

## 무질서하게 분포된 산란매질에서 빔전파의 확산에 관한 검증

김기준<sup>†</sup> · 이후설

대진대학교 공과대학 화학공학과  
(2007년 8월 21일 접수 ; 2007년 12월 17일 채택)

## Verification on Diffusion of Beam Propagation in Randomly Distributed Scattering Medium

Kim Ki-Jun<sup>†</sup> · Lee Hoo-Seol

Department of Chemical Engineering, Daejin Uni.,  
Pochun 487-711, Korea

(Received August 21, 2007 ; Accepted December 17, 2007)

**Abstract** : The distribution of light in a randomly scattering medium can represent problems found in many area. Particularly, in the clinical application of lasers for Photodynamic therapy(PDT) or in the fluorescence spectroscopy for biological tissue, turbidity plays a very important role. The influences of fluorophor, scatterer, and absorber in turbid material by light scattering were interpreted for the scattered fluorescence intensity and wavelength. The molecular properties have been studied by laser induced fluorescence spectroscopy in scattering medium as tissue. It has been found that the effects of optical properties in scattering media could be investigated by the optical parameters( $\mu_s$ ,  $\mu_a$ ,  $\mu_t$ ). Experimental and Monte Carlo simulation method for modelling light transport in tissue was applied. The experimental results using a randomly distributed scattering medium were discussed and compared with those obtained through Monte Carlo simulation. It'll be also important in designing the best model for oil chemistry, medicine and application of medical engineering.

**Keywords** : photodynamic therapy, scattering medium, scatterer,  
fluorophor, optical parameters, medical engineering

### 1. 서 론

오늘날 종양에 대한 분자생물학적인 연구와  
면역학의 발전에 따른 원인과 치료법은 끊임없

이 연구되고 있으나 외과적인 수술시 종양조직  
을 완전히 제거하지 못할 뿐만 아니라 방사선  
치료와 약물요법에서 항암제의 대부분이 높은  
독성을 가지고 있기 때문에 종양세포 뿐만 아  
니라 정상세포에도 작용하여 부작용을 줄 수  
있다[1-3]. 이러한 문제점을 해결하기 위하여  
광 증감제(photon sensitizer)를 암조직에만 선

<sup>†</sup>주저자(e-mail : kjkim@daejin.ac.kr)

택적으로 수송하여 치료함은 물론, 정상조직에 영향을 미치지 않게 하려는 연구들이 많이 진행되고 있다[4-6].

이에 1985년 Dougherty가 Photodynamic Therapy(PDT)에서 인체에 생기는 많은 종양에 대해 새로운 치료 모델링[7]을 제안하였으나, 지금까지 이 분야에 대한 연구는 그 필요성 때문에 주로 생의학 분야에서 활발히 진행되고 있으나 아직 초기 단계에 있다. 따라서 이 분야에 대한 기초를 정립하여 급격히 발전하게 될 Laser induced fluorescence(LIF) spectroscopy의 biomedical 응용에서 종양의 진단 및 치료에 효과적으로 이용할 수 있도록 모델링을 세우기 위해 본 연구를 수행하게 되었다. 산란 매질에서 빛 에너지 전파가 diagnostic spectroscopy의 발전과 therapeutic laser delivery의 투여량(dosimetry)에서, PDT의 임상실험과 photobiology 등의 여러 분야에 응용되나, 특히 살아 있는 조직(tissue)에서의 비파괴적 흡수 및 산란성질의 측정은 광학적 특성을 결정하는데 가장 중요한 문제이다[8-9]. 40°C에서 50°C 사이에는 효소들과 단백질의 작용기에서 변질과 비가역적 뭉침이 일어나고, 60°C에서 70°C 사이에서는 교원질 변질이 생기며 부차적인 결손이 일어난다고 보고된 바 있다. 따라서 정확한 량의 빛을 쏘여주어도 조직에 전달된 빛 중에서 약간의 차이에 따라 효과적일 수도 있으며, 또는 비효과적, 치명적인 손상을 입히게 되는 치료가 될 수도 있다[10-11]. 이에 본 연구의 제일차 목적은 scattering media에서의 형광분광선 모양(fluorescenced spectral lineshape)이 산란체(scatterer), 형광체(fluorophor), 흡수체(absorber)의 성질, 광학 기하구조(optical geometry)에 대한 토대를 세우기 위한 실험과 Monte Carlo simulation을 하여 비교 분석한 결과 일치함을 알 수 있었다. 부차적으로 수반되는 목적은 laser와 광섬유와의 연결기술 개발[12-13], 또한 광섬유를 이용한 빛 전달(light delivery) 등을 개발하고자 하였다.

## 2. Scattering 실험

인체의 세포조직은 지질(lipid)이 주성분으로 산란체가 되고, 흡수체(melanin, hemoglobin)와 형광체가 함유되어 있으며, 광증감제가 대부분

형광물질이기 때문에 형광체로 hemato-porphyrin derivative(HPD)와 Rhodamine 6G(RA-6G)를 사용했다. 실험은 single line mode의 argon ion laser를 사용하였고(미국 Coherent Co., Innova70, 파장 514.5 nm), 형광 분석을 520 nm부터 900 nm 사이에서 측정하였다. Laser beam을 산란체(intralipid), 형광체(RA-6G), 흡수체(india ink)가 들어 있는 모의 시스템에 비추며, 광섬유(4 mm 직경)를 사용하여 측정된 빛을 모아 photomultiplier로 검출하며, 광자 계수기(photon counter)로 광자 세기(photon intensity)를 측정하였다. 실험 장치는 Fig. 1과 같다. 산란된 빛은 광섬유를 통하여 neutral density filter를 지나 Monochromator(SPEX, model 1870, 50cm 초점 거리, groove 1800개/mm)에 들어가는데 Monochromator의 파장은 minidrive(SPEX, model 1872)로 작동하며, Monochromator에 연결된 Photo multiplier tube(PMT, Products for Research Co., model RCA31034A)의 열적 노이즈를 줄이기 위해 수냉식과 DC power supply를 이용하여 -20 °C를 유지해 주었다.

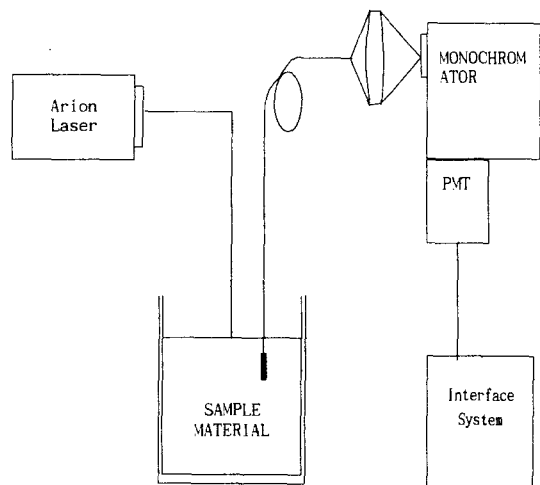


Fig. 1. Diagram of experimental apparatus.

## 3. Monte Carlo Simulation

Monte Carlo simulation을 이용하여 광자의 행적, 성질, 생성, 소멸 등을 albedo ( $a = \mu_s / [\mu_s + \mu_a]$ )와 photon source geometry를 변수

로 이용하여 확산에 의한 scattering simulation을 하는 방법을 사용하였다[14-15]. 빛의 전송 부분에 있어서 광자들이 산란되거나 흡수되는 경로를 기록하는데, 여기서  $\mu_s$ 는 scattering coefficient이고,  $\mu_t$ 는 total attenuation coefficient이다. 즉  $\mu_t = \mu_a + \mu_s$  이며,  $\mu_a$ 는 absorption coefficient이다. Monte Carlo simulation을 이용하여  $\mu_a$ ,  $\mu_t$  등의 변수들을 체계적으로 변화시키며 산란광의 행적을 조사했다. Scattering process에 대한 Monte Carlo simulation의 model geometry는 Fig. 2와 같다.

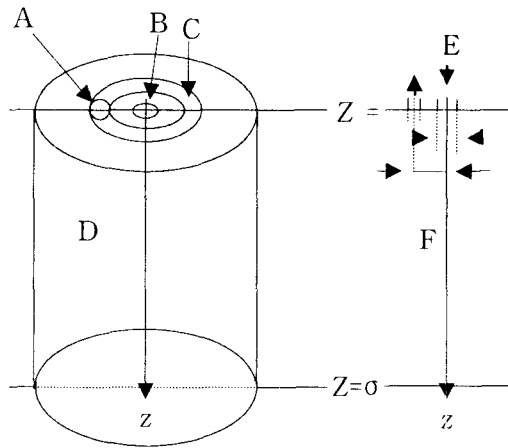


Fig. 2. Geometry to measure the reflected light as a function of the depth to an incident beam. A:measuring area, B:source, C:detection ring, D:scattering volume, E:incident beam, F:scattering medium

Model geometry는 Fig. 2에서 치아의 치관을 덮는 조직인 에나멜에 비교된다. 튼튼한 에나멜은 투명하나, 초기의 충치는 에나멜 안쪽의 구조적 변화가 일어나 에나멜에 검은 반점이 생긴다. 따라서 치아의 광학 parameters의 측정은 충치 과정의 단계를 나타내었다[16].

Monte Carlo simulation의 computer program은 광자의 산란에서 행동을 관측하기 위한 simulation이다. Computer program은 크게 scattering simulation program들과 image processing부분으로 나눌 수 있는데, 본

program은 C언어로 작성하였으며 산란, 형광과 흡수에 대한 photon flux의 transport 과정을 다룬다. 본 연구에서 scattering simulation program의 code는 약1500줄로 작성하였으며, scattering program의 설계원리는 다음과 같다 [15].

첫째; 초기의 입사광의 성질을 결정한다. 광원(source)으로 부터 입사되는 광자는 등방적 상함수(isotropic phase function)로 부터 통계적 방향 등에 대한 광자의 성질을 부여 하였다. Random number는 0와 1사이 값을 갖는다.

둘째; 한번 산란되는 구간을 정한다. 매질로부터 광자가 이탈되는 것을 고려하고 광자는 처음 위치에서 충돌에 의해 다음 산란체가 있는 위치로 진행할 때 거리(광원에서 검출기까지)의 함수로서 나타낼 수 있다. 입사간의 거리를 나타내는 평균 자유 행로(mean free path)의 stepsize는 total attenuation coefficient의 역이다.

산란된 구간을 다음 식으로

$$\Delta S = \frac{1}{\mu_t} = \frac{1}{\mu_a + \mu_s} \quad (1)$$

나타낼 수가 있는 데, stepsize가 모의 계에서 아주 작아지면 광자의 상호작용(산란과 흡수)을 못한다. 광자는 진행하는 방향에 따라 3개의 공간좌표와 2개의 방향 각도로 설명할 수 있으며, (X, Y, Z)위치에서  $\Delta S$ 가 움직인 거리 ( $\mu_x, \mu_y, \mu_z$ )에 따라 새로운 좌표 ( $x', y', z'$ )에 의해 아래와 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} x' &= x + \mu_x \Delta S \\ y' &= y + \mu_y \Delta S \\ z' &= z + \mu_z \Delta S \end{aligned} \quad (2)$$

세째; 진행된 빛의 세기, 비행거리, 위치 등을 계산하였다. 빛이 입사됨에 따라 매질에서 광자의 순수한 흡수가 일어나며 최초의 광자의 질량은 1로 간주하고 경로에 따라 감소한다. 광자가 경계를 통해 매질에 입사됨에 따라 굴절률이 다른 영역에서 내부 반사(internal reflection)가 일어난다. 이는 프레스넬 반사(Fresnel reflection) 방법에 의해 아래와 같이 주어진다.

$$R(\theta_i) = \frac{1}{2} \left\{ \frac{\sin^2(\theta_i - \theta_t)}{\sin^2(\theta_i + \theta_t)} + \frac{\tan^2(\theta_i - \theta_t)}{\tan^2(\theta_i + \theta_t)} \right\} \quad (3)$$

윗 식에서  $\theta_t = \cos^{-1}(\mu_2)$ 는 경계에서 입사각이고  $\theta_i$ 는 Snell 법칙에 의한 반사된 각도이다.

$$n_i \sin\theta_i = n_t \sin\theta_t \quad (4)$$

광자가 내부적 반사를 하지 않으면 광자는 산란 매질을 빠져 나가거나 backscattering light 이나 transmitted light이 된다. 또한 광자가 내부반사를 하면 광자의 위치와 방향이 변하며, phantoms geometry에서 x, y 방향은 무한하고 z 방향에서 두께만이 변한다. 내부적으로 반사된 광자는 현 광자 위치 (x', y', z')에서 새로운 광자의 위치 ( $\mu_x, \mu_y, -\mu_z$ )로 진행함에 따라 (x', y', z') = ( $\mu_x, \mu_y, -\mu_z$ )와 같이 나타낼 수 있다.

네째; 광자의 위치가 산란체 밖이거나 세기가 0이 되면 비행을 중지 한다. 대부분 표면반사 (surface reflection)에 따른 확산이 일어나지 않는 조건은 매질의 두께 d에서 표면 z = 0 과 바닥 z = d을 경계조건이라 간주하면 다음 식으로 나타낸다[9].

$$\int_{2\pi, \mu > 0} L_d(r,s)(s,z) d\omega = 0 \quad (5)$$

윗 식에서 경계조건 밖이란 산란체 밖을 의미 하며 광자의 경로 길이가 0이다. 광자의 weighting scheme은 매질에서 순수한 absorption을 설명할 수 있으며, 질량은 1이고 광자가 경로에 따라 순수한 흡수가 감소됨을 감안하였다. 광자 packet는 흡수와 산란 두 부분으로 구분하며, 흡수되는 packet의 분율은 다음 식으로 주어진다.

$$\text{fraction absorbed} = \frac{\mu_a}{\mu_s + \mu_a} = 1 - \frac{\mu_s}{\mu_s + \mu_a} = 1 - a \quad (6)$$

여기서 a는 입자의 albedo 이다. 새로운 광자의 질량  $\omega' = a\omega$ , 이는 새로운 단계에서 산란되어진 packet의 분율을 나타낸다. 즉 흡수는 흡수된 빛의 량과 위치에 관계됨을 알 수 있지만,

특히 광자는 (1 - a) $\omega$ 가 0이 될 때까지 비행한다.

다섯째; 광자는 현재의 위치, 방향 및 계의 성질에 의해 새로운 산란구간을 진행한다. 광자의 위치와 운동 방향은 공간 좌표에 의해 다음과 같이 주어진다.

$$\begin{aligned} \omega &= \cos(\theta) = \text{reldir}[2] \\ v &= \cos(\phi)\sin(\theta) = \text{reldir}[1] \\ u &= \sin(\phi)\sin(\theta) = \text{reldir}[0] \end{aligned} \quad (7)$$

현재의 광자위치 (x, y, z)와 새로운 광자의 위치 (x', y', z')는 아래 식으로 나타낼 수가 있다.

$$\begin{aligned} x' &= x + \Delta su \\ y' &= y + \Delta sv \\ z' &= z + \Delta s\omega \end{aligned} \quad (8)$$

광자는 (x, y, z)위치와 방향 ( $\theta, \phi$ ) 에서 새로운 위치 (x', y', z')와 방향 ( $\theta', \phi'$ ) 으로 산란에 의해 진행함을 알 수 있다. 광자가 현재의 산란되는 점에서 광섬유에 도달하는 확률밀도 P는 다음식과 같다.

$$P = \omega P(\mu_0) d\omega_0 \exp[-(\rho\sigma_s + a) z_0] \quad (9)$$

여기서  $\omega = \text{photon}$ 의 질량,  $p(\mu_0) = \text{phase function}$ ,  $\mu_0$ 는 산란되기 전 광자의 방향사이 cosine각도로 표면 z = 0에 수직이고,  $d\omega_0$ 는 시료에서 검출기의 solid angle  $z_0 = \text{scattering}$ 의 거리를 뜻한다. 따라서  $\exp[-(\rho\sigma_s + a) z_0]$ 는 현재 위치에서 산란, 흡수 되지 않고 검출기에 도달하는 확률이다.

여섯째; 세 번째의 과정으로 돌아간다. 광자 무게가 거의 영(0)에 도달하면 비행을 중지하고 산란에 의해 광자 무게가 회복되어 순환을 계속하게 되는 기법을 Roulette라고 한다. 이러한 일련의 Roulette결과에 의해 매질에 입사된 빛이 광섬유에 검출되어 광자 세기를 나타내었다.

결론적으로 확산이론은 광자 flux가 산란체를 확산해 가는 것으로 확산방정식을 분석적으로 푸는 방법이다[16]. 다음 식은 collimated pulsed light 빔이 semi-infinite 또는 finite의 균일한 입자의 매질에 입사된 경우에서 확산 식으로 다음과 같다.

$$\frac{1}{c} \cdot \frac{\partial}{\partial t} \phi(r,t) - D\nabla^2\phi(r,t) + \sigma_a\phi(r,t) = S(r,t) \quad (10)$$

여기서  $\phi(r, t)$  는 diffuse photon fluence rate 로 source-detector 간의 거리(r)와 시간(t)의 함수로 나타내며,  $c$  는 이 매질에서의 광속도 이며,  $\sigma_a$ 는 linear absorption coefficient을 뜻한다.  $D$ 는 diffusion coefficient로서 다음과 같다.

$$D = [3(\sigma_a + \mu_s)]^{-1} \text{ 이고} \quad (11)$$

$\mu_s = (1-g)\sigma_s$  transport scattering coefficient  
 $\sigma_s =$  linear scattering coefficient  
 $g =$  scattering angle의 평균 cosine  
 $S(r, t) =$  photon source

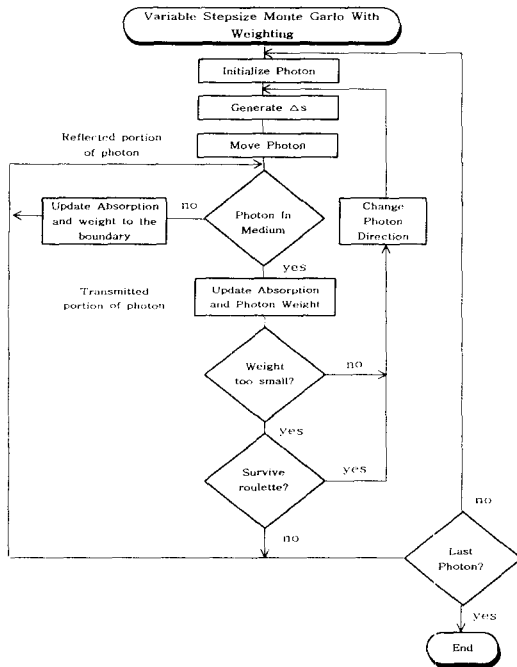


Fig. 3. Monte Carlo simulation program processes.

산란계의 행동을 관측하기 위한 본 프로그램은 광자가 시료 속에서 생성되어 진행되는 산란, 흡수, 형광에 의해 생성되거나 소멸되고 내부적으로 반사, 투과된 진로에 따라 광자의 세기, 비행거리, 위치 등을 계산하였다. Scattering

process에 대한 Monte Carlo simulation의 program process는 Fig. 3과 같다.

#### 4. 결과 및 고찰

산란체인 내부지질(intralipid)의 scattering coefficient를 결정하기 위해 내부지질의 거리 변화에 따라 산란되는 빛의 양을 측정하였으며, Added Absorber Technique[16]을 사용하여 total attenuation coefficient( $\mu_t$ )는 산란 입자만 존재하기 때문에 scattering coefficient( $\mu_s$ )에 일치한다. 전체 attenuation coefficient측정은 single scattering이 발생하는 산란매질에서 실험하였고, 산란되지 않고 반사되는 light detection의 각도를 작게 하기 위해 iris를 사용하였다.  $\mu_s$ 를 측정하기 위한 공식은 다음과 같다.

$$I = I_0 \exp(-\mu_s C d) \quad (12)$$

여기에서  $C$ 는 농도를 뜻하고,  $d$ 는 측정시료 셀(cuvette)의 직경,  $I$ 는 irradiance ( $W/m^2$ ),  $I_0$ 는 입사 방사(irradiance)를 뜻한다. 그러므로 scattering coefficient:  $\mu_s$ 는 다음 식으로 나타낸다.

$$\mu_s = \frac{1}{d} \cdot \frac{\partial \ln(I/I_0)}{\partial C} \quad (13)$$

HPD는 정상세포에 비해 세포분열이 왕성한 종양세포 및 종양세포가 전이된 세포에 특이적으로 결합하는 능력이 있다. 자외선이나 빛을 쬐여 활성화시키면 특이한 형광을 발생하므로 종양 및 종양세포가 전이된 곳의 위치를 확인할 수 있다. 광활성 작용이란 어떤 물질이 빛을 흡수하여 산화될 수 있는 조건(oxidative condition: dye + light + oxygen)하에서 biological molecule system을 변화시키거나 파괴시키는 작용을 뜻하며 singlet oxygen에 의해 photodynamic therapy(PDT)결과를 얻어 낼 수가 있다. Singlet oxygen의 메카니즘은 아래와 같다[8].

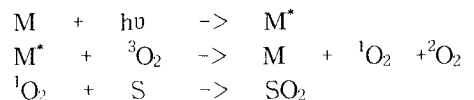


Fig. 4는 On-axis 투광도(collimated transmission)는 laser source와 광섬유 간의 깊이가 가까우면 앞으로 강하게 energy fluence가 증가한 것을 Monte Carlo simulation으로 나타낸 것이다. 본 simulation에서 산란 매질에 대해 광원과 광섬유 간의 깊이 0.5 cm와 2.5 cm 등의 깊이 별로 레이저 산란을 프로그램화한 것으로, 즉 산란 입자들의 평균 cosine의 비대칭성인  $g$ 값이 1인 상태이다. On-axis transmission은 흡수와 산란에 의해 attenuation 현상이 일어나는 데, 광원과 검출기까지의 깊이에 대한  $\ln(\text{on-axis transmission})$ 를 도시하여 기울기로 부터 total attenuation coefficient  $\mu_t (= \mu_s + \mu_a)$ 의 크기를 알 수 있었다. 따라서 거리에 대한 함수로 스펙트럼을 조사하고 attenuation coefficients와 penetration depth에서 광자 deposition의 공간 방사 energy fluence 값 및 다른 optical parameters를 구해서 광자 성질을 정성적으로 분석하였다. 광자가 산란 매질에서 비행함에 따라 산란체 입자의 수에 의해 산란세기가 검출되며, 광원과 검출기 간의 깊이가 가까우면 전방향 쪽으로 강한 광자 세기가 나타났다. 반면 실험적으로 측정된 Fig. 5는 산란체인 내부지질 속에서 형광체인 HPD가 함유된 시료에서 레이저 광원과 광섬유 간의 깊이에 따라 형광 세기를 LIF에 의해 측정하여 도시하였으며, 깊이  $r=0.5$  cm에서 형광세기가 3023 광자로 측정되었으며,  $r=2.5$  cm의 깊이에서 515 광자로 측정되었다. 이는 깊이가 깊어지면 형광 세기가 작아지는 데, 산란이 적게 발생하는 것으로 다른 연구자[13-14]의 조직 세포 두께를 첨가함에 따라 실험한 결과와 경향성이 같음을 알 수 있었다.

Fig. 4와 5에서 실험(LIF)과 비교분석할 수 있는 Monte Carlo simulation 방법은 일정한 geometry에서 입사하는 광자의 방사를 측정하여 얻은 값으로 경향성이 일치하였으며, 비슷한 측정치를 얻었다. 따라서 Fig. 6은 Monte Carlo simulation에 의해 광자가 혼탁 산란 매질에서 광자가 매질성질에 의해 산란되거나 흡수가 되고, 굴절하며 광자가 내부 반사를 하지 않으면 계 밖으로 이탈함으로써 소멸된 결과를 나타낸 것이다. 본 simulation program은 특정시간이나 공간에서 산란된 광자들의 위치와 방향, 또는 흡수된 광자들의 위치를 보여줌에 따라 LIF 실험 치와 일치하는 경향성을 나타내었다.

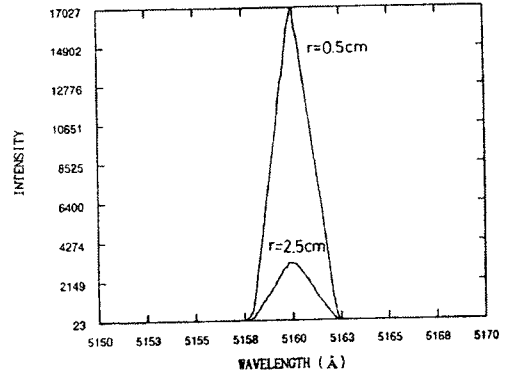


Fig. 4. Scattered spectra of turbid medium as a function of depth(from source to detector,  $r= 0.5$  cm,  $r=2.5$  cm) by Monte Carlo simulation.

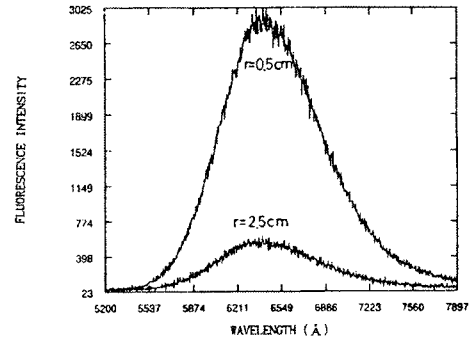


Fig. 5. Scattered Spectra of turbid medium as a function of depth(from source to detector,  $r= 0.5$ cm,  $r=2.5$ cm) by LIF.

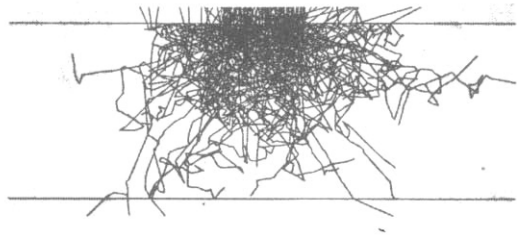


Fig. 6. Propagation pattern of photons(number of photons, 100) in scattering media( $\mu_s = 25.0 \text{ mm}^{-1}$ ,  $\mu_a = 3.0 \text{ mm}^{-1}$ ,  $z = 0.5$  cm, 2.5 cm).

Fig. 6은 광자 100개가 윗면으로부터 거리 0.5 mm 로 입사하여 진행되는 과정을 나타낸

것이다. 광자 하나가 입사하면 산란계수와 흡광도에 의하여 결정되는 albedo와 난수발생기(random number generator)에 의해 진행된다. 한 번의 진행 후 광자의 세기는 흡광도에 따라 감소하게 되며 다시 산란계수와 흡광도, 현재의 진행 방향 및 난수발생기의 숫자에 따라 정해지는 방향과 깊이로 진행하게 된다. 일정한 세기로 감소할 때까지 광자는 계속 산란, 흡수 과정을 진행한다. 일정한 세기 이하로 내려가면 그 후의 광자는 산란과 흡수 중 하나로 선택해서 광자가 완전 흡수되거나 산란계 밖으로 빠져 나올 때까지 반복한다. 이는 Monte Carlo simulation에 의해 광자가 intralipid의 산란 매질 속에 입사될 때부터 검출기에 닿을 때까지의 깊이에 대하여 레이저를 이용한 광원과 광섬유간의 깊이를 1.0 cm로 고정해 놓고, 0.5 cm, 2.5 cm에서 광자수가 동시에 혼탁매질에 입사되는 경우의 simulation 결과이다. 이들의 광자에 대한 분포를 조사하면 매질에서 깊이가 가까우면 산란 세기가 증가하고, 깊이가 깊어지면 산란 세기가 감소함을 알 수 있었다. 또한 광자수를 많이 simulation할수록 편차가 적고 정확도가 커짐을 알 수 있었다.

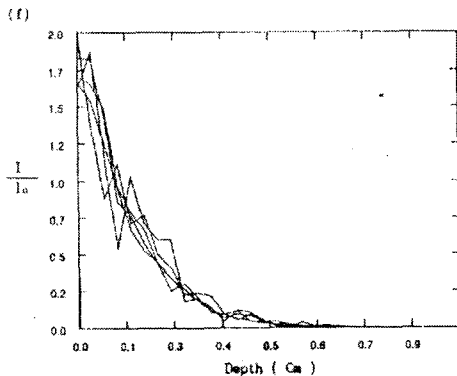


Fig. 7. The scattered light versus distance of energy fluence rate as the result measured between LIF and Monte Carlo simulation ( $\mu_s = 25.0 \text{ mm}^{-1}$ ,  $\mu_a = 3.0 \text{ mm}^{-1}$ , depth = 0.5 cm, 2.5 cm).

Fig. 7은 산란 매질 안에서 광원과 검출기까지의 광분포를 광섬유로 깊이 변화에 의해 측정 분석한 결과, LIF와 Monte Carlo simulation 두 가지 방법의 결과가 거의 일치함을 알 수

있었다. 이 두 가지의 검증방법에 의해 scattering lineshapes의 변화는 이론 및 실험 두 방법에서 일치함을 알 수 있었다.

## 5. 결론

무질서하게 분포된 산란매질에서 빔전파에 관한 검증의 연구로서 매질 속에 레이저 빛이 입사됨에 따라 광원으로부터 광자를 검출하는 광섬유까지 깊이가 가까울수록 산란세기가 증가하였다. 산란매질 속에서 산란체, 흡수체 및 광증감(HPD)에 관한 LIF 스펙트럼으로 부터 빔전파에 관한 실험은 장치 Fig. 1에서 측정되었으며, 이론적 산란 과정은 Monte Carlo simulation의 광학 기하학 구조에 의해 program을 작성하였다. 따라서 두 검증 방법에 의해 광학적 파라미터의 경향이 일치함을 알 수 있었으며 산란체가 증가할수록 광자세기가 증가하였다. Monte Carlo simulation과 산란매질에서 빔 전파의 실험결과는 PDT 등에 활용뿐만 아니라, 의공학 분야에서 레이저와 광섬유의 연결기술 개발 및 light delivery의 개발 등에 기초를 세울 수 있다.

## 감사의 글

본 연구는 2007년도 대전대학교 교내연구의 지원으로 수행되었으며, 이에 감사드립니다.

## 참고문헌

1. K. J. Kim and K. C. Sung, A Study on the Optical Influence by Photosensitizer in Vitro, *J. of Korean Oil Chemist. Soc.*, **22**(2), 182 (2005).
2. K. J. Kim and K. C. Sung, A Study on Spectra of Laser Induced Fluorescence in Phantom, *J. of Korean Oil Chemist. Soc.*, **16**(4), 329 (1999).
3. K. J. Kim and K. C. Sung, Monte Carlo Simulation on Light Distribution in Turbid Material, *J. of Korean Oil Chemist. Soc.*, **15**(4), 11 (1998).

4. K. J. Kim and K. C. Sung, Studies on Measurements of Optical Parameters in Turbid Material by Light Scattering, *J. of Korean Oil Chemist. Soc.*, **12**(2), 151 (1995).
5. S. L. Jacques and S. A. Prahl, Modeling Optical and Thermal Distribution in Tissue During Laser Irradiation, *Laser in Surgery and Medicine* **6**, 494 (1987).
6. B. C. Wilson, Y. D. Park, Y. Hefetz, M. S. Patterson, S. J. Madsen and S. L. Jacques, The Potential of Time-resolved Reflectance Measurements for the Noninvasive Determination of Tissue Optical Properties, in Thermal and Optical Interactions with Biological and Related Composite Materials, M. J. Berry and G. M. Harpole, eds., Proc. S. P. I. E., p. 97, (1989).
7. T. J. Dougherty, C. J. Gomer, and K. R. Weishaupt, Energetics and Efficiency of Photoinactivation of Murine Tumor Cells Containing Hematoporphyrin, *Cancer Research*, **36**, 2330 (1985).
8. R. R. Alfano, G. C. Tang, A. Pradhan, W. Ran, S. J. Daniel, and E. Opher, Fluorescence Spectro from Cancerone and Normal Human Breast and Lung Tissues, *IEEE J. Quan. Elec. QE*, **23**(10), 1806 (1987).
9. R. W. Henderson, G. S. Christie, P. S. Clenzy, and J. Lineham, Haematoporphyrin Diacetate: A Probe to Distinguish Malignant from Normal Tissue by Selective Fluorescence, *Br. J. Exp. Path.* **61**, 345 (1980).
10. L. O. Poicard, C. J. Gomer, and A. E. Profio, Laser-Induced Hyperthermia of Ocular Tumors, *Appl. Opt.*, **28**(12), 2318 (1989).
11. M. Winkelmann, B. Chance, and B. C. Wilson, Time Resolved Reflectance and Transmittance for the Noninvasive Measurement of Tissue Optical Properties, *Appl. Opt.*, **28**(12), 2331 (1989).
12. K. Lee, I. J. Forbes, and W. H. Betts, Oxygen Dependency of Photocytotoxicity with Hematoporphyrin Derivative, *Photochem. Photobiol.*, **39**(5), 631 (1984).
13. R. Hilf, P. B. Leakey, S. J. Soltt, and S. L. Gibson, Photodynamic Inactivation of R3230AC Mammary Carcinoma in vitro with HPD: Effects of Dose, Time and Serum on Uptake and Phototoxicity, *Photochem. Photobiol.*, **37**(6), 633 (1983).
14. H. Schneckenburger, M. Frenz, Y. Tsnchiya, U. Denzer, and L. Schleinkofer, Picosecond Fluorescence Microscopy for Measuring Chlorophyll and Porphyrin Components in Conifers and Cultured Cells, *Lasers in the Life Science*, **1**(4), 299 (1987).
15. A. A. Khan and M. Kasha, The Discovery of the Chemical Evolution of Singlet Oxygen, *International J. of Quantum Chem.*, **XXXIX**, 251 (1991).
16. T. J. Dougherty, C. J. Gomer, and K. R. Weishaupt, Energetics and Efficiency of Photoinactivation of Murine Tumor Cells Containing Hematoporphyrin, *Cancer Research*, **36**, 2330 (1976)