《연구논문》 Korean Journal of Optics and Photonics, Volume 22, Number 2, April 2011 DOI: 10.3807/KJOP.2011.22.2.072

광섬유 브라그 격자를 이용한 퓨리어 영역 광 결맞음 단층 촬영에서의 파수영역 선형화

이병창[1] · 엄태중[2] · 전민용[1†]

[1]충남대학교 자연과학대학 물리학과
㊞ 305-764 대전광역시 유성구 궁동 220번지

[2]광주과학기술원 고등광기술연구소
㊞ 500-712 광주광역시 북구 첨단과기로 261

(2010년 11월 29일 받음, 2011년 3월 7일 수정본 받음, 2011년 4월 4일 게재 확정)

반도체 광 증폭기와 파브리-페롯 가변 필터를 이용한 파장 훑음 레이저 기반 광 결맞음 단층 촬영을 구성하고, 이로부터 선명한 이미징을 얻기 위한 파수 영역 선형화를 구현하였다. 파수 영역 선형화는 5 개의 서로다른 공진 파장을 가진 광섬유 격자로 이루어진 어레이를 이용하여 보간법으로 수행하였다. 샘플단의 1 mm 깊이에서 파수 영역 선형화를 수행한 후 점 분포 함수(point spread function)로부터 측정한 SNR(signal-to-noise ratio)은 12 dB 향상된 값을 얻어냈다. 또한 파수 영역 선형화 전과 후에 대해 슬라이드 글라스를 이용하여 OCT 이미징을 얻어낸 결과 파수 영역 선형화가 매우 잘 되었음을 확인할 수 있었다.

K-domain Linearization Using Fiber Bragg Grating Array Based on Fourier Domain Optical Coherence Tomography

Byoung Chang Lee[1], Tae Joong Eom[2], and Min Yong Jeon[1†]

[1]*Department of Physics, Chungnam National University, Daejeon 305-764, Korea*
[2]*Advanced Photonics Research Institute, Gwangju Institute of Science and Technology, Gwangju 500-712, Korea*

(Received November 29, 2010; Revised manuscript March 7, 2011; Accepted April 4, 2011)

We demonstrate a k-domain linearization using a fiber Bragg grating (FBG) array for Fourier domain optical coherence tomography based on a wavelength swept laser. The k-domain linearization is carried out with an interpolation method using a FBG array with five FBGs. The measured signal-to-noise ratio from the point spread function after k-domain linearization is 12 dB improved over that of without k-domain linearization at the 1 mm depth of the sample. Clear OCT imaging of the slide glass with k-domain linearization could be obtained.

Keywords: Wavelength swept laser, Fabry-Perot tunable filter, K-domain linearization, Fiber Bragg grating, Optical coherence tomography
OCIS codes: (070.0070) Fourier optics and signal processing; (140.0140) Lasers and laser optics; (110.2350) Fiber optics imaging

I. 서 론

퓨리어 영역 광 결맞음 단층 촬영 기술 (OCT: optical coherence tomography)은 광원의 형태와 간섭신호 획득 형태에 따라 분광 영역 OCT (Spectral domain OCT)와 파장 훑음 레이저 기반 OCT (Swept source based OCT)로 나눌 수 있다.[1-4] 퓨리어 영역 OCT는 기준단(reference arm)에 대한 샘플단(sample arm)의 시간지연(time delay)에 의해 생성되는 파수 영역에서의 변조신호를 획득함으로써 이미지를 구현한다. 파수 영역에서의 변조신호는 기준단에 대한 샘플단의 시간 지연 정보를 포함하고 있고, 퓨리어 변환(Fourier transform)을 통하여 시간 지연 정보를 얻게 된다.[5] 이때 파장 훑음 광원이나 고속의 스캔 카메라를 사용하는 OCT의 간섭신호는 모두 파수 영역에서 비선형성을 갖게 된다. OCT에서 깨끗한 이미지를 얻기 위해서는 파수 영역에서의 선형화가 반드시 필요하다. 일반적으로 1300 nm영역에서의 OCT 연구는 분광 영역

†E-mail: myjeon@cnu.ac.kr
Color versions of one or more of the figures in this paper are available online.

OCT에 사용하는 고속의 CCD 스캔 카메라의 고가격으로 인하여 파장 훑음 레이저 기반 OCT에 관한 연구가 많이 진행되고 있다.[3, 4][6, 7] 파장 훑음 레이저 기반 OCT의 광원은 다각형 회전 거울(polygon rotating mirror)이나 광섬유 페브리-페롯 가변 필터를 사용하여 구현된다. 광섬유 페브리-페롯 가변 필터를 이용한 광원은 별도의 광 정렬이 필요 없고, 다른 방식의 파장 훑음 레이저보다 훨씬 빠르게 가변할 수 있다는 장점이 있어 이 방식을 이용한 많은 연구가 진행되고 있다.[4, 7, 8] 파장 훑음 레이저 기반 OCT에서 파수 영역의 선형화는 Fabry-Perot filter, Mach-Zehnder Interferometer, Sagnac Interferometer 같은 광섬유 간섭형 필터를 이용한 연구들이 수행되었다.[7, 8, 9-11] 간섭형 필터를 이용한 선형화 작업은 필터의 FSR(free spectral range)에 따라 획득된 간섭신호의 데이터 수의 감소를 가져올 수 있다. 뿐만 아니라 외부영향에 민감하고 고가라는 단점이 있다. 최근에는 분광형 영역 OCT 시스템에서 고분해능 광분광계의 측정된 광신호의 파장과 CCD array에서 측정된 샘플 순서간의 비선형성을 해소하기 위하여 여러개의 광섬유 격자를 이용한 연구가 보고 되기도 하였다.[12]

본 논문에서는 반도체 광 증폭기와 광섬유 Fabry-Perot 가변필터 (FFP-TF: fiber Fabry-Perot Tunable filter)를 이용하여 1300 nm 대역의 파장 훑음 레이저 기반 OCT시스템을 구성하였고, 광섬유 브라그 격자(FBG: fiber Bragg grating) 어레이를 이용하여 파수 영역의 선형화를 수행하였다. 파수영역의 선형화는 기존의 간섭형 필터방식과 다른 방식으로, 5개의 FBG를 이용하여 20 nm 간격으로 어레이를 만들고, 각각의 반사 파장을 알고 있는 FBG로부터 반사된 시간 영역 신호를 이용하여 수행하였다.

II. 실 험

일반적으로 FFP-TF를 이용한 파장훑음 레이저는 링 형태로 구성된다. FFP-TF필터에 정현파 (sinusoidal wave)의 신호를 가해줌으로써 파장 훑음 레이저를 발진시킬 수 있다. 파장 훑음 레이저를 이용한 광 결맞음 단층촬영 시스템 및 파수

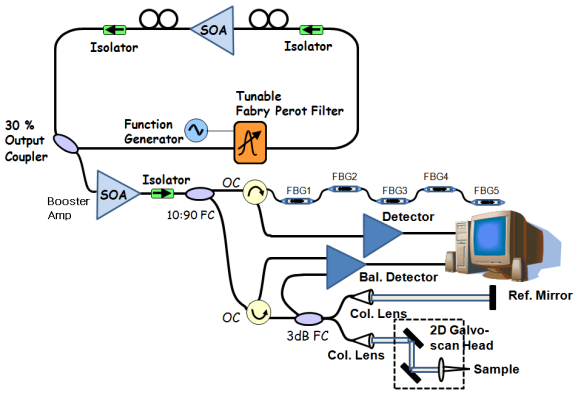

FIG. 1. Configuration of k-domain linearization using FBG array in the Fourier domain OCT based on wavelength swept laser.

영역 선형화를 위한 실험 장치도가 그림 1에서 보여준다. 전체 구성은 FFP-TF를 이용한 파장 훑음 레이저와 광 결맞음 신호획득을 위한 마이켈슨 간섭계 및 FBG 파수 영역 선형화 부분으로 이루어져 있다. 파장 훑음 레이저는 이득 매질인 1300 nm 대역의 반도체 광 증폭기(SOA: semiconductor optical amplifier)와 FFP-TF, 2개의 편광 조절기(polarization controller), 2개의 광 고립기 (isolator) 및 30/70 광 커플러로 구성되어 있다. 본 실험에 사용한 FFP-TF의 free spectral 범위는 1300 nm 대역에서 약 160 nm 이고, 선폭은 약 0.2 nm이다. 파장 훑음 레이저로부터 나오는 광 출력은 신호를 증폭시키기 위하여 Booster용 SOA를 거치면서 증폭을 시키고, 광 고립기를 통해 나온 출력된 증폭된 신호는 9 : 1 광 커플러를 통해 10%의 빛은 파수 선형화를 위해 20 nm 간격의 FBG 5개로 구성한 FBG 어레이 파수 영역 선형화 부분으로 입사시킨다. 이 때 FBG 파수 영역 선형화 부분에서 반사된 신호는 광 서큘레이터 (Optical Circulator 1)를 통해 광 검출기 (Photo detector)에서 검출한다. 증폭된 후의 광 출력은 약 16 mW이고, 중심파장은 1346 nm이며 반치폭은 94.2 nm이다. 여기서 파수 영역 선형화를 위해 사용한 FBG의 반사 중심 파장은 각각 1260, 1280, 1300, 1320, 1340 nm 이다. 90%의 광 출력은 마이켈슨 간섭계로 구성한 OCT 시스템에 입사되며, 3 dB 광 커플러를 통해 각각 샘플단과 기준단으로 나뉘어 입사된다. 양 단에서 반사된 신호는 다시 광 커플러를 통하여 합하여 지고, DC 노이즈를 최소화하기 위해 3 dB 광 커플러의 다른 입사단의 광출력과 원래 입사단으로 되돌아가는 광을 광 서큘레이터 (Optical Circulator 2)를 통해 balanced 광 검출기로 신호를 획득한다. FBG 어레이 신호와 마이켈슨 간섭계의 간섭신호는 100 Msample/s의 속도를 갖는 14-bit 데이터 수집 보드인 DAQ(NI-5122)의 2개의 채널과 연결된 PC를 통해 데이터를 수집하고, 파수 영역의 선형화를 위한 신호처리 과정은 PC에서 진행한다.

1 kHz에서 구동하는 파장 훑음 레이저의 광 출력을 booster용 SOA를 거친 후에 광 스펙트럼을 측정하였다. 측정한 광 스펙트럼은 그림 2 (a)에서 보여준다. 그림 2 (b)는 오실로스코우프에서 측정한 파장 훑음 레이저의 파형으로 전방 훑음과 후방 훑음 파형을 보여준다. 광 스펙트럼에서 edge-to-edge 대한 파장 훑음 범위는 1238 nm에서부터 1358 nm까지 약 120 nm이며, 3 dB 폭에 대한 파장 훑음 범위는 94.2 nm를 보여준다.

파장 훑음 레이저는 정현파 신호를 가해줌으로써 파장을 훑어주는 특성을 보여준다. 하지만 정현파 신호가 선형적인 함수가 아니기 때문에 정현파 신호의 시간적인 위치에 따라서 대응되는 레이저의 발진 파장 값이 비선형 특성을 보여주게 된다. 파장 훑음 레이저의 비선형 특성은 OCT 시스템이나 광섬유 센서 시스템에서 신호처리를 구현할 때 에러로 작용하여 실제 얻고자 하는 데이터의 질을 떨어지게 만드는 원인이 된다. 특히 파장 훑음 레이저를 이용한 OCT 시스템은 파수를 이용한 퓨리에 영역에서 신호처리를 구현하며, 비선형 특성은 이미지의 질을 떨어트리는 직접적인 원인이 된다.

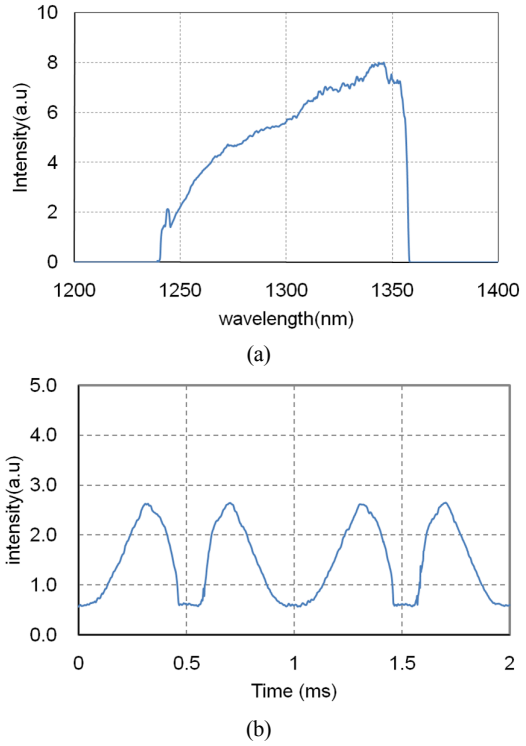

FIG. 2. (a) Optical spectrum (b) temporal profile of wavelength swept laser.

이를 해결하는 방법이 파수영역 선형화 작업이다. 본 연구에서의 파수영역 선형화는 에르미트 보간법을 이용하여 수행하였다. 보간법은 어떤 측정된 점들에 대해서 이 점들을 지나는 다른 모르는 지점들을 찾는 방법이다. 이러한 점들은 연속적인 값이 아닌 이산적인 값이며, 측정된 점들 사이의 알려지지 않은 값들을 추정하는 방법이다. 본 연구에서는 파장영역에서 균일한 간격을 갖는 FBG 5개를 직렬로 연결하여 시간영역에서 서로 다른 간격을 갖는 파장 훑음 레이저의 비선형성을 선형화시키는 파수영역 선형화를 수행하였다. 그림 3 (a)는 오실로스코우프 상에서 파장 훑음 레이저의 출력 파형으로 출력 파형 범위 안에서 파수 영역 선형화를 위해 사용한 5개의 FBG 어레이로터 반사된 펄스 형태의 파형을 보여준다. 5개의 FBG로부터 반사된 펄스가 파장 훑음 레이저의 훑음 영역 안에 모두 들어오는 것을 볼 수 있다. 또한 파장 간격은 20 nm로 일정하게 유지하지만 FBG로부터 반사된 신호의 시간간격은 서로 다른 것을 볼 수 있다. 파수영역 선형화는 서로 다른 시간간격을 갖는 비선형성을 선형화시켜주는 것이다. 파수영역 선형화를 위해 정현파 신호에 대응되는 FBG의 시간영역 정보를 디지타이저를 이용하여 측정하였으며, 그림 3 (b)에 측정된 데이터에서부터 비교한 파수영역 선형화를 위한 점 분포를 나타내었다. 파장 훑음 레이저에서는 파장영역의 파형과 시간영역의 파형이 일대일로 대응되기 때문에 시간영역에서 FBG로부터 반사된 신호들의 각 점들은 어떤 파장에 대응되는지 알 수 있다. 그림에서 sine곡선은 피팅 함수의 결과이며, 전방 훑음 영역에서 5개

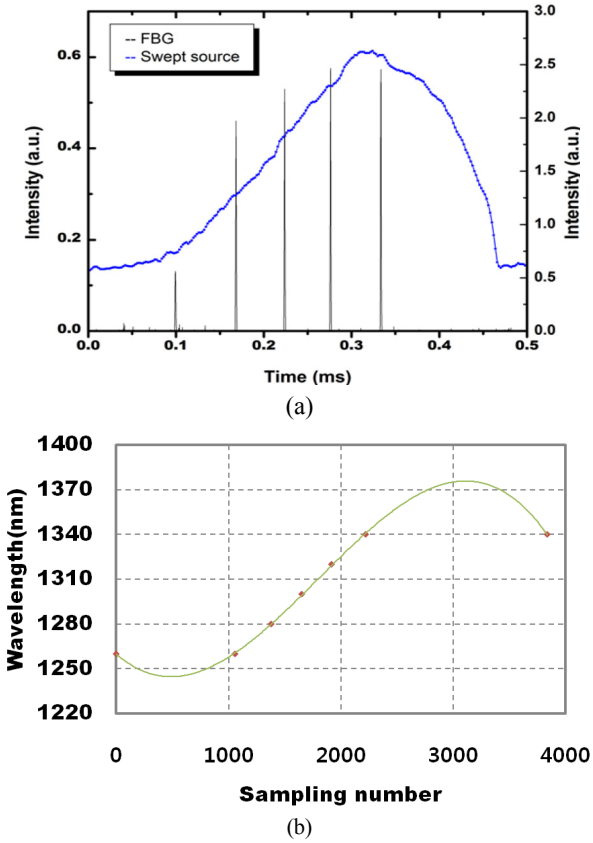

FIG. 3. (a) Output of the FBG array in the time domain (b) Fitting points for k-domain linearization

의 FBG 파장(1260, 1280, 1300, 1320, 1340 nm)에 대응하는 점들과 후방 훑음 영역에서 2개의 FBG 파장 (1260, 1340 nm)에 대응되는 점들을 보여준다. 전방 훑음의 5개의 대응되는 점만으로 피팅 함수를 구하게 되면 원하지 않는 다른 함수가 나오게 될 수도 있다. 따라서 후방 훑음 영역에서 2개의 점을 추가하여 피팅 함수를 구하면 FFP-TF에 가해준 신호와 유사한 함수를 구할 수 있다. 따라서 피팅 함수는 총 7개의 데이터 포인트로부터 얻어낼 수 있으며, 각각의 반사 파장을 알고 있는 FBG로부터 반사된 시간 영역 신호를 첨두치 찾기 알고리즘 (peak search algorithm)으로부터 FBG 반사 파장의 첨두치 인덱스를 획득하여 이를 다항식 피팅 (polynomial fitting)으로 찾아낸다. 피팅 함수는 FFP-TF에 가해주는 인가전압에 대해 실제 파장 훑음의 형태를 추정할 수 있다. 피팅 함수는 파장 훑음 레이저의 최소파장과 최대파장을 찾는데 사용된다. 한편 파수 영역 선형화는 파수의 최대값(k_f)과 최소값(k_i)을 획득하여 아래 식으로부터 Δk를 알아낼 수 있다.

$$\Delta k = \frac{k_f - k_0}{N} \tag{1}$$

여기서 N은 데이터 포인트 수이다. k_0로부터 일정한 Δk의 간격으로 파장 훑음 레이저의 추정된 훑음 형태에 대해서 에

르미트 보간법을 적용하여 수행하였다. 이미 5개의 FBG 파장 값을 알고 있고 일정한 파장간격을 유지하고 있으므로 이로부터 각각의 지점에 대한 파수와 각각의 파수에 사이의 간격에 대한 데이터 포인트 수를 측정하여 Δk를 측정할 수 있다. 이때, 보간법은 스플라인 보간법 (spline intepolation)이며, 스플라인 보간법은 각각의 주어진 점들로부터 직선으로 연결하는 일차 스플라인 함수를 구하여 수행한다. 간섭신호에 대하여는 최근접 보간법(nearest neighbor check intepolation)이 수행되었다. 이로부터 얻어진 간섭신호는 고속 퓨리에 변환(Fast Fourier Transform)을 통하여 이미지를 구현할 수 있었다.

FBG 어레이를 이용한 파수 영역의 선형화를 확인하기 위하여 점 분포 함수(PSF: point spread function)를 측정하여 OCT 시스템의 감도(sensitivity)를 측정하였다. 그림 4는 파수 영역의 선형화 전과 후의 점 분포 함수를 보여주며 샘플단의 거울을 250 μm 간격으로 2 mm 까지 이동하면서 측정하였다. (a)의 선형화 전의 점 분포함수는 넓게 퍼져 있는 것을 볼 수 있으며, 신호대 잡음비 (SNR: signal to noise ratio)는 깊이가 깊어짐에 따라 급격하게 감소하는 현상이 나타난다. 이는 간섭신호에서 파장 훑음이 비선형적인 sine 함수의 곡선에 따라 변하고, 또한 광섬유를 지나가면서 겪는 분산효과 등에 의한 것으로 볼 수 있다. 이 경우에 측정할 수 있는 분해능이 매우 나빠져서 샘플의 경계면 위치에 대한 정보를 확실하게 알 수 없다. 한편 선형화 후에는 점 분포함수가 좁게 측정되는 것을 볼 수 있으며, 본 연구에서 수행한 선형화 과정이 적당하게 잘 이루어졌음을 나타낸다. SNR 값도 샘플단의 깊이가 1 mm에서 선형화 전에는 46 dB에서 선형화 후에는 58 dB로 12 dB 향상됨을 볼 수 있었다. 여기서 보여주는 SNR 값은 기준단의 감쇠를 고려하지 않은 값을 나타낸다. 기준단의 감쇠는 대략 30 dB 정도이며 기준단의 감쇠를 고려할 경우 본 시스템의 최대 감도는 약 95 dB에 해당한다. 그림 4의 점 분포 함수에서 측정한 선형화 전의 축방향 분해능은 50 μm 이상으로 측정되었으며, 선형화 후의 축방향 분해능은 약 12 ~ 15 μm 정도로 측정되었다. 또한 그림에서 PSF 신호의 pedestal이 크게 보이는데 이러한 것들은 시스템의 분산보상이 제대로 이루어지지 않았고, 또한 파수영역의 선형화 과정에서의 측정 오차에 의한 것으로 볼 수 있다. 이미징 depth가 225 μm에서 측정한 축방한 분해능은 약 12 μm이며 그림 5에서 보여준다.

파수 영역 선형화를 확인하기 위한 것으로 2 장의 슬라이드 글라스 사이에 스페이서(spacer)를 삽입하여 글라스 사이의 간격(gap)이 120 μm를 유지하도록 하고 점 분포 함수를 측정하였다. 그림 6은 파수 영역의 선형화를 한 후 샘플단에 슬라이드 글라스를 놓고 측정한 점 분포 함수를 보여준다. 점 분포함수로부터 슬라이드 글라스의 두께는 각각 130.4 μm, 134.9 μm이고, 간격은 116.9 μm로 측정되었다. 반사면에서의 점 분포 함수의 선폭은 9 μm로 측정되었다. 스페이서의 간격이 120 μm인 것을 볼 때 본 OCT 시스템에서 파수 영역 선형화를 한 후 측정한 스페이서 값과의 오차

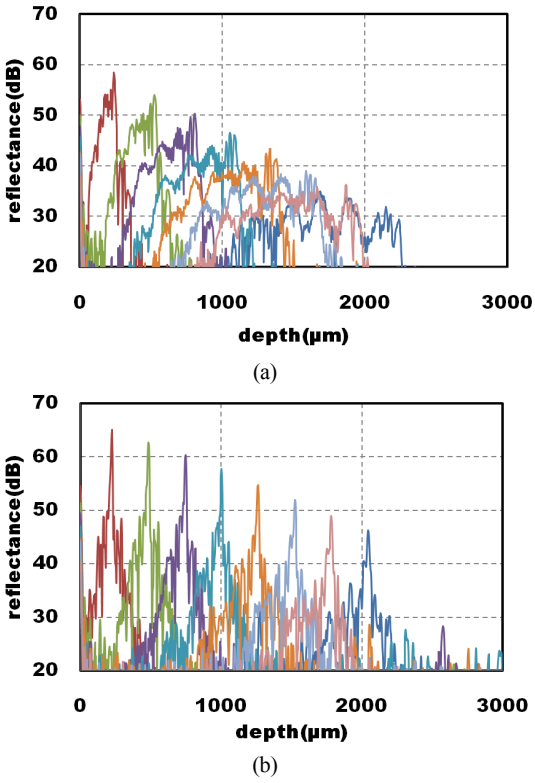

FIG. 4. Point spread function (a) without k-domain linearization and (b) with k-domain linearization.

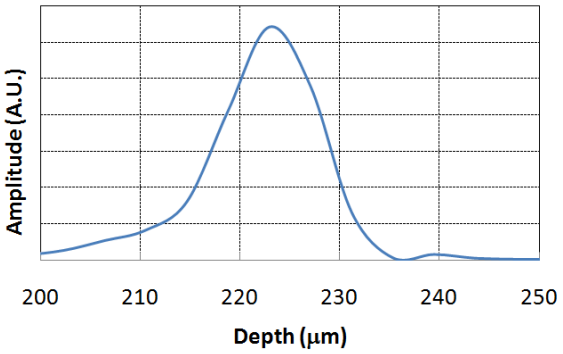

FIG. 5. Measured axial resolution after k-domain linearization.

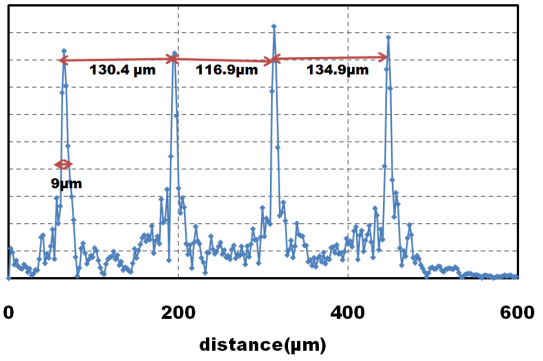

FIG. 6. The measured point spread function from slide glasses.

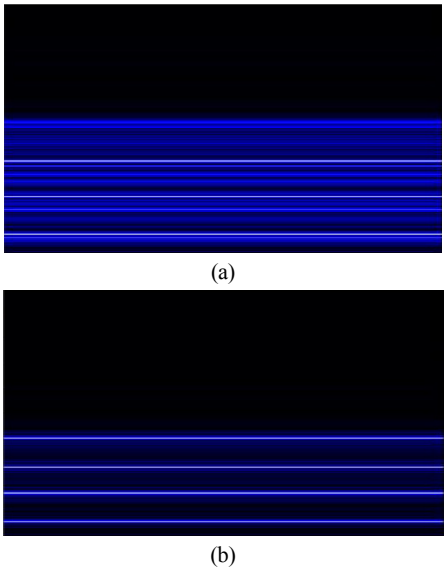

FIG. 7. The imaging of the slide glasses (a)without k-domain linearization (b)with k-domain linearization.

가 크지 않음을 알 수 있다.

점 분포 함수와 간섭신호로부터 파수 영역의 선형화 전과 후에 대한 슬라이드 글라스의 A-스캔에 대한 이미징을 얻어냈다. 그림 7 (a)는 파수영역 선형화 전의 이미지로써 세 번째 층 즉, 두 번째 슬라이드 글라스의 윗면까지는 찾을 수 있었으나, 네 번째 면 즉, 두 번째 슬라이드 글라스의 아랫면은 찾아 볼 수 없었다. 또한 세 번째 층까지의 이미지는 서로 겹쳐지고 잡음이 매우 커서 정확하게 어느 선이 어느 층인지 구별을 할 수가 없다. 이는 그림 4 (a)에서 측정한 점 분포 함수로부터 어느 정도 예측할 수 있는 것으로, 250 μm에서 SNR은 60 dB가 안되고 분해능도 매우 넓게 측정되었다. 그림 7 (b)는 파수 영역 선형화 후에 얻은 슬라이드 글라스의 이미징을 보여준다. 각 각의 네 개의 반사면은 정확하고 깨끗하게 구분할 수 있다. 이는 그림 4 (b)에서 측정한 점 분포 함수로부터도 예측 가능한 것으로 250 μm깊이에 대한 SNR 값은 65 dB 이상이고, 분해능도 12 μm정도로 충분히 슬라이드 글라스의 반사면을 측정할 수 있는 수준이다. 또한 750 μm의 깊이에서도 60 dB 이상의 SNR 값을 보여주고 있으며 여전히 분해능은 15 μm이내로 얻어졌다.

III. 결 론

파장 훑음 레이저 광원을 사용한 OCT 시스템을 구성하고, 광섬유 격자 어레이를 이용하여 OCT 이미징의 분산을 보정한 파수의 선형화에 대한 연구 결과를 보고하였다. 샘플 단의 1 mm 깊이에서 파수 영역 선형화를 수행한 후의 점 분포 함수로부터 측정한 SNR은 선형화 전과 비교하여 12 dB 향상된 값을 얻어냈다. 또한 파수 영역 선형화 전에는 축방향 분해능이 매우 넓어서 슬라이드 글라스의 OCT 이미징에서 각각의 반사면을 서로 구분하기 어려웠다. 하지만 파수 영역 선형화 후의 이미징은 점 분포함수의 선폭이 9 μm로 각각의 반사면을 뚜렷하게 구분할 수 있었다.

감사의 글

이 연구는 2009년도 충남대학교 학술연구비에 의해 지원되었음.

References

1. S. H. Yun, G. Tearney, B. Bouma, B. Park, and J. de Boer, “High-speed spectral-domain optical coherence tomography at 1.3 μm wavelength,” Opt. Express **11**, 3598-3604 (2003).
2. W. Y. Oh, B. E. Bouma, N. Iftimia, S. H. Yun, R. Yelin, and G. J. Tearney, “Ultrahigh-resolution full-field optical coherence microscopy using InGaAs camera,” Opt Express **14**, 726-735 (2006).
3. S. H. Yun, G. Tearney, J. de Boer, N. Iftimia, and B. Bouma, “High-speed optical frequency-domain imaging,” Opt. Express **11**, 2953-2963 (2003).
4. M. Y. Jeon, J. Zhang, Q. Wang, and Z. Chen, “High-speed and wide bandwidth Fourier domain mode-locked wavelength swept laser with multiple SOAs,” Opt. Express **16**, 2547-2554 (2008).
5. F. Lexer, C. K. Hitzenberger, A. F. Fercher, and M. Kulhavy, “Wavelength-tuning interferometry of intraocular distances,” Appl. Opt. **36**, 6548-6553 (1997).
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 swept filter,” Opt. Lett. **28**, 1981-1983 (2003).
7. 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 **13**, 3513-3518 (2005).
8. R. Huber, M. Wojtkowski, and J. G. Fujimoto, “Fourier domain mode locking (FDML): a new laser operating regime and applications for optical coherence tomography,” Opt. Express **14**, 3225-3237 (2006).
9. R. Huber, M. Wojtkowski, J. G. Fujimoto, J. Y. Jiang, and A. E. Cable, “Three-dimensional and C-mode OCT imaging with a compact, frequency swept laser source at 1300 nm,” Opt. Express **13**, 10523-10538 (2005).
10. C. M. Eigenwillig, B. R. Biedermann, G. Palte, and R. Huber, “K-space linear Fourier domain mode locked laser and applications for optical coherence tomography,” Opt. Express **16**, 8916-8937 (2008).
11. D. C. Adler, Y. Chen, R. Huber, J. Schmitt, J. Connolly, and J. G. Fujimoto, “Three-dimensional endomicroscopy using optical coherence tomography,” Nat. Photonics **1**, 709-716 (2007).
12. T. J. Eom, Y.-C. Ahn, C.-S. Kim, and Z. Chen, “Calibration and characterization protocol for spectral-domain optical coherence tomography using fiber Bragg gratings,” J. Biomed. Opt. **16**, 030501 (2011).