

# 스펙트럼 영역의 이차 하모닉 광결맞음 단층촬영장치

## Spectral Domain Second Harmonic Optical Coherence Tomography

이상원, 김법민

연세대학교 보건과학대학 의공학부

ysvip@hanmail.net

이차 하모닉 광결맞음 단층촬영장치(Second Harmonic-Optical Coherence Tomography, SH-OCT)는 기존의 광결맞음 단층촬영장치(OCT)를 확장시킨 것으로 기능성 OCT(functional OCT)의 한 종류이다. 일반적으로 비선형 물질에 빛을 입사시키면 이차 하모닉이 빛이 발생하게 된다. 특히 생체 조직의 경우에는 콜라겐, 마이오신, 미소관과 같은 조직에서 이차 하모닉의 빛이 발생한다. 따라서 이차 하모닉의 빛을 사용하면 조영제 없이 특정 조직에 대한 이미지를 쉽게 얻을 수 있다.<sup>1,2)</sup>

기존의 시간 영역에서의 OCT(TD-OCT)는 기계적인 움직임에 의해서 깊이 정보를 획득한다. 최근에는 이러한 기계적인 움직임 없이 영상을 획득할 수 있는 스펙트럼 영역의 OCT(SD-OCT)에 관한 연구가 활발히 이루어지고 있다. 일반적으로 SD-OCT는 고속의 CCD 카메라를 사용하기 때문에 생체 조직의 이미지를 획득하는데 있어서 측정 시간이 빠르다. 따라서 30frame/s 이상의 실시간 영상을 획득할 수 있을 뿐만 아니라 3차원 이미지를 빠르게 구현할 수 있다. 또한 SD-OCT는 TD-OCT보다 약 20dB 높은 신호 대 잡음비(SNR)를 갖는 장점이 있다.<sup>3,4)</sup>

따라서 본 연구에서는 SD-OCT의 장점을 활용하여 SH-OCT의 이미지를 얻을 수 있는 장비(SD-SH-OCT)를 개발하고자 한다. 또한 이를 이용하여 콜라겐 섬유를 배양시킨 샘플 조직에 대한 이차원 이미지를 획득하고자 한다.

그림 1은 SD-SH-OCT의 개략도이다. 광원으로는 반복율이 76 MHz, 중심파장이 800nm인 빛을 발생시키는 Ti:sapphire 펄스 레이저를 사용하였다. 800nm 빛이 광분배기(BS1)에 의해서 샘플과 기준 거울 방향으로 나누게 된다. 기준 거울 방향으로 입사된 빛이 이차 하모닉 발생기를 통과하게 되면 400nm의 빛을 발생하며, 이 빛은 기준 거울에 의해 반사된다. 반사된 400nm의 빛은 다시 광분배기(BS2)에 의해서 광경로가 바뀌며 다른 광분배기(BS3)로 진행된다. 샘플 방향으로 진행하는 빛은 dichroic 광분배기(800nm는 투과, 400nm는 반사)를 통과한 후 대물렌즈에 의해 집속된다. 집속된 빛은 생체조직에 입사하며, 콜라겐이나 마이오신 등에 의해서 400nm의 이차 하모닉 빛이 발생하게 된다. 생체조직에서 발생한 이차 하모닉 400nm의 빛은 대물렌즈를 통과하며, dichroic 광분배기에 의해서 400nm의 빛만 반사되어 광분배기(BS3)로 진행된다. 이때, 기준 거울에서 반사되어 나온 이차 하

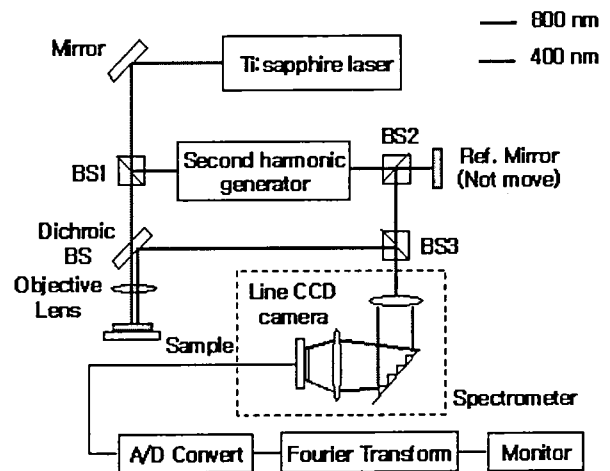


그림 1. 스펙트럼 영역의 이차 하모닉 광결맞음 단층 촬영장치(SD-SH-OCT)의 개략도

모닉 빛과 샘플에서 발생한 이차 하모닉 빛은 광분배기(BS3)에서 합쳐진다. 이렇게 합쳐진 빛은 grating(1200 lines/mm)에 의해서 각각의 스펙트럼으로 분리되어 1024 픽셀의 CCD 카메라에 의해서 광신호가 검출된다. 검출된 광신호는 다음과 같은 수식으로 표현할 수 있다.<sup>4)</sup>

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

여기서,  $I_r(k)$ 는 기준 거울에서 반사된 빛의 크기이며,  $I_s(k)$ 는 샘플에서 반사된 빛의 크기,  $k$ 는 파장의 역수( $1/\lambda$ )인 wavenumber이다. 식 (1)에서 덧셈의 두 번째 항은 기준 거울에서 반사된 빛과 샘플에서 반사된 빛이 합쳐졌을 때 발생하는 간섭신호의 크기가 된다. 분광계를 통하여 얻어진 신호에 대해 푸리에 변환을 하면 아래와 같다.<sup>4)</sup>

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

우선 SD-SH-OCT의 간섭 신호에 대한 패턴을 확인하고자  $\beta$ -BaB<sub>2</sub>O<sub>4</sub>(BBO) 비선형 크리스탈을 샘플로 사용하였다. 그림 2(a)는 BBO 크리스탈을 앞쪽에 놓았을 때 생긴 간섭신호이며, 그림 2(b)는 BBO 크리스탈을 뒤쪽에 놓았을 때 생긴 간섭신호이다. 이들의 데이터를 각각 푸리에 변환을 한 결과가 그림 2(c)와 (d)가 된다. 이는 본 시스템이 생체 조직에 있어서 비선형 물질에 대한 깊이 정보를 얻을 수 있음을 예측할 수 있다. 또한 본 실험을 통하여 SD-SH-OCT 시스템에 대한 종축 해상도를 측정할 수 있었다. 그 결과 약 35 $\mu$ m로 측정되었다. (그림 3)

본 연구는 SD-OCT의 장점을 활용하며 고해상도의 이차 하모닉 이미지를 얻기 위한 SD-SH-OCT 시스템을 구현하였다. 향후 연구 과제로 photonic crystal fiber를 사용하여 광원의 대역폭을 넓혀 7 $\mu$ m 이하의 종축 해상도를 갖는 SD-SH-OCT 시스템을 개발할 것이다. 그리고 인공적으로 배양된 콜라겐을 샘플로 사용하여 2차원 이미지를 획득할 예정이다.

참고문헌

[1] Y. Jiang et al. "High-resolution second-harmonic optical coherence tomography of collagen in rat-tail tendon", *App. Phys. Lett.*, Vol. 86, 133901, 2005

[2] B.E. Applegate et al. "Polarization-resolved second harmonic generation optical coherence tomography in collagen", *Opt. Lett.*, Vol. 29, No. 19, pp. 2252-2254, 2004

[3] G. Hausler and M.W. Lindner, "Coherence radar and spectral radar - New tools for dermatological diagnosis", *J. Biomed. Opt.*, Vol. 3, No. 1, pp.21-31, 1998

[4] S.H. Yun et al. "High-speed spectral-domain optical coherence tomography at 1.3  $\mu$ m wavelength", *Opt. Exp.*, Vol. 11, No. 6, pp. 3598-3604, 2003

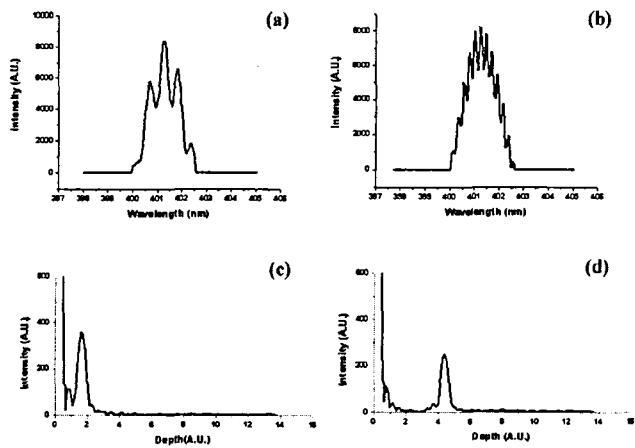


그림 2. 스펙트럼 영역의 간섭신호와 FFT를 취한 결과 그래프. (a) 얇은 지역에서에서의 간섭신호, (b) 깊은 지역에서에서의 간섭신호, (c) 그림(a)에 대한 FFT의 결과, (d) 그림 (b)에 대한 FFT의 결과

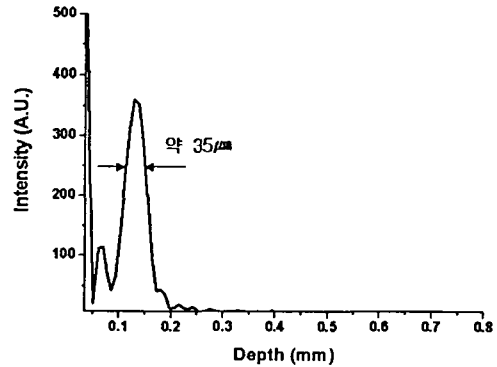


그림 3. SD-SH-OCT 시스템의 종축 해상도

T E