《연구논문》 Korean Journal of Optics and Photonics, Volume 21, Number 5, October 2010 DOI: 10.3807/KJOP.2010.21.5.206

시간영역 광 간섭 단층촬영 시스템의 소형 엔도스코프 제작 및 영상구현

김영관 · 이성헌 · 김용평†

경희대학교 전자정보대학
㉾ 446-701 경기도 용인시 기흥구 서천동 1

(2010년 7월 26일 받음, 2010년 8월 11일 수정본 받음, 2010년 8월 11일 게재 확정)

광 간섭 단층촬영 시스템(OCT)을 위한 소형의 광섬유 도관형 주사장치인 엔도스코프(endoscope catheter)를 제작하였다. 깊이방향 주사장치인 원통형 압전소자(PZT)를 이용한 광경로 지연기는 정현파 1 kHz로 구동하여 시간영역에서 엔도스코프 OCT 영상을 구현하였다. 정현파로 구동한 광경로 지연기의 속도는 6 m/s 이고, 깊이방향 스캐닝의 데이터 획득은 3 mm 기준에서 초당 2000 라인이다. 제작한 엔도스코프로 사람의 손가락 및 귀에 대한 초당 10프레임의 OCT 영상을 성공적으로 획득하였다.

Endoscopic Imaging and Fabrication of Micro-endoscope Catheter in Time-domain Optical Coherence Tomography

Young Kwan Kim, Sung Hun Lee, and Yong Pyung Kim†

College of Electronics and Information, Kyunghee University, 1 Seocheon-dong, Giheung-gu, Yongin 446-701, Korea

(Received July 26, 2010; Revised manuscript August 11, 2010; Accepted August 11, 2010)

We fabricated and characterized a compact endoscopic catheter for optical coherence tomography. The optical delay line (ODL), composed of a cylindrical piezoelectric transducer (PZT) and an optical fiber, was operated with a 1 kHz sinusoidal driving wave in the time-domain. When the ODL was driven with a sinusoidal wave function, the axial scanning speed was 6 m/s and the axial acquisition rate was 2000 line/s at a depth of about 3 mm. Endoscopic OCT images of a human finger and earhole were successfully obtained with an image rate of ten frames per second.

Keywords: Optical coherence tomography, Endoscope, Catheter, Piezoelectric transduce, Optical delay line
OCIS codes: (170.4500) Optical coherence tomography; (110.4500) Optical coherence tomography; (100.6950) Tomographic image processing

I. 서 론

광 간섭 단층촬영 시스템(optical coherence tomography, OCT)은 마이크로미터 단위의 해상도를 갖는 광 단층촬영 기술로서 살아있는 생체의 내부구조 영상을 비침습, 비파괴적으로 획득할 수 있다[1]. OCT는 광 간섭 영역 반사측정(optical coherence domain reflectometery OCDR) 기술을 기본으로 한다[2-5]. 이는 광 저간섭 반사측정(optical low-coherence reflectometry, OLCR)이라고도 한다. OCT는 크게 광대역 광원(broadband source), 간섭계(interferometer), 광경로 지연기(optical delay line, ODL), 탐침용 주사장치(probe scanner), 신호검출장치(detector)로 구성된다.

광경로 지연방법으로는 선형 병진기(linear translator)를 이용한 길이 가변[6, 7], 회전방식을 이용한 길이 가변[8, 9], 광섬유를 이용한 길이 가변[10-12], 주파수 영역에서 펄스형상 기술(pulse shape technology)을 이용한 그룹지연(group delay)[13-15] 등으로 나눌 수 있다. 본 연구에서는 광섬유의 길이 가변을 이용한 광경로 지연방법을 이용하였으며 광섬유의 길이 변화는 원통형 압전소자(piezoelectric transducer, PZT)에 단일모드 광섬유를 감아서 구현하였다. 일반적으로 OCT에서는 입력단, 출력단, 기준단(reference arm), 검침단(sample arm)으로 구성된 마이켈슨 간섭계(Michelson interferometer)를 주로 사용하며 광경로의 지연은 기준단에서 이루어진다. 본 연구에서는 기준단과 검침단에 동일한 PZT 광경로 지연기를

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

배치하고 이를 대칭 구동하는 이중 광경로 지연방식을 사용하였다.

탐침용 주사장치는 측정매질의 깊이방향에 대해 수직한 방향으로 주사하는 장치로써 단면 영상을 획득하기 위한 것이다. 이는 일반적으로 초음파 영상(ultrasound imaging), CT 촬영(computed tomography) 등에서 B-스캐너(B-scanner)라고 부른다. 탐침용 주사장치는 크게 두 가지 형태로 나누면, 측정 매질의 외부에서 직접 주사하는 평면형 주사장치(planar scanner)와 측정매질 내부로 삽입하여 측정하는 도관형 주사장치(endoscope catheter)로 나눌 수 있다. 도관형 주사장치는 일반적으로 엔도스코프라고 부른다. 처음 광섬유 엔도스코프의 개발[16]은 생체내부 기관의 OCT 영상진단의 중요한 역할을 수행 하였으며[17], 현재는 엔도스코프 장치의 개발과 이를 이용한 여러 생체 기관에 대한 적용 연구가 이루어지고 있다[18-22]. 엔도스코프의 구성은 일반적으로 집광을 위한 렌즈, 광을 진행방향에 대해 수직 방향으로 바꾸기 위한 프리즘, 프리즘을 360도 회전시키기 위한 전동기(motor)로 이루어진다[16-17,20-22].

본 논문에서는 길이 28 mm, 직경 4 mm의 소형 엔도스코프를 제작하였으며, 이를 시간영역(time domain, TD) OCT에서 구동하였다. 엔도스코프를 구동하는 대부분의 시스템은 주파수 영역(frequence domain, FD) OCT이다. FD-OCT는 빠른 A-스캐닝 속도를 가지지만 영상구현에 있어서는 받아들인 데이터 처리 과정을 요구하며, 이런 데이터 처리 과정에는 데이터 재조합(resampling), 푸리에변환(Fourier transformation), 보간법(interpolation)등과 같은 오랜 처리시간이 소요된다. 하지만 시간영역 OCT에서는 이런 데이터 처리를 요구하지 않는다. 시간영역 OCT는 이런 데이터 처리시간이 없음에 따라 생체의 측정과 동시에 영상으로 표현가능하다. 또한 스캐닝 범위 및 속도 등의 조절이 용이하며 FD-OCT에 비해 제작비용이 저렴하다. 그러나 기본적으로 시간영역 OCT는 A-스캐닝 속도가 FD-OCT에 비하여 매우 느리기 때문에 엔도스코프를 구동하기는 어렵다. 따라서 시간영역 OCT에서 엔도스코프를 구동하기 위해서는 빠른 속도의 광경로 지연기를 필요로 한다[17]. 이를 위해 원통형 PZT 광경로 지연기를 1 kHz 정현파로 구동하였다[23]. 엔도스코프의 제작에 따른 정량적 값을 시간 영역 OCT에서 측정하였고, 생체매질인 사람 귀의 외이도(external auditory meatus) 외측 연골부와 손가락 사이 피부에 대한 2차원 엔도스코프 OCT 영상을 획득하였다.

II. 실험 장치의 구성 및 제작

2.1. 시간영역 OCT 시스템 구성

그림 1에 시간영역 OCT 시스템을 개략적으로 묘사하였다. OCT 시스템의 광경로는 전체적으로 광섬유를 이용하여 입사 손실을 최소화 하였다. 시간영역 OCT 시스템을 이루는 주요 장치는 다음과 같다. 광원으로는 EXALOS사의 저간섭성 광원인 초휘도 다이오드(super-luminescent diode, SLD: EXS13G2)를 사용하였다. 광원의 특성은 중심파장 1289.5 nm, 대역폭 52.1 nm, 최대출력 18 mW이다. 간섭계는 5 : 5 양방향 광섬유 광 분할기를 이용하였으며 광 입사방향에 대한 반사의 정도인 드롭(drop) 반사율은 -65 dB 이다. 축 방향 광경로 지연기는 PZT(PI Ceramic-PT140.70)에 34 m 길이의 단일모드 광섬유를 260회 감아서 제작하였다. PZT는 원통형으로 40 × 40 × 2 mm (직경 × 길이 × 두께), 최대 구동전압 1000 V, 축전용량은 70 nF, 지름변화는 10 μm/1000 volt 이다. 편광조절기는 PZT에 감겨있는 광섬유에 의한 편광모드 분산(polarization mode dispersion)[11,14,24-26]을 조절하기 위하여 사용하였다. 기준단의 선형 광경로 지연기는 최대 가변거리가 100 mm인 OZ Optics사 ODL-300을 사용하였다. 이는 간섭계의 검침단과 기준단의 총길이를 보정하기 위한 것이

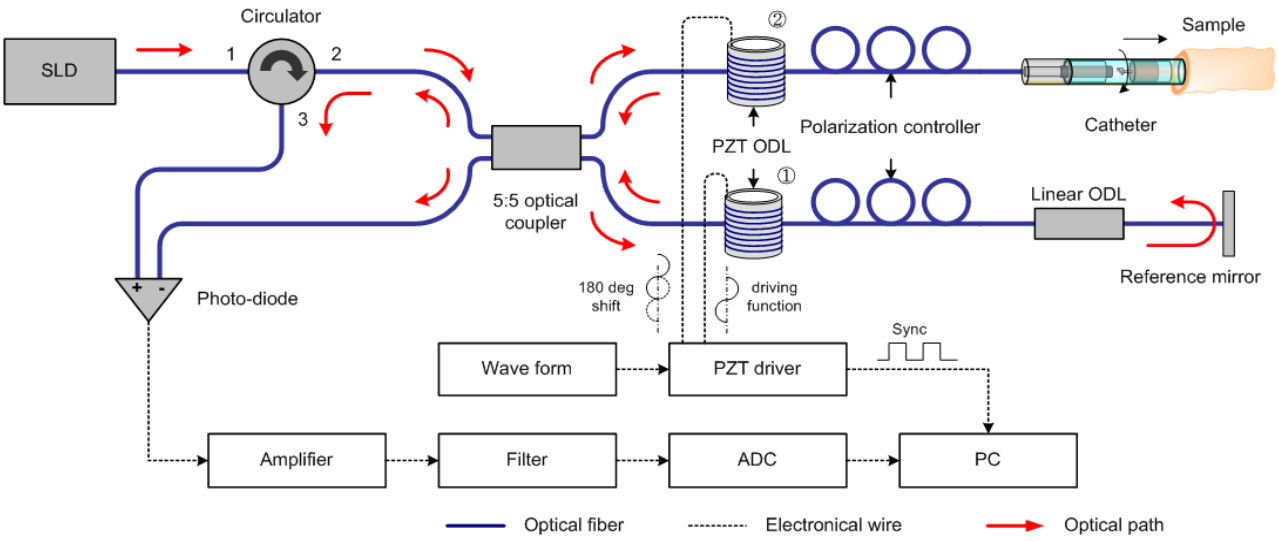


FIG. 1. A schematic diagram of TD-OCT system with duplex optical delay lines which are driven a sinusoidal wave function.

다. 신호 검출장치는 THORLABS사의 PDB150C 광다이오드(PD), 신호 증폭기(signal amplifier), 대역통과필터(band pass filter), 아날로그 디지털 변환장치(ADC)로 구성하였으며 탁상용 컴퓨터로 데이터를 수집 분석하였다. 데이터 처리 및 영상복원은 NI사의 Labview 7.0 소프트웨어를 이용하였다.

시간영역 OCT에서 엔도스코프를 구동하기 위해서는 약 500 Hz 이상의 깊이방향 주사(A-scanning) 속도를 요구한다[17]. 따라서 시간영역 OCT의 깊이방향 스캐닝 속도를 높이기 위해 PZT 광경로 지연기를 기준단과 검침단에 각각 배치하고 이렇게 구성된 PZT 이중 광경로 지연기를 정현파로 구동하였다[27]. PZT 이중 광경로 지연기는 전압 200 $V_{p\text{-}p}$와 파형을 정현파로 구동할 때 약 3 mm의 광경로 가변거리와 6 m/s 깊이방향 스캐닝 속도를 가진다. 이는 3 mm 깊이에 대해 초당 2000 라인의 깊이방향 데이터를 획득함을 나타낸다[23].

2.2. 소형 엔도스코프 구성 및 제작

엔도스코프는 도관 형태의 측정매질로 삽입하여 도관 매질의 내부 면에 광을 주사하여 측정하는 탐침장치로써 매질의 절개나 침습은 따로 하지 않는다. 엔도스코프는 일정 직경의 광섬유 봉 끝에 직각프리즘을 부착하고 봉을 회전하는 방식[16,17]과 엔도스코프 내부에 모터를 삽입하여 모터 끝에 부착된 프리즘을 회전하는 방식[20-22]의 두 가지 형태로 나눌 수 있다. 앞의 방식은 매질로 광을 조사하는 부분이 깨끗하고 제작이 용이하나 부피가 커지게 되며 유동성이 부족하여 측정하고자 하는 생체조직 기관이 제약된다. 이와 반대로 뒤의 방식은 광이 매질로 조사될 때 모터선에 의한 엔도스코프 OCT 영상촬영의 사각이 발생되지만 소형으로 제작할 수 있으며 유동성이 확보된다는 점에서 활용성이 뛰어나다. 본 실험의 소형 엔도스코프는 모터에 부착한 프리즘 회전 방식으로 제작하였다.

그림 2(a)는 제작된 엔도스코프의 구성을 나타낸다. GRIN (gradient-index) 렌즈는 구경 1.0 mm, 작동 거리(working distance) 5.0 mm이다. 프리즘은 GRIN 렌즈로부터 오는 빛을 45도 반사하여 매질로 입사시키기 위한 것으로 0.8 × 0.8 × 0.6 mm (높이 × 길이 × 두께) 크기의 직각 삼각형이고 입사면에 알루미늄 코팅을 하였다. 프리즘을 360도 회전시키기 위한 모터는 Faulhaber사의 0206B 모델로 회전축 포함 6.8 × 1.9 mm (길이 × 직경)의 원통형 크기를 가지는 직류(direct current, DC) 모터이고, 하중이 없는 상태에서 100,000 분당 회전수(revolutions per minute, rpm)를 가진다. 모터와 프리즘은 매우 작은 크기여서 모터의 회전축에 프리즘을 직접 접착하였다. 모터와 프리즘의 접착 설치과정에서 100 μm 내의 편심을 가졌다. 이는 영상이 한쪽으로 편향되는 경향이 나타날 수 있으나 전체적인 엔도스코프 영상구현 시에는 큰 문제가 되지 않는다. GRIN 렌즈와 모터를 둘러싼 석영유리관의 크기는 2.5 × 4.0 × 28 mm (내경 × 외경 × 길이) 이다.

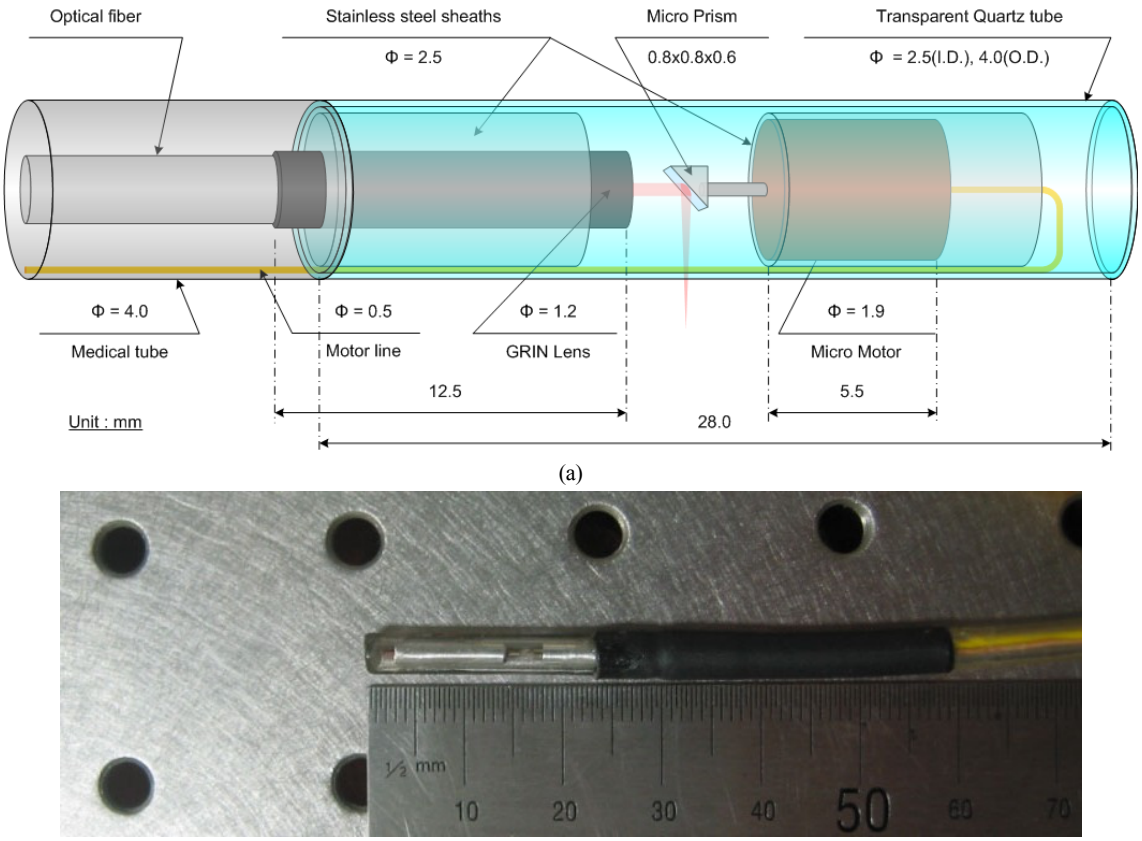


FIG. 2. An endoscope catheter: (a) the schematic diagram and (b) the photograph.

GRIN 렌즈와 모터는 각각 10 × 1.9 mm (길이 × 직경) 스테인리스 스틸 관을 씌워 석영유리관에 삽입 시 관의 내경에 맞춤과 동시에 이를 보호하였다. GRIN 렌즈와 광섬유는 자외선 접착제(UV adhesive)를 이용하여 붙였다. 매질의 측정 부위까지 엔도스코프를 삽입할 때 광섬유와 모터 전선은 4.0 mm × 1 m (직경 × 길이)의 의료용 튜브를 씌워 보호 및 지지(guide) 하였다. 그림 2(b)는 제작된 엔도스코프의 실제 크기를 비교하기 위한 사진이다.

III. 실험 및 결과

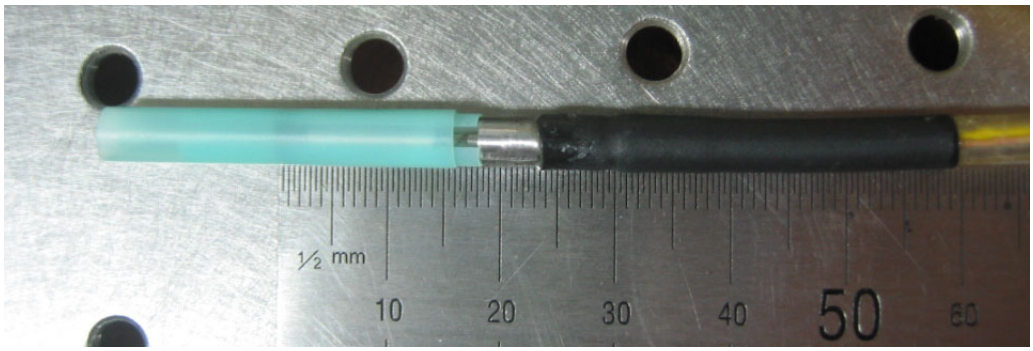
3.1. 엔도스코프 영상구현

영상구현을 위한 데이터 처리는 1 M/s 샘플링을 통하여 획득한 데이터를 깊이방향 스캐닝 값에 맞추어 잘라 주었고, 깊이방향 스캐닝 한 라인은 500 포인트, 깊이방향에 수직인 횡 방향 스캐닝(B-scanning) 값은 200 포인트로 맞추었다. 깊이방향에 대한 광학 해상도는 14 μm이고 이에 수직인 횡 방향은 10 μm이며, 영상의 화소(pixel) 크기는 12 μm이다. 이때 신호대 잡음비(signal to noise ratio, SNR)는 113 dB이다. 직각 좌표계로 데이터 획득을 표현하면 200 × 500 (가로 × 세로) 포인트이며 이를 배열로 만들고, 직각 좌표계로 임시 저장된 배열은 극 좌표계를 이용하여 재배열한 후 엔도스코프 OCT 영상으로 구현된다. 재배열을 위한 극 좌표계의 배열 순번(index)은 식 (1)과 같이 정의한다.

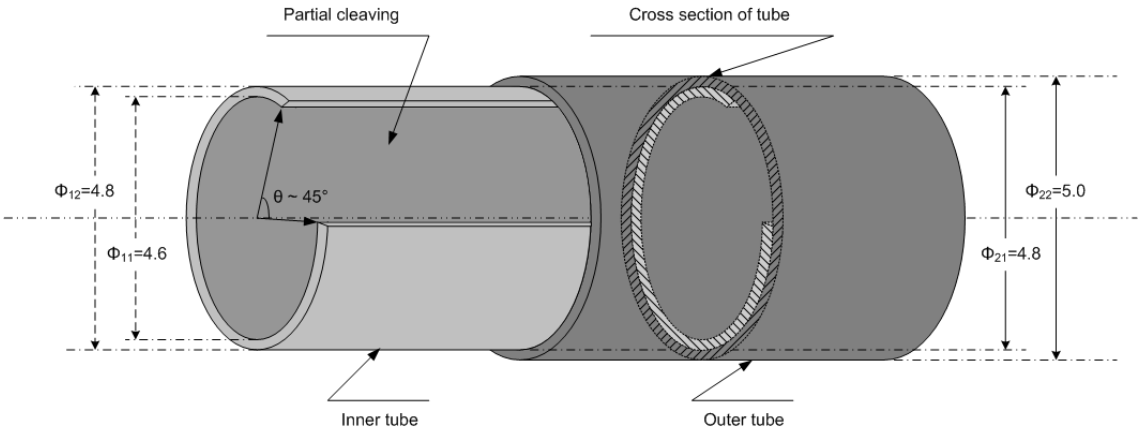
$$r(x,y) = \sqrt{x^2+y^2} - m_h,$$
$$\theta(x,y) = \left[\tan^{-1}\left(\frac{y}{x}\right) + \frac{(2k-1)\pi}{2} + m_s\right] \times \frac{m_b}{2\pi}, \quad (1)$$

여기서 x, y는 직각 좌표계에서 각각 배열의 횡과 열의 순번, k는 상수로 x가 원형으로 나타낸 엔도스코프 영상의 반경 포인트 값(R)보다 작을 때($x < R$)는 1, 크거나 같을 때($x \geq R$)는 2이다. m_h는 엔도스코프에 의한 구멍의 반경을 나타내는 포인트 값, m_s는 극좌표로 표현할 때 배열요소의 시작 인덱스 값을 조정하기 위한 상수 값, m_b는 깊이에 수직인 횡 방향 스캐닝 포인트 값이다.

그림 3(a)는 엔도스코프의 제작과 2차원 OCT 영상구현 시 정량적인 값을 측정하기 위하여 2단으로 겹쳐 구성한 프라스틱 원통관(튜브)에 엔도스코프를 삽입한 것이다. 그림 3(b)는 2단 튜브의 구성을 보여준다. 2단 튜브는 구경 5 mm 두께 약 200 μm의 튜브를 3 cm 길이로 2개를 자른 후 하나의 튜브를 절단면의 중심으로부터 약 50도 정도 길이방향으로 제거하여 다른 하나의 튜브로 삽입하여 구성하였다. 2단 튜브 내부에 있는 튜브는 직경이 약간 축소되면서 삽입되었다. 이때 외부 튜브와 내부 튜브는 완벽하게 붙지는 못하였으며,



(a)

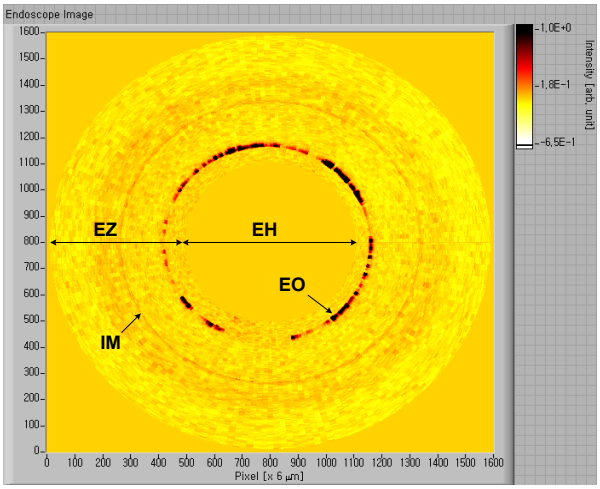


(b)

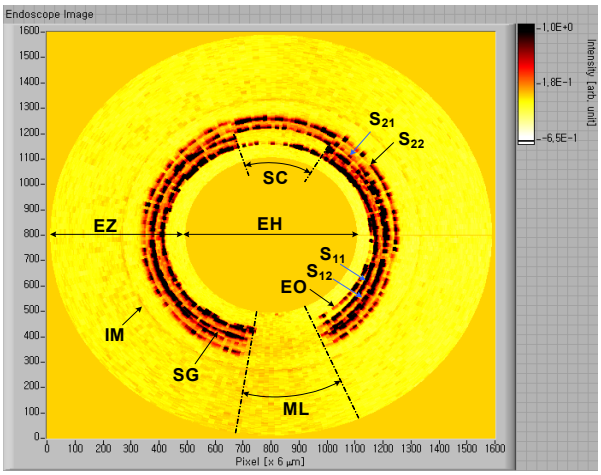
FIG. 3. An endoscope catheter inserted into overlapped tubes: (a) the photograph and (b) the schematic diagram.

또한 일정 신축성은 있지만 완벽한 원형을 이루지는 못했다.

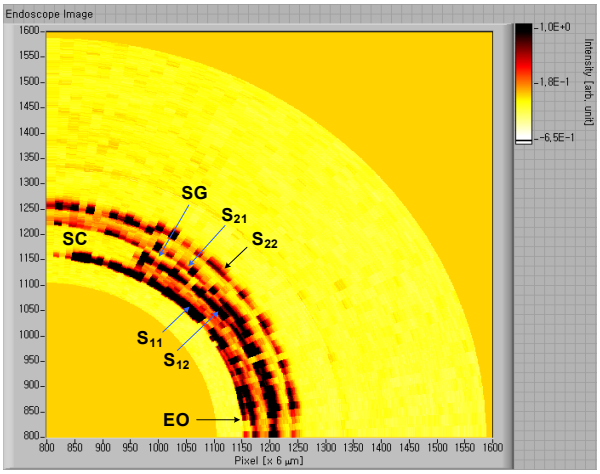
그림 4(a)는 엔도스코프 자체에서 발생되는 신호를 확인하기 위한 OCT 영상이다. EO는 석영유리관의 외면에 의해 생겨나는 신호이고, IM은 GRIN 렌즈와 프리즘 사이의 다중반사에 의해 발생하는 허상이다. 이는 영상화 시 강도 조절을 통하여 줄여줄 수 있다. EH는 2차원 극좌표로 표현하는 엔도스코프 OCT 영상구현 시 엔도스코프 자체의 구경을 표현해 준 것이다. 엔도스코프 자체의 구경에 해당하는 구멍을 표현해 주지 않으면 OCT 영상의 전체 화소 수가 줄어들어 데이터 처리 속도는 빨라 질 수 있으나 영상화 시 측정매질의 정량적 표현이 왜곡된다. EZ은 엔도스코프 OCT 영상촬영 영역이다. 그림 4(b)는 2단 튜브에 대한 2차원 엔도스코프 OCT 영상을 구현한 것이다. S_{11}과 S_{12}는 각각 내부 튜브의 내면과 외면, S_{21}과 S_{22}는 각각 외부 튜브의 내면과 외면을 나타낸다. SC는 내부튜브의 절단된 부분을 보여준다. SG는 내부 튜브와 외부 튜브가 완벽하게 밀착되지 않은 빈 공간을 나타낸다. ML은 모터선에 의해 단층촬영이 되지 않는 부분이다. 엔도스코프의 제작 구성인 그림 2(a)에서 모터선이 광의 진행경로인 활성영역(매질로 광을 직접 주사하는 영역)을 지나감을 볼 수 있으며, 진행 광에 대해 모터선은 매우 높은 곡률과 반사율을 가진다. 그러므로 광이 모터선에 조사될 때는 더 이상 진행되지 않고 산란 또는 흡수하여 단층영상촬영의 사각지대를 만들게 됨을 보인다. 그림 4(c)는 2단 튜브에 대한 2차원 엔도스코프 OCT 영상을 1/4 분면만 확대한 것이다. 확대된 영상을 통하여 튜브의 두께는 240 μm로 측정되었다. 이는 굴절률이 적용되지 않은 영상 값만을 기준으로 한 것이고, 내부 튜브의 잘려진 부분의 바깥쪽에서 나오는 외부 튜브 영상을 보면 안쪽으로 밀려져 있는 것을 볼 수 있다. 이를 기준으로 튜브의 굴절률은 약 1.3으로 계산되었고, 실제 튜브의 두께는 OCT 영상에서 보이는 두께 240 μm에 튜브의 굴절률을 적용함으로써 약 180 μm가 된다.



(a)



(b)



(c)

FIG. 4. Endoscopic OCT image: (a) the self-image of endoscope catheter itself, (b) the image of overlapped tubes, and (c) the magnified images of (b) to measure the thickness of overlapped tubes.

3.2. 생체매질에 대한 엔도스코프 영상

생체매질에 대한 엔도스코프 영상은 데이터 수집 및 영상을 실시간으로 구현하기 위해 2차원 OCT영상의 화소 수를 1600 × 1600에서 800 × 800으로 줄였다. 영상구현 시 엔도스코프의 영상의 외면(EO) 부분은 깊이방향 탐침의 시작을 알기 위해 선형 광경로 지연기를 통해 조절하였고 엔도스코프 구멍과 위치를 맞추었다.

그림 5(a)는 사람의 손가락 사이 피부에 대한 OCT 영상촬영 모습이다. 손가락 사이 피부를 선택한 이유는 도관형태의 기관이나 조직은 아니지만 일반적인 피부조직으로 층을 이루고 있으며 평면형 탐침기로는 협소하여 측정이 힘들지만 엔도스코프로 측정하는 것은 매우 간편하기 때문이다. 그림 5(b)는 손가락 사이 피부에 대한 엔도스코프 OCT 영상이다. 보통 손 부분의 피부조직은 약 300 μm 정도의 표피(epidermis, ED)와 그 안쪽으로 진피(dermis, D)의 큰 층을 이루고 있다. 일반적인 OCT 영상촬영 시 손등 부분은 표피, 진피와 모공(pore) 등을 측정할 수 있고[23] 손바닥은 지문(fingerprint)으로 인하여 좀 더 두꺼운 표피층을 이루고 있음을 알 수 있다[28]. 손가락 사이의 피부영상은 손등의 미세 모간(hair shaft)이나 모공, 손바닥의 지문 등은 없으며 손등의

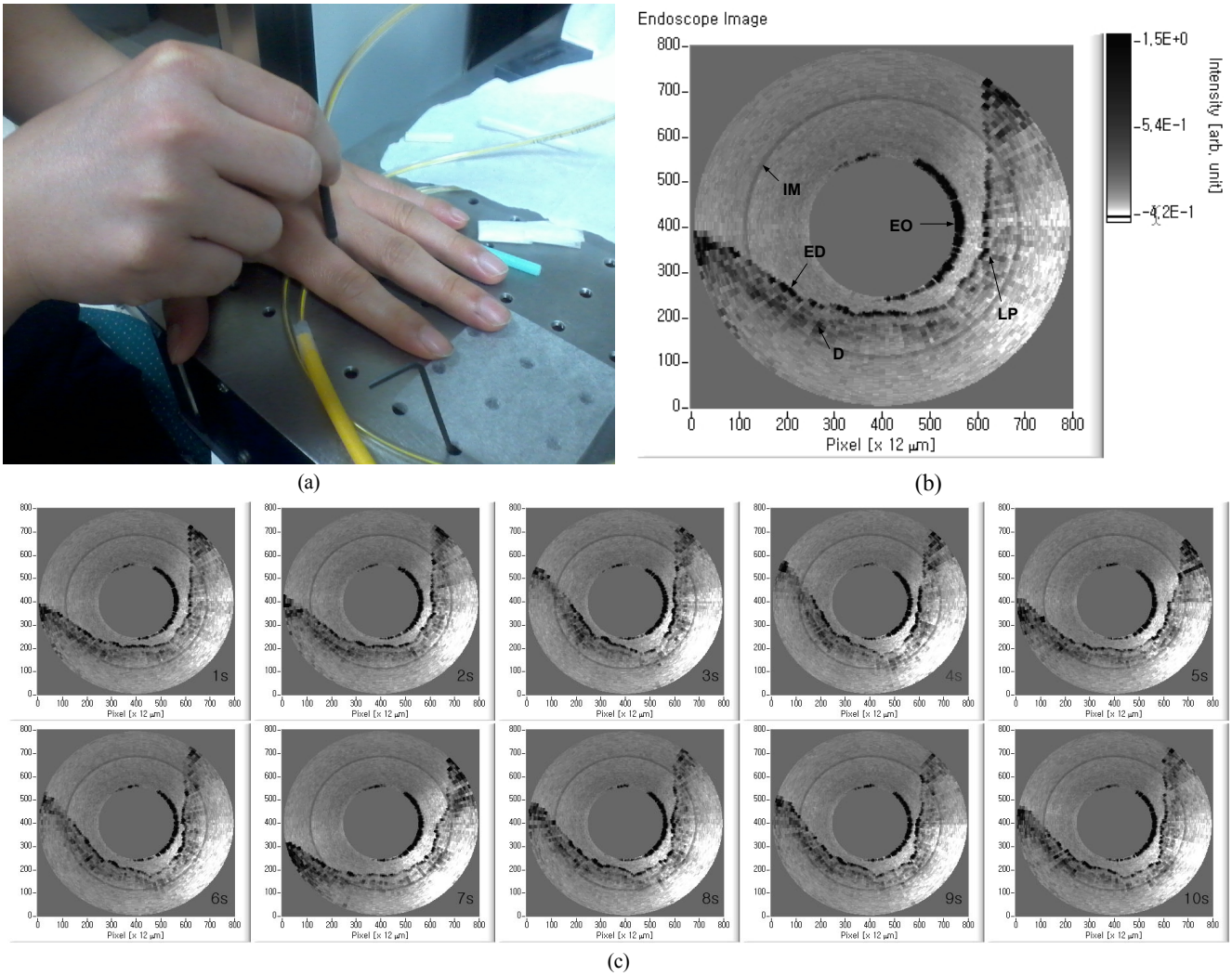


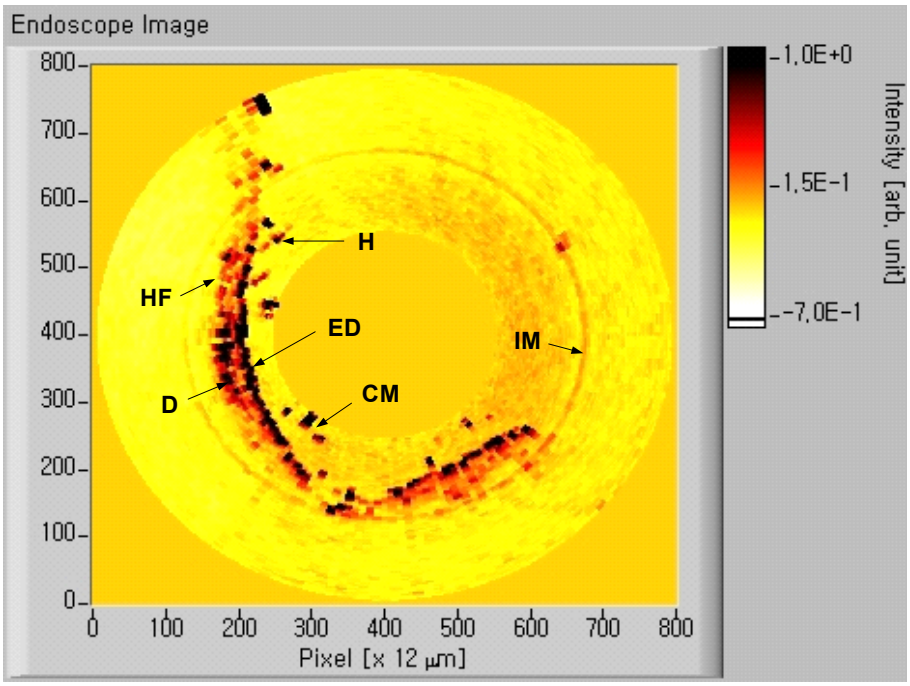
FIG. 5. Images of the human skin between fingers: (a) a photograph of imaging, (b) an endoscopic OCT image, and (c) the OCT images of master frame in an endoscopic OCT video for 10 seconds.

미세주름 보다는 크고 손바닥의 손금보다는 작은 주름(LP)을 확인하였다. LP 부분은 표피가 손가락 사이 피부의 다른 부위에 비해 얇은 것을 볼 수 있다. 그림 5(c)는 동영상 촬영도 가능함 보여주기 위해 사람의 손가락 사이 피부에 대해 10초 동안 촬영한 엔도스코프 OCT 영상을 1초 단위로 나타낸 것이다. 10초 동안 손가락 사이의 간격을 두 번 넓혔다 줄였다 하는 행동을 취하였고 이는 그림 5(c)로 확인가능하다.

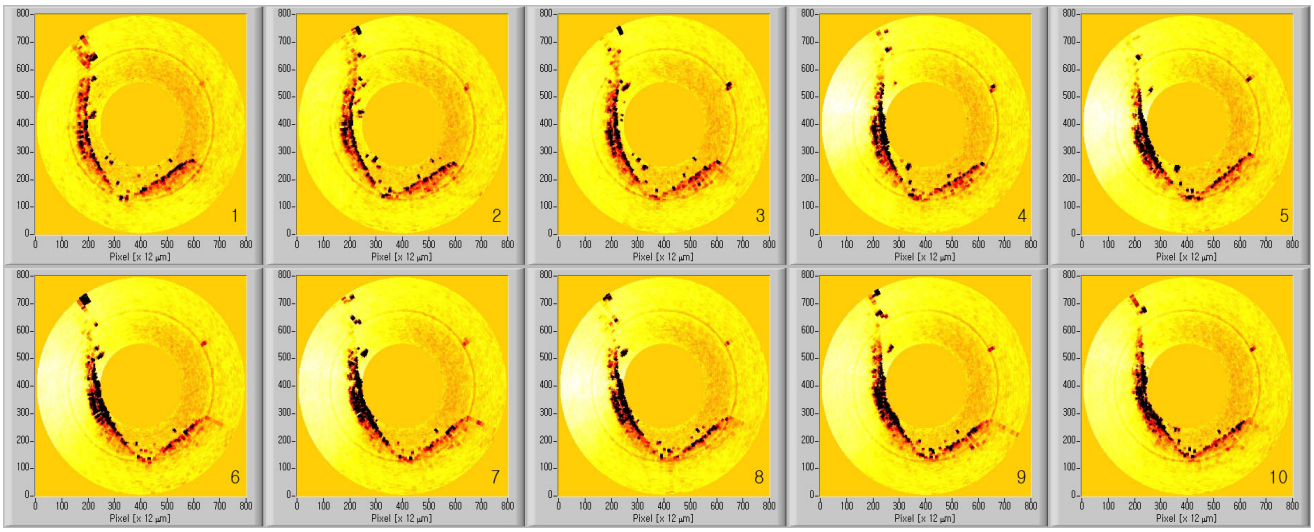
그림 6(a)는 사람 귀의 외이도 외측 연골부 피부에 대한 엔도스코프 OCT 영상이다. 정확한 측정부위는 귓바퀴 연골이 연속되는 외이도의 외측 연골부 시작지점이다. 외이도는 외측 연골부와 내측 골부로 나눌 때 외측 연골부는 신체 타부위의 피부와 마찬가지로 모낭(hair follicle), 피지선(sebaceous glands), 귀지선(ceruminous glands)과 같은 피부 부속조직을 가지지만 내측 골부는 얇은 피부가 바로 뼈에 부착되어 있고 피부 부속조직이 없다. 외이도의 내측 골부는 S자 형태로 꺾여있으며 엔도스코프 머리 부분의 길이(모터를 포함하는 시작부분에서 프리즘까지의 길이 : 15 mm)로 인하여 골부까지 활성영역의 삽입은 불가능 하였다. 그림 6(a)의 엔도스코프 OCT 영상은 외이도의 외측 연골부 피부에 대한 표피(ED), 진피(D), 모낭(HF), 외이도 모간(H) 및 외이도 모간에 붙어 있는 귀지(cerumen, CM)를 확인하였다. 그림 6(b)는 사람의 외이도 외측 연골부 피부에 대한 1초 동안의 엔도스코프 OCT 영상을 나타낸 것이다. 연속된 영상은 짧은 시간이라 영상으로써 큰 변화는 확인하기 어렵지만 실시간 형태로 측정되고 있음을 보여준다.

IV. 결 론

본 논문에서는 소형의 엔도스코프를 제작하였고, OCT 시스템의 깊이방향 스캐닝을 위한 광경로 지연기를 정현파로 구동하여 시간영역 엔도스코프 OCT 영상을 구현하였다. 구현된 엔도스코프 OCT 영상의 깊이방향과 횡방향 해상도는 각각 14 μm와 10 μm이다. 깊이방향 스캐닝은 6 m/s의 속도로 초당 2000 라인을 획득하였으며, 깊이방향 한 라인을 500



(a)



(b)

FIG. 6. The cartilage part of external auditory meatus of human: (a) an endoscopic OCT image and (b) the endoscopic OCT images in endoscopic OCT video for 1 second.

포인트 이에 수직인 횡 방향은 200 포인트의 2차원 배열로 정의하고 극 좌표계를 이용하여 튜브매질에 대해 정량적인 측정을 위해 1600 × 1600 화소의 2차원 엔도스코프 OCT 영상으로 표현하였다. 소형 엔도스코프의 제작성능을 확인하기 위해 2단으로 겹쳐 구성한 튜브에 대한 엔도스코프 OCT 영상을 나타내었으며 두께를 180 μm로 측정하였다. 생체매질에 대한 적용으로 사람의 외이도 외측 연골부 및 손가락 사이 피부에 대해 800 × 800 화소의 초당 10 프레임의 엔도스코프 OCT 영상을 획득하였다.

감사의 글

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

References

1. D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, J. S. Schuman, W. G. S. Stinson, W. Chang, M. R. Hee, T. Flotte, K. Gregory, C. A. Puliafito, and J. G. Fujimoto, “Optical coherence

tomography," Science **254**, 1178-1181 (1991).
2. A. F. Fercher and E. Roth, "Ophthalmic laser interferometry," Proc. SPIE **658**, 48-51 (1986).
3. R. C. Youngquist, S. Carr, and D. E. N. Dvies, "Optical coherence domain reflectometry: a new optical evaluation technique," Opt. Lett. **12**, 158-160 (1987).
4. K. Takada, I. Yokohama, K. Chida, and J. Noda, "New measurement system for fault location in optical waveguide devices based on an interferometric technique," Appl. Opt. **26**, 1603-1606 (1987).
5. B. L. Danielson and C. D. Whittenberg, "Guide-wave reflectometry with micrometer resolution," Appl. Opt. **26**, 2836-2842 (1987).
6. P. Klovekorn and J. Munch, "Variable optical delay line with diffraction-limited autoalignment," Appl. Opt. **37**, 1903-1904 (1998).
7. K. Takada, H. Yamada, Y. Hibino, and S. Mitachi, "Range extension in optical low coherence reflectometry achieved by using a pair of retroreflectors," Electron. Lett. **31**, 1565-1567 (1995).
8. C. B. Su, "Achieving variation of the optical path length by a few millimeters at millisecond rates for imaging of turbid media and optical interferometry: a new technique," Opt. Lett. **22**, 665-667 (1997).
9. X. Lui, M. J. Cobb, and X. Li, "Rapid scanning all-reflective optical delay line for real-time optical coherence tomography," Opt. Lett. **29**, 80-82 (2004).
10. G. J. Tearney, B. E. Bouma, S. A. Boppat, and B. Golubovic, E. A. Swanson, and J. G. Fujimoto, "Rapid acquisition of in vivo biological images by use of optical coherence tomography," Opt. Lett. **21**, 1408-1410 (1996).
11. D. G. Luke, R, McBride, and J. D. C. Jones, "Polarization mode dispersion minimization in fiber-wound piezoelectric cylinders," Opt. Lett. **20**, 2550-2552 (1995).
12. V. Gelikonov, G. Gelikonov, N. Gladkova, V. Leonov, F. Feldchtein, A. Sergeev, and Y. Khanin, "Optical fiber interferometer and piezoelectric modulator," U.S. Patent 5835642 (1998).
13. G. J. Tearney, B. E. Bouma, and J. G. Fujimoto, "High-speed phase- and group- delay scanning with a grating-based phase control delay line," Opt. Lett. **22**, 1811-1813 (1997).
14. B. E. Bouma and G. J. Tearney, *Handbook of Optical Coherence Tomography* (Marcel Dekker, NY, USA, 2002), Chapter 4.
15. J. M. Schmitt, "Optical coherence tomography (OCT): a review," IEEE J. Select. Topics Quantum Electron **5**, 1205-1215 (1999).
16. G. J. Tearney, S. A. Boppart, B. E. Bouma, M. E. Brezinski, N. J. Weissman, J. F. Southern, and J. G. Fujimoto, "Scanning single-mode fiber optic catheter-endoscope for optical coherence tomography," Opt. Lett. **21**, 543-545 (1996).
17. G. J. Tearney, M. E. Brezinski, B. E. Bouma, S. A. Boppart, C. Pitris, J. F. Southern, and J. G. Fujimoto, "In vivo endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography," Science **276**, 2037-2039 (1997).
18. A. M. Sergeev, V. M. Gelikonov, G. V. Gelikonov, F. I. Feldchtein, R. V. Kuranov, N. D. Gladkova, N. M. Shakhova, L. B. Snopova, A. V. Shakhov, I. A. Kuznetzova, A. N. Denisenko, V. V. Pochinko, Y. P. Chumakov, and O. S. Streltzova, "In vivo endoscopic OCT imaging of precancer and cancer states of human mucosa," Opt. Exp. **1**, 432-440 (1997).
19. F. I. Feldchtein, G. V. Gelikonov, V. M. Gelikonov, R. V. Kuranov, A. Sergeev, N. D. Gladkova, A. V. Shakhov, N. M. Shakova, L. B. Snopova, A. B. Terent'eva, E. V. Zagainova, Y. P. Chumakov, and I. A. Kuznetzova, "Endoscopic applications of optical coherence tomography," Opt. Exp. **3**, 257-270 (1998).
20. P. R. Herz, Y. Chen, A. D. Aguirre, K. Schneider, P. Hsiung, J. G. Fujimoto, K. Madden, J. Schmitt, J. Goodnow, and C. Petersen, "Micromotor endoscope catheter for invivo, ultrahigh-resolution optical coherence tomography," Opt. Lett. **29**, 2261-2263 (2004).
21. P. H. Tran, D. S. Mukai, M. Brenner, and Z. Chen, "In vivo endoscopic optical coherence tomography by use of a rotational microelectromechanical system probe," Opt. Lett. **29**, 1236-1238 (2004).
22. A. R. Tumlinson, B. Povazay, L. P. Hariri, J. McNally, A. Unterhuber, B. Hermann, H. Sattmann, W. Drexler, and J. K. Barton, "In vivo ultrahigh-resolution optical coherence tomography of mouse colon with an achromatized endoscope," Jounal of Biomedical Opt. **11**, 064003 (2006).
23. Y. K. Kim and Y. P. Kim, "High-speed time-domain optical coherence tomography with an imaging speed of ten frames per second with 2000 A-scan," Opt. Eng. **49**, 055601 (2010).
24. S. C. Rashleigh and R. Ulrich, "Polarization mode dispersion in single-mode-fibers," Opt. Lett. **3**, 60-62 (1978).
25. R. Ulrich, S. C. Rashleigh, and W. Eickhoff, "Bending-induced birefringence in single-mode fibers," Opt. Lett. **5**, 273-275 (1980).
26. Y. K. Kim, S. J. Park, and Y. P. Kim, "Compensations of polarization mode dispersion and thermal drift in optical coherence tomography with PZT optical delay lines," Hankook Kwanghak Hoeji (Korean J. Opt. Photon.) **16**, 547-552 (2005).
27. Y. K. Kim and Y. P. Kim, "Optical coherence tomography with sinusoidal-wave drive an optical delay line using piezoelectric stretcher," Hankook Kwanghak Hoeji (Korean J. Opt. Photon.) **18**, 274-279 (2007).
28. S. H. Yun, G. J. Tearney, J. F. de Boer, N. Iftimia, and B. E. Bouma, "High-speed optical frequency-domain imaging," Opt. Exp. **11**, 2954-2963 (2003).