

병렬 SOA 구조의 파장가변 레이저를 이용한 단면 영상 획득

Acquirement of cross-sectional image by using wavelength swept laser within the two SOAs parallel configuration

김 훈 섭* 엄 진 섭**
Kim, Hoon-Sup Eom, Jin-Seob

Abstract

We have realized the swept source optical coherence tomography(SS-OCT) by using the self-fabricated wavelength swept laser(wavelength tuning range : 80nm, line-width : 0.12nm, wavelength sweeping rate : 50Hz). In addition, we have used the dual balanced detector that could make a mirror image in OCT display suppressed. We can also fabricate the comb filter of Michelson interferometer type for fast-signal processing in OCT. Using this SS-OCT system for measuring an mirror, a 1mm-depth glass and an onion, we confirmed that the *in vivo* epidermal cross-sectional images for them can be obtained appropriately.

키워드 : 파장가변 광 걸맞음성 단층촬영장치, 파장 가변 광원, 이중 균형 광 검출기, 밧살부너 필터

Keywords : swept source optical coherence tomography, wavelength swept source, dual balanced detector, comb filter

1. 서론

광간섭 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 [1].

OCT는 시스템의 원리와 구조에 따라서 시간영역(time domain, TD)과 주파수영역(frequency domain, FD)으로 분류할 수 있다[2]. TD-OCT는 간섭계의 기준단(reference arm)길이를 가변함으로

써 깊이정보를 획득하여 영상을 구현한다. FD-OCT는 기준단의 물리적인 동작 없이 빛을 각각의 파장대별로 분리시켜 검출한 후, 푸리에 변환(Fourier transform)을 통하여 깊이정보를 획득하는 방법, 또는 파장가변 레이저를 광원으로 사용하여 샘플(sample)길이에 따른 간섭신호를 획득, 이를 푸리에 변환함으로써 깊이정보를 획득하는 방법(swept source optical coherence tomography, SS-OCT)이다[2].

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[3].

본 논문에서는 병렬 SOA 구조의 파장가변 레이저를 사용하여 파장 가변 범위를 넓힘으로써, 거리 분해능을 향상시킨 SS-OCT 시스템을 구성하였다. 게다가 이중 균형 광 검출(dual balanced

* 강원대학교 전자공학과 박사과정

** 강원대학교 전자공학과 교수, 공학박사(교신저자)

detection) 방식을 사용함으로써, SS-OCT에서 필연적으로 발생하게 되는 DC 잡음, 저주파 잡음, 미러 이미지 등을 성공적으로 제거하였다[4]. 또한 OCT 신호처리 과정에서의 파장-파수 변환 과정(lambda to wavenumber recalibration)을 마이켄슨 간섭구조의 광학적인 방식으로 해결하여, 신호처리 시간을 대폭 단축시켜 향후 실시간 생체 영상을 구현할 수 있는 가능성을 보였다. 본 연구에서 구현한 SS-OCT 시스템을 통해, 거울, 유리, 양파 등 각각의 단면 영상을 획득해 보았다.

2. SS-OCT의 광학계 구성

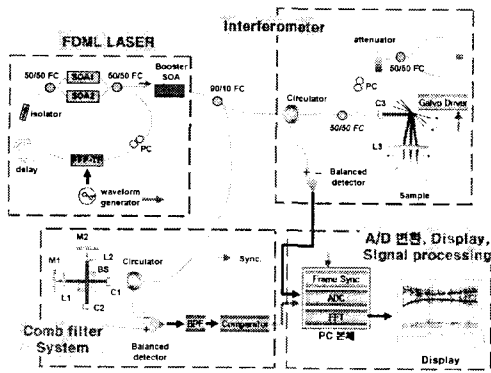


그림 1 SS-OCT 실험 구성도

본 연구에서 구현한 SS-OCT의 광학계 set-up은 그림 1과 같다. 파장 가변 펄터인 FFP-TF로 구성된 레이저로부터 출력된 빛은 그림 1에서 보여진 바와 같이 광 서클레이터를 통하여 50:50 광 커플러로 입사된 후에 기준광 및 샘플광으로 광파위가 나뉘어진다. 그 다음에 각각의 광에서 반사되어 다시 50:50 광 커플러로 입사된 후에 일부는 광 서클레이터를 거쳐 balanced detector의 한 입력단자로 입사되고 나머지 광은 balanced detector의 또 다른 입력단자로 입사된 다음 balanced detector에서 전기 간섭신호로 바뀌게 된다. 이 간섭신호는 증폭된 후에 comb filter 시스템으로부터 동기신호에 맞추어 A/D 변환된 후에 신호처리 과정(고속 푸리에 변환, OCT image display)을 거치게 된다. 본 연구에서는 신호대잡음비(SNR : signal to noise ratio)를 최대화시키기 위하여 balanced detector를 사용하였으며 이를 통하여 DC 광 파워 성분 및 자기상관성 간섭신호, 잡음들을 제거시키고 가능하면 순수한 간섭신호만을 증폭하여 영상 품질 즉, 신호대잡음비를 최대화시키도록 하였다.

그림 2는 balanced detector를 이용한 광 수신부의 구성을 보였다. balanced detector는 간섭계로부터의 DC 광 파워 성분 및 자기상관성 간섭신호, 기타 잡음들을 제거하므로 가능한 순수한 간섭신

호만을 증폭해주는 소자이다. 이로부터 영상 품질 즉 SNR을 최대화시킬 수 있으며, 아울러 광파워 동적범위를 확대할 수 있다[4].

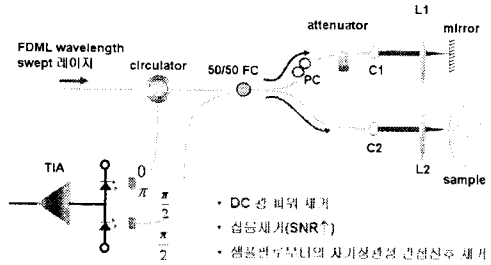


그림 2 이중균형 광 검출부의 구성

balanced detector는 두 개의 광 검출기가 한 개의 TIA(transimpedance amplifier)에 전류가 서로 반대방향으로 흐르는 구조로 연결되어 있다. balanced detector에는 기준광과 샘플광으로부터의 광 신호들이 입사하게 되는데 그림에서 보이는 것처럼 50:50 2x2 광 커플러를 통하여 두개의 광 검출기에 두 팔로부터의 광 신호가 각각 50%씩 나뉘어 입사된다.

balanced detector를 이용한 광 수신부의 동작원리를 살펴보면 swept source laser로부터 서클레이터에 입사된 광은 50:50 2x2 광 커플러를 통하여 기준광과 간섭광으로 광 파워가 각각 50%씩 나뉘게 된다. 이때 기준광으로 입사되어 반사된 후에 50:50 2x2 광 커플러를 거쳐 다시 balanced 광 검파기의 두 입력으로 입사되는 광들간에는 $\frac{\pi}{2}$ 만큼의 위상차가 존재한다. 즉 balanced 광 검파기의 상단에 있는 광 검파기로 입사된 광은 50:50 2x2 광 커플러를 bar 형태로 두 번 지난 후에 광 검파기로 입사되므로 50:50 2x2 광 커플러로 인한 위상변화가 없다. 반면에 balanced 광 검파기의 하단에 있는 광 검파기로 입사된 광은 50:50 2x2 광 커플러를 처음에는 bar 형태로 반사되어 돌아올 때는 cross 형태로 지나므로 광 검파기로 입사될 때 $\frac{\pi}{2}$ 만큼 위상이 변하게 된다. 따라서 기준광으로부터 두 개의 광 검파기로 입사되는 광들에는 $\frac{\pi}{2}$ 만큼의 위상차가 존재한다. 한편 샘플광으로 입사되어 반사된 후에 50:50 2x2 광 커플러를 거쳐 다시 balanced 광 검파기의 두 입력으로 입사되는 광들간에도 $\frac{\pi}{2}$ 만큼의 위상차가 존재하지만 기준광의 경우와는 위상 변화량이 다르다. 즉 balanced 광 검파기의 상단에 있는 광 검파기로 입사된 광은 50:50 2x2 광 커플러를 처음에는 cross 형태로 반사되어 돌아올 때도 cross 형태로 지나므로 상단의 광 검파기로 입사될

때 π 만큼 위상이 변하게 된다. 반면에 balanced 광 검파기의 하단에 있는 광 검파기로 입사된 광은 50:50 2x2 광 커플러를 처음에는 cross 형태로 지나고 반사되어 돌아올 때는 bar 형태로 지나므로 광 검파기로 입사될 때 $\frac{\pi}{2}$ 만큼 위상이 변하게 된다. 따라서 샘플팜로부터 두 개의 광검파기로 입사되는 광들간에는 $\frac{\pi}{2}$ 만큼의 위상차가 존재한다.

위의 과정으로부터 상단의 광 검파기에 입사되는 기준팜과 샘플팜로부터의 광들간에는 π 만큼의 위상차가 존재하고 하단의 광 검파기에 입사되는 기준팜과 샘플팜로부터의 광들간에는 위상차가 존재하지 않는다. 따라서 각각의 광 검파기에서 출력되는 전기 간섭신호는 위상이 π 만큼 차이가 나고 각각의 전기 간섭신호가 서로 반대방향으로 흐르므로 결국에는 동일한 위상을 가지는 두 전기 간섭신호가 합해지는 형태가 되어 기준팜과 샘플팜간의 간섭신호는 두배로 커지는 효과를 가져온다.

반면에 기준팜로부터의 DC 광파워는 두 개의 광 검출기에서 서로 방향이 다른 전류를 야기시키므로 상쇄된다. 마찬가지로 샘플팜로부터의 DC 광파워도 두 개의 광 검파기에서 서로 방향이 다른 전류를 야기시키므로 상쇄된다. 각 팜로부터의 DC 광 파워가 세겨지므로 DC 광 파워로 인한 광 검파기에서의 잡음이 현저하게 감소하게 된다. 이 때문에 balanced detector를 사용하면 간섭신호의 SNR이 현저히 좋아지게 된다.

또한 balanced detector를 사용하면 샘플팜로부터의 자기상관성 간섭신호도 상쇄되어진다. 예를 들어 샘플팜의 두 개의 반사체로부터 반사되는 광들은 각각 상단의 광검파기로는 π 만큼 그리고 하단의 광검파기로는 $\frac{\pi}{2}$ 만큼의 위상변화를 가지고 입사된다. 이때 각각의 광 검파기에서는 샘플팜의 두 개의 반사체로부터의 광들간에 간섭신호가 존재하지만 이 두 개의 간섭신호들은 동일한 위상을 가지므로 서로 전류가 반대방향으로 흐를 때 상쇄된다. 이리므로 balanced 광 검파기를 사용하면 샘플팜으로부터의 자기상관성 간섭신호가 상쇄되어진다.

3. SS-OCT의 신호처리계 구현

그림 3에 FFP-TF를 사용한 파장가변 링 레이저 구성도를 보였다. 링 레이저는 이득매질로 2개의 SOA를 Fiber Coupler(FC)를 통해, 병렬로 연결하였다. 이는 SOA 1개를 사용할 때 보다 더 넓은 파장 가변 범위(sweeping range)를 얻기 위함이다. Isolator는 링 레이저 공진기 안의 불필요한

반사(extraneous reflections)를 제거해 주고, 링 공진기의 단방향 발전을 가능하게 해준다.

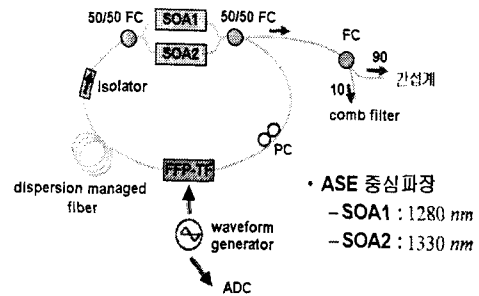


그림 3 SS-OCT의 파장가변 레이저

본 연구에서는 LamdaQuest사의 FFP-TF를 사용하였다. 이 소자는 내부에 압전소자(PZT)를 사용하여 특별히 제작된 패브리-페롯 공진기 구조로부터 최대 40kHz의 스위핑 반복율을 가지며, FSR(free spectral range) = 160nm, Finesse = 600, 그리고 삽입손실 = 2.5dB, 튜닝 인가전압 = -20~50V 범위에 있다. DC에서의 FSR 튜닝 전압은 19V/FSR이다. 링 공진기 구조 안에서 발전된 레이저는 후측의 50/50 FC(fiber coupler)를 통해, 50% 출력광은 다시 공진기 안으로 들어가서 공진하게 되며, 다른 50% 출력광은 10/90 FC에 의해서, 90% 출력광은 OCT 간섭계로 들어가게 되며, 10% 출력광만은 본 연구에서 고안한 comb filter 입력으로 들어가게 되어, A/D 변환을 위한 동기신호를 생성하는 목적으로 사용된다. 즉, 90%의 많은 레이저 출력광이 OCT 간섭계로 보내져서, 생체에서 반향 반사되는 빛이 좀 더 많아지도록 구성하였다. 한편, 편광 조절기(PC : Polarization Controller)는 광섬유 내에서의 편광 요동 문제를 해결하기 위한 편광 보상 역할을 해준다.

그림 4는 본 연구에서 고안해낸 자유공간 마이켈슨 간섭계와 balanced detector로 구성된 comb filter 시스템이다. 그림 4에서 보여지는 것처럼 90:10 광 커플러를 이용하여 레이저 출력 광파워의 10% 정도를 자유공간에 구축된 마이켈슨 간섭계 구조의 comb 필터에 입사시키고 이로부터의 출력들을 balanced detector의 두 개의 입력단에 각각 입사시킨다. 원하는 투과 주파수 간격을 얻기 위해서는 마이켈슨 간섭계의 두 팔간의 거리차를 조정한다. Balanced detector를 사용하는 이유는 이를 통하여 DC 광 파워 성분과 잡음은 줄이면서도 두 팔간에 일어나는 간섭신호만은 증폭시킬 수 있기 때문이다. Balanced detector의 전기 출력은 대역 통과필터(BPF)를 거쳐 깨끗한 정현파 형태의 신호로 출력되고 다음에 비교기(comparator)를 통과시켜 A/D 변환을 위한 동기신호 펄스를 얻게 된다.

이 경우에 주파수축 상에서 등간격에 해당하는 동기신호가 얻어지므로 이를 이용하여 A/D 변환이 이루어지면 신호처리 과정에서 별도의 recalibration 과정을 생략할 수 있다. 그러나 위에서 알 수 있는 것처럼 동기신호 발생을 위하여 별도의 comb 필터와 전자회로 등이 요구되므로 시스템이 복잡해지는 단점은 있다.

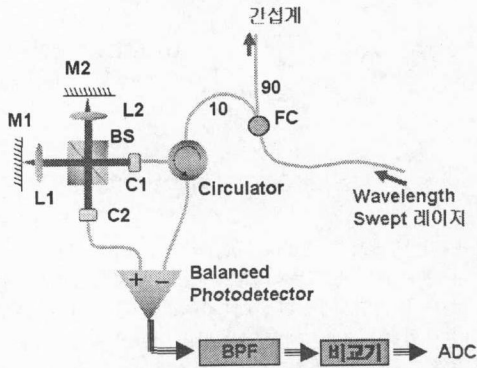


그림 4 마이켈슨 간섭구조의 comb filter

일반적으로 주파수축 상에서 즉 k -domain에서 등간격으로 A/D 변환을 수행할 수 있도록 하기 위해서는 주파수축 상에서 광대역에 걸쳐 투과대역이 일정한 간격으로 고정된 별도의 빗살무늬(comb) 필터가 요구된다. 그러나 압전소자로 구성된 FFP-TF에 정현파를 인가할 때 압전소자의 변위가 비선형적으로 변하게 되므로 투과 파장이 시간축 상에서 비선형적으로 변하게 되고 이로부터 레이저의 발진 주파수도 시간축 상에서 비선형적으로 변하게 된다. 그러므로 그림 4와 같은 간섭계 구조를 통해, AD 변환시 필요한, 파장 가변 동기신호인 comb filter를 안정적으로 생성해 줄 수 있다. 왜냐하면, 그림 4와 같이 자유공간에서 간섭구조가 형성되므로, 광섬유로 구성될 때와 비교하여 주변 환경변화에 훨씬 안정적이기 때문이다.

comb filter의 투과대역 주파수간 주파수차 Δf (또는 FSR)와 두 팔간의 거리차 ΔL 사이에는 다음과 같은 관계가 성립한다[5].

$$\Delta f_{comb} = \frac{c}{2\Delta L}$$

따라서 두 팔간의 거리차가 고정되면 comb 필터의 투과대역간 주파수차는 동일하다. 이를 투과대역간 파장차로 다시 표시하면

$$\Delta\lambda_{comb} = \frac{\lambda^2}{2\Delta L} \quad (1)$$

으로 주어진다. 여기서 c 는 빛의 속도이고 λ 는 빛의 파장이다. 만일 swept laser source의 파장 스위핑 범위가 $\Delta\lambda_{source} = 120\text{nm}$ 이고 이를 $m =$

1024개의 파장으로 나누어 A/D 변환을 수행한다고 가정하자. 이를 위한 comb 필터의 두 팔간의 거리차 ΔL 은 식 (1)로부터 다음과 같이 주어진다.

$$\begin{aligned} \Delta L &= \frac{\lambda^2}{2\Delta\lambda_{comb}} = \frac{\lambda^2}{2\left(\frac{\Delta\lambda_{source}}{m}\right)} \quad (2) \\ &= m \frac{\lambda^2}{2\Delta\lambda_{source}} \end{aligned}$$

식 (2)로부터

$$\begin{aligned} \Delta L &= \frac{1024 \times (1300\text{nm})^2}{2 \times 120\text{nm}} \\ &= 0.721\text{cm} \end{aligned}$$

로 주어진다.

4. 실험 및 성능평가

그림 5는 위의 comb 필터 시스템을 이용하여 측정된 동기신호를 보여준다. 그림 5(a)는 전체 동기신호를 보여주며 그림 5(b)는 일부를 확대한 파형을 보여준다. 그림에서 동기신호와 함께 보여지고 있는 정현파는 FFP-TF에 인가된 정현파 전압 파형이다.

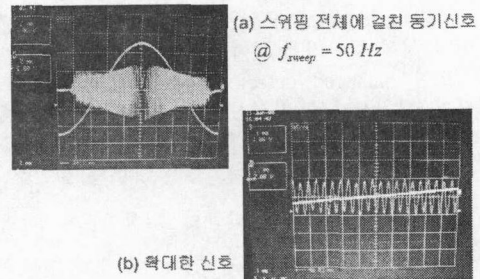


그림 5 comb filter에서 출력되는 동기신호

그림 6은 comb filter 시스템 출력신호가 비교기를 통과한 후에 얻어진, data acquisition 보드의 샘플링을 위한 외부 트리거 입력 동기신호를 보여준다. 트리거는 펄스의 상승에지에서 발생한다.

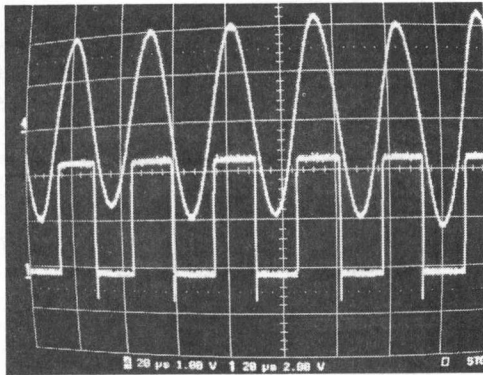


그림 6 비교기 출력 신호

그림 7은 샘플팔에 거울을 사용한 경우에 대하여 swept laser source가 파장 스위핑하는 동안에 오실로스코프로 측정된 간섭신호를 보여준다. 샘플팔에 거울을 놓았을 때 예상할 수 있듯이 정현파가 얻어지지만 주파수가 처핑(chirping)되는 것을 확인할 수 있다. 이로 미루어 swept laser source의 파장 스위핑이 정상으로 이루어지고 있음을 알 수 있다.

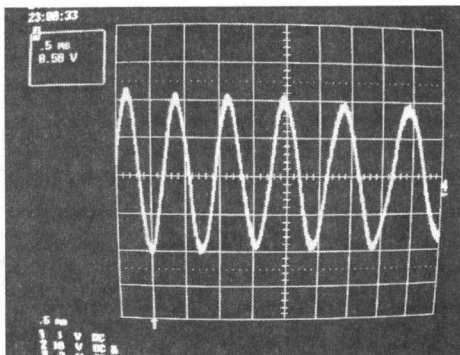


그림 7 샘플로서 거울을 사용한 경우의 간섭신호

그림 8은 샘플팔에 거울을 사용한 경우 신호처리를 통해 얻은 SS-OCT 단면 영상이다[6].

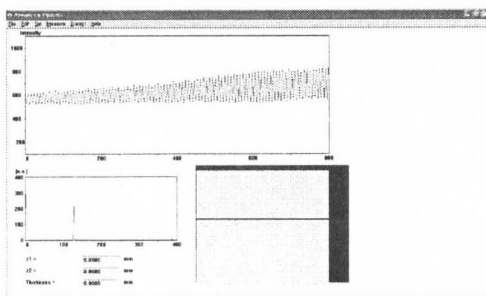
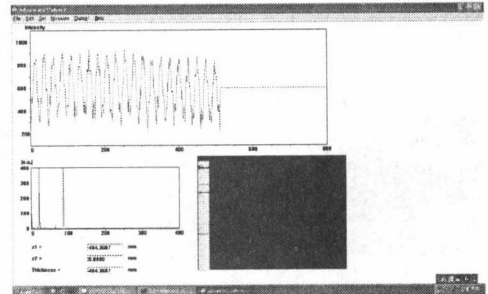
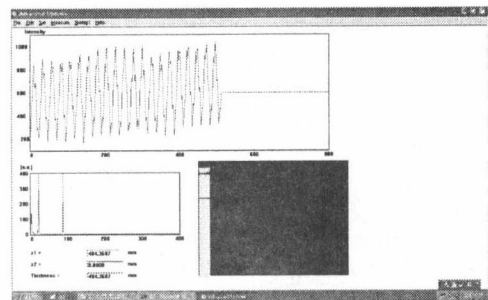


그림 8 샘플로서 거울을 사용한 경우의 결과 화면

위쪽 파형은 주파수 도메인에 따른 기준팔과 샘플 거울의 간섭신호 파형이다. 아랫쪽 왼쪽 파형은 이를 FFT 변환한 결과 파형이고, 아랫쪽 오른쪽 그림이 FFT 변환 결과에서의 깊이 정보와 크기 정보를 이미지한 영상이다. 이 때의 transverse length = 3.5 mm 이다.



(a) 균형 광 검출기 사용하지 않은 경우



(b) 균형 광 검출기 사용한 경우

그림 9 샘플로서 유리판을 사용한 경우의 결과 화면 (이중 균형 광 검출기의 사용여부에 따름)

그림 9는 샘플로서 두께 약 1mm 정도의 유리판에 대해 transverse length = 1mm 정도를 측정된 영상이다. 그림 9(a)는 balanced detector를 사용하지 않고 하나의 광 검출기를 사용하여 획득한 영상이고, 그림 9(b)는 balanced detector를 사용하여 획득한 유리판 영상이다. 그림 (a), (b)의 상단의 간섭 신호 그래프를 비교해 보면, 알 수 있듯이, (b)의 경우는 (a)의 경우보다 프로그램적으로 간섭 신호의 scaling factor를 더 높여 주었음에도 불구하고, (a)에 존재하는 자기상관성 간섭신호 잡음이 (b)에는 존재하지 않음을 눈으로 확인할 수 있다. 스펙트럼의 Y축은 0부터 400까지의 임의의 단위(a.u : arbitrary unit)를 사용하였다. (a)의 경우, 자기 상관성 간섭 신호 잡음의 스펙트럼 크기는 약 25 정도이고, 원하는 신호의 스펙트럼 크기는 400을 초과하였다. 반면, (b)의 경우는 scaling factor가 (a)보다 훨씬 크다는 것을 감안하고서도 자기 상관성 간섭 신호 잡음의 스펙트럼 크기는 0

인 것을 확인할 수 있다. 즉, 진자는 balanced detector를 사용하지 않아 존재하는 모든 간섭신호가 나타나고 이것들이 모두 선으로 나타나서 실제 유리판의 앞면과 뒷면을 구분하기 어렵게 한다. 그러나 후자는 balanced detector를 사용하므로 유리판 앞면과 뒷면간의 간섭에 의한 자기상관성 간섭신호 및 기타 잡음성 신호들이 잘 제거되어 유리판의 앞면과 뒷면간의 영상만이 깨끗하게 획득되었음을 보여준다.

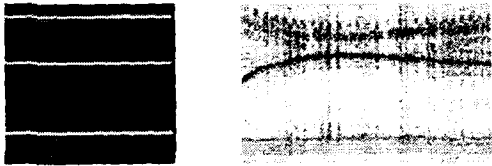


그림 10 샘플로서 유리판, 양피를 사용한 경우의 결과 화면
(신호 부분 제외하고, 영상 부분만 캡처함)

그림 10은 샘플로서 각각 두께 약 1mm 정도의 유리판과 양피에 대해 transverse length = 3.5mm 정도를 측정할 SS-OCT 영상이다.

OCT에서는 표본(sample)이 무엇이나에 따라 레이저 출력 뒷단과 기준팔의 감쇠 정도도 각기 달리 해주는 기술도 필요하다. 기울을 측정하는 경우에는 레이저 출력 뒷단의 감쇠를 많이 해주어 적은 광출력으로도 깨끗한 기하학적 뒷면 영상을 얻을 수가 있었다. 하지만, 양피와 같은 생체를 측정할 경우에는 생체에 직접하게 높은 광 출력 세기를 조사하기 위해, 광출력 뒷단의 감쇠를 줄여주어야 하는 반면, 기준팔의 감쇠는 직접하게 많이 해주어야 한다. 왜냐하면, 생체에서의 반향반사(back reflection) 신호가 보통 수 pico-Watt 정도이므로 기준팔에서의 반향반사 신호가 이보다 더 작아지게 되면, 간섭 신호의 질이 나빠짐을 실험을 통해 확인한 바 있었다. 그러므로 샘플팔과 기준팔 간의 광출력을 적절하게 조절해 주는 제어기술 또한 필요하다.

5. 결론

본 실험에서는 병렬 SOA 구조의 파장가변 레이저를 사용하여 파장 가변 범위를 넓힘으로써, 거리 분해능을 향상시킨 SS-OCT 시스템을 구성하였다. 게다가 이중 균형 광 검출(dual balanced detection) 방식을 사용함으로써, SS-OCT에서 필연적으로 발생하게 되는 DC 잡음, 저주파 잡음, 더러 이미지 등을 성공적으로 제거하였다. 또한 OCT 신호처리 과정에서의 파장-파수 변환 과정(lambda to wavenumber recalibration)을 마이켈슨 간섭구조의 광학적인 방식으로 해결하여, 신호 처리

시간을 대폭 단축시켜 향후 실시간 생체 영상 획득할 수 있는 가능성을 보였다. 본 연구에서 구현한 SS-OCT 시스템을 통해, 저울, 유리, 양피 등 각각의 단면 영상을 획득해 보았다. 앞으로 양피 이외에 SS-OCT에 적합한 생체에 대한 촬영 및 SS-OCT 시스템의 보완 작업을 수행함을 통해, 고분해능의 비침습적인 광결맞음성 단층촬영 장치에 대한 고급 기술을 보유할 수 있을 것으로 사료된다.

Acknowledgement

본 연구는 교육인적자원부·산업자원부·노동부의 출연금으로 수행한 산학협력중심대학육성사업의 연구결과입니다.

참 고 문 헌

- [1] David Huang, James G. Fujimoto, "Optical coherence tomography", *Science*, vol. 254, pp.1178-1181, 1991.
- [2] R. Leitgeb, C. K. Hitzenberger, A. F. Fercher, "Performance of Fourier domain vs. time domain optical coherence tomography", *Opt. Express*, vol. 11, pp.889-894, 2003.
- [3] M. A. Choma, M. V. Sarunic, C. Yang, J. Izatt, "Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography", *Opt. Express*, vol. 11, pp.2183-2189, 2003.
- [4] A. G. Podoleanu, "Unbalanced versus balanced operation in an optical coherence tomography system," *Appl. Opt.* 39, 173-182, 2000.
- [5] Eugene Hecht, *Optics*, Addison-Wesley, 1987.
- [6] H. S. Kim, M. Y. Namgoong, J. R. Lee, J. S. Eom, "Real of Swept Source Optical Coherence Tomography System using Loop Mirror within Reference Arm", *Conference on Optoelectronics & Optical Communications(COOC) 2007*, vol. 14, pp.402-403, 2007. 5.