

표면 추적 알고리즘을 적용한 공통경로 FD-OCT의 성능개선

Enhancement of Common-path Fourier-domain Optical Coherence Tomography using Active Surface Tracking Algorithm

김민호* · 김거식** · 송철규†
(Min-Ho Kim · Keo-Sik Kim · Chul-Gyu Song)

Abstract - Optical coherence tomography(OCT) can provide real-time and non-invasive subsurface imaging with ultra-high resolution of micrometer scale. However, conventional OCT systems generally have a limited imaging depth range within a depth of only 1-2 mm. To overcome the limitation, we have proposed an active surface tracking algorithm used in common-path Fourier-domain OCT system in order to extend the imaging depth range. The surface tracking algorithm based on the threshold and Savitzky-Golay filter of A-scan data was applied to real-time tracking. The algorithm has controlled a moving stage according to the sample's surface variance in real time. An OCT image obtained by the algorithm clearly show an extended imaging depth range. Consequently, the proposed algorithm demonstrated the potential for improving the conventional OCT systems with limited depth range.

Key Words : Common-path Fourier-domain optical coherence tomography, Active surface tracking, Real-time scanning, Savitzky-Golay filter

1. 서론

광 결맞음 단층촬영기술(Optical Coherence Tomography, OCT)은 파장이 600~1,300nm인 근 적외선을 이용하여 비침습적으로 생체 조직의 단층 영상을 획득하는 것으로, Fujimoto[1]에 의해 처음으로 개발되었다. OCT 영상의 해상도는 2~10 μ m로 초음파 영상(200~300 μ m)이나 MRI, CT(100 μ m 이상)에 비해 10~30배 높으며, 비교적 간단한 장치로 구성되고 영상획득 속도가 빠르다는 장점이 있으나, 샘플 표면에서 2~3mm 깊이까지만 영상화할 수 있다는 단점이 있다[2].

OCT 장치는 구성과 신호처리 방법에 따라 시간 영역 OCT와 주파수 영역 OCT로 나눌 수 있다[3]. 기존 주파수 영역 OCT의 경우 샘플단과 기준단 간의 편광(polarization)이나 분산(dispersion)의 차이로 인해 축 해상도가 감소될 수 있으며, 기준단의 존재로 인해 장치의 구조나 크기가 제약받을 수 있다. 또한 매우 제한된 범위에서만 경로 변경이 가능하므로, 측정할 샘플에 대해 샘플단의 경로가 변경될 필요가 있는 내시경 등에 적용하는데 한계가 있다. 따라서 Vakhtin[4]은 샘플단과 기준단의 광 경로가 공통의 경로로 진행되는 간섭계를 기반으로 하는 공통경로 OCT(Common-Path OCT)를 제안하였다. 이러한 장치 구성은 광 경로차로 인한 제약을

극복할 수 있어 프로브단의 길이 변화가 자유롭고 편광과 분산이 공통으로 변화하므로 이를 자동으로 보정할 수 있으며, 진동에 대해 둔감하다는 장점이 있다.

한편, 기존 OCT 장치에서 B-스캔 방법은 프로브의 위치를 고정시킨 상태에서 샘플이 놓인 스테이지의 위치를 좌우로 이동시키면서 각 위치에서 얻은 A-스캔 데이터를 누적함으로써 단층영상을 획득하였다. 하지만 이러한 고정된 위치에서의 샘플 스캐닝은 샘플의 표면 굴곡이 심할 경우 프로브와 샘플 간 간격이 멀어져서 샘플로부터 반사되는 신호를 획득하기 어려워지므로 영상화하는데 제약이 있다. 이러한 문제점을 해결하기 위해, 본 연구에서는 OCT에서 영상화 영역을 확장하기 위한 표면 추적 알고리즘을 개발하고 이를 공통경로 주파수 영역 OCT 장치에 적용함으로써 개발된 알고리즘의 실현 가능성을 검사하였다.

2. 공통경로 주파수 영역 OCT 장치

그림 1은 개발된 공통경로 주파수 영역 OCT 장치의 블록도이다. 광원(D-840HP, Superlum Diodes, Ltd., Ireland)은 846.5nm의 중심파장과 100nm의 반치폭(Full Width at Half Maximum)을 가지고 있으며, 이는 약 3.16 μ m의 축 분해능을 갖는다. 광원에서 조사된 근 적외선은 50/50 광 커플러(FC850-40-50-APC, Thorlabs, Inc., U.S.)를 통해 샘플단으로 전달되며, 단일 모드 FC/PC 프로브(P5-780PM-FC2, Thorlabs, Inc., U.S.) 말단에서 부분 반사된 기준 신호와 샘플에서 역 산란되어 돌아온 샘플 신호의 간섭신호는 공통 경로를 통해 스펙트로미터(HR-4000, Ocean Optics, U.S.)로 입력된다.

B-스캔 영상은 A-스캔된 지점의 위치를 측(lateral) 방향

† 교신저자, 정회원 : 전북대 전자공학부, 영상정보통신기술연구센터 교수

E-mail : song133436@gmail.com

* 비회원 : 전북대 대학원 전자공학부 석사

** 정회원 : 한국전자통신연구원 연구원 박사

접수일자 : 2011년 12월 13일

최종완료 : 2012년 3월 8일

으로 한 스텝씩 이동시키고 해당 지점에서 A-스캔 값을 얻은 후 다시 A-스캔 지점을 측 방향으로 한 스텝 이동시키는 과정을 반복하여, 그 동안 누적된 A-스캔 값들을 병합함으로써 획득할 수 있다. 본 시스템에서는 ULTRAlign™ 선형 이동 스테이지(M-561D-XYZ, Newport Corp., U.S.)에 스텝 모터(SE-SM243, N.T.C., Korea)를 장착하여 정확하고 정밀하게 A-스캔 지점의 측 방향이 이동될 수 있도록 하였다. A-스캔 지점의 위치 변화폭은 사용된 스텝 모터의 최소 구동각을 고려하여 최소 0.15625 μ m로 설정하였으며, 사용자의 선택에 의해 0.15625~6.25 μ m 범위에서 움직일 수 있게 하였다. 스텝 모터를 구동하기 위해 모터 드라이버(AM-MS2, N.T.C., Korea)를 사용하였으며, 컴퓨터와 직렬 통신 케이블로 연결된 AVR 보드(ATmega128, Atmel, U.S.)를 이용하여 스텝 모터의 회전각, 즉 샘플 스테이지의 이동 간격과 속도를 제어하였다. 또한, LabVIEW(ver. 8.6, National Instruments, U.S.) 프로그램을 이용하여 OCT 영상 획득을 위한 GUI(Graphic User Interface) 시스템을 개발하였다.

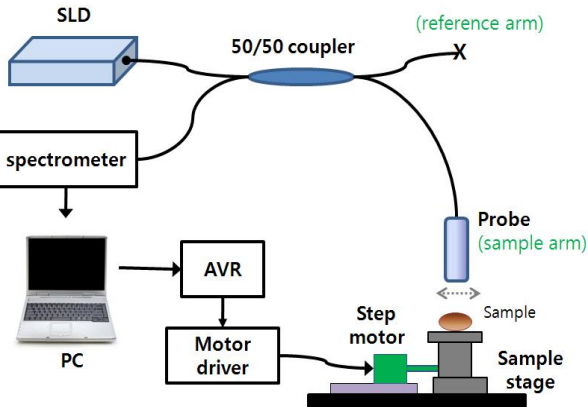


그림 1 개발된 공통경로 주파수 영역 OCT 장치의 블록도
Fig. 1 Block diagram of the developed common-path Fourier-domain OCT system

3. 표면 추적 알고리즘

서론에서 언급했듯이, 샘플 표면의 굴곡이 커서 OCT가 영상화 할 수 있는 측 범위를 벗어날 경우 단층 영상을 획득하는데 제약이 있다. 특히 공통경로 주파수 영역 OCT의 경우, 기준 신호는 샘플단 임의의 지점에서 부분 반사된 신호를 사용하므로 프로브와 샘플 간 거리가 멀어지면 표면 내부에서 역 산란된 신호를 감지하기 어렵게 된다. 기존 연구에는 샘플 표면의 굴곡 변화를 감지할 수 있는 추가적인 추적 장치를 추가함으로써 이러한 문제점들을 해결하였다 [5-6]. 그러나 이러한 방법들은 추가적인 광학 부품이나 렌즈가 필요하며 장치 간 동기화 문제가 있으며, 기준단에서의 광 경로 길이를 조절하여 샘플 표면굴곡 변화나 움직임을 보상하므로 공통경로 OCT에는 적용하는 데 한계가 있다. 따라서 본 연구에서는 이러한 추가적인 광학 장치 없이 A-스캔 데이터로부터 샘플과 프로브 간 거리를 측정하여 프로브의 위치를 능동적으로 보정할 수 있는 표면 추적 알고리

즘을 고안하였다. 그림 2는 고안된 표면 추적 알고리즘의 순서도이다.

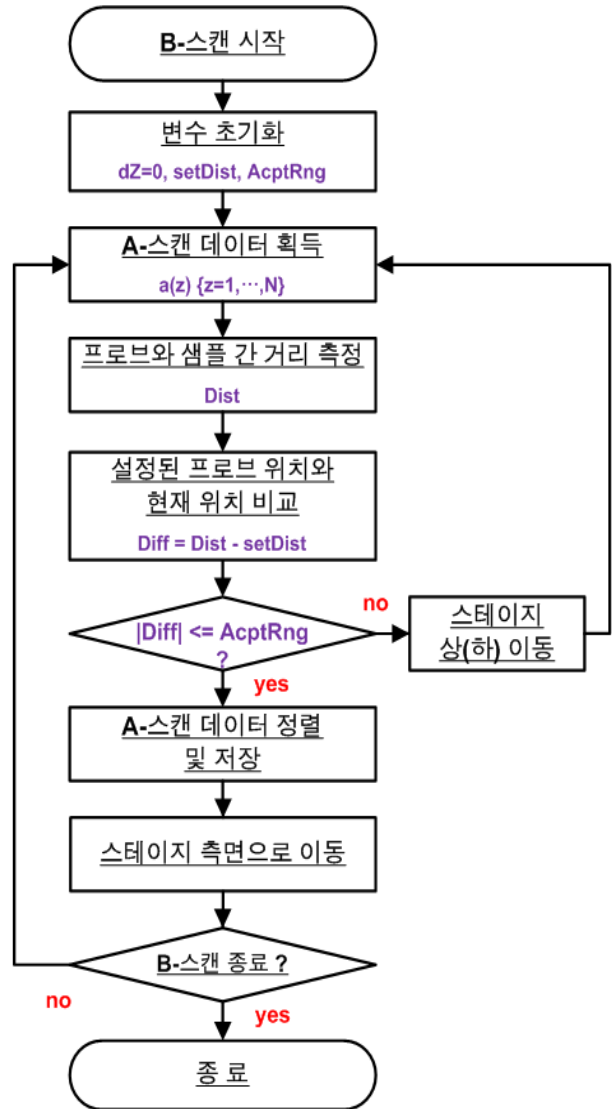


그림 2 능동적인 표면 추적 알고리즘의 순서도
Fig. 2 flow chart for active surface tracking algorithm

먼저 ‘제 1 단계’에서는 스펙트로미터에서 측정된 간섭 신호를 역 푸리에 변환하여 샘플의 깊이 데이터인 A-스캔 데이터(a(z))를 수집한다(그림 3(a)).

‘제 2 단계’에서는 프로브와 샘플 간 거리(Dist)를 측정한다. 이를 위해 수집된 A-스캔 데이터를 3차 Savitzky-Golay 필터(윈도우 길이: 9)를 이용하여 잡음을 제거한다(그림 3(b)). 알고리즘에서 사용된 Savitzky-Golay 필터는 기존 이동평균 필터나 저역통과 필터에 비해 신호의 왜곡을 최소화할 수 있고, 필터링 후 신호 지연이 발생하지 않기 때문에 A-스캔 데이터에 포함된 프로브와 샘플 간 거리를 측정하는데 유용하게 사용될 수 있다[7]. 그리고 필터링 된 신호 중 설정된 신호세기(a_{th})보다 작은 값은 다음의 식 (1)에 의해 변환된다.

$$a(z) = \begin{cases} a(z), & \text{if } a(z) \geq a_{th} \\ a_{th}, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (1)$$

또한, 변환된 A-스캔 데이터를 1차 미분한 후, 미분 신호의 첫 번째 증가 지점을 프로브와 샘플 간 거리로 결정한다(그림 3(c)).

‘제 3 단계’에서는 기 설정된 프로브의 위치(setDist)와 현재 측정된 거리 간의 차이(Diff)를 계산하여, 설정된 거리 보다 현재 거리가 가까운 경우 샘플이 놓인 스테이지를 한 스텝 아래쪽으로 이동시키고, 반대로 먼 경우 스테이지의 위치를 위쪽으로 이동시킨 후 상기 ‘제 1 단계’로 되돌아간다. 하지만 두 거리차가 허용된 범위(AcptRng) 내에 있을 경우에는 현재 A-스캔 데이터를 스테이지가 이동한 총 스텝만 큼 정렬하여 저장하고, 스테이지를 측면으로 한 스텝 이동시킨다. 그리고 현재 B-스캔 위치가 종료 지점이라면 기 저장된 A-스캔 데이터들을 이용하여 2차원 OCT 영상을 출력하고, 종료 지점이 아니라면 상기 ‘제 1 단계’로 되돌아간다.

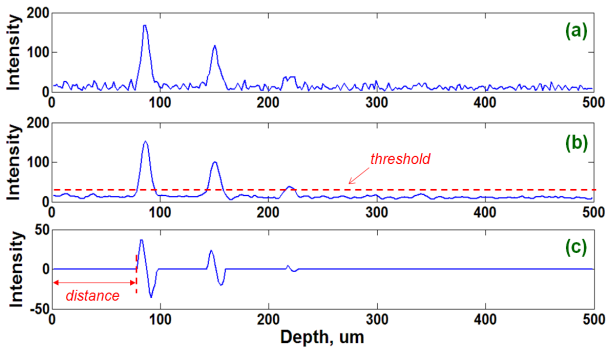


그림 3 표면 추적 알고리즘의 단계별 결과. (a) 원본 A-스캔 데이터, (b) Savitzky-Golay 필터링 된 신호, (c) 거리 검출

Fig. 3 phased results of active surface tracking algorithm. (a) raw A-scan data, (b) A-scan data after Savitzky-Golay filter and (c) distance detection by the differential of the post-thresholding data

4. 실험 결과 및 고찰

공통경로 주파수 영역 OCT 장치에 고안된 표면 추적 알고리즘을 적용하여 알고리즘의 성능을 비교하였다. 먼저 5 겹 테이프 샘플의 단층 영상을 기존 공통경로 주파수 영역 OCT 방법을 이용하여 획득하였다(그림 4(a)). OCT영상의 축 픽셀 간격은 1.58 μ m이며, 스테이지의 위치를 스텝 당 3.12 μ m 씩 이동시키면서 총 3mm를 스캔하였다. 실험 결과, 프로브와 샘플 간 거리가 약 100 μ m 이내로 가까운 위치에서는 샘플 표면 내 약 800 μ m의 조직구조 영상을 획득할 수 있었으나, 이 범위를 벗어날수록 역 산란된 신호를 감지하기 어려워지기 때문에 샘플 내부의 영상을 획득할 수 없는 한계가 있었다.

그림 4(b)는 동일한 테이프 샘플에 대해 고안된 표면 추적 알고리즘을 적용하여 획득한 OCT 영상이다. 그림 4(b)

에서는 그림 4(a)와 다르게 3mm의 B-스캔 데이터를 획득하는 동안 A-스캔 데이터의 깊이별 손실을 최소화하는 모습을 보인다. 이는 제한적인 단층촬영 깊이를 가지고 있는 OCT 시스템에 제안된 표면 추적 알고리즘을 적용하여 샘플 표면의 굴곡에 따라 능동적으로 프로브와 샘플 간격을 100 μ m로 일정하게 유지시켜 최대 촬영 깊이의 A-스캔 데이터를 획득하였기 때문이다. 실험을 통해 고안된 방법은 기존 방법에 비해 영상화 영역을 확장할 수 있으며, 이로 인해 개선된 OCT 영상을 획득할 수 있음을 보였다.

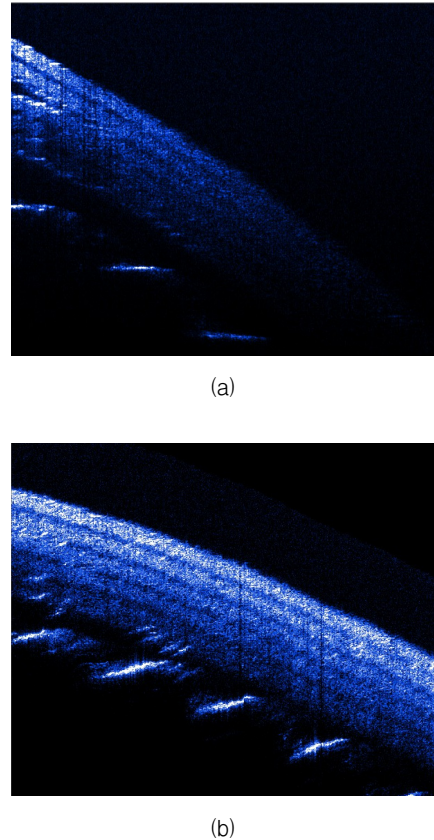


그림 4 (a) 기존 고정된 스테이지와 (b) 고안된 능동적인 표면 추적 알고리즘을 적용한 이동 스테이지에 의해 획득한 5겹 테이프의 OCT 영상들.

Fig. 4 OCT images of an five-fold tape obtained by (a) the conventional fixed stage and (b) the moving stage with the developed active surface tracking algorithm.

5. 결론

본 연구에서는 OCT에서 영상화 영역을 확장하기 위한 표면 추적 알고리즘을 개발하고 이를 공통경로 주파수 영역 OCT 장치에 적용하여 기존 방법과 비교하였다. 실험을 통해, 고안된 알고리즘은 샘플 표면의 굴곡에 관계없이 확장된 영역의 고해상도 OCT 영상을 획득할 수 있음을 보였다. 이러한 방법은 추후 현미경 수술에 적용하기 위한 내시경 형태의 OCT 장치 개발에 도움을 줄 것으로 생각된다.

참 고 문 헌

- [1] D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, J. S. Schuman, W. G. Stinson, W. Chang, M. R. Hee, T. Flotte, K. Gregory, C. A. Puliafito and J. G. Fujimoto, "Optical coherence tomography," *Science*, vol. 254, no. 5035, pp. 1178-1181, 1991.
- [2] L. V. Wang and H. I. Wu, *Biomedical optics: principles and imaging*, New Jersey: Wiley, 2007.
- [3] B. E. Bouma and G. J. Tearney, *Handbook of optical coherence tomography*, New York: Marcel Dekker, 2002.
- [4] A. B. Vakhnin, D. J. Kane, W. R. Wood and K. A. Peterson, "Common-path interferometer for frequency-domain optical coherence tomography," *Appl. Optics*, vol. 42, no. 34, pp. 6953-6958, 2003.
- [5] D. X. Hammer, R. D. Ferguson, N. V. Iftimia and T. Ustun, "Advanced scanning methods with tracking optical coherence tomography," *Opt. Express*, vol. 13, no. 20, pp. 7937-7947, 2005.
- [6] G. Maguluri, M. Mujat, B. Park, K. Kim, W. Sun, N. Iftimia, R. Ferguson, D. Hammer, T. Chen and J. Boer, "Three dimensional tracking for volumetric spectral-domain optical coherence tomography," *Opt. Express*, vol. 15, no. 25, pp. 16808-16817, 2007.
- [7] J. Luo, K. Ying and J. Bai, "Savitzky-Golay smoothing and differentiation filter for even number data," *Signal Process.*, vol. 85, no. 7, pp. 1429-1434, 2005.