

광원의 반폭치 스펙트럼만을 이용한 스펙트럼 영역 광 결맞음

단층촬영장치

Spectral Domain Optical Coherence Tomography Using Half-Bandwidth of a light source

이상원, 권기운, 정현우, 김법민

연세대학교 의공학과

swlee76@yonsei.ac.kr

스펙트럼 영역 광 결맞음 단층촬영장치 (spectral-domain optical coherence tomography, SD-OCT)는 물리적인 움직임 없이 빛을 각각의 파장대별로 분리시켜 검출한 다음 푸리에 변환을 통하여 깊이 정보를 획득한다. SD-OCT는 깊이 방향의 정보를 획득하는데 있어서 물리적인 움직임이 없기 때문에 시간 영역 광 결맞음 단층촬영장치 (time-domain optical coherence tomography, TD-OCT)에 비하여 측정 시간이 짧고, 신호 대 잡음비(SNR)가 높은 장점을 가지고 있다.^{[1]-[3]} SD-OCT는 TD-OCT와 마찬가지로 마이켈슨 간섭계를 따른다. 마이켈슨 간섭계에서 기준단으로부터 반사되어 온 빛과 샘플단으로부터 반사되어 온 빛이 합쳐졌을 때 생기는 간섭신호를 스펙트럼 분석기(spectrometer)로 검출하였을 때 다음과 같은 수식으로 표현된다.

$$I(k) = I_S(k) + I_R(k) + 2\sqrt{I_S(k)I_R(k)} \sum_n \alpha_n \cos(kz_n) \quad (1)$$

이렇게 얻어진 간섭 신호는 푸리에 변환을 통하여 깊이 정보를 획득하게 된다.

$$\left|FT^{-1}[I(k)]\right|^2 = \Gamma^2(z) \otimes \left\{ \delta(0) + \sum_n \alpha_n^2 \delta(z - z_n) + \sum_n \alpha_n^2 \delta(z + z_n) + O[I_S^2 / I_R^2] \right\} \quad (2)$$

SD-OCT에서 스펙트럼 분석기의 선 주사 카메라의 성능에 의해서 영상 획득 속도와 영상 깊이 범위가 결정된다. 선 주사 카메라의 픽셀 수가 많을수록 스펙트럼 분석기의 해상도는 좋아지며, 이는 영상을 얻는데 있어 깊은 영역까지 스캐닝이 가능해 진다. 그러나 1.0 μm 또는 1.3 μm 대역에 대한 선 주사 카메라의 경우에는 현재까지 픽셀 수가 매우 한정되어 있다. 수식 (1)과 (2)에서 보는바와 같이 깊이 정보를 획득하는데 있어서 간섭신호를 같은 해상도로 광원의 전체 파장대역 중에서 전체를 샘플링하거나 또는 반칙폭만 샘플링하는데에 영향을 받지 않을 것이다.

따라서, 본 연구에서는 같은 해상도에 대해 광원의 전체 파장에 대해 1024 픽셀 카메라로 간섭 신호를 획득하였을 경우와 광원의 반칙폭만을 512 픽셀 카메라로 간섭 신호를 획득하였을 경우 그 성능이 동일함을 증명하고자한다. 본 연구에서 사용한 광원은 중심 파장이 1.3 μm이며, 전체 파장 대역은 150 nm 였다. 따라서 스펙트럼 분석기의 해상도는 약 0.14 nm이며, 이때 영상의 깊이 측정범위는 3 mm이다.

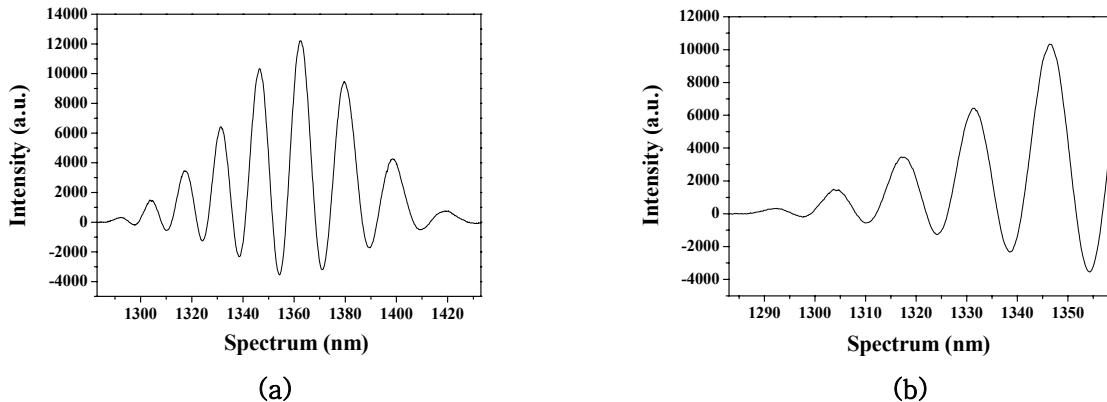


그림 1. 같은 깊이에 대한 간섭신호. (a) 전체 대역을 검출한 경우. (b) 반폭치만 검출한 경우.

그림 1 (a)는 특정 깊이에 대해서 광원의 전체 대역 즉 1024 픽셀을 사용하여 얻었을 경우의 간섭신호이며, (b)는 광원의 반폭치 즉 512 픽셀을 사용하여 얻었을 경우의 간섭신호이다. 그림 1 (b)의 간섭신호를 512번째 픽셀에서 y축 대칭을 통하여 1024 픽셀로 만든 후 푸리에 변환을 수행하였다. 그림 2 (a)는 각 깊이에 대해서 전체 대역에 대한 다이나믹 범위를 나타낸 그래프이며, 그림 (b)는 반폭치(512 픽셀)만을 얻은 후 y축 대칭을 통하여 1024 픽셀로 만든 후 얻은 다이나믹 범위를 나타낸 그래프이다. 그림 2를 보면 알 수 있듯이 두 방법에 있어서 다이나믹 범위는 큰 차이가 없음을 알 수 있다.

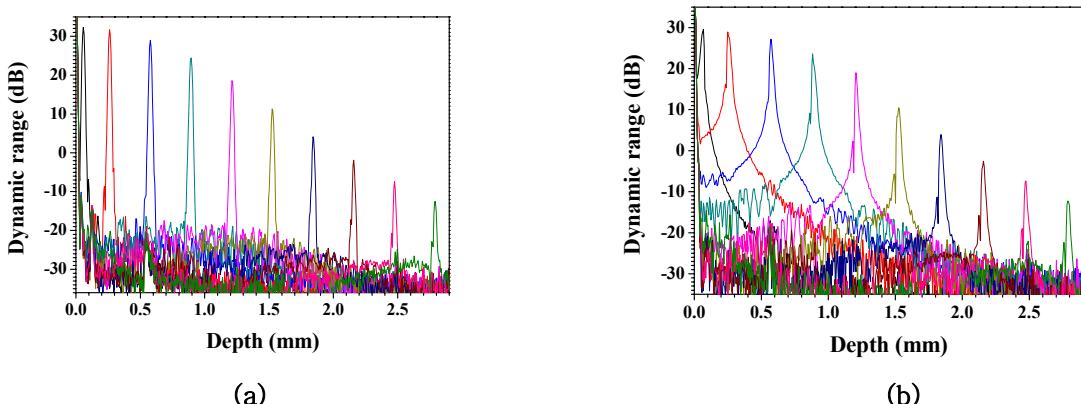


그림 2. 스펙트럼 영역 광 결맞음 단층촬영장치의 다이나믹 범위. (a) 광원의 전체 대역을 사용하였을 경우의 다이나믹 범위, (b) 광원의 반폭치만 사용하였을 경우의 다이나믹 범위

- [1] S. H. Yun, G. J. Tearney, B. E. Bouma, B. H. Park, and J. F. de Boer, "High-speed spectral-domain optical coherence tomography at 1.3 μm wavelength," *Opt. Express* **26**, pp. 3598–3604, 2003.
- [2] B. Cense, N. A. Nassif, T. C. Chen, M. C. Pierce, S. H. Yun, B. H. Park, B. E. Bouma, G. J. Tearney, and J. F. de Boer, "Ultrahigh-resolution high-speed retinal imaging using spectral-domain optical coherence tomography," *Opt. Express* **12**, pp. 2435–2447, 2004.
- [3] N. A. Nassif, B. Cense, B. H. Park, M. C. Pierce, S. H. Yun, B. E. Bouma, G. J. Tearney, T. C. Chen, and J. F. de Boer, "*In vivo* high-resolution video-rate spectral-domain optical coherence tomography of the human retinal and optic nerve," *Opt. Express* **12**, pp. 367–376, 2004.