실시간 광단층 모니터링 안구 수술용 현미경 프로브 개발

김경운¹ · 이창호¹ · 정효상¹ · 한승훈¹ · 김홍균² · 김지현¹

¹경북대학교 전자전기컴퓨터대학원, ²경북대학교 의과대학 안과

Development of The Intraoperative Surgical Optical Coherence Tomography Probe

Kyungun Kim¹, Changho Lee¹, Hyosang Jeong¹, Seunghoon Han¹,
Hong-Kyun Kim² and Jeehyun Kim¹

¹Graduate School of Electrical Engineering and Computer science, Kyungpook National University, Daegu

²Department of ophthalmology, College of Medicine, Kyungpook National University, Daegu

(Received January 6, 2012. Accepted April 27, 2012)

Abstract: Intraoperative surgical microscope is an essential surgical equipment. However, it has a restriction to classify the retina layers because of the contrast differences. To solve this problem, operators use surgical instrument such as an intraocular mirror. In this case, it has to amputate the patient's eye. In this study, we developed a probe the intraoperative surgical optical coherence tomography. We expect that the developed OCT probe can overcome the limit of OCT and be applied as a real-time surgical tool. In this paper, we demonstrate applicability of the probe through rabbit's experimentation.

Key words: OCT, Intraoperative surgical microscope, Cornea

53

I. 서 론

수술용 현미경은 광학 부품 개발과 발전에 따라 해상도(Resolution), 조도(Illumination) 및 시야(Field of View) 등의 성능을 지속적으로 향상시켜 왔다[1]. 이런 부품들의 개선에도 수술용 현미경은 여전히 안구의 표면 이미지만을 사용자에게 제공하여 준다. 하지만, 샘플의 표면 이미지만으로 수술을 하는 위해선 시술자의 높은 숙련도와 경험이 요구된다. 왜냐하면 각막과 망막의 경우 여러 개의 층으로 구분[2-3] 되고 이 층에서 발생하는 미세한 명암(contrast)의

차이를 현미경의 표면 이미지만으로 구분하기 쉽지 않기 때문이다.

예를 들어 각막 이식과 같은 수술의 경우 각막의 상피 층에서 테스네막까지 약 560 μm 의 미세한 거리를 시술자의 감각에 의존하여 수술용 현미경의 표면 이미지 만으로 절개하여야 한다. 이 경우 각막 천공과 같은 위험성이 존재하며 절개된 간질면의 균일도는 환자의 시력회복에 영향을 미친다[4]. 또한, 망막 열공에 의한 출혈로 유리체 절개술을 진행할 경우 안저 촬영이나 B 초음파를 이용하여 검진하고 그 결과를 바탕으로 수술을 진행하게 된다. 하지만, 출혈이 심한 경우 안저 촬영에 어려움이 있어 그 활용이 제한적[5] 이며 B 초음파 검진은 열공에 대한 민감도가 44%로 낮아 높은 신뢰도를 얻지 못한다[6]. 이렇듯 기존의 수술용 현미경을 이용하여 수술할 시, 수술 지역의 유용한 단층 정보를 획득하는데 제약이 있으며, 2차적인 수술 정보 획득이 어려워 수술 기간의 연장을 가져오게 된다. 이는 곧 수술의 성공률과 환자의 상태 및 회복에 영향을 미치게 된다.

이와 같이 수술용 현미경의 한계점을 보완하기 위하여 현

Corresponding Author¹ : 김지현

대구광역시 북구 대학로 80번지 경북대학교 전자전기컴퓨터대학원
E-mail: jeehk@knu.ac.kr

Corresponding Author² : 김홍균

대구광역시 중구 삼덕동 2가 50번지 경북대학교 의과대학 안과
E-mail: okeye@hanmir.com

본 연구는 차세대 선도 산업 기술 연구개발사업의 지식경제부, 중견연구자 지원의 과학기술부(2010-0014461), 두뇌한국 BK21 사업의 지원을 받아 수행되었기에 이에 감사 드립니다.

재 다양한 방법들이 제안되었다. 가장 간단한 방법으로는 안 내경과 같은 수술용 도구를 안구를 절개하여 집어넣어 이를 확인하는 방법이다[7]. 이 방법은 안구의 손상이 불가피하고 환자의 회복 시간이 길어진다는 단점이 있다. 망막 내 혈관 및 망막층을 구분하기 위해 ICG(Indocyanine Green)를 투여하는 방법도 있는데 이는 환자의 망막 상피 세포(Retinal Pigment Epithelium)에 손상을 줄 수 있다[8]. 수술용 현미경에 수술용 항병장치를 설치하여 수술을 하는 방법도 있다. 하지만, 이 방법은 수술 전에 환자의 MRI와 CT를 촬영하는 것으로 시술 중에 환자의 상태를 실시간으로 볼 수 없다는 단점이 있다[9]. 이처럼 현재까지 제안된 방법들은 수술용으로 사용하기에는 제약이 존재한다.

본 논문에서는 앞서 제안된 수술법들의 제약들을 해소하기 위한 방법으로 수술용 현미경에 OCT(Optical coherence tomography)를 결합하고자 한다. OCT는 비침습적이고 안전하게 샘플의 단층 영상을 마이크로 스케일의 고해상도로 촬영하여 실시간으로 제공할 수 있는 장비로 현재 다양한 분야에서 임상적용이 되고 있다[10].

OCT는 1991년 MIT 후지모토 그룹에서 개발되었으며 마이켈슨 간섭계의 원리를 이용하여 샘플의 단면 신호 정보를 얻는다. 마이켈슨 간섭계에 근적외선 파장 영역(800 nm ~ 1550 nm)의 빛이 입사되면 샘플단과 기준단으로 빛이 나누어진다. 이때, 샘플단에 입사된 광원 빛이 샘플의 깊이별로 역 산란되어 간섭계로 돌아온다. 이렇게 반사되어 돌아온 빛의 광 경로 길이와 기준단의 거울에서 반사되는 광 경로의 길이가 일치하면 가간섭 신호가 발생된다. 이 가간섭 신호를 신호 처리하면 샘플의 단면에 대한 데이터를 얻을 수 있다[11-12]. OCT는 고해상도의 생체의 단면 영상을 비침습적으로 볼 수 있다는 장점을 가지고 있다[13]. 이런 장점 때문에 OCT는 최근 안구 질환 진단 분야에서 각광을 받고 있으며[14-15], OCT의 단면 이미지를 이용하여 백내장, 녹내장, 황반병 등의 안구 질환을 진단하는 연구가 진행되고 있다[16-17]. 또한, 상업적으로 1996년 Carl Zeiss Medite에서 최초의 OCT 상용 모델(OCT 1000)이 출시되었고 현재 Carl Zeiss, LightLab, Santec 및 BiopTige 등과 같은 기업에서 상용화 제품들이 계속 출시되고 있다[18].

앞서 서술한 것과 같이 OCT는 비침습적으로 샘플의 단층 이미지를 높은 해상도로 볼 수 있다는 뚜렷한 장점이 있다. 하지만, 대부분의 OCT의 연구와 제품들이 진단 장비에 초점이 맞춰져 있고 수술 환경에서 이를 적용하기 위한 연구는 시작 단계에 있다. 근래에 들어서 수술 환경에 OCT와 수술용 현미경에 대한 연구가 진행이 되고 있으며 최근 국제 학회에서 이에 대한 논문이 발표 되었다. 하지만, 발표된 논문에서 제안된 시스템은 시술자가 OCT 영상을 모니터링하기 위하여 수술 중에 현미경에서 시선을 이동하여 OCT 영상

이 출력되는 화면을 확인하며 수술을 진행하여야 한다[19].

본 논문에서는 시술자가 수술 중에 시선의 이동 없이 실시간으로 안구의 단층 이미지와 표면 이미지를 접안렌즈를 통해 볼 수 있는 새로운 안구 수술용 현미경 제안하고자 한다. 이를 위해 먼저 안구 수술용 현미경에 적합한 고해상도의 SD-OCT(Spectral Domain Optical Coherence Tomography)를 개발 하였으며, OCT 스캐너와 상용 안구 수술 현미경을 합친 프로브 단을 개발하여 현미경 이미지와 OCT 단층 이미지 동시 촬영이 가능하게 만들었다. 실시간 신호처리를 위하여 GPU 기반의 병렬 처리 알고리즘을 구현하여 약 120 Frames/s 로 모니터링 가능하게 적용하였다. 마지막으로, 개발된 현미경을 성능을 검증하기 위하여 살아있는 토끼의 각막을 이용하여 실험을 진행하였다.

II. 본 론

1. Spectral Domain Optical Coherence Tomography (SD-OCT)

SD-OCT(Spectral Domain-OCT)는 라인 스캔 카메라를 이용하여 제작된 분광기(Spectrometer)를 통해 간섭 신호를 기존의 시간 영역 광단층 촬영기보다 빠르고 높은 해상도로 검출하는 시스템이다. 그림 1의 샘플단과 기준단에서 생성된 간섭 신호는 회절 격자(Grating)를 통과하여 파장 별로 회절 되고, 파장 별로 나누어진 빛은 대물렌즈를 통과한 후에 라인 스캔 카메라의 셀(Cell)안에 들어간다. 이 때 라인 스캔 카메라의 셀 라인에 동시에 들어온 간섭 신호는 프레임 그레버(Frame Grabber)를 통해 획득 되고, 이 간섭 신호들을 푸리에 변환을 통해서 변환하여 거리에 따른 샘플의 위치 정보를 보여주게 된다. 본 실험에 사용된 SD-OCT는 840 nm의 중심 파장과 50 nm의 FWHM(Full width at half maximum)을 가지는 광대역 SLD(SLD-37-HP, Superlum)를 광원으로 사용하였고 분광기는 4096 Pixels을 가지며 12-

그림 1. SD-OCT의 하드웨어 구성도
Fig. 1. SD-OCT Hardware diagram

Bit 라인 스캔이 가능한 CMOS 카메라(SpL4096-140k, Basler)와 1800 Ipmm을 가지는 회절격자(Wasatch photonics)를 사용하였다. 회절 격자와 갈보 스캐너 중간에서 초점거리에서 최대 출력 조절을 위해 4 cm의 초점 거리를 가지는 대물렌즈(AC254-040, Thorlabs)를 사용하였고 마이켈슨 간섭계는 2×2 광섬유 커플러(FC850-40-10-APC, Thorlabs)를 이용하여 구성하였다. 간섭 신호를 획득하기 위해 프레임 그레버(PCIe-142, NI)를 사용하였다. 본 논문을 위해 제작된 SD-OCT는 깊이 방향으로 약 6.01 μm 의 깊이 방향 해상도를 가지고 횡방향 14 μm 의 해상도를 가진다. 영상의 깊이는 2.0 mm 이다.

2. 실시간 영상 처리

수술 중에 OCT 를 활용 하기 위해서는 실시간으로 샘플의 단층 영상을 출력할 수 있어야 한다. 이를 위해서 본 연구에서는 실시간 영상 처리를 위해서 고성능 병렬 연산이 가능한 GPU(Graphic Processing Unit) 기반 신호처리 시스템을 구현하였다. 이를 위해 480개의 프로세서가 내장된 그래픽 카드(GTX 480, NVIDIA)와 CUDA(Computer unified device architecture) 기술을 사용하였다.

신호처리는 그림 2와 같이 SD-OCT의 분광기를 거쳐 CMOS 카메라의 픽셀에 들어오는 파장대별 깊이 정보를 프레임 그레버(PCIe-1429, NI)를 통하여 컴퓨터의 신호 처리부로 보낸 후, 메인 데이터를 GPU 메모리로 복사한다. 이때 메모리에 복사된 데이터를 파수 선형화(K-domain linearization)를 해준다. 파수 선형화를 거친 데이터는 CUDA에서 제공되는 CUFF Library의 1D-FFT Complex-to-Complex transform을 사용하여 처리하였다. 처리된 데이터는 로그 스케일링(Log Scaling) 과정을 거쳐서 OCT 단층 촬영 영상으로 만들어 지고 이를 디스플레이에 출력 및 저장시키기 위해 다시 GPU 메모리에서 메인 메모리로 복사된다. 기존에 CPU 연산만을 사용하여 OCT 영상을 1장 출력하는 62 ms의 시간이 소요되었으나 새로 개발된 GPU 연산을 적용할 경우 동일한 시스템에서 OCT 영상 1장을 출력하는데 소요되는 시간은 1.6 ms로 약 38배의 성능이 향

그림 2. 신호 처리 흐름도

Fig. 2. Signal progressing diagram

상되었다. 또한, 기존의 GPU 병렬 처리부의 신호획득부의 성능을 개선하기 위하여 프레임 그레버(PCIe-142, NI, USA)의 버퍼링 기술을 이용하여 메인 메모리에 2 개의 영상의 신호가 들어갈 수 있도록 버퍼를 생성하여 한 개의 버퍼가 사용 중인 경우 나머지 하나의 버퍼에서 다른 영상 신호 획득이 가능하게 함으로써 고속의 영상 획득이 가능하도록 하였다. 이 고속 신호 획득 버퍼링 기술과 GPU 연산을 통하여 1024 A-Scan X 512 lateral scan의 영상 신호를 120 frame/s의 속도로 영상을 출력할 수 있도록 구현 하였다.

3. OCT 안구 수술용 현미경 프로브

본 실험에서 OCT안구 수술용 현미경 프로브를 개발하기 위해 Dichroic mirror(NT55-233, Edmund)의 특성을 이용하였다. Dichroic mirror는 특정 파장의 빛만을 반사시킬 수 있도록 제작된 특수 거울이다. 실험에 사용된 Dichroic mirror는 750~1,125 nm의 빛이 45도의 각도로 입사될 때, 입사되는 빛의 90%는 반사시키고 나머지 10%는 투과시키는 특성을 가지고 있다. 또한, 가시 영역의 빛은 반사시키지 않고 투과시키는 특성을 가지고 있다. 이런 Dichroic mirror의 특성을 이용하여 안구 수술용 현미경을 그림 3과 같이 설계하였다. 설계된 안구 수술용 현미경은 크게 안구 수술용 현미경(그림 3①)과 OCT 프로브(그림 3②), LCD 패널

그림 3. 프로브 구성도. ① 안구 수술용 현미경, ② OCT 프로브(a : Collimator, b : Galvo-scanner, c : Dichroic mirror, d : Focusing Objective Lens), ③ LCD-Panel

Fig. 3. Probe diagram. ① Surgical Microscope for Intraoperative, ② OCT Probe(a : Collimator, b : Galvo-scanner, c : Dichroic mirror, d : Focusing Objective Lens), ③ LCD-Panel

(그림 3③)로 나눌 수 있다.

시준기(그림 3②-a)를 통해 입사되는 800 nm의 파장의 빛은 샘플을 스캔하기 위해 설치된 소형 거울스캐너(GVS001, Thorlabs)를 거쳐서 Dichroic mirror로 들어간다. Dichroic mirror에 입사된 빛의 90%는 반사되고 샘플 방향으로 광경로가 변경된다. 이 때 Dichroic mirror를 투과한 10%의 빛은 소실된다. 하지만, Dichroic mirror에 의한 빛의 소실을 고려하여 시준기를 통해 들어오는 광량을 충분히 확보하여 샘플의 촬영에 지장이 없도록 해주었다. Dichroic mirror에 의해 경로가 변경된 빛은 포커싱 렌즈를 거쳐 샘플에 입사된다. 입사된 빛은 샘플에 의해 반사되어 입사된 경로의 역으로 커플러에 들어가게 되고 이때 기준단과 샘플단의 광경로 길이가 같으면 간섭신호가 발생하게 된다. 이렇게 발생된 간섭 신호를 처리하여 만들어진 이미지는 그림 3③의 LCD 패널(사이즈: 12 cm × 5 cm)을 통해 디스플레이 된다. LCD 패널에 디스플레이 된 영상은 그림 3-f1 광 경로를 거쳐 Dichroic mirror로 들어가 된다. Dichroic mirror에 의해 LCD에 디스플레이 된 이미지가 그림 3-f2의 광 경로로 반사되어 안구 미세현미경(그림 3①, Zeiss, OPMI-1)에서 이를 볼 수 있다. 또한, Dichroic mirror는 앞서 언급한 바와 같이 가시 영역의 빛을 통과시키기 때문에 현미경에서 샘플을 볼 수 있다. 이와 같이 Dichroic mirror의 특정 파장 영역만 반사시키는 특성을 이용하여 샘플의 OCT 단층 영상과 생체 이미지를 동시에 볼 수 있도록 시스템을 구상하였다. 그리고 LCD를 ON/OFF 할 수 있도록 하여 수술자의 필요에 따라 OCT 단층 이미지를 볼 수 있도록 제작하였다. 그림 3의 구상도에 따라 실제 구현된 시스템은 그림 4와 같다.

III. 결 과

시스템 구현한 후, 현미경에서 실시간으로 OCT의 단층 이미지와 생체 이미지를 동시에 볼 수 있는지를 확인하기 위하여 본 논문에서는 살아있는 토끼의 안구를 이용하여 실험을 진행하였다.

실험을 진행하기에 앞서 살아있는 2.75 Kg의 토끼를 케타민 2.5 ml를 투여하여 전신 마취를 한 후, 안구 마취제인 리도카인(Lidocaine)과 동공 확장제인 시클로펜톨레이트(Cyclopentolate)를 사용하여 그림 5(a)와 같이 실험을 준비하였다.

첫번째 실험은 토끼의 망막을 그림 5(b)와 같이 주사기 바늘로 누르는 과정을 현미경에서 실시간 관찰 가능 여부를 확인하는 실험이다. 제작된 시스템의 OCT 프로브를 이용해 토끼 각막을 스캔한 길이는 2 mm이다.

실험 결과 그림 6(a)와 같이 *In-vivo* 상태의 토끼 각막 OCT 이미지를 현미경에서도 확인할 수 있었으며 토끼의 각막 표피층과 각막 내 단층 이미지를 확인할 수 있었다. 그림 6(b)는 토끼의 각막을 주사 바늘로 눌러주기 직전의 모습으로 주사 바늘에 의해 반사가 일어나 각막 이미지가 일부 가려진 것을 확인할 수 있었다. 그림 6(c)는 주사 바늘에 의해 각막이 눌려진 상태를 실시간으로 촬영한 이미지이다. 그림 6(a)~(c)의 연속적인 과정을 현미경을 통하여 확인할 수 있었다.

두번째 실험은 LCD 패널에 디스플레이된 토끼 망막의 OCT 이미지와 수술용 현미경의 이미지를 실시간으로 동시에 볼 수 있는지를 확인하는 실험이다. 토끼 각막을 스캔한 거리는 이전 실험과 동일하게 2 mm이다. 실험 결과 그림 7(c)와 같이 그림 7(a)토끼 눈의 현미경 이미지와 그림 7(b)

그림 4. (a) 구현된 프로브, (b) OCT 브로브 확대 사진
Fig. 4. (a) Implemented Probe, (b) Enlarged picture of OCT probe

그림 5. (a) 토끼를 이용한 동물 실험, (b) 토끼의 안구를 수술용 바늘로 누르는 모습

Fig. 5. (a) An animal experiment using rabbits, (b) Press rabbit's eye for using a surgical needle

그림 6. (a) 토끼 각막 OCT 이미지, (b) 수술용 바늘로 찌르는 직전 토끼 각막 OCT, (c) 수술용 바늘에 눌린 토끼 각막 OCT 이미지

Fig. 6. (a) OCT image of rabbit's cornea, (b) Before the press rabbit's cornea OCT image, (c) Pressed rabbit's cornea image to surgical needle

57

그림 7. (a) LCD가 꺼진 상태에서 촬영한 토끼 각막 현미경 이미지, (b) 토끼 각막 OCT 단층 이미지, (c) 토끼 각막의 현미경 이미지와 OCT 이미지가 동시에 출력된 이미지

Fig. 7. (a) Microscope image of rabbit's cornea, (b) To watch an OCT image of rabbit's cornea through the ocular lens, (c) Dual displayed rabbit's microscope image & OCT image

의 OCT 단층 이미지를 안구 현미경에 동시에 볼 수 있음을 알 수 있다.

V. 결론 및 고찰

본 논문에서는 실시간으로 현미경의 표면 이미지와 OCT의 단층 이미지를 동시에 볼 수 있는 안구 수술용 현미경을 구현하였다. 이를 위해 GPU 병렬 신호처리를 적용한 SD-

OCT와 안구 수술 현미경 프로브를 구현하였다. 개발된 SD-OCT는 중심파장이 840 nm 이고 FWHM 50 nm 인 광대역 SLD를 사용하였고 12-Bit Line Scan이 가능한 CMOS 카메라를 사용하여 분광기를 구현하였다. 실시간 디스플레이를 위하여 CUDA 기반의 GPU 병렬 처리 알고리즘을 구현하여 1024 A-Scan X 512 lateral scan 의 영상 신호를 120 frames/s 의 속도로 처리할 수 있도록 하였다. 또한, Dichroic mirror와 LCD 를 이용하여 샘플의 현미경 표면 이미지와

OCT 단층 이미지를 동시에 볼 수 있는 프로브를 제작하였다. 제작된 시스템은 깊이 방향 해상도 $6\ \mu\text{m}$ 이고 조직에서 $200\ \mu\text{m}$ 의 깊이까지 관찰이 가능하다. 제작된 시스템과 프로브의 성능을 증명하기 위하여 살아있는 토끼의 망막을 이용하여 동물 실험을 진행하였다. 실험 결과 제작된 프로브가 장착된 수술용 현미경에서 바늘로 토끼의 망막을 누르는 장면을 실시간으로 확인 할 수 있었다. 또한, 수술용 현미경에서 생체 이미지와 OCT의 단층 이미지를 동시에 확인할 수 있음을 확인하였다.

차후에 개발된 시스템에 아래와 같은 기술을 적용할 경우 더욱 완성도 있는 시스템이 될 수 있을 것으로 판단된다.

첫째, 현재 시스템은 OCT 프로브와 LCD 디스플레이를 현미경으로 반사시켜 주는 파트가 한 개의 Dichroic mirror를 공유하고 있다. 이로 인해 가시 영역의 빛인 LCD의 이미지를 효율적으로 현미경으로 집광시키지 못하고 있다. 이를 위해 OCT 프로브와 LCD 디스플레이 파트를 나누고 파장에 맞춰 각각 Dichroic mirror를 설치하면 현미경에 들어가는 이미지의 Brightness와 Contrast를 개선할 수 있을 것으로 판단된다.

둘째, 현재 시스템은 안구 수술용 현미경의 View와 OCT 단층을 촬영하는 위치가 일치하는 지를 파악할 수 없다. 이를 위해 OCT를 촬영하는 위치를 파악할 수 있도록 가이드 빔과 같은 추가적인 광학 설계가 필요할 것으로 판단된다.

셋째, 세그멘테이션(Segmentation) 기술을 적용하여 안구의 여러 층이나 병변의 위치 등을 가이드 하여 준다. 이를 통해 시술자가 수술 중에 의사에게 안구의 층 정보와 병변의 위치와 크기 등을 쉽게 파악할 수 있도록 하여 수술의 성공률과 안정성을 높일 수 있을 것으로 판단된다.

현재 제안된 시스템은 수술용 현미경에 OCT를 결합하여 현미경 이미지와 OCT의 단층 이미지를 동시에 보자는 아이디어를 실험적으로 구현한 첫 번째 연구이다. 또한, 진단 영역에서 주로 사용되어온 OCT의 활용 범위를 수술 영역으로 확장시키는데 의의가 있다. 현재 앞서 설명한 개선 방안을 바탕으로 새로운 시스템을 개발하고 있으며 현미경의 접안렌즈에서 좀더 선명한 OCT 단층 이미지를 볼 수 있도록 할 예정이다.

참고문헌

- [1] D. Schultheiss and J. Denil, "History of the microscope and development of microsurgery: A revolution for reproductive tract surgery," *Andrologia*, vol. 34, no. 4, pp. 234-24, 2002.
- [2] B. Cassin and S. Solomon, *Dictionary of eye terminology*, Gainesville, Triad publishing company, 1990, pp. 20-25.
- [3] Rodieck, R. W, *The vertebrate retina: Principles of structure and function*, San Francisco, W.H. Freeman, 1973, pp. 51-56.
- [4] W.M. Seo, and H.K. Kim, "Early result of femtosecond laser assisted descemet's membrane stripping endothelial keratoplasty," *J. Korean. Ophth. Soc.*, vol. 49, no. 1, pp. 40-47, 2008.
- [5] K.H. Shin, D.H. Nam, and D.Y. Lee, "Comparison between retinal tear and rhegmatogenous retinal detachment as the cause of dense vitreous hemorrhage," *J. Korean. Ophth. Soc.*, vol. 52, no. 4, pp. 448-453, 2011.
- [6] R. Rabinowitz, R. Yagev, A. Shoham, and T. Lifshitz, "Comparison between clinical and ultrasound findings in patients with vitreous hemorrhage," *Eye*, vol. 18, no.3, pp. 253-236, 2004.
- [7] B.H. Kim, "Lightless cataract surgery using a near-infrared operating microscope," *J Cataract. Refr. Surg.*, vol. 32, no. 10, pp. 1683-1690, 2006.
- [8] H. Ikagawa, M. Yoneda, M. Iwaki, Z. Isogai, K. Tsujii, R. Yamazaki, T. Kamiya, and Masahiro Zak, "Chemical toxicity of indocyanine green damages retinal pigment epithelium," *Invest. Ophth. Vis. Sci.*, vol. 46, no. 7, pp. 2531-2539, 2005.
- [9] G. Widmann, R. Widmann, E. Widmann, W. Jaschke, and R. Bale. "Use of a surgical navigation system for CT-guided template production," *Int. J. Oral. Max. Impl.*, vol. 22, no.1, pp. 72-78, 2007.
- [10] N. Nassif, B. Cense, B. Park, M. Pierce, S. Yun, B. Bouma, G. Tearney, T. Chen, and J. de Boer, "In vivo high-resolution video-rate spectral-domain optical coherence tomography of the human retina and optic nerve," *Opt. Exp.*, vol. 12, no. 3, pp. 367-376, 2004.
- [11] 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.
- [12] B.E. Bouma, and G.J. Tearney, *Handbook of optical coherence tomography*, New York, Marcel Dekker. Inc, 2002.
- [13] B. Povazay, B. Hofer, C. Torti, B. Hermann, A.R. Tumlinson, M. Es-maeelpour, C.A. Egan, A.C. Bird, and W. Drexler, "Impact of enhanced resolution, speed and penetration on three-dimensional retinal optical coherence tomography," *Opt. Exp.*, vol. 17, no. 5, pp. 4134-4150, 2009.
- [14] Y. Nakamura, S. Makita, M. Yamanari, M. Itoh, T. Yatagai, and Y. Yasuno, "High-speed three-dimensional human retinal imaging by line-field spectral domain optical coherence tomography," *Opt. Exp.*, vol.15, no. 12, pp. 7103-7116, 2007.
- [15] J.A. Izatt, M.R. Hee, E.A. Swanson, C.P. Lin, D. Huang, J.S. Schuman, C.A. Puliafito, and J.G. Fujimoto, "Micrometer-scale resolution imaging of the anterior eye in vivo with optical coherence tomography," *Arch. Ophth.*, vol. 112, no. 12, pp. 1584-1589, 1994.
- [16] C.A. Puliaito, M.R. Hee, C.P. Lin, E. Reichel, J.S. Schuman, J.S. Duker, J.A. Izatt, E.A. Swanson, and J.G. Fujimoto, "Imaging of macular diseases by optical coherence tomography," *Ophthalmology*, vol. 102, no. 2, pp. 217-229, 1995.
- [17] G.J. Jaffe, and J. Caprioli, "Optical coherence tomography to detect and manage retinal disease and glaucoma," *Am. J. Ophthalmol.*, vol. 137, no. 1, pp. 156-169, 2004.
- [18] M. Jeon, "Real time dual displaying handheld scanner-based compact spectral domain optical coherence tomography," *Thesis ; Kyoungpook national univ.*, vol. 6, pp. 72-79, 2011.
- [19] Y.K. Tao, J.P. Ehlers, C.A. Toth, and J.A. Izatt, "Intraoperative spectral domain optical coherence tomography for vitreoretinal surgery," *Opt. Lett.*, vol. 35, no. 20, pp. 3315-3317, 2010.