광학단층영상술(OCT)의 기본 원리와 다양한 적용분야로의 초대

DOI: 10.3938/PhiT.26.007

이 병 하

Basic Principle and Various Applications of Optical Coherence Tomography (OCT)

Byeong Ha LEE

Attempts to use light as a diagnostic and imaging tool have been steadily made since the early 20th century. Among them, optical coherence tomography (OCT) has been actively studied since the revelation that X-rays had adverse effects on the human body, and recently, its use, in conjunction with the growth of laser and optical technology, has increased rapidly. In this article, the basic principle and implementation schemes of OCT are introduced. In addition, the use of OCT in various industrial fields beyond the ophthalmic field, in which it is currently widely used, are presented.

서 론

18세기 현미경의 등장으로 광학과 생명공학은 밀접한 관계를 갖게 되었다. 그 중 빛의 결맞음 정도를 이용한 단층 촬영법(Optical Coherence Tomography, 이하 OCT)은 비 침습적인 영상기법으로서 백색광 간섭계로부터 얻은 신호를 분석하여 생체시료의 내부 구조를 현미경에 근접하는 높은 해상도로 제공한다. OCT의 근간이 되는 백색광 간섭계 자체는 아주 오래 전부터 연구가 되어 왔지만, 1991년 Science지에 Huang에 의하여 처음으로 OCT라는 용어로 소개되어^[1] 2차원 또는 3차원의 생체 단층영상에 대한 연구가 시작되었다. 그 후 발전을

Fig. 1. Basic schematic of time domain OCT based on white light source.

거듭한 OCT는 다양한 분야로 응용이 확대되고 있으며, 특히 국내에서는 안과 질환의 경우 국민건강보험이 적용될 만큼 보편적으로 사용되고 있다. 본 기고문에서는 그 동안 진행되어 온 OCT 연구의 내용을 간섭신호 측정방식, 간섭계 구조 그리고 위상정보 활용의 관점에서 분석하고, 대표적인 응용분야인 안과 질환의 이용과 새롭게 부상하고 있는 다양한 산업에서의 적용을 소개하고자 한다.

OCT의 원리 및 방식

OCT는 간섭신호 측정 방식에 따라 다양하게 개발되어 왔다. 그 중 1세대 격인 시간영역 OCT(Time Domain OCT, TDOCT)는 기본적으로 Fig. 1과 같이 백색광 광원을 사용한 간섭계를 기반으로 광원단, 기준단, 샘플단, 그리고 검출단으로 구성되어 있다. 광분할기는 광원단에서 조사되는 백색광을 기준단과 샘플단으로 각각 나눠서 전달한다. 샘플단에 들어온 빛은 대물렌즈에 의해 집광되어 샘플에 입사되며, 그 중 일부가 샘플 내부 구조에서 반사 또는 산란되어 되돌아온다. 이때, 기준단의

저자약력

이병하 교수는 1984년과 1989년에 서울대학교 물리학과에서 학사 및 석사 학위를 취득하였고 1996년 미국 Univ. of Colorado at Boulder 에서 물리학 박사학위를 취득하였다. 1999년부터 광주과학기술원의 전기전자컴퓨터공학부 교수로 재직 중이며, 2017년부터 광주과학기술원 고등광기술연구소의 소장직을 겸임하고 있다. (leebh@gist.ac.kr)

REFERENCES

- [1] D. Huang, *et al.*, Science **254**, 1178 (1991).

Fig. 2. Schematic of frequency domain OCT; (a) Spectral domain OCT, (b) Swept source OCT.

거울에서 반사되어 되돌아오는 빛을 샘플단에서 나온 빛과 함께 합쳐주면 두 단에서의 광경로 차이에 따라 광간섭이 일어난다. 즉 광경로 차이가 광원의 가간섭 거리보다 짧을 경우만 간섭이 일어난다. 그러므로 광간섭 신호를 추출하면 기준단의 길이와 같은 깊이에 위치한 샘플에서 나온 신호만을 선별할 수 있다. 또한 다른 깊이에 있는 샘플을 보고자 한다면 단순히 기준단의 길이를 변경하면 된다. 여기에 좌우 방향으로도 조사 광의 위치를 이동해 주면 2차원 또는 3차원의 단층 정보를 획득할 수 있다. 그러나 이러한 시간영역 OCT는 기준단의 거울을 기계적으로 빨리 움직여 주어야 하는 바, 시스템 속도가 제한되며 안정도도 낮다. 하지만 신호를 시간영역에서 해석하기 때문에 구성이 단순하며 직관적이다.

시간영역 OCT의 단점을 극복하기 위해 2세대 방식인 주파수영역 OCT(Frequency Domain OCT, FDOCT)가 개발되었다.^[2] 주파수영역 OCT는 시간영역 OCT와 달리 간섭신호를 시간영역이 아닌 빛의 주파수 또는 파장 영역에서 획득하며, 이를 푸리에 변환을 통해 공간영역으로 변환시켜 샘플 내부 정보를 추출한다. 이때, 주파수영역 OCT는 시간영역 OCT에서와는 다르게, 기준단 거울의 기계적인 움직임이 필요 없기 때문에 시스템의 속도와 안정성이 높다. 하지만 시스템 구성이 시간영역법에 비하여 기본적으로 고가이며 다수의 푸리에 변환으

Fig. 3. Schematic of full-field OCT.

로 인하여 신호처리에 부담이 크다.

주파수영역 OCT는 Fig. 2와 같이 스펙트럼영역 OCT(Spectral Domain OCT, SDOCT)와 파장홀름 레이저 기반 OCT(Swept Source OCT, SSOC)로 나눌 수 있다. 스펙트럼영역 OCT는 광대역 파장 광원과 광학 분광기를 사용하여 빛의 파장에 따른 간섭 신호 즉 간섭 스펙트럼을 측정한다. 반면, 파장홀름 레이저 기반 OCT에서는 시간에 따라 파장이 빠르게 변하는 레이저와 단일점 광검출기를 사용하여 간섭 스펙트럼을 얻는다.

이와 더불어 CCD와 같은 2차원의 배열 광검출기를 사용하는 전역 OCT(Full-field OCT, FFOCT)도 연구되고 있다.^[3] 일반적인 OCT에서는 대물렌즈를 이용하여 빛을 샘플의 한 지점에 집속시켜 깊이방향 신호를 한 줄씩 획득한다. 그러나 전역 OCT에서는 빛을 한 지점에 집속시키는 것이 아니라 Fig. 3과 같이 샘플에 전체적으로 고르게 조사하여 넓은 영역의 샘플 정보를 한 번에 획득한다. 하지만, 빛을 넓은 영역에 고르게 조사하기 위한 정교한 광학계가 필요하며 광원의 세기가 충분히 강해야 한다. 또한 간섭신호로부터 샘플의 이미지를 추출하기 위하여 기준단의 위상을 여러 번 바꿔주어야 한다.

일반적인 OCT에서는 간섭신호의 세기만을 이용하기 때문에 주로 샘플 내부의 굴절률 분포에 따른 구조 정보만을 제공한다. 그러나 간섭신호의 세기뿐만 아니라 위상 정보도 이용하여 보다 다양한 정보를 얻으려는 연구들이 수행되어 왔다. 대표적으로 편광 민감 OCT(Polarization sensitive OCT, PSOC),^[4] 도플러 OCT(Doppler OCT, DOCT),^[5] 그리고 OCT 혈관 조영법(OCT Angiography, OCTA) 등이 있다.

편광 민감 OCT에서는 간섭신호를 빛의 편광 상태에 따라

REFERENCES

- [2] S. R. Chin, *et al.*, Opt. Lett. **22**, 340 (1997).
- [3] Arnaud Dubois, *et al.*, Appl. Opt. **41**, 805 (2002).
- [4] M. R. Hee, *et al.*, J. Opt. Soc. Am. B **9**, 903 (1992).
- [5] A. Joseph *et al.*, Opt. Lett. **22**, 1439 (1997).

Fig. 4-1. OCT images of the anterior segment of the human eye.

Fig. 4-2. OCT images of meibomian gland of human eyelids. It has the shape of grape clusters.

측정하고 물리 행렬(Mueller Matrix)이나 존스 행렬(Jone's Matrix) 등을 계산하여 샘플의 구조뿐 아니라 복굴절 분포에 대한 정보도 제공한다. 도플러 OCT는 혈관 내 혈류의 흐름을 파악하고자 시작되었다. 빛을 생체 혈관에 조사하게 되면 혈류 내의 적혈구나 백혈구 등 다양한 산란체들의 흐름에 의하여 도플러 효과가 발생하는데 이는 간섭신호의 위상에 영향을 준다. 이러한 위상 변화를 측정함으로써, 혈류의 속도 및 방향에 대한 정보를 얻을 수 있다. OCTA는 혈관 조영을 위한 도플러 OCT의 단점들을 개선한 방법으로 조영을 위한 통상의 색소사용 없이 혈관 정보를 높은 분해능으로 빠르게 제공할 수 있다. 이는 생체 내 혈관의 분포뿐 아니라 혈류가 정상적으로 흐르는지를 보여줌으로써 생체 진단에 효과적인 수단으로 사용된다.

OCT의 이용

OCT는 다양한 분야에서 이용되고 있다. 특히, 안과영역에서는 망막이나 각막뿐만 아니라 눈꺼풀에까지 사용되고 있으며,

Fig. 5. OCT images for human teeth; (Left) 3D image, (Right) Tomographic image.

치과나 혈관 내시경 등으로 적용 범위가 점점 넓어지고 있다. 또한, 의학 분야뿐만 아니라 고분해능으로 비파괴 검사를 해야 하는 산업분야에서도 사용이 확대되고 있다.

의학적 이용

OCT의 대표적인 적용분야가 안과이다. 적용 초기에는 주로 망막 질환의 진단에 연구가 집중되었으나, 각막을 비롯한 전안부 및 눈꺼풀의 질환 진단에도 적용되고 있다. Fig. 4-1은 주파수영역 OCT로 획득한 인간 눈의 전안부에 대한 3차원 영상으로 전안부를 구성하는 각막, 홍채 및 수정체가 뚜렷이 확인된다. 이와 같은 전안부 OCT는 펄스 레이저 절개술과 함께 백내장 수술 장치로 개발되어 활용되고 있다. Fig. 4-2는 사람 눈꺼풀 안쪽에 위치한 마이봄샘에 대한 OCT 영상이다.^[6] 마이봄샘은 포유류의 눈꺼풀 내부에 분포하며, 눈물막의 표면에 지질을 분비하여 눈물의 과도한 증발을 막아주는 역할을 한다. 이러한 마이봄샘의 기능이 저하되면, 눈물의 과도한 증발로 안구 건조증이 유발되며 시력 저하가 일어난다. 마이봄샘에 대한 OCT 영상은 마이봄샘 이상에 대한 진단을 정량적으로 가능하게 하는 바, 치료에도 많은 도움을 줄 것으로 기대된다.

치과에서는 OCT를 이용하여 치아의 미세구조를 파악할 수 있다. Fig. 5는 인간 치아에 대한 3차원 OCT 영상이다. 치아 내의 작은 균열이나 초기 충치도 구별할 수 있어, 치아의 치료 정도 및 상태 파악 등 치과 치료에 필요한 여러 도움을 줄 수 있다.

OCT 장점 중 하나는 광섬유를 이용하여 시스템을 구성할 수 있다는 것이다. 광섬유를 이용할 경우 빛의 경로를 쉽게 제어할 수 있어 적용할 수 있는 분야를 넓힐 수 있는 데 그 중 하나가 혈관 내시경이다. Fig. 6은 스텐트를 시술한 관상동맥의 OCT 내시경 영상으로, 샘플단을 광섬유 프로브로 구성하여

REFERENCES

- [6] Y.-S. Yoo, *et al.*, The Ocular Surface 15, 130 (2017).

Fig. 6. OCT endoscopic image of the coronary artery after stenting. The arrow indicates a stent defect.

혈관 내에 삽입하여 얻었다.^[7] 이는 심혈관 질환을 혈관 내부에서 직접 진단할 수 있는 큰 장점이 있다. 따라서 최근 가속화되고 있는 국립심혈관센터 건립에 대한 추진 이유 중 하나로도 큰 역할이 기대된다.

산업적 이용

비접촉 방법을 사용하면서도 수 마이크로미터 이내의 고분해 단층영상을 실시간으로 제공할 수 있는 OCT 기술은 의료영상 분야뿐만 아니라 생산기술 분야에서 검사기술로도 다양하게 활용될 수 있다. 검사기술 분야는 검사 대상의 크기가 생체 기관과는 달리 면적이 넓은 경우가 많고, 생산 공정 중 오프라인(off-line) 혹은 인라인(in-line) 상태에서 검사하는 등 적용 환경이 다양하다. 또한 검사공정의 인라인화를 위해 고속 신호 획득 및 처리에 대한 요구가 늘어나고 있다.

Fig. 7은 다층 구조로 이루어진 핸드폰의 패널 검사를 위한 OCT 적용 예를 보여주고 있다. 핸드폰 패널은 외부 보호 고강도 유리판과 액정, 백라이트에 이르기까지 다층 구조를 가지고 있다. 또한 패널 조립 공정이 완료된 이후에는 불량인 어느 구조 공정에서 발생했는지를 비파괴적인 방법으로 확인하기가 어려운 경우가 많다. 하지만 OCT의 고해상도 3차원 영상은 불량이 발생한 부분이나 이물질이 삽입된 부분을 바로 확인시켜 준다. Fig. 7의 (상)은 불량이 없는 정상 패널의 OCT 단층 영상으로 공정상 문제가 없었음을 보여준다. 그러나 그림 (하)에서는 이물질이 패널 사이에 들어가 있음을 확연히 알려준다. 따라서 어느 공정에서 발생된 문제인지도 쉽게 확인할 수 있다.

OCT 검사 기술은 진주와 같이 다층 구조를 가진 보석의 감별에도 이용될 수 있다.^[8] 일반적으로 진주의 등급 판별은 진

Fig. 7. OCT technology used for LCD panel inspection; OCT image (upper left) and partial enlargement (upper right) of the normal panel, and OCT image (lower left) and enlarged image (lower right) when foreign matter enters between the panels.

Fig. 8. OCT image of the pearl; (a) South Sea pearls, (b) freshwater pearls.

주 감별사들의 오랜 경험과 다소 주관적인 판단 기준에 의해서 이루어져 왔다. 그러나 OCT는 진주를 겉뿐만 아니라 내부도 비파괴적으로 보여주어 진주에 대한 감별 및 감정을 정량적으로도 할 수 있게 한다. Fig. 8은 진주의 OCT 영상으로 진주층의 두께 및 세부 구성층의 개수, 그리고 진주 내부의 균열 유무 등 다양한 정보를 생산자나 소비자에게 제공해 주고 있다.

반도체 공정 등과 같은 공정에 대한 검사에서는 자세한 단층 영상보다는 단순히 표면형상(topology)만을 빠르게 획득하고자 하는 경우가 많다. Fig. 9는 파장 가변 레이저와 고해상도의 CCD 카메라를 이용하여 구성한 광간섭계의 개념도를 보여주고 있다.^[9] CCD 카메라를 구성하는 픽셀 하나하나가 OCT의

REFERENCES

- [7] S. Kim, *et al.*, Circulation **129**, e24 (2014).
- [8] M. J. Joo, *et al.*, Opt. Exp. **19**, 6420 (2011).
- [9] H. S. Kim, *et al.*, Sensors **16**, 129 (2016).

Fig. 9. A Conceptual Diagram of OCT based surface inspection technique using swept source.

Fig. 10. Through Silicon Via (TSV) imaging using OCT surface inspection technology.

광검출기와 같은 역할을 수행하므로 단위시간당 검사할 수 있는 면적을 비약적으로 넓히고 검사시간도 최소화할 수 있게 한다. 이 방법은 비록 파장 훑음 레이저 출력의 한계로 인하여 단층영상 획득에는 무리가 있으나, 표면형상을 고해상도로 획득하고 검사하는 데는 충분하다.

Fig. 10은 실리콘 웨이퍼 표면에 수직으로 구멍을 뚫고 이를 3차원 OCT 표면 검사 기술로 측정한 영상이다. 기존의 검사 기술로는 수직으로 뚫린 구조의 경계와 구멍의 내부 벽면에서 발생하는 난반사 때문에 정확한 공정 결과를 확인하기 어려웠으나 면광원 기반의 광간섭 기술은 이러한 문제를 최소화할 수 있어 수직 구멍에 대한 영상 획득을 가능하게 한다.

전역 OCT 기술을 표면 검사에 활용할 경우 표면형상에서 해상도를 비약적으로 향상시킬 수 있는데 수 나노미터 급의

Fig. 11. Full-field OCT three-dimensional imaging of standard specimen (USAF1951 target).

깊이 방향 해상도 구현이 가능하다. Fig. 11은 일반적으로 많이 사용되는 표준시편(USAF1951 target)에 대한 전역 OCT 3차원 표면 영상으로 시편을 구성하는 글자의 크롬 도금 두께를 보여주고 있다.^[10] 측정결과 크롬도금의 두께는 평균 80 나노미터 정도였으며 측정오차는 약 4 나노미터 정도였다.

결론

본 기고에서는 여러 종류의 OCT에 대한 원리 및 기능을 소개하였고 의료 영역을 넘어서 여러 산업 분야로 그 적용분야를 넓혀가는 OCT 분야의 발전을 살펴보았다. 그러나 아직 OCT의 발전은 끝나지 않았다. 레이저, 분광법, 기계 및 광학계 구성법, 그리고 고속 신호 획득 및 처리법 등 더 발전되고 보다 자세히 연구되어야 할 분야가 많이 남아 있다. 또한, 다양한 융합 연구를 통해 새로운 적용분야를 발굴하고 다양한 분야의 발전을 이끌 것으로 기대한다. 요즘 OCT에서는 아주 많은 데이터를 아주 빠른 시간에 처리하여 주요 특징만을 효과적으로 추출하는 것이 요구되는 바, 최근 일고 있는 인공지능 기반의 전문가 시스템과도 연구의 궤를 같이 하지 않을까 하는 전망도 해본다.

REFERENCES

- [10] W J. Choi, *et al.*, Opt. Exp. **18**, 23285 (2010).