

부분 반사 프로브를 사용한 공통경로 OCT 이미지 획득

박재석 · 정명영 · 김창석[†]

부산대학교 나노과학기술대학 나노융합기술학과
 ☎ 627-706 경남 밀양시 삼랑진읍 청학리 50번지

Jae-Ho Han · Jin U. Kang

Dept. of Electrical & Computer Eng, Johns Hopkins University 3400 N. Charles St., Baltimore, MD 21218, USA

(2008년 2월 29일 받음, 2008년 4월 4일 수정본 받음)

기존 OCT 시스템의 Michelson 간섭계와 다르게 간섭신호가 프로브 끝단에서 유도되어 기준신호와 샘플신호가 동일한 경로를 통해 진행하는 공통경로 OCT 시스템을 제작하였다. 최적의 기준신호가 생성되도록 하기 위해 부분반사 프로브(Probe)의 굴절률을 최적화하였고 생체 샘플의 이미지 획득이 가능하도록 프로브의 끝단에서 초점이 맺히도록 볼록 렌즈형 프로브를 제작하였다. 이를 통해서 실제 샘플의 2차원 이미지의 획득이 가능하였다.

주제어: Optical Coherence Tomography, Common Path OCT, Biological Imaging

I. 서 론

Optical Coherence Tomography(OCT)는 비침습적으로 살아 있는 샘플의 내부구조를 알 수 있는 영상기술로서 다른 이미지 영상 기술보다 매우 높은 해상도를 가지고 있어 새로운 진단법으로 관심이 높아지고 있다.^[1,2] 이러한 OCT는 크게 광원, 간섭계, 신호검출 및 처리 등의 부분으로 나눌 수 있으며 이 중 특히 간섭계는 기준단(reference arm)과 샘플단(sample arm)으로 나누고 RSOD(Resonance Scanning Optical Delayline)나 압전소자(piezoelectric transducer, PZT)등을 이용하여 광경로 지연을 일으키고 간섭신호를 얻는 Michelson 간섭계를 주로 사용하고 있다.^[3-5]

이러한 Michelson 간섭계의 경우 광원에서 나온 광을 분배하는 beam splitter나 coupler로부터 기준단과 샘플단간의 경로는 고정되어 있고 간섭거리내의 매우 제한된 범위에서만 경로의 변경이 가능한 제약이 있다. 따라서 측정할 샘플에 대해 샘플단의 경로가 변경될 필요가 있는 내시경 등에 적용시 기존의 Michelson 간섭계를 사용하기 어렵고 이러한 문제점을 해결하기 위해 최근 기준단과 샘플단의 신호가 공통의 경로로 진행되는 공통경로로 이루어진 간섭계를 기반으로 하는 새로운 형태의 공통경로 OCT가 연구되고 있다. 이러한 공통경로 OCT의 경우 경로차의 제약을 극복할 수 있어 프로브단의 길이 변화가 자유로울 뿐만 아니라 편광과 분산이 공통으로 변하므로 영상화하는데도 유리하다.^[6,7]

본 논문에서는 이러한 공통경로 OCT를 위한 최적화된 광섬유 프로브를 제작하였다. 특히 최적의 부분반사가 일어나도록 프로브 끝에서의 굴절률 차이를 조절하여 기준신호를

생성하였고, 바이오 샘플의 이미지 획득을 위해 초점이 맺히는 렌즈 형태의 프로브를 제작하였다. 제작된 시스템을 통해 중심파장 1310 nm의 광원을 이용하여 축방향 해상도 16.8 μm , 횡방향 해상도 20 μm 를 가지는 바이오 샘플의 2차원 단층 이미지를 획득할 수 있었다.

II. 이 론

2.1. 공통경로 OCT의 원리

그림 1은 공통경로 OCT에서 기준신호와 샘플신호가 형성되는 원리를 나타낸 그림이다. 그림과 같이 광대역 광원과 써큘레이터와 기준신호와 샘플신호를 생성시키는 프로브단으로 구성되어 있다.

광대역 광원에서 나온 빛은 써큘레이터를 거쳐 부분 반사가 이루어지는 페룰의 끝단으로 진행하고 프로브 끝단에서 광섬유 코어와 굴절률이 차이가 나는 물질의 렌즈에 의해 부분적으로 반사되는 빛을 기준신호로 이용한다. 그리고 나머지 샘플에서 반사되는 빛을 샘플신호로 이용한다. 이렇게 생성되는 기준신호와 샘플신호는 써큘레이터 3번 포트를 통해서 출력된다.

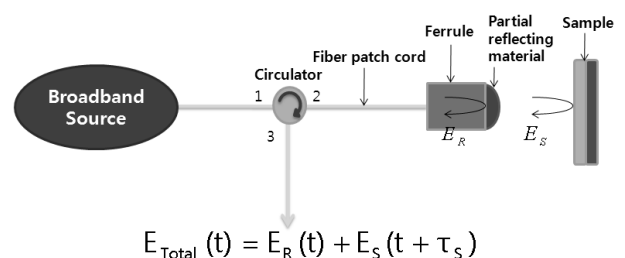


그림 1. 공통경로 OCT의 기준신호와 샘플신호의 형성.

[†]E-mail: ckim@pusan.ac.kr

그림 1의 광섬유 프로브 끝단에서의 기준신호와 샘플신호는 지연시간 τ_s 를 가지게 되고 이러한 τ_s 가 있는 항이 샘플 내부의 정보를 가지고 있는 항이 된다. 따라서 electric field로서 기준신호를 $E_R(t)$ 라 하면 샘플신호는 $E_S(t+\tau_s)$ 라 할 수 있고 합쳐진 항으로서 $E_{Total}(t)$ 로서 나타내었다.^[8]

그림 2는 위에서 합쳐진 광을 이용해서 간섭무늬를 얻기 위해 경로차가 생기도록 하는 간섭계를 나타낸다. 합쳐진 광 $E_{Total}(t)$ 는 50:50 커플러를 통해 반반씩 나누어져서 각각 fiber stretcher를 통해 미러에서 반사된 후 디텍터로 진행한다. 이때 아래쪽 fiber stretcher는 약 3.5 mm까지 더 늘어나도록 하여 지연시간 τ_D 가 발생함으로써 간섭신호를 형성시킬 수 있다.

이때 위쪽 fiber stretcher로 진행하여 반사되는 빛을 E_1 이라하고 아래쪽 fiber stretcher로 진행하는 빛을 E_2 라 하면

$$E_1 = \frac{E_{Total}(t)}{2} = \frac{E_R(t) + E_S(t + \tau_s)}{2} \quad (1)$$

$$E_2 = \frac{E_{Total}(t + \tau_D)}{2} = \frac{E_R(t + \tau_D) + E_S(t + \tau_s + \tau_D)}{2} \quad (2)$$

로 나타낼 수 있다. 여기서 τ_D 는 fiber stretcher에 의한 지연 시간이다.

$E_1 + E_2$ 로 합쳐진 빛은 50:50 커플러를 통해 디텍터를 통해 전기적 신호로 바뀌게 되고 광전류 값은

$$I(\tau) \approx \frac{1}{2} \left| \frac{E_{Total}(t) + E_{Total}(t + \tau_D)}{2} \right|^2 \quad (3)$$

로서 나타낼 수 있다.

(1), (2), (3) 식에 따라

$$I(\tau) \approx \frac{1}{2} \left| \frac{E_R(t) + E_S(t + \tau_s) + E_R(t + \tau_D) + E_S(t + \tau_s + \tau_D)}{2} \right|^2 \quad (4)$$

이고 τ_D 가 들어있는 항이 AC 성분을 만든다.

(4) 식을 전개하면

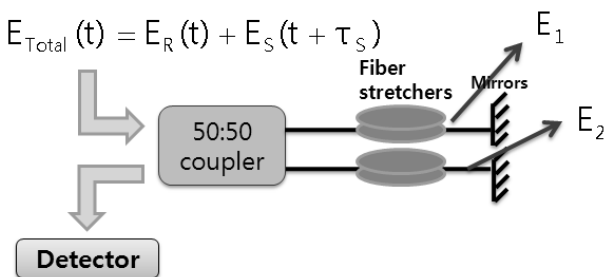


그림 2. 공통경로 OCT의 간섭신호 형성.

$$I(\tau) \approx + \frac{1}{8} [E_R(t)^2 + E_S(t + \tau_s)^2 + E_R(t + \tau_D)^2 + E_S(t + \tau_s + \tau_D)^2] + \frac{1}{4} [E_R(t)E_R(t + \tau_D) + E_R(t)E_S(t + \tau_s + \tau_D) + E_S(t + \tau_s)E_R(t + \tau_D) + E_S(t + \tau_s)E_S(t + \tau_s + \tau_D) + E_R(t)E_S(t + \tau_s) + E_R(t + \tau_D)E_S(t + \tau_s + \tau_D)] \quad (5)$$

(5) 식의 첫 번째 대괄호 항은 DC 성분이다. 두 번째 대괄호 항의 경우 50:50 커플러에 의해 경로차가 생기게 되는 광인 E_1 과 E_2 의 곱이 되는 항 중 τ_D 가 포함된 항이 광전류의 AC 성분을 구성한다. 프로브 끝단에서 샘플에 입사된 후 반사되는 샘플신호 E_S 는 상대적으로 매우 적은 값을 가지므로 (5) 식의 두 번째 대괄호내의 항 중 앞의 3개의 항이 실제 간섭신호를 구성할 것이다.

따라서 이를 정리하면

$$I(\tau) \approx \frac{1}{4} [E_R(t)E_R(t + \tau_D) + E_R(t)E_S(t + \tau_s + \tau_D) + E_S(t + \tau_s)E_R(t + \tau_D)] + (DC \text{ term}) \quad (6)$$

여기서 우측 대괄호의 첫 번째 항은 기준신호를 나타내고 두 번째와 세 번째 항은 τ_s 를 포함한 샘플 내부의 정보를 담고 있는 부분이다.^[9]

(6) 식에 따라서 공통경로 OCT 시스템의 1차원 peak은 기준신호에 의해 생성되는 첫 번째 peak과 이후 나타나는 샘플신호에 의한 peak이 특징이다. 대부분의 경우에 $|E_R| \gg |E_S|$ 이므로 기준신호에 의한 첫 번째 peak이 가장 크게 나타난다.

2.2. 이미지 획득을 위한 부분반사 프로브의 설계

그림 3은 이미지의 획득을 위해 설계한 부분반사 프로브의 개략도이다. 광섬유와 페룰, Grin 렌즈, Focusing 렌즈, sleeve, Index matching oil로 구성되어 있다. 광섬유에서 진행한 빛은 Grin lens를 거쳐 앞단에 볼 모양으로 만든 Focusing 렌즈에 의해 샘플에서 초점이 맺히도록 하여 바이오 샘플에 대해서도 이미지 획득이 가능하도록 하였다.^[10] 제작한 부분반사 프로브의 초점거리는 약 4 mm이다.

실험에 사용한 위의 부분반사 프로브의 경우 Grin 렌즈와 Focusing 렌즈 사이의 굴절률 차이에 의해 기준신호가 생성되도록 제작하였다. 다른 부분에서의 반사를 최소화 하기 위해 페룰과 Grin 렌즈 사이에 Index matching oil을 사용하였고 oil과 접촉되는 페룰 끝과 Grin 렌즈 끝은 8°의 각이 있는

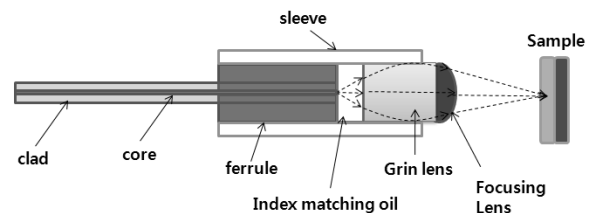


그림 3. 부분반사 프로브의 설계.

형태를 사용하였다. 공통경로 OCT 시스템은 프로브 끝에서 굴절률 차이에 따른 광의 반사에 의해 기준신호가 생성되므로 이미지를 얻기 위해서는 굴절률 차이를 조절하여 최적의 기준신호가 생성되도록 프로브를 제작하여야 한다. 반사광이 최소값을 가지도록 하기 위해 APC 커넥터에서 backreflection이 가장 작은 값으로 알려져 있는 8°의 각을 가진 페룰과 Grin 렌즈를 이용하였고 그에 따라 다중의 간섭패턴이 생기는 것을 방지하였다.^[11]

최적의 기준신호의 크기를 결정하기 위해 샘플의 반사도를 10⁻⁷이라 할 때 기준신호의 반사도에 따른 SNR의 변화를 측정하면 기준신호의 반사도가 약 0.2%에서 0.4%일 때 최적의 SNR을 얻을 수 있음을 알 수 있다.^[12] 이에 따라 그림 3의 실험에 사용한 프로브는 1300 nm의 파장에서 Grin 렌즈의 굴절률이 1.59이고 Focusing 렌즈의 굴절률이 1.45인 물질을 사용하였다. 반사도를 구하는 식 $R = \left(\frac{n_1 - n_2}{n_1 + n_2} \right)^2$ 에 따라 계산된 반사도는 약 0.21%로서 단일의 디렉터를 사용한 실험에서 SNR이 최적이 되도록 제작하였다.

III. 실험 구성 및 방법

그림 4에 실험에서 사용한 구성도를 나타내었다. 박스 내의 구성요소는 모두 고정되어 있고 광섬유를 기반으로 제작하였다. 써큘레이터의 2번 포트를 통해 커넥터를 연결하여 제작한 부분반사 프로브와 결합되도록 하여 프로브만 교체하여 사용할 수 있도록 Disposable한 형태로 제작하였다. Fiber stretcher는 함수발생기를 통해 40 Hz의 삼각파를 인가하여 지연시간을 생성하였다. PZT의 최대 가변길이는 7 mm로서 40 Hz의 속도로 광경로를 변화하였을 시 중심파장 1310 nm에서 Doppler shift frequency는 430 kHz이다. 스캐닝 속도를 고속으로 하였을 경우 편광모드 분산에 의한 2중 또는 다중의 간섭패턴이 생겨 이미지화 하는데 어려움이 있으며 그에 따라 편광모드 분산의 효과가 크지 않은 속도에서 스캐닝을 하였다.^[3]

실험에 사용한 광원은 Exalos 사의 EXS1310 Superluminescent Diode를 사용하였다. 중심파장은 1310 nm이고 FWHM (Full Width at Half Maximum)은 45 nm, 최대 출력 파워는 15 mW, 사용한 파워는 10 mW이다.

안정한 2차원 영상의 획득을 위해서 프로브단을 고정하고 샘플을 Newport 사의 Linear translation stage인 850G를 사용

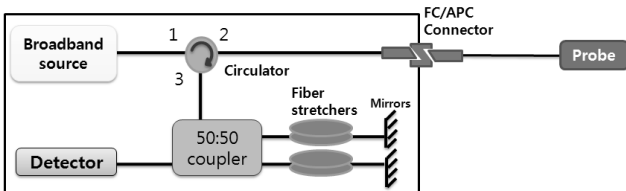


그림 4. 실험 구성도.

하여 움직이도록 하였다. 사용한 stage의 이동 해상도를 20 μm로 고정하여 횡방향 해상도를 결정하였다. 40 Hz의 스캐닝 속도로 생성된 신호는 synchronous demodulation 방식을 통해 Lowpass filtering 신호처리로 envelope 신호를 추출하였고 National Instrument 사의 DAQ 보드와 LabVIEW 8.2 버전을 사용하여 데이터 획득 및 프로세싱을 하고 Matlab 7.4 버전으로 컬러 이미지를 얻었다.

IV. 실험 결과

시스템의 signal to noise ratio(SNR)은 슬라이드 글라스 1장을 사용하여 프로브와 2 mm 간격을 유지하고 광원의 파워를 변화시키면서 그 변화를 관찰하였다. 광원의 파워가 2 mW일 때 SNR은 27.4 dB였고 3 mW 이상일 때 약 30 dB에서 saturation되는 것을 알 수 있었다.

그림 5는 슬라이드 글라스 2장을 사용하여 측정한 1차원 Depth-Profile을 보여준다. 앞의 식 (6)에서 알 수 있듯이 같이 1차원 peak의 특성은 가장 큰 기준신호의 peak이 형성되고 기준신호가 생성된 위치로부터 거리에 따라 샘플의 반사되는 위치가 peak으로 나타난다.

실험에 사용한 부분반사 프로브의 경우 기준신호가 생성되는 위치의 반사도가 샘플에서의 반사도에 비해 매우 크기 때문에 즉 $|E_R| \gg |E_S|$ 이므로 앞의 식 (6)에 따라 기준신호인 $E_R(t)E_R(t+\tau)$ 의 항이 가장 크게 나타남을 알 수 있다. 실제 샘플의 정보는 τ_S 가 포함되어 있는 항에 있기 때문에 기준신호에 의한 peak은 데이터를 잘라내고 2차원 이미지를 나타내었다. 실험에 사용한 fiber stretcher는 약 3.5 mm의 길이가 차이나므로 간섭신호를 생성하는 거리는 최대 7 mm이다. 따라서 샘플은 프로브단 끝에서 7 mm이내에서 이미지를 측정하였고 제작된 프로브의 초점거리는 4 mm로서 표면에서 수 mm 내의 샘플 내부의 정보를 얻을 수 있다.

그림 6은 IR card의 2차원 이미지로서 IR card의 비닐과 종이 사이의 공기층이 구분될 수 있을 정도의 해상도가 나타남을 알 수 있다. 사용한 샘플은 Newport사의 Infrared and

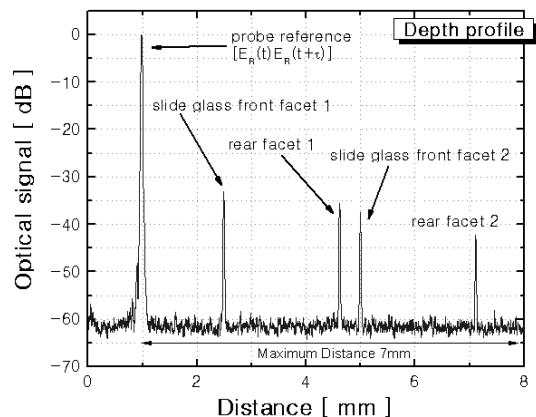


그림 5. 1차원 Depth-Profile 특성.

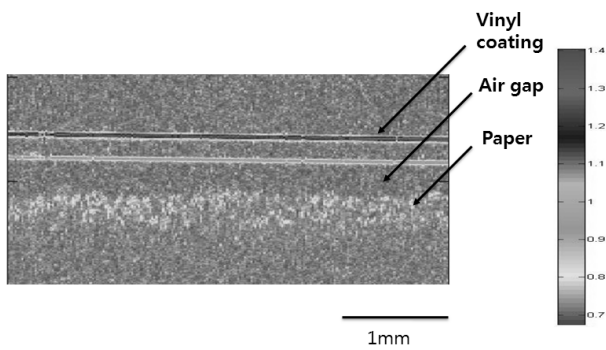


그림 6. IR card의 2차원 이미지.

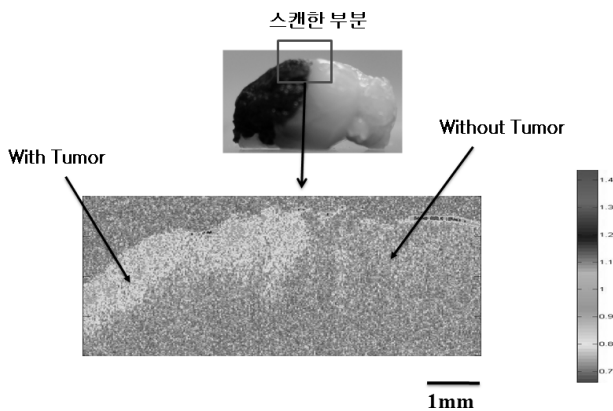


그림 7. 암세포를 가진 쥐의 뇌의 2차원 이미지.

Ultraviolet Sensor card(F-IRC2)이고 20 μm 의 해상도로 200 포인트를 초점거리에서 스캔하였다. 컬러이미지를 위해 텍스트 데이터를 저장하여 Matlab의 colormap HSV 함수를 사용하였고 깊이에 따른 샘플의 반사도를 알 수 있다. 이미지 변환 시 맨 앞의 기준신호에 의한 선은 데이터를 제거하였고 총 데이터의 크기는 4.19 MB이다.

그림 7은 암세포를 가진 쥐의 뇌를 측정된 2차원 이미지이다. 샘플은 미국 Johns Hopkins 대학 School of Medicine의 Clint J. Baird 박사 연구팀의 실험용 쥐(Mus musculus)를 사용하였고 암세포의 종류는 신경 교세포에서 생기는 악성종양의 하나인 Gliosarcoma로서 쥐의 뇌의 전체 중 한쪽 부분에만 암세포를 주입하였고 해당 연구팀에서 샘플의 염색처리를 하였다. 위쪽 사진의 검은색 부분은 암세포가 있는 부분으로서 스캔을 용이하게 하기위해 염색을 하였고 밝은 색 부분은 암세포가 없는 부분이다. 둘 사이의 경계면을 가로질러 스캔한 결과 위의 이미지와 같이 암세포가 있는 부분에서는 내부의 구성부분이 조밀해져서 더욱 많은 반사가 일어나고, 일반 세포의 내부에서는 반사되는 부분이 상대적으로 적은 것을 확인할 수 있다. OCT 이미지 상에서 암세포가 있는 부분과 일반 세포가 있는 부분 사이의 경계가 확인됨으로써 생체의료용으로 사용가능성을 알 수 있었다. 해당 이미지는 20 μm 의 횡방향 해상도로 350포인트를 스캔하였고 그림 6

과 마찬가지로 Matlab의 colormap HSV 함수를 사용하여 컬러이미지로 변환하였다.

V. 결 론

본 논문에서는 공통경로 OCT 시스템을 위한 부분반사 프로브를 제작하였고 이를 통해 실제 샘플의 2차원 영상을 얻은 결과를 나타내었다. 부분반사 프로브의 끝단에서 생성되는 기준신호와 샘플신호는 공통의 경로를 통해 진행하게 되고 따라서 기존의 Michelson 간섭계를 사용할 때 생기는 경로차 변경이 어려웠던 제약을 극복할 수 있다. 또한 부분반사 프로브에서 최적의 반사도를 가지는 기준신호가 생성되도록 하기 위해 Grin 렌즈와 Focusing 렌즈의 굴절률을 조절하여 약 0.21%의 반사도가 생기도록 프로브를 제작하였다. 마지막으로 흡수와 산란이 많은 생체 샘플에 대해서도 2차원의 이미지 획득이 가능하도록 부분반사 프로브의 끝단은 초점이 맺히는 형태로 제작하여 생체 샘플의 이미지 획득이 가능하였다.

향후 시스템을 더욱 개선시킨다면 내시경 이미지 획득 등 경로차의 제약이 있는 의료 영상부분에서의 사용이 기대된다.

감사의 말

이 논문은 2006년도 정부(교육인적자원부)의 재원으로 학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. KRF-2006-311-C00319).

참고문헌

- [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 for ultrahigh resolution in vivo imaging," *Science*, vol. 254, pp. 1178-1181, 1991.
- [2] Joseph M. Schmitt, "Optical coherence tomography (OCT): a review," *IEEE J. Select. Topics Quantum Electron.*, vol. 5, no. 4, pp. 1205-1215, 1999.
- [3] 박성진, 김영관, 김용평, "실린더형 압전소자 광지연선을 이용한 광 간섭형 단층촬영(OCT) 시스템 제작", *한국광학회지*, vol. 17, no. 2, pp. 159-164, 2006.
- [4] Rollins AM, Izatt JA, "Optical interferometer designs for optical coherence tomography," *Optics Letters*, vol. 24, pp. 1484-1486, 1999.
- [5] Bouma BE, Tearney GJ, "Power-efficient nonreciprocal interferometer and linear-scanning fiber-optic catheter for optical coherence tomography," *Optics Letters*, vol. 24, pp. 531-533, 1999.
- [6] J. Bush *et al.*, "Commercialization of interferometric interrogation techniques for fiber sensing applications," *OFS*

- 2002, ThB1, May 9, 2002.
- [7] Anderi B. Vakhtin, Daniel J. Kane, William R. Wood, and Kristen A. Peterson, "Common-path interferometer for frequency-domain optical coherence tomography," *APPLIED OPTICS*, vol. 42, no. 34, pp. 6953-6958, 2003.
- [8] B. E. Bouma and G. J. Tearney, "Handbook of Optical Coherence Tomography," Marcel Dekker AG, 2002.
- [9] Jin U. Kang and Abner Rodrigues, "Fourier Domain Common-Path Fiber OCT with Tunable Reference: Analysis and Optimization," CLEO/QELS 2007, JTuA55, May 8, 2007.
- [10] Abner Rodrigues, Do-Hyun Kim, and Jin U. Kang, "Endoscopic Fiber Confocal Microscopy Using a GRIN Lens," CLEO/QELS 2007, May 8, 2007.
- [11] Mitsuo Takahashi, "Compatibility of Conventional Ferrule with Step-Ferrule for Angled Convex Optical Connector," *Electronic Components and Technology Conference. Proceedings 45th*, pp. 406-412, 1995.
- [12] U. Sharma, N. M. Fried, and J. U. Kang, "All-fiber common-path optical coherence tomography: sensitivity optimization and system analysis," *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, vol. 11, no. 4, pp. 799-805, 2005.

Common-path OCT Image Using Partial Reflecting Probe

Jae Seok Park, Myung Yung Jeong, and Chang-Seok Kim[†]

Department of Nanosystem and Nanoprocess Engineering, Pusan National University, Korea

[†]*E-mail: ckim@pusan.ac.kr*

Jae-Ho Han and Jin U. Kang

Department of Electrical & Computer Engineering, Johns Hopkins University, USA

(Received February 29, 2008, Revised manuscript April 4, 2008)

Unlike conventional optical coherence tomography systems based on Michelson interferometer, we suggest a common-path OCT system, which does not include a separated configuration between reference signal and sample signal. We optimize the refractive index of partial reflecting probe to induce a balanced intensity of the reference signal. At the end of the probe, convex lens was optimally fabricated to get images of biological samples in the position of focus. Using the experimental system, we could get 2-D images of various biological samples.