

선 주사 파장가변 광결맞음 단층촬영장치

Line field, swept source optical coherence tomography

이상원*, 김법민*

*연세대학교 보건과학대학 의공학부

e-mail : ysviper@hanmail.net

광결맞음 단층촬영장치(OCT, optical coherence tomography)는 간섭 신호의 획득 방법에 따라 시간 영역-OCT (TD-OCT)와 스펙트럼 영역-OCT (SD-OCT)가 있다. TD-OCT는 광 경로 지연선을 움직임으로써 시간에 따른 빛의 경로차를 이용하여 샘플의 깊이에 대한 단면 구조 정보를 얻는 반면^[1], SD-OCT는 깊이 방향에 대한 기계적인 움직임 없이 분광기를 사용하여 각 파장에 대한 간섭신호를 푸리에 변환을 통하여 샘플의 깊이 정보를 획득한다.^[2] 이들 방법은 광대역 연속 광원과 점 주사 방식을 사용하기 때문에 3차원의 영상을 획득하기 위해서 TD-OCT에서는 3개의 스캐너가 필요하며, SD-OCT에서는 2개의 스캐너가 필요하다. 스캐너의 개수가 늘어남에 따라 시스템은 복잡해지며, 동기화 시키는데 어려움이 있다. 이러한 단점을 보완하기 위하여 1999년도에 처음으로 선 주사 SD-OCT가 제안되었다. 기존에 제안된 선 주사 SD-OCT는 광 대역 연속 광원, 선 주사 광학계, 2차원 CCD 카메라가 있는 분광기를 사용하였다.^[3,4] 이러한 시스템은 한정된 광원의 세기를 가지고 선 주사 빛을 만들어주고 이를 다시 회절격자를 이용하여 분광시켜주기 때문에 2차원 CCD 카메라의 광노출 시간이 길어지게 된다.

본 연구에서는 광 대역 연속 광원과 분광기를 사용하는 대신, 파장 가변 광원(SS, Swept source)과 line-CCD 카메라를 사용하여 스캐너 없이 2차원 단면 영상을 획득할 수 있는 선 주사 SD-OCT 시스템을 구현하고자 한다. 그림 1은 선 주사 SS-OCT의 개략도이다. 파장 가변 광원에서 나온 빛은 2개의 렌즈 조합으로 이루어진 빔 확장기를 통과하여 빛의 크기를 키워준다. 키워진 빛은 원주형 렌즈(cylindrical lens)를 통과하여 한 쪽 방향으로만 빛이 모인 선 형태가 된다. 선 형태의 빛은 광분배기에 의해서 기준 거울과 샘플로 나뉘어 입사하게 되며 렌즈(L₃)를 통과하여 기준 거울과 샘플로 각각 선 주사하게 된다. 기준 거울과 샘플에서 반사되어 나온 빛은 다시 광분배기에서 합쳐지며, 합쳐진 빛은 line-CCD 카메라를 통하여 간섭 신호를 획득하게 된다. Line-CCD 카메라에서 획득된 간섭 신호는 영상 수집보드(frame grabber)를

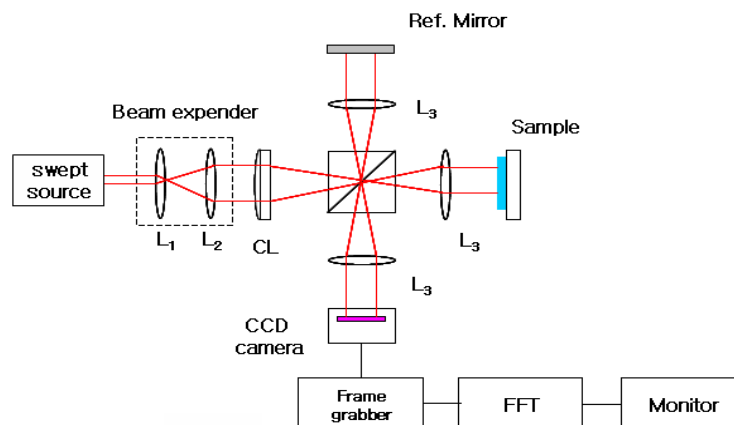


그림 1. 선 주사 파장 가변 광결맞음 단층촬영장치 개략도

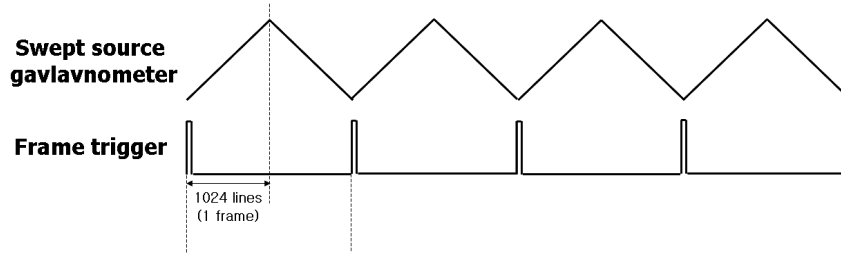


그림 2. 파장 가변 광원과 CCD 카메라의 동기화

통하여 A/D 변환이 되어진다. A/D 변환된 간섭 신호는 각 픽셀에 대하여 푸리에 변환을 취하여 샘플의 깊이에 대한 정보를 획득할 수 있게 된다.

본 실험에서는 광원은 중심파장이 856 nm, 대역폭(FWHM)이 41 nm인 파장가변 광원과 512 픽셀의 line-CCD 카메라를 사용하였다. 그림 2는 파장 가변 광원과 영상 수집보드 사이의 동기화 신호를 보여준다. 파장 가변 광원이 한 번 스캐닝 하는 동안 line-CCD 카메라는 1,024 라인을 형성시켜 512 (픽셀) × 1,024 (라인)의 영상을 형성시킨다. 각 픽셀에 대한 1,024 라인이 파장 가변 광원의 스펙트럼이 된다. 그림 3이 한 픽셀에 나타내는 파장 가변 광원의 스펙트럼을 보여준다. 이는 그림 4와 같이 파장가변 광원의 시간에 따른 광 강도 변화와 같음을 볼 수 있다. 따라서 line-CCD 카메라의 각 픽셀에 대한 푸리에 변환을 취하게 되면 간단하게 샘플의 단면 구조 정보를 획득할 수 있게 된다.

본 시스템의 종방향 해상도는 7.7 μm , 횡방향 해상도는 line-CCD 카메라 픽셀 크기와 같은 13 μm , 깊이 측정 범위는 2.6 mm이다.

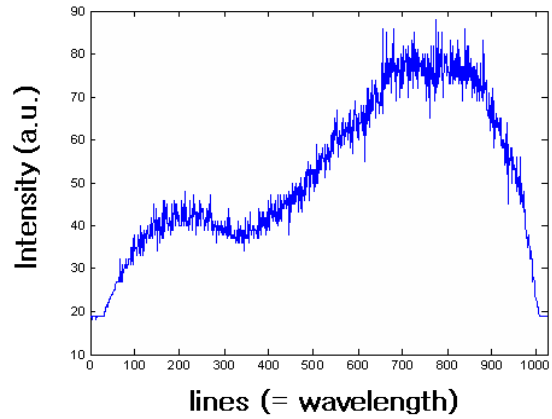


그림 3. CCD 카메라 한 픽셀에서 나타나는 파장 가변 광원의 스펙트럼

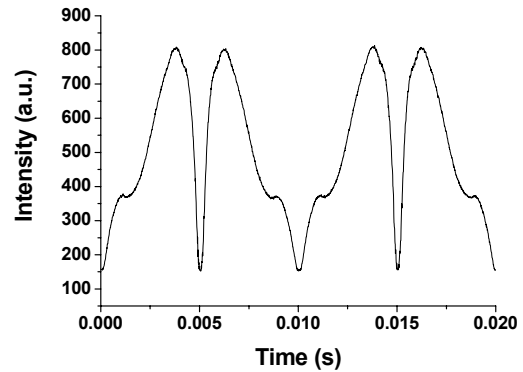


그림 4. 파장가변 광원의 시간에 따른 광 강도

[1] D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, J. S. Schuman, W. G. Stinson, W. Chang, M. R. Hee, T. Flotte, K. Gergory, C. A. Puiafito, and J. G. Fujimoto, "Optical coherence tomography," *Science* **254**, 1178-1191 (1991)

[2] A. B. Vakhtin, D. J. Kane, W. R. Wood, and K. A. Peterson, "Common-path interferometer for frequency-domain optical coherence tomography," *Appl. Opt.* **42**, 6953-6958 (2003)

[3] B. Grajciar, M. Pircher, A. F. Fercher, and R. A. Leitgeb, "Parallel Fourier domain optical coherence tomography for in vivo measurement of the human eye," *Opt. Express* **13**, 1131-1137 (2005)

[4] Y. Yasuno, T. Endo, S. Makita, G. Aoki, M. Itoh, and T. Yatagai, "Three-dimensional line-field Fourier domain optical coherence tomography for in vivo dermatological investigation," *J. Biomed. Opt.* **11**, 014014 (2006)