

광결맞음 단층 촬영장치

김범민*, 이상훈**

*연세대학교 의공학부, **고려대학교 의과대학 의공학교실,

1. 서론

광결맞음 단층촬영장치(optical coherence tomography, OCT)는 저가간섭의 빛을 사용하여 생체조직을 비침습적 방법으로 고해상도의 단면 영상을 획득하는 기술이다.^[1-3] OCT의 근간이 되는 백색광간섭계(white light interferometry)는 뉴턴에 의하여 처음 기술되었다. 그러나 OCT는 1987년 개발된 OADR(optical coherence domain reflectometry)를 기본으로 하여 확장 응용한 것으로, 1991년 Science지에 David Huang에 의하여 논문이 게재되면서 연구가 본격화 되었다.^[1,3] OCT 시스템은 빛의 특성상 투과 깊이가 깊지 못하기 때문에 깊은 곳의 단면 구조 이미지를 얻지 못하는 단점(1~3 mm)을 가지고 있으나 기존의 단층촬영기법들(X-ray, CT, MRI, PET, USS 등)과 비교하였을 때 고분해능(1~15 μm)의 영상을 얻을 수 있다.^[1-3] 근적외선 영역의 광원을 사용하기 때문에 X-ray처럼 생체 이온화를 일으키지 않으므로 인체에 해가 없고, fMRI(functional-MRI)처럼 기능적 정보(Optical Doppler tomography^[3-5], polarization sensitive -OCT^[3,6,7], spectroscopic OCT, second harmonic OCT^[8,9] 등)를 얻을 수 있다. 또한 광섬유를 이용하여 시스템을 구성하는 경우 비용이 저렴하며 규모가 작아서 이동성이 큰 장점을 지닐 수 있다.

OCT는 스캐닝 방법에 따라 시간 영역(time domain)방법과 스펙트럼 영역(spectrum domain)방법이 있다.^[3, 10-14] 초기에는 OCT의 개발과 함께 주로 기준 거울을 움직여서 깊이 정보를 획득하는 시간 영역방법의 측정방법을 이용한 연구가 진행되었다. 그러나 시간 영역방법의 한계점 때문에 최근에는 기준 거울을 고정시키고 각 파장에 대한 간섭신호를 획득하여 깊이 정보를 획득하는 스펙트럼 영역방법을 이용한 연구가 활발히 이루어지고 있다. 본 논문에서는 OCT의 기본 구조를 소개하며 시간 영역방법의 OCT와 스펙트럼 영역방법의 OCT에서의 간섭신호 검출에 대하여 소개한 후, OCT의 다양한 이용 분야를 소개하고자 한다.

2. OCT의 기본 구조

기본적인 OCT 시스템은 그림 1과 같다. OCT 시스템은 시간가간섭성(coherence)이 매우 짧은 광원을 이용한 마이켈슨 간섭계로 구성된다. 광원을 통해 나온 빛은 광분배기 (beamsplitter)에서 양분되고 한쪽은 대물렌즈를 통하여 생체 조직에 집광된다. 입사된 빛은 생체 조직내부에 존재하는 조직의 상이한 층 사이에 발생하는 굴절률 차이에 의해 산란이나 반사를 일으키게 된다. 조직에 의해 산란된 빛 중에서 대물렌즈의 초점 심도 안에서 산란된 빛만이 시스템으로 역입사되며, 광분배기에 의해 기준 거울에서 반사된 빛과 결합된다. 이때, 사용된 광원의 저가간섭에 의해, 기준 거울에 의해 반사되어 나온 빛과 산란된 빛 사이의 광경로차가 가간섭거리 안에 있는 경우에만 두 빛이 보강 또는 상쇄 간섭을 일으키게 된다. 이와 같은 간섭 현상은 시간 영역방법 또는 스펙트럼 영역방법으로 검출하여 이미지를 구현하게 된다.

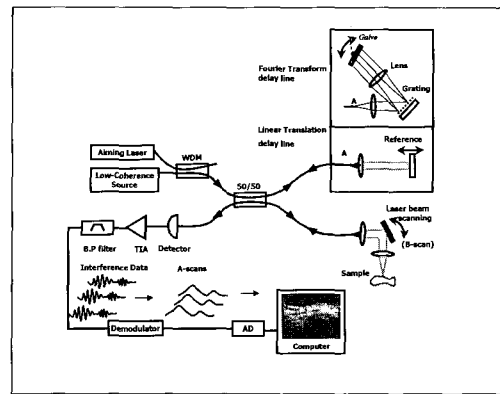


그림 1. 광섬유를 이용한 OCT 시스템 구성도

OCT는 비교적 쉬운 구조로 이루어져 있지만, 실용적인 OCT 시스템을 구현하기 위해서는 쉬운 원리에 비해 비교적 많은 기술적 고려가 필요하다. 일반적으로 가장 중요한 부분은 저가간섭 광원 선택과 기준 거울에 의한 광 경로를 바꿔주는 스캐닝 부분(시간 영역방법), 그리고 간섭 신호를 검출하기 위한 검출부에 대한 것이다. 광원의 경우, 시스템의 깊이가 분해능과 투과 깊이를 좌우하는 요소이며, 스캐닝 장비는

단면 구조 이미지를 얼마나 빨리 얻어낼 수 있는가를 결정하고, 검출부는 시스템의 노이즈 레벨을 결정하여 이미지의 선 명도와 투과 깊이에 영향을 준다.

2.1. 광원

OCT에서 사용되는 광원은 다음과 같은 4가지 정도의 요구조건을 만족시켜야 한다. 우선 생체 조직에서 비교적 산란이 적게 일어나고 흡수도가 낮아 깊은 투과 깊이를 얻을 수 있는 근적외선 파장을 발생시키고, 높은 깊이 분해능을 얻기 위하여 짧은 가간섭 길이를 가져야 한다. 그리고 광원의 스펙트럼은 가우시안(Gaussian) 분포에 가까운 스펙트럼을 가지며 생체조직에 의한 급격한 광강도 감쇠를 상쇄하기 위하여 높은 복사조도(irradiance)를 필요로 한다.^[3] 광원의 가간섭 길이가 OCT의 깊이 분해능이며 아래 수식에 의해 계산될 수 있다.^[1-3]

$$l_c = \delta z = 0.44 \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda} \quad (1)$$

이때, δz 는 깊이 분해능이며, λ_0 는 광원의 중심파장, $\Delta\lambda$ 는 광원의 반치폭(Full width half maximum, FWHM)을 나타낸다.

따라서 일반적인 레이저와 같은 광원은 가간섭 길이가 매우 길기 때문에 사용될 수 없고, 주로 가간섭 길이가 짧은 super luminescence diode (SLD)를 많이 사용한다. 펄드초 Ti:Sapphire 레이저와 비선형광섬유를 이용한 백색광원, 매우 좁은 대역폭의 레이저 빛이 일정 대역에 걸쳐 빠르게 반복 발진되는 파장 가변형 레이저 광원(swept laser source) 등이 사용되기도 한다.

2.2. 광지연선

생체 조직의 깊이에 따른 간섭 신호를 얻는데 있어서 사용되는 시간 영역방법은 기준 거울을 선형적으로 움직임으로써 깊이 정보를 획득하는 방법이다. 기준 거울로 광경로를 조절하는 스캐닝 부분은 대개 기계적 이동이 포함되므로 실제적인 시스템 속도를 좌우하게 된다. 일반적으로 스캐닝 방식으로는 선형 이동 스테이지를 사용하는 방법 (그림 2(a)), PZT 드럼을 이용하여 광섬유를 늘려주는 방법 (그림 2(b)), rotating cube를 회전시키는 방법 (그림 2(c)) 등이 있다.^[3] 현재 시간 영역방법에서의 OCT에는 푸리에(Fourier) 변환 지연 시스템이 가장 많이 사용되고 있다. (그림 1 위 박스). 회절격자와 렌즈로 이루어진 분산 시스템과 갈바노미터(galvanometer)에 의해 제어되는 진동거울을 이용한 이 방식은 직선운동 대신 빠른 회전운동을 하여 기준광의 군지연(group delay)과 위상지연(phase delay)을 이룬 방식으로 현재까지 최대

25 kHz의 반복속도를 가지고 있어, video rate OCT를 가능하게 하고 있다.

스펙트럼 영역방법은 시간 영역방법과 달리 기준 거울을 정지시켰을 때, 파장에 대한 간섭 주기가 깊이에 따라 다름을 이용한 방법이다. 이때 간섭신호를 고속 푸리에 변환(FFT)을 하여 깊이 정보를 획득하게 된다. 따라서 시간 영역방법에서 사용하는 기계적인 움직임을 갖는 스캐닝 시스템이 필요 없다.

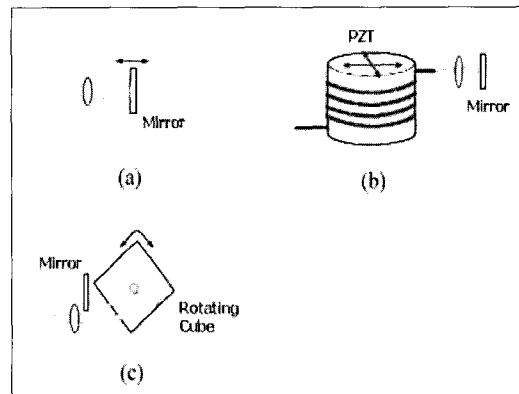


그림 2. 광경로를 만들어주기 위한 다양한 스캐닝 방식
(a) 선형 이동 스테이지를 사용하는 방법,
(b) PZT 드럼을 이용하여 광섬유를 늘려주는 방법,
(c) rotating cube를 회전시키는 방법

2.3. 검출부

앞에서 설명한 바와 같이 시간 영역방식과 스펙트럼 영역방식은 스캐닝 방식이 다를 뿐만 아니라 간섭 신호를 검출하는 방식도 다르다. 시간 영역에서의 간섭신호는 아래와 같은 수식으로 표현할 수 있다.^[1-3]

$$I_p = I_s + I_r + 2\sqrt{I_s I_r} \gamma_{sr} \cos(k_0 \Delta l)$$

$$k_0 = 2\pi / \lambda_0 \quad (2)$$

I_s, I_r 는 샘플과 기준 거울에서 반사되어 나온 빛의 광 강도를 나타내며, Δl 은 두 빛의 광경로 길이, γ_{sr} 는 복 소 가간섭도를 나타낸다. 기준 거울은 정해진 거리 구간 (Δl)에 대하여 일정한 속도(v)로 움직이므로 주파수 변이(도플러 주파수)가 발생하게 된다. 이때 도플러 주 파수(f_D)는

$$f_D = 2v / \lambda_0 \quad (3)$$

에 의해서 결정된다. 따라서 식 (2)의 간섭 신호는 도플러 주파수에 의해서 변조된다.

$$I_p = I_s + I_r + 2\sqrt{I_s I_r} \gamma_{sr} \cos(2\pi f_D t) \quad (4)$$

시간 영역의 검출부는 도플러 주파수를 가지는 간섭 신호를 추출하기 위해 광검출기, 증폭기, 대역통과 필터, 그리고 복조기로 구성되어 광통신이나 기타 간섭계의 헤테로다인 검출과 동일한 구조를 가지게 된다 (그림 3).^[1-3]

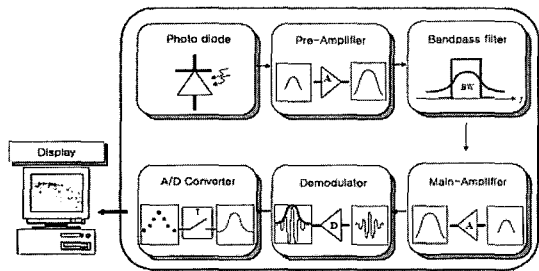


그림 3. 시간 영역 OCT의 신호처리 과정

고성능 OCT에 있어서 노이즈 레벨을 최대한 줄이기 위하여 광검출기의 광원의 광강도 변동을 보상할 수 있도록 한 이중평형검출기(dual balanced detector)가 사용된다. 현재 상용화되거나 연구되고 있는 시간 영역방법의 OCT 시스템은 90~120 dB의 신호 대 잡음비(SNR)를 구현하도록 설계되어 있다.

스펙트럼 영역방법에서는 파장에 따른 간섭신호의 주기를 검출하기 때문에 분광기의 기본이 되는 회절격자와 CCD 카메라가 필요하다. 스펙트럼 영역에서의 간섭 신호는 다음과 같다.^[10-11]

$$I(k) = I_r(k) + I_s(k) + 2\sqrt{I_s(k)I_r(k)} \sum_n \alpha_n \cos(kz_n) \quad (5)$$

k 는 파수(wavenumber)이며, z_n 는 n 번째 경계면의 깊이를 나타낸다. 이를 푸리에 변환을 하면 깊이에 대한 함수로 표현할 수 있다.

$$\left| FT^{-1} \{ I(k) \}^2 = \Gamma^2 \otimes \delta(0) + O \{ I_s^2 / I_r^2 \} + \alpha^n \delta(z - z_n) + \alpha^n \delta(z + z_n) \right| \quad (6)$$

Γ^2 은 광원의 autocorrelation 함수이며, 첫째 항과 둘째 항은 DC 노이즈이며, 마지막 두 항은 깊이 정보를

나타내며, 두 항은 서로 대칭이 된다.^[10-11]

CCD 카메라를 통하여 얻어진 간섭 신호는 A/D 변환기 또는 영상 수집기를 통하여 변환되며, 변환된 데이터는 디지털 신호처리를 통한 고속 푸리에 변환을 한다. 현재 연구되고 있는 스펙트럼 영역방법의 OCT는 시간 영역방법보다 약 15~20 dB 높은 신호 대 잡음비를 갖는 것으로 알려져 있다.^[10-14]

스펙트럼 영역방법은 연속광원과 분광기를 사용하여 간섭신호를 획득하는 것이 일반적이거나 이는 주로 800 nm 대역의 영역에서 많이 연구되고 있다. 이는 1.3 μ m 영역에서는 분광기의 CCD 카메라 한계 때문에 고속으로 이미지를 획득하기 어렵기 때문이다. 따라서 최근에는 1.3 μ m 대역에서는 파장가변 광원과 포토다이오드를 사용하여 간섭신호를 획득(Swept source-OCT)한다. 간섭신호 획득 후 신호처리는 일반 스펙트럼 영역 OCT와 동일하다.^[12-14]

그림 4는 시간 영역방법을 이용하여 얻은 간섭신호(a)를 복조 과정을 통하여 얻은 깊이 정보(c)를 나타내며, 스펙트럼 영역방법을 이용하여 얻은 간섭신호(b)를 고속 푸리에 변환을 거쳐 깊이 정보를 구현한(d) 것을 보여준다.

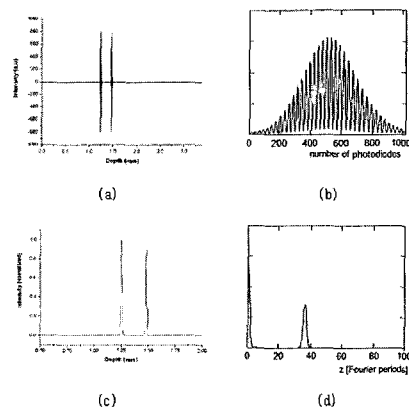


그림 4. 그림 2. 검출부에서 받은 간섭 신호와 신호처리를 통한 깊이 정보 구현

- (a) 시간영역방법으로 획득한 간섭 신호
- (b) 주파수영역방법으로 획득한 간섭신호
- (c) 시간영역방법으로 획득한 간섭 신호에 대한 복조과정 후의 깊이 정보
- (d) 주파수영역방법으로 획득한 간섭 신호에 대한 고속 푸리에 변환(FFT) 후의 깊이 정보

이처럼 실용적인 OCT를 구현하기 위해서는 다양한 분야의 지식과 기술이 요구되고 이를 통합하는 기술 또

한 중요하게 된다. 그림 5는 현재 안과 질환을 측정하기 위해 임상적으로 쓰이고 있는 OCT 이미지 중 하나로써 OCT를 이용한 생체 이미징이 가지는 높은 분해능과 그 효용을 보여주고 있다.

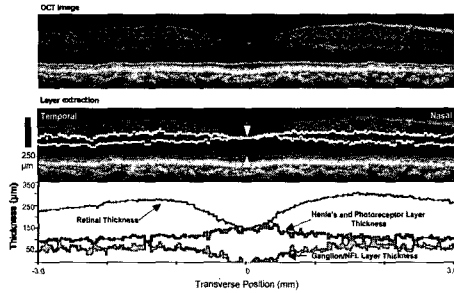


그림 5. 고분해능 OCT 이미지와 검출된 망막하부 내부 구조

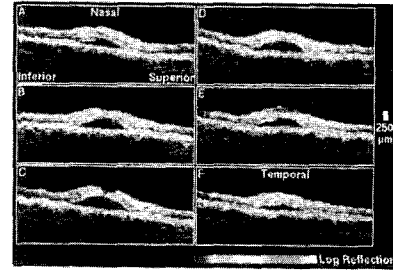


그림 6. Retinal detachment를 가진 환자의 OCT영상

3. OCT의 임상 의료응용

의학 진단분야에서는 안과영역, 특히 망막 관련 병변의 진단에 가장 먼저 사용되기 시작하였으며 최근에는 심장병학, 종양학, 내시경학, 치과, 신경외과, 정형외과, 피부과 등 그 범위가 점차 다양해지고 있는 추세이다. 또한 간단하고 다양한 방법으로 장비를 갖출 수 있어 일반적인 진단 외에 영상 기반 수술 (image-guided surgery) 등에도 사용되고 있다. 이러한 OCT 기술은 의학 분야뿐만 아니라 고해상도의 비파괴 검사가 필요한 일반산업 분야에도 유용하게 사용될 수 있다. 의학 분야에서 사용되는 OCT의 몇 가지 예를 아래에 간단히 들어보았다.

3.1. Ophthalmology (안과)

OCT가 의학 분야에서 가장 먼저 사용된 곳은 안과 영역이다. 투명한 각막과 렌즈를 지나 망막, 특히 황반 주위에 초점을 맞추므로써 망막 내 여러 층의 구조 및 기능을 비침습적으로 검사할 수 있다.^[3,11] 그림 6은 황반 주위에 대한 B-스캔을 반복함으로써 얻어진 망막 신경층이 기저부분과 분리되어 혈청액이 모인 현상을 OCT로 진단한 예를 보여준다. 이 외에도 각막 및 망막의 여러가지 질환의 진단(glaucoma, macular edema, macular hole, age-related macular degeneration, optic disk pits 등)에 탁월한 효과를 보여준다.

3.2. Dermatology (피부과)

인체의 피부는 높은 산란계수를 가지며 멜라닌이라는 강한 흡수층을 포함하기 때문에 안과에 비하여 아직까지는 OCT의 혜택을 덜 누리고 있는 분야이다. 하지만 광원의 개발과 광검출기 기술의 발달로 최근에는 피부종양 (skin tumors)의 진단이나, 염증성 피부병 (inflammatory skin diseases)의 진단에 사용될 수 있다고 알려져 있다.^[3,10]

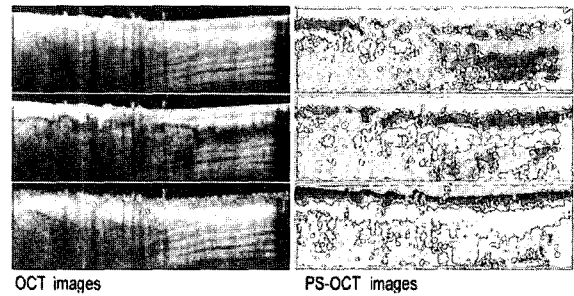
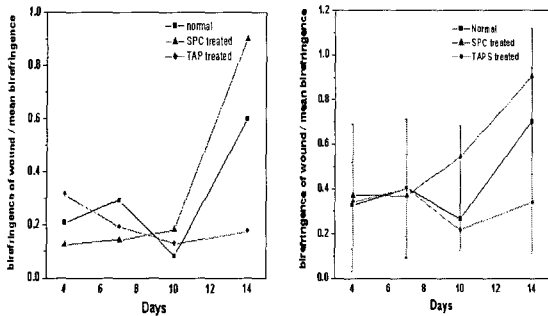


그림 7. 100도의 열을 20초 동안 쬐어 화상을 입힌 후 3주 동안의 변화를 OCT와 PS-OCT로 얻은 이미지

또한 PS-OCT를 이용한 조직의 피부과 진단응용으로 화상에 의한 진피 조직 내부의 변성을 확인하고 화상치료의 치유과정을 관찰하는 연구(그림 7)가 많이 진행되어 왔으며^[15], 절개된 상처부위의 자연치유과정을 측정하고 이로부터 상처치유 단계를 확인하는 연구를 진행하고 있다.^[16] 피부 절개상처가 발생한 후 콜라겐 섬유의 단절에 의한 복굴절 감소와 상처축소과정에서 발생하는 콜라겐 섬유의 조직화와 이에 따른 복굴절 증가 그리고 치유의 단계를 PS-OCT로 관찰하였으며, 약품의 종류에 따라 치유되는 정도를 같이 관찰하였다. 그림 8은 절개된 상처부위에 치유촉진제 (SPC), 억제제 (TAPS)를 도포하였을 때 콜라겐 섬유의 복원 정도를 통하여 치유된 정도를 도식화한 그래프이다.^[16]



(a) *in-vitro* (b) *in-vivo*
 그림 8. 사용 약품에 따른 상처 치유 정도를 나타낸 그래프

3.3. Dentistry (치과)

치과에서의 OCT는 치아의 미세구조에 대한 영상을 얻는 하나의 방법으로 응용될 수 있다. 특히 치주 질환의 진단이나 충치를 검출하는데 사용된다. 치아에 있어서 연조직보다 경조직에서 깊이에 따른 영상이 우수하지만, 경조직 내에 산재하고 있는 콜라겐 등의 영향으로 복굴절에 의한 잡음(artifacts)이 발생하므로 이를 보정하기 위해서 PS-OCT가 사용되기도 한다.^[3]

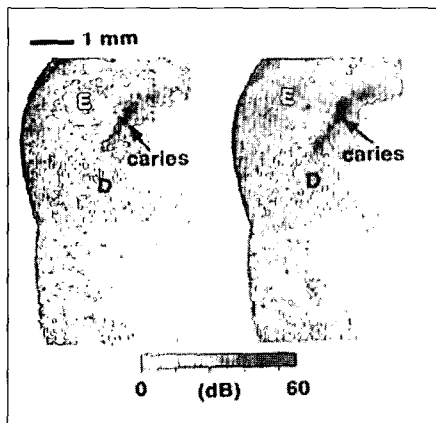
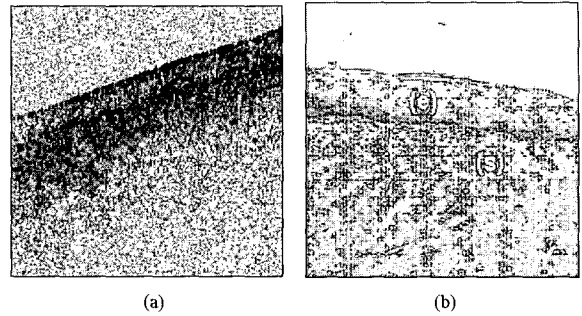


그림 9. 치아의 enamel과 dentin에 충치를 OCT로 영상화한 모습

3.4. Gynecology (산부인과)

여성 암환자를 대상으로 발병 비율을 조사한 결과 자궁경부암이 여성 암 환자 중 42.1%를 차지할 정도로 가장 많이 발생하는 것으로 나타났다. 특히 자궁경부암의 전단계로서 발생빈도가 높은 상피이형성증(cervical intraepithelial neoplasia)을 일찍 발견하게 되면 자궁경부암은 완치될 수 있는 것으로 알려져 있다.^[17] 따라서 국내 및 국외에서 OCT를 이용한 자궁경부 상피이형성증을 진단하고자 하는 연구가 진행 중이다. 그림은 자궁경부의 정상 조직에 대하여 OCT 이미지(a)와 조

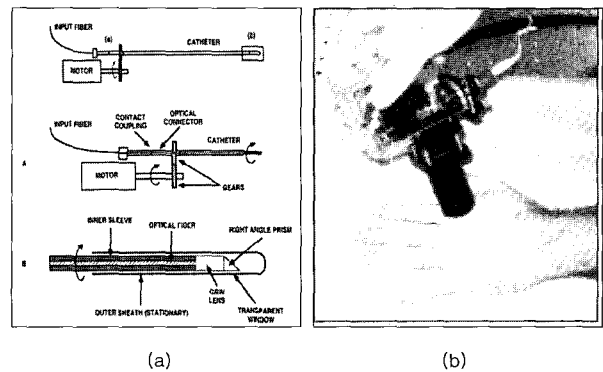
직학 이미지(b)이다. 그림 (a)에서 상피층(epithelium, e)과 기저층(stroma, s)의 경계면이 뚜렷하게 구분할 수 있음을 알 수 있으며 이는 그림 (b)의 조직학 이미지와 매우 유사함을 볼 수 있다.



(a) (b)
 그림 10. 자궁경부의 정상조직에 대한 OCT 이미지(a)와 조직학 이미지(b)

3.5. OCT의 내시경적 이용

OCT의 가장 큰 장점중 하나는 작은 단모드 광섬유(single-mode fiber)로 구성할 수 있기 때문에 광섬유 프로브를 내시경에 삽입하여 외부로부터의 접근이 불가능한 혈관, 후두, 위장 등의 조직을 비침습적으로 진단하는 데 있다고 할 수 있다. 이때 삽입된 프로브는 외부에서 모터 등을 이용해 회전시키며 프로브의 끝단에 빛을 모아서 90°로 반사시키기 위하여 그린렌즈(GRIN lens)와 프리즘 등을 사용하여 혈관벽 등의 단면 구조를 얻는다(그림 11(a)).^[8,19]



(a) (b)
 그림 11. 회전형 내시경의 개략도(b)^[18,19] 및 피부 측정을 위한 검침자(b)^[20]

이 기술은 특히 관상동맥(coronary artery) 등에서 생성되는 위험한 플라그를 진단하는데 효과적이며 따라서 식생활의 서구화와 더불어 급격하게 증가하고 있는 각종 심장 질환에 효과적으로 대처할 수 있도록 도와준다. 그림 12는 내시경 OCT를 이용하여 기도(tracheal airway)의 단면 구조를 영상화 한 것이다.^[18]

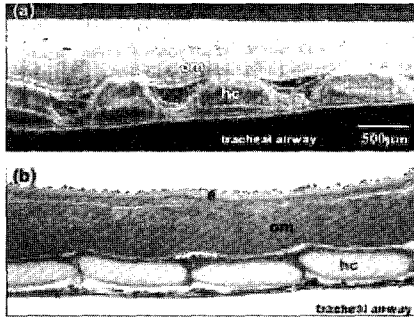


그림 12. 내시경 OCT를 이용한 기도(tracheal airway)의 OCT 이미지(a)와 조직학 이미지(b)

4. 결 론

빛을 이용한 단층영상기법인 OCT는 Huang에 의해서 1991년 처음 소개되어 이제 10년을 조금 넘긴 길지 않은 역사를 가지고 있다. 기존의 단층촬영술에 비하여 OCT는 인체에 무해하고 저가이면서도 고해상도의 이미지를 실시간으로 제공한다는 장점이 있다. 그러나 이런 많은 장점에도 불구하고 영상화 할 수 있는 깊이가 인체의 경우 수 mm에 불과하다는 단점을 가지고 있다. 최근의 연구 동향은 OCT를 내시경에 부착하여 좀더 임상적인 적용 영역을 넓혀 나가고 있다. 또한 주파수영역 방법에서의 OCT는 SLD와 같은 continuous 광원을 파장가변형 레이저광원(swept laser source)을 사용하여 이미지를 얻는 연구가 행해지고 있으며^[18], 기능적 OCT에 관한 연구로는 이차하모닉 OCT에 관한 연구가 근래에 들어와서 시작되었다.

OCT의 주요 기술은 광학을 바탕으로 하지만 전자 회로, 컴퓨터 프로그램, 컴퓨터 제어, 신호 및 데이터 처리, 디스플레이 등 요소 기술들의 집목을 요구하는 복합 기술이다. 국내의 경우는 극히 제한된 수의 연구 그룹만이 실험실 수준의 연구 결과를 최근에는 내놓고 있는 실정이며 임상 실험은 아직 요원한 단계이다. 후발 주자로서 선진 외국의 기술을 따라 잡기 위해서는 서로 다른 다양한 기술을 가지고 있는 연구 그룹들 간의 연계가 절실하다고 하겠다.

감사의 글

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(과제고유번호: A040032).

참고문헌

- [1] R.C. Youngquist, et.al., "Optical coherence-domain reflectometry: A new optical evaluation technique", *Optics Letters*, vol. 12, pp. 158-160, 1987
- [2] D. Huang, et.al., "Optical coherence tomography", *Science*, Vol. 254, pp. 1178-1181, 1991
- [3] B.E. Bouma, et.al., "Handbook of Optical coherence tomography", Marcel Dekker, Inc., 2001
- [4] Z. Chen, et.al., "Optical Doppler tomographic imaging of fluid flow velocity in highly scattering media", *Optics Letters*, Vol. 22, pp. 64-66, 1997
- [5] B.R. White, et.al., "In vivo dynamic human retial blood flow imaging using ultra-high-speed spectral domain, optical Doppler tomography", *Optics Letters*, Vol. 11, No. 25, pp.3490-3497, 2003
- [6] J.F. de Boer, et.al., "Two-dimensional birefringence imaging biological tissue by polarization-sensitive optical coherence tomography", *Optics Letters*, Vol. 22, pp. 934-936, 1997
- [7] J.F. de Boer, et.al., "Review of polarization sensitive optical coherence tomography and Stokes vector determination", *Journal of Biomedical Optics*, Vol. 7, No. 3, pp.359-371, 2002
- [8] Y. Jiang, et.al., "High-resolution second-harmonic optical coherence tomography of collagen in rat-tail tendon", *Applied Physics Letters*, Vol. 86, 133901, 2005
- [9] Y. Jiang, et.al., "Second-harmonic optical coherence tomography", *Optics Letters*, Vol. 29, No. 10, pp. 1090-1092, 2004
- [10] G. Hausler, et.al., "Coherence radar and spectral radar - New tolls for dermatological diagnosis", *Journal of Biomedical Optics*, Vol. 3, No. 1, pp.21-31, 1998
- [11] N. A. Nassif, et.al., "In vivo high-resolution video-rate spectral-domain optical coherence tomography of the human retina and optic nerve", *Optics Express*, Vol. 12, No. 3, pp. 367-376, 2004
- [12] R. Huber, et.al., "Amplified, frequency swept lers for frequency domain reflectometry and OCT imaging: design and scaling principles", *Optic Express*, Vol. 13, pp. 3513-3528, 2005
- [13] Y. Yasuno, V. D. Madjarova, S. Makita, M. Akiba, A. morosawa, C. Chong, T. Sakai, and K. Chan, "Three-dimensional and high-speed swept-source optical coherence tomography for in vivo investigation of human anterior eye

segments," Optics Express, Vol. 13, No. 26, pp. 10652-10664, 2005

- [14] R. Huber, M. Wojtkowski, J. G. Fujimoto, J. Y. Jiang, and A. E. Cable, "Three-dimensional and C-mode OCT imaging with a compact, frequency swept laser source at 1300 nm," Optics Express, Vol. 13, No. 26, pp. 10523-10538, 2005
- [15] J. F. de Boer, S. M. Srinivas, B. H. Park, T. H. Pham, Z. Chen, T. E. Milner, and J. S. Nelson, "Polarization effects in optical coherence tomography of various biological tissues," IEEE journal of selected topics in quantum electronics, Vol. 5, No. 4, pp. 1200-1204, 1999
- [16] S.W. Lee, et.al., "Polarization sensitive optical coherence tomography for monitoring wound healing process", Proc. of SPIE, Vol. 5690, pp. 292-296, 2005
- [17] A.F. Zuluaga, et.al., "Optical coherence tomography: A pilot study of a new imaging technique for noninvasive examination of cervical tissue", American Journal of Obstetrics and Gynecology, vol. 193, pp. 83-88, 2005
- [18] P.R.Herz, et.al., "Ultrahigh resolution optical biopsy with endoscopic optical coherence tomography", Optics Express, Vol. 12, No. 15, pp. 3532-3542, 2004
- [19] G.J. Tearney, et.al. "Scanning single-mode fiber optic catheter-endoscope for optical coherence tomography", Optics Letters, Vol. 21, pp. 543-545, 1996
- [20] M. C. Pierce, J. Strasswimmer, B. H. Park, B. Cense, and J. F. de Boer, "Advanced in optical coherence tomography imaging for dermatology," The journal of investigative dermatology, Vol. 123, No. 3, pp. 458-463, 2004

..... 저자약력

《김 법 민》



- 1989 고려대학교 학사 (기계공학)
- 1991 Texas A&M University 석사 (Bioengineering)
- 1996 Texas A&M University 박사 (Bioengineering)

- 2001.3 ~ 현재 연세대학교 의공학과 부교수
- 1996.11 ~ 2001.3 University of California/Lawrence Livermore National Laboratory 연구원
- 1995.11 - 1996.10 University of Texas/M.D. Anderson Cancer Center, Texas A&M University, University of Texas/Medical Branch, Research assistant Classification, and Estimation"
- 1995.8 - 1995.10 University of Texas/Lawrence Livermore National Laboratory, Visiting scientist
- 1989.8 - 1995.7 University of Texas/M.D. Anderson Cancer Center, Texas A&M University, University of Texas /Medical Branch, Research assistant

《이 상 훈》



- 1983 서울대학교 학사(전기공학)
- 1987 서울대학교 대학원 석사 제어계측공학과(의공학전공)
- 1992 서울대학교 대학원 박사 제어계측공학과(의공학전공)

- 1992.3 ~ 2006.6 단국대학교 의과대학 교수
- 2006.6 ~ 현재 고려대학교 의과대학 교수
- 관심분야 : BioMEMS, Biomedical Engineering