

## SS-OCT 방식을 이용한 생체의 표피단면 영상 획득

### Acquirement of *in vivo* epidermal cross-sectional image by using swept source optical coherence tomography

김 훈 섭\*                      임 해 진\*\*                      엄 진 섭\*\*\*  
Kim, Hoon-Sup                      Lim, Hae-Jin                      Eom, Jin-Seob

#### Abstract

In this paper, the swept source optical coherence tomography system has realized using a free-space interferometer based on a beam splitter. Personal computer has completed the control for tunable wavelength laser digitally and the B-scan motor as well. From each experiment for an onion and a salmon egg, we confirmed that the *in vivo* epidermal cross-sectional images for them can be obtained appropriately.

키워드 : 파장 스위핑 레이저, 광 결맞음 단층촬영 기술  
Keywords : Swept Source Laser, Optical Coherence Tomography

#### 1. 서론

최근 OCT(Optical Coherence Tomography)를 이용한 생체 영상진단 기술이 국외는 물론, 국내에서 활발하게 연구되고 있다[1]. 특히, Fourier Domain 방식의 하나인 Swept Source OCT(SS-OCT)는 기존의 Time Domain OCT(TD-OCT)에 비해 고속이며, 안정적이고, 높은 sensitivity를 가진다. 게다가, SS-OCT와 동류의 Fourier Domain OCT 방식인 Spectral Domain OCT(SD-OCT)에서는 회절격자, array detector 등이 요구되어 구성이 복잡함에 비하여 SS-OCT

는 단일 광 검출기(Point Photo Detector)를 사용하므로 시스템이 단순하다. 그리고 미러 이미지를 제거하기 위해 SD-OCT는 정교한 셋업이 요구되는데 반하여, SS-OCT는 간단히 전광변조(Electrooptic Modulation)기법만을 이용하면 미러 이미지를 쉽게 제거할 수 있다[2][3]. 본 논문은 광섬유 간섭계를 이용하는 기존의 구조와는 달리 빔스플리터(BS : Beam splitter)를 사용한 간섭계 구조를 가지는 SS-OCT 시스템을 구현하여 양과와 연어알의 표피 단면 영상을 획득하였다.

#### 2. 이론적 배경

그림 1은 실험에서 사용한 SS-OCT의 구성도이다. Swept source로는 Santec사의 tunable semiconductor laser를 사용하였고 76.15 nm(1510~1586.15 nm) 대역에 걸쳐 0.15 nm 간격으로 파

\* 강원대 춘천캠퍼스 전자공학과 공학석사  
\*\* 강원대 삼척캠퍼스 전자공학과 교수, 공학박사  
\*\*\* 강원대 춘천캠퍼스 전자공학과 교수, 공학박사

장을 스위핑하였다. (식 1)을 통해, OCT 의 축방향 해상도(axial resolution)는 약  $16\mu\text{m}$  임을 알 수 있다.

$$(\Delta z)_{\text{resolution}} = \frac{1}{2 \times \left(\frac{1}{\lambda}\right)_{\text{span}}}, \quad (\text{식 1})$$

실험에 사용된 대물 Lens 는 직경이 25.4 mm, 유효 초점 거리(EFL)가 25.4 mm 이고, 대물 Lens 에 닿는 빔의 spot size 가 약 2 mm 이다. 그러므로 (식 2)를 통해, 측방향 해상도(lateral resolution)는 약  $25.1\mu\text{m}$  임을 알 수 있다. 그리고 초점 깊이(Depth of focus)는 (식 3)을 통해, 대략 0.64 mm 임을 알 수 있다.

$$\Delta x = \frac{4\lambda}{\pi} \left(\frac{f}{d}\right), \quad (\text{식 2})$$

$$\text{Depth of focus} = \pi \times \frac{\Delta x^2}{2 \times \lambda}, \quad (\text{식 3})$$

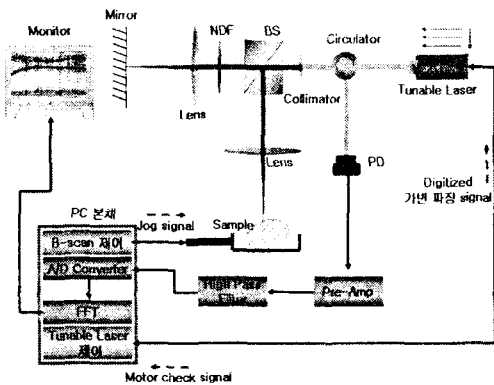


그림 1 SS-OCT 실험 구성도

파장을 스위핑하기 위하여 컴퓨터(PC)에서 Digitized 가변 파장 신호를 생성하였으며 이를 tunable semiconductor laser에 직렬송신하여 파장을 가변시켰다. 이 때, tunable laser는 파장 가변시 발진 파장이 불안정한 상태에서 안정상태로 바뀌어 안정한 파장을 방출하는 시점을 컴퓨터에 motor check signal을 송신하여 알려 준다. 컴퓨터는 이 신호를 수신한 후에 샘플링을 수행하여 파장 변화되는 도중에 간섭신호가 샘플링되는 것을 방지하게 된다.

나중에 획득된 스펙트럼에 대한 FFT 신호처리를 위하여 스위핑 대역 76.15 nm를 512개의 구간으로 나누어 스위핑이 되도록 제어신호를 생성하였다. 광검출기(Photo Detector)로는 NEW FOCUS사의 1611 Low Noise Photoreceiver(IR

1GHz), Pre-Amp로는 Stanford Research Systems사의 Low Noise Pre-amplifier를 사용했다. 기준광 쪽에 NDF(Neutral Density Filter)를 사용해서, 미러에서 반사되어 돌아오는 광 파워와 샘플광에서 반사되어 돌아오는 광 파워 비율을 줄여 주었다. 이는 샘플에서 맞고 온 빛이 무척 약함을 고려한 구성이다. 광원과 빔 스플리터 사이에 서큘레이터를 그림 1처럼 배치하여 기준광과 샘플광에서 반사되어 돌아오는 빛이 광원으로 퍼드백되는 것을 차단하였으며, 이 빛들이 대부분 그대로 광검출기로 전달되도록 하였다.

A/D 변환은 GAGE APPLIED SCIENCES 회사의 CS1250 보드를 이용해서 수행하였으며 이는 간섭 신호를 10MS/s(최대 50MS/s)로 샘플링하고, 샘플치를 4096레벨(12bit)로 변환시킨다. 한편, 길이방향 스캔을 위해서 THORLAB 회사의 Step motor 인 ZST25B 모델을 이용하였다. ZST25B 는 TST001 드라이버에 의해 개인용 컴퓨터와 USB 통신으로 구동된다. 이 때 샘플은 길이방향(B-scan)으로 총 1mm 스캔되며, 매번  $2.5\mu\text{m}$ 씩 증가되도록 하였다. 따라서 1회의 스캔에서 400개의 샘플위치가 존재한다. 그리고 각 샘플위치에서 파장 스위핑이 512 단계로 이루어지므로 발생하는 총 샘플링 횟수는 204800회 이다. 이는 CS1250 보드의 SRAM에 저장된 후에 모든 샘플링이 완료되면 컴퓨터의 메모리로 보내지고, 이 데이터를 신호 처리해서, OCT 영상을 얻게 된다.

이 때, SS-OCT 방식은 SD-OCT 방식과 마찬가지로 FD-OCT(Frequency Domain - OCT) 이므로, 파장 도메인( $\lambda$ -domain)상에서 간섭신호가 얻어진다. 따라서 컴퓨터에서 rescaling 과정을 통하여 이를 다시  $k$ -domain상에서의 간섭신호로 바꾸어야 한다.[4] 다음에 이를 FFT하게 되면 이로부터 어느 한 샘플위치에서 기준광과의 거리 차의 함수로서 파워 스펙트럼을 얻을 수 있다. 이를 모니터 상에 표시하면 단층 영상이 얻어진다.

### 3. 실험

본 실험에서는 생체 샘플로서 굴곡이 있는 양과 단면과 연어 알 단면을 측정하였다.

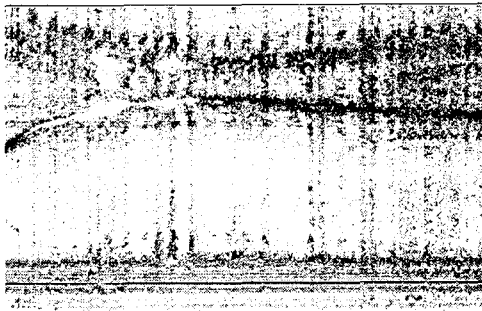


그림 2 측정된 양파 단면 영상

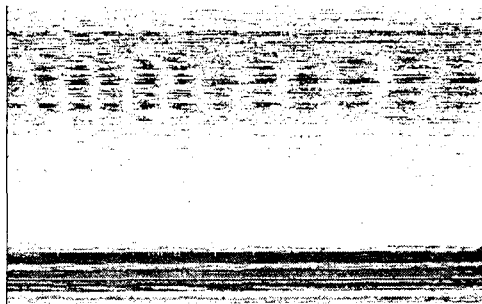


그림 3 측정된 연어알 단면 영상

그림 2는 양파의 겉 표피에 대하여 측정된 단면 영상을 보여준다. 그림에서 보여지듯이 양파 표피의 굴곡된 면이 뚜렷하게 언어짐을 확인할 수 있다. 그런데 그림 2에서 양파 내부의 셀 모양이 정확하게 나타나 있지 않은데 이는 측정에 사용된 광원의 파장이  $1.55\mu\text{m}$  대역이어서 생체내에서 광파워 손실이 많은 대역이기 때문이다. 더 선명한 영상을 얻기 위해서는  $1.3\mu\text{m}$  대역을 사용하여야 하지만 현재의 실험실 사정상 고가의 tunable semiconductor laser를 마련하는 것이 어려웠다. 또한 그림의 윗부분에 나타난 미러 영상을 제거하기 위해서는 기준팔 내에서 전광 위상변조를 수행하고 검출된 간섭신호에 대한 위상복조를 수행하여야 하는데 이 또한 현 시점에서는 수행이 어려웠다. 앞으로 위와 같은 사항들의 보강을 통하여 미러 이미지를 제거할 수 있을 것이며 양파의 셀을 더욱 잘 구분할 수 있을 것이다[5][6]. 그림 3은 연어 알에 대하여 측정된 영상을 보여준다. 그림에서 보여지는 것처럼 연어 알의 겉 표면 경계가 잘 나타나 있고 내부의 모습도 비교적 잘 보여지고 있다. 그러나 이때도 양파의 경우처럼 사용 파장 대역 및 전광 위상변조를 통하여 더욱 선명한 단면 영상을 획득할 수 있을 것이다.

#### 4. 결론

실험에서 굴곡 모양의 양파 표피는 뚜렷이 관찰되었으나 내부의 단면 영상에서 셀은 잘 관찰이 되지 않았다. 반면에 연어 알에 대해서는 양파보다 더욱 선명한 단면 영상을 얻을 수 있었다. 사용한 광원이 수분( $H_2O$ )에 대해 흡수율이 높은  $1.55\mu\text{m}$  대역에 걸쳐 있다고 판단되므로 앞으로 이를 수분에 대해 흡수율이 낮은  $1.3\mu\text{m}$  대역의 고속 파장 가변 광원으로 대체하면 잘 해결될 것으로 사료된다. 더욱이 기준팔내에서 전광 위상변조를 수행하고 추출된 전기 간섭신호에 대한 위상 복조를 수행하면 미러 이미지와 저주파 및 DC 잡음들을 제거할 수 있을 것이며 이를 통하여 더욱 개선된 단면 영상을 획득할 수 있을 것으로 사료된다.

#### Acknowledgement

본 연구는 강원대학교 캠퍼스 간 공동 연구 지원에 의하여 수행되었습니다.

#### 참 고 문 헌

- [1] 이충희, 생체 영상 진단 및 생체 물질 측정 기술, 한국 과학 기술 정보 연구원, 한국, 2005.
- [2] R. A. Leitgeb, C. K. Hitzenberger and A. F. Fercher, "Performance of fourier domain vs. time domain optical coherence tomography," *Optics Express*, vol. 11, pp889-894, 2003.
- [3] Choma, M. A., Sarunic, M. V., Yang, C. H., and Izatt, J. A., Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography. *Opt. Express* 11(18), 2183-2189, 2003.
- [4] K. Y. Kim, M. Y. Namgoong, H. S. Kim, J. R. Lee, J. S. Eom, "Optical Measurement System Realization of Fourier-Domain using High brightness White LED and CCD Array Detector" *Photonics Conference 2006*, Vol. 14, pp.56-57, 2006. 11.
- [5] Yun, S. H., Tearney, G. J., de Boer, J. F., and Bouma, B. E, Motion artifacts in optical coherence tomography with frequency domain ranging. *Opt. Express* 12, 2977-2998, 2004.
- [6] Zhang, J., Nelson, J. S., and Chen, Z. P., Removal of a mirror image and enhancement of the signal-to-noise ratio in Fourier-domain optical coherence tomography using an electro-optic phase modulator. *Opt. Lett.*

산업기술연구(강원대학교 산업기술연구소 논문집), 제28권 A호, 2008.

김 훈 섭, 임 해 진, 엄 진 섭

30(2), 147-149, 2005.

- [7] Chinn, S. R., Swanson, E. A., and Fujimoto, J. G., Optical coherence tomography using a frequency-tunable optical source. Opt. Lett. 22(5), 340-342, 1997.