

주파수 영역 분광법을 이용한 다중산란 매질의 광학계수 측정

전계진 · 윤길원

삼성종합기술원 의료전자팀

김건식 · 전성만 · 박승한

연세대학교 이과대학 물리학과

(1999년 4월 6일 받음, 1999년 8월 2일 수정본 받음)

다중산란매질의 광학계수를 측정하기 위하여 광세기의 변화와 위상차이를 동시에 측정하는 주파수 영역 분광장치를 구성하고, 산란과 흡수가 다른 매질 조건하에서 진폭 변조된 광을 입사시킨 후 후방 산란광의 교류 및 위상지연 성분을 heterodyne 검지 방법을 이용하여 측정하였다. 실험을 통하여 산란자와 흡수체의 농도가 증가함에 따라 흡수계수와 수송산란계수는 선형적으로 증가함을 확인할 수 있었으며, 흡수계수와 수송산란계수를 확산이론을 이용하여 구할 수 있었다. 광원과 검출기의 거리, 변조주파수에 따라 측정 가능한 광학계수의 범위를 분석하였다. 레이저 다이오드를 사용하는 소형화된 이 장치는 생체조직과 같은 다중 산란매질의 비침습적 광학계수 측정에 이용될 수 있으리라 기대된다.

I. 서 론

광자가 매질을 전파해 나갈 때 산란이 흡수보다 훨씬 많이 일어나는 다중산란 매질의 경우 흡수계수 뿐만 아니라 산란계수도 매질의 중요한 광학적 특성으로써 기상학, 천문학, 해양학, 의학 등 그 응용분야가 매우 넓다.^[1] 의학적 응용으로는 다중 산란 매질인 생체조직의 광학적 성질을 정량화 하는 것은 병증의 진단과 생리학적으로 중요한 진행과정을 모니터링 하는 것 등에 응용된다. 특히 측정된 스펙트럼으로부터 생체조직 내에 있는 특정 물질의 농도를 실시간에서 비침습적으로 결정할 수 있다는 것은 무엇보다도 분광학적 방법의 큰 장점이다. 그런데 생체조직의 분광학적 연구는 생체조직 내에서 빛 세기의 분포가 흡수와 다중 산란에 의해서 이루어지기 때문에 그 해석이 매우 복잡하다. 생체조직의 분석에 사용되는 투과량 측정이나 산란 반사량 측정 시에 같은 흡수체의 농도라 할지라도 산란자의 농도에 따라 측정되는 스펙트럼이 달라진다.^[2] 따라서 중요한 특정 영역의 스펙트럼을 측정하여 다양한 전처리 과정을 거쳐서 통계학적으로 성분의 농도를 예측하는 방법이 이용되고 있다.^[3,4] 그러나 산란에 의한 효과는 측정과정 뿐만 아니라 광원과 측정지점 사이의 거리, 입자의 크기, 모양, 측정부위의 경계조건에 따라 달라지기 때문에 이를 보정하는 것은 매우 어려운 문제로 제기되고 있다.

다중산란매질의 흡수와 산란효과에 의한 빛의 세기의 시간적 공간적인 분포는 확산방정식으로 표현할 수 있으며 매질이 등방성이고 산란이 흡수에 비해 매우 큰 경우 빛의 공간적 시간적 분포에 관한 분석적인 해를 얻을 수 있다. 이를 근거리 정상 상태(steady state)에서 광세기의 공간적인 분포를 측정하거나 시간 분해 분광법(시간영역^[5]과 주파수 영역^[6,8])으로 광세기의 시간적인 분포 특성을 측정하여 다룰 수 있다. 특히, 주파수 영역 분광법은 시간영역의 물리량을 Fourier

Transform한 개념을 이용하는 것으로, 시간영역에 관련된 정보를 주파수 영역에서 얻을 수 있는 시간분해 분광기법이다. 이때 측정되는 양인 광세기의 진동성분의 크기와 위상 변이 성분은 확산이론에 근거하여 매질의 흡수 계수(μ_a), 수송산란 계수(μ'_s), 굴절률(n)의 함수로 표현할 수 있다.

본 연구에서는 광원의 세기를 수십에서 수백 MHz로 변조시켜서 시료에 조사하여 광세기 분포의 진동 성분의 크기 (AC 성분) 변화와 여기광에 대한 측정광의 위상(θ) 변화를 측정하는 주파수 영역 분광 장치를 구성하고 생체조직 팬텀의 흡수계수와 산란계수를 구하였다. 산란자의 농도 증가에 따른 산란계수가 선형적으로 증가하고, 흡수체의 농도가 증가함에 따라 흡수계수가 선형적으로 증가함을 확인하였으며, 생체투과율이 좋은 적색부터 근적외선 영역에서 생체가 갖는 광학계수 영역에서 본 시스템을 적용 가능함을 확인하였다. 또한 구성된 주파수 영역 분광장치의 측정 가능한 광학계수 영역은 확산이론의 경계조건, 측정거리, 기기의 감응도, 사용되는 변조 주파수에 의해 결정되며, 사용하는 주파수가 높을수록 시스템의 시간 분해능이 좋아지므로 더 큰 값의 산란 및 흡수 계수 영역까지 측정 가능함을 알 수 있었다.

II. 이 론

다중산란 매질내의 한 점(\vec{r})에서 전자기파의 주파수, 위상, 그리고 진폭은 시간에 대해 불규칙적인 변화가 일어나며, 이로 인하여 단위 시간당 에너지 흐름 밀도 벡터의 크기와 방향이 시간에 대해 연속적으로 변한다. 주어진 방향 벡터(\hat{s})에 대해 주파수(ν)에 중심을 둔 단위 주파수 밴드당, 단위 고체각으로의 평균 에너지를 흐름밀도(average power flux density)를 얻을 수 있다. 이 양은 수송이론을 표현하는데 있어서 가장 기본적인 양으로 radiance라 하며 단위는 $\text{Wm}^{-2} \text{sr}^{-1} \text{Hz}^{-1}$ 이

다. 매질 내에 존재하는 입자는 광의 에너지를 산란시키고 흡수한다. 이 현상을 radiance에 관한 미분 방정식으로 표현한 것을 Boltzmann 수송 방정식이라 한다. 매질내의 입자의 위치 (\vec{r})의 체적소에서의 radiance $L(\vec{r}, \hat{s}, t)$ 는 내부에 있는 입자 등에 의한 산란과 흡수로 인하여 감소하고 외부로부터 산란해 들어오는 양과 체적소 내부에 존재하는 광원에 의해 증가하므로 다음과 같은 관계식을 얻을 수 있다.^[9]

$$\begin{aligned} & \frac{n \partial L(\vec{r}, \hat{s}, t)}{c \partial t} + \nabla \cdot L(\vec{r}, \hat{s}, t) \hat{s} \\ &= \mu_s \int_{4\pi} f(\hat{s}, \hat{s}') L(\vec{r}, \hat{s}', t) d\Omega' \\ & - (\mu_s + \mu_a) L(\vec{r}, \hat{s}, t) + Q(\vec{r}, \hat{s}, t) \end{aligned} \quad (1)$$

여기서 μ_a 는 흡수 계수, n 은 매질의 굴절률, c 는 진공중의 광속도, μ_s 는 산란 계수, \hat{s} 는 관심 있는 방향을 가리키는 단위 벡터, $Q(\vec{r}, \hat{s}, t)$ 는 매질내부에 존재하는 광원으로써 단위 부피당 단위시간당 단위 고체각으로 방출되는 에너지, $f(\hat{s}, \hat{s}')$ 는 \hat{s}' 방향으로부터 \hat{s} 방향으로 산란되는 확률을 나타내는 정규화된 미분 산란 단면적이다.

무한대의 다중산란 매질 내에 광원이 존재한다면 광이 매우 많은 입자들에 의해 산란되어서 거의 등방성의 세기분포를 가지게 되어 확산방정식의 가정을 만족한다고 할 수 있다. 확산이론에 의하면 fluence rate $\phi(\vec{r}, t)$ 로 다음과 같이 쓸 수 있다.

$$\frac{n \partial \phi(\vec{r}, t)}{c \partial t} - D \nabla^2 \phi(\vec{r}, t) + \mu_a \phi(\vec{r}, t) = Q(\vec{r}, t) \quad (2)$$

여기서 $D = (3(\mu_a + \mu_s'))^{-1}$ 는 확산계수이고 $\mu_s' = (1-g)\mu_s$ 은 수송산란계수이고, g 는 입사광에 대한 산란광의 평균 코사인 값이다.

확산 방정식(2)에서 무한대의 매질 내에 $t=t'$ 에 원점으로부터 방출된 단위 에너지의 광펄스의 그린 함수 해는 원통 좌표계에서 다음과 같다.

$$\begin{aligned} \phi_G(\rho, z, t-t') &= \frac{c}{n} \left[\frac{4\pi D c (t-t')}{n} \right]^{-3/2} \\ & \cdot \exp \left\{ -\frac{z^2 + \rho^2}{4 D c (t-t')/n} - \mu_a c (t-t')/n \right\} \end{aligned} \quad (3)$$

광세기가 주파수 $\omega/2\pi$ 로 변조된 출력 $P e^{i\omega t}$ 의 광원이 존재하면 $(\rho, z=0, t)$ 에서 측정되는 fluence rate는

$$\begin{aligned} \phi_\omega(\rho, t) &= \int_{-\infty}^t \phi_G(\rho, z=0, t-t') P \exp(i\omega t) dt \\ &= \frac{P \exp(i\omega t) \exp(-k\rho)}{4\pi c' D} \\ &= \frac{P}{4\pi c' D} \exp(-k_{real}\rho) \frac{\exp[i(\omega t - k_{imag}\rho)]}{\rho} \end{aligned} \quad (4)$$

이다.

여기서, $k = k_{real} + i k_{imag} = \sqrt{\frac{\mu_a c' + i\omega}{D c'}}$ 이고, $c' = c/n$ 이다.

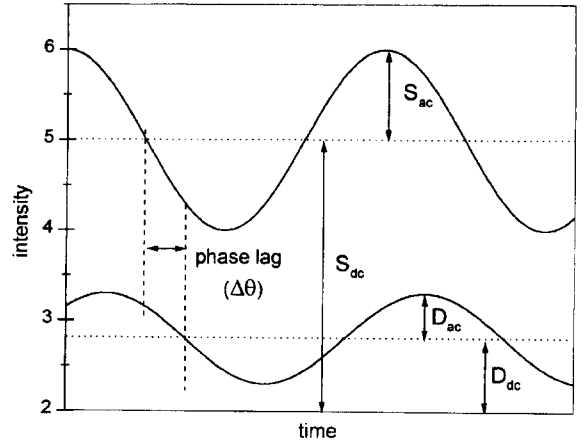


그림 1. 주파수 영역 분광법에서 광원과 광검출기에서 측정되는 광세기의 AC 성분, DC 성분과 위상 지연의 관계.

광세기가 변조된 실제 광원의 경우 DC term과 AC term의 합으로 주어진다. 즉, 광원의 세기를 $S_{dc} + S_{ac} \exp(i\omega t)$ 로 나타내면 식 (4)에서 fluence rate는

$$\begin{aligned} \phi_\omega(\rho, t) &= \frac{S_{dc} \exp(-\rho/\delta)}{4\pi c' D} \\ & + \frac{S_{ac} \exp(-k_{real}\rho)}{4\pi c' D} \exp[i(\omega t - k_{imag}\rho)] \end{aligned} \quad (5)$$

이다. 여기서, $\delta = (\sqrt{3\mu_a \sigma_{tr}})^{-1}$ 이고, $\sigma_{tr} = (\mu_a + \mu_s')$ 이다. 무한대 매질내에서 광세기가 변조된 광원($S_{dc} + S_{ac} \exp(i\omega t)$)으로부터 거리 ρ 만큼 떨어진 위치에서 측정되는 광세기의 변조 성분인 AC와 비변조 성분인 DC성분이 흡수와 산란에 의해 감소되고, 광원으로부터 검출기 까지 광자가 이동하는데 걸리는 시간 만큼 위상 지연이 생긴다($D_{dc} + D_{ac} \exp(i(\omega t - \Delta\theta))$, 그림 1 참조). 따라서 매질의 굴절률을 알고 있다고 가정한다면, 수송산란계수와 흡수계수를 알기 위해서는 (fluence rate의 DC 성분과 위상), (fluence rate의 AC 성분과 위상), 혹은(fluence rate의 DC와 AC 성분)의 다른 조합을 선택하여 구할 수 있다. 즉, 식 (5)로 부터 수송산란계수와 흡수계수를 각 조합의 함수로 표현할 수 있다. 하지만 측정되는 fluence rate의 DC, AC, 위상 값의 오차로부터 기인하는 수송산란계수와 흡수계수의 오차를 고려할 때(fluence rate의 DC와 AC성분) 조합은 (fluence rate의 DC 성분과 위상)나 (fluence rate의 AC 성분과 위상)에 비해 매우 오차가 크므로,^[8] 본 연구에서는 위상변화와 fluence rate의 AC 성분크기를 Lock-in Amp를 이용하여 측정하였다. 이 경우 위상 지연($\Delta\theta$)과 fluence rate의 AC 성분(D_{ac})은

$$\begin{aligned} \Delta\theta &= k_{imag} \cdot \rho \\ D_{ac} &= \frac{S_{ac} \exp(-k_{real} \cdot \rho)}{4\pi D} \end{aligned} \quad (6)$$

이고, 여기서 $k_{imag} = \sqrt{\frac{3}{2} \mu_a \mu_s'} [\sqrt{1 + (2\pi f / \mu_a c')^2} - 1]^{1/2}$, $k_{real} = \sqrt{\frac{3}{2} \mu_a \mu_s'} [\sqrt{1 + (2\pi f / \mu_a c')^2} + 1]^{1/2}$ 이며, 위상 지연과 fluence

rate의 AC 성분은 $\mu_a, \mu_s', n, \omega = 2\pi f$ 에 의해 결정됨을 알 수 있다.

III. 실험 장치 및 방법

주파수 영역 분광법을 위한 실험 장치를 그림 2와 같이 구성하였다. 광원으로는 출력 5 mW인 레이저 다이오드(Samsung Electro-Mechanics 사의 SLD 67018250S 최고 광세기를 갖는 파장은 670 nm)를 사용하였으며, 광섬유에는 2 mW 정도 까지 실을 수 있었다. 시스템에 적절한 주파수는 광원의 고주파수 특성과 광학 측정기인 PMT의 주파수에 따른 이득 변조율 특성에 의해 좌우되는데 이용 가능한 주파수는 20~150 MHz의 영역의 주파수를 이용하였다. Synthesizer 1(Marconi 2023)에 의해 진폭 변조된 빛이 광섬유를 통해 시료에 조사되면 다중 산란하면서 매질 내를 전파하다가 광원으로부터 ρ 만큼 떨어진 측정용 광섬유에서 검출된다. 검출된 광을 이득 변조된 PMT(Hamamastu, H6573)로 감지하였는데, 이 PMT는 Synthesizer 2(Marconi 2023)에 의해 광원의 주파수와 약간 차이나는 주파수로 이득률을 변조하면 PMT 내에서 주파수 혼합효과가 간단히 일어나서 약 100 ps의 시간 분해능을 얻을 수 있다. 실험에서 사용한 cross-correlation 주파수는 41 Hz로써 신호의 왜곡과 S/N비를 고려하여 선택하였다. PMT에서 나온 신호는 증폭한 후 저주파 통과 필터(LPF)를 사용하여 고주파를 필터링하여 lock-in amp의 신호 채널에 넣어주었다.

한편, 각 frequency synthesizer의 일부분을 분할하여 mixer에 보내어 두 주파수를 mixing한 후 LPF를 사용하여 cross-correlation 주파수 신호를 얻어서 lock-in amp의 기준 신호로 사용하였다. 따라서 결과적으로 나오는 두 신호는 cross-correlation 주파수인 41 Hz이고, 두 신호간의 위상차로부터 기준광에 대한 신호광의 측정 거리에 따른 위상지연을 얻을 수 있으며, 측정된 진동성분의 진폭(AC 성분)은 신호광의 진동성분에 비례하게 된다.

또한 광신호가 들어가지 않은 상태(background)에서 PMT에서 측정되는 값은 주변기기의 잡음에 의한 것인데 크기가 상

대적으로 매우 작고 위상값이 random하게 주어지지 않으면 측정값을 보상해 주어야 하는데, 측정하는 양이 위상을 가진 양이기 때문에 백터적으로 보상해 주어야 한다. 또한 측정 파형이 정확한 정현파가 아닐 경우 같은 위상을 가짐에도 불구하고 광세기가 달라지면 위상이 변화된 것처럼 보이기 때문에 광원의 파형에도 유의하여 변조주파수의 level과 주파수를 조절하여야 한다.

등방 균질한 무한대 매질의 상황설정을 위해 시료를 16 cm × 16 cm × 12 cm의 사각용기에 용액의 총체적이 2.4 l 되게 하여 준비하였다. 다중산란 매질로는 intralipid(Intralipid-TM10%, Phamacia AB, Sweden, 10% lipid는 100 ml에의 현탁액 내에 10 g의 lipid가 있음을 의미) 사용하였다. intralipid는 환자들의 정맥 주사용인데, biomedical optics 분야에서는 혼탁한 생체조직을 흉내내는 산란매질 펜텀으로 많이 이용된다.

산란계수를 변화시키기 위해 intralipid의 농도를 0.25~4%의 영역의 농도로 변화시켰는데 이는 생체조직의 수송산란계수인 $0.1 \sim 5 \text{ mm}^{-1}$ 의 값과 부합되는 농도이다. 흡수계수를 변화시키기 위해 잉크농도를 0~0.08%의 농도로 첨가하였는데 이는 적색 및 근적외선 영역의 파장에서 생체조직의 흡수계수인 $0.0001 \sim 0.01 \text{ mm}^{-1}$ 의 영역에 있는 값이다.

IV. 결과 및 분석

위상 지연과 측정된 광세기의 AC 성분은 μ_a, μ_s', n, f 에 의해 결정된다. 그림 3은 여러 가지 매질의 광학적 조건에서 확산이론을 이용하여 계산한 시뮬레이션을 보여준다. 그림 3의 (a)는 $r = 20 \text{ mm}, \mu_a = 0.02 \text{ mm}^{-1}, \mu_s' = 1 \text{ mm}^{-1}, n = 1.33$ 일 때, 인가주파수에 따른 AC 성분과 위상지연의 관계를 보여주는데 AC 성분은 주파수가 클수록 변화가 크게 일어나

므로 변조율 $\left(\frac{D_{ac}/D_{dc}}{S_{ac}/S_{dc}}\right)$ 변화를 측정하는 방식에서는 고주파를 사용해야 한다. 또한 주파수가 높을수록 위상 지연이 많이 일어나는데, 위상지연은 광자의 평균 이동경로시간에 해당되는 양으로 주파수가 높을수록 이동거리에 해당하는 위상지연이

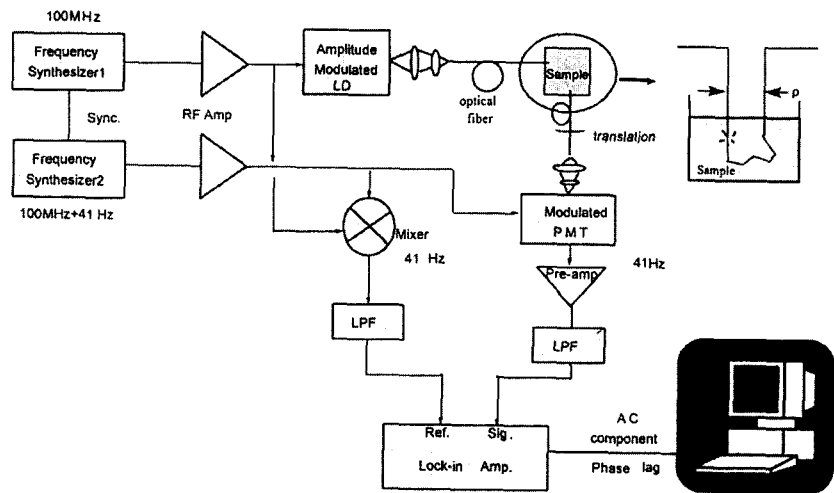


그림 2. 주파수 영역 분광법 실험장치.

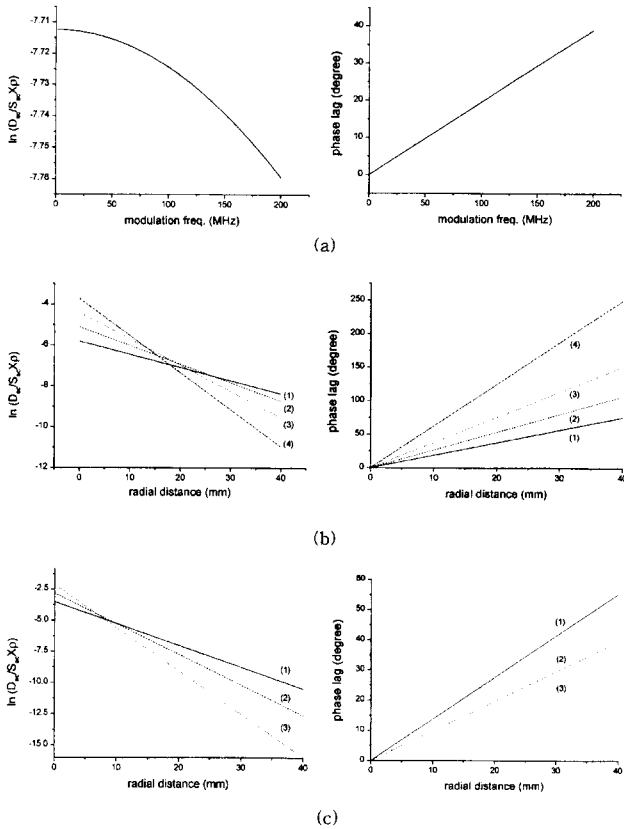


그림 3. 매질에서 측정되는 AC 성분 및 위상지연의 주파수(a), 산란계수(b), 흡수계수(c)의 변화에 따른 의존성. (b)에서 (1)~(4)는 흡수계수가 0.02 mm⁻¹이고 산란계수 각각 0.5, 1, 2, 4 mm⁻¹이고, (c)에서 (1)~(3)은 산란계수가 1 mm⁻¹이고 흡수계수가 각각 0.01, 0.02, 0.04 mm⁻¹일 때의 경우이다.

크므로 시간 분해능이 좋아지는 결과를 가져온다. $2\pi f \ll \mu_a c'$ 일 때 위상지연은 $\Delta\theta \approx \sqrt{3\mu_s'/\mu_a\pi} \rho_c^{1/2} f$ 로써 그림에서와 같이 주파수에 선형성을 보여준다. 그림 3의 (b)는 흡수계수가 일정한 매질에 대해 ($\mu_a = 0.02 \text{ mm}^{-1}$) 산란계수가 달라질 때 (0.5~4 mm⁻¹) 측정거리에 따른 측정량 ($D_{ac} \times \rho / S_{ac}$ 및 위상지연)의 변화를 보여준다. 이 그래프에서 기울기는 각각 k_{real} 과 k_{imag} 가 되고, $D_{ac} \times \rho / S_{ac}$ 및 위상지연 $\Delta\theta$ 는 다음과 같다.

$$\Delta\theta = \frac{\sqrt{3}}{2} \mu_a \mu_s' [\sqrt{1 + (2\pi f / \mu_a c')^2} - 1]^{1/2} \cdot \rho$$

$$\ln\left(\frac{D_{ac}}{S_{ac}} \times \rho\right) = -\ln(4\pi c' D) - \left(\frac{\sqrt{3}}{2} \mu_a \mu_s' [\sqrt{1 + (2\pi f / \mu_a c')^2} + 1]^{1/2} \cdot \rho\right) \quad (7)$$

산란계수가 커질수록 두 그래프의 기울기가 커지게 됨을 알 수 있다. 산란계수가 커질수록 광은 멀리까지 전파되지 못하고 또한 어떤 지점에 도달하기 위해서 많은 산란을 경험해야 하기 때문에 위상지연 또한 길어지게 된다. 그림 3의 (c)는 산란계수가 일정한 ($\mu_s' = 1 \text{ mm}^{-1}$) 매질에서 흡수계수가 다를 때 (0.01~0.04 mm⁻¹) 측정량의 변화를 보여준다. 흡수계수가 커질

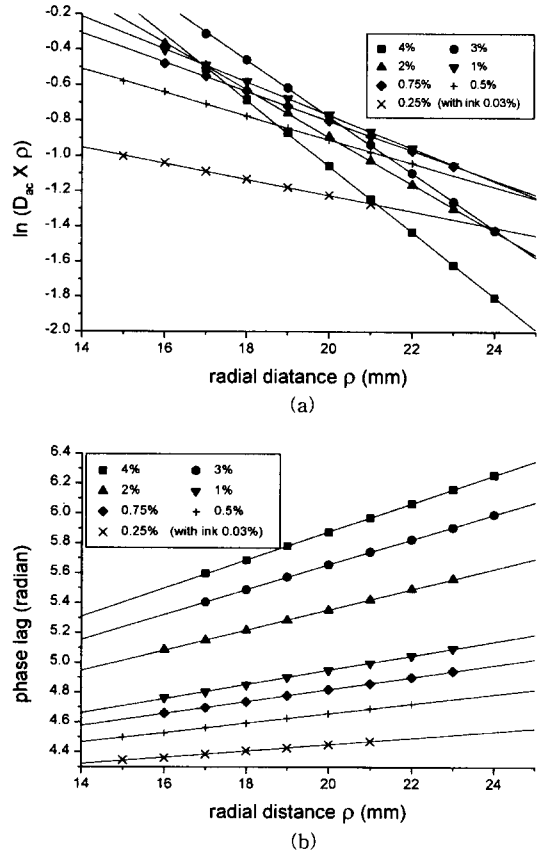


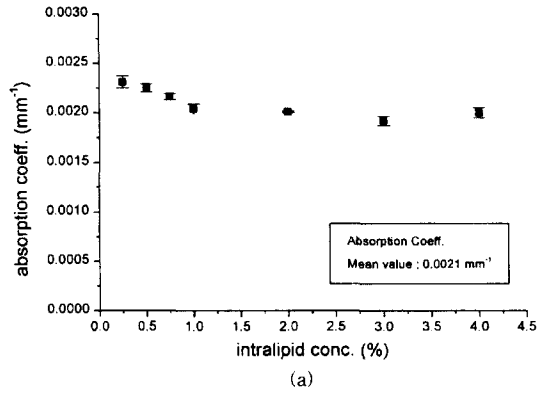
그림 4. 흡수체의 농도를 일정하고(잉크 0.03%) 산란자의 농도를 변화시킬 때 (intralipid 0.25~4%) 측정된 거리에 따른 AC 성분(a)과 위상지연(b).

수록 빛의 세기의 감소하는 비율은 증가하고, 어떤 지점에 도달하기 위해 많이 산란하는 광자는 흡수체에 의해 측정지점에 도달하지 못하기 때문에 위상지연이 감소하게 된다.

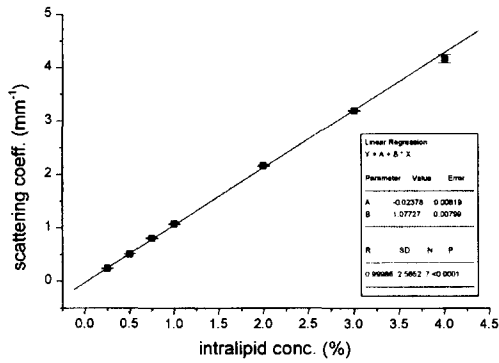
그림 4는 변조주파수 100 MHz에서 흡수계수는 일정하게 두고(잉크농도 0.03%) 산란계수가 다른 시료(intralipid 농도 0.25~4%)에 대하여 측정거리를 일정하게 변화시키면서 측정한 결과이다. 앞에서 한 시뮬레이션의 결과(그림 3의 (b))에서와 같이 산란자의 농도가 증가함에 따라 $\ln(D_{ac} \times \rho)$ 의 기울기가 커지고, 위상지연의 기울기도 커짐을 알 수 있으며, 이들 기울기는 각각 k_{real} 과 k_{imag} 에 대한 실험 값이 된다. 그 결과 실험으로부터 얻은 광학계수는 그림 5에 나타나 있는데 흡수계수는 산란자의 농도에 무관하게 일정하고, 수송산란계수의 값은 산란자의 농도가 증가함에 따라 선형적으로 증가함을 보여준다.

그림 6은 산란계수를 일정하게 두고(intralipid 농도 1%) 흡수체의 농도를 증가시킬 때(잉크 농도 0~0.08%) 거리에 따른 측정치를 보여준다. 앞에서 한 시뮬레이션 결과와 같이(그림 3의 (c)) 흡수계수가 커짐에 따라 $\ln(D_{ac} \times \rho)$ 의 기울기가 커지고 위상지연의 기울기는 감소함을 알 수 있다. 또한 이로부터 얻은 수송산란 계수와 흡수계수는 그림 7에서 보여주는 바와 같이 산란계수는 일정하고 잉크농도의 증가에 따라 흡수계수가 선형적으로 증가하는 결과를 얻을 수 있었다.

하지만 이와 같은 방식의 주파수 영역 분광법으로 측정 가

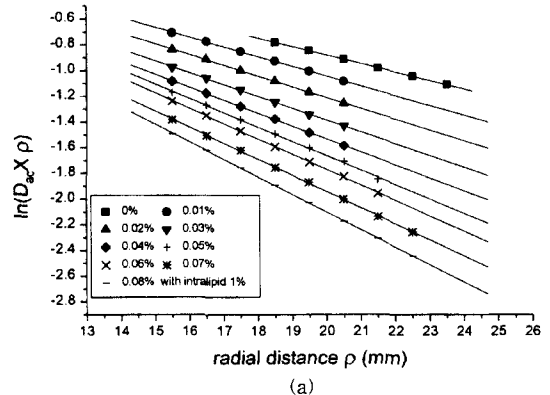


(a)

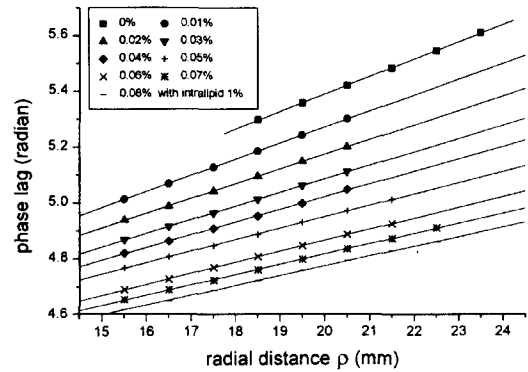


(b)

그림 5. 흡수체의 농도를 일정하고(ink 0.03%) 산란자의 농도를 변화시킬 때(intralipid 0.25~4%) 측정된 흡수계수(a)와 수송산란계수(b).



(a)



(b)

그림 6. 산란자의 농도를 일정하고(intralipid 1%) 흡수체의 농도를 변화시킬 때(ink 0~0.08%) 측정된 거리에 따른 AC 성분(a)과 위상지연(b).

능한 광학계수의 신뢰도는 광원과 검출기를 포함한 측정 시스템의 동적 영역 안에서 측정 가능해야 하며, 또한 확산이론의 가정으로부터 산란계수는 흡수계수보다 훨씬 커야하고, 측정 지점이 광원으로부터 충분히 떨어져 있어서 빛이 거의 등방성을 이루어야 한다는 점 등에 의존한다. 따라서 다음과 같은 조건을 고려하여 광원으로 부터의 거리 ρ_1 과 ρ_2 가 각각 20 mm, 25 mm 이어서 사이의 거리가 5 mm이고 변조주파수가 50, 100, 200 MHz인 경우에 대해 측정 가능한 영역을 그림 8에 나타내었다. 고려해야 하는 조건을 표현하면 다음과 같다($\rho_1 < \rho_2$).

(a) 시스템의 동적 영역, 즉 측정가능한 작은 신호에 대한 큰 신호의 비가 100 이하인 경우, 두 신호의 비는 다음과 같이 표현된다.

$$\frac{D_{ac, \rho_1}}{D_{ac, \rho_2}} = \frac{\rho_2 \exp(-k_{real} \rho_1)}{\rho_1 \exp(-k_{real} \rho_2)} < 100 \quad (8)$$

이 식을 μ_s' 에 관하여 부등식을 풀면

$$\mu_s' < \frac{2 \ln(100 \cdot \rho_2 / \rho_1)}{3(\rho_1 - \rho_2) \mu_a (\sqrt{1 + (2\pi f / \mu_a c')^2} + 1)} \quad (9)$$

그림 8의 곡선 (a)그룹으로 나타나는데 변조주파수가 커질수록 흡수계수가 작은 영역에서 수송산란계수의 측정 가능한 영

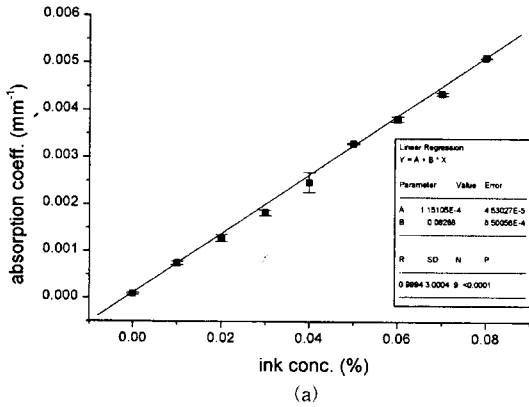
역이 감소한다. 흡수계수가 큰 영역에서는 주파수의 변화에 무관함을 보여준다. 또한 동적 영역이 넓을수록 그래프가 전체적으로 μ_s' 의 양의 방향으로 이동함으로써 흡수계수가 큰 영역까지 측정 가능해진다.

(b) 두 지점의 위상지연의 차이가 1° 이상일 때(시스템의 위상차의 측정오차가 약 0.1° 인 것을 감안하여), $k_{imag} \cdot \Delta \rho > 1^\circ$ 이 되고 μ_s' 에 관하여 부등식을 풀면 다음과 같다.

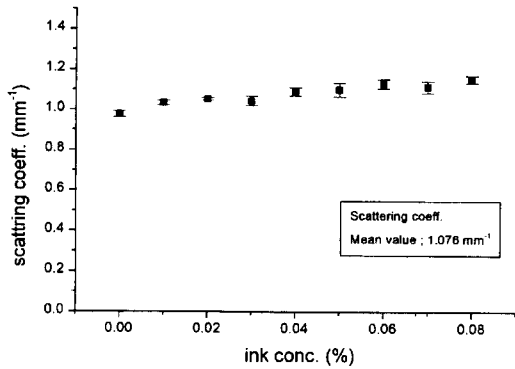
$$\mu_s' > \frac{2 \cdot 2\pi / 360}{3\mu_a (\sqrt{1 + (2\pi f / \mu_a c')^2} - 1) \cdot |\rho_1 - \rho_2|} \quad (10)$$

변조주파수가 클수록 흡수계수와 수송산란계수의 측정 가능한 영역이 증가한다(그림 8의 (b)그룹). (c) $\mu_s' > 10\mu_a'$, 즉 확산이론에 의하면 산란계수는 흡수계수보다 훨씬 커야한다(그림 8의 곡선(c)). (d) $\rho > 10 \times 1 / \mu_s'$, 즉 측정위치는 광원으로부터 충분히 떨어져 있어서 그 위치에서 광세기가 거의 등방성을 이루어야 한다(그림 8의 곡선(d)).

그림 8에서 측정하는 간격을 5 mm로 하였는데 이 간격이 커질수록 조건 (a), (b)의 한계는 μ_s' 축에 대해 음의 방향으로 이동한다. 그림에서 그물 무늬로 표현한 부분이 대략적으로 빛의 파장이 적색부터 근적외선에서의 생체 조직의 광학계수 영역이다. 빔 근 부분의 일부는 조건 (d)에서 측정거리를 보다 멀리 잡아줌으로써 만족시킬 수 있지만 생체조직에 대해 측정



(a)



(b)

그림 7. 산란자의 농도를 일정하고(intralipid 1%) 흡수체의 농도를 변화시킬 때(ink 0~0.08%) 측정된 흡수계수(a)와 수송 산란계수(b).

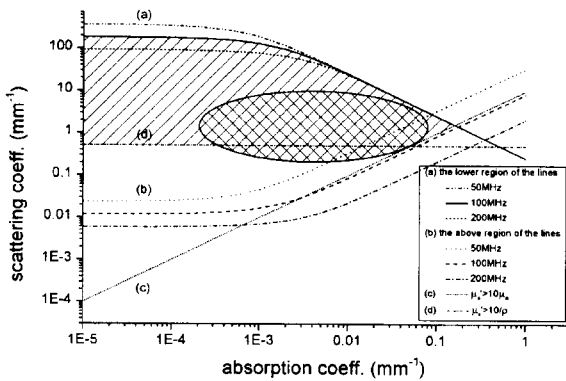


그림 8. 측정거리 20, 25 mm의 두 지점에서 측정할 경우 50, 100, 200 MHz의 주파수를 이용하여 측정 가능한 영역(조건 (a), (b), (c), (d)). 그들 무늬로 표현한 부분은 생체조직의 광학계수영역이다.

할 때에는 적용이 매우 어렵다. 그림 8에서 빗금친 영역은 두 측정 지점 사이의 거리가 5 mm이고 변조주파수가 100 MHz 일 때 측정 가능한 광학계수 영역이다. 또한 그림 8에서 사용 주파수를 높임으로써 보다 넓은 영역의 광학계수를 측정할 수 있음을 보여주는데 현재 조건에서는 100 MHz가 충분함을 보여준다. 위와 같은 측정 상황에서 더 높은 주파수를 쓴다 할 지라도 조건 (c)에 의해서 제한을 받기 때문이다. 생체의 경우

조직의 크기가 제한되고 비등방성 비균질성이기 때문에 측정 간격을 더 좁게 해서 측정할 경우 AC 곡선과 phase 곡선이 μ_s' 축에 대해 양의 방향으로 이동하므로 보다 높은 주파수를 이용해야한다.

V. 결 론

무한대 매질에서 거시적으로 강하게 산란하는 매질에 대해서 주파수 영역 분광법을 이용하여 매질의 광학계수를 측정하였다. 레이저 다이오드가 변조주파수 특성이 좋고 광세기도 측정하기에 충분하기 때문에 광원으로 선택하였다. 측정된 값들(AC, Phase lag)의 거리에 대한 선형성은 확산이론으로 예측한 결과와 잘 일치하였다. 특히, 흡수계수를 일정하게 유지하고 산란계수가 다른 매질의 경우와 산란계수가 일정하면서 흡수계수가 다른 매질의 경우에 대해 각각 계산된 광학계수들의 변화의 선형성을 확인하였다. 구성된 주파수 영역 분광장치를 사용하여 측정이 가능한 광학계수 영역은 확산이론의 경계조건, 측정거리, 기기의 감응도, 사용되는 변조 주파수에 의해 결정됨을 확인할 수 있었다. 두 측정 지점사이의 거리가 5 mm일 때 변조주파수가 100 MHz만으로도 생체 조직의 광학계수 영역을 최대한 포함하는 조건임을 확인하였다.

생체에 응용할 경우 표면에 광섬유 끝단을 위치시켜 측정하게 되는데 이때는 표면에서의 광전파의 불연속성을 고려한 경계조건을 만족시키는 함수의 해를 얻어야 하는데 이에 관한 많은 연구가 진행되고 있다. 사용하는 주파수가 높을수록 시스템의 시간 분해능이 좋아지므로 더 큰 값의 산란 및 흡수 계수 영역까지 측정 가능하며, 생체투과율이 좋은 적색부터 근적외선의 영역에서 생체의 표면에서 반사율을 측정함으로써 비침습적으로 생체의 광학계수를 측정하는 것에도 응용할 수 있을 것으로 기대된다.

참고문헌

- [1] A. Ishimaru, in Wave Propagation and Scattering in Random Media vol. 1, (Academic, New York, 1978).
- [2] G. Kumer and J. M. Schmitt, Appl. Opt. **36**, 2286 (1979).
- [3] H. M. Heise, Hormone and Metabolic Research **28**, 527 (1996).
- [4] U. A. Muller, B. Mertes, C. Fischbacher, K. U. Jageman, K. Danzer, The International J. of Artificial Organs, **20**, 385 (1997).
- [5] Kye Jin Jeon, Kyu Haeng Lee, Ung Kim, and Seung-Han Park, Gilwon Yoon, Hyo Soon Eom and Dongho Kim, J. Kor. Phys. Soc. **32**, 823 (1998).
- [6] M. S. Patterson, J. D. Moulton, B. C. Wilson, K. W. Berdt, and J. R. Lakowicz, Appl. Opt. **30**, 4474 (1991).
- [7] R. C. Haskell, L. O. Svaasand, T. T. Tsay, T. C. Feng and M. S. McAdams, and B. J. Tromberg, J. Opt. Soc. Am. A **11**, 2727 (1994).
- [8] S. Fantini, M. A. Franceschini, J. B. Fishkin, B. Barbieri, and E. Gratton, Appl. Opt. **33**, 5204 (1994).
- [9] S. Chandrasekhar, in Radiative Transfer (Oxford Univ. Press, London and New York and Dover, New York, 1960).

**Measurement of optical coefficients of multiple scattering media
by using frequency domain spectroscopy**

Kye Jin Jeon and Gilwon Yoon

Medical Electronics Lab., Samsung Advanced Institute of Technology, Suwon 440-600, Korea

Gunshik Kim, Sungman Jeon and Seung-Han Park

Department of Physics, Yonsei University, Seoul 120-749, Korea

(Received April 6, 1999, Revised manuscript received August 2, 1999)

A frequency domain spectroscopic system was constructed to investigate the optical properties of multiple scattering media. The alternating current (AC) and phase lag components of backscattered light were measured by using the heterodyne detection method. Absorption and transport scattering coefficients were computed from the values based on diffusion theory. Predictions showed excellent matches in comparison with actual values of absorption and scattering. Predictable ranges of the optical coefficients were analyzed in terms of the distance between light source and detector, and modulation frequencies. A proposed compact experimental set-up using laser diodes can be utilized to estimate non-invasively the optical properties of multiple scattering media such as biological tissues.