

치의학 분야에 대한 광간섭 단층영상기기(optical coherence tomography)의 적용 가능성 고찰

표세욱¹ · 임영준¹ · 이원진² · 이준재^{1*}

¹서울대학교 치의학대학원 치과보철학교실, ²서울대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실

Study on application to the field of dentistry using optical coherence tomography (OCT)

Se-Wook Pyo¹, Young-Joon Lim¹, Won-Jin Lee², Jun-Jae Lee^{1*}

¹Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Seoul National University, ²Department of Oral and Maxillofacial Radiology, Dental Research Institute, School of Dentistry, Seoul National University, Seoul, Republic of Korea

Purpose: This paper describes the basic principles and the feasibility of the field of dental diagnosis of optical coherence tomography (OCT) used in diverse field of medical diagnosis. **Materials and methods:** In this review, the research data of OCT were searched from PubMed, medical journal and related papers. **Results:** Generally, OCT is non-invasive and is possible to secure an excellent spatial resolution and real-time images of biological microstructure. **Conclusion:** This review discusses not only the basic principles of operation, types, advantages, disadvantages of OCT but also the future applications of OCT technology and their potential in the field of dental diagnosis. (*J Korean Acad Prosthodont 2017;55:100-10*)

Keywords: Optical coherence tomography (OCT); Oral diagnosis; Dental imaging

서론

1. 현재 치의학 관련 진단방법 및 한계

현대 치의학에서 가장 보편적인 구강내 검사법은 시진 및 촉진 등의 방법이다. 비정상적인 부분에 대한 능동적인 관찰로 정보를 얻고, 임상 검사 정보를 바탕으로 환자의 상태를 진단하는 것이다. 이러한 시진, 촉진 등의 방법으로 확인이 불가능한 영역에 대해서는 임상 검사를 보완하는 방사선 촬영 검사를 시행한다. 방사선 검사는 육안상으로 알 수 없는 치조골 상태 및 개개 치아의 상세한 정보를 제공한다. 현재 활용되고 있

는 영상 치의학적 접근법으로는 파노라마 방사선 촬영 및 치근단 방사선 촬영, 3차원적인 정보를 제공하는 전산화 단층촬영(CT; computerized tomography), 그리고 경조직을 포함한 연조직의 상태까지 알려주는 자기공명영상(MRI; magnetic resonance imaging) 검사법 등이 있다. 하지만 현재 영상학적 검사법으로는 마이크론 단위의 미세한 부위를 검사하기에 많은 한계가 있다. 따라서 증상이 없는 구강내 초기 질환은 조기에 발견이 어렵고, 어느 정도 진행된 질환만이 나타나게 된다. 이러한 제약을 극복하고자 개발된 방법이 빛을 이용한 광학촬영법(optical imaging)이다. Table 1에 치과용 광간섭 단층영상기기와 다른 영상장치의 장단점을 비교하여 나타내었다.

*Corresponding Author: Jun-Jae Lee

Department of Prosthodontics, School of Dentistry, Seoul National University,
101, Daehak-ro, Jongno-gu, Seoul 03080, Republic of Korea
+82 (0)2 2072 2940: e-mail, jazyguts@gmail.com

Article history: Received July 11, 2016 / Last Revision September 7, 2016 / Accepted September 9, 2016

© 2017 The Korean Academy of Prosthodontics

© This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

※ This work was supported by the National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded by the Korea government (MEST) (NRF-2015M3A9E2067369).

Table 1. Comparison of the dental OCT and other medical imaging equipment

Type	Advantage	Weakness
X-ray	<ul style="list-style-type: none"> · low cost · wide measurement range 	<ul style="list-style-type: none"> · radiation exposure · low resolution · only 2D image
Dental CT	<ul style="list-style-type: none"> · wide measurement range · 3D image available 	<ul style="list-style-type: none"> · no real-time image · radiation exposure · low resolution
Intraoral digital camera	<ul style="list-style-type: none"> · low cost · no radiation exposure 	<ul style="list-style-type: none"> · surface observation only
Periodontal probe	<ul style="list-style-type: none"> · low cost · wide measurement range 	<ul style="list-style-type: none"> · low sensitivity · no image · invasive method
OCT	<ul style="list-style-type: none"> · high resolution · real-time image acquisition · 3D image available 	<ul style="list-style-type: none"> · limited penetration depth and scan range

2. 광단층영상법(OCT) 도입 및 적용분야

광학촬영법은 기존 방사선 촬영법에 비해서 우수한 분해능을 가진다는 장점이 있다. 그 중에서도 광간섭단층촬영법(Optical Coherence Tomography, 이하 OCT)은 비침습적인 방법으로 조직의 단층면 정보를 제공하는데 이 내용은 1991년 Science 지에서 처음으로 소개되었다.¹ OCT는 빛의 간섭현상을 기초로 하는 광학적 진단도구로서 초기에는 눈의 망막이나 혈관 내 동맥경화반과 같은 얇은 생체조직의 두께를 보존적으로 측정하기 위해서 개발되었다.² 현재 안과에서 가장 활발하게 이용 및 개발되고 있으며,³ 그 밖에 소화기내과,⁴ 피부과,⁵ 치과⁶를 포함한 임상에서 다양하게 사용되고 있다.

치과 분야에서의 OCT 사용은 1998년 돼지 모델에서 치아의

경조직과 연조직에 처음 적용된 후,⁷ 사람의 전치부와 구치부 치아 조직에서도 기대했던 결과가 유사하게 나타나면서⁶ 최근 들어 OCT를 이용한 치의학적 진단이 매우 일반적이라고 할 수 있을 정도로 많은 사례들이 보고되고 있다. Table 2는 OCT가 적용되고 있는 의료분야의 종류와 그 내용에 대해 정리하였다.⁸

3. 본 논문의 목적

본 논문에서는 OCT의 기본적인 원리와 종류에 대해 자세히 알아보고 OCT가 현재 치의학적 진단에 어떻게 사용되고 있으며 앞으로 어떤 분야에 적용될 수 있는지에 대해 자세하게 알아보고자 한다.

Table 2. Medical applications and contents of OCT

Application fields	Application contents
Ophthalmology	Retina (AMD (Age-Related Macular Degeneration), diabetic retinopathy, glaucoma, retinal macular hole), anterior eye segment (LASIK surgery before/after flap thickness measurement, measuring intraocular lenses, glaucoma narrow iridocorneal angle measurements)
Cardiovascular	Risk thrombosis diagnosis, visualization stents, peripheral vascular disease diagnosis
Dental	X-ray equipment replacement (10-fold higher resolution)
Dermatology	Diagnosis and treatment of skin/scalp, non-invasive blood glucose measurement
Cancer diagnosis	Cancer diagnosis and treatment occurred in the bladder (usually diagnostic endoscopic type), stomach, lung, uterine, breast, skin etc.
Urology	Diagnosis and surgery for prostate, bladder and related diseases
Non-medical fields	Jewelry appraisal, fingerprint detection, medical equipment test, industrial measuring devices, measuring devices for MEMS (Micro Electro Mechanical System) equipment, pharmaceuticals coating state analysis, polymer characterization, thin film thickness measurement, inspection wipers

Data source: Optical Coherence Tomography 2010: Technology, Applications and Markets, Strategies Unlimited, 2010.⁸

본론

1. OCT의 기본적인 원리

OCT의 기본적인 원리는 현재 의학적 진단용으로 활발하게 사용되고 있는 초음파 검사와 비교하여 설명할 수 있다. 초음파 기술은 생체조직에 초음파를 입사시키고 조직 내에서 반사된 신호를 검출하여 영상을 처리하게 된다. 같은 원리로 OCT의 경우 초음파 대신 적외선(infrared light)을 생체조직 내에 입사시키고 반사광을 검출하게 되는데, 빛은 초음파와 달리 매질 속에서의 진행 속도가 빨라 현존하는 전자회로로는 검출이 쉽지 않기 때문에 광 간섭계(interferometer)를 사용하여 신호를 검출한다. OCT는 마이켈슨 간섭계(Michelson interferometer)와 공초점 현미경(confocal microscopy)의 원리를 이용하는데, 간단히 말하면 빛의 산란에 의한 광세기의 변화를 측정하여 그것을 고해상도 영상으로 보여주는 것이다.

마이켈슨 간섭계의 원리는 Fig. 1에서 보이는 것처럼 광원에서 나온 빛이 반은도금 거울에서 반사광과 투과광으로 분할되며 두 개의 빛이 각각의 거울에 반사하여 다시 한 곳으로 모이는데, 이 때 두 거울의 광 경로(거리)의 차이에 따라 간섭무늬가 다르게 나타나는 것을 푸리에(Fourier) 변환과 같은 수치해석학적인 방법을 이용하여 영상으로 구현하는 것이다. Fig. 2에서 설명하는 공초점 현미경의 원리는 광원으로부터 발생된 빛이 이색거울에서 반사되고 대물렌즈와 핀홀을 통해 도달한 초점

위치에서의 한 점에 해당하는 정보를 광검출기로 측정하는 것이다.

이러한 두 가지 장치의 원리를 적용시킨 OCT의 장점은 비교적 넓은 영역(30 mm²)을 측정할 수 있고 10 μm 이하의 분해능을 가지고 있으며, 실시간 확인이 가능할 정도로 빠른 데이터 수집과 그로 인한 고해상도의 영상변환이 그 특징이라고 할 수 있다. 또한, 일반적으로는 광섬유를 기반으로 장치를 제작하므로 기기의 크기를 소형화하여 다양한 부위에 적용할 수 있는 가능성을 보여준다. OCT의 최대 단점이자 장점이 될 수 있는 또 하나의 특성은 조직 내부의 정보를 2-3 mm 깊이 정도까지만 볼 수 있다는 것인데, 피부의 각질층이나 내부 장기의 점막의 정보를 보다 확실하게 영상으로 보여주므로 의학적인 측면에서 의미가 있다. Fig. 3은 OCT와 다른 의료용 영상 장치들과의 분해능 및 조직침투 깊이를 비교한 그래프이다.¹⁰

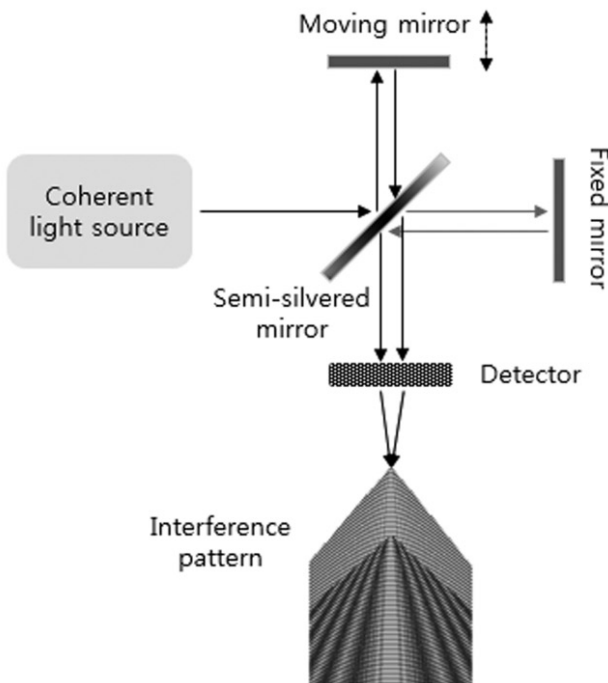


Fig. 1. The principle of the Michelson interferometer.

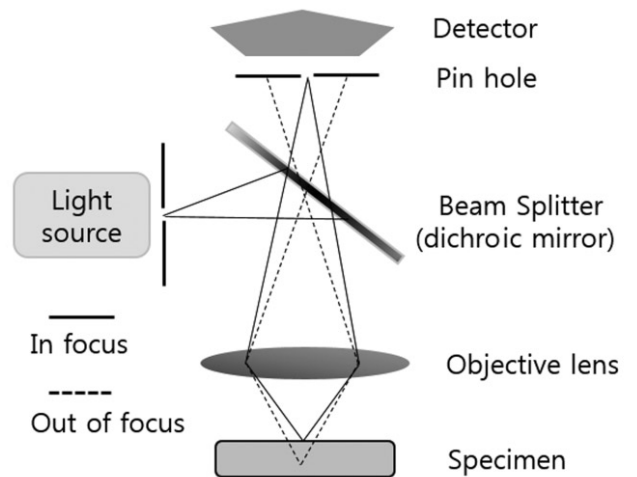


Fig. 2. The principle of confocal microscopy.

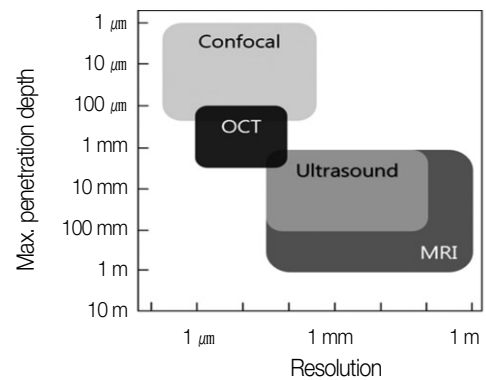


Fig. 3. Comparison of resolution and tissue penetration depth with OCT and other medical imaging equipment. (Data source: OCT supports industrial nondestructive depth analysis. Laser Focus World. 2011.8).¹⁰

2. OCT의 분류

OCT는 스캐닝 속도와 영상을 표현하는 방법을 기준으로 하여 종류를 구별할 수 있다. 1991년 MIT에서 처음으로 개발된 OCT는 광섬유 기반의 마이켈슨 간섭계를 바탕으로 제작된 time domain 방식, 즉 TD-OCT이다. TD-OCT는 마이켈슨 간섭계의 기준 거울(Reference arm)이 움직이면서 다양한 광 경로길이(optical path length)를 만들어내면, 이것이 측정하려는 표본으로부터 반사된 고유의 광 경로길이와 겹치면서 간섭이 발생하고 광 경로차이(optical path difference)에 따른 간섭무늬의 변화가 생긴다. 이 때 생기는 광 경로차이는 광원에서 사용된 빛 파장의 정수배만큼 차이가 나게 된다.¹¹ 그리고 광신호를 전기신호로 변환할 수 있는 광다이오드(PD; photodiode)를 이용하면 그 차이를 수치로 변환이 가능하다. 하지만 이것은 1세대 OCT로서 최근에는 낮은 신호 감도와 느린 스캔 속도의 한계 때문에 거의 연구되지 않고 있는 추세이다. 이후 1995년 frequency domain 또는 fourier domain 방식의 FD-OCT가 등장하면서 지금까지 활발하게 연구가 이루어지고 있는데, 이것은 2세대 OCT라고 할 수 있다. FD-OCT는 TD-OCT에 비하여 깊이 방향 스캐닝(A-Scanning) 속도가 빠르고, 신호대 잡음비(SNR; signal to noise ratio)가 우수하다는 장점을 가진다. 이것은 마이켈슨 간섭계의 원리를 동일하게 사용하지만, 기준 거울은 고정된 상태에서 조직 내부에서 산란되는 신호의 파장 성분을 검출하여 푸리에 변환을 시킴으로써 깊이 정보를 획득하는 원리를 이용한다. Fig. 4는 TD-OCT와 FD-OCT의 기본 작동원리를 보여준다. 이러한 FD-OCT는 회절격자와 푸리에 변환렌즈 및 광검출기로 구성된 분광기를 사용하여 이미지를 얻는 spectral domain 방식(SD-OCT)과 광원

자체의 중심 파장을 바꾸면서 하나의 검출기를 사용하는 swept source 방식(SS-OCT)이 있다.¹² Table 3은 SS-OCT와 SD-OCT의 특징을 비교한 표이다.

Fig. 5는 SD-OCT와 SS-OCT의 구동방식을 간단히 설명해준다.¹³ SD-OCT의 경우에 파장성분을 검출하기 위해 회절격자를 이용하는데, 회절격자는 파장성분에 따라서 간섭무늬를 공간적으로 분산시킨다. 이렇게 공간적으로 분산된 파장성분에 따른 광세기를 광검출기를 가진 CCD카메라로 측정하는 것이다. 3세대 OCT인 SS-OCT는 고화질 및 고속 영상획득이 장점으로 TD-OCT에 비해 프레임 수에서 5배, 영상 획득시간에서 10배 이상의 성능향상을 가져올 수 있고, 5cm의 혈관을 스캔할 경우 약 2-3초 내에 270 프레임 이상의 영상을 획득할 수 있다고 알려져 있다. SS-OCT의 성능은 파장 가변 광원의 스펙트럼과 파장 가변 특성에 의해서 결정된다. 최근에는 기술이 비약적으로 발전하여 100 nm가 넘는 넓은 파장대역을 1 MHz 이상의 높은 반복률로 파장 가변이 가능한 광원이 보고되었으며, 2차원 단층영상의 실시간 재현을 넘어서 3차원 입체영상을 실시간으로 재현하는 수준에까지 이르고 있다.¹⁴

Table 3. Feature comparison of SD-OCT vs SS-OCT

	SD-OCT	SS-OCT
Light source	SLD (Superluminescent Diode)	Swept laser
Center wavelength	840 nm	1,050 nm
A-scan rate	50,000 Hz	100,000 Hz
Resolution (x)	20 μ m	20 μ m
B-scan measurement time	1.0 sec (50x)	1.0 sec (96x)
Imaging depth	2.3 mm	2.6 mm

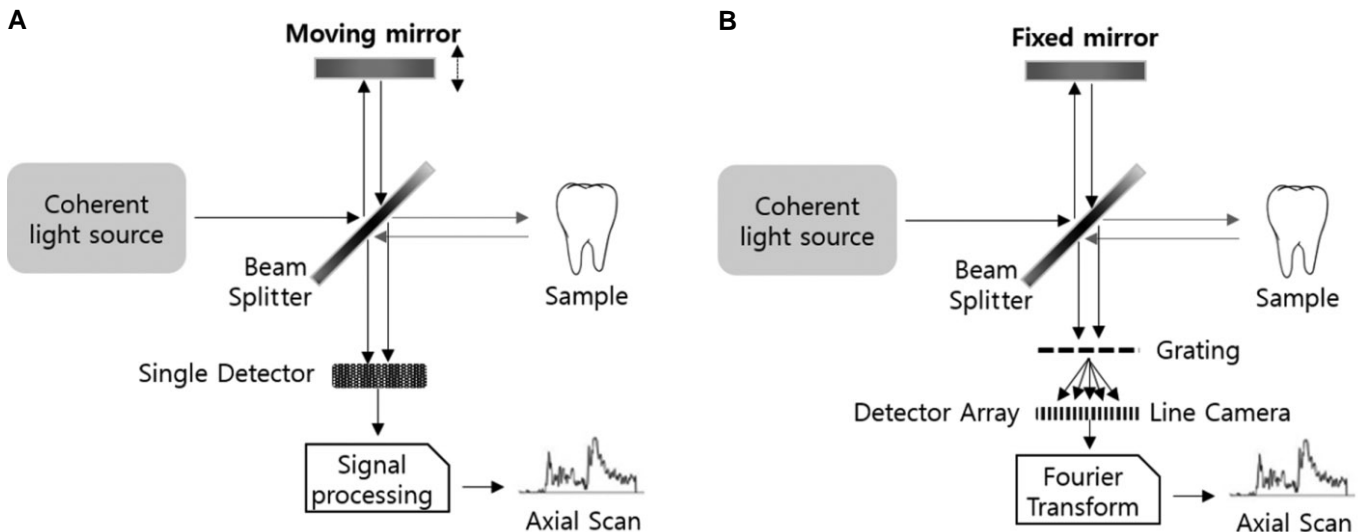


Fig. 4. The schematics of (A) TD-OCT and (B) FD-OCT.

Table 4. Types and principles of OCT by image representation

OCT types	Methods	Principles
TD-OCT	Time domain	Michelson interferometer
FD-OCT	Frequency domain or Fourier domain	Spectral domain
		Swept source
PS-OCT	Polarization sensitive	Polarized light by the birefringence
Doppler OCT		Doppler effect

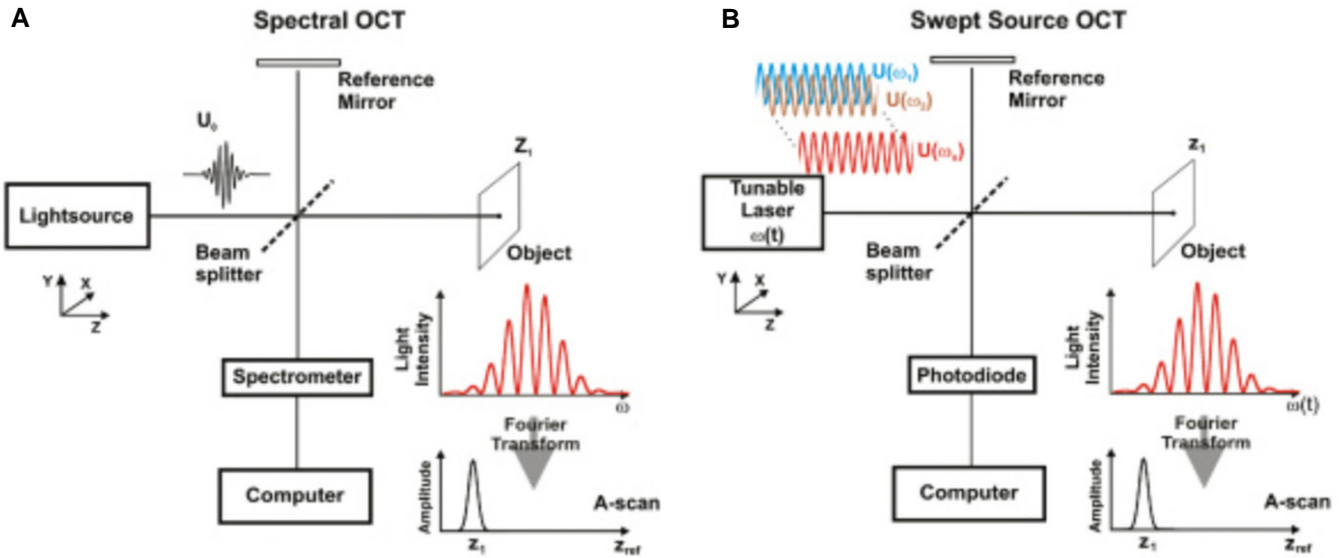


Fig. 5. Block diagrams of the OCT methods with the use of Fourier-domain detection. (A) Spectral OCT, (B) Swept source OCT.

이 밖에도 다양한 영상처리 기술들이 접목되어 단순한 해부학적인 영상을 획득하는 것을 넘어 체내의 화학적인 변화나 동적인 움직임까지 구분할 수 있는 OCT가 있는데 이것의 대표적인 방법이 polarization sensitive 방식의 PS-OCT이다. 입사광에 의한 조직에서의 산란이나 반사에 대한 정보만이 아니고 편광 성분의 변화를 측정하여 기존의 OCT에서 볼 수 없었던 조직의 상태에 대한 정보를 제공해줄 수 있는 장치이다.¹⁵ 이 기술에 있어서 가장 중요한 부분이라고 하면, 인체를 구성하는 대부분의 생체 조직의 경우 비등방성 특성으로 인해 복굴절의 성질을 보이는데 이를 이용하여 콜라겐 단백질의 변성과 같은 정보를 얻을 수 있다는 점이다.¹⁶ 이 방법으로 조직의 내부 변성이나 상처의 치유과정 등을 모니터링 할 수 있기 때문에 최근 들어 많은 관심의 대상이 되고 있다. 또한, 동적인 움직임을 측정하는 OCT로 조직 내의 혈류 등과 같은 움직임이 있는 부분에서 산란되는 광신호가 도플러 현상에 의해 변화하는 것을 이용하는 doppler OCT도 활발하게 연구 중에 있다.¹⁷ 앞서 설명한 OCT의 종류에 대해 Table 4에 간단하게 정리하였다.

3. OCT의 치의학적 적용

치의학 분야에서 초창기 OCT의 사용은 장비의 크기나 광원 제조기술의 한계로 구강 내 경조직과 연조직의 형태 분석을 중심으로 한 연구 위주였다.^{18,20} 하지만 최근 OCT 기술이 점차 발달하면서 치아 우식이나 치주질환 같은 질병의 진단 도구로서 자리잡고 있다. OCT는 단순히 영상을 제공하는 기기를 넘어서 구강질환의 초기 발견을 위한 비침습적 진단 방법으로 각광받고 있다.

3.1 치아 및 치아주위조직의 구조 및 형태학적 평가

1998년 Colston 등⁶⁷은 처음으로 1310 nm 광원의 TD-OCT를 이용한 치아의 영상을 17 μm 분해능의 현미경 사진과 비교하는 연구를 발표하였다. 하지만 이 연구에서는 당시 OCT의 충분하지 못한 조직투과능력으로 인해 단순히 치아의 표면특성만을 분석하였다는 한계가 있다. 또한, 생체 외에서 적용한 실험

로서 돼지의 치아 모델에서 백악법랑경계부와 치은치아경계부의 영상이라는 한계점이 있었다. 이를 개선하기 위한 연구로 2000년 Otis 등²⁰은 인간의 치아 조직을 대상으로 한 생체 내 실험결과를 보고하였다. 이 실험에서 사용된 OCT의 중심 파장은 1310 nm로 12 μm 의 분해능을 보여주었다. 비록 작은 영상이지만 비교적 깊은 깊이(3 mm)의 영상을 획득하였으며 치아의 법랑상아경계부(DEJ)와 치주 조직 영상까지 분석하였다. Feldchtein 등¹⁸은 경구개 점막과 치은 점막의 영상도 볼 수 있음을 확인하였다. 경구개 점막에서는 가장 상부에 편평상피가 170 μm , 그 아래로 고유판층이 200 μm 두께로 나타났다. 치은 점막에서는 650 μm 두께까지 확인하였으나 편평상피층과 고유판층의 뚜렷한 경계를 볼 수는 없었다. 또한, 이들은 polarization 방식으로 치아 경조직을 분석하여 법랑질, 상아질, 그리고 법랑상아경계부가 명확하게 구분된 영상을 얻을 수 있다는 것을 보고하였다. Warren 등²¹은 치측에 따라 치아 구조를 세로로 더욱 자세히 살펴보았다. 그 결과, 치관측은 법랑질에서 상아질까지, 그리고 치근쪽의 백악질에서 상아질까지의 영상을 얻을 수 있었다. OCT는 이와 같은 치아 구조의 형태 분석뿐만 아니라, 치아의 균열(crack)과 미세누출(microlakage)을 탐지하는데 있어서도 효과적으로 사용될 수 있다. 치아의 균열이라고 함은 치아 표면에 눈에 보이지 않는 틈이 생기는 것을 말하는데 이러한 치아의 균열이 계속 진행되면 발치로 이어질 가능성이 있다. Imai 등²²은 DEJ 상방에 생긴 법랑질 균열의 확대 영상을 OCT로 분석하였고, Ishibashi 등²³은 레진 수복물 하방에 생긴 미세누출을 알아보기 위해 OCT를 사용하였다. Braz 등²⁴은 치과용 소형 OCT 프로브를 직접 제작하여 실제로 구강 내에서 영상을 통해 미세누출의 크기(401 $\mu\text{m} \times 148 \mu\text{m}$)를 측정하였고, 이는 실제 크기와 굉장히 비슷하다는 것을 확인할 수 있었다. 최근에는 OCT를 이용하여 치수-상아질 복합체의 영상을 분석한 발표도 있었다. 이 연구에서는 OCT 영상으로 상아질과 치수를 구별

할 수 있음을 보여주었고, 결과적으로 치수 상방에 남은 상아질 양을 평가하는데 효과적이라는 결론을 내렸다. Fig 6은 저자가 직접 관찰한 치아 법랑질 표면의 OCT 영상을 보여주고 있다.

3.2 치아 우식과 치아 마모 및 교모의 평가

치아 우식은 치의학 분야에서 가장 기초적이면서 중요한 질환 중 하나이다. 치아 우식은 높은 유병률을 나타내며, 연령에 크게 상관없이 고르게 분포하는 특징이 있다. 또한, 치아 마모는 교합면이나 치경부에서 치아 구조의 일부가 상실되면서 나타나는 현상이다. 그러므로 OCT가 치아 우식의 초기 단계를 발견하는데 유용하게 쓰일 수 있는 이유는 치아의 법랑질에서는 복굴절 현상이 나타나고 상아세관을 통한 빛의 비등방성 진행도 함께 일어나는 특성 때문이다. 따라서 치아 우식을 탐지하기 위해서 빛의 복굴절 현상을 이용하는 PS-OCT를 적용하는 연구가 많아지고 있다. Baumgartner 등²⁵은 치아 우식에 PS-OCT를 적용한 영상을 처음으로 발표하였고, Wang 등¹⁹은 상아질과 법랑질에서 복굴절 현상을 측정하였으며, 법랑소주가 파장이 진행하는 도관과 같은 역할을 한다고 주장하였다. 뿐만 아니라 치아 경조직과 수복물은 빛의 산란 특성에서 확연한 차이점이 존재하므로 2차 우식의 진단에도 PS-OCT가 적합하다고 하였다.^{26,27} PS-OCT는 보통 가장 초기 단계의 우식을 진단하는데 사용되는데, 이는 초기 단계 우식에서 표면의 탈회 정도를 평가할 수 있기 때문이다.²⁸⁻³¹ 최근에는 OCT시스템에 통합 미세전자기계체계(MEMS: Micro Electro Mechanical System)를 이용한 스캔이 가능해지면서 3차원적인 영상도 제공하게 되었다.³² 이로 인해 초기 탈회부위부터 심한 우식 부위까지 빠르게 탐지할 수 있게 되었다.

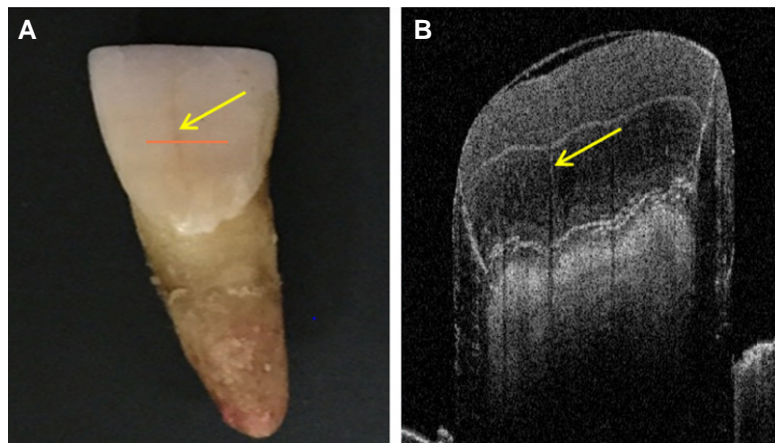


Fig. 6. Image obtained from a distinct enamel crack. (A) A photo examination of the enamel crack using transillumination(arrow) in which SS-OCT scanning was performed along the red line. (B) An SS-OCT image along the red line in (A). (Image courtesy of Korea Photonics Technology Institute).

3.3 치주질환의 평가

치주염은 구강내 만성 질환 중에서 가장 흔하게 나타난다. 인구의 50% 이상에서 나타날 정도로 유병률이 높고, 치주염이 심하게 진행되면 치아를 발치해야 하므로 조기에 발견하여 치료하는 것이 중요하다. 현재까지 치주 분야에서는 치주 조직 및 치은 연하 치석을 관찰하는 연구가 이루어졌다. 앞서 언급했듯이, Colston 등⁷이 치주 조직의 평가에 OCT를 처음으로 적용하였고, Feldchtein 등¹⁸이 치은 점막에서 상피층과 고유판층의 분석을 시도하였다. Baek 등³³은 쥐를 대상으로 교정적 치아이동을 하는 과정에서 치주인대의 상태를 OCT로 평가했다. Hsieh 등³⁴은 치은연하의 치석을 확인하기 위해 생체 외 실험으로 0.8 mm의 치은으로 덮혀 있는 치석이 있는 치아를 돼지 모델에서 평가하였다. 이 실험에서 법랑질, 상아질, 백악질, 치석의 굴절률은 각각 1.625 ± 0.024 , 1.534 ± 0.029 , 1.570 ± 0.021 , 2.097 ± 0.094 로 측정되었다. 굴절률을 알면 정상 조직과 치석을 손쉽게 구별할 수 있다.

3.4 구강암 평가

구강암의 치료에 있어서 생존률을 결정하는 가장 중요한 요인은 구강암의 진행 정도를 구별하는 병기(stage)이다. 초기에 구강암 진단을 받은 경우에는 최소의 침습적인 치료로 장기간 생존률이 향상될 수 있다. Wilder-Smith 등³⁵은 OCT가 암이 발생하는 단계에서 상피와 상피하 조직의 신생물 형성을 탐지할 수 있다고 보고하였다. Jung 등³⁶은 햄스터 볼주머니를 이용한 실험에서 OCT를 이용하여 같은 결과를 보여주었고, Doppler OCT를 이용한 3차원 영상으로 구강암 조직을 더 선명하게 진단할 수 있음을 보여주었다. 또한, 나노 입자를 이용하여 구강암 초기 단계에서 OCT의 선명한 영상을 얻을 수 있었다는 보고도 있다.³⁷

그 외의 연구들로, Tsai 등³⁸은 SS-OCT를 이용하여 편평상피세포암(squamous cell carcinoma)의 진행 정도에 따라 Mild dysplasia (MiD), Moderate dysplasia (MoD), Early-stage SCC (ES-SCC), Well-developed SCC (WD-SCC)의 4단계로 분류하였다. 각 단계에 따른 OCT의 영상을 비교하였을 때, MiD와 MoD의 전암병소와 ES-SCC와 WD-SCC의 암병소는 구별이 가능한 것을 확인하였다. 그리고 Lee 등³⁹은 구강점막하 섬유증(oral submucous fibrosis)에서도 OCT를 통한 진단이 가능할 수 있음을 보여주었다. 이처럼 OCT는 구강암의 조기 진단, 병리학적 발병원인, 악성 변화의 예후 측정, 종양 재발의 위험도 및 치료에 대한 종양의 반응 정도를 알아보는데 효과적일 수 있다.

3.5 치과보철물의 변연적합도 평가

치과용 보철물이 구강 내에서 본래의 기능을 수행하기 위해서는 치아와 해당 보철물과의 적합도를 평가하는 것이 가장

중요하다. 보철물과의 적합도가 좋지 않을 경우 치아와 보철물 사이의 간격이 발생하게 되고 그 사이로 각종 세균 및 음식물이 끼게 되면 2차 우식증 등의 부작용이 발생하게 되는 원인이 될 수 있다. 그러므로 보철물의 하부코어 적합도의 우수성이 보철치료의 예후를 높일 수 있는 척도라 할 수 있다. 이러한 보철물의 적합도를 측정하기 위한 기존의 방법으로는 마이크로 CT (Micro computed tomography)를 이용한 방법이 있지만 장비가 고가이고, 측정시간이 오래 걸린다는 단점이 있다. 이러한 단점을 극복하기 위하여 Kim과 Kim⁴⁰은 OCT를 이용하여 치과용 지르코니아 코어의 적합도를 분석하여 임상적 허용수치를 넘지 않는 범위 내의 내면 적합도를 측정할 수 있음을 보였다. Fig. 7은 OCT를 이용하여 지르코니아 코어와 치아 내면 적합도를 관찰하고 측정한 이미지이다. 최근 심미성 및 생체적합도가 높은 지르코니아 보철 재료의 사용이 급격히 증가하고 있는 추세를 감안할 때, 실시간 측정이 가능하고 고해상도의 특징을 가지는 OCT의 치과 보철학에 대한 수요는 증가할 것으로 사료된다.

3.6 기타 치의학 관련 질환 평가

OCT를 이용하여 기본적인 치아우식, 치주질환, 구강암의 진단을 하는 것 이외에도 편평태선, 유선포창, 또는 혈관질환과 같은 점막 병변의 진단에 적용될 수 있는 가능성이 있으며,⁴¹ 근관치료 영역에서는 상악 제1대구치의 MB2 근관을 찾거나,⁴² 수

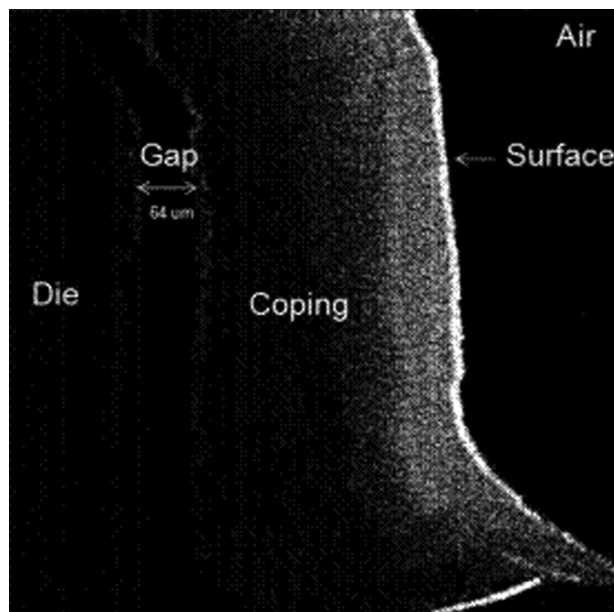


Fig. 7. Marginal image of zirconia core and teeth by using OCT (coping: zirconia core, die: plaster cast, gap: marginal fidelity, surface: surface of zirconia core), (with permission from J Korean Content Soc⁴⁰).

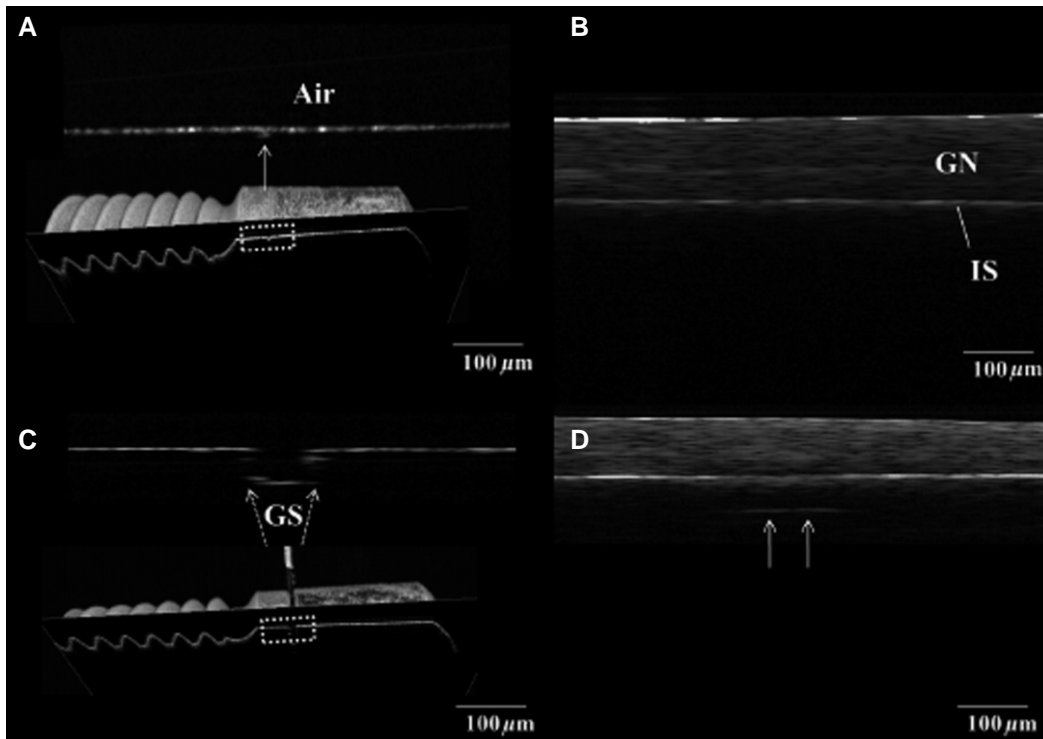


Fig. 8. Measurement of marginal fit between implant and abutment using 3-D OCT. (A) OCT image of the control which was tightened without stainless steel plates with three-dimensional (3-D) OCT image. (B) The sample in (a) overlaid with porcine gingiva (GN). Implant surface is in a close proximity to the GN. (C) Increased signal intensity at the implant-abutment interface corresponds to gap between an implant and an abutment in OCT image (arrows). The length of this line indicates GS. The bottom image is a 3-D OCT scan. (D) Porcine tissue covering the implant-abutment interface. The gap (arrows) can be clearly observed in this sample (with permission from J Biomed Opt⁴⁵).

복 영역에서는 세라믹 수복물과 치아의 접착 계면 부위를 평가할 수도 있다.^{43,44} 또한, 임플란트 영역에서는 임플란트와 지대주 사이의 변연 적합도를 알아보는데 있어서도 효과가 있는 것으로 나타났다.⁴⁵ Fig. 8은 임플란트와 지대주 사이의 변연 적합도를 OCT촬영을 통해 분석한 사진이다.

결론

현대 의학의 영상 진단법으로 X선을 이용하는 X-ray와 CT, 자기장을 이용하는 MRI, 감마선을 이용하는 PET, 초음파를 이용하는 초음파 검사에 이어 적외선을 이용하는 OCT라는 새로운 분야가 개척되고 있다. 이는 기존 영상 진단 도구들과 달리 빛의 광학적인 특징을 이용한 검사법으로 안과, 피부과, 심혈관계, 소화기계, 비뇨기계통뿐만 아니라 치과적 영역까지 널리 적용되고 있다.

치의학 영역에서의 OCT는 크게 치아의 형태학적 문제 분석(치아 균열, 치질 결손부, 법랑질 및 상아질 잔존 두께 측정 등)과 초기 치아 우식 및 탈회 부위, 치은 연하 치석 탐지, 구강암 병소의 진행상태 확인, 연조직 질환의 진단, 치아-수복물 계면

의 미세누출 및 임플란트의 보철물 변연적합도 평가에 사용되고 있다.

OCT는 이미 개발된 지 25년 정도 지났고 많은 기술의 발전으로 치의학 분야에서도 활발히 사용되고 있지만, 아직 구강내에 적용하기에는 많은 한계점이 있다. 처음에 의료용으로 제작되었기 때문에 조직이나 점막을 기준으로 광원의 파장이 결정되어 치아 주위의 연조직에서는 깊이를 예측하기에 빛의 흡수나 산란이 적당하지만, 치아 경조직에서는 산란의 정도가 심해진다는 점이 가장 큰 문제점이라고 할 수 있다. 구강 내에는 법랑질, 상아질 등과 같은 치아의 경조직뿐만 아니라 금속이나 세라믹으로 이루어진 보철물이 있는 경우도 흔하다. 따라서 일반적으로 개발되어 사용되고 있는 1310nm의 파장보다 긴 파장의 광원을 사용하는 등 새로운 광원이 개발된다면 경조직 및 보철물의 진단까지 영역을 확장하여 치의학 분야에서 더 좋은 결과를 가져올 수 있을 것이라 판단된다.

ORCID

Jun-Jae Lee <http://orcid.org/0000-0002-5496-0168>

References

1. Huang D, Swanson EA, Lin CP, Schuman JS, Stinson WG, Chang W, Hee MR, Flotte T, Gregory K, Puliafito CA, Fujimoto JG. Optical coherence tomography. *Science* 1991;254:1178-81.
2. Brezinski ME, Tearney GJ, Weissman NJ, Boppart SA, Bouma BE, Hee MR, Weyman AE, Swanson EA, Southern JF, Fujimoto JG. Assessing atherosclerotic plaque morphology: comparison of optical coherence tomography and high frequency intravascular ultrasound. *Heart* 1997;77:397-403.
3. Wang Y, Bower BA, Izatt JA, Tan O, Huang D. Retinal blood flow measurement by circumpapillary Fourier domain Doppler optical coherence tomography. *J Biomed Opt* 2008;13:064003.
4. Poneros JM, Brand S, Bouma BE, Tearney GJ, Compton CC, Nishioka NS. Diagnosis of specialized intestinal metaplasia by optical coherence tomography. *Gastroenterology* 2001;120:7-12.
5. Pierce MC, Strasswimmer J, Hyle Park B, Cense B, De Boer JF. Birefringence measurements in human skin using polarization-sensitive optical coherence tomography. *J Biomed Opt* 2004;9:287-91.
6. Colston BW, Sathyam Jr US, Dasilva LB, Everett MJ. Dental OCT. *Opt Express* 1998;3:230-8.
7. Colston BW Jr, Everett MJ, Da Silva LB, Otis LL, Stroeve P, Nathel H. Imaging of hard- and soft-tissue structure in the oral cavity by optical coherence tomography. *Appl Opt* 1998;37:3582-5.
8. Optical Coherence Tomography 2010: Technology, Applications and Markets, Strategies Unlimited, 2010.
9. Leitgeb R, Hitzberger C, Fercher A. Performance of fourier domain vs. time domain optical coherence tomography. *Opt Express* 2003;11:889-94.
10. OCT supports industrial nondestructive depth analysis. *Laser Focus World*. 2011.8.
11. Hsieh YS, Ho YC, Lee SY, Chuang CC, Tsai JC, Lin KF, Sun CW. Dental optical coherence tomography. *Sensors (Basel)* 2013;13:8928-49.
12. Fercher AF, Drexler W, Hitzberger CK, Lasser T. Optical coherence tomography-principles and applications. *Rep Prog Phys* 2003;66:239-303.
13. Maciej Wojtkowski, High-speed optical coherence tomography: basics and applications, *Appl Opt* 2010;49:30-61.
14. Wieser W, Biedermann BR, Klein T, Eigenwillig CM, Huber R. Multi-megahertz OCT: High quality 3D imaging at 20 million A-scans and 4.5 GVoxels per second. *Opt Express* 2010;18:14685-704.
15. Strasswimmer J, Pierce MC, Park BH, Neel V, de Boer JF. Polarization-sensitive optical coherence tomography of invasive basal cell carcinoma. *J Biomed Opt* 2004;9:292-8.
16. Sakai S, Yamanari M, Lim Y, Nakagawa N, Yasuno Y. In vivo evaluation of human skin anisotropy by polarization-sensitive optical coherence tomography. *Biomed Opt Express* 2011;2:2623-31.
17. Yazdanfar S, Rollins AM, Izatt JA. In vivo imaging of human retinal flow dynamics by color Doppler optical coherence tomography. *Arch Ophthalmol* 2003;121:235-9.
18. Feldchtein F, Gelikonov V, Iksanov R, Gelikonov G, Kuranov R, Sergeev A, Gladkova N, Ourutina M, Reitze D, Warren J. In vivo OCT imaging of hard and soft tissue of the oral cavity. *Opt Express* 1998;3:239-50.
19. Wang XJ, Milner TE, de Boer JF, Zhang Y, Pashley DH, Nelson JS. Characterization of dentin and enamel by use of optical coherence tomography. *Appl Opt* 1999;38:2092-6.
20. Otis LL, Everett MJ, Sathyam US, Colston BW Jr. Optical coherence tomography: a new imaging technology for dentistry. *J Am Dent Assoc* 2000;131:511-4.
21. Warren JA, Gelikonov GV, Gelikonov VM, Feldchtein FI, Beach NM, Moores MD, Reitze DH. Imaging and characterization of dental structure using optical coherence tomography. *Pros Laser Electro Optic CLEO* 1998;3-8.
22. Imai K, Shimada Y, Sadr A, Sumi Y, Tagami J. Noninvasive cross-sectional visualization of enamel cracks by optical coherence tomography in vitro. *J Endod* 2012;38:1269-74.
23. Ishibashi K, Ozawa N, Tagami J, Sumi Y. Swept-source optical coherence tomography as a new tool to evaluate defects of resin-based composite restorations. *J Dent* 2011;39:543-8.
24. Braz AK, Kyotoku BB, Gomes AS. In vitro tomographic image of human pulp-dentin complex: optical coherence tomography and histology. *J Endod* 2009;35:1218-21.
25. Baumgartner A, Hitzberger CK, Dichtl S, Sattmann H, Moritz A, Sperr W, Fercher AF. Optical coherence tomography of dental structures. *Lasers in Dent* 1998;3248:130-6.
26. Fried D, Xie J, Shafi S, Featherstone JD, Breunig TM, Le C. Imaging caries lesions and lesion progression with polarization sensitive optical coherence tomography. *J Biomed Opt* 2002;7:618-27.
27. Le MH, Darling CL, Fried D. Automated analysis of lesion depth and integrated reflectivity in PS-OCT scans of tooth demineralization. *Lasers Surg Med* 2010;42:62-8.
28. Lee C, Darling CL, Fried D. Polarization-sensitive optical coherence tomographic imaging of artificial demineralization on exposed surfaces of tooth roots. *Dent Mater* 2009;25:721-8.
29. Wu J, Fried D. High contrast near-infrared polarized reflectance images of demineralization on tooth buccal and occlusal surfaces at $\lambda = 1310\text{-nm}$. *Lasers Surg Med* 2009;41:208-13.
30. Chen Y, Otis L, Piao D, Zhu Q. Characterization of dentin, enamel, and carious lesions by a polarization-sensitive optical coherence tomography system. *Appl Opt* 2005;44:2041-8.
31. Louie T, Lee C, Hsu D, Hirasuna K, Manesh S, Staninec M, Darling CL, Fried D. Clinical assessment of early tooth demineralization using polarization sensitive optical coherence tomography. *Lasers Surg Med* 2010;42:738-45.
32. Fried D, Staninec M, Darling C, Kang H, Chan K. Monitoring tooth demineralization using a cross polarization optical coherence tomographic system with an integrated MEMS scanner. *Proc SPIE Int Soc Opt Eng* 2012;8208.
33. Baek JH, Na J, Lee BH, Choi E, Son WS. Optical approach to the periodontal ligament under orthodontic tooth movement: a preliminary study with optical coherence tomography. *Am J Orthod Dentofacial Orthop* 2009;135:252-9.
34. Hsieh YS, Ho YC, Lee SY, Lu CW, Jiang CP, Chuang CC, Wang CY, Sun CW. Subgingival calculus imaging based on swept-source optical coherence tomography. *J Biomed Opt* 2011;16:071409.

35. Wilder-Smith P, Jung WG, Brenner M, Osann K, Beydoun H, Messadi D, Chen Z. In vivo optical coherence tomography for the diagnosis of oral malignancy. *Lasers Surg Med* 2004;35:269-75.
36. Jung W, Zhang J, Chung J, Wilder-Smith P, Brenner M, Nelson JS, Chen Z. Advances in oral cancer detection using optical coherence tomography. *IEEE JOST in Quantum Electronics* 2005;11:811-7.
37. Kim CS, Wilder-Smith P, Ahn YC, Liaw LH, Chen Z, Kwon YJ. Enhanced detection of early-stage oral cancer in vivo by optical coherence tomography using multimodal delivery of gold nanoparticles. *J Biomed Opt* 2009;14:034008.
38. Tsai MT, Lee CK, Lee HC, Chen HM, Chiang CP, Wang YM, Yang CC. Differentiating oral lesions in different carcinogenesis stages with optical coherence tomography. *J Biomed Opt* 2009;14:044028.
39. Lee CK, Tsai MT, Lee HC, Chen HM, Chiang CP, Wang YM, Yang CC. Diagnosis of oral submucous fibrosis with optical coherence tomography. *J Biomed Opt* 2009;14:054008.
40. Kim JH, Kim KB. Analysis of the marginal and internal fit of dental zirconia core using optical coherence tomography (OCT). *J Korea Content Soc* 2012;12:240-7.
41. Di Stasio D, Lauritano D, Romano A, Salerno C, Minervini G, Gentile E, Serpico R, Lucchese A. In vivo Characterization of oral pemphigus vulgaris by optical coherence tomography. *J Biol Regul Homeost Agents* 2015;29:39-41.
42. Iino Y, Ebihara A, Yoshioka T, Kawamura J, Watanabe S, Hanada T, Nakano K, Sumi Y, Suda H. Detection of a second mesiobuccal canal in maxillary molars by swept-source optical coherence tomography. *J Endod* 2014;40:1865-8.
43. Lin CL, Kuo WC, Yu JJ, Huang SF. Examination of ceramic restorative material interfacial debonding using acoustic emission and optical coherence tomography. *Dent Mater* 2013;29:382-8.
44. Lin CL, Kuo WC, Chang YH, Yu JJ, Lin YC. Examination of ceramic/enamel interfacial debonding using acoustic emission and optical coherence tomography. *Dent Mater* 2014;30:910-6.
45. Kikuchi K, Akiba N, Sadr A, Sumi Y, Tagami J, Minakuchi S. Evaluation of the marginal fit at implant-abutment interface by optical coherence tomography. *J Biomed Opt* 2014;19:055002.

치의학 분야에 대한 광간섭 단층영상기기(optical coherence tomography)의 적용 가능성 고찰

표세욱¹ · 임영준¹ · 이원진² · 이준재^{1*}

¹서울대학교 치의학대학원 치과보철학교실, ²서울대학교 치과대학 구강악안면방사선학교실

목적: 본 논문은 다양한 의료분야 진단에 사용되고 있는 비침습적 영상진단장치 중 낮은 투과 깊이를 가지지만 우수한 분해능과 실시간 영상획득이 가능한 광간섭 단층영상기기(OCT)의 기본 작동 원리, 종류, 장단점 및 응용분야 등을 소개한다.

재료 및 방법: 본 논문에 사용된 연구 데이터는 PubMed, 의료저널 및 관련논문을 검색하여 작성하였다.

결과: OCT를 이용하여 비침습적인 방법으로 실시간 영상 획득 및 고해상도의 생물학적 미세구조 관찰이 가능하며 이는 치아균열, 치아우식, 치아의 마모, 치주질환, 구강암, 그리고 수복물의 미세누출 평가 등에 유용하다.

결론: 현재 다양한 치의학적 진단에 OCT가 사용되고 있으며, 특히 치과보철학 분야에 있어서 지르코니아와 같은 재료의 발전과 함께 더욱 활용범위가 넓어질 것으로 판단된다. (*대한치과보철학회지* 2017;55:100-10)

주요단어: 광간섭단층영상기기; 구강진단; 치과영상

*교신저자: 이준재

03080 서울시 종로구 대학로 101 서울대학교 치과대학 치과보철학교실

02 2072 2940: e-mail, jazzyguts@gmail.com

원고접수일: 2016년 7월 11일 / 원고최종수정일: 2016년 9월 7일 / 원고채택일: 2016년

9월 9일

© 2017 대한치과보철학회

© 이 글은 크리에이티브 커먼즈 코리아 저작자표시-비영리 3.0 대한민국 라이선스에 따라
이용하실 수 있습니다.

※ 이 논문은 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(NRF-2015M3A9E2067369).