

850 nm 영역에서의 파장가변 광결맞음 단층촬영장치

Swept source optical coherence tomography at 850 nm

이상원*, 김창석**, 김법민*
 *연세대학교 보건과학대학 의공학부
 **부산대학교 나노과학기술학부
 e-mail : ysviper@hanmail.net

파장가변 광결맞음 단층촬영장치(SS-OCT: swept source-optical coherence tomography)는 스펙트럼 영역의 OCT(SD-OCT: spectral domain OCT)의 한 종류로 기존의 시간 영역의 OCT(TD-OCT: time domain OCT)와 달리 기준 거울의 움직임 없이 샘플의 단면 구조 이미지를 얻을 수 있기 때문에 이미지 획득 속도가 빠르고 신호 대 잡음비가 높은 장점을 가지고 있다. 그리고 SS-OCT는 간섭 신호를 검출하는데 있어 포토다이오드를 사용하기 때문에 분광기를 사용하는 SD-OCT에 비하여 광 노출 시간이 짧아 좀 더 빠른 이미지 획득 속도를 가진다.^[1-3] SS-OCT에서의 포토다이오드 사용은 dual balanced detection을 가능하게 하여 저렴한 비용으로 SD-OCT보다 신호 대 잡음비가 높은 시스템을 구현할 수 있다.^[1,2] SS-OCT는 이러한 장점들을 갖고 있음에도 불구하고 800 nm 대역에서는 좋은 성능을 갖는 광원을 구현하기 어렵기 때문에 비교적 구현이 쉬운 1300 nm 대역에서 연구가 주로 이루어지고 있다. 기존의 논문들에서는 800 nm 대역에서의 파장가변 광원을 구현하는데 있어 레이저 다이오드, 회절격자, PZT를 사용하였으며 회절격자에 나온 0차 회절 빛을 출력으로 사용하였다.^[3,4] 이렇게 구성된 파장가변 광원은 파장의 대역폭(FWHM)이 20 nm 이하로 좁을 뿐만 아니라, 가변 속도도 매우 느리고 회절격자에서 나오는 0차 회절 빛의 각도가 조금만 바뀌어도 OCT의 시스템을 재구성해야하는 단점을 가지고 있다.

본 연구에서는 800 nm 대역에서 넓은 대역폭을 갖는 반도체 광 증폭기(SOA: semiconductor optical amplifier)와 회절격자, 단일모드 광섬유 분배기, 갈바노미터 등을 사용하여 파장가변 광원을 구현하였다. 그리고 구현된 광원을 사용하여 실제로 SS-OCT를 구성하였으며, 금붕어 눈의 단면 구조 이미지를 획득하였다.

그림 1은 파장가변 광원의 개략도이다. 본 연구의 파장가변 광원은 Littman 구조를 변경하여 구현하였다.^[5] 반도체 광 증폭기에서 나온 빛은 단일 모드 광섬유 분배기를 통하여 95%의 빛이 회절격자로 진행하게 된다. 회절격자에 의해 1차 회절된 빛은 갈바노미터에 부착된 거울에 의해서 반사되며, 반사된

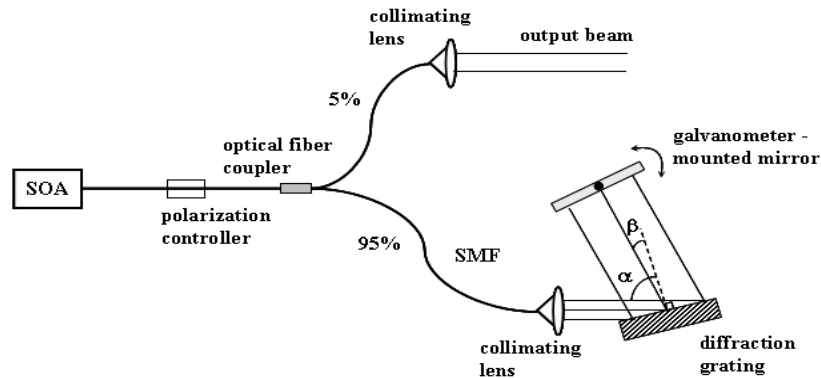


그림 1. 파장가변 광원의 개략도. SOA: semiconductor optical amplifier, SMF: single mode fiber

빛은 회절격자에 의해 반사되어 반도체 광 증폭기로 들어가게 된다. 이러한 과정이 반복되어 빛은 증폭하게 되고 단일모드 광섬유 분배기에 의해서 5%가 출력으로 나오게 된다. 그림 2는 구현된 파장가변 광원의 결과 그래프들이다. 그림 2의 (a)는 반도체 광 증폭기에서 나온 증폭되기 전의 스펙트럼이다. 아래 라인은 반도체 광 증폭기에 65 mA의 전류를 공급하였을 때 나타난 스펙트럼이며 중심파장은 850 nm로 측정되었다. 위 라인은 85 mA의 전류를 공급하였을 때 나타난 스펙트럼으로 중심파장이 810 nm로 이동됨을 볼 수 있다. 그림 2의 (b)는 구현된 파장가변 광원의 스펙트럼을 보여준다. 아래 라인은 갈바노미터를 정지시켰을 때 특정 파장만 선택적으로 증폭되고 있음을 보여준다. 이때의 대역폭은 약 0.07 nm로 측정되었다. 위 라인은 갈바노미터를 100 Hz의 삼각파형으로 구동하였을 때 스펙트럼의 피크 값들을 얻은 그래프이다. 파장가변 광원의 중심파장은 856 nm, 전체 가변 범위는 약 70 nm로 측정되었으며 대역폭은 41 nm가 됨을 볼 수 있다. 이에 상응하는 SS-OCT의 종축 해상도는 약 7.7 μm 이다. 그림 2 (c)는 시간에 따른 파장가변 광원의 광강도를 나타낸다. 일반적으로 단일모드 광섬유는 복굴절을 가지고 있기 때문에 빛의 광강도에 영향을 끼친다. 따라서 파장가변 광원의 광강도를 최대화하면서 빛의 모양을 가우시안에 가깝게 하기 위하여 편광 조절기를 사용하여 최적화하였다.

그림 3은 본 연구에서 구현한 파장가변 광원을 사용하여 구성한 OCT를 통하여 얻은 금붕어 눈의 단면 구조 이미지이다. 본 SS-OCT 시스템에서는 하나의 A-scan에 대하여 1000개의 데이터 개수를 얻은 후 zero-padding을 하여 1024개의 데이터로 만들었다. 그리고 FFT를 취하여 깊이 방향에 대한 데이터를 획득하였고, 4,400개의 A-scan으로 하나의 2차원 이미지를 얻었다. 이때의 측정 범위는 깊이 방향이 약 2.6 mm 이며, 가로 방향이 약 8.8 mm 이다. 그림에서 보는바와 같이 금붕어 눈의 각막의 경계면과 홍채의 경계면이 뚜렷하게 나타남을 알 수 있다.

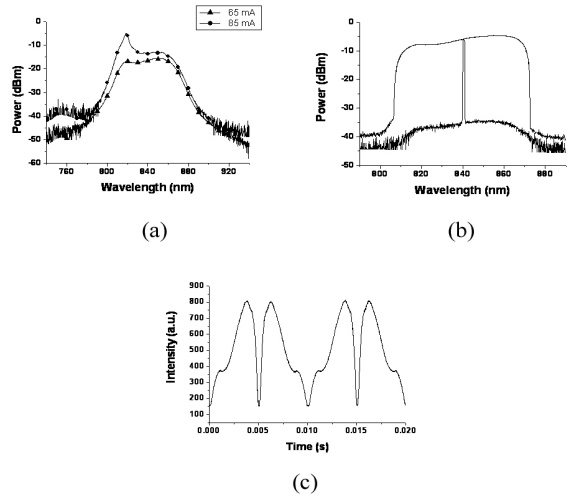


그림 2. (a) 증폭되기 전의 반도체 광 증폭기에서 나오는 빛의 스펙트럼 (b) 파장가변 광원의 출력 스펙트럼 (c) 100 Hz의 삼각파형으로 구동하였을 때, 시간에 따른 파장가변 광원의 광강도

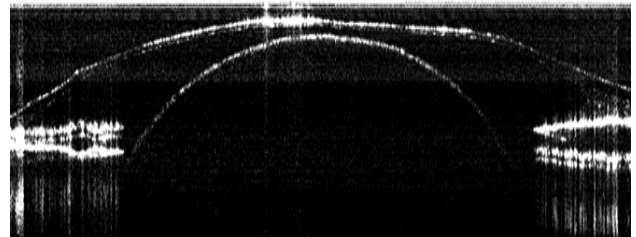


그림 3. 파장가변 광결맞음 단층촬영장치로 얻은 금붕어 눈의 단면 구조 이미지.

측정 범위 : 8.8 mm (width) x 2.6 mm (depth)

[1] M. A. Choma, M. V. Sarunic, C. Yang, and J. A. Izatt, "Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography," *Opt Express* **11**, 2183-2189 (2003)

[2] R. Huber, M. Wojtkowski, K. Taira, J. G. Fujimoto, and K. Hsu, "Amplified, frequency swept lasers for frequency domain reflectometry and OCT imaging: design and scaling principles," *Opt. Express* **13**, 3513-3528 (2005).

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

[4] K. C. Harvey and C. J. Myatt, "External-cavity diode laser using a grazing-incidence diffraction grating," *Opt. Lett.* **16**, 910-912 (1991)

[5] S. H. Yun, C. Boudoux, M. C. Pierce, J. F. de Boer, G. J. Tearney, and B. E. Bouma, "Extended-Cavity Semiconductor Wavelength-Swept Laser for Biomedical Imaging," *IEEE Photon. Technol. Lett.* **16**, 293-295 (2004)