



Beckman Laser Institute at University of California, Irvine

Optical Coherence Tomography/ Optical Doppler Tomography 기술개발

엄진섭

강원대학교 전기전자정보통신공학부

김지현, 안예찬, 정응규

Beckman Laser Institute at UCI

OCT/ODT 연구 동향

1.1 OCT(Optical Coherence Tomography) 기술

수 μm 이하의 분해능을 가지고 있는 OCT 기술은 X-Ray tomography나 MRI(magnetic resonance imaging) 보다 분해능이 우수하여 요즈음 생체조직의 표피 단면 이미지를 요구하는 분야에서 널리 각광받고 있다. OCT는 초음파단층 촬영 장비와 자주 비교 되는데 이는 유사한 동작원리를 가지고 있기 때문이다. OCT는 초음파와 달리 광신호를 샘플에 조사하여 그 반사된 신호의 시간에 따른 지연정도를 이용하여 이미지를 형성하기에 초음파장비에 비하여 고해상도(마이크론 해상도)의 이미지를 제공하는 반면 2~3mm 깊이의 단면 이미지를 제공한다.⁽¹⁾

OCT 기술은 간섭신호를 얻는 방법에 따라서 크게 Time-Domain OCT(TD-OCT) 기술과 Fourier-Domain OCT(FD-OCT) 기술로 나눌 수 있다. TD-OCT 기술은 마이켈슨 간섭계의 기준팔 거리를 스캔함으로써 샘플팔에 존재하는 반사체와 서로 거리가 일치할 때 얻어지는 간섭신호를 포락선 검파하고 이의 피크로부터 경과시간을 추출하므로써 거리 정보를 얻는 방식이다.

반면에 기준팔이 고정되어 있는 FD-OCT는 1990년대 중반에 처음 소개되었다. 이 방식에서는 기준팔과 샘플팔내에 존재하는 반사체간의 거리차를 Δr 이라 할 때 간섭신호는 k -domain 상에서 주기가 $\frac{\pi}{\Delta r}$ 인 정현파가 된다. 여기서 k 는 optical wavenumber이다. 통신에서 $F(w)$ 와 $f(t)$ 가 Fourier Transform pair 관계에 있는 것처럼 $P_{\text{간섭신호}}(k)$ 와 $p_{\text{간섭신호}}(2\Delta r)$ 도 서로 Fourier Transform pair 관계에 있다. 따라서 k -domain 상에서의 간섭신호에 대하여 inverse Fourier Transform(IFFT)을 수행하면 거리 정보를 얻을 수 있다. 그런데 보통 FD-OCT 시스템에서는 간섭신호를 k -domain 상에서 바로 얻기가 어렵다. 일반적으로 FD-OCT에서는 spectrometer구조를 사용하므로 파장 도메인(λ -domain) 상에서 간섭신호가 얻어진다. 따라서 rescaling 계산과정을 통하여 이를 다시 k -domain 상에서의 간섭신호로 바꾸어야 한다.

만일 샘플팔상에 여러개의 반사체가 있다면 각 반사체에 대하여 각각 다른 형태의 간섭신호가 서로 중첩된 형태로 파장 도메인 상에서 존재한다. 이를 위에서 설명한 것처럼 k -domain 상으로 다시 rescaling하면 각 반사체에 대하여 각각 다른 주기의 정현파 간섭신호가 중첩된 형태로 존재한다. 이를 inverse Fourier Transform(IFFT)하게 되면 각 반사체에 대한 거리 정보를 얻을 수 있다.

TD-OCT에서는 coherence length가 짧은 광대역 스펙트럼 광원을 사용하므로써 영상의 깊이정보 분해능을 높이려하고 있다($R_{axial} = L_c = 0.44(\lambda^2 / \Delta\lambda)$).

FD-OCT는 파장 도메인상에서 광 간섭신호를 얻는 방식에 따라 두가지 다른 형태의 광원이 사용된다.

첫째는 diffraction grating과 Fourier transform lens, 그리고 array-photodetector로 구성된 고속 분광계(high-speed spectrometer)를 사용하는 방식(이 방식을 별도로 SD-OCT(Spectral-domain OCT)라고도 함)으로 TD-OCT의 경우처럼 광대역 스펙트럼 광원을 사용하며 830nm 대역의 array-detector가 개발되어 있어서 주로 동 대역에서 많이 사용되어 왔다.

둘째는 광 간섭신호를 얻기 위하여 point photodetector를 사용하는 방식으로 이 경우에는 swept laser source를 사용(따라서 이 방식을 별도로 SS-OCT(Swept-Source OCT)라고 함)한다. SS-OCT의 경우 영상의 분해능을 높이기 위하여 발진 파장의 선폰이 좁아야 하며 광대역에 걸쳐 파장 sweeping이 가능하여야 하고 나아가 영상의 프레임 속도를 높이기 위하여 고속으로 sweeping이 반복되어야 한다. SS-OCT가 SD-OCT보다 우수한 점은 짧은 노출시간과 이미징 메커니즘상 샘플의 움직임에 덜 민감하고 실제 이미지로부터 mirror 이미지를 제거하는 능력이 뛰어나며 깊이 측정범위(imaging depth)가 더 크다는 점 등이다. 현재까지 발표된 1310nm대역 swept laser source중에서 눈길을 끄는 것은 3dB 파장 범위가 110nm(공기중에서의 깊이 분해능이 이론적으로 6.9 μ m)이고 scanning 속도가 20KHz이며 파장 sweeping의 선형성이 좋고 또한 50%가 넘는 광 출력 duty cycle을 가진 것으로 알려져 있다^[2]. 또한 SS-OCT 시스템으로서는 실시간^[3]과 비디오-속도^[4]로 2차원 이미지를 얻은 것이 발표되었으며 voxel의 3차원 이미지를 얻는데 약 2초가 소요되고 112 dB의 sensitivity를 나타내며 6mm의 깊이 측정범위를 가지는 시스템^[5]도 보고되고 있다.

일반적으로 기준광을 스캔하여야 하는 TD-OCT 방식보다는 기준광이 고정된 FD-OCT 방식이 더 빠른 측정 속도뿐만 아니라 더 높은 sensitivity를 제공한다^[6, 7]. 따라서 우수한 품질의 이미지를 얻을 수 있는 후자 방식 특히 SS-OCT에 대한 기술개발이 요즈음의 주된 흐름이 되고 있다.

1.2 ODT(Optical Doppler Tomography) 기술

OCT 기법 개발 및 응용에 많은 연구가 이루어지고 있는 것과 병행하여 혈관 속의 혈액의 흐름을 관찰하고자 하는 연구도 활발히 진행되고 있다. 인체 내의 혈액흐름을 관찰하는 것은 그 자체만으로 환자들의 혈액재생성과 순환 등을 분석할 수 있으므로 초기진단에 상당히 효과적이다. 또한 이를 통해 혈관수축으로 인한 국소 빈혈 같은 질병을 방지 할 수 있는 등 그 응용범위는 상당히 넓다. 기존의 혈류 측정방법으로 Doppler Ultrasound(DU)와 Laser Doppler Flowmetry(LDF)가 사용되어 왔다. DU는 초음파를 사용하여 혈액 속 적혈구의 속도를 산란되어 나오는 주파수의 변화량을 통해 분석하는 기법이며 이는 또한 큰 직경의 혈관 이미지를 제공하여 왔다. 하지만 DU는 근본적으로 긴 파장의 음파를 사용하기 때문에 분해능이 약 100 μ m에 제한되는 단점을 가지고 있다. 반면에 LDF는 혈관 내에 광을 입사하여 산란되어 나오는 빛의 세기와 주파수를 통해 적혈구 속도를 측정하는 방법이다. 하지만 이 또한 움직이는 적혈구에 의해 산란되어 나오는 빛과 조직 세포에 의해 산란되어 나오는 빛이 동시에 검출되기에 분해능에 제한을 갖는다. 따라서 혈액의 흐름을 효과적으로 관찰하기 위해서는 더 많은 연구가 요구되며 더욱이 혈액의 고해상도 단면 이미지를 동시에 측정할 수 있는 기술은 아직까지 없다. 이에 최근 OCT를 이용한 고해상도의 단면 이미지 기법과 움직이는 물체 속도측정이 가능한 LDF의 장점을 동시에 이용한 ODT에 대한 연구가 주목받고 있다.

ODT는 OCT의 광학계를 그대로 이용하며 측정하고자 하는 샘플과 지연단 사이의 간섭현상에 의해 생성되는 간섭신호의 세기와 주파수를 출력단의 광검출기를 통해 측정한다. 이때 샘플단에 움직이는 물질이 있다면 측정되는 신호에는 이에 의한 도플러 주파수 변화량(Δf)이 추가되며 이러한 주파수변화량은 <그림 1>에서와 같이 샘플단의 기울어진 각도(θ)와의 상관관계로 속도(V)를 계산하는 정보로 사용되어진다.

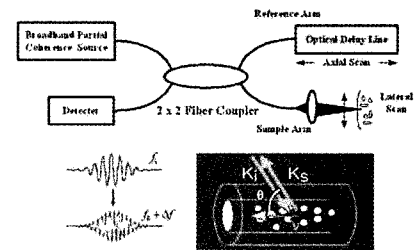


그림 1. ODT시스템의 구조도

ODT 기술은 기존의 광학이미지 기술과 차별화된 기능을 제공하고 있지만 실시간 측정을 위해서는 고속의 신호처리를 필요로 한다. 특히 향상된 ODT 기술인 3D Color ODT기술에서는 이러한 문제점이 더욱 부각되고 있다. 이에 고속의 알고리즘과 하드웨어구현이 요구되며 이에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. 최근의 발표된 연구 결과 중 복소화된 출력신호의 연속성을 Hilbert 변환하여 데이터 처리속도를 줄인 Phase-Resolved ODT는 이러한 연구의 한 예라 할 수 있다. 또한 거의 실용화단계에 들어선 의료분야의 실용적인 측정을 위해 측정목적에 맞는 Functional ODT의 최적화도 최근의 연구추이이라 할 수 있다.

비접촉, 고해상도로 이미지와 속도를 실시간으로 측정할 수 있는 ODT는 폭넓게 사용되어질 수 있다. 특히 의료진단에서의 ODT 기능은 기본적으로 기대되는 의료영상 진단방법의 장점 이외에 더욱 유용하고 다양한 정보를 제공한다. 기대되는 응용에 대해 간략히 정리하면 아래와 같다.

- 인체 내 조직의 고해상도 이미지와 혈액속도 동시 측정
- 피부학의 경우 환자의 진찰 전후 회복추이 관찰
- 화상환자의 경우 화상정도에 대한 초기진단 정보 제공
- 레이저 치료시 환자의 처방을 위한 정보를 과학적으로 제공
- 3차원 이미지 형성 시 조직내 구조 및 혈관 이미지, 혈류의 속도를 실시간 제공
- 피부, 후두 등의 암세포의 크기와 위치 정보제공
- 뇌과학에서의 피질연구같은 의료분야의 기초자료제공
- 바이오칩 사용시 칩의 성능 분석정보 제공



본 연구팀의 연구 개발 현황

2.1 분자 대조 촉진제 (Molecular Contrast Agent)에 대한 OCT기술

광학은 분자 영상 기술의 발전에 기대한 기여를 하고 있다. 이는 분광 및 고 해상도의 특성을 살려 세포 및 분자 단위로 생물의 단층 촬영 및 기능을 분석할 수 있도록 한다. 이미 형광 촉진제는 광 분자 영상촬영에 널리 사용 되고 있지만 OCT나 반사 공집적 현미경 (Reflectance Confocal Microscopy)에서는 분자 단위의 촉진제를 사용하는 것이 제한적이었다. 하지만 지난 수년 사이 비형광 및 비발광 분자 대조 촉진제가 OCT영역에서 사용되기 시작 하였다. 이와 같은 분자 대조 촉진제는 빛의 산란, 흡수 그리고 편광 특성들을 이용한다.

• 산란형 분자 대조 촉진제

생체 조직을 검사하기 위하여 OCT와 같은 광 계측 기술들은 빛의 흡수와 감소가 최소가 되는 근적외선을 생물체에 입사시킨 후 역산란 (back-scattering)되는 빛을 측정한다. 따라서 산란형 분자 대조 촉진제는 생체 내에서 빛의 굴절율을 변화시켜서 역산란의 크기를 변화시켜 준다. 금 나노 입자가 가장 오래되고 대표적인 예로써 세포내의 특정 부분을 촬영하는 전자현미경에 사용되어 왔다. 그 외에 여러 종류의 단백질 마이크로 입자가 초음파 영상 촬영과 OCT 촬영에 이용되고 있다. 이는 주로 간에서의 대조 촉진제로 사용되는데, 그 이유는 간에 있는 대식 세포(Macrophage)가 이 입자를 섭취하기 때문이다. 한편 이런 마이크로 입자의 독성에 관한 연구가 진행중에 있으며 현재까지는 거의 독성이 없는 것으로 보고 되고 있다.

• 흡수형 분자 대조 촉진제

OCT에서 흡수형 분자 대조 촉진제는 균질한 생체 조직에서 빛의 흡수를 이용하여 국지적인 빛의 반사를 감소시키는 역할을

한다. 그러나 대부분의 생체 조직은 비균질이기 때문에 각 계층별로 산란 특성이 달라서 대조 축진제로서의 역할을 다하지 못하는 경우가 많다. 하지만 빛의 파장이나 광여기에 따라 흡수가 다르게 나타나는 대조 축진제가 사용되어 지기도 한다. 미 식약청에서 승인한 근적외선 염료인 indocyanine green은 780nm에서 70nm의 대역폭을 가진 현저한 흡수대가 형성되고 여러 연구에 사용되었다. 최초로 OCT에서 사용된 가변 흡수형 분자 대조 축진제는 methylene blue로서 기저 상태에서는 650nm에서 흡수 영역이 형성되고 여기 상태에서는 830nm로 흡수 영역이 이동한다. 따라서 광 여기 상태를 변화시켜 줌으로써 830nm에서 흡수 특성을 변조시킬 수 있다. 하지만 methylene blue는 상대적으로 짧은 여기 상태를 가지고 있으므로 강한 광여기가 필요 하다.

• 표면플라즈몬공명(SPR)형 대조 축진제

나노 크기의 대조 축진제는 그 크기가 줄어들수록 OCT에서 측정하기가 더욱 어려워 지는 한계가 있지만, 금 나노 분자 대조 축진제의 경우 특정 광 주파수에서 전자를 집단 여기시키는 표면 플라즈몬 공명 현상을 가진다. 특히 이 주파수가 근적외선 영역에 속하여 그 활용도가 높다. 현재 연구 중인 SPR형 대조 축진제로는 구형, 막대형, 새장형 나노 입자들이 있다. 최근 금 나노 입자가 표피 성장 수신체(epidermal growth factor receptor)에 대한 선택적 산란 특성이 높은 것으로 보고 되었다. 특히 막대형 나노 입자의 경우 횡축, 종축 SPR 주파수가 서로 다른 성질을 가진다.

• 변조형 대조 축진제

주변 세포나 조직을 교란 시키지 않고 측정하고자 하는 지역만 관측 가능하도록 특성을 변화 시켜줌으로써 영상에서 대조를 또한 축진시킬 수 있다. 본원(BLI)에서 그 한 가지 방법으로서 Superparamagnetic nanoparticle (SPIO)에 강한 자장을 인가하여 SPIO만 물리적인 위치를 가변 시켜 그 위치 변화를 ODT로 측정하는 시스템을 세계 최초로 개발하였으며 이를 이용하여 마이크로 혈관 및 암 진단에 관한 연구를 진행하고 있다.

이상으로 여러가지 외인성(exogenous)형 축진제에 관해 살펴 보았다. 이 외의 생체내에 존재하는 대조 축진제를 사용하는 분야도 있지만 외인성 대조 축진제의 경우 독성에 대한 염려가 없다는 장점이 있다.

BLI에서는 또한 내인성(endogenous) 변조형 대조 축진제로서 적혈구내의 철 분자를 이용하여 강한 자장내에서 적혈구의 이동을 ODT로 측정하는 기술을 세계 최초로 개발 하였다. 적혈구는 산화의 정도에 따라 그 자기 감응도(magnetic susceptibility)가 달라지므로 기능형 자기 공명 촬영 장치(fMRI)와 같이 조직의 산소 소모 상태를 측정할 수 있는 반면 fMRI의 느린 촬영 속도를 보강할 수 있을 것으로 기대되고 있다.

이외에 비선형 광학을 이용한 이차 고조파 생성(second harmonic generation, SHG)과 간섭성 반 스토크스 라만 산란 (coherent anti-Stokes Raman scattering, CARS)과 같은 기술들이 내인성 분자 대조 축진제를 이용하여 OCT에 접목되고 있다.

2.2 ODT를 이용한 마이크로 채널 및 혈관 분석기술

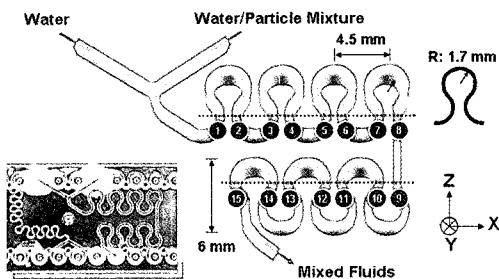


그림 2. 사형 마이크로채널 구조

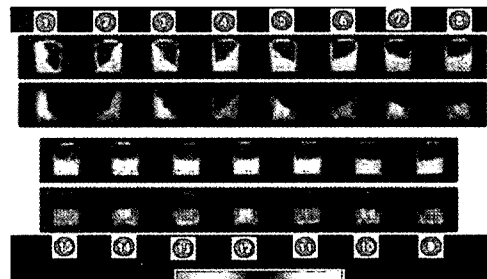


그림 3. 전형적 OCT/ODT 이미지

현재 BLI에서는 ODT에 관련된 분야로서, 사형 마이크로채널에서의 2유체 층류 분산 현상, 마이크로채널에서의 2상유동 가시화, 그리고 카오스 마이크로 믹서 내에서의 2유체 혼합 현상, 그리고 종양 주변 신생혈관생성 가시화에 대한 연구 등이 진행되고 있다. 사용되고 있는 장비는 분광계를 이용한 고속 SD-OCT 시스템으로서 7.7kHz의 A-scan 및 3차원 이미징이 가능하다.

〈그림 2〉에서 〈그림 5〉까지는 600 μ m 사형 마이크로채널에서의 분산현상을 가시화한 결과이다. 〈그림 2〉에서 보여지는 것처럼 채널 입구에 설치된 Y자형 흡입구를 통하여 물보다 약간 무거운 입자(비중 1.05)가 섞인 물과 순수한 물을 주입하였을 때 〈그림 3〉은 채널 각 부분에서 획득된 OCT 및 ODT 이미지를 보여준다. 〈그림 4〉와 〈그림 5〉는 채널의 1번지점에서 시간에 따라 혼합되는 추이를 보여주고 있다. 각각의 레이놀드 수(Re)는 0.17과 0.39였다. ODT는 1차유동의 속도를 측정할 뿐만 아니라, 두 유체의 공간분포를 실시간으로 보여주기 때문에 유동조건에 따라 유체계면 및 2차유선(그림 4와 5에서 백색 링 형태의 구조)의 변화를 모니터링 할 수 있고, 입자침강에 관련된 특성시간도 측정할 수 있다. 현재까지 생체역학처럼 현탁액이 존재하는 복잡유동에서 유동현상을 관찰할 수 있는 도구가 없었던 것을 감안하면 ODT는 바이오 관련 실험유체역학의 좋은 도구로 발전할 것으로 전망된다.

한편 종양 주변 신생혈관 가시화 연구는 현재 CAM(chick chorioallantoic membrane)과 햄스터 모델을 사용하여 진행되고 있다. 생체조건내에서 혈류 가시화 가능성을 〈그림 6〉에서 보여주고 있다. 〈그림 6〉은 CAM에서 획득된 이미지로서 혈관내의 유동을 보여주고 있다.

2.3 내시경 OCT (Endoscope OCT)

최근 내시경 OCT는 OCT의 응용분야 중 가장 각광받는 분야중의 하나이다. OCT는 고해상도의 이미지를 실시간으로 제공하는데 반해 이미지 깊이가 2-3 mm 정도로 제한되기에 인체 속에서의 조직을 관찰하기 위해서는 별도의 프로브가 요구된다. 〈그림 7〉에 가장 일반적인 형태인 OCT용 내시경 프로브를 나타내었다. 이는 mm 단위의 작은 크기에도 제작이 가능하며 기존의 내시경장비가 제공하지 못하였던 새로운 형태의 이미지를 고해상도로 제공할 수 있기에 많은 연구가 이루어지고 있다. 또한 내시경 OCT 프로브는 기존의 내시경프로브와 결합되어 사용될 수 있기에 그 응용은 구강, 식도, 장 그리고 심지어 혈관을 통한 심장의 이미지등 다양하게 사용되고 있다.

이는 광섬유와 GRIN렌즈, 그리고 프리즘의 정렬로 구성되며 1 mm 미만의 직경으로도 제작이 가능하다. 이렇게 만들어진 OCT용 내시경 프로브는 OCT시스템의 샘플단과 연결되며 인체 밖에서의 부가적인 장치에 의해 회전 또는 전후로 이동하며 측

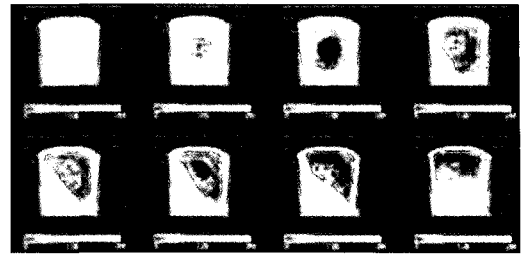


그림 4. 혼합패턴의 현미과정, Re=0.17

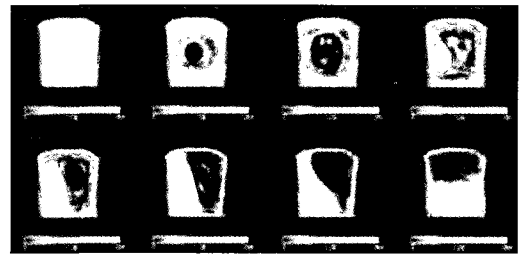


그림 5. 혼합패턴의 현미과정, Re=0.39

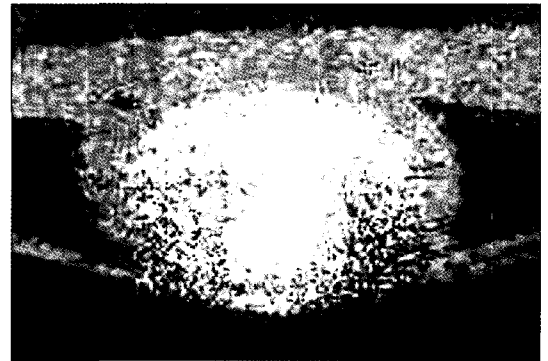


그림 6. 생체조건하에서 획득된 혈류이미지

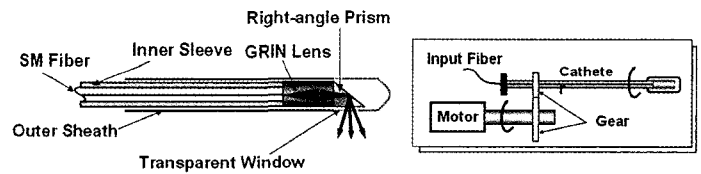


그림 7. 가장 일반적인 측면 이미지 내시경 OCT 프로브의 구조와 동작원리

면의 이미지를 생성한다. <그림 8>에 전형적인 측면 내시경 OCT의 이미지를 나타내었다.

내시경 OCT는 기존의 보편화되어 있는 내시경과 유사하게 같이 정면에 위치하는 조직의 이미지도 프로브를 달리함에 따라 가능하다. <그림 9>는 정면을 이미지 할 수 있는 또 다른 형태의 OCT프로브를 보여주고 있다. 이는 광섬유와 작은 렌즈들을 조합하여 프로브를 만든 후에 이를 얇은 막대형태(피에조 물질 혹은 전도성 고분자 재료)의 지지대위에 부착한 뒤 상하로 움직이면서 정면의 이미지를 형성한다. 따라서 기존 의료장비의 내시경 이미지는 정면의 이미지를 주로 관찰할 수 있었는데 반하여 내시경 OCT 탐침을 다르게 제작함에 따라 측면과 정면의 이미지를 다양화 할 수 있다. 이러한 프로브는 피부조직 내에서나 혈관 내에서의 이미지를 위해 탐침형태로도 제작되었으며 부가적으로 혈류의 흐름과 속도를 측정할 수 있는 도플러 내시경으로도 사용되었다. 하지만 가장 보편적인 내시경 OCT 프로브는 이미지 제작을 위해 프로브 전체가 앞뒤 또는 회전을 요구함으로써 실제의 임상시험에서 프로브와 조직 간의 마찰 또는 힘에 따라 때때로 실제 이미지와 조직 간의 차이를 나타낼 때가 있다. 또한 최근에 광 지연장치 (Optical Delay Line)를 사용하지 않고도 빠른 속도로 단층 이미지를 볼 수 있는 파장 혹은 주파수 영역 시스템 (Spectral domain OCT: SD-OCT, Frequency domain OCT: FD-OCT)과 함께 사용되기 위해서는 빠른 스캐닝이 가능한 새로운 형태의 내시경프로브가 요구된다. 최근에 이러한 목적으로 MEMS (Microelectromechanical system)기술을 이용한 내시경 OCT 프로브가 활발히 연구되고 있다. 마이크로머시닝 기술을 이용하여 스캐너를 제작할 경우 MEMS 기술의 장점을 살려 작은 크기의 소자 제작이 가능할 뿐만 아니라 이미지 형성을 위한 빠른 스캐닝이 가능하기에 기존에 속도나 프로브의 움직임에 의한 문제점 등을 해결할 수 있다. <그림 10>에 MEMS 기술을 이용한 내시경 프로브를 나타내었다.

MEMS 스캐너는 기존의 광스위치의 연구에 많이 사용되어 왔기에 다양한 크기와 형태의 소자가 소개되어 왔다. <그림 10>에서는 3차원 OCT 영상을 위해 두 축이 동시에 움직이는 MEMS 스캐너와 이를 이용한 프로브를 나타내었다. MEMS 스캐너는 액츄에이터와 함께 제작, 사용되며 이는 별도의 구동드라이버와 연결된 전선을 통

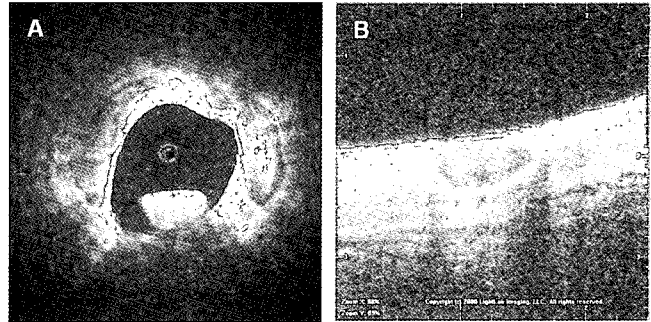


그림 8. 내시경 OCT의 이미지: A. 회전식동작에 의한 내시경 OCT 이미지, B. 전후움직임을 이용한 내시경 OCT 이미지

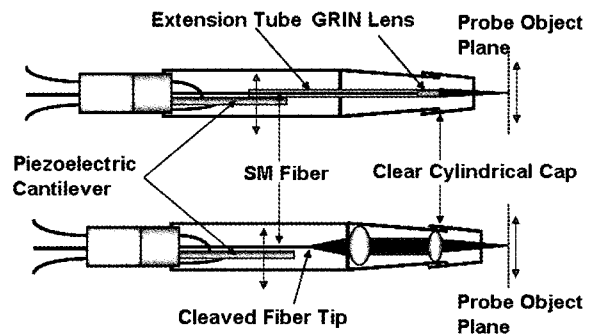


그림 9. 정면 이미지를 위한 내시경 OCT 프로브

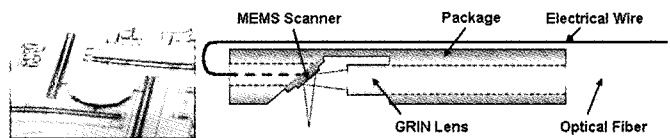


그림 10. 3차원 OCT 영상을 위한 MEMS 스캐너와 이를 이용한 내시경 프로브

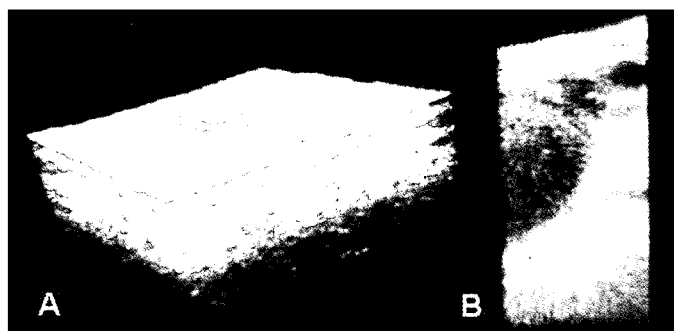


그림 11. MEMS 스캐너를 이용한 내시경 OCT의 3차원 단면 이미지: A. 3차원 암 이미지 (헵스터), B. 식도의 3차원 단면 이미지 (토끼)

한 제어로 동작된다. 이는 프로브 자체의 움직임 없이도 입사된 빛을 MEMS 스캐너의 동작으로 이미지를 위한 스캐닝이 가능하다. 또한 수 KHz의 빠른 스캐닝도 가능하기에 최근에 각광받는 파장 혹은 주파수 영역 시스템과의 집목을 통한 3차원 OCT 영상의 제작이 용이하다. <그림 11>에서는 MEMS 스캐너를 이용한 내시경 OCT 이미지를 보여주고 있다. 3차원 내시경 OCT 이미지는 2차원 영상에 비해 보다 정확한 진단을 위한 정보를 제공하면 특히 암같은 침투성 질환의 경우 병의 진행정도를 정확히 진단할 수 있다는 장점을 가진다. 따라서 내시경 OCT는 기존의 내시경과 차별화된 장점을 가지며 앞으로 더욱더 많은 임상 실험을 통해 그 성능이 검증될 경우 기존의 조직검사 없이도 질환의 정도를 진단하는 새로운 형태의 의료장비로 사용될 것으로 예상된다.

3

맺음말

미국 UCI내의 BLI는 의생명공학(Biomedical Photonics)분야의 메카중의 하나로서 10여명의 교수와 100명이 넘는 의사, post Doc 그리고 박사 과정 연구원들이 유기적으로 연결되어 생체조직의 진단 및 치료를 목적으로 레이저를 이용한 다양한 이미징, 검사, 치료 및 정형 기술을 연구개발하고 있다.

본 글에서는 BLI에서 연구되고 있는 광을 이용한 많은 기술중에서 무파괴 단면 이미징 기술인 OCT 기술과 혈액등과 같이 움직이는 물체의 속도를 측정할 수 있는 ODT 기술(OCT와 ODT는 동일 광학계에서 동시에 측정됨)의 동향을 살펴보고 현재 BLI에 재직하고 있는 한국인 연구원들에 의해서 수행되고 있는 OCT/ODT 관련 최첨단 연구들을 소개하였다.

많은 선진국들이 미래의 산업에서 차지하는 의생명공학분야의 중요성을 인식하고 국가의 막대한 지원하에 학제간 융합 연구개발이 활발히 진행되고 있는 이 시점에 국내에서도 동분야의 잠재성을 확실히 인식하고 지금부터라도 역량을 결집하여 나아가는 것이 무척 시급하다고 사료된다.

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, Vol. 254, pp. 1178-1181, 1991.
- (2) HSL-2000, Ver. 1.0, Santec.
- (3) M. Wojtkowski, T. Bajraszewski, P. Targowski and A. Kowalczyk, "Real-time in vivo imaging by high-speed spectral optical coherence tomography," Optics Letters, Vol. 28, pp. 1745-1747, 2003.
- (4) N. A. Nassif, B. Cense, B. H. Park, M. C. Pierce, S. H. Yun, B. E. Bouma, G. J. Tearney, T. C. Chen and J. F. de Boer, "In vivo high-resolution video-rate spectral-domain optical coherence tomography of the human retina and optic nerve," Optics Express, Vol. 12, pp. 367-376, 2004.
- (5) Y. Yasuno, V. D. Madjarova, S. Makita, M. Akiba, A. Morosawa, C. Chong, T. Sakai, Kin-pin Chan, M. Itoh, and T. Yatagai, "Three-dimensional and high-speed swept-source optical coherence tomography for in vivo investigation of human anterior eye segments," Optics Express, Vol. 13, pp. 10652-10664, 2005.
- (6) R. A. Leitgeb, C. K. Hitzenberger and A. F. Fercher, "Performance of fourier domain vs. time domain optical coherence tomography," Optics Express, Vol. 11, pp. 889-894, 2003.
- (7) J. F. de Boer, B. Cense, B. H. Park, M. C. Pierce, G. J. Terney and B. E. Bouma, "Improved signal-to-noise ratio in spectral-domain compared with time-domain optical coherence tomography," Optics Letters, Vol. 28, pp. 2067-2069, 2003.