1,300[nm] 중심파장을 가지며 대역폭이 35[nm]인 상용제품의 SLD(Superluminescent diode)를 사용하였으며, 샘플내부의 영상을 검출하기 위한 간섭신호 검출방법은 기준거울이 선형적으로 이동하여 광경로를 일치하는 광지연선로를 구성하였다. 그리고 간섭계는 단일모드 광섬유를 이용하여 마이켈슨 간섭계를 구성하였으며, 스캐너는 시준기를 이용하여 샘플에 대한 초점을 고정하였으며, 스텝모터를 이용하여 샘플에 대한 횡단방향의 이동을 통해 샘플의 2차원 단층영상을 측정하도록 하였다. 수광부는 소신호인 간섭신호를 검출하기 위하여 감도가 뛰어나면 잡음특성이 우수한 800~1,700[nm] 측정범위의 광검출기를 사용하였다. 신호처리부에서 간섭신호의 포락선 신호만을 검출하기 위하여 증폭 및 필터링 하여 A/D 변환을 거친 후 영상검출 프로그램을 통해 실시간으로 단층영상을 나타내도록 하였다. 측정결과 분해능은 약 30[μ m]로서 이론식과 일치함을 확인하였으며, 샘플을 이용한 단층촬영에서 실시간으로 양과조직의 조직형태를 측정하였다.

Abstract

In this paper, we have studied the OCT(Optical Coherence Tomography) system which has been advantages of high resolution, 2-D cross-sectional images, low cost and small size configuration. The characteristics of light source determine the resolution and coherence length. The light source has a commercial SLD with a central wavelength of 1,285 nm, 35.3 nm(FWHM). The optical delay line is necessary to make equal with the optical path length to scattered light or reflected light from a sample. In order to make equal the optical path length, the stage that is attached to a reference mirror is controlled by a step motor. And the interferometer is configured with the Michelson interferometer by using a single mode fiber, and the scanner can be focused on the sample by using a reference arm. Also, the 2-dimension cross-sectional images were measured with scanning the transverse direction of the sample by using a step motor. After detecting the internal signal of lateral direction, a scanner is moved to obtain the cross-sectional image of 2-dimension by using step motor. A photodiode, which has high detection sensitivity and excellent noise characteristics has been used. The detected small signal has a noise and interference. After filtering and amplifying the signal, the output signal is demodulated the waveform. And then, a cross-sectional image is seen through converting this signal into a digitalized signal by using an A/D converter. The resolution of the sample is about 30 μ m, which corresponds to the theoretical resolution. Also, the cross-sectional images of onion cells were measured in real time scheme.

Key Words : Optical Coherence Tomography, SLD, Michelson interferometer, Interference

* 주저자 : 한국전기연구원전자의료기기연구그룹
Tel : 031-500-4823, Fax : 031-500-4820
E-mail : opticalgyro@hanmail.net

접수일자 : 2004년 4월 30일
1차심사 : 2004년 5월 12일
심사완료 : 2004년 7월 1일

1. 서 론

18세기에 제작된 현미경에서부터 현재까지의 X선 촬영기 및 MRI 장비들은 생물학이나 의료분야에서 없어서는 안 될 중요한 계측장비가 되었으며, 이러한 장비의 발전으로 인하여 생명공학 및 의료공학의 급속한 발전을 가져오게 되었다. 그러나 기존의 사용되고 있는 X선 촬영기, 자기 공명영상 촬영기, 초음파 촬영기 등은 인체의 유해성 문제와 장비의 가격 그리고 측정 분해능 등의 문제점을 가지고 있다. 이러한 문제를 보완하기 위하여 광영상단층촬영기(Optical co herence tomography system : OCT)에 대한 연구가 활발히 진행중에 있다. OCT시스템의 기본적인 원리는 마이켈슨 간섭계를 이용한 것으로서 연구 시초는 1991년 MIT의 D. Huang에 의해서 처음 소개되어 실시간으로 살아있는 조직 및 세포의 측정이 가능함을 언급함으로써 급속한 발전을 가져오게 되었다[1-2].

근적외선 파장의 광원을 사용하여 측정샘플과 접촉하지 않고 측정할 수 있는 OCT 시스템은 기존의 단층촬영기법과는 다른 차세대 첨단의료영상 기법으로서 다음과 같은 장점을 가지고 있다.

첫째, 비절개적인 방법을 통하여 실시간으로 생체 내부를 볼 수 있다. 둘째, X-ray처럼 생체 이온화를 야기시키지 않으므로 인체에 무해하다. 셋째, 극초단 펄스 레이저를 광원으로 사용하면 초음파 단층촬영기를 훨씬 능가하는 sub-micro급 고분해능 영상을 얻을 수 있다. 넷째, 특정한 파장을 사용하여 기능성이 추가된 FMRI(Functional magnetic resonance imaging : FMRI)처럼 기능적 정보를 얻을 수 있으며, 이는 화학적인 구성성분의 분석에도 이용이 가능하다. 다섯째, 다른 영상계로는 분석해 내기 어려운 부드러운 조직 간의 차이를 구분해 낼 수 있으므로 보다 정밀한 영상을 얻을 수 있다. 마지막으로, 광섬유를 이용하여 시스템을 구성하는 경우 소형으로 제작할 수 있으므로 이동성에 큰 장점을 지닐 수 있다[3].

OCT시스템의 가능성은 넓은 대역 및 짧은 가간섭 광원의 개발로 가능하게 되었다. OCT 시스템은 상용의 고휘도 현미경 및 공초점 현미경의 측정 범

위 보다 깊은 조직의 미세구조의 단층을 영상화 할 수 있다. 따라서 안구와 개구리 태아 등의 투명한 조직에서는 2[cm]이상의 깊이까지 측정이 가능하며, 피부와 산란이 심한 조직에서는 1~2[mm] 깊이 정도의 작은 혈관이나 조직들을 영상화 할 수 있다[4].

본 연구에서는 광섬유를 이용한 OCT 시스템 제작을 위하여 시스템의 기본원리와 각 구성별 원리 및 특성을 살펴본 후 기준 시편을 이용하여 시스템의 분해능을 확인하였으며, 실시간 영상처리 프로그램을 통하여 샘플조직의 단층영상을 측정하였다.

2. OCT 시스템 기본원리

OCT 시스템의 기본원리는 마이켈슨 간섭계에서 발생하는 가간섭 특성을 이용한 것으로서 일반적으로 자유공간상에서의 구성과 광섬유를 이용한 간섭계로 나눌 수 있다.

그림 1과 같이 자유공간상의 마이켈슨 간섭계의 구성도를 이용하여 기본원리를 설명하면 대역폭이 넓은 광원의 광이 빔스플리터를 통과한 후 두 갈래로 나누어진다. 하나의 광은 기준거울로 진행하고, 다른 광은 측정할 샘플로 진행한다. 기준거울과 샘플에서 반사된 각 광은 빔스플리터를 통해 합쳐져서 검출기로 돌아오게 된다. 검출기로 돌아온 광은 샘플 내의 반사광과 기준거울 위치에 따른 반사광의

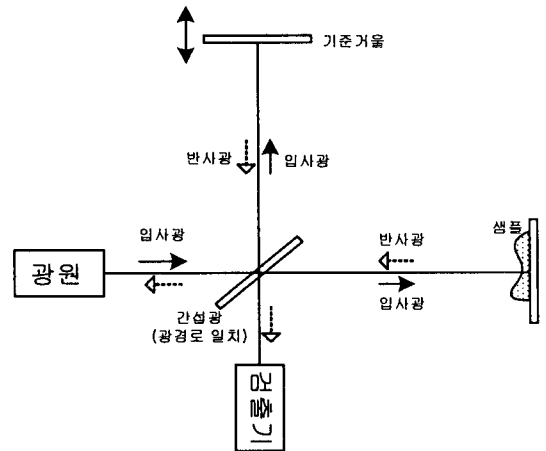


그림 1. OCT 시스템의 기본 개념도
Fig. 1. A diagram of simple OCT system

광섬유를 이용한 광영상단층촬영기 제작에 관한 연구

광경로가 일치하였을 경우 샘플 내부에 대한 각 지점의 반사계수 차이에 의해서 발생한 간섭신호세가 발생하게 된다.

이러한 간섭신호세기에 대하여 신호처리 기법을 적용함으로써 샘플 내부의 단층영상을 얻을 수 있게 된다. OCT 시스템에서 검출기에서 검출되는 신호는 식(1)과 같이 주어진다.

$$I_d = \rho(P_r + P_s + P_z + 2\sqrt{P_r P_s} \cos(k_0 \Delta l)) \quad (1)$$

여기서 ρ 는 광검출기 응답특성, P_r 은 광지연선로부의 기준거울 반사된 광세기, P_s 는 기준광과 간섭되는 샘플로부터 산란된 광세기, P_z 는 기준광과 간섭이 일어나지 않은 샘플로부터 반사되어 검출된 광세기이다. 또한 k_0 는 광원의 중심파수이며, Δl 은 기준거울부와 샘플부의 경로차이다. 검출 신호는 ac 형태이며, I_d 의 간섭신호는 다음식과 같이 주어진다.

$$2\sqrt{P_r P_s} \cos(k_0 \Delta l) \quad (2)$$

가간섭 시간 $\tau = \Delta l/c$ 을 사용하면 Δl 은 두 빔에 대한 광경로 길이의 차이이다. 그리고 $k_0 = 2\pi/\lambda_0$ 이며, λ_0 는 파의 중심파장이다.

가간섭 길이는 다음의 식으로 정의 할 수 있다[5].

$$l_c = \frac{2\ln(2)}{\pi} \frac{c}{\Delta\nu} = \frac{2\ln(2)}{\pi} \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda} \approx 0.44 \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda} \quad (3)$$

$\Delta\lambda$ 는 파장단위에서 측정된 스펙트럼의 반치폭(Fu ll-width-half-maximum : FWHM)이다. 반면에, 만약 가간섭길이를 간섭함수의 파워등가(Power-equi valent)폭으로 정의한다면 식(4)와 같이 정의 된다[6]. 이 가간섭길이의 이론식에서 가장 널리 활용되고 있다[7].

$$l_c = \sqrt{\frac{2\ln(2)}{\pi}} \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda} \approx 0.66 \frac{\lambda^2}{\Delta\lambda} \quad (4)$$

가간섭 길이는 신호 포락선의 폭으로 측정되므로 이것은 OCT 시스템에서 측정 분해능에 대한 적정

한 기준이 된다. 매질에서 두 반사판 사이의 거리가 가간섭 길이보다 작다면 두 평판으로부터 발생하는 가간섭 신호는 겹쳐질 것이다. 측정 가능한 분해능을 벗어나 결과적으로 영상대비가 낮아질 것이다.

마이켈슨 간섭계 기본원리 및 가간섭원리를 통해 OCT 시스템의 단층영상측정 원리를 이해할 수 있었으며 그리고 측정분해능의 이론식을 유도할 수 있다.

3. OCT 시스템의 구성 및 특성

OCT 시스템의 기본구성으로는 광섬유를 이용한 간섭계를 구성하였다. 이러한 간섭계는 자유공간 상에서 구성된 간섭계 보다 구성이 용이하며 소형으로 간섭계를 구성 할 수 있다. 시스템의 각각의 구성은 광원 및 광원구동부, 간섭계, 광지연선로부, 스캐너부, 수광부, 신호처리부 그리고 영상처리프로그램으로 구분할 수 있으며, 그림 2는 전체시스템의 구성도이다.

각각의 기능 및 특성을 살펴보면, 먼저 광원은 시스템의 성능에서 측정 분해능 및 투과 깊이를 결정한다. 이러한 광원의 조건으로는 첫번째로 광원의 파장은 생체조직에서 광의 투과가 용이한 파장범위를 가져야 함으로 1,200~1,800[nm] 파장대역의 광원을 사용함으로써 최대 투과를 얻을 수 있다. 두번째로 짧은 가간섭 길이를 가져야 하는데 일반적으로 광원의 방사 대역폭이 넓을수록 분해능과 영상의 대비도를 향상 시킬 수 있다. 세번째로 깊은 생체 조직 구조에서 약하게 산란된 영상의 검출감도 넓은 측정 범위를 위해 광원의 출력이 높아야 한다. 이러한 조건에 의하여 광통신용 광원으로서 상용화 되어 있는 800 또는 1,300과 1,500[nm]에서 침투깊을 가지는 파장의 SLD와 단면 방출 발광 다이오드(Edge-emitting Light diodes : ELED)이다. 광출력 세기 비해 가격이 저렴하여 이상적인 광원이라 할 수 있다[7].

시스템에 사용한 광원은 수십 [μ m]의 분해능을 가지기 위해서 통신용 광원과 달리 센서용 광원으로 많이 사용되고 있는 것으로서 주파수 대역폭이 넓고 가격이 저렴한 러시아의 SUPERLUM사의 중심주파

수가 1,285[nm]이고 반치폭은 35.3[nm]이다. 이론식에 의하면 측정 가능한 분해능은 약 30[μ m]이다.

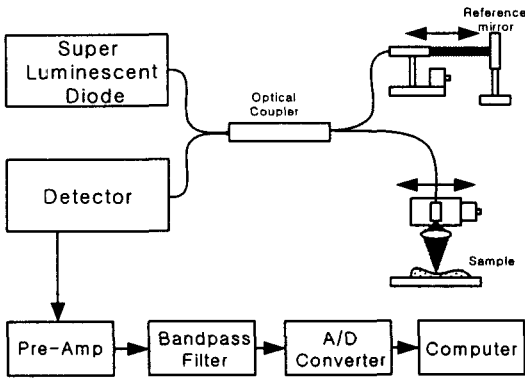


그림 2. 마이켈슨 간섭계를 이용한 OCT 시스템
 Fig. 2. Schematic of OCT system using Michelson interferometer

광원 구동부는 정전류 구동방식으로서 SLD에서 발생하는 열에 의해 출력이 감소됨을 방지 하기 위하여 SLD (Super luminescent diode) 내부의 TEC(thermal electronic cooler)를 이용하여 일정한 온도가 유지되도록 일정한 전압을 공급하도록 온도 제어용 회로를 구성하였다.

OCT 시스템의 간섭계 구성은 기본적인 마이켈슨 간섭계로서 광섬유를 이용하여 구성하였다. 광섬유는 단일모드 파이버와, 2x2의 광커플러를 이용하였으며 광나눔비는 50 : 50이다. 광지연 선로부는 샘플의 각 층에서 발생한 산란이나 반사광과 기준광의 광경로 일치율을 통해 발생하는 간섭신호에 의해서 샘플의 내부를 측정하게 되는데 이러한 광경로의 일치율을 위한 것이다. 이러한 광경로 길이의 변화속도에 따라서 OCT 시스템의 단층영상을 얻는 속도를 결정하게 된다. 따라서 시스템의 구성에서 가장 중요한 위치를 차지하게 된다. 이러한 이유로 인하여 다양한 광지연선로부가 연구 되고 있다. 본 연구에서는 가장 기본적인 기준미러가 부착된 스테이지가 스텝모터에 의해서 선형적으로 이동하는 방식을 이용하였으며, 측정 결과 이동속도는 최고 10[mm/s]이며 최대 250[mm]까지 이동이 가능하다. 또한 기준미러는 광이 수직으로 입력시 1,100~1,500[nm]에서 파장범

위에서 99[%]이상의 반사율을 가진다. 수광부는 샘플에서 반사와 산란에 의해 되돌아온 광과 기준광과의 경로일치에 의한 간섭신호는 매우 미약하다. 이러한 신호를 검출하기 위해서 광검출기 감도가 뛰어나면 잡음특성이 우수한 800~1,700[nm] 측정범위의 NEW FOCUS사의 MOD EL 2017을 사용하였다. 스캐너는 샘플의 한지점에 대한 측방향의 내부 신호검출 후 샘플의 2차원 단층영상을 얻기 위하여 횡방향의 이동을 위해 스텝모터를 이용하였으며 샘플의 면이나 크기가 고르지 않을 경우 측정된 위치에 대하여 정확한 초점을 유지하기 위하여 시준기(collimator)를 이용하였다. 광섬유간섭계를 통해 수광부에 검출된 신호는 약 7[dB]가 감쇠됨을 확인하였다. 이러한 손실원인으로는 광원부와 간섭계 연결시 발생하는 광커넥터 손실 및 지연선로부의 기준거울과 스캐너의 샘플에서 발생하는 광의 입출력 손실에 의해 발생한 값이다. 이러한 손실값은 샘플이 가지는 반사율과 산란율에 따라 다르게 나타난다. 광검출기에 검출된 간섭신호가 광전변환을 통해 전기적 신호로 변환된다. 검출된 신호는 DC 신호성분에 AC 신호성분이 포함되어 있는 형태이며 잡음과 높은 주파수의 간섭신호가 혼합된 소신호로 검출된다. 이러한 신호를 필터와 증폭을 통해 간섭신호만을 검출하여 DAQ보드에서 디지털 신호처리를 통해 영상신호로 변환하게 된다.

4. 단층영상 특성 및 측정

시스템의 특성을 살펴보기 위해 기준샘플을 이용하여 분해능을 측정하였으며, 실시간으로 측정할 수 있는 영상처리프로그램 제작을 통해 샘플을 측정하였다.

그림 3은 간섭계에서 두개의 광경로가 일치하였을 경우 발생한 간섭신호이며, 간섭신호의 폭이 OCT 시스템의 분해능이 된다.

그림 4는 OCT 시스템의 실제 측정 분해능을 확인하기 위하여 이미 알고 있는 기준시편의 두께를 이용하여 간섭신호를 측정한 것이다. 기준시편으로는 150[μ m]의 두께를 가진 커버슬라이드 이용하여 양단면에서 검출된 간섭신호의 거리와 간섭신호의

광섬유를 이용한 광영상단층촬영기 제작에 관한 연구

폭을 비례적으로 계산하여 분해능을 얻을 수 있다. 측정결과 약 $30[\mu\text{m}]$ 의 분해능을 가진다. 실험에서 측정된 분해능은 이론식에서 얻은 결과와 일치함을 확인 하였다. 그리고 간섭신호를 신호처리 과정을 거친 후 포락선 형태만을 단층영상 신호로 이용하게 된다.

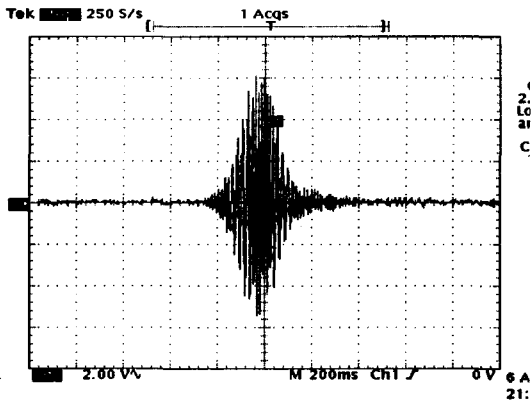


그림 3. 측정된 간섭신호
Fig. 3. A measured coherence signal

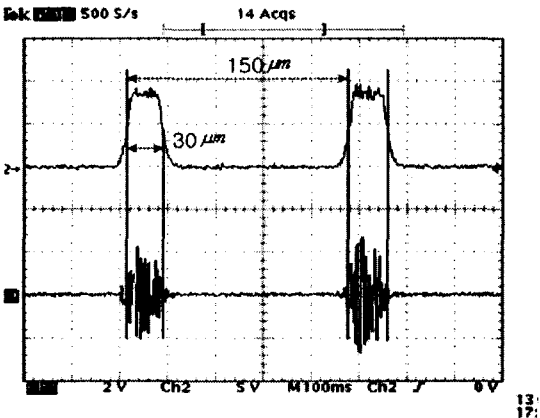


그림 4. OCT 시스템의 분해능 측정
Fig. 4. Measured the resolution of OCT systems

영상처리 프로그램은 신호처리를 통해 얻은 샘플 내부신호를 DAQ(Data acquisition)보드에서 A/D 변환 과정을 거친 후 샘플의 한 지점에 대한 내부 신호를 파형형태로 출력한 후 검출신호 크기에 비례하여 그레이 스케일을 이용하여 영상신호로 변환한 후

화면에 나타내게 되고 스캐너의 이동에 의해 이웃한 지점의 내부 영상들을 조합하여 2차원 영상을 실시간으로 나타내도록 하였다. 그림 5는 영상처리 프로그램의 흐름도이다. 먼저 영상처리 프로그램을 초기화 한 후 광지연선로부와 스캐너부의 이동을 제어하는 모터구동부와 컴퓨터 상호간의 연결을 설정하고, 각각의 스텝모터 구동부에 따른 이동속도 및 이동거리를 설정한다.

광지연선로부와 스캐너부의 스텝모터들은 단층영상을 촬영할 시작 위치로 이동하게 되면 먼저 광지연선로부의 스텝모터가 이동을 시작하여 한 지점에 대한 샘플의 단층영상 신호를 검출한 후 파형을 나타내고, 한 지점에 대하여 영상신호로 변환한 후 2차원 그래프로 표시한다. 그리고 광지연선로의 시작위치 복귀와 동시에 스캐너는 샘플의 횡방향으로 이동하게 되며 이러한 반복 작업을 통하여 2차원 영상을 나타내고, 스캐너가 지정된 위치까지 이동하면 프로그램이 종료한다.

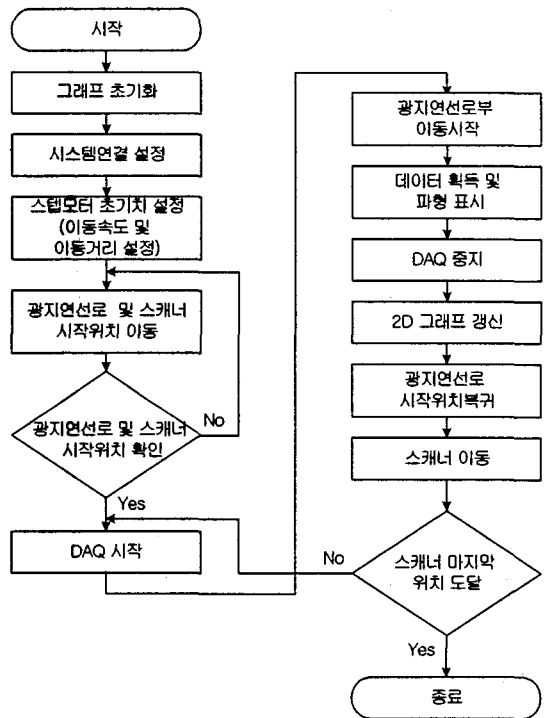


그림 5. 영상처리 프로그램 흐름도
Fig. 5. Diagram of image processing program

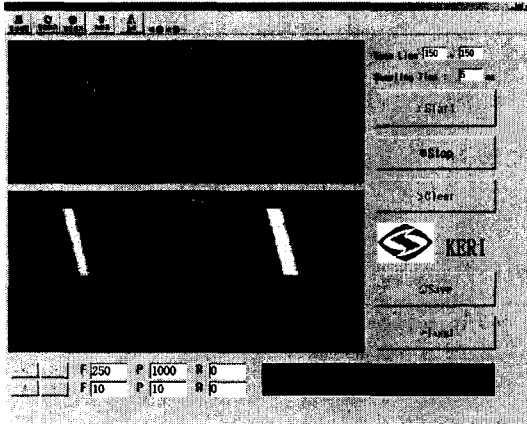


그림 6. 영상처리 프로그램
Fig. 6. Image processing program

그림 6은 제작된 영상처리 프로그램이다. 여기서 파형은 한 지점에 대한 샘플내부 깊이에 따른 검출 신호의 세기를 나타내며, 아래의 단층영상에서 x축은 샘플의 내부 깊이와 y축은 샘플에 대한 횡방향을 나타낸 것이다. 측정된 단층영상을 150[μ m] 두께를 가지는 커버슬라이드 기판에 50[μ m]의 유리테이프를 5장 붙인 샘플을 이용하여 측정한 단층영상이다. 아래쪽 창은 광지연선로부와 스캐너부의 구동부인 스텝모터를 제어하는 창으로써 이동거리와 이동속도를 설정할 수 있다. 광지연선로부의 이동거리는 측정할 깊이 범위를 의미하며 스캐너의 이동거리는 샘플에 대한 한지점에서 이웃하는 지점의 간격을 의미한다. 오른쪽 Scan line창은 광지연 선로부와 스캐너의 이동을 한주기로 한 반복 횟수로서 전체 측정영상의 범위를 설정한다. 샘플링 시간을 조절함으로써 보다 세밀한 검출신호를 영상화 할 수 있도록 하였다.

그림 7은 OCT 시스템을 이용하여 양파의 단층영상을 측정한 것으로서 내부의 영상인 조직층을 확인할 수 있었다. 실제 샘플의 크기는 1.3[mm]×1[mm]이다. 양파의 경우 대부분이 수분으로 구성되어 있어 광의 수분에 의해 흡수되거나 산란되어 선명한 영상을 얻기가 까다롭다.

5. 결 론

본 연구에서 고분해능 측정과 저가격화 및 소형으

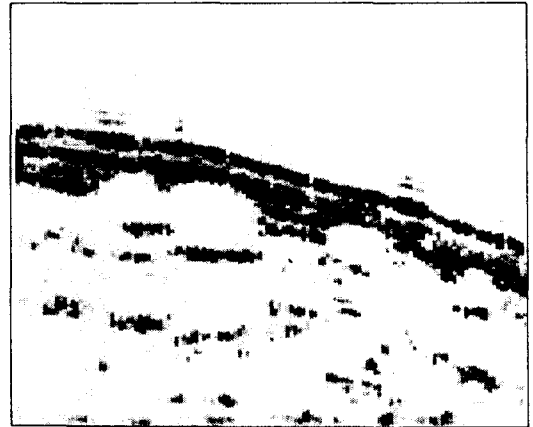


그림 7. 양파의 단층영상
Fig. 7. Onion tomography

로 제작이 가능하여 전세계적으로 많은 연구가 진행 중인 OCT 시스템을 제작하였다. 기본적인 구성으로는 광섬유를 이용한 마이켈슨 간섭계를 이용하여 구성하였으며, 광원은 SUPERLUM사의 중심주파수가 1,285[nm]이고 반치폭은 35.3[nm]인 SLD를 사용하였다. 이론식에 의하면 측정 가능한 분해능은 약 30 [μ m]이고 샘플을 이용한 측정결과 이론치와 일치함을 확인 하였다.

광지연선로부는 기준미러가 부착한 스테이지가 스텝모터에 의해서 선형적으로 이동하는 방식을 이용하였으며, 스캐너는 샘플의 샘플에 대한 횡방향이동을 위해 스텝모터를 이용하였으며 측정된 샘플의 초점을 조절하기 위하여 시준기를 이용하여 구성하였다. 검출된 간섭신호를 신호처리를 통하여 단층영상에 필요한 신호만을 검출한 후 영상처리 프로그램을 통해 실시간으로 단층 영상을 나타내도록 하였다. 이러한 OCT시스템을 통하여 양파의 단층영상을 측정하여 내부조직층을 확인할 수 있었다. 그러나 기본적인 마이켈슨 간섭계를 이용한 OCT시스템은 되돌아온 광의 절반의 신호만을 검출할 수 있으며 검출광의 손실이 많아 영상의 대비도를 많이 떨어뜨린다.

이러한 문제점을 해결하기 위하여 간섭계 구성의 개선이 필요하다. 또한 측정시간을 단축하기 위하여 광지연선로부의 개선으로 통해 짧은 시간내 단층영상을 얻을 수 있도록 하여야 할 것이다.

References

[1] D. J. M. Schmitt "Optical Coherence Tomography (OCT): A Review" IEEE J. Select. Topict Quantum Elec tron. vol.5,pp 1205-1215, 1999.

[2] 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.

[3] S. A. Boppart, M. E. Brezinsk, B. E. Boump, G. J. Tearney, and J. G. Fujimoto, "Investigation of developing embryonic morphology using optical coherence tomography," Dev. Biol., 177, pp. 54-64, 1996.

[4] A. F. Fercher, C. K. Hitzenberger, W. Drexler, G. Kamp, and H. Sattmann, "In vivo optical coherence tomography," Amer. J. Ophthalmol., vol. 116, pp. 113-114, 1993.

[5] F. L. Pedrotti and L. S. Pedrotti, Introduction to Optics, Prectice-Hall International, Inc., 2. edition, 1996.

[6] J. M. Schmitt, A. Knuttel, and R. F. Bonner, "Measurement of optical properties of biological tissues by low-coherence reflectometry," Appl. Opt Lett., vol. 32, pp. 6032-6042, 1993.

[7] L. Thrane, Optical Coherence Tomography(OCT) : A Review, IEEE Journal of Selected Topicts in Quantum Electronics 5(4), 1205-1215 1999.

장원석 (張源碩)

1973년 1월 25일생. 1997년 한양대학교 전자공학과 졸업(학사). 1999년 한양대학교 대학원 전자공학과 졸업(석사). 현재 한국전기연구원 전자의료기기연구그룹 연구원.

오상기 (吳象基)

1953년 4월 26일생. 1977년 조선대학교 전자공학과 학사. 1979년 조선대학교 전자공학과 석사. 1994년 원광대학교 통신공학 박사. 1983년 8월~현재. 한국전기연구원 책임연구원.

이석정 (李錫貞)

1961년 2월 6일생. 1983년 2월 울산대학교 응용물리학과(이학사). 1987년 연세대학교 대학원 물리학과(이학석사). 1998년 한국해양 대학교 대학원 전자 통신공학과(공학박사). 1999년 10월~2002년 4월 동경공업대학교원 연구원. 현재 광주과학기술원 전자통신공학과 연구교수.

김기문 (金其文)

1945년 3월 8일생. 1972년 광운대학교 무선통신공학과 학사. 1972년 건국대학교 전파·통신행정 석사. 1993년 경남대학교 전파·통신행정 박사. 현재 한국해양대학교 전파·통신공학부 교수.

◇ 저자소개 ◇

양승국 (梁承國)

1974년 7월 30일생. 1997년 진주산업대학교 전자공학과 졸업(학사). 1999년 한국해양대학교 대학원 전자통신공학과 졸업(석사). 2004년 한국해양대학교 대학원 전자통신공학과 졸업(박사). 현재 한국전기연구원 전자의료기기 위촉연구원.

박양하 (朴洋夏)

1962년 1월 8일생. 1984년 동아대학교 전자공학과 졸업(학사). 1986년 동아대학교 대학원 전자공학과 졸업(석사). 1990년~현재 : 한국전기연구원 전자의료기기 연구그룹 선임연구원.