

광학단층기법 기반의 바이오/의료영상 및 정밀계측 기술

1. 서론

관찰하고자 하는 대상을 더 자세히 그리고 좀더 깊이 보고자 하는 욕구는 가장 기본적인 과학적 호기심이라 할 수 있다. 현대 과학은 우리 눈에 보이는 현상을 규명하는 수준을 넘어 눈으로 식별이 가능하지도 않는 미세한 대상의 특성을 규명하고 더 나아가 그 내부를 현미경 처럼 관찰할 수 있는 혁신적인 도구를 제공하는 수준에 까지 이르렀다. 일례로 초음파, 엑스레이, 자기공명 등을 기반으로 하는 많은 의료용 영상기법들이 개발되어 온바, 이는 생명연장을 넘어 우리 삶의 질을 향상시키는데 필수적인 역할을 담당하고 있다. 하지만 종래 기술이 갖고 있는 분해능의 한계로 인하여 아직까지도 규명하지 못한 많은 현상들이 있는 것 또한 사실이다. 이에 대한

interferometry)를 기반으로 하여 시료의 내부를 마이크로미터 분해능으로 구분하여 단층영상을 제공한다. 초기 OCT 시스템은 짧은 결맞음길이를 갖는 광원과 움직이는 기준거울을 사용하는 것을 골자로 하는 시간영역 OCT(Time Domain OCT: TD-OCT) 기법을 사용하였으나, 기준단의 움직임으로 인하여 동작속도에 큰 제약이 있었고 시스템의 안정성 면에서도 문제가 있었다. 그 후 분광계를 이용하는 파장영역 OCT(Spectral Domain OCT: SD-OCT)와 파장가변 레이저를 기반으로 하는 SS-OCT(Sweep Source OCT)가 개발되면서 기준단의 움직임 없이도 고분해능의 이미지를 고속으로 획득하는 것이 가능케 되었다[2]. 이는 TD-OCT에서 사용한 기준단 움직임의 기능을 소프트웨어적으로 푸리에 변환하는 것으로 대체하기에 시스템의 성능이 시스

특집 1 ■ 2017 OFS-25 국내유치 기념

광학단층기법 기반의 바이오/의료영상 및 정밀계측 기술

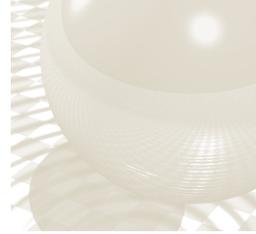
이병하, 김영호, 민은정\*

해답은 태곳적부터 우리와 함께 해온 빛을 통해 찾을 수 있는데, 특히 파동으로서의 빛이 갖는 간섭현상을 이용하면 대상 시료의 특정깊이에 대한 단층정보를 얻을 수 있어, 관련기술의 개발과 이용에 국내외적으로 많은 관심이 집중되고 있다.

1991년 MIT의 Fusimoto 교수 연구팀이 개발한 광학 단층영상기법(Optical Coherence Tomography: OCT)은 대상시료의 내부 구조를 3차원적으로 영상화 할 수 있는 광기반의 기술로서 현재까지도 활발히 연구되고 있다[1]. OCT는 낮은결맞음간섭계(Low-coherence

tem을 구성하는 컴퓨터의 성능에 절대적으로 의존하게 되었다. 그러나 파장영역의 간섭신호까지 분석하는 이러한 OCT 기술의 급속한 발전에도 불구하고 기존 OCT 시스템의 분해능은 세포 단위의 이미지 획득에는 미치지 못하고 있다. 이의 대안으로, 2차원 간섭신호를 센서 어레이로 한번에 획득하는 전역광학단층영상기법(Full Field OCT: FF-OCT)이 개발되어 살아있는 세포 단위의 이미징도 수행할 수 있게 되었다[3]. 초창기 OCT 시스템은 바이오/의료 단층 영상을 위하여 주로 개발되어 왔으나 최근에는 산업용 정밀 측정이나 센서 등에 OCT

\* 광주과학기술원 정보통신공학부



기법이나 개념을 적용 또는 활용하는 연구도 활발히 진행되고 있다.

## 2. 광학단층영상기의 구성

현재까지 개발된 OCT에는 각각의 장단점이 있기 때문에 측정 대상과 보고자 하는 목적에 맞추어 적용 가능한 시스템을 선택하는 것이 필요하다. SS-OCT는 SD-OCT에 비해 이미지 획득 속도와 분해능 면에서 더 나은 성능을 보이지만 광원의 가격이 높은 관계로 전체 시스템 구축 비용이 높아지는 단점이 있다. FF-OCT는 기존 OCT 시스템들이 가진 마이크로미터 수준을 뛰어넘는 나노미터 급의 고분해능 이미징이 가능하지만 상대적으로 깊이 방향의 측정 범위가 좁고 시스템 구성을 위한 광정렬이 비교적 복잡하다는 단점을 가지고 있다. 그림 1(a)와 (b)는 각각 SS-OCT와 FF-OCT 시스템의 구성도인데 두 시스템 모두 마이켈슨(Michelson) 간섭계를 기반으로 하여 샘플단과 기준단 간의 차이에서 발생하는 간섭 신호로부터 대상시료에 대한 깊이 정보를 추출하는 방식을 사용한다. 먼저, 일례로, SS-OCT 시스템의 경

우 파장가변 레이저(HSL-2000, Santec, 중심파장: 1310 nm, 대역폭: 110 nm, 스캐닝 속도: 20 kHz, 평균 출력: 9 mW)를 광원으로 사용한다. 입력된 광원은 50:50 광섬유 커플러에 의해 샘플단과 기준단으로 각각 분기되고, 각 단에서 반사되어 돌아온 두 빛은 상호 간섭을 일으키는데 발란스드 광 검출기(Balanced photodiode; Model 1817, New Focus Inc.)를 이용하여 측정된다. 측정된 간섭신호에서 밴드패스필터를 사용하여 1.5 MHz에서 40 MHz 대역의 주파수 성분만을 추출하고 이를 디지털화하여 컴퓨터에 저장한 뒤 파장/파수 변환, 푸리에 변환, 분산보정 등을 포함하는 일련의 신호 처리를 하면 대상시료에 대한 깊이 방향의 이미지 구성이 가능해진다. 물론 횡방향의 이미지 획득을 위해선 갈보미러 등을 이용한 1-D 또는 2-D 스캐닝이 필요하다. 본 예에서 사용한 시스템은 광섬유 기반으로 구성이 되었으며 실험으로 측정된 깊이 방향 분해능은 11.5  $\mu\text{m}$ 이었고 측정 감도는 105 dB이었다.

반면, FF-OCT의 경우 벌크(Bulk) 광학소자들을 정렬하여 횡방향 2차원 전역 단층이미지를 현미경에 버금가는 고분해능으로 획득할 수 있기 때문에 세포와 같은 미세 시료의 측정에 유용하다. 그림 1(b)에 도식화한 시

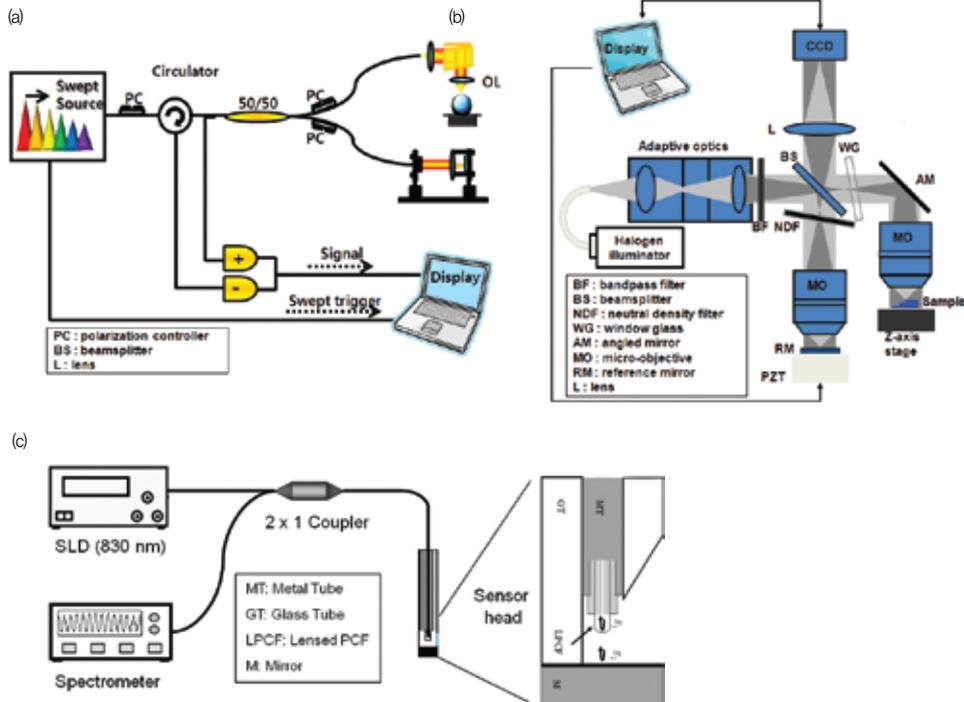


그림 1. 광학단층영상기(OCT)의 구성도: (a) 파장가변 광학단층 영상기(SS-OCT), (b) 전역 광학단층 영상기(FF-OCT), (c) 광섬유 기반의 공통경로형 OCT 센서.

## 광학단층기법 기반의 바이오/의료영상 및 정밀계측 기술

템의 경우, 할로젠 램프를 광원으로 사용하였는데 시스템 전체의 파장대역폭은 220 nm이었으며, 깊이 방향 분해능은 약 0.8  $\mu\text{m}$ 로 측정되었다. 광원에서 나온 빛은 SS-OCT와 마찬가지로 기준단과 샘플단으로 나뉘어 전송되는데, 각 단에서 반사되어 되돌아온 빛은 광분배기에서 다시 만나 간섭을 일으키고 2차원 광검출이 가능한 CCD 카메라를 통해 그 간섭무늬가 측정한다. 이 때, 기준단과 샘플단 간의 광 경로차이(Optical Path-length Difference: OPD)가 광원의 가간섭길이(Coherence length) 보다 짧을 때만 간섭무늬가 생성된다. 즉 기준단과 광경로가 같은 곳에 위치한 샘플에서 반사된 빛만이 간섭을 형성할 수가 있어 대상시료의 특정 깊이에 대한 단층 이미징이 가능하게 된다. 다른 깊이에 대한 정보를 획득하기 위해선 기준단의 길이를 변경하는 것이 정석이나 광정렬의 문제로 인하여 샘플단을 전동 스테이지를 이용하여 상하로 움직이는 방법을 주로 사용한다. 대상 시료의 특정 깊이에서 얻은 간섭무늬로부터 시료에 대한 이미지 정보를 추출하기 위해선 기준단을 압전 소자인 PZT(Piezo electric transducer)를 이용하여 상하로 미세하게 움직여 간섭신호의 위상을 변조하는 방법을 사용한다[4]. 주로 일정 간격으로 위상 변조된 4장의 간섭신호를 CCD 카메라로 캡처한 후 일련의 신호 처리 과정을 거쳐 한 장의 단층 이미지를 획득하며, 이렇게 얻은 여러 장의 단층 이미지를 적층하는 것으로 3차원 이미지를 구현할 수 있다.

OCT 기술은 샘플의 단층 이미지 획득뿐만 아니라 굴절률이나 두께와 같은 1-D 광학적 특성 분석에도 유용하게 이용될 수 있다. 그림 1(c)는 간단하지만 매우 효율적인 구조의 공통경로형 광섬유 기반 OCT 센서를 나타낸 것이다[5]. 시스템 구성의 간소화를 위하여 기존의 OCT와 다르게 샘플단과 기준단을 하나의 경로로 구성하는 공통경로형 간섭계를 구현하여 두 단 사이에 측정하고자 하는 시료를 위치시키는 방법을 사용한다. 이 때, 입력된 830 nm 대역의 광대역 광원(Super Luminescent Diode: SLD)의 일부는 광섬유 끝에서 반사되고 나머지는 투과되어 시료를 통과한 뒤 외부에 위치한 거울에 반사되어 다시 광섬유로 돌아와 간섭을 발생시킨다. 이를 효과적으로 수행하기 위하여 광섬유 끝부분에 형성시킨 광자결정광섬유 렌즈

(Lensed Photonic Crystal Fiber: LPCF)는 빛의 손실을 줄이고 간섭 신호의 콘트라스트를 효율적으로 향상시켰다. 간섭신호는 분광기(Spectrometer)로 검출되는데, 이의 푸리에 변환을 통하여 측정 시료의 두께, 굴절률 등을 측정할 수 있다.

### 3. 광 단층 영상기기의 응용

#### 가. 파장가변 광학단층 영상기의 응용

그림 1(a)의 파장가변 광학단층 영상기(SS-OCT)를 이용하여 획득한 여러 샘플의 단층 이미지를 그림 2에 나타내었다. 그림 2(a)는 각각 아코야(Akoya), 남양(South Sea), 담수(Freshwater), 타히티(Tahitian) 진주를 단층 촬영한 것으로 진주층, 진주핵 등 여러 겹으로 구성된 진주의 내부 구조를 쉽게 구별하여 보여줌을 알 수 있다[6]. 특히 진주 표면에 위치한 진주층은 진주의 종류를 구별하고 그 가치를 평가하는데 있어 가장 중요한 요소로 OCT 이미지를 통해 쉽게 그 두께가 확인 가능한데 자세히 보

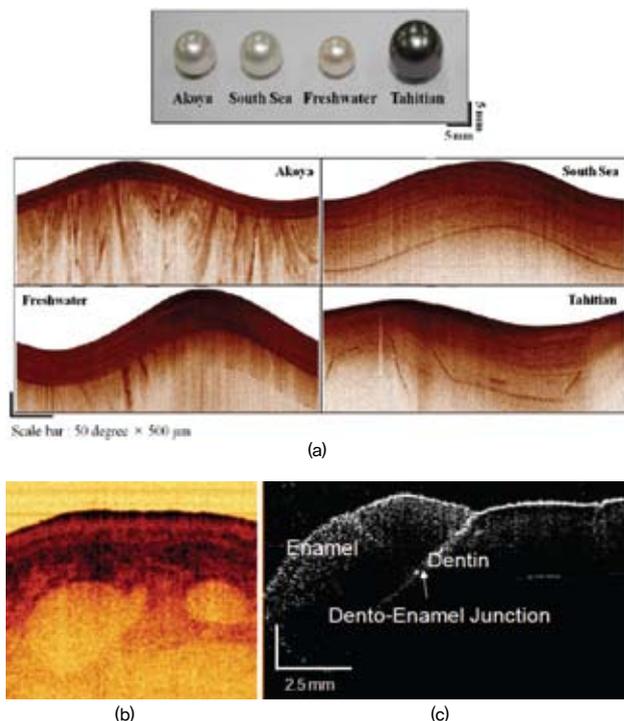


그림 2. SS-OCT를 이용하여 획득한 (a) 진주 이미지, (b) 손가락 이미지, (c) 치아 이미지.

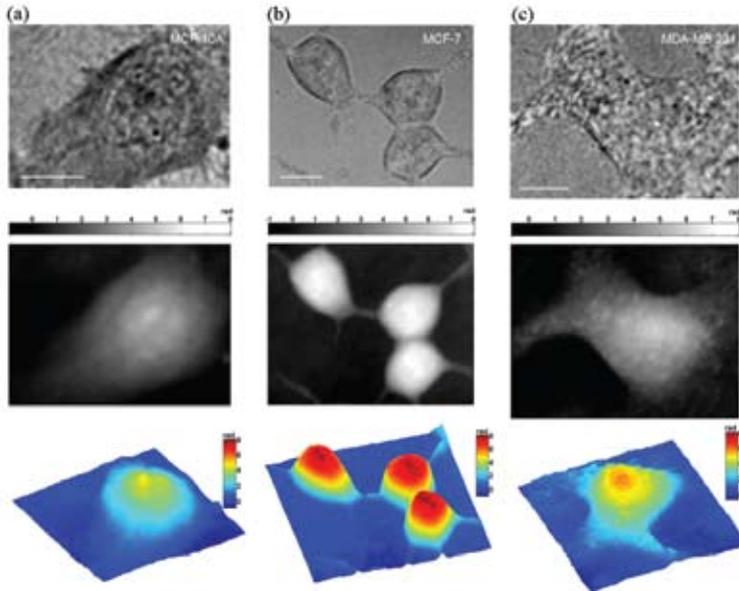
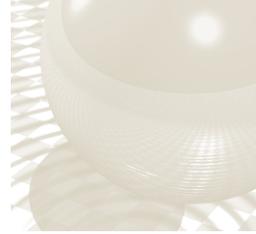


그림 3. FF-OCT를 통해 획득한 유방 상피세포의 단층 이미지(첫번째 행), 위상 이미지(두번째 행), 컬러 매핑한 위상 이미지(세번째 행). (a) 정상 유방 상피세포(MCF-10A), (b) 유방선암종세포(MCF-7), (c) 악성 전이성 유방암종세포(MDA-MB231).

영을 시도하여 그림 3과 같은 결과를 얻었다[3]. 그림 3(a)는 정상적인 유방 상피세포(MCF-10A)이고 그림 3(b)는 유방선암종세포(MCF-7)이며 그림 3(c)는 악성 전이성 유방암종세포(MDA-MB 231)이다[7][8]. 그림 3의 첫번째 행은 각 세포들에 대한 단층 FF-OCT 이미지로서 빛의 반사율이 높을수록 밝은 색으로 나타내었다. 두번째 행은 세포의 위상 분포 이미지로서, 이를 컬러 매핑(Color mapping)하여 세포의 위상변화를 보다 분명하게 3-D로 나타낸 것이 그림의 마지막 행이다. 마지막 행 그림들 중 MCF-7 세포 중심부분에서의 위상 변화는 4 라디안을 넘어 최대 8 라디안까지 이르는데, 이는 다른 두 세포

면 여러 겹의 세부층으로 구성되어 있음을 알 수 있다. 물론 두께가 두껍고 내부에 균열이 없이 고른 진주층을 가지고 있는 진주의 상품성이 높다. 그림 2(b)는 사람 손가락(약지의 중간부분)을 단층촬영한 것으로, 피부의 표피층 밑에 두 개의 혈관이 지나고 있음을 보여주는데 불행히도 두 혈관 모두 정맥으로 맥박의 변화는 잘 감지되지 않았다. 맥박에 의한 혈관의 변화는 한의학의 진맥에 유용한 자료로 활용될 수 있으리라 생각된다. 그림 2(c)는 치아를 단층 이미징한 것으로, 에나멜질과 상아질, 그리고 그 두 물질의 경계면을 아주 선명하게 보여준다. 본 그림에서는 볼 수 없지만 OCT는 치아에 발생한 우식이나 금(Crack), 그리고 충치치료에 사용된 레진(Resin)의 바닥 경계면 등에 대한 이미징에도 탁월한 장점이 있다.

(MCF-10A 와 MDA-MB 231)가 4 ~ 5 라디안 사이의 값을 갖는 것과는 대조적이다. 따라서 FF-OCT를 이용하여 세포의 위상 변이를 분석하면 비침습적으로 정상 세포와 암세포를 구별 할 수 있으며, 또한 세포 병리학분야에서 유방암을 정량적으로 예측함으로써 병리학자들에게 매우 유용하게 사용할 수 있을 것으로 기대된다.

두번째로 대상시료의 표면 높낮이에 대한 고정밀 측정

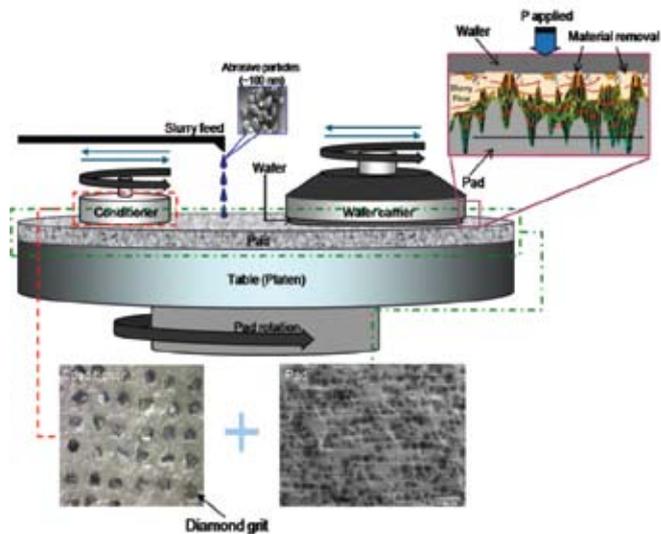


그림 4. 화학적 기계 연마(CMP) 과정의 모식도.

#### 나. 전역 광학단층 영상기기의 응용

전역 광학단층 영상기(FF-OCT)를 구성하여 여러 분야에 적용해 보았는데, 첫번째로 살아있는 암세포에 대한 식별 가능성을 보기 위해, 세 종류의 유방 상피세포들에 대한 일련의 단층촬영

광학단층기법 기반의 바이오/의료영상 및 정밀계측 기술

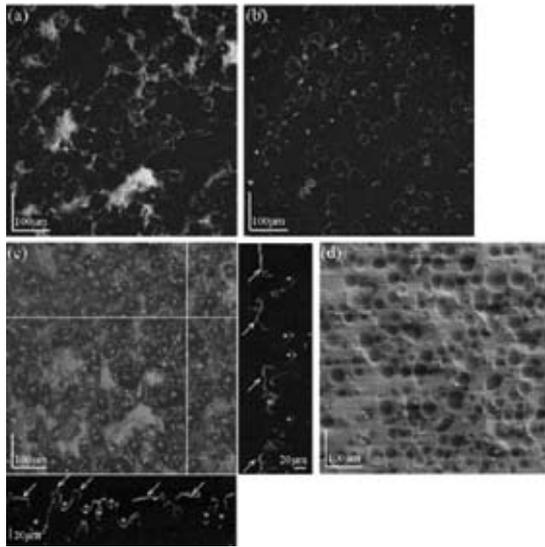


그림 5. 슬러리 용액 내에 위치한 새 연마패드에 대한 FF-OCT 이미지: (a) 25 μm 깊이, (b) 39 μm 깊이, (c) 3차원 적층 이미지와 가로 세로 흰색 선 위치에서 재구성한 측단면 단층 이미지, (d) 같은 종류의 새 패드에 대한 SEM 이미지.

기술인 프로필로메트리(Profilometry)에 FF-OCT 기법을 적용해 보았다[9]. 반도체 공정 중 실리콘 웨이퍼의 광역 평탄화를 위한 필수 과정인 화학적 기계 연마 (Chemical Mechanical Polishing: CMP)는 일반적으로 회전 테이블, 연마패드, 슬러리, 그리고 웨이퍼 캐리어로 그림 4와 같이 구성되어 있다. 웨이퍼의 평탄도는 소모품인 연마 CMP 패드의 거칠기에 직접적으로 연관되어 있는데, 이는 패드 표면에 대한 정확하고 높은 신뢰도 측정이 계속해서 요구됨을 의미한다. 웨이퍼의 표면 평탄화 측정을 위하여 그 동안 주사전자 현미경(SEM), 축침식 표면측정기(Stylus profiler), 공초점 형광현미경 등을 이용한 다양한 정량화 방법들이 사용되어 왔지만, 이들

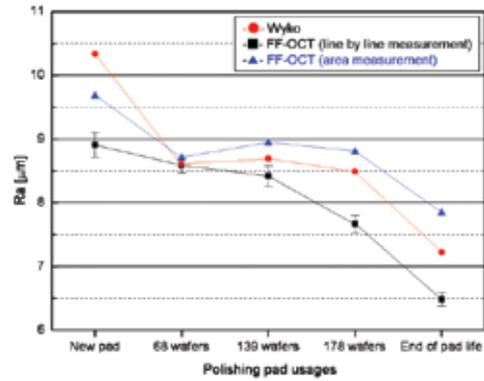


그림 6. 패드의 연마 횟수에 따른 Wyko와 FF-OCT 측정간의 표면 Ra 지수 비교

은 패드 위에 있는 슬러리 용액 때문에 연마공정 중에 바로 표면을 측정하는 것이 불가능하다는 단점을 가지고 있다. 이러한 단점들을 극복하기 위해 FF-OCT를 적용하여 여러 CMP 패드에 대한 단층촬영을 진행하여 보았다. 높은 개구수(Numerical Aperture: NA)를 가진 렌즈를 사용하여 보다 정확한 표면 측정을 수행하도록 하였고, 기존 측정 방법들과는 다르게 슬러리 용액 내에서 패드를 촬영함으로써 공정 진행 중에도 표면 측정이 가능함을 보였다. 이를 위해 CMP 패드를 표면으로부터 0.5 μm 깊이마다 1초에 5번의 평균화 과정을 거쳐 패드에 대한 3차원 단층 OCT 이미지를 얻었다. 한 샘플당 표면으로부터 총 172(총 86 μm) 개의 단층 이미지를 획득하였는데, 새 패드의 25 μm와 39 μm 깊이에서 각각 획득한 단층 이미지를 그림 5(a)와 (b)에 나타냈다. 연마제를 바른 패드의 표면과 몸체에 거친 동그란 무늬가 무작위로 나타남을 확실히 볼 수 있다. 또한, 획득한 총 172개의 단층 이미지를 이용하여 얻은 3-D 이미지를 그림 5(c)에

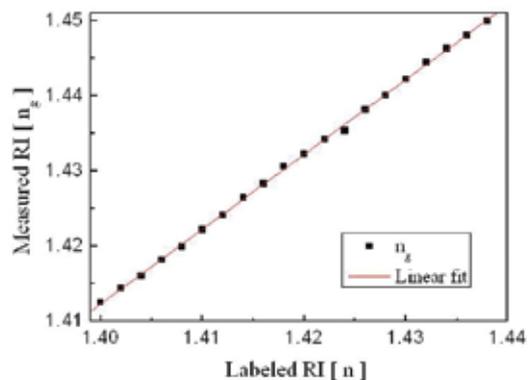
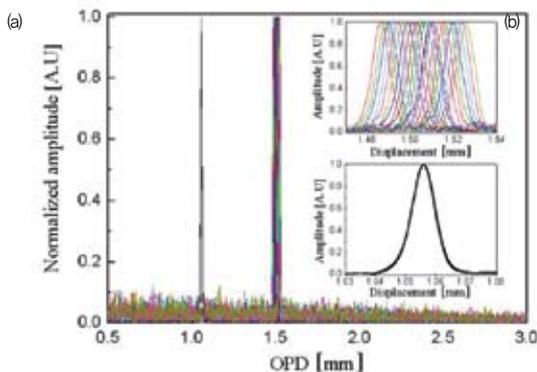
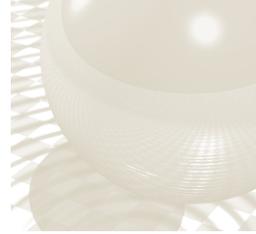


그림 7. (a) 굴절률 증가에 따른 푸리에 변환 신호의 변화, (b) 용액의 라벨에 표기된 굴절률과 실험적으로 얻은 굴절률 값의 비교



나타내었고, 이로부터 재구성한 패드의 횡방향과 종방향에 대한 2차원 단층 이미지를 그림의 아랫면과 옆면에 나타내었다. 그림 5(c)의 흰색 선에 대응하는 깊이 방향 단층 이미지에서 폴리우레탄의 대표적 특징인 거친 표면과 기공을 볼 수 있다. 그림 5(d)는 이미지 비교를 위하여 같은 종류의 패드에 대한 SEM 이미지를 나타낸 것이다. 이를 통해 FF-OCT를 이용하면 슬러리가 묻어 있는 패드일지라도, 신호의 큰 왜곡 없이 패드 상태를 자세하게 관찰 또는 측정할 수 있음을 보였다. 또한 FF-OCT를 이용하여 구성한 3-D 이미지로부터 재구성한 다수의 깊이방향 2-D 이미지로부터 패드 표면의 거칠기에 대한 정량적 지표인 Ra 지수를 구할 수 있다.

패드 표면의 거칠기에 대한 정량적 지표인 Ra 지수의 변화를 연마횟수에 따라 보기 위하여 사용하지 않은 새 패드와 68, 139, 178번 사용한 패드, 그리고 수명이 다한 패드의 표면 상태를 FF-OCT를 이용하여 슬러리 용액 속에서 단층촬영하였다. 또한, 일반적으로 사용하는 표면 상태 측정 장비인 Wyko와 FF-OCT 장비 간의 Ra 지수 측정 결과를 비교하여 그림 6에 도표로 나타내었다. 그림 6의 오차 막대는 선형 평균 Ra 지수의 표준 오차를 나타낸 것으로, 그림 5에서 나타나듯이 패드 표면 기공의 크기가 일정하지 않아 오차 막대의 변이가 존재하게 된다. 그래프를 보면 Wyko와 FF-OCT의 측정이 비슷한 결과를 준 것을 알 수 있고, 특히 면적 평균 측정된 Ra 지수가 선형 평균 측정된 Ra 지수보다 더 정확한 결과가 나왔음을 알 수 있다.

#### 다. 광섬유 기반 OCT 센서의 응용

그림 1(C)에 소개한 OCT 센서 시스템을 이용하여 액체 시료의 굴절률 측정에 적용한 결과를 그림 7에 나타내었다[5]. 그림 7(a)는 시료의 굴절률을 점차 증가시키면서 측정된 간섭신호를 푸리에 변환한 결과로서 초기 1 mm 근처의 OPD에 위치했던 피크가 점차 오른쪽으로 이동하는 것을 위쪽 삽화를 통해 확인할 수 있다. 또한, 매 실험 후 액체시료를 제거하였을 때 피크가 초기 위치로 돌아옴을 아래쪽 삽화를 통해 확인할 수 있는데, 이는 센서의 재현성과 신뢰성이 우수함을 입증하는 결과이다. 실험에서 사용한 액체시료는 589 nm의 파장에서 1.4부터 1.44까지의 굴절률 값을 갖는 용액(Cargille Laboratories Inc.)이기

때문에 현재 시스템의 동작 파장인 830 nm에서의 결과와는 약간의 차이를 가질 수 밖에 없다. 그림 7(b)는 용액의 라벨에 표기된 굴절률 값과 실제 측정된 굴절률 값을 비교한 것으로 둘 간의 선형적 관계를 보았을 때, 광섬유 기반의 공통경로형 OCT를 기반으로 구현한 센서는 굴절률 측정에 탁월한 성능을 보인다고 할 수 있겠다. 이러한 결과를 바탕으로 염도, 당도, 혈당, 오염도와 같은 다양한 굴절률 기반의 측정 분야에 OCT 기술을 접목하는 연구가 이어질 필요가 있다고 판단된다.

#### 4. 결론

광학단층 영상기법(OCT)은 의료영상을 위하여 처음 개발이 되어왔으나 바이오, 정밀계측, 센서 등 다양한 산업 분야의 발전에도 기여하고 있다. 보다 빠른 속도와 보다 정확한 고해상도 단층이미지를 얻기 위해 OCT 기술은 진화를 거듭해 오고 있으며 미래 융합기술의 핵심분야로 성장하고 있다. 본문에서 소개한 몇 가지 OCT를 적용한 사례에서 볼 수 있듯이, OCT 기술은 생체 내부에 대한 현장 이미징(in-situ imaging)을 가능하게 하며 살아 있는 암세포에 대한 위상 이미징(Phase imaging)도 가능하게 한다. 그러나 OCT의 적용은 바이오/의료 진단 분야에만 국한되지 않고 보석 진주의 감정이나 감별에도 활용되고 있으며 반도체 웨이퍼의 연마에 이르기까지 그 외연을 확장하고 있다. OCT의 깊이에 대한 결정력은 단층영상 획득에 국한되지 않고 깊이 방향으로 존재하는 시료의 두께 및 굴절률 분포에도 관계하고 있어 다양한 형태의 센서 구현을 가능하게 하고 있는 바, OCT의 활용 범위는 연구자들의 상상력에 따라 더욱 확장될 가능성이 크다고 하겠다. 나아가 OCT는 형광(Fluorescence), 광음향(Photo-acoustic), 광집계(Optical tweezer)와 같은 여타 광학 기술과 접목하여 기존의 한계를 뛰어넘는 수준으로 발전할 것이며, 후대가 가능한 초소형 단말기 형태의 OCT 시스템 구현이 멀지 않아 이루어질 것으로 전망된다. OCT는 무궁무진한 연구 잠재성을 지닌 기술로서 앞으로도 많은 연구자들의 교류와 협력을 통해 보다 창의적이고 실용적인 시스템으로 개발이 모색될 것으로 보이는데, 이의 현실적 적용과 활용을 위한 다양한 협동 연구가 꾸준히 이루어지길 기대해 본다.

## 광학단층기법 기반의 바이오/의료영상 및 정밀계측 기술

### 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," *Science* 254, 1178-1181 (1991).
- [2] G. Häusler and M. W. Lindner, "Coherence radar and spectral radar: new tools for dermatological diagnosis," *J. Biomed. Opt.* 3, 21-31 (1998).
- [3] W. J. Choi, D. I. Jeon, S.-G. Ahn, J.-H. Yoon, S. Kim, and B. H. Lee, "Full-field optical coherence microscopy for identifying live cancer cells by quantitative measurement of refractive index distribution," *Opt. Express* 18, 23285-23295 (2010).
- [4] A. Dubois, "Phase-map measurements by interferometry with sinusoidal phase modulation and four integrating buckets," *J. Opt. Soc. Am. A* 18, 1972-1979 (2001).
- [5] G. Mudhana, K. S. Park, S. Y. Ryu, B. H. Lee, "Fiber-optic probe based on a bi-functional lensed photonic crystal fiber for refractive index measurements of liquids," *IEEE Sen. J.* 11, 1178-1183 (2011).
- [6] M. J. Ju, S. J. Lee, E. J. Min, Y. Kim, H. Y. Kim, B. H. Lee, "Evaluating and identifying pearls and their nuclei by using optical coherence tomography," *Opt. Express* 18, 13468-13477 (2010).
- [7] Breast cancer facts & figures, American Cancer Society (2011).
- [8] M. Stockler, N. R. Wicken, D. Ghersi, and R. J. Simes, "Systematic reviews of chemotherapy and endocrine therapy in metastatic breast cancer," *Cancer Treat. Rev.* 26, 151-168 (2000).
- [9] W. J. Choi, S. P. Jung, J. G. Shin, D. Yang, and B. H. Lee, "Characterization of wet pad surface in chemical mechanical polishing (CMP) process with full-field optical coherence tomography (FF-OCT)," *Opt. Express* 19, 13343-13350 (2011).

### 약 력

#### 이병하



E-mail:  
leebh@gist.ac.kr

- 2012년 3월 - 현재  
한국과학기술원 방문연구원
- 1999년 3월 - 현재  
광주과학기술원 교수
- 2004년 9월 - 2005년 8월  
미국 Beckman Laser Institute,  
UC Irvine, 교환교수
- 1997년 5월 - 1997년 10월  
한국과학기술원(KIST) 위촉연구원
- 1992년 1월 - 1996년 12월; University of  
Colorado at Boulder, Physics, 이학박사
- 1989년 11월 - 1991년 10월  
현대어드벤처, 주임연구원
- 1987년 3월 - 1989년 8월  
서울대학교 물리학과, 석사
- 1983년 12월 - 1987년 3월  
금성전선연구소 연구원
- 1980년 3월 - 1984년 2월  
서울대학교 물리학과, 이학사

#### 김영호



- 2009년 3월 - 현재  
광주과학기술원 정보통신공학과, 박사과정
- 2007년 3월 - 2009년 2월  
광주과학기술원 정보통신공학과, 공학석사
- 2002년 3월 - 2007년 2월  
한남대학교 기계공학과, 공학사

#### 민은정



- 2009년 3월 - 현재  
광주과학기술원 정보통신공학과, 박사과정
- 2007년 3월 - 2009년 2월  
광주과학기술원 정보통신공학과, 공학석사
- 2002년 3월 - 2007년 2월  
충북대학교 물리학과, 이학사