

## 치석 진단용 소형 프로브 기반 광간섭단층촬영 시스템

이창호<sup>1</sup> · 우채경<sup>2</sup> · 정응규<sup>3,+</sup> · 강현욱<sup>4,+</sup> · 오정환<sup>4,+</sup> · 김지현<sup>1,+</sup>

### A Handheld Probe Based Optical Coherence Tomography System for Diagnosis of Dental Calculus

Changho Lee<sup>1</sup>, Chaikyoung Woo<sup>2</sup>, Woonggyu Jung<sup>3,+</sup>, Hyun Wook Kang<sup>4,+</sup>, Junghwan Oh<sup>4,+</sup>, and Jeehyun Kim<sup>1,+</sup>

#### Abstract

Optical coherence tomography(OCT) is a noninvasive optical imaging tool for biomedical applications. OCT can provide depth resolved two/three dimensional morphological images on biological samples. In this paper, we integrated an OCT system that was composed of an SLED(Superluminescent Light Emitting Diode,  $\lambda_0=1305$  nm bandwidth= 141 nm), a reference arm adopting a rapid scanning optical delay line(RSOD) to get high speed imaging, and a sample arm that used a micro electro mechanical systems(MEMS) scanning mirror. The sample arm contained a compact probe for imaging dental structures. The performance of the system was evaluated by imaging in-vivo human teeth with dental calculus, and the results indicated distinct appearance of dental calculus from enamel, gum or decayed teeth. The developed probe and system could successfully confirm the presence of dental calculus with a very high spatial resolution(6  $\mu$ m).

**Keywords :** Optical Coherence Tomography, MEMS Probe, Dental Imaging

#### 1. 서론

현대인들은 바쁜 생활로 인해 건강관리에 어려움이 있으며 특히 치아관리가 어려워 잇몸 질환을 앓고 있는 사람들이 늘어나고 있다. 잇몸질환의 주요 원인 중 하나인 치석은 음식물 찌꺼기나 플라그, 침 등의 무기물질 등이 결합하여 돌처럼 치아 표면에 붙어있는 부착물이다. 치석을 방치하면 구취가 발생하여 다른 사람들에게 불쾌감을 줄 수 있고, 치아 주위 조직에 염증이 생기는 치주염이 발생할 수 있다. 치석과 치아의 색 차이가 크게 없어 육안으로 확인하는데 어려움이 있다. 이에 보통의 치과에서는 치석생성 여부를 확인하고자 치아에 염색제를 도포하거나 탐침(익스플로러)를 이용하여 치아의 표면을 긁어 치석 발생 여부를 육안으로 확인하고 있다[1, 3].

일반적으로 치과에서 치아나 잇몸, 신경 등 치아 전반의 상태를 확

인하기 위해서 사용되는 X-ray 나 CT(X-ray Computerized Tomography)의 경우 X-ray 광원을 이용하기에 사용빈도나 노출 시간에 제한이 있으며 해상도가 낮아 전체 치아의 구조적인 상태를 보는 것에는 무리가 없으나 치석과 같은 작은 구조는 관찰에 어려움이 있다[5, 6]. 또 다른 치석을 확인 하는 방법인 탐침(익스플로러)를 이용하여 치아의 표면을 긁어보거나 의사의 육안으로 검사하는 방법은 판단 기준이 모호하고 의사의 판단에 의존할 수 밖에 없으며 환자에게 이질감이나 아픔을 줄 수 있다. 가장 효과적으로 치석 생성 여부를 확인 할 수 있는 염색제는 의사와 환자 모두 치석 생성 여부를 쉽게 확인 할 수 있어 환자의 경각심을 일으킬 수 있다는 장점이 있으나 일정 기간 동안 치아와 잇몸, 혀 등 입안 전체가 염색되어 환자에게 거부감을 들게 하며 일상생활에도 불편함을 느낄 수 있다[1-3].

광간섭 단층촬영기[Optical Coherence Tomography (OCT)]는 1987년에 개발된 Optical Coherence Domain Reflectometry (OCDR)를 확장 응용한 것으로 1991년 David Huang 에 의해서 처음 개발되었다. OCDR 은 마이켈슨 저간섭계를 이용하여 샘플의 깊이 에 따라 역산란(backscattering)되는 빛의 세기를 일차원적으로 얻는 시스템이다. OCT 는 이런 OCDR 시스템에서 횡방향 스캐닝(transverse scanning)을 추가 하여 초음파 방식의 B-mode 스캐닝 영상에 해당하는 이차원 영상을 획득하는 시스템이다[12-15]. OCT 는 수 마이크로미터의 높은 해상도를 가지며 실시간 영상 획득

<sup>1</sup>경북대학교 전자전기컴퓨터공학부(School of Electrical Engineering and Computer Science, Kyungpook National University)

<sup>2</sup>이큐메드(주)(EQ Med Co., Ltd.)

<sup>3</sup>울산과학기술대학교 나노생명화학공학부(School of Nano-Bioscience and Chemical Engineering, Ulsan National Institute of Science and Technology)

<sup>4</sup>부경대학교 의공학과(E10-215, Biomeical Engineering Department, Pukyong National University)

<sup>+</sup>Corresponding author: wgjung@unist.ac.kr, jungoh@pknu.ac.kr, wkang@pknu.ac.kr, jeehk@knu.ac.kr

(Received : Mar. 4, 2012, Revised : May 14, 2012, Accepted : May 15, 2012)

득이 가능하며 근적외선을 이용하기에 노출시간이나 사용빈도에 제한이 없으며, 염색제를 사용하지 않기에 염료를 삼키거나 염료로 인한 불편함이 없다는 장점을 가지고 있다.

OCT의 샘플 프로브에는 benchtop, hand-held, 그리고 endoscope 타입 등이 있다. 가장 기본이 되는 benchtop 타입은 현미경의 형태로 고정된 샘플을 측정하는데 많이 사용되고 있다. Hand-held 타입은 benchtop 변형된 형태로 갈바노미터 스캐너 (galvanometer scanner)를 이용하여 작은 사이즈로 편리하게 2D 단층 이미지 획득이 가능하나 갈바노미터 스캐너의 사이즈에 의한 샘플 프로브의 크기가 정해지므로 치아와 같이 입안 구조를 측정하는 데에 적합하지 않다. Endoscope 타입은 사람이나 동물의 깊은 혈관 등을 측정하는데 적합한 타입으로 2D 스캔을 위해 갈바노미터 스캐너나 MEMS형 mirror 를 사용하지 않고 광섬유에 그린렌즈 (GRIN lens) 등을 부착 후, 광섬유를 회전시켜 2차원 영상을 획득할 수 있도록 한다.

본 논문은 OCT 의 기본 이론을 바탕으로 시스템을 구현하였으며 hand-held 타입 프로브의 갈바노미터 스캐너 대신 소형 MEMS형 scanning mirror 를 이용하여 직접 입안에 넣어서 치아의 OCT 이미지를 획득하기 적합한 프로브를 제작하였다. 개발된 MEMS형 프로브를 이용해 치아 내부 구조의 단층 이미지를 비침식적으로 획득하였다. 또한 치아 표면에 생성된 치석의 단층 이미지를 획득한 후, 눈으로 치석과는 구분하기 어려운 치아와 충치의 단층 이미지를 비교하여 내부 구조가 서로 다를 경우 OCT 이미지를 통하여 확인하였다.

## 2. 실험 방법

### 2.1 실험 구성

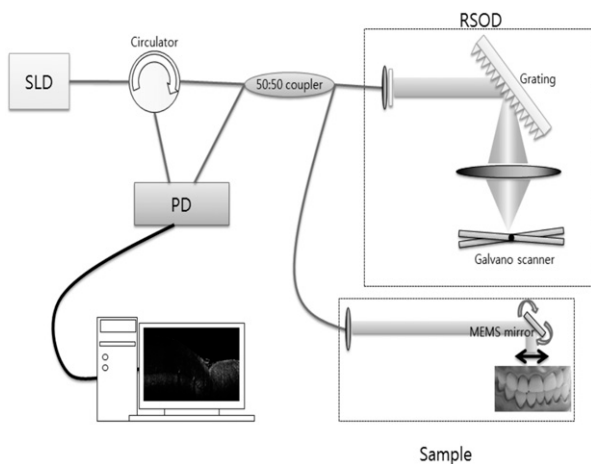


Fig. 1. Schematic of the OCT system adopting a rapid scanning optical delay line (RSOD).

Fig. 1은 제작된 RSOD형 OCT 시스템의 구성도이다. Fig. 1에서와 같이 광원으로는 중심 파장이 1305 nm, 반치폭(FWHM) 141 nm의 특성을 가지는 SLED (Superluminescent Light Emitting Diode)를 사용하였으며, 50 : 50 커플러를 이용하여, 광원의 파워를 각각 RSOD로 구성된 기준단과 MEMS scanning mirror로 구현된 샘플단으로 전달하였다[6-11]. 기준단은 콜리메이터(collimator)와 반사경, 회절격자, 대물렌즈와 스캐닝거울이 달린 갈바노미터 스캐너(galvanometer scanner), 그리고 반사된 빛의 경로 조정을 위한 반사경으로 구성하였다. 갈바노미터 스캐너는 함수발생기(function generator)를 통해서 300 Hz의 주파수와 400 mVpp의 오프셋으로 구동되는 ramp 파가 주입되어 구동된다. 샘플단과 기준단의 광경로가 광원의 가간섭거리 안에 있는 경우, 간섭 신호가 광 검출기를 통해서 확인된다. 본 시스템에서 SNR(Signal to Noise Ratio)을 높이기 위하여 balanced photo detector (PDB140C, Thorlabs, Inc.)를 광검출기로 사용하였으며, 광검출기를 통하여 검출된 신호는 DAQ와 Labview(Natioanl Instrument Corporation) 프로그램을 이용하여, 광검출기를 통해 검출된 신호를 A/D 변환 후 FFT를 통해 실시간으로 영상을 보여주게 된다. 획득된 데이터는 200개의 A-scan으로 하나의 2D 영상을 보여주며, 보여지는 데이터는 BMP 파일로 저장하게 된다.[5, 6, 9, 13]

### 2.2 치과용 OCT 프로브 제작

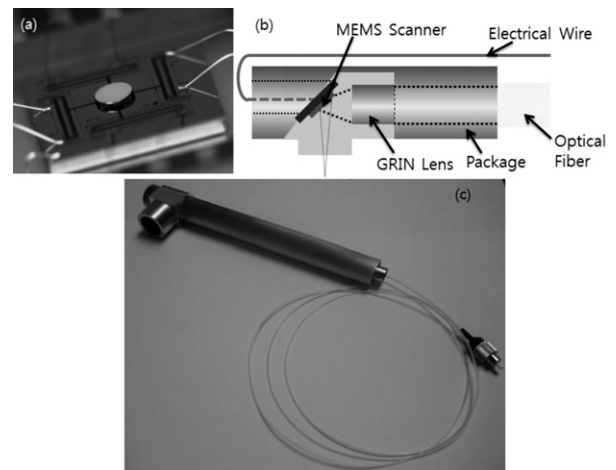


Fig. 2. (a) MEMS mirror with actuator, (b) Schematic of dental OCT MEMS probe, (c) Packaged dental OCT MEMS probe.

치과용 OCT 프로브를 제작하기 위하여 Micro Electro Mechanical Systems(MEMS)형 거울을 이용하여 제작하였다. Fig. 2(a)와 같이 직경 3.3 mm, 두께가 약 1.5  $\mu\text{m}$  ~ 2.0  $\mu\text{m}$ 의 MEMS 거울이 2축으로 작동되는 스캐닝 액츄에이터 (3.3 mm  $\times$  2.6 mm) 위에서 움직일 수 있도록 설계되었다. 본 논문에서 사용된 MEMS형 거울은 X축으로 약 8 kHz, Y축으로 약 3.5 kHz까지

구동이 가능하며, 30° 까지 스캔 가능하다. 본 실험에서는 X 축으로 약 2 kHz, 15° 로 구동하였으며 Y 으로는 구동하지 않았다. 또한 약 100 V 의 전압을 인가시켜서 일정한 선형적인 스캔이 가능하도록 하였다. 제작된 MEMS형 거울을 이용하여 Fig. 3의 (b), (c)와 같은 형태의 초소형 치과용 OCT 프로브를 제작하였다. Fig. 2의 (b)는 치과용 프로브 구성도이며 (c)는 실제 제작된 치과 전용 OCT MEMS 프로브의 모습이다. 먼저 프로브의 사이즈 크기를 줄이기 위하여 일반적으로 사용되는 대물렌즈 대신에 그린렌즈(GRIN lens)를 사용하여 싱글모드 광 섬유를 통해서 들어오는 빔을 포커싱시켰다. 직경이 1.4 mm 이고 working distance 가 6.6 mm 인 그린렌즈를 사용하여 빔 스팟 사이즈가 약 20 μm 가 되도록 하였다. 그린렌즈를 싱글모드 광섬유와 결합하기 위하여, 에폭시 접착제를 이용하여 붙인 후에 플라스틱 슬립을 이용하여 패키징하여 제작하였다. 그린렌즈에서 포커싱 된 빔은 MEMS 거울을 맞은 후에 90° 로 경로를 변화시켜서 샘플에 포커싱 되게 된다. 1차적으로 제작된 프로브는 자체 케이싱을 통해서 Fig. 3의 (c)와 같은 형태로 완성이 되었다. 완성된 프로브는 시스템에 설치된 커플러를 통해 약 3 mW 의 파워를 입력받아 약 1.2 mW 를 출력함을 확인하였다.

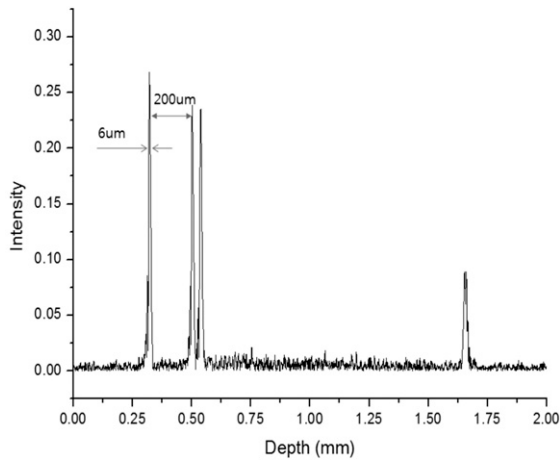


Fig. 3. Measurement of Spatial resolution(6 μm).

### 2.3 시스템 성능 확인

시스템은 중심파장( $\lambda_0$ )이 1305 nm 이고 반치폭( $\Delta\lambda$ ) 이 141 nm 인 SLED 를 이용하여 시스템을 구성하였으므로 수식(1)을 통해 OCT 의 축방향 해상도(axial resolution,  $l_c$ ) 5.3 μm 의 이론적인 값을 가지는 것을 확인 할 수 있다.

$$l_c = \frac{2 \ln 2}{\pi} \frac{\lambda_0}{\Delta\lambda} = 5.314 \mu m \quad (1)$$

또한 횡방향 해상도(lateral resolution,  $\Delta x$ )은 샘플 프로브에 장착한 대물렌즈 (초점거리,  $f = 6.6 \text{ mm}$  , 렌즈에 입사되는 빔 사

이즈,  $d = 20 \text{ mm}$ )에 의해 결정되므로 시스템의 횡방향 해상도( $\Delta x$ )는 약 7.8 μm 의 값을 가지는 것을 수식 (2)을 통하여 확인하였다.

$$\Delta x = \frac{4\lambda_c}{\pi} \frac{f}{d} = 7.8 \mu m \quad (2)$$

제작된 시스템의 검증을 위하여 축방향과 횡방향 해상도를 다음과 같이 측정하였다. 축방향 해상도를 측정하기 위하여 약 200 μm 두께의 커버글라스와 약 1.3 mm 의 슬라이드 글라스를 겹쳐서 샘플 프로브를 이용하여 측정하였다. 측정 결과, 피크의 폭은 약 6 μm 정도가 됨을 확인할 수 있었다.

횡방향 해상도를 측정하기 위해 제작된 샘플 프로브에서 출력되는 빔 사이즈를 측정하였다. 샘플 프로브 전면에 반사 거울을 설치 한 후 반사된 빔이 모두 샘플 프로브로 돌아가도록 한다. 반사 거울을 통해 되돌아온 빔의 파워를 측정한 후 초점거리에 얇은 막대를 설치 하되 막대는 마이크로 스케일 스테이지 위에 설치하여 횡으로 이동 할 수 있도록 하며 빔을 가리지 않도록 설치한다. 설치된 막대를 움직여 빔의 파워가 감소하기 시작한 점에서 막대가 빔을 완전히 가려 파워가 측정되지 않는 점까지의 거리를 측정한다. 측정된 축방향 해상도는 약 15 μm 로 수식으로 계산한 값과 크게 차이 나지 않았으나 횡방향 해상도의 경우 약 2배 정도 차이 남을 확인할 수 있었다.

Fig. 4는 제작된 시스템이 생체조직에서의 성능을 확인하고자 손톱과 피부가 연결되는 영역을 촬영한 것으로 Fig. 4의 (b)와 같이 이미지가 획득됨을 확인 할 수 있었다.

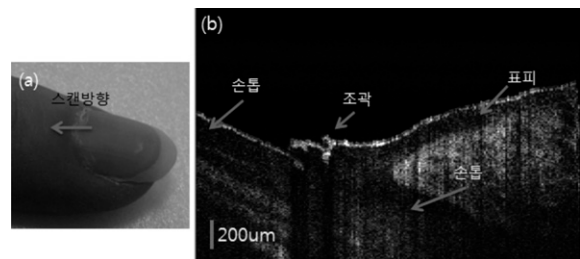


Fig. 4. OCT system test image. (a) Finger and finger nail photograph, (b) OCT images of the finger nail.



Fig. 5. Structure of the teeth and the gum[16].

치아는 Fig. 5과 같이 상아질(dentin)로 이루어져 있으며 치아의 표면은 법랑질(enamel)로 감싸고, 잇몸조직(gum)안쪽의 치아는 상아질이 시멘트질 (cementum)로 감싸져 있다.

또한 상아질 안쪽에 치아신경인 섬유질(pulp)이 있으며 하악골 (bone of mandible)과 치아 사이에 잇몸조직(gum)과 치근막 (periodontal ligament)이 연결되어있다. 치석은 치아와 잇몸조직 사이에 생성이 잘되며, 치아 뒷면에도 치석이 생성되기도 한다. 본 연구에서는 제작된 RSOD형 OCT 와 치아용 probe 를 이용하여 약 3 mm 폭으로 치아와 잇몸조직 사이에 생성된 치석을 촬영하여 생성된 치석의 단층 이미지를 획득·비교하였다. 또한 획득된 치석의 단층 이미지가 충치와는 다음을 확인하기 위하여 충치의 단층 이미지를 획득·비교하였다.

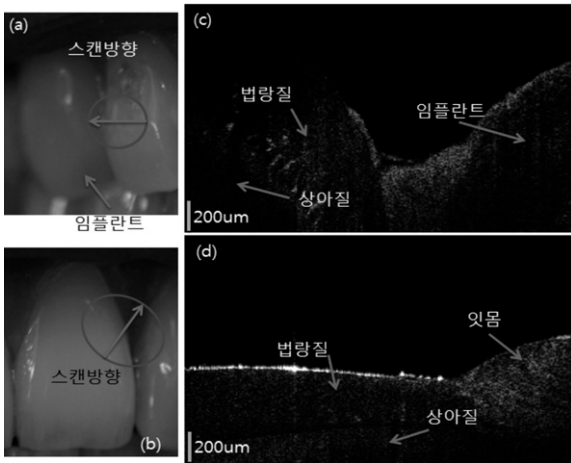


Fig. 6. (a), (b) Photograph of the subject's the teeth, (c) OCT images comparison between the teeth and the implant, (d) OCT images comparison between the teeth and the gum.

Fig. 6는 피험자의 치아를 개현된 RSOD형 OCT 를 이용하여 약 3 mm 폭으로 스캔하여 치아와 임플란트, 그리고 치석이 생기기 쉬운 치아와 잇몸 조직 사이를 측정할 것이다. Fig. 6의 (a)와 (b)는 피험자의 치아와 잇몸 사진이며, 실험 당시 적용된 스캔 방향을 보여 준다. Fig. 6의 (c)는 치아와 임플란트의 차이를 측정하기 위해 OCT 로 획득한 이미지이다. 획득된 단층 이미지에서 보여지는 바와 같이 치아 내부 구조는 법랑질과 상아질의 층계구조로 구성되어 있음을 확인가능하며, 각 층 사이에 경계면을 확인 하였다. 특히 상아질에서 법랑질 쪽으로 실 형태의 조직이 있음을 OCT 단층 이미지를 통해서 확인 할 수 있다. 반대로 임플란트의 경우 법랑질이나 상아질의 경계가 뚜렷한 치아 조직이나 Fig. 6의 (d)의 잇몸조직과는 달리 단층구조나 실 형태의 구조가 전혀 없음을 확인 할 수 있다. Fig. 6의 (d)는 치아와 잇몸 조직의 차이를 측정하기 위해 획득한 이미지로, 잇몸조직이 치아의 법랑질이나 상아질보다 밝게 측정되며 치아와는 달리 단층구조는 보이지 않음을 확인 할 수 있다. 치아에 비하여 잇몸조직이 밝게 측정되는 것은 산란에 의한 간섭

신호가 더 많이 발생되었다는 것으로 치아와 잇몸이 다른 물질임을 확인해 준다.

Fig. 7는 동일한 피험자에게서 얻은 치석의 이미지이다. 이 실험에서는 생성된 치석의 단층 영상을 획득하기 위하여 양치 후 30분 이내로 실험자의 치석 이미지를 획득하여 치석의 단층 영상을 획득하였다. 이는 양치 후 생성된 플라그로 인해 치석 단층 영상 획득의 방해를 줄이기 위함이다. Fig. 7의 (a)와 (b)는 디지털 카메라로 촬영한 치아의 영상으로, 치석의 색상이 치아의 색상과 비슷하여 구분이 뚜렷하지 않음을 확인할 수 있다. Fig. 7의 (c)는 치아 앞면에 생성된 치석의 OCT 이미지를 획득한 것으로 법랑질 위쪽에 얇고 높은 명암도를 가지는 막이 존재하는 것을 확인 가능하였다. Fig. 7의 (d)는 충치가 생긴 영역의 단층을 획득한 이미지로, Fig. 7의 (c)에서 획득된 치석의 이미지가 충치와는 다르다는 것을 확인하기 위하여 획득하였다. 획득된 이미지에서 충치는 법랑질이나 상아질과 조직의 형태가 동일하지 않음을 확인할 수 있으며 (c)에서 측정된 치석영역처럼 밝게 측정되지 않으며 표면 아래쪽은 비어있음을 확인할 수 있었다. 이를 통해 치석과 충치의 영상이 서로 다르고 충치가 치석으로 판단 될 가능성이 없음을 확인하였다.

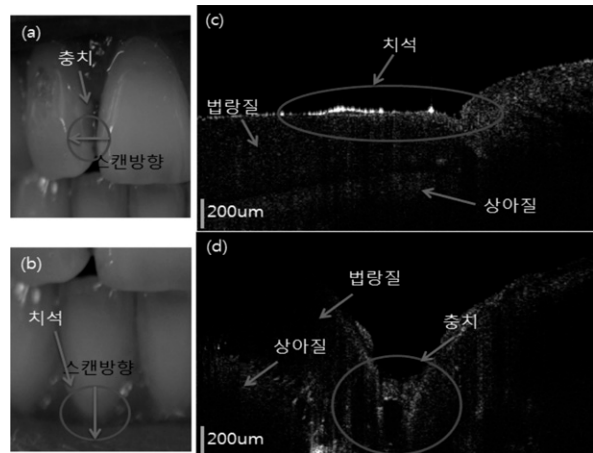


Fig. 7. (a), (b) Photograph of the subject's the teeth, (c) Cross-sectional OCT image of the dental calculus created between the teeth and the gum (d) Cross-sectional OCT image of the decayed teeth created between the teeth and the implant.

### 5. 결론

본 논문에서는 RSOD 를 이용하여 측방향 해상도가 약 6 μm, 횡방향 해상도가 약 15 μm 인 RSOD형 OCT 를 설계, 구현하였다. 또한 구강부위에 대한 영상촬영에 용이하도록 MEMS형 Scanning mirror 를 채택한 OCT 프로브를 소형으로 제작하였다. 이를 이용하여 치아의 단층을 측정하고 생성된 치석의 이미지를 획득, 분석하였으며, 획득된 치아의 단층 영상으로부터 상아질과 법랑질의 구분

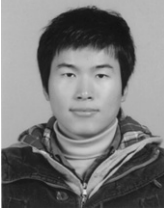
이 뚜렷한 것을 확인할 수 있었으며 상아질의 안쪽조직이 법랑질과는 단층 구조가 다름을 확인할 수 있었고 치아 조직과 잇몸은 확연히 달라 구분이 확실함을 확인하였다. 또한 치석의 경우 육안으로 확인하였을 때에는 치아와의 색상이 크게 다르지 않아 뚜렷하게 구분하기는 어려웠으나 제작된 RSOD형 OCT 를 통하여 획득된 이미지에서는 법랑질과의 경계가 뚜렷하여 명확히 구분할 수 있음을 확인하였다. 이를 통하여 치아의 단층구조와 치석의 생성 여부를 확인할 수 있었다. 개발된 시스템은 치아를 포함한 구강 조직에 대한 단층촬영하여 치아의 건강을 고해상도로 관찰할 수 있을 것으로 기대되며, 향후 시스템의 속도 개선 및 샘플의 소형화를 통해 좀 더 빠른 속도의 이미지 획득과 영상촬영 시 이용에 편의성을 높이고자 한다.

### 감사의 글

이 논문은 2010년도 교육과학기술부의 재원으로 한국연구재단(20100014461), 보건복지가족부 보건의료기술진흥사업(A102024) 지식경제부 대경 광역경제권 선도산업 R&D (2010-T-2-A-Y0-C-15) 및 지식경제부 및 한국산업기술평가관리원의 산업융합원천 기술개발사업(10040121)의 지원으로 의하여 연구되었음.

### REFERENCES

- [1] R. G. Gellin, M. C. Miller, T. Javed, W. O. Engler, and D. J. Mishkin, "The effectiveness of the Titan-Sonic scaler versus curettes in the removal of subgingival calculus: a human surgical evaluation", *J. Periodontol.*, vol. 57, no. 11, pp. 672-680, 1986.
- [2] D. R. Breining, T. J. O'Leary, and R. V. Blumenshine, "Comparative effectiveness of ultrasonic and hand scaling for the removal of subgingival plaque and calculus", *J. Periodontol.*, vol. 58, pp. 9-18, 1987.
- [3] 신승원, 이선주, 이성택, 김경섭, "컬러 영상 분석을 통한 치석의 정량적 평가", 정보 및 제어 심포지움(ICS' 08) 논문집, pp. 129-130, 서울, 한국, 2008.
- [4] D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin, 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, no. 5035, pp. 1178-1181, 1991.
- [5] A. M. Zysk, F. T. Nguyen, A. L. Oldenburg, D. L. Marks, and S. A. Boppart, "Optical coherence tomography: a review of clinical development from bench to bedside", *J. Biomedical Optic*, vol. 12, pp. 051403-1-21, no. 5, 2007.
- [6] B. E. Bouma and G. J. Teraney, "*Handbook of optical coherence tomography*", Marcel Dekker, New York, pp. 99-125, 2001.
- [7] C. H. Lee and J. H. Kim, "Fluidic velocity sensing with a speaker based optical doppler tomography", *J. Kor. Sensor Soc.*, vol. 10, no. 1, pp. 317-323, 2008.
- [8] J. Kim and J. Oh, "Nanoparticle contrast in magnetomotive optical doppler tomography", *J. Opt. Soc. Kor.*, vol. 17, no. 4, pp. 99-1004, 2006.
- [9] A. M. Rollins, M. D. Kulkarni, S. Yazdanfar, Rujchai Ung-arunyawee, and J. A. Izatt, "In vivo video rate optical coherence tomography", *Optics express*, vol. 3, no. 6, pp. 219-229, 1998.
- [10] X. Liu, M. J. Cobb, and X. Li, "Rapid scanning all-reflective optical delay line for real-time optical coherence tomography", *Optics letters*, vol. 29, no. 1, pp. 80-82, 2004.
- [11] G. J. Tearney, B. E. Bouma, and J. G. Fujimoto, "High-speed phase- and group-delay scanning with a grating-based phase control delay line", *Optics letters*, vol. 22, no. 23, pp. 181-1813, 1997.
- [12] M. H. Frosz, M. Juhl, and M. H. Lang "Optical coherence tomography : System design and noise analysis", *Rio National Laboratory*, Denmark, pp. 6-37, 2001.
- [13] F. Fercher, W. Drexler, C K. Hitzenberger, and T. Lasser, "Optical coherence tomography : principles and applications", *Reports on Progress in Physics*, vol. 66, no. 2, 2003.
- [14] W. Drexler and J. G. Fujimoto, "*Optical coherence tomography technology and applications*", Springer, New York, 2007.
- [15] J. M. Schmitt, "Optical coherence tomography (OCT): A review", *IEEE J. Selected Topics in Quantum Electronics*, vol. 5, no. 4, pp. 1205-1215, 1999.
- [16] <http://blog.naver.com/denacademy/53936702>.



### 이 창 호 (Changho Lee)

- 2006년 경북대학교 전자전기컴퓨터공학부(공학사)
- 2008년 경북대학교 대학원 전자공학부(공학석사)
- 현재 경북대학교 대학원 전자전기컴퓨터공학부 박사과정
- 주관심분야 : Optical Coherence Tomography, Photoacoustic Microscopy



### 우 채 경 (Chaikyoung Woo)

- 2008년 영남대학교 전자전기컴퓨터공학부(공학사)
- 2011년 경북대학교 대학원 전자공학부(공학석사)
- 현재 주식회사 이큐메드(주) 연구원
- 주관심분야 : Optical Coherence Tomography



### 정 응 규 (Woonggyu Jung)

- 1999년 경남대학교 전자공학과(공학사)
- 2003년 University of California, Biomedical Engineering(의공학석사)
- 2008년 University of California, Biomedical Engineering(의공학박사)
- 2012년 University of Illinois at Urbana-Champaign & the Beckman Institute, Postdoctoral Researcher
- 현재 울산과학기술대학교 나노생명화학공학부 조교수
- 주관심분야 : Advanced optical coherence tomography, Multimodal Optical imaging, Optical Beam Delivery, Clinical Applications



### 강 현 옥 (Hyun Wook Kang)

- 2002년 연세대학교 기계과(공학사)
- 2004년 University of Texas at Austin, Mechanical Engineering(공학석사)
- 2006년 University of Texas Austin, Biomedical Engineering(의공학박사)
- 2012년 Laser Therapeutic Research Lab. ENDO Healthcare, Sr. Research Scientist
- 현재 부경대학교 의공학과 조교수
- 주관심분야 : Optical-thermal interactions of cell and tissue, Photothermal laser therapy, Plasma-mediated microsurgery, Plasmonic laser nanosurgery, Organic theranostic device design



### 오 정 환 (Junghwan Oh)

- 1994년 부경대학교 기계과(공학사)
- 1999년 RCOID, Senior Researcher
- 2003년 University of Texas at Austin, Biomedical Engineering(의공학석사)
- 2006년 University of Texas Austin, Biomedical Engineering(의공학박사)
- 2007년 M.D. Anderson Cancer Center, Postdoctoral Researcher
- 2008년 M.D. Anderson Cancer Center, USA 전임교수
- 현재 부경대학교 의공학과 조교수
- 주관심분야 : Magneto-Motive technique, Magnetic Hyperthermia, High Frequency Ultrasound, Molecular imaging, Optical imaging



### 김 지 현 (Jeehyun Kim)

- 1995년 경북대학교 전자공학과(공학사)
- 2000년 University of Texas at Austin, Biomedical Engineering(의공학석사)
- 2004년 University of Texas at Austin, Biomedical Engineering(의공학박사)
- 2007년 University of California, Irvine, Postdoctoral Researcher
- 현재 경북대학교 IT 대학 조교수
- 주관심분야 : Nanoparticle activation with mageto-motive technique, Optical Coherence / Doppler Tomography, Multi Photon Microscopy, Photoacoustic Microscopy