

## 주파수영역 광 간섭 단층촬영 시스템을 위한 파장가변 광원 및 신호처리계의 구현

이응제 · 김용평<sup>†</sup>

경희대학교 전자정보대학 / 레이저공학연구소  
Ⓞ 446-701 경기도 용인시 기흥구 서천동 1

(2007년 8월 31일 받음, 2007년 10월 5일 수정본 받음)

주파수영역 광 간섭 단층촬영 시스템을 위한 파장가변 광원과 주파수 보정(calibration)을 위한 신호처리계를 구현하였다. 제작된 레이저의 평균출력을 부스터(booster) 반도체 광 증폭기를 이용하여 14 mW까지 증폭시키고, 레이저 스펙트럼의 편이(shift)를 보정하였다. 패브리-페롯 에탈론(Fabry-Perot etalon)과 디지털 신호처리(digital signal processing)로 신호처리계를 제작함으로써 파장가변 광원의 속도가변에 따른 비트주파수(beat frequency)의 넓어짐을 보정하였다. 제작된 광 간섭 단층촬영 시스템은 종방향 주사속도 154.4 kHz, 측정깊이 0.95 mm, 종방향 분해능  $12 \pm 0.37 \mu\text{m}$ 의 특성을 가진다.

주제어 : Frequency domain optical coherence tomography, Wavelength swept laser, Beat frequency calibration

### I 서 론

광 간섭 단층촬영(optical coherence tomography, OCT)은 저간섭성 광원과 간섭계를 이용하여 생체 내부 영상을 구현하는 차세대 영상기술이다. OCT는 마이크로미터 단위의 해상도를 가지며 생체 내부 영상을 비절개, 비침습적으로 획득할 수 있다.<sup>[1]</sup>

OCT는 시스템의 원리와 구조에 따라서 시간영역(time domain, TD)과 주파수영역(frequency domain, FD)으로 분류할 수 있다.<sup>[2,3]</sup> TD-OCT는 간섭계의 기준단(reference arm) 길이를 가변함으로써 깊이정보를 획득하여 영상을 구현한다. FD-OCT는 기준단의 물리적인 동작 없이 빛을 각각의 파장 대별로 분리시켜 검출한 후, 푸리에 변환(Fourier transform)을 통하여 깊이정보를 획득하는 방법, 또는 파장가변 레이저를 광원으로 사용하여 샘플(sample)깊이에 따른 비트신호(beat signal)를 획득, 이를 푸리에 변환함으로써 깊이정보를 획득하는 방법(swept source optical coherence tomography, SS-OCT)이다.<sup>[2-4]</sup>

TD-OCT와 비교하여 FD-OCT는 물리적인 동작이 없기 때문에 고속으로 동작할 수 있으며, 레이저의 선폭(linewidth)이 좁을수록 신호 대 잡음비(signal to noise ratio, SNR)가 높아지는 장점이 있다.<sup>[4-6]</sup>

본 논문에서는 SS-OCT를 위해 제작된 파장가변 모드잠김 레이저(wavelength swept mode-locked laser)의 출력특성을 개선하고, 파장가변 광원의 속도가변에 따르는 비트주파수의 넓어짐을 패브리-페롯 에탈론과 디지털 신호처리를 이용하여 보정하였다. 제작된 OCT를 이용하여 유리판으로부터의 반사광에 따른 비트신호의 검출 및 신호처리 후 보정된 결과를 제시한다. 또한 시스템의 성능을 결정하는 측정깊이와 분

해능을 측정하였다. 제작된 SS-OCT는 종방향 주사속도 154.4 kHz, 측정깊이 0.95 mm, 종방향 분해능  $12 \pm 0.37 \mu\text{m}$ 의 특성을 보였다.

### II. 파장가변 모드잠김 레이저의 제작 및 성능개선

그림 1은 제작된 SS-OCT의 광원인 파장가변 모드잠김 레이저<sup>[7]</sup>이다. 레이저는 이득매질로 반도체 광 증폭기(semiconductor optical amplifier, SOA)를 사용하며, FFP-TF(fiber Fabry-Perot tunable filter)의 공극간격을 조정함으로써 발진파장을 선택하게 된다. 사용된 SOA는 InPhenix사의 제품으로 중심 파장 1300 nm, 이득 20.6 dB, 대역폭 60 nm(full width half maximum, FWHM)의 특성을 가지고 있으며, FFP-TF는 Lambdaquest사의 제품으로 FSR(free spectral range) 97 nm, Finesse 500, 삽입손실 3 dB의 특성을 가지고 있다.

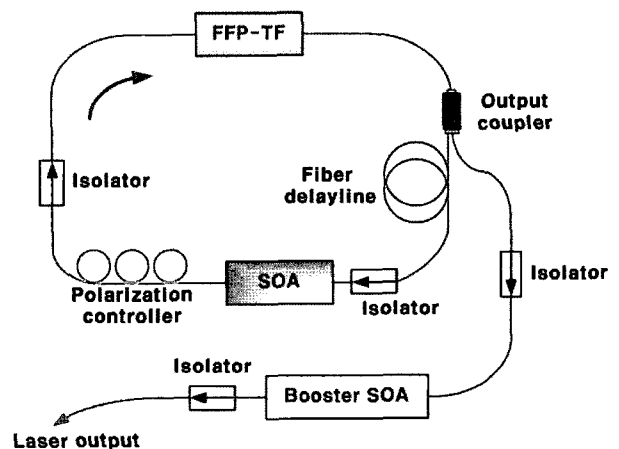


그림 1. 파장가변 모드잠김 레이저 시스템 구성도.  
SOA: 반도체 광 증폭기, FFP-TF: Fiber Fabry-Perot Tunable Filter.

<sup>†</sup> E-mail: ypkim@khu.ac.kr

모드잠김을 구현하기 위해서는 공진기내부에 광의 순회시간과 FFP-TF의 구동주기가 정확하게 일치되어야 하므로 길이 2645 m의 광섬유를 삽입하였다. 광이 공진기를 한번 순회하는 시간은 12.9  $\mu$ s이며, 이는 FFP-TF가 77.2 kHz의 정현전압으로 구동될 때의 시간주기이다. 레이저의 평균출력은 최대 1.6 mW, 레이저의 중심파장 1320 nm, 파장가변 범위 61 nm 이상(FWHM), 실제 파장가변 속도는 77.2 kHz의 2배인 154.4 kHz이다. FFP-TF가 구동되지 않은 상태에서 선폭 0.014 $\pm$ 0.002 nm의 특성을 가진다. 선폭의 측정은 마하젠더 간섭계(Mach-Zhender interferometer)와 길이 11.3 km의 광섬유 지연선으로 구성된 자기 호모다인(self homodyne) 측정장치<sup>[10]</sup>를 통하여 이루어졌다. 이로서 획득한 레이저의 주파수 폭을 RF 스펙트럼 분석기(RF spectrum analyzer)로 측정한 후 파장으로 환산하였다.

레이저의 출력이 낮으면 OCT시스템에서 검출하는 비트주파수의 크기가 작아지기 때문에 SS-OCT의 성능이 저하된다. 이를 보완하고자 레이저의 출력단에 부스터(booster)로서 SOA를 설치하였다. 부스터 SOA는 Kamelian의 제품으로 중심파장 1275 nm, 대역폭 45 nm(FWHM), 포화출력(saturation output power) 12.18 dBm의 특성을 가진다. 부스터 증폭기를 통해 증폭된 레이저의 평균출력은 최대 약 14 mW이며, ASE(amplified spontaneous emission)를 제외하더라도 레이저의 평균출력은 10 mW 이상이였다. 그림 2는 파워미터(power meter)로 측정된 공진기 내부의 SOA와 부스터 SOA의 펌핑(pumping) 전류에 따른 출력을 보여준다. 펌핑이 증가함에 따라 레이저의 평균출력은 부스터의 포화출력 값에 수렴됨을 볼 수 있다. 제작된 파장가변 모드잠김 레이저의 스펙트럼(spectrum)은 장파장영역의 레이저출력이 단파장영역의 레이저보다 증가하여 비대칭의 가우시안(gaussian)형태로 나타나는데, 이는 SOA에서 발생하는 4-광파 혼합(four-wave mixing)과 같은 비선형 현상으로부터 기인한다.<sup>[8]</sup> 레이저 스펙트럼 편이는 SS-OCT를 통해 획득되는 비트주파수의 비대칭성을 유도하기 때문에 이를 개선할 필요가 있다. 부스터로 사용된 SOA의 중심파장은 1275 nm이므로, 이를 제작된 광원의 부스터로 사용

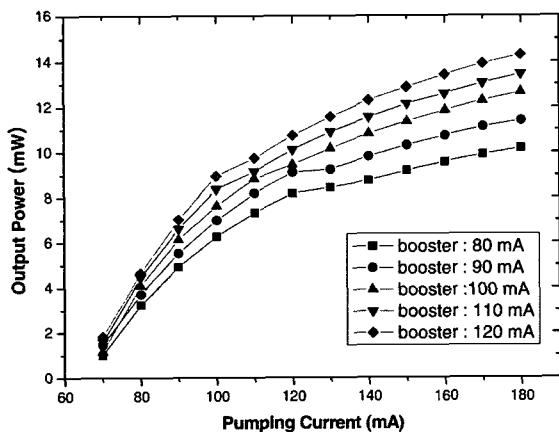
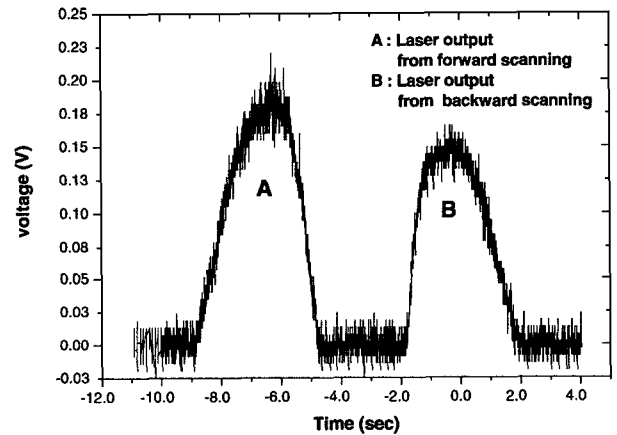


그림 2. 부스터의 펌핑전류에 따른 레이저의 출력.

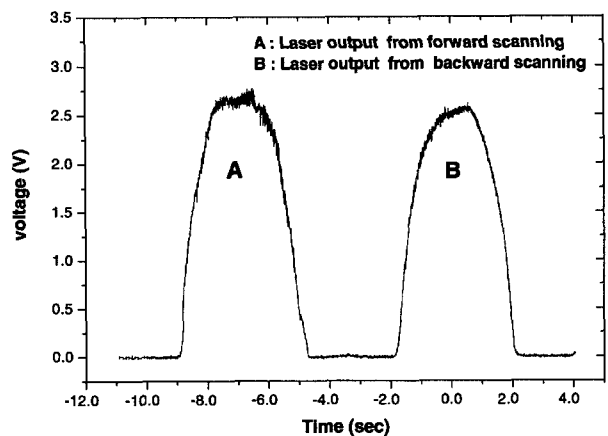
할 경우, 단파장 영역대의 이득이 증가하기 때문에 출력의 증가와 동시에 파장 편이(wavelength shift)된 레이저 스펙트럼을 보살할 수 있다.

FFP-TF에 인가되는 전압이 상승할 경우, FFP-TF내 공극간격이 늘어남으로서, 단파장영역에서 장파장 영역으로 발진파장이 이동한다. 이를 정방향 주사(forward scanning)라 하며, 인가되는 전압이 하강 할 경우, 발진파장은 장파장 영역에서 단파장영역으로 이동하며 이를 역방향 주사(backward scanning)라고 한다. 따라서 77.2 kHz의 정현전압을 인가하여 FFP-TF를 구동시킬 경우, 인가전압의 상승, 하강에 따라 파장주사가 2번 이루어진다.

그림 3의 (a)는 파장가변 모드잠김 레이저의 시간에 따른 세기(intensity)를 광 검출기로 측정한 결과이다. A는 정방향 주사, B는 역방향 주사에 의한 레이저 출력이며 장파장 영역으로 편이된 레이저의 출력을 볼 수 있다. 또한 정방향 주사에 의한 레이저의 세기잡음(intensity noise)이 역방향 주사에 비교하여 큰 값을 보여주고 있다. 이는 SOA 내부에서 발생하는 비선형 현상에 기인한다.<sup>[8,9]</sup> 그림 3의 (b)는 부스터에 의하여 증폭된 레이저의 세기를 나타낸다. 비대칭의 가우시



(a) 레이저의 세기



(b) 부스터로 증폭된 레이저의 세기

그림 3. 레이저의 시간에 따른 세기.

안 스펙트럼은 중심파장이 1275 nm의 부스터를 통하여 단파장 영역대의 이득이 증가함으로써 좌우대칭에 가까운 스펙트럼으로 보정된다. 또한 파장가변 대역폭이 확대되는데, 광스펙트럼 분석기(optical spectrum analyzer)로 측정된 결과 약 10 nm의 파장가변 대역폭의 증가를 확인할 수 있었다. 부스터를 통한 레이저 출력은 10%의 출력만을 광 검출기를 통해 검출하였는데, 이는 광 검출기의 손상 문턱값(damage threshold)을 고려함으로써 레이저에 의한 광 검출기의 손상을 피하기 위함이다.

### III. SS-OCT의 신호처리계 구현

FFP-TF를 이용하는 파장가변 레이저의 원리는 다음과 같다. FFP-TF 내부의 압전소자(piezoelectronic transducer, PZT)는 인가되는 전압에 따라 변위가 달라지기 때문에 FFP-TF의 공극간격이 변화한다. 따라서 FFP-TF에 주기신호의 전압을 인가하면 레이저의 발진파장이 주기적으로 가변된다. SS-OCT의 광원은 파장가변 속도가 일정해야하므로 FFP-TF를 삼각파형태의 전압으로서 구동시켜야 하지만, FFP-TF를 수십 kHz의 삼각파형태의 전압으로 구동시키는 것은 압전소자의 정전용량 저하 및 비선형성을 야기한다.<sup>[8]</sup> 따라서 이와 같은 문제들을 제거하기 위해서는 FFP-TF를 정현파 형태의 전압으로 구동해야 한다. 그러나 이러한 광원을 SS-OCT에 적용할 경우, 발진파장의 가변속도가 일정하지 않기 때문에 검출되는 비트주파수의 대역폭은 넓어지게 된다. 따라서 FFP-TF가 삼각파형태의 전압으로 구동하는 OCT와 같은 동작을 수행하기 위해서는 비트주파수의 넓어짐을 보정할 수 있는 신호처리계가 요구된다.

그림 4는 레이저를 마하젠더 간섭계를 이용하여 획득한 비트신호의 주파수성분을 나타낸다. 간섭계에 의한 광경로(optical path length) 차는 1.2 mm부터 4.2 mm까지 0.6 mm 간격으로 변화시켰으며, 이를 통하여 발생하는 비트신호를 RF 스펙트럼 분석기로 측정하였다.

파장가변속도가 일정한 경우, 마하젠더 간섭계의 경로차에

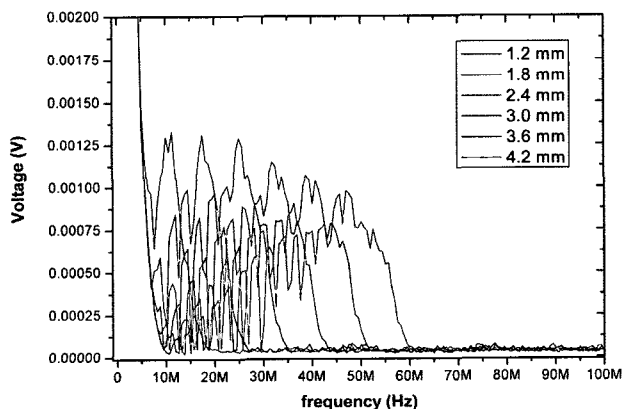


그림 4. 마하젠더 간섭계를 이용하여 검출된 레이저의 비트주파수.

의한 비트주파수  $F_{beat}$ 는 식 (1)과 같이 표현될 수 있다.

$$F_{beat} = R_s \times f_{sweep\ rate} \times \Delta d / c \quad (1)$$

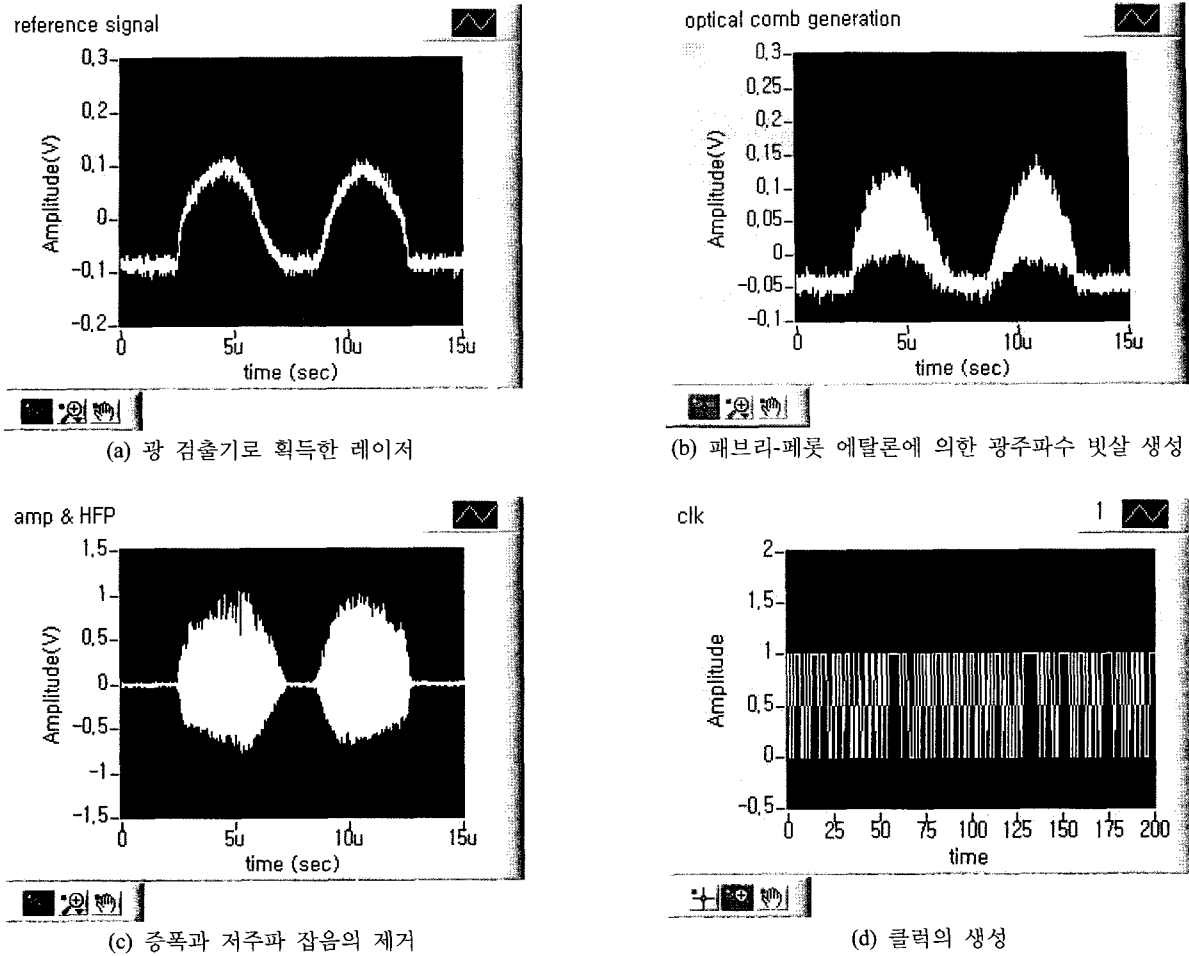
여기서  $R_s$ 는 파장가변 대역에 해당되는 주파수폭,  $f_{sweep\ rate}$ 는 파장가변의 속도,  $\Delta d$ 는 마하젠더 간섭계 양팔(arm)의 경로차,  $c$ 는 광속을 나타낸다. 실제 정현파 형태의 파장가변으로 인한 비트주파수의 넓어짐은 계산된 비트주파수를 중심으로 파장가변이 최대속도에 해당되는 비트주파수 대역까지 확대된다.

비트주파수의 넓어짐을 보정하기 위한 신호처리계는 다음과 같다. 레이저 출력의 일부를 패브리-페롯 에탈론에 입사시키면 에탈론 내부로부터의 반사광과 에탈론에 입사되는 광의 간섭에 따른 광주파수 빗살(optical frequency comb)이 생성된다. 생성된 빗살의 주파수간격은 일정하지만, 파장가변 속도가 일정하지 않기 때문에 광 검출기로 측정된 빗살의 시간간격은 각 시점마다 다르다. 따라서 광 검출기에서 검출한 빗살의 시간간격을 일정하게 보정하기 위해 빗살의 변곡점들만 추출하여 변곡점인 경우는 1, 변곡점이 아닌 경우는 0인 클럭(clock)으로 변환한다. 그림 5는 클럭의 생성과정을 나타낸다.

생성된 클럭에 측정하고자 하는 샘플(sample)의 비트신호를 동기(synchronization)시키고, 클럭의 1에 대응하는 시점의 데이터(data)만 추출함으로써, 시간영역에서 주기가 일정한 신호를 생성한다. 결과적으로 사인파형태로 속도가 가변되는 파장가변 레이저의 비트신호의 주파수 넓어짐을 보정하게 되므로, 파장가변속도가 일정한 레이저를 사용하는 OCT와 동일한 기능을 수행할 수 있다.

SS-OCT는 마하젠더 간섭계를 기반으로 제작하였다. 그림 6은 제작된 시스템의 구성도이다. 파장가변 모드잠김 레이저의 출력을 부스터를 통하여 증폭시킨 후, 광 분배기(optical coupler)를 이용하여 10%의 레이저 출력을 패브리-페롯 에탈론에 입사시켜 광주파수 빗살을 생성한다. 사용된 패브리-페롯 에탈론은 Genoptics사의 제품으로서 FSR 50 GHz의 특성을 가지며, 이를 파장으로 환산하면 1300 nm 대역에서 0.28 nm에 해당한다. 생성된 빗살은 광 검출기로 획득되며, 증폭기와 고역통과 여과기(high pass filter, HPF)를 거친 후, 고속 디지털라이저(high speed digitizer)를 통하여 컴퓨터로 전송된다. 프로그램(program)을 통해 빗살은 클럭으로 변환되고, 이를 검침단(sample arm)의 반사광에 의하여 생성된 비트신호와 동기된다. 비트신호를 이루는 데이터들은 배열(array)로 생성된 후, 배열의 값들 중 클럭이 1인 시점의 값들만 추출하여, 고속 푸리에 변환(fast Fourier transform, FFT)을 통해 비트주파수를 획득한다.

샘플에 의하여 생성되는 비트신호의 감도(sensitivity)를 증대시키기 위하여,<sup>[11]</sup> 최대한 많은 광량이 샘플에 조사되게 하였다. 샘플방향으로 광을 조사하고, 서큘레이터(circulator)를 이용하여 반사광의 경로를 조절하였다. 비트신호는 비교 검



(a) 광 검출기로 획득한 레이저

(b) 패브리-페롯 에탈론에 의한 광주파수 빗살 생성

(c) 증폭과 저주파 잡음의 제거

(d) 클럭의 생성

그림 5. 주파수 늘어짐을 보정하기 위한 클럭의 생성과정.

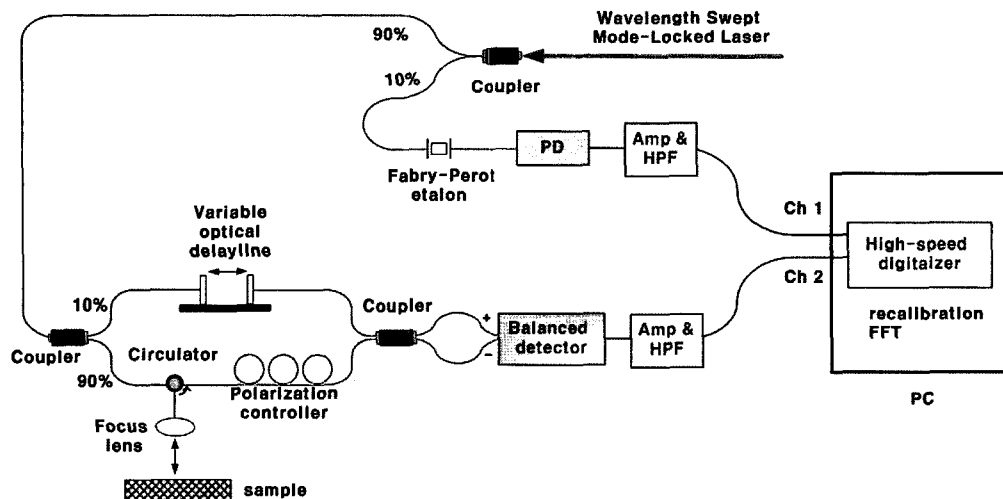


그림 6. SS-OCT 시스템 구성도. PD: 광 검출기, Amp: 증폭기, HPF: 고역통과 여과기, PC: 컴퓨터.

출기(balanced detector)의 +, - 단자로 입력되며, 이로서 저주파 잡음을 억제하고, 증폭된 비트신호를 획득한다. 비트신호는 증폭기와 고역통과 여과기를 거쳐 고속 디지털라이저로 전송되며, 컴퓨터의 프로그램에서 클럭을 통한 동기화 및 FFT를

수행한다. 사용된 고속 디지털라이저는 National Instrument의 NI-5124로서 2개의 입력 채널(channel)을 가지며 표본화율(sampling rate) 200 MS/sec의 특성을 가진다. 고속 디지털라이저의 채널 1은 빗살을 획득, 채널 2에서는 측정하고자 하는

샘플에 의한 비트신호를 획득하며, 채널 1과 채널 2의 데이터 획득은 동시에 이루어진다. 획득된 데이터들은 컴퓨터의 프로그램 통하여 신호처리가 이루어지며, 프로그램은 National Instrument의 Labview를 사용하였다. 그림 7은 보정되기 전의 비트신호와 신호처리계를 통하여 보정된 비트신호를 보여준다. 사용된 샘플은 1300 nm 대역에서 반사율이 98%인 금으로 코팅된 거울을 사용하였다.

#### IV. SS-OCT의 성능평가

제작된 SS-OCT 시스템의 깊이방향 측정범위를 판단하기 위하여 파장가변 광원과 마하젠더 간섭계를 통해 비트신호를 검출하였다. 그림 8은 간섭계 양팔의 경로차를 0.1 mm로 설정하고 한쪽 팔의 길이를 0.6 mm 간격으로 증가시키면서 비트신호를 검출한 후, 제작된 신호처리계를 이용하여 보정한 비트주파수이다. 간섭계의 양팔의 경로차가 없을 경우, 생성되는 비트신호의 주파수는 DC(direct current)이며, 양팔의 경로차가 증가할수록 비트주파수는 고주파대역으로 이동한다. 깊이에 따른 비트 주파수는 각각의 경우 0.6, 4.3, 8.0, 11.7, 15.4, 19.1, 22.8, 26.5 MHz로 계산되었다. 패브리-페롯 에탈론과 디지털 신호처리에 의하여 생성된 빗살의 주파수는 약 38.6 MHz이다. 빗살의 주파수는 패브리-페롯 에탈론의 FSR과 파장가변 레이저의 속도, 파장가변 대역폭에 의

하여 결정된다. 표본화 이론(sampling theorem)<sup>[12]</sup>에 의하여 신뢰할 수 있는 비트신호의 주파수대역폭은 DC부터 19.3 MHz 까지이며, 이에 따른 깊이범위는 약 1.6 mm이다. 그러나 SS-OCT 시스템의 측정 깊이는 광원의 가간섭 길이(coherence length)에 따라 좌우되기 때문에 신호 크기가 최대값에서 -3 dB의 기점인 1.9 mm를 2로 나눈 0.95 mm로 판단하였다.

그래프에서 y축은 푸리에 계수, x축은 신호처리 후 생성된

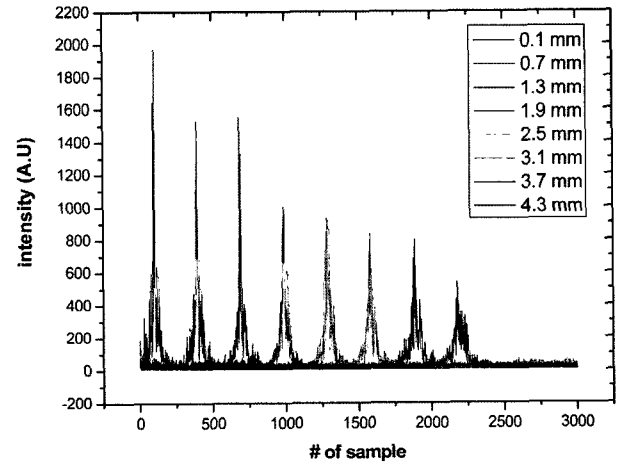
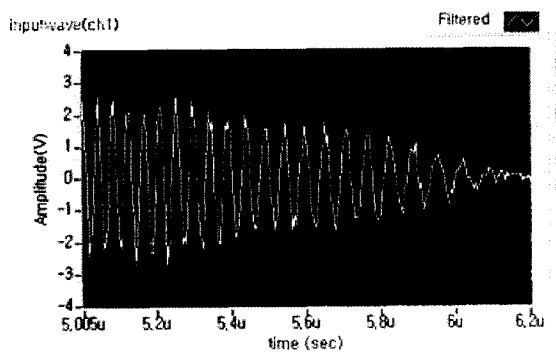
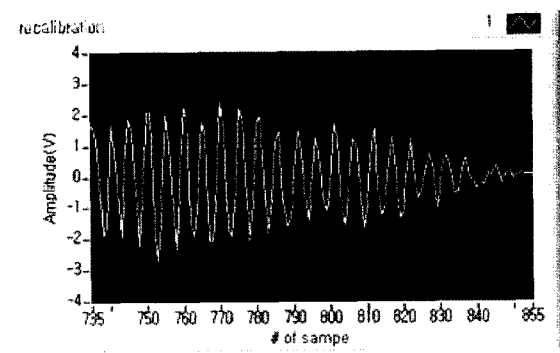


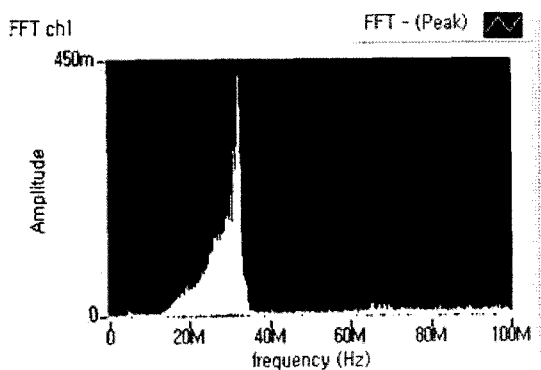
그림 8. 간섭계의 광경로 차에 의해 발생한 비트주파수의 보정결과.



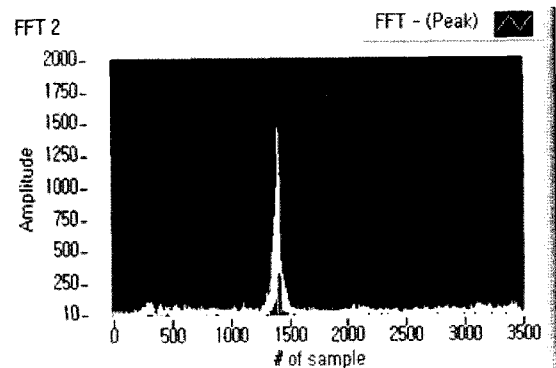
(a) 거울에 의한 비트신호



(b) 시간간격을 보정한 비트신호



(c) 거울에 의한 비트주파수



(d) 시간간격을 보정한 비트주파수

그림 7. 시간 영역 및 주파수 영역에서 비트신호의 보정결과.

배열을 이루는 데이터들의 수이다.  $x$ 축이 주파수가 아닌 개수인 이유는 빗살의 변곡점들의 데이터만을 추출, 이 시점에 부합하는 비트신호의 값들만 획득하는 과정에서 시간에 대한 의존성이 사라지기 때문이다. 이 개수는 기준신호의 생성을 위한 패브리-페롯 에탈론의 FSR과 하나의 배열을 생성하기 위해 수집된 데이터 수에 따라 결정된다. 수집된 데이터 수를 10000개로 설정했을 경우, 빗살을 통한 변곡점의 개수들은 약 7000개가 생성되며 주파수영역에서는 약 3500개의 데이터 개수로 표현된다. 그림 9는 150  $\mu\text{m}$  두께의 유리판 2장을 겹쳐 이에 따른 비트주파수를 획득한 결과이다. 그림 9 (a)는 실제 획득한 비트주파수이며 (b)는 패브리-페롯 에탈론과 디지털 신호처리로 보정된 비트주파수를 나타낸다.

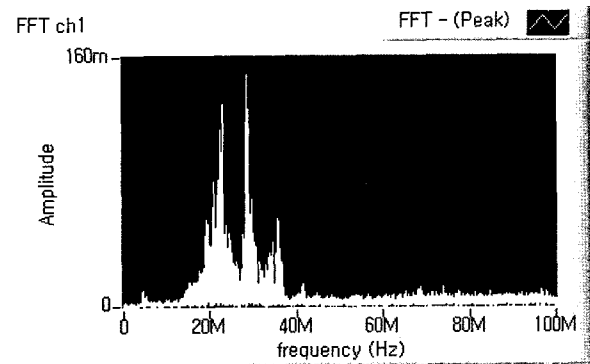
SS-OCT의 분해능  $\delta z$ 은 식(2)와 같이 정의된다.<sup>[11]</sup>

$$\delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{n \Delta \lambda} \tag{2}$$

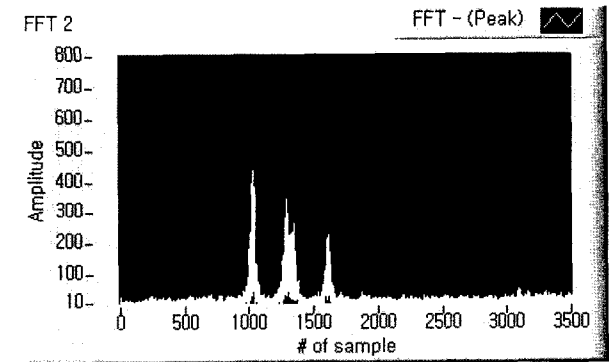
여기서  $n$ 은 굴절률,  $\lambda_0$ 는 광원의 중심파장,  $\Delta \lambda$ 는 파장가변 대역폭이다. 광원의 중심파장 1320 nm, 파장가변 대역폭 70 nm인 경우, SS-OCT의 분해능을 계산하면  $n=1$ 의 경우

약 10.9  $\mu\text{m}$ 이다. 하지만 광원의 중심파장, 파장가변 대역폭과 더불어 수집된 데이터 수와 검출하는 주파수의 대역에 따라 분해능은 변하게 된다. 이는 수집된 데이터 수가 감소하면, 푸리에 계수의 크기는 감소함과 동시에 주파수 영역의 분해능이 저하되고, 검출되는 비트주파수가 고주파영역으로 이동할수록 SS-OCT의 분해능은 저하된다. 이는 획득된 비트주파수가 빗살의 주파수에 근접할수록 표본화의 성능이 저하되기 때문이다. 또한 광원의 가간섭 길이에 따르는 비트신호의 감쇄도 분해능 저하의 원인이다.

그림 10은 150  $\mu\text{m}$  두께의 유리판 2장을 겹친 샘플에 대한 비트신호를 측정, 이의 신호처리 결과를 보여준다. 그림 (a)는 수집된 데이터 수는 1000개, 그림 (b)는 15000개 일 경우이다. 획득된 데이터들 중, 변곡점에 해당되는 데이터들만 추출, 이에 따른 주파수 영역의 데이터 개수는 각각 300개, 4500개이다. 수집된 데이터 수가 1000개인 경우, 획득되는 변곡점의 수는 700개로 예상된다. 그러나 파장가변 속도가 154.4 kHz인 레이저를 200 MS/s로 표본화 할 경우, 한 주기를 이루는 데이터의 수는 1295개이므로, 한 주기에 대한 데이터를 완벽하게 획득하지 못한다. 따라서 획득되는 변곡점의 개수가 600개로 감소하였다.

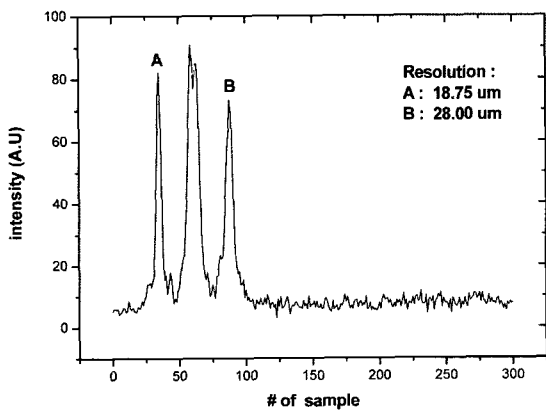


(a) 실제 획득한 비트주파수

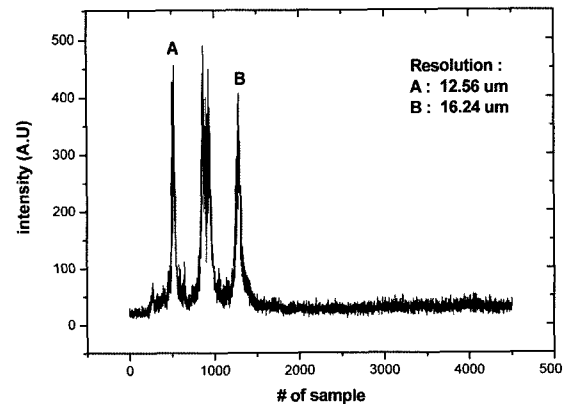


(b) 시간간격이 보정된 비트주파수

그림 9. 150  $\mu\text{m}$ 두께의 유리판 2장에 의한 비트주파수 측정.



(a) 데이터 수집개수가 1000개인 경우 획득한 비트주파수



(b) 데이터 수집개수가 15000개인 경우 획득한 비트주파수

그림 10. 150  $\mu\text{m}$  두께의 유리판 2장에 의한 비트주파수 및 분해능의 측정.

OCT의 분해능은 150  $\mu\text{m}$  두께의 유리판과 비트주파수의 비율을 이용하여 계산하였다. 첫번째 반사면의 위치를 A, 마지막 반사면의 위치를 B라고 하면, 이 지점들에서 분해능은 그림 10(a)의 경우 각각 18.7  $\mu\text{m}$ , 27.8  $\mu\text{m}$ , 그림 10(b)의 경우 각각 12.5  $\mu\text{m}$ , 16.2  $\mu\text{m}$ 이다. A지점의 비트주파수는 8.1 MHz이며 이는 길이로 환산하면 335  $\mu\text{m}$ 다. 오차는 레이저의 세기잡음으로부터 발생하였다. 그림 (b)의 경우 획득되는 데이터가 증가함에 따라 레이저의 잡음도 증가하여, 이에 따른 분해능의 오차는 0.37  $\mu\text{m}$ 로 계산되었다. 데이터의 수집 개수가 10000개 이상인 경우들에는 A의 분해능이 12  $\mu\text{m}$ 로 수렴함과 동시에 푸리에 계수의 증가에 따른 잡음의 증가를 확인하였다. 데이터의 수집개수가 클수록 정확한 비트신호를 획득할 수 있지만, 데이터의 수집개수는 SS-OCT의 시스템의 속도를 결정하기 때문에 횡방향 스캐닝(lateral scanning)의 속도 및 영상처리 속도를 고려하여 적절히 조절될 필요가 있다.

## V. 결 론

본 연구에서는 SS-OCT를 위한 파장가변 광원과 패브라-페롯 필터를 사용하는 SS-OCT 시스템의 신호처리계를 구현하였다. 제작된 파장가변 모드잠김 레이저의 출력을 부스터 반도체 광 증폭기를 이용하여 평균출력을 14 mW까지 증폭시킴과 동시에 레이저의 스펙트럼의 편이를 보상하였다. 패브라-페롯 에탈론에 의하여 생성된 광주파수 빗살과 디지털 신호처리를 이용하여 비트주파수의 넓어짐을 보정하는 신호처리계를 구현하였다. 제작된 SS-OCT 시스템은 종방향 주사 속도 154.4 kHz, 측정깊이 0.95 mm, 분해능 12.56±0.37  $\mu\text{m}$ 의 특성을 가지고 있다.

## 감사의 글

본 연구는 한국과학재단 우수연구센터(R11-2002-103) 지원으로 수행되었음.

## 참고문헌

[1] David Huang and James G. Fujimoto, "Optical coherence tomography," *Science*, vol. 254, pp. 1178-1181, 1991.

[2] Y. Yasuno, V. Madjarova, S. Makita, M. Akiba, A. Morosawa, C. Chong, T. Sakai, K. Chan, M. Itoh, and T. Yatagai, "Three-dimensional and high-speed swept-source optical coherence tomography for in vivo investigation of human anterior eye segments," *Opt. Express*, vol. 13, pp. 10652-10664, 2005.

[3] R. Leitgeb, C. K. Hitzenberger, and A. F. Fercher, "Performance of Fourier domain vs. time domain optical coherence tomography," *Opt. Express*, vol. 11, pp. 889-894, 2003.

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

[5] S. H. Yun, C. Boudoux, M. C. Pierce, J. F. de Boer, G. J. Tearney, and B. E. Boum, "Extended-cavity semiconductor wavelength-swept laser for biomedical imaging," *IEEE Photon. Technol. Lett.*, vol. 16, no. 1, pp. 293-295, 2004.

[6] S. H. Yun, C. Boudoux, G. J. Tearney, and B. E. Bouma, "High-speed wavelength-swept semiconductor laser with a polygon-scanner-based wavelength filter," *Opt. Lett.*, vol. 28, no. 20, pp. 1981-1983, 2003.

[7] 이응제, 김용평, "고속 파장가변 모드잠김 레이저의 제작 및 출력특성", *대한전기학회지*, vol. 56, pp. 1117-1121, 2007.

[8] 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*, vol. 13, pp. 3513-3828, 2005.

[9] Robert Huber, Desmond C. Adler, and James G. Fujimoto, "Buffered Fourier domain mode locking: unidirectional swept laser sources for optical coherence tomography imaging at 370,000 lines/s," *Opt. Lett.*, vol. 31, no. 20, pp. 2975-2977, 2006.

[10] D. Derickson, *Fiber optic test and measurement*, (Prentice Hall, New Jersey, USA, 1998), pp. 169-208.

[11] S. H. Yun, G. J. Tearney, J. F. de Boer, N. Iftimia, and B. E. Bouma, "High-speed optical frequency-domain imaging," *Opt. Express*, vol. 11, pp. 2953-2963, 2003.

[12] A. V. Oppenheim, A. S. Willsky, S. H. Nawab, *Signals and Systems*, (Prentice Hall, New Jersey, USA, 1997), pp. 514-556.

## **Implementation of the Wavelength-Swept-Source and Signal Processing for the Frequency Domain Optical Coherence Tomography**

Eung Je Lee and Yong Pyung Kim<sup>†</sup>

*College of Electronics and Information / Institute for Laser Engineering, Kyunghee University, Yongin 446-701, Korea*

<sup>†</sup>*E-mail: ypkim@khu.ac.kr*

(Received August 31, 2007, Revised manuscript October 5, 2007)

We demonstrate the wavelength swept source and signal processing for the frequency domain optical coherence tomography. The laser output performance is improved by using a semiconductor optical amplifier with a booster amplifier. The laser generates 14 mW of average power of which wavelength shift in the lasing spectral shape is compensated. Adopting a Fabry-Perot etalon and digital signal processing, the broadening of the beat frequency due to the variance of wavelength-sweep-velocity is calibrated. The optical coherence tomography system shows 154.4 kHz of axial scanning speed, 0.95 mm of depth range, and  $12 \pm 0.37 \mu\text{m}$  of axial resolution.

OCIS code : 110.4500,140.3600,200.4740.