

논문 2011-48SC-1-4

# 안구 영상을 위한 OCT용 손잡이 형 프로브의 개발

(Development of Hand-held OCT probe for Ophthalmic Imaging)

조 남 현\*, 정 응 규\*\*, 정 운 상\*, Stephen A.Boppart\*\*\*, 심 재 훈\*\*\*\*, 김 지 현\*\*\*\*\*

(Nam Hyun Cho, Woonggyu Jung, Unsang Jung, Stephen A.Boppart, Jae hoon Shim, and Jeehyun Kim)

### 요 약

본 연구에서는 안구 영상을 위한 OCT용 손잡이 형 프로브를 개발하였다. 프로브는 휴대하기 간편한 손잡이 형태로 구현하였으며, 어댑터의 대물렌즈를 교체함으로써 각막(cornea)과 망막(retina) 모두 영상화 할 수 있도록 설계 하였다. 시스템의 성능 검증을 위해 *in vivo*로 실험용 쥐의 눈 영상을 2D로 획득하였으며, 획득한 영상을 3D 영상으로 재구성하였다. 3D 영상은 쥐의 미세한 부분의 구조를 잘 나타내었으며, 움직임에 의한 흔들림 현상(Motion artifact)이 나타나지 않았으므로 개발된 OCT시스템의 이미지 디스플레이 속도는 생체 내 실험(*in vivo*)에 적합함을 알 수 있었다.

### Abstract

We have developed a hand-held probe for an ophthalmic OCT system. The hand-held probe for imaging was designed to be compact and portable. The cornea and retinal images were acquired by replacing the objective lens at the front of the probe. To verify the performance of the hand-held OCT probe, we acquired two dimensional OCT image of the rat eye *in vivo* and reconstructed three dimensional rat eye rendering images. *In vivo* 3D OCT images were showed distinct structural information in the posterior and anterior chamber with minimal motion artifacts. Thereby, OCT imaging speed is suitable for an dynamic *in vivo* experiment.

**Keywords :** OCT, Hand-held, Probe, Ophthalmic

## I. 서 론

광생체단층 영상기법(OCT, Optical Coherence Tomography)은 근적외선 파장 대(800 nm~1550 nm)의 간섭 원리를 이용하여 생체 단면의 미세 조직을 고 해상도(1~15  $\mu m$ )의 영상으로 비침습적, 실시간으로

획득할 수 있는 기술이다. 본 기술은 암을 포함한 각종 질병을 초기 발견하는 진단장비에 적용되고 있다<sup>[1~4]</sup>. OCT영상의 해상도는 표 1과 같이 1~15  $\mu m$ 정도로 CT(Computed Tomography)(해상도: 50  $\mu m$ )와 초음파 영상(해상도: 200~300  $\mu m$ ) 및 MRI(Magnetic Resonance Imaging)(해상도: 10~100  $\mu m$ ), PET (Positron Emission Tomography)(해상도: 1~2 mm)보다 10~30배정도 높고, 저가이며, 크기가 작아 비교적 이동이 간편한 장점을 가지고 있다<sup>[5~6]</sup>.

OCT는 응용분야 중 안과에서 가장 활발히 활용되고 있다. 이는 안구가 투명하여 피부나 뼈 등과 같은 다른 조직에 비하여 빛의 투과가 쉬워 깊은 곳의 영상 측정이 가능하다는 근본적인 이유와 함께 기존의 영상장비로는 볼 수 없었던 차별화된 영상을 제공하기 때문이다

\* 학생회원, \*\*\*\* 정회원, \*\*\*\*\* 정회원-교신저자, 경북대학교 전자전기컴퓨터대학원 (Graduate School of Electrical Engineering and Computer Science Kyoungpook National University)

\*\* 학생회원, \*\*\* 정회원, UIUC (Beckman Institute for Advanced Science and Technology, University of Illinois at Urbana-Champaign, USA)

접수일자: 2010년6월21일, 수정완료일: 2010년11월29일

표 1. OCT, CT, MRI, PET 성능 분석  
Table 1. Comparison of OCT, CT, MRI and PET.

종류	영상 해상도	영상 깊이	실시간영상출력
OCT	1 ~ 15 $\mu\text{m}$	2 ~ 4 mm	○
CT	50 $\mu\text{m}$	제한 없음	△
초음파	200 ~ 300 $\mu\text{m}$	150 mm	○
MRI	10 ~ 100 $\mu\text{m}$	제한 없음	×
PET	1 ~ 2 mm	제한 없음	×

[7~9]. 이러한 장점으로 인해 이미 다양한 안과용 OCT 제품이 상용화되었고, 현재 환자진료를 위해 활발히 사용되고 있다[7~8]. 그러나 대부분의 안과용 OCT 장비는 bench-top의 형태로 환자가 시스템 앞에 앉아서 진료를 받도록 제작되어 움직임이 많은 소아나 거동이 불편한 노인들의 진료시에는 불편한 점이 있다. 또한 안과 진료의 목적으로만 개발되어 타 의료분과에서 사용하기에는 제한적이었다.

따라서 본 연구에서는 위의 문제점을 개선한 안구 영상을 위한 손잡이 형 프로브 기반 OCT 시스템을 개발하였다. 이는 안과에서만 아니라 타 의료 분과에서의 활용도를 높일 수 있으며, 특히 응급실이나 소아과 등에서의 안구 영상을 위해 사용될 수 있도록 제작되었다. 이를 위해 OCT 시스템은 모니터가 장착된 의료용 이동식 카트안에 위치하도록 제작하였으며, 안구 영상을 위한 프로브는 손잡이 형으로 개발하였다.

## II. 본 론

### 1. OCT 시스템 및 프로브 제작

OCT의 기본 원리는 마이켈슨 간섭계(michelson interferometer)를 이용하여 샘플의 깊이에 따라 역 산란되는 빛의 세기를 얻는 단층 영상 촬영기술로 TD-OCT(Time Domain-OCT)와 FD-OCT(Fourier Domain-OCT)로 분류가 가능하다[2]. 본 연구에서는 최근 많이 연구되고 있는 FD-OCT시스템의 한 종류인 SD-OCT(Spectral Domain-OCT)[3, 10~12]시스템을 이용하였다.

#### 가. SD-OCT 하드웨어 시스템

##### (1) SD-OCT 구성 요소

그림 1은 본 연구에서 사용된 SD-OCT시스템(EQ-MED사의 Eye-SD시스템)의 기본 구성도이다.

광 대역 광원의 중심파장( $\lambda_c$ )은 840 nm이고, FWHM(Full Width Half Maximum)은 100 nm이며, 최대 출력 파워는 14 mW이다. 기준단과 샘플단으로 광 경로를 나누기 위하여 2x2 50:50 광 결합기를 사용하였으며, 나뉜 빛은 기준단과 샘플단의 콜리메이터로 전달된다. 기준단으로 나뉜 빛은 초점 렌즈를 거쳐 거울에 맞아 반사되는데, 실험용 쥐의 각막(cornea)과 망막(retina)을 모두 영상화하기 위하여 콜리메이터앞에 접이식 거울을 두어 각막과 망막의 영상 촬영 시 광 경로를 다시 맞추는 번거로움 없이 각기 다른 기준단을 이용할 수 있도록 제작하였다. 샘플단은 손잡이 형 프로브의 형태로 별도로 제작하였다. 기준단과 샘플단으로부터 역 산란된 빛은 다시 2x2 광 결합기를 통하여 시스템의 출력부인 분광계(spectrometer)로 들어가게 된다. 분광계는 콜리메이터와 회절 격자, 초점 렌즈와 라인스캔 카메라로 구성되었으며, 콜리메이터를 통과한 빛은 공기 중으로 투과되어 회절 격자를 통과하게 된다. 이때 회절 격자에 새겨진 격자의 영향으로 빛이 넓게 퍼지게 된다. 넓게 퍼진 빛은 2 인치 초점렌즈를 통과하여 라인스캔 카메라에 전달되게 된다. 라인스캔 카메라는 2048픽셀로 최대 line rate가 140 kHz인 Basler사의 Sprint series를 사용하였다. 전달된 신호는 컴퓨터의 신호처리부로 입력되게 된다. 신호처리부는 크게 두 부분으로 나뉠 수 있으며, 카메라에서 전달되는 신호를 수집하는 IMAQ보드와 2축 스캐닝 거울을 구동할 수 있는 DAQ보드로 구성이 되어 있다. IMAQ보드는 NI사의 PCIe-1429를 사용하였으며, 최대 680 MB/s의 대역폭을 가진다. DAQ보드 역시 NI사의 PCI-6115모델을 사용하였으며, 채널당 최대 10 MegaSampling/Second의 sampling rate를 가진다.

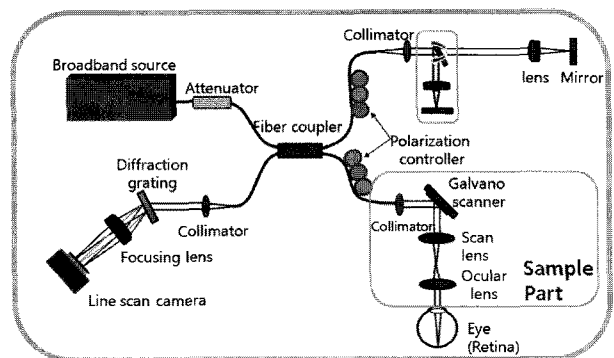


그림 1. SD-OCT 하드웨어 구성도  
Fig. 1. Schematic Diagram of the OCT System.

(2) 프로브

그림 1의 샘플단은 손잡이 형 프로브의 형태로 별도로 제작하였으며, 콜리메이터, 2축 스캐닝 거울이 내장된 본체와 각막 및 망막의 단층 영상을 위한 렌즈들이 위치하는 프로브의 어댑터, 광섬유와 스캐닝 거울의 전선들을 넣을 수 있는 손잡이로 구성하였다. 본체는 2축 스캐닝 거울의 진동 및 마찰에 대한 민감성을 고려하여 스캐닝 거울을 작은 보드에 별도로 고정하였으며, 다른 부품들은 분리하여 배치하였다. 손잡이는 길이가 5 cm 인 원형 튜브를 연결할 수 있도록 제작하였으며, 이는 사용자가 편의에 맞게 원형 튜브를 연결하여 길이의 조절이 가능하게 하기 위함이다. 렌즈들이 위치하는 프로브의 어댑터는 원형 튜브형태로 제작하였으며, 원형 튜브의 안쪽에 렌즈를 고정할 수 있도록 하였다. 손잡이 형 프로브의 앞단은 각막용과 망막용으로 각각 별도의 원형 튜브로 제작 하여 각각의 단층 영상 촬영 시 교체가 가능하도록 하였다. 렌즈가 부착된 프로브의 끝단에 안구를 접촉 시켰을 때 영상의 초점 거리가 맞아 손쉽게 고해상도의 OCT영상을 획득할 수 있게 하였다. 그림 2-(A)는 SD-OCT시스템, 그림 2-(B)는 손잡이 형 프로브를 나타내며 3D CAD tool을 이용하여 설계하였다. 부품의 크기와 1:1배율로 설계하여 실제 시스템을 구성 시 제작이 용이할 수 있도록 설계하였다.

그림 2-(C)는 손잡이 형 프로브의 실물 사진이며, 가로 10.5 cm, 세로 10 cm, 높이 6 cm로 소형화하였고, 손잡이는 16.5 cm로 제작하였다. 각막용 영상측정을 위해서 4.5 cm 길이를 가지는 어댑터가 측정 대상체에 접촉되도록 설계하였다.

반면 망막용으로는 10.5 cm 길이의 어댑터를 적용하였다. 안구의 수중체는 렌즈의 역할을 함으로써 각막용 어댑터를 사용할 경우 망막에 광의 초점이 형성되지 않고 다른 곳에 광의 초점이 형성되게 된다. 이러한 문제를 해결하기 위하여 망막용 어댑터 내에 렌즈를 하나 더 위치 시켜 망막에 초점이 형성되도록 하였다. 어댑터는 영상 측정 시 기구적 안정과 환자의 움직임으로 인한 동적 노이즈를 줄이고자 사용 하였다.

나. SD-OCT 소프트웨어 시스템

그림 3은 시스템 제어 및 영상 처리를 위해 사용된 프로그램의 구성도이며, MFC기반으로 실시간 디스플레이를 위하여 멀티 스레드기반으로 프로그래밍 하였다. 소프트웨어는 시스템의 초기화 및 이미지 저장 및

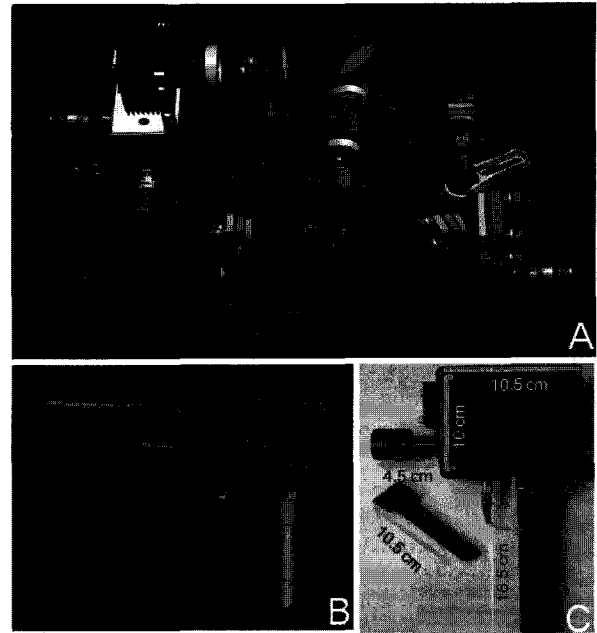


그림 2. 3D CAD 설계도 및 손잡이 형 프로브  
(A). SD-OCT 시스템 본체 도면  
(B). 손잡이 형 프로브의 전면도  
(C). 실제 제작된 프로브

Fig. 2. 3D CAD Design of SD-OCT, Hand-Held Probe and hand-held probe.  
(A). Design of the SD-OCT system  
(B). Design of the hand-held probe  
(C). hand-held probe

하드웨어의 초기 값을 적용할 수 있는 시스템 설정, 하드웨어 장치로 들어온 데이터를 획득할 수 있는 데이터 획득, 획득된 데이터를 처리하는 이미지 프로세싱부분으로 구성하였다.

나. SD-OCT 소프트웨어 시스템

그림 3은 시스템 제어 및 영상 처리를 위해 사용된 프로그램의 구성도이며, MFC기반으로 실시간 디스플레이

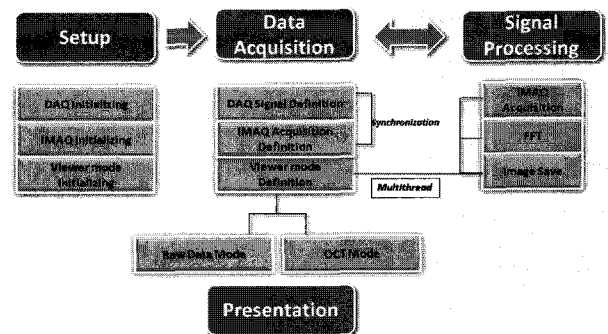


그림 3. OCT 시스템 소프트웨어 구성도  
Fig. 3. Block diagram of the OCT software.

레이를 위하여 멀티 스테드기반으로 프로그래밍 하였다. 소프트웨어는 시스템의 초기화 및 이미지 저장 및 하드웨어의 초기 값을 적용할 수 있는 시스템 설정, 하드웨어 장치로 들어온 데이터를 획득할 수 있는 데이터 획득, 획득된 데이터를 처리하는 이미지 프로세싱부분으로 구성하였다.

(1) 시스템 설정

라인스캔 카메라를 통해 IMAQ 장치로 수집된 신호를 처리하기 위해서 IMAQ 보드의 하드웨어 초기화 작업을 수행하며, 2축 스캐닝 거울의 구동을 위해 필요한 DAQ 보드의 하드웨어 인터페이스 장치의 초기화를 수행한다.

또한 신호 처리된 영상을 확인하기 위한 뷰 윈도우를 초기화하는 작업을 수행한다. 뷰 윈도우는 raw data, FFT(Fast Fourier Transform) 모드와 OCT영상을 모두 확인 할 수 있도록 하였으며, 필요에 따라서 별도의 확인 모드를 두어 시스템의 수행 속도를 향상시킬 수 있도록 구현하였다.

또한 신호 처리된 영상을 확인하기 위한 뷰 윈도우를 초기화하는 작업을 수행한다. 뷰 윈도우는 raw data, FFT(Fast Fourier Transform) 모드와 OCT영상을 모두 확인 할 수 있도록 하였으며, 필요에 따라서 별도의 확인 모드를 두어 시스템의 수행 속도를 향상시킬 수 있도록 구현하였다.

(2) 데이터 획득

2축 스캐닝 거울 구동을 위하여 DAQ 보드의 아날로그 출력 포트에서 톱니파형의 신호를 만들어 준다. IMAQ 보드에 수집된 신호의 저장을 위해서는 메모리를 할당해 주며, 이 때 스캐닝 거울의 시작과 라인 스캔 카메라의 데이터 획득 시작을 동기화 시켜 주어야만 이미지가 좌우로 떨리는 현상을 방지할 수 있고 안정적인 영상을 획득할 수 있다. 또한 이미지 획득은 2D 영상과 3D 영상을 각각 별도의 모드로 원하는 모드를 선택하여 획득 할 수 있도록 구현하였다. 또한 신호 처리된 영상을 확인 시 밝기와 대비를 조절할 수 있도록 구현하였다.

(3) 신호 처리

획득된 데이터를 처리하는 신호처리부는 시스템의 부하를 가져와 실시간으로 시스템을 구동하는데 문제를

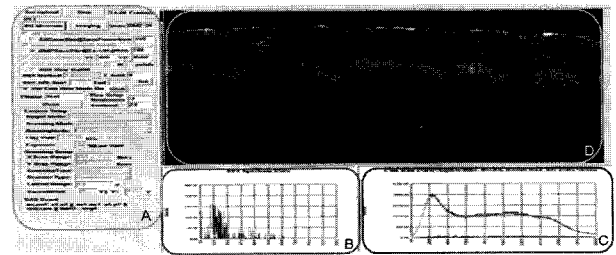


그림 4. SD-OCT 시스템의 소프트웨어 사용자 화면 (A). 시스템 설정 (B). 스펙트럼 정보 (C). 깊이 정보 (D). OCT 영상

Fig. 4. Realized software of SD-OCT system User interface.

(A). System setup (B). Spectral Information (C). Depth Profile (D). OCT Images

야기할 수 있으므로 멀티 스테드로 구현하여 부하를 줄였다. 시스템의 성능을 고려하여 스테드의 갯수는 4개로 제한하였으며, IMAQ 데이터 수집, FFT, 2D 이미지 저장, 3D 이미지 저장의 스테드로 분리하였다.

그림 4는 실제로 구현된 MFC프로그램의 사용자화면을 표시한 것이며, 세부적으로 살펴보면 그림 4-(A)는 시스템 설정부분으로 현재 구동되고 있는 프로그램의 속도를 확인할 수 있으며, 이미지 저장, 라인 스캔 카메라, 2축 스캐닝 거울을 설정할 수 있다. 또한 스캐닝 거울 구동 시 2D와 3D를 분리하여 구동할 수 있도록 구현하였다. 그림 4-(B)는 FFT를 취한 이후의 스펙트럼으로 로그 스케일로 변환되어 좀 더 세부적인 정보의 확인이 가능하다. 그림4-(C)에서는 FFT를 취하기 이전의 스펙트럼을 확인 할 수 있다. 그림 4-(D)는 실제로 획득된 신호들을 이미지화 시킨 2D OCT 영상이다.

다. SD-OCT 시스템 성능

현재 안과에서 널리 사용되고 있는 Optovue사의 OCT 시스템의 해상도는 깊이 방향으로 5~8  $\mu\text{m}$ , 횡방향으로 20  $\mu\text{m}$ , 영상의 깊이는 일반적인 tissue에서 2~2.3 mm이다. 프레임의 속도는 8, 16, 32frm/sec이다<sup>[14]</sup>.

본 연구에서 개발한 OCT 시스템의 해상도는 깊이 방향으로 6  $\mu\text{m}$ , 횡 방향으로 15  $\mu\text{m}$ 이며, 영상의 깊이는 일반적인 tissue에서 2~2.5 mm였다. 프레임 속도는 초당 16장으로 이미지를 실시간으로 영상화할 수 있었으며, 3D 이미지를 위하여 500장을 저장하기 위해서는 약 30초 정도의 시간이 소요됨을 확인하였다. 멀티 스테드로 구현하여 이미지 저장과 같은 다른 작업의 병행 시에도 속도 변화 없이 일정한 속도를 유지함을 확인하였다.

2. 실험 방법

개발한 SD-OCT 시스템과 손잡이 형 프로브의 성능 확인을 위하여 크기 18 cm, 무게 520 g의 실험용 쥐 (rat)를 사용하였다. 동물용 수면 마취제인 ketamine 0.02 mg을 투여 후 전신 마취를 확인하고 30분 내에 *in vivo*로 진행하였다. 먼저 각막용 프로브 어댑터를 이용하여 눈의 전방부에 해당하는 각막부분의 영상을 획득하였으며, 프로브의 어댑터를 망막용 어댑터로 교체한 후 눈의 후방부에 해당하는 망막의 영상을 획득하였다.

III. 결과 및 고찰

제작된 OCT 시스템과 손잡이 형 프로브를 사용하여 실험용 쥐의 눈을 영상측정 하였다. 그림 5-(A)는 실험용 쥐 눈의 전방부를 2D의 단면 영상으로 획득한 것으로, 각막, 동공, 홍채의 자세한 단면 구조를 확인할 수 있다<sup>[13]</sup>. 그림 5-(B)는 쥐 눈의 후방부에 해당하는 망막의 영상을 2D 단면 영상이다. 그림 5에서 보는바와 같이 쥐 눈의 단면 구조의 확인이 용이하였으며, 특히 망막에서는 안과 진료에 중요한 여러 층의 조직이 선명히 나타남을 알 수 있었다.

그림 6은 2D로 실시간 획득하여 재구성된 3D OCT 영상이다. 3D 영상 재구성을 위하여 3차원 가시화 틀을 사용하였다. 3D 영상은 쥐의 미세한 부분의 구조를 잘



그림 6. 3D 실험용 쥐의 눈  
Fig. 6. 3D rendering rat eye images.

나타내고 있으며, 움직임에 의한 영상의 흔들림 현상 (motion artifact)이 나타나지 않으므로 개발된 OCT 시스템의 이미지 디스플레이 속도는 생체 내 실험(*in vivo*)에 적합함을 알 수 있었다. 위의 실험을 위해 사용된 광의 세기는 안전기준치 이하인 1 mW였으며, 이러한 광 조사량은 각막과 망막을 이미지 하기에 충분하였다. 이는 개발된 프로브의 적은 광 손실과 OCT 시스템의 감도가 실제 임상 실험을 위해 적합함을 본 실험을 통하여 알 수 있었다.

IV. 결론

본 연구에서는 실시간, 고해상도의 이미지를 제공하는 SD-OCT 시스템 및 손잡이 형 프로브를 개발하였다. 실험용 쥐의 *in vivo* 동물실험을 통해 진단의 용이함을 확인하였으며, 개발된 시스템을 사용하여 실제 사람 눈의 단면 영상의 획득이 용이할 것으로 기대된다. 또한 움직임이 많은 소아나 거동이 불편한 환자들의 안구진료 시 편리함을 제공하리라 기대 된다. 향후 사람의 눈에 적용하기 위해서는 환자들의 움직임을 고려하여 안구에 접촉 시 단면 영상이 즉시 획득될 수 있도록 프로브 어댑터의 길이를 사람의 눈에 맞게 조절하여야 하며, 다양한 의료 분야에 적용하기 위해서는 영상을 측정하고자 하는 대상체에 맞게 프로브 어댑터를 제작하여야 할 것이다.

V. 감사의 글

본 연구는 경북대학교 정보기술 연구 인력양성사업단의 단기 해외 연수 프로그램, BK21프로젝트, 보건복지 가족 부 한의약연구 개발 사업(B080033), 차세대 선

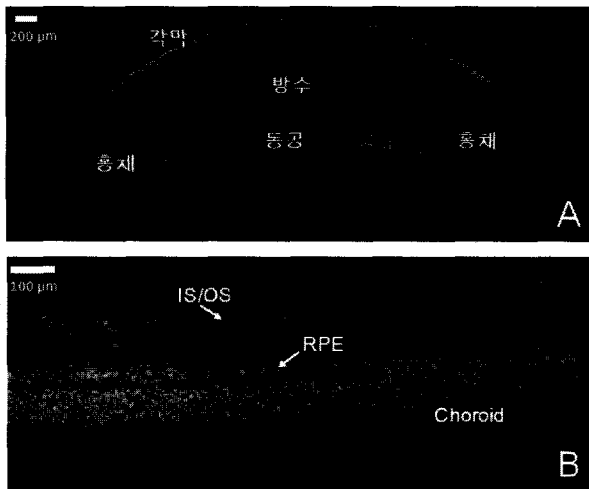


그림 5. 실험용 쥐의 2D 안구 영상  
(A). 실험용 쥐의 각막 및 동공  
(B). 실험용 쥐의 망막  
Fig. 5. 2D image of the rat eye.  
(A). Cornea and Pupil of the rat eye  
(B). Retina of the rat eye

도 산업 기술 연구개발사업, 한국 연구 재단의 기초 연구 사업(2010-0014461), 2010미래융합 의료기기 지원사업의 지원으로 수행되었기에 이에 감사드립니다.

### 참 고 문 헌

- [1] Huang. D, E.A.Swanson, Et al. "Optical Coherence Tomography." Science 254: 1178-1181, 1991.
- [2] Brett E.Bouma, Guillermo J.Tearney. "Handbook of Optical Coherence Tomography." Marcel Dekker, Inc. 2002.
- [3] A.F.Fercher, W.Drexler, C.K.Hitzenberger and T.Lasser, "Optical Coherence tomography-principles and applications." Rep.Prog.Phys. 66, 239-303, 2003.
- [4] J. M. Schmitt, "Optical coherence tomography (OCT): A Review", IEEE J.selected topics in quantum electronics, 5,1205-1215, 2007.
- [5] Jeehyun Kim, Bong-Soo Sohn, Thomas E. Milner, "Real-time Retinal Imaging with a parallel optical coherence tomography using a CMOS smart array detector", Journal of the Korean physical society, 51, 1787-1791, 2007.
- [6] 남상희 "방사선 의료 영상", 대한전자공학회, 전자공학회, 제21권 제12호(통권 제127호), 1230~1239 쪽, 1994년.
- [7] M. R. Hee, J. A. Izatt, E. A. Swanson, D. Huang, J. S. Schuman, C. P. Lin, C. A. Puliafito and J. G. Fujimoto, "Optical coherence tomography of the human retina", Arch Ophthalmol., 113, 325-332, 1995.
- [8] Sarah Muscat, Nicola Mckay, Stuart Parks, Ewan Kemp and David Keating, "Repeatability and Reproducibility of Corneal Thickness Measurements by Optical Coherence Tomography", Invest. Ophthalmol. Vis. Sci., 43, 1791-1795, 2002.
- [9] Thilo Gambichler, Geprg Moussa, Michael Sand, Daniel Sand, Peter Alimeyer and Klaus Hoffmann, "Application of optical coherence tomography", J. Dermatol., 40,85-94, 2005.
- [10] Masanori Hangai, Motoshi Yamamoto, Atsushi Sakamoto, Nagaahisa Yoshimura, "Ultrahigh-resolution versus speckle noise reduction in spectral-domain optical coherence tomography" optics Express, 5, 4221-4235, 2009.
- [11] Yoshifumi Nakamura, shuichi makita, Yoshiaki Yasuno "High-speed three-dimansional human retinal imaging by line-field spectral domain optical coherence tomography", optics Express, 12, 7103-7116, 2007.
- [12] Yoshifumi Nakamura, shuichi makita, Yoshiaki Yasuno "High-speed three-dimansional human retinal imaging by line-field spectral domain optical coherence tomography", optics Express, 12, 7103-7116, 2007.
- [13] Nader Nassif, Barry Cense, B.Hyle Park, Seok H.Yun "In vivo human retinal imaging by ultrahigh-speed spectral domain optical coherence tomography", optics letters, 29, 5 march 1, 2004.
- [14] W.S. Royce, Chen, BA Jay S., Duker, Viv다 Srinivasan, G.James, Fujimoto "Speed and Resolution Improve in Newest OCT", Review of Ophthalmology, pp.84-88, July 2007.

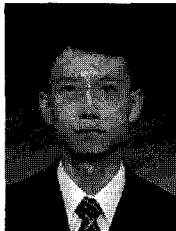
저 자 소 개



조 남 현(학생회원)  
 2004년 대구대학교 정보통신  
 공학부 학사 졸업.  
 2010년 경북대학교 전자전기  
 컴퓨터대학원 석사과정.  
 <주관심분야 : 의공학, 영상처리,  
 신호처리>



정 운 상(학생회원)  
 2003년 계명대학교 물리학과  
 학사졸업.  
 2007년 계명대학교 물리학과  
 석사졸업.  
 2010년 경북대학교 전자전기  
 컴퓨터대학원 박사수료.  
 <주관심분야 : 의공학, 영상처리, 신호처리>



심 재 훈(정회원)  
 1998년 한국과학기술원 학사졸업.  
 2007년 한국과학기술원 석사졸업.  
 2010년 한국과학기술원 박사졸업  
 2010년 현재 경북대학교 IT대학  
 전임강사  
 <주관심분야 : 의공학, 영상처리,  
 신호처리>

정 응 규(학생회원)  
 1999년 경남대학교 전자공학과 학사 졸업.  
 2001년 경북대학교 전자공학과 석사 졸업.  
 2008년 캘리포니아 대학교 의공학과 박사 졸업.  
 <주관심분야 : Neural Network, 의공학, 영상처  
 리, 신호처리>

Stephen A.Boppart(정회원)  
 1990년 UIUC 전자공학과 학사 졸업.  
 1991년 UIUC 의공학과 석사 졸업.  
 1998년 MIT 의공학과 박사 졸업.  
 2010년 현재 UIUC 정교수.  
 <주관심분야 : Neural Network, 의공학, 영상처  
 리, 신호처리>  
 <주관심분야 : >



김 지 현(정회원)-교신저자  
 1995년 경북대학교 전자공학과  
 학사 졸업.  
 2000년 오스틴 대학교 의공학과  
 석사 졸업.  
 2004년 오스틴 대학교 의공학과  
 박사 졸업.  
 2010년 현재 경북대학교 IT대학 조교수.  
 <주관심분야 : Neural Network, 의공학, 영상처  
 리, 신호처리>