

망막진단용 OCT 설계를 위한 Monte Carlo Simulation

박양하, 오상기, 강 욱, 허 영, 김요희  
한국전기연구원 전기시험연구소

Monte Carlo Simulation for OCT  
(Optical Coherence Tomography) design

Yang-Ha Park, Sang-Ki Oh, Uk Kang, Young Huh, Yo-Hee Kim  
KERI(Korea Electrotechnology Research Institute)

**Abstract** - In this paper, we suggest new optical eye-diagnosis medical equipment. First, we simulate light propagation in bio-tissuc using MC method. Second, we propose the OCT design parameter using Michelson interferometer.

또한 azimuthal, polar scattering angle인  $\theta, \phi$ 는 다음 식으로 주어진다.

$$\phi = 2\pi\gamma_1 \tag{4}$$

$$\int_0^\theta f(\theta) d\theta = \gamma_2 \tag{5}$$

1. 서 론

최근 선진국에서는 광을 이용한 의료기기에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. 광의 파장을 이용하므로서 인체에는 무해하고, 고해상도의 영상 및 특히 기존의 진단 장비와는 다른 병소의 생리, 화학적인 진행 정도의 원인을 규명하는, 새로운 진단 분야인 OCT(Optical Coherent Tomography)에 대한 개발이 활발히 진행되고 있다. OCT란 광 시스템에 의한 신체 조직을 backscattering 방식으로 진단을 하여 고해상도의 조직을 실시간, 2차원 영상으로 표현, 진단하는 진단기기이다. 그에 따라 본 연구에서는 망막분야의 OCT를 개발하고자 한다. 즉, 안구의 조직 단층을 비침습적인 실시간으로 측정용 해서, 분해능이 2~15 $\mu$ m인 고해상도의 영상을 B-scan 방식의 영상 알고리즘을 사용하여 2차원 영상을 얻는 진단장비를 개발하는 것이다.

여기서  $\gamma_1, \gamma_2 \in [0, \dots, 1]$ 는 일정하게 분포된 random number이다.

산란중의 흡수(absorption)는 weighting을 도입하여 처리한다. photon의 weighting은 다음과 같이 된다.

$$w = w e^{-\mu_s \tau} \tag{6}$$

여기서  $\tau$ 는 last scattering event까지의 진행 거리를 나타낸다. 따라서 가장 대표적인 MC simulation에 대한 기본적인 알고리즘을 다음에 나타내었다.

따라서 본 논문에서는 생체 조직에 대한 빛의 투과 특성을 Monte Carlo method에 의한 simulation을 하였고, 그에 따른 망막용 OCT의 설계를 위한 parameter를 제시하였다.

- 1) Launching a photon package
- 2) Moving the photon package

$$\mu_x = \gamma \cdot x \quad x = x + \mu_x \cdot s$$

$$\mu_y = \gamma \cdot y \quad y = y + \mu_y \cdot s$$

$$\mu_z = \gamma \cdot z \quad z = z + \mu_z \cdot s$$

- 3) Internal reflectance or escape
- 4) Scattering direction
- 5) Photon absorption

$$\Delta W = W \frac{\mu_a}{\mu_t}$$

- 6) Photon package termination
- 7) Recording of results

2. 생체 조직의 MC Simulation

생체 조직에 대한 빛의 투과 특성은 크게 deterministic modeling과 stochastic modeling으로 분석을 하나 본 논문에서는 가장 대표적인 Monte Carlo 방식에 의한 조직에 대한 빛의 투과 특성을 분석하였다. MC simulation은 확률 분포로부터 random sampling에 기반을 가진 numerical simulation이다. photon은 source에서 emit되고 산란될 때까지 직선상으로 전파가 된다. 거리  $d\tau$ 까지 산란후의 photon의 확률은 다음과 같이 정의가 된다.

위의 MC 알고리즘에 의한 photon의 조직에 대한 투과 특성을 simulation하였다. 여기서 흡수계수  $\mu_a=2$ , 산란계수  $\mu_s=20$ , 조직의 깊이=5mm, photon의 수=10,000로 하여 simulation을 하였으며 그 결과를 그림 1.에 나타내었다.

$$p(\tau)d\tau = e^{-\mu_s \tau} d\tau \tag{1}$$

그러므로  $\tau$ 만큼의 진행 후에 산란된 cumulative probability는 다음과 같다.

$$\int_0^\tau e^{-\mu_s \tau'} d\tau' = 1 - e^{-\mu_s \tau} \equiv \gamma \tag{2}$$

여기서  $\gamma \in [0, \dots, 1]$ 는 random number이다. 여기서 scattering event간의 거리는 다음과 같이 주어진다.

$$\tau = -\frac{1}{\mu_s} \ln(\gamma) \tag{3}$$

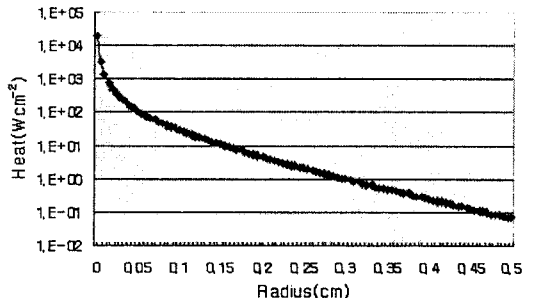


그림 1. photon의 확산에 따른 MC simulation

$$G(\tau) = \int_0^{\infty} S(\nu) \exp(-j2\pi\tau\nu) d\nu \quad (9)$$

### 3. Low Coherence OCT 설계

망막진단용 OCT는 Michelson interferometer를 기본으로 구성을 한다. 광학계의 구성으로는 laser source는 SLD를 사용하며, 50/50 beamsplitter, mirror 및 detector로 구성이 이루어진다. 수신된 광신호는 영상 신호처리를 위하여 BPF, AMP, 등을 거쳐서 ADC를 한 후에 PC에서 영상으로 표현이 된다. 그림 2.는 OCT의 기본적인 구성을 나타내었다.

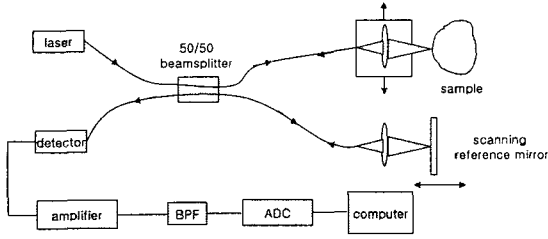


그림 2. 망막진단용 OCT의 구성도

#### 3.1 Low-coherence interferometer

OCT에서 광대역 source는 reference field  $E_r$ 과 sample field  $E_s$ 로 나누어진다. tissue로부터의 back-scattering후에 modified된 sample field  $E'_s$ 와  $E_r$ 은 detector에서 합해진다. 그러므로 detector에서의 intensity는 다음과 같이 주어진다.

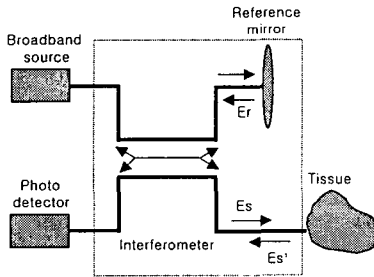


그림 3. Interferometer의 구성도

$$I_d = \langle |E_d|^2 \rangle = 0.5(I_r + I_s) + \text{Re}\{\langle E_r^*(t+\tau) E'_s(t) \rangle\} \quad (7)$$

여기서  $I_r$ 과  $I_s$ 는 interferometer의 reference arm과 sample arm으로부터의 평균 intensity를 나타낸다. 위의 식에서 두 번째 항은 reference mirror의 위치에 따른 optical time delay  $\tau$ 에 의존하는, 조직의 구조에 대한 정보를 포함하는 interference fringe의 크기를 나타낸다. 식(1)의 두 번째 항은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\text{Re}\{\langle E_r^*(t+\tau) E'_s(t) \rangle\} = |G(\tau)| \cos[2\pi\nu_0\tau + \phi(\tau)] \quad (8)$$

여기서  $\nu_0 = c/\lambda_0$ 는 source의 중심주파수이고,  $G(\tau)$ 는 complex temporal coherence function이다.  $G(\tau)$ 는 source의 power spectral density와 관계가 있으며 다음 식으로 표현이 될 수 있다.

source의 emission spectrum의 shape와 width는 OCT를 설계하는데 있어서 중요한 변수이다. 왜냐하면 optical path difference에 대한 interferometer의 감도에 중요한 영향을 미치기 때문이다.  $S(\nu)$ 와  $G(\tau)$ 는 Gaussian 함수로 표현되는 다음과 같은 관계로 나타낼 수 있다.

$$S(\nu) \leftrightarrow G(\tau) \quad (10)$$

$$S(\nu) = \frac{2\sqrt{\ln 2/\pi}}{\Delta\nu} \exp[-4 \ln 2 \left(\frac{\nu - \nu_0}{\Delta\nu}\right)^2] \quad (11)$$

$$G(\tau) = \exp[-\left(\frac{\pi\Delta\nu\tau}{2\sqrt{\ln 2}}\right)^2] \exp(-j2\pi\nu_0\tau) \quad (12)$$

위의 방정식에서 half-power bandwidth  $\Delta\nu$ 는 optical frequency domain에서 source의 spectral width를 나타낸다. 식(12)에 의한 correlation length는 다음 식으로 주어진다.

$$l_c = \frac{2c \ln(2)}{\pi} \frac{1}{\Delta\nu} \quad (13)$$

$$\approx 0.44 \frac{\lambda_0^2}{\Delta\lambda} \quad (14)$$

여기서  $\Delta\lambda$ 는 half-maximum에서 coherence 함수의 full-width를 나타낸다.

#### 3.2 Unbalanced System

본 논문에서 설계한 interferometer는 unbalanced system으로서 detector에 수신된 신호는 다음과 같이 나타내어진다.

$$P_s = P_{so} K(1-K)\Gamma_s \quad (15)$$

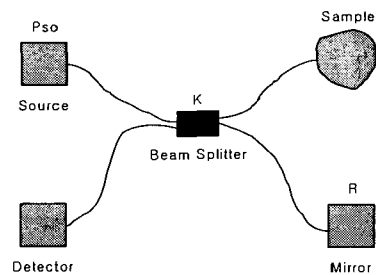


그림 4. Unbalanced system

여기서  $K$ 는 splitting ratio,  $P_{so}$ 는 source power를 나타낸다.  $\Gamma_s$ 는 샘플의 반사 계수를 나타낸다. 샘플로부터 backscatter된 신호는 detector에서 다음과 같이 나타내어진다.

$$P_r = P_{so} K(1-K)\Gamma_r \quad (16)$$

reference arm으로부터의 power는 다음 식으로 주어진다.

$$P_r = P_{so}(1-K)KR \quad (17)$$

여기서  $R$ 은 mirror reflectivity를 나타낸다.

unbalanced system에서 coupler의 최적 splitting ratio는 다음에서 계산할 수 있다. 만약에 ratio가  $K$ 라면, 샘플에서 detector에 도달하는 power  $P_s$ 는  $P_s \propto K(1-K)$ 가 되어야 한다. 이 power를 최대로 하기 위해서는 다음의 식이 되어야 한다.

$$-\frac{d}{dK} K(1-K) = 1 - 2K = 0 \quad (18)$$

여기서 sample이 최대가 되려면  $K=1/2$ 이 되어야 한다. reference에서도 마찬가지로  $K=1/2$ 일 때 최대가 된다.

### 3.3 Laser Source의 선택

source를 선택하기 위해서는 TOF(time-of-flight)와 frequency domain에서의 선택이 필요하다. TOF는 소스의 temporal 특성이 요구되어서 소스는 펄스가 되어야하며 gated laser를 주로 사용한다. frequency domain에서의 선택은 소스의 spectral 특성이 요구된다. 여기서는 coherence length, 파장, power가 중요한 요소이다.

본 논문에서는 SLD를 사용하였는데 mode-spacing은 SLD의 구조에 의해서 결정이 되며 다음의 계산에 의해서 구할 수 있다. 빛의 파장  $\lambda$ 와 주파수  $\nu$ 는 다음의 관계가 있다.

$$\nu = \frac{c}{\lambda} = \frac{co}{n\lambda} \quad (19)$$

여기서  $c=co/n$ ,  $n$ 은 refractive index이다. 두 모드간의 주파수차는 다음 식으로 근사할 수 있다.

$$\Delta\nu = \frac{co}{n} \frac{\Delta\lambda}{\lambda^2} \quad (20)$$

cavity에서 standing wave는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\frac{\lambda}{2} N = Ln \quad (21)$$

여기서  $N$ 은 정수,  $L$ 은 cavity length,  $n$ 은 active SLD의 refractive index이다. 위의 식을 다시 정리하면

$$\nu = \frac{coN}{2Ln^2} \quad (22)$$

두 모드간의 spacing은 다음과 같다.

$$\Delta\nu = \frac{co}{2Ln^2} (N - (N-1)) = \frac{co}{2Ln^2} \quad (23)$$

따라서

$$\frac{co}{2Ln^2} = \frac{co}{n} \frac{\Delta\lambda}{\lambda^2} \quad (24)$$

이 식을 다시 정리하면

$$\Delta\lambda = \frac{\lambda^2}{2Ln} \quad (25)$$

이 된다. 위에서의 기본적인 시스템의 설계에 따라 본 논문에서는 표1과 같이 망막용 OCT를 제작하기 위한 parameter를 제시하였다.

표 1. OCT 설계 사양

content	parameter
system	.Low coherence Michelson interferometer
source	.SLD
output	.1mW ~ 24mW(조정 가능)
wavelength	.1540nm, 1545nm, 1300nm
coupler	.50/50 beam splitter
scanning	.scanning: 5cm .μm-step(resolution: 50nm) .velocity: 6mm/s .accuracy: ±1μm
detector	.auto-balanced mode .automatic gain-compensation
mirror	.based on the source wavelength
lens	.16mm focal length
imaging	.scanning: 200 .moving the light beam: 5 or 10μm each scan

## 4. 결 론

본 논문에서는 망막용 OCT를 제작하기 위하여 먼저 조직에 대한 photon의 투과 특성에 대한 Monte Carlo simulation을 하였다. 또한 그에 따른 결과로 Michelson interferometer를 기반으로 하는 OCT의 구성과 설계 parameter를 제시하였다.

계속적으로 OCT에 대한 상세 설계 및 각 부분별로의 제작을 하고 있으며, MC simulation도 기본 알고리즘을 바탕으로 하여 고유의 S/W를 설계중에 있다.

### [참 고 문 헌]

- [1] Scott Prahl, "Monte Carlo code", OMLC
- [2] Lars Thrane, "OCT: modeling & applications", Riso lab., May 2001
- [3] Fujimoto, "OCT of the human retina", Arch Ophthalmol, vol 113, Mar 1995