

生體의 가우스빔 光分布 모델

(A Gaussian Beam Light Distribution Model of the Biological Tissue)

曹 辰 鎬,* 河 永 浩,* 李 健 一*

(Jin Ho Cho, Yeong Ho Ha and Kuhn Il Lee)

要 約

本 論 文 에 서 는 가 우 스 분 부 의 레이저빔이 照射된 生體의 光 분 부 計 算 을 위 해 簡 單 하 면 서 도 有 用 한 生體 光 분 부 모 델 을 提 案 하 였 다. 本 모 델 에 서 는 生體 內 에 서 서 로 반 대 方 向 으 로 進 行 하 면 서 等 方 性 散 亂 에 의 해 확 산 하 는 2 개 의 가 우 스 光 束 이 存 在 한 다 는 假 定 을 도 입 하 였 다. 이 假 定 을 適 用 하 여 빔 의 進 行 方 向 과 빔 軸 의 수 직 방 상 方 向 으 로 의 光 분 부 를 同 時 에 表 現 할 수 있 게 모 델 화 하 였 으 며 이 에 따 른 光 散 亂 과 吸 收 式 을 유 도 하 였 다. 제 안 된 모 델 의 타 당 성 을 實 驗 을 통 해 검 증 하 므 로 써 가 우 스 빔 이 照 射 된 生體 組 織 內 의 光 분 부 의 평 가 를 容 易 하 게 하 였 다.

Abstract

A simple and useful model of light distribution for the biological tissue to the Gaussian beam is proposed. This model assumes that the incident Gaussian beam broadens into two Gaussian beams, travelling in the opposite directions as the result of both isotropic scattering and absorption in the tissue. With this assumption, two-dimensional light intensity of each flux as well as the equations of both absorption and scattering have been derived, and the validity of modeling has been confirmed experimentally. Consequently, the results paved a way for easy evaluation of the light distribution in the biological tissue.

I. 序 論

近年에 와서 레이저光으로 生體組織을 切開 및 응고시켜 수술 및 치료를 행하거나 光透寫(Transillumination)에 의하여 非觀血的인 진단을 행하는 등의 의학적 응용이 多樣해지고 있다.^{1)~3)} 이에 따라 레이저光이 生體에 미치는 영향이 주요한 關心事가 되고 있으며, 이들을 研究하기 위해서는 먼저 레이저光이 照

射된 生體의 光分부가 규명될 것이 要求된다. 레이저光이 照射된 生體의 光分부는 入射레이저빔의 出力分부와 波長 및 生體組織의 光學의 特性에 따라서 영향을 받는다. 그리고 入射레이저 빔은 一般的으로 光軸에서 가장자리로 갈수록 약해지는 가우스 分布를 갖는다.

지금까지 여러가지 生體光分布모델이 提案 되었다.^{4)~7)} 매질內에서 光의 指數的 감쇠를 나타내는 Beer-Lambert의 法則은 光吸收와 散亂이 同 時 에 存 在 하 는 生體組織에 대하여 精確성이 없으며 光分부도 알 수 없다.⁸⁾ 1931년 Kubelka와 Munk⁹⁾는 吸收 및 散亂

*正會員, 慶北大學校 電子工學科
(Dept. of Elec. Eng., Kyungbook Univ.)
接受日字: 1988年 3月 2日

을 同時에 고려한 一般媒質의 光軸方向에 따른 세기 變化를 알 수 있는 2光束모델(2 flux model)을 提案한 바 있으며, 1981년 Germert 등⁵⁾ 및 Wan 등⁶⁾은 이를 生體에 응용하였다. 그러나 이 모델은 生體에 照射되는 光이 무한면적 擴散光이라고 가정하여 유도된 것이기 때문에 레이저光과 같은 集束光에는 適用하지 않다.

1960년 Chandrasekhar⁷⁾는 임의의 세기 分布를 갖는 光에 대한 一般媒質의 光分布모델을 提案하였다. 이 경우 매질內의 光의 等方性散亂 및 非等方性散亂모두를 고려하였다. 그러나 이에 利用된 방사전달식(equation of radiative transfer)의 일반해는 아직 주어지지 않고 있다.

따라서 1983년 Cumins 등⁸⁾은 보다 간단한 式을 얻기 위해 媒質이 光을 等方性으로만 散亂시키는 경우를 假定하여 chandrasekhar의 式을 근사화시킨 多重散亂 近似모델(multiple scattering approximation model)을 提案하였다. 그러나 Cumins의 근사식은 境界조건 適用에 따른 光軸 가까운 오차를 일으키는 결점이 있다.⁹⁾ 또한 1967년 Atkins 등¹⁰⁾은 媒質內의 光의 집중성분과 확산성분을 개별적으로 고려한 모델을 發表하였으며 1978년 Ishmaru¹¹⁾는 이를 더욱 발전시킨 4光束모델(4flux model)을 제안하였다. 이들 두 모델은 測定을 통한 光學的係數의 決定이 용이치 않고 光軸에서 반경방향으로 연속적인 光分布를 表現하지 못한다.

1983년 Motamedi 등¹²⁾은 生體에 가우스빔이 照射되었을 때 組織內부의 發熱을 計算하기 위해 光束擴散모델(beam broadening model)을 발표하였다. 이 모델은 매우 간단하며 光分布도 表現할 수 있으나 Beer-Lambert의 法則에서 출발하였기 때문에 生體의 光散亂이 큰 경우에는 역시 正確성이 없다. 이어서 1987년 Yoon 등¹³⁾은 가우스빔도 수용할 수 있는 7光束모델(7 flux model)을 提案하였다. 이는 등방성 및 비등방성 매질 모두에 適用이 可能하며, 기존의 것들에 비해 比較的 精確하게 生體의 光分布를 나타낼 수 있는 것이나, 實驗的으로 決定해야할 多數의 고유한 位相함수들을 포함하는 등 매우 복잡하다는 결점이 있다.

本 論文에서는 가우스分布의 레이저빔이 照射된 生體의 光分布 計算을 위해 簡單하면서도 有用한 生體의 光分布 모델을 제안하고 이의 타당성을 實驗을 통해 확인하였다. 本 모델에서는 서로 반대방향으로 進行하면서 等方性散亂에 의해 擴散하는 가우스 光束을 도입하였고, 이들 光束은 散亂에 의해 빔의 面積이 커질 때 가우스 分布가 유지된다고 假定하였

다. 이 假定을 適用하여 進行方向別 散亂의 影響을 고려한 빔의 中心세기를 求하였다. 또한 이 中心세기 方程式에다 가우스項을 첨가하여 빔의 進行方向과 빔軸의 반경方向으로의 光分布를 同時에 表現할 수 있게 모델化 하였다.

II. 生體의 가우스빔 光分布모델

1. 生體組織의 光學的 特質

그림 1과 같이 레이저光이 生體組織의 表面에 수직으로 照射되면 境界面에서는 4~5% 程度의 Fresnel 反射가 일어나고 나머지는 組織內로 入射된다.¹⁴⁾ 內부로 들어온 레이저光의 세기는 그 일부가 흡수되어 감소하는 한편, 多重散亂作用에 의해 확산된다. 이때 組織內에서 螢光效果도 수반되나 이는 무시할 수 있는 量이다.

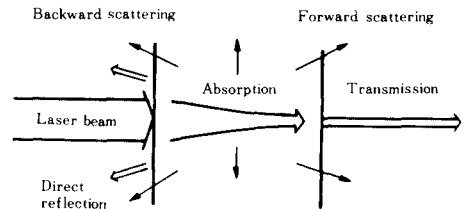


그림 1. 생체조직에 照射된 레이저빔
Fig. 1. Laser beam incident upon the tissue.

生體內에서 일어나는 散亂은 細胞 및 分子의 크기가 多樣하기 때문에 Reileigh 散亂이나 Mie 散亂이 同時에 수반되며, 光의 波長에 따라 浸透깊이(빔의 세기가 e^{-1} 으로 줄어드는 깊이)는 현저한 차이가 있다.^{14,15)} 또한 光學的 매질로서의 生體組織은 산란이 우세하고, 매우 濁하며 진진대사로 인하여 狀態가 늘 변화될 뿐만아니라 表面이 고르지 못하다. 그러므로 光이 生體를 지나는 경우에는 波動方程式에 의한 해석보다 傳達理論(transport theory)¹¹⁾에 의해 모델화를 행하는 것이 일반적이며 本 論文에서도 이 방법을 택하였다.

2. 假定의 設定

本 論文에서는 가우스分布를 갖는 빔이 生體組織에 照射되었을 경우 生體表面에서 反射되는 빔, 生體組織內에서의 빔 및 生체조직을 透過한 빔 各各의 세기 分布를 알 수 있는 모델을 세우기 위해 다

음의 條件들을 假定한다.

- (1) 生體組織은 同質性(homogeneity)을 갖는다.
- (2) 生體組織 表面 바로 아래에서 부터 集束光은 擴散을 시작한다.
- (3) 빔의 散亂은 生體組織 全般을 통해 等方性 散亂을 한다.
- (4) 生體組織 內的 任意的 깊이에서 光軸의 수직 放射方向으로 分布하는 光은 항상 가우스分布를 갖는다.
- (5) 生體組織 內에서는 順方向 光束과 逆方向 光束이 同時에 存在한다.
- (6) 各 光束은 生體組織 內에서 제각기 進行方向으로의 散亂成分에 의해 빔의 標準偏差가 커지는 同時에 세기는 약화된다.
- (7) 光束의 進行方向에 對한 各 逆方向 散亂成分은 그와 反對方向으로 進行하는 各 光束에 附加되어 그 세기를 크게한다.
- (8) 生體組織 內에서 逆方向 光束의 標準偏差는 깊이에 관계없이 일정하다.
- (9) 生體組織의 内部와 外部의 屈折率차이로 인한 境界面反射는 무시한다.

3. 모델의 提案

그림 2는 앞의 假定에 따라 組織內를 進行하는 2 光束의 모양을 나타낸 것이다. 그림에서는 2 光束이 서로 다른 위치에 그려져 있으나 실제로 있어서는 2 光束이 하나로 겹친다. 中心세기가 I_0 이고 標準偏差가 σ_1 인 가우스빔 $I_+(r, z)$ 가 生體組織 表面에 入射하여 $+z$ 方向으로 組織內를 進行하면, 이에는 順方向 光束 $I_+(r, z)$ 와 逆方向 光束 $I_-(r, z)$ 의 2 光束이 存在한다. $I_+(r, z)$ 및 $I_-(r, z)$ 分布의 標準偏差를 各 各 $\sigma_+(z)$ 및 $\sigma_-(z)$ 라 하고 두께 dz 內에서 順方向 散亂係數 및 逆方向 散亂係數를 各 各 S_1 및 S_2 라 하며, 生體組織의 吸收係數를 K 라 한다.

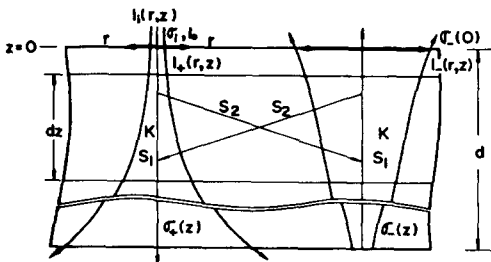


그림 2. 제안된 2 광속 가우스빔 모델
Fig. 2. Proposed 2 flux gaussian beam model.

$I_+(r, z)$ 光束은 $+z$ 方向으로 進行함에 따라 S_1 에 의해 세기가 減少하면서 이 分布의 $\sigma_+(z)$ 는 커진다. S_2 에 의해 $I_+(r, z)$ 의 세기는 또한 減少하나 $I_-(r, z)$ 및 $\sigma_-(z)$ 를 증가시킨다. 같은 過程으로, $I_-(r, z)$ 도 進行에 따라 S_1 및 S_2 에 의해 세기가 감소하는 한편, $I_+(r, z)$ 및 $\sigma_+(z)$ 는 S_2 에 의해 증가된다. 이때 $I_+(r, z)$ 및 $I_-(r, z)$ 의 z 方向으로의 세기 變化와 이들 光束의 分布인 $\sigma_+(z)$ 및 $\sigma_-(z)$ 의 變化를 同時에 考慮하여 數式을 세우는데 따르는 複雜함을 피하기 위하여, 빔의 分布는 恒常 가우스 分布를 유지한다는 假定(4)와, 進行方向別 散亂成分에 의해 標準偏差가 증가한다는 假定(6)을 利用하였다. 이렇게 하면 散亂에 의해 생기는 가우스빔의 퍼짐 및 反對方向의 光束으로 傳達됨으로 인한 세기의 감쇠와, 吸收에 의한 감쇠를 모두 고려한 光束의 中心세기를 計算할 수 있다. 가우스빔의 中心세기가 구해지면 이를 利用해 빔의 標準偏差는 따로 計算할 수 있다. 두 가우스 光束의 中心세기를 求하기 위해 이들을 各 各 $I_+(r=0, z)$ 및 $I_-(r=0, z)$ 라고 두면, dz 구간 내에서 順方向 光束의 中心세기 變化 $dI_+(r=0, z)$ 는

$$dI_+(r=0, z) = -(S_1 + S_2 + K)I_+(r=0, z) dz + S_2 I_-(r=0, z) dz \tag{1}$$

로 주어진다. 여기서 右변의 첫項은 dz 구간 내에서 일어나는 中心세기의 減少를 나타내며, 둘째 項은 $-z$ 方向으로 進行하는 逆方向 光束이 逆方向 散亂으로 인해 증가되는 成分이다. 마찬가지로 逆方向 光束의 中心세기 變化分 $dI_-(r=0, z)$ 는

$$dI_-(r=0, z) = (S_1 + S_2 + K)I_-(r=0, z) dz - S_2 I_+(r=0, z) dz \tag{2}$$

로 주어진다. 式(1) 및 (2)에서 S_1 및 S_2 는 그림 3에서 나타낸 바와 같이 等方性 散亂을 假定하였으므로 서로 同一하다. 따라서

$$S_1 = S_2 = \frac{S}{2} \tag{3}$$

로 둘 수 있다. 式(1) 및 (2)에 式(3)을 代入하고 dz 로 各式의 양변을 나누면, 다음의 두 聯立微分方程式을 얻는다. 즉,

$$\frac{dI_+(0, z)}{dz} = -(S + K)I_+(0, z) + \frac{S}{2}I_-(0, z) \tag{4}$$

$$\frac{dI_-(0, z)}{dz} = (S + K)I_-(0, z) - \frac{S}{2}I_+(0, z) \tag{5}$$

4. 모델의 解

式(4) 및 (5)의 $I_+(0, z)$ 와 $I_-(0, z)$ 의 一般解는

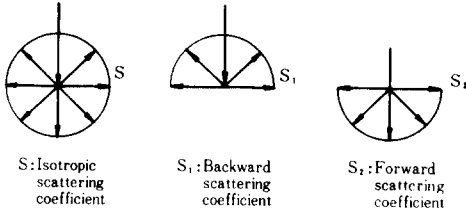


그림 3. 등방성산란과 역방향산란 및 순방향산란
Fig. 3. Isotropic scattering, backward scattering and forward scattering.

$$I_+(0, z) = C_1 e^{\alpha_+ z} + C_2 e^{\alpha_- z} \quad (6)$$

$$I_-(0, z) = C_1 A_+ e^{\alpha_+ z} + C_2 A_- e^{\alpha_- z} \quad (7)$$

로 주어진다. 여기서 α_+ , α_- , A_+ 및 A_- 는 각각

$$\alpha_+ = \sqrt{K^2 + 2KS + \frac{3}{4} S^2} = \alpha_0 \quad (8)$$

$$\alpha_- = -\sqrt{K^2 + 2KS + \frac{3}{4} S^2} = -\alpha_0 \quad (9)$$

$$A_+ = \frac{2(\alpha_0 + K + S)}{2} = \frac{S}{2(\alpha_0 - K - S)} \quad (10)$$

$$A_- = \frac{S}{2(\alpha_0 + K + S)} = \frac{1}{A_+} \quad (11)$$

이다. 또한 C_1 과 C_2 는 경계조건으로부터 정해지는 상수이다. 媒質境界面에서의 反射는 無視한다는 假定(9)를 利用하면 $z=0$ 인 境界點에서의 $I_+(0, z)$ 는 入射 光束의 中心세기 I_0 와 같으므로

$$I_+(0, 0) = I_0 \quad (12)$$

가 된다. 또한 $z=d$ 인 境界點에서의 $I_-(0, d)$ 는 바깥에서 入射되는 逆方向 光束이 없기 때문에

$$I_-(0, d) = 0 \quad (13)$$

이다. 따라서 이들 境界條件으로부터 C_1 과 C_2 를 얻고 이를 式(8) 및 (9)에 代入하면 $I_+(0, z)$ 및 $I_-(0, z)$ 는 각각

$$I_+(0, z) = \frac{I_0(e^{-\alpha_0 z} - A_-^2 e^{-2\alpha_0 d + \alpha_0 z})}{1 - A_-^2 e^{-2\alpha_0 d}} \quad (14)$$

$$I_-(0, z) = \frac{I_0 A_- (1 - e^{-2\alpha_0(d-z)})}{e^{\alpha_0 z} - A_-^2 e^{-\alpha_0(2d-z)}} \quad (15)$$

로 된다.

모델을 세우기 위한 假定(4)에 依해 式(14) 및 (15)에

各各 標準偏差 $\sigma_+(z)$ 및 $\sigma_-(z)$ 를 갖는 각 가우스빔을 삽입하여 本 모델의 解 $I_+(r, z)$ 및 $I_-(r, z)$ 를 각각 얻는다. 즉,

$$I_+(r, z) = \frac{I_0(e^{-\alpha_0 z} - A_-^2 e^{-2\alpha_0 d + \alpha_0 z})}{1 - A_-^2 e^{-2\alpha_0 d}} e^{-0.5 \left(\frac{r}{\sigma_+(z)}\right)^2} \quad (16)$$

$$I_-(r, z) = \frac{I_0 A_- (1 - e^{-2\alpha_0(d-z)})}{e^{\alpha_0 z} - A_-^2 e^{-\alpha_0(2d-z)}} e^{-0.5 \left(\frac{r}{\sigma_-(z)}\right)^2} \quad (17)$$

이다.

한편, 이들과 I_1 와의 關係를

$$I_+(r, d) = I_1 T(r, d) \quad (18)$$

$$I_-(r, 0) = I_1 R(r, 0) \quad (19)$$

로 表現할 때 $T(r, d)$ 및 $R(r, 0)$ 는 각각 가우스빔의 透過係數 및 反射係數이다. 生體에 가우스 光束을 入射시키면 I_1 는

$$I_1(r, 0) = I_0 e^{-0.5 \left(\frac{r}{\sigma_1}\right)^2} \quad (20)$$

으로 表現되며, 이때 $T(r, d)$ 및 $R(r, 0)$ 는 각각

$$T(r, d) = \frac{I_+(r, d)}{I_1} = \frac{e^{-\alpha_0 d} - A_-^2 e^{-\alpha_0 d}}{1 - A_-^2 e^{-2\alpha_0 d}} e^{0.5 r^2 \left(\frac{1}{\sigma_1^2} - \frac{1}{\sigma_+^2(d)}\right)} \quad (21)$$

$$R(r, 0) = \frac{I_-(r, 0)}{I_1} = \frac{A_- (1 - e^{-2\alpha_0 d})}{1 - A_-^2 e^{-2\alpha_0 d}} e^{0.5 r^2 \left(\frac{1}{\sigma_1^2} - \frac{1}{\sigma_-^2(0)}\right)} \quad (22)$$

로 주어진다. 이에 따라 光束의 進行方向 및 光軸과 수직방사방향에 대한 2次元의 透過度 및 反射度를 알 수 있다.

한편, 式(21) 및 (22)에 $r=0$ 를 代入하면 光束中心에 대한 透過度 $T(0, d)$ 및 反射度 $R(0, 0)$ 는 각각

$$T(0, d) = \frac{e^{-\alpha_0 d} (1 - A_-^2)}{1 - A_-^2 e^{-2\alpha_0 d}} \quad (23)$$

$$R(0, 0) = \frac{A_- (1 - e^{-2\alpha_0 d})}{1 - A_-^2 e^{-2\alpha_0 d}} \quad (24)$$

이다.

5. 吸收係數 및 散亂係數

散亂係數 S 및 吸收係數 K 를 求하기 위해 $I_+(r, d)$ 및 $I_-(r, 0)$ 를 式(16) 및 (17)을 利用하여 다음과 같이 變形하여 쓸 수 있다. 즉,

$$I_+(r, d) = I_0 \frac{b}{a \sinh \frac{b}{2} sd + b \cosh \frac{b}{2} sd} e^{-0.5 \left(\frac{r}{\sigma_+(d)} \right)^2} \quad (25)$$

$$I_-(r, 0) = I_0 \frac{\sinh \frac{b}{2} sd}{a \sinh \frac{b}{2} sd + b \cosh \frac{b}{2} sd} e^{-0.5 \left(\frac{r}{\sigma_-(0)} \right)^2} \quad (26)$$

여기서 a, b, A₋ 및 α₀는 각각 다음의 관계를 갖는다. 즉,

$$a = 2(K+S)/S \quad (27)$$

$$b = (a^2 - 1)^{1/2} \quad (28)$$

$$A_- = a - b \quad (29)$$

$$\alpha_0 = bS/2 \quad (30)$$

이다. 또한 총 입사광량에 대한 생체로부터透過한 총광량 및 생체에反射된 총광량의 각 비를 각각總透過度 T_T 및總反射度 R_T라 할때, 이들은 각각

$$T_T = \frac{\int_s I_+(r, d) ds}{\int_s I_i(r, 0) ds} \quad (31)$$

$$= \frac{b}{a \sinh \frac{b}{2} Sd + b \cosh \frac{b}{2} Sd} k_1 \quad (32)$$

$$R_T = \frac{\int_s I_-(r, 0) ds}{\int_s I_i(r, 0) ds} \quad (33)$$

$$= \frac{\sinh \frac{b}{2} Sd}{a \sinh \frac{b}{2} Sd + b \cosh \frac{b}{2} Sd} k_2 \quad (34)$$

로 된다. 여기서 k₁ 및 k₂는 각각

$$k_1 = \left(\frac{\sigma_+(d)}{\sigma_1} \right)^2 \quad (35)$$

$$k_2 = \left(\frac{\sigma_-(0)}{\sigma_1} \right)^2 \quad (36)$$

이다. 式(27), (28), (32) 및 (34)를 利用해 a, S 및 K에 대하여 정리하면 각각

$$a = \frac{k_1^2 k_2^2 + k_1^2 R_T^2 - k_2^2 T_T^2}{2 k_1^2 k_2 R_T} \quad (37)$$

$$S = \frac{2}{bd} \ln \left| \frac{k_1 k_2 - k_1 R_T (a-b)}{k_2 T_T} \right| \quad (38)$$

$$K = \frac{S(a-2)}{2} \quad (39)$$

가 된다. 여기서 R_T, T_T, σ₊(d), σ₋(0) 및 σ₁는 모두實測으로 求할 수 있는 값이다.

6. 빔의標準偏差

組織內에 入射한 가우스 빔의 進行깊이에 따른標準偏差의 變化를 求한다. 그림 4에서와 같이 무한히 깊은生體 體組織에 I₁에 의한 光과워 P₁가 들어갈 때 I₊에 의해 順方向進行과워 P₊(z), I₋에 의해生體 밖으로 빠지는 反射과워 P₋(0), 그리고生體內에서의 損失과워 P_D를 생각한다. P₁는 式(20)의 I₁를入射단면적에 대하여 積分하여 求할 수 있다. 즉,

$$P_1 = \int_{r=0}^{\infty} \int_{\theta=0}^{2\pi} I_0 e^{-0.5 \left(\frac{r}{\sigma_1} \right)^2} r dr d\theta \quad [W] \quad (40)$$

이 된다. 또한 式(14) 및 (15)에서 두께 d가 無限이 두꺼운 경우를 假定하여 P₊(z) 및 P₋(0)를 求하면 각각

$$P_+(z) = \int_{r=0}^{\infty} \int_{\theta=0}^{2\pi} I_0 e^{-\alpha_0 z} e^{-0.5 \left(\frac{r}{\sigma_+(z)} \right)^2} r dr d\theta \quad (41)$$

$$P_-(0) = \int_{r=0}^{\infty} \int_{\theta=0}^{2\pi} A_- I_0 e^{-0.5 \left(\frac{r}{\sigma_-(0)} \right)^2} r dr d\theta \quad (42)$$

가 된다.

한편, P_D는 光束의 方向에 관계없이 吸收에 의해 發生된다. 光束의 세기가 각각 I₊(r, z) [W/cm²] 및 I₋(r, z) [W/cm²]인 두 가우스 光束이 吸收係數가 K[cm⁻¹]인 生體組織 內에서 일으키는 單位體積當 損失과워 Q는

$$Q = K(I_+(r, z) + I_-(r, z)) \quad [W/cm^3] \quad (43)$$

로 놓는다. 따라서 P_D는 Q를 體積에 대해 積分하여

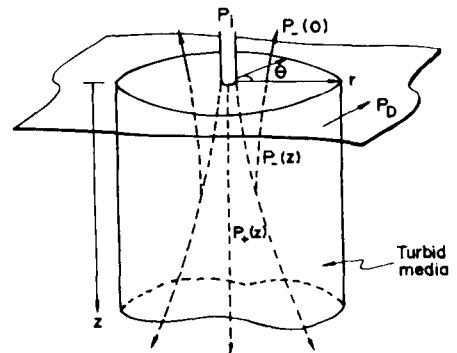


그림 4. 成分別 光과워의 구성
Fig. 4. Configuration of power components.

얻을 수 있다. 즉,

$$P_0 = \int_0^\infty \int_0^{2\pi} \int_0^z Q \, r \, dr \, d\theta \, dz \quad [W] \quad (44)$$

가 된다. P_1 , $P_+(z)$, $P_-(0)$ 및 P_0 사이에는 에너지 保存則이 成立하므로

$$P_1 = P_+(z) + P_-(0) + P_0 \quad (45)$$

이다. 式 (40)~(42) 및 (44)를 式(45)에 代入하면

$$\sigma_1^2 = e^{-\alpha_0 z} \sigma_+^2(z) + \sigma_-^2(0) + K \int_0^z [e^{-\alpha_0 z} \sigma_+^2(z) + A_- \sigma_-^2(z) e^{-\alpha_0 z}] \, dz \quad (46)$$

가 된다. 이때 $\sigma_-(z)$ 는 가정(8)에 의하여 일정한 값으로서 表面에서 測定할 수 있는 $\sigma_-(0)$ 와 同一한 값으로 둔다. 式(46)을 微分하여 整理하면 微分方程式

$$-K A_- \sigma_-^2(0) = \sigma_-^2(z) (K - \alpha_0) + \frac{d\sigma_-^2(z)}{dz} \quad (47)$$

를 얻는다. 이 式의 解는 즉, 順方向빔의 進行 깊이에 따른 標準偏差 變化를 나타내며

$$\sigma_-(z) = \left\{ e^{\alpha_0 - Kz} \left(\sigma_-^2(0) - \frac{K A_- \sigma_-^2(0)}{\alpha_0 - K} \right) + \left(\frac{K A_- \sigma_-^2(0)}{\alpha_0 - K} \right)^{\frac{1}{2}} \right\} \quad (48)$$

로 주어진다.

III. 實驗 및 考察

本 모델의 妥當性을 알아보기 위해 生體標本組織에 레이저빔을 照射하여 光束分布, 總透過度 및 總反射度를 測定함으로써 吸收 및 散亂係數를 먼저 決定한다. 이 係數를 利用해 同一 組織이 갖는 두께에 따른 光의 透過度 및 標準偏差의 理論값을 計算하여 實測값과 比較하였다. 生體標本組織으로는 同質性이 높은 부위의 牛脂를 사용하였으며, 다음과 같이 實驗하였다.

1. 光束分布의 測定

標本の 透過 및 反射光의 세기分布를 測定하기 위하여 그림 5와 같은 測定裝置를 使用하였다.

反射光 및 透過光 測定時에 입사광에 의한 影響을 줄이고 測定의 正確度를 높이기 위하여 지름이 0.3mm인 光섬유를 測定面에 수직으로 밀착하여 位置시키고 이를 變位器에 부착시켰다. 光섬유 한쪽 끝은 PIN 光다이오드에 結合시켰다. 여기서 얻은 出力電壓을 記錄器의 Y軸에 넣었다. 두께가 수 cm되는 生體組織에 대한 透過 및 反射光分布도 측정할 수 있

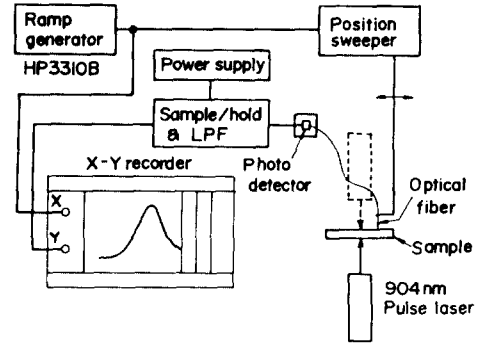


그림 5. 光束分布 測定을 위한 實驗장치
Fig. 5. Experimental setup for light distribution measurement.

도록 하기 위해 최대출력 75W, 波長 904nm의 近赤外線 펄스레이저 발생 裝置를 그림 6과 같이 만들었다. 레이저光 다이오드로서는 RCA社의 SG-2010 A를 使用하였으며, 여기에 100A의 電流펄스를 공급하였다. 本 實驗에서는 레이저 다이오드 出力빔 中 短軸의 가우스分布를 利用하였다.

反射光의 分布를 측정할 경우 光源을 그림 5의 점선쪽에 位置시켜야 하기 때문에 光섬유 끝이 光의 中心을 지나게 될 때 入射레이저빔의 一部를 가리게 된다. 따라서 本 實驗에서는 레이저의 標準偏差를 0.92mm 程度로 크게하여 光섬유가 빔面積의 1/150 程度만 가리우게 하였다. 또한 入射光에서 직접 光섬유로 유입되어 발생하는 誤差는 標本을 넣지 않았 경우의 光分布를 測定하여 보상이었다. 한편, 入射빔의 分布를 測定한 결과 그림 7과 같이 이상적인 가우스曲線과는 다소 차이가 있었으며, 이것은 다이오드 마다 제작기 다를 것으로 본다. 本 實驗에서는 組織으로부터 測定한 透過 및 反射光의 分布에서 入射

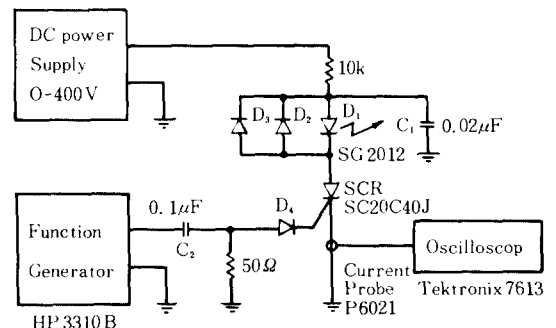


그림 6. 펄스레이저光 발생장치
Fig. 6. Laser pulse generator system.

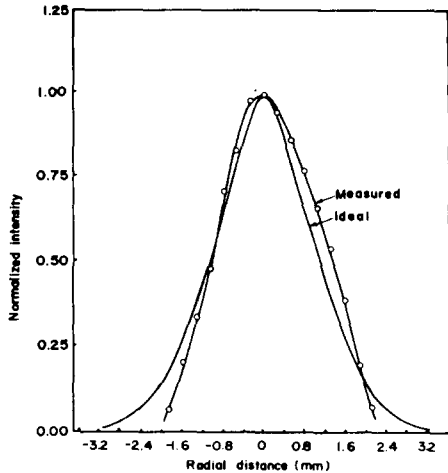


그림 7. 測定한 레이저빔의 분포와 이상적인 가우스 곡선
 Fig. 7. Comparison of measured laser beam profile and ideal gaussian curve.

빔이 갖는 理想的인 가우스 분포에 대한 偏差를 보 상한 후 최소자승법으로 測定된 가우스 곡線의 標準 偏差를 찾았다. 이들을 式(35) 및 (36)에 代入하여 k_1 및 k_2 를 求하였다. 보 상된 測定值에 의한 分布曲線은 理想의인 가우스曲線과 잘 일치함을 보였다.

2. 組織의 吸收 및 散亂係數 測定

標本組織에 대한 가우스빔의 總透過度 및 總 反射 度를 求하기 위해 그림 8 과 같이 積分球을 利用한 實驗裝置를 構成 하였다. 積分球은 지름이 13cm로서 內面에 알루미늄을 진공증착한 후 그 위에 近赤外線 反射率이 매우 높은 BaSO₄를 塗布하였다. 積分球 壁面에는 中心을 잇는 線에 各各 샘플 설치를 위 한 지름 2.2cm 및 反射光 測定時 光照射를 위한 지름 0.5cm의 두 開口를 두었다. 또한 이들 開口와 直角方 向의 壁面에 光檢出素子 設置를 위한 지름 1.8cm 의 開口를 만들었다.

標本牛脂의 總透過度 T_T 는 그림 8 처럼 標本을 積 分球의 左側 개구면에 位置시키고 펄스레이저빔을 照 射하였을 때 積分球 內에 설치한 光檢出素子에 수신 된 펄프전압을 오실로스코프로 측정하여 구했다. 總 反射度 R_T 는 積分球의 方向을 180° 돌려서 작은 開 口쪽으로 레이저빔을 入射시켜 標本에서 反射된 光 에 의한 電壓을 測定하여 求했다.

測定된 R_T 및 T_T 는 光束分布測定을 通하여 얻어 진 k_1 및 k_2 와 함께 式(37), (38) 및 (39)에 代入하여 組織

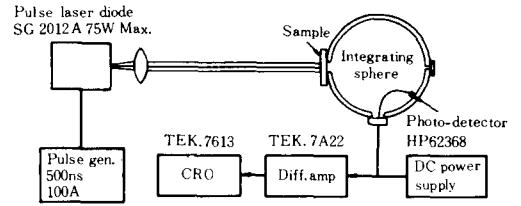


그림 8. 총투과도 및 총반사도 측정장치 구성
 Fig. 8. Experimental setup for total light transmittance and reflectance measurement.

의 散亂係數 및 吸收係數를 計算하였다. 生體組織은 두께가 1mm 이상이 되어야 本 모델에서 假定한 等方 性散亂이 일어날 수 있으므로¹¹⁾ 本 實驗에서는 이보 다 더 두꺼운 샘플들에 대하여 중복측정하여 계수들 을 구하고 이들의 평균을 취하였다. 그 결과 本 實驗에 使用한 牛脂의 散亂係數 S 및 吸收係數 K는 各各 5.3cm⁻¹ 및 1.9cm⁻¹을 얻었다.

3. 結果 및 考察

앞에서 決定된 散亂 및 吸收係數를 使用하여 여러 가지 두께의 標本에 대해 光束中心의 透過度와 빔 의 標準偏差를 式(23) 및 (48)에 의해 計算하여 理論值 를 얻고 實測한 값과 比較하여 보았다.

光束中心의 透過度 $T(0, d)$ 는 S 및 K의 값을 式 (8) 및 (11)에 代入하여 a_0 및 A_0 를 얻고 이들을 式(23) 에 넣어 計算하였다. 이 $T(0, d)$ 의 理論值와 實測值 를 서로 比較는 그림 9 와 같았다. 그림에서 이론치 는 거의 全範圍에 걸쳐 實驗值에 매우 近接하였으나, 實驗值가 항상 理論值 보다 작게 나타났다. 本 모델 은 屈折率이 整合된 상태를 假定하고 출발하였으나, 實驗은 空氣 中에서 行함으로써 空氣와 生體의 屈折 率 차이로 인한 境界面 反射를 무시한 때문에 全區 間을 通하여 測定值가 理論值 보다 작게 나타난 것 으로 생각된다. 또한 두께가 2mm 미만일 때에는 이 론치와 실험치의 偏差가 약간 커짐을 보였다. 이는 이때 等方性散亂이 유지되지 않기 때문으로 보인다. 실제로 生體組織은 均質하지 않으므로 얇을 경우 이 不均質性도 크게 作用한 것으로 생각된다.

標本牛脂의 두께에 따른 生體組織의 順方向光束分 布 및 逆方向光束分布의 各 표준편차 變化를 알아보 기 위하여 透過 및 反射된 光束의 各 표준편차를 測定한 값과, 式(48)에 의해 順方向光束의 표준편차 理論值를 계산한 結果는 그림 10과 같았다. 그림에서 $\sigma_s(d)$ 는 두께가 d인 標本에 入射한 가우스빔이 $z = d$ 인 위치로 透過할 때의 標準偏差의 測定值를 나

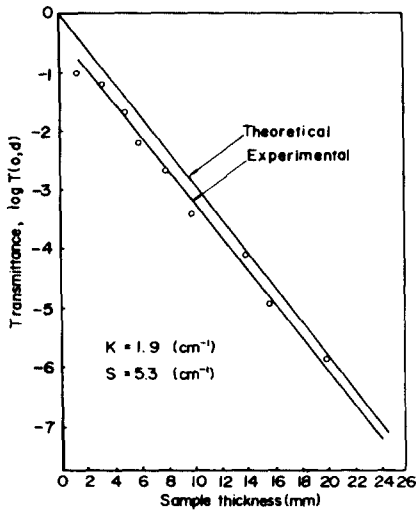


그림 9. 제안모델에 의한 光透過도의 이론치와 실험치 比較

Fig. 9. Transmittance comparison of the proposed model with experimental value.

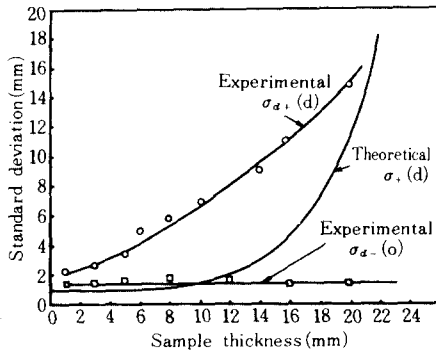


그림 10. 標本組織 두께에 따른 빔 표준편차의 實驗值 및 理論值

Fig. 10. Experimental and theoretical curves of the standard deviations of beam broadening for various sample thickness.

타낸다. 또한 $\sigma_{a-}(0)$ 는 두께가 d 인 標本에 入射되는 表面, 즉 $z=0$ 인 지점에서 標準偏差를 의미한다. 두께가 두꺼워 짐에 따라서 $\sigma_{a+}(d)$ 는 빠른 증가를 보였으나 $\sigma_{a-}(o)$ 는 거의 一定한 값을 나타내었다. 이는 入射빔의 확산반사는 表面에서 가까울 수록 크며 깊은 곳에서 反射된 光 일수록 확산 반사가 매우 약

화되어 表面에 나타남에 비추어, 光檢出器가 表面에 設置되어 있기 때문이다. 그림에서 $\sigma_{+}(d)$ 는 式(48)에 $z=d$ 를 代入하여 計算한 曲線으로서, $\sigma_{-}(0)$ 는 實測值인 $\sigma_{a-}(0)$ 를 利用하였다. 式(48)에 의한 理論値는 標本の 두께가 얇을 때 實驗値와 큰 차이를 보이고 있으며, 이는 이 式을 誘導할 때 計算의 편의상 無限두께의 標本을 假定하였기 때문으로 생각된다.

IV. 結 論

本 論文에서는 가우스分布의 레이저光을 照射한 生體의 光分布 計算을 위해 簡單하면서도 有用한 生體光分布 모델을 提案하였다. 本 모델에서는 서로 반대 方向으로 進行하면서 等方性散亂에 의해 확산하는 가우스 光束을 도입하였다. 이들 光束은 제각기 進行方向으로의 散亂成分에 의해 빔의 面積이 커질때도 가우스 分布는 유지된다고 假定하였다. 이 假定을 適用하여 빔의 進行方向과 빔軸의 방사 方向으로의 光分布를 同時에 表現할 수 있게 모델化하였다.

레이저 발생기와 積分球 및 光束分布 測定裝置를 使用하여 牛脂의 散亂 및 吸收係數를 求하였으며, 빔의 理論의인 分布값과 實驗値를 比較하였다. 그 結果 가우스빔의 中心部透過도의 理論値와 實驗値는 잘 일치하였고, 빔 標準偏差의 理論値는 실험치와 근사적으로 일치함을 보임으로써 提案한 모델의 妥當性을 확인하였다.

參 考 文 獻

- [1] A.J. Welch, "The thermal response of laser irradiated tissue," *IEEE J. of Quantum Electronics* QE-20: pp. 1471-1481, 1984.
- [2] C.C. Johnson and A.W. Guy, "Nonionizing electromagnetic wave effects biological materials and systems," *IEEE Proc.* 60: pp. 692-718, 1972.
- [3] Leon Goldman, *The biomedical laser technology and clinical applications*, Springer Verlag, pp. 284-291, 1981.
- [4] P. Kubelka and F. Munk, "Einbeitrag zur optik der farbanstriche," *Z. Thch. Phys.* 12: p. 593, 1931.
- [5] M.J.C. van Gemert and J.P. Hulsbergen Henning, "A model approach to laser coagulation of dermal vascular lesions," *Arch. Dermotol. Research*: pp. 429-439, 1981.
- [6] San Wan et al., "Analytical modeling for the optical properties of the skin with in vitro

- and in vivo applications," *Photochemistry and Photobiology* vol. 34: 493-499, 1981.
- [7] Chandrasekhar, S., *Radiative Transfer*, Oxford University Press, London and New York, pp. 1-53, 1960.
- [8] L. Cumins and M. Nauenberg, "Thermal effects of laser radiation in biological tissue," *Biophysics J.*: pp. 99-102, 1983.
- [9] G. Yoon et al., "The thermal effect of laser light scattering in a biological medium," *L.I.A. ICALEO*, vol.43, pp. 105-111, 1984.
- [10] J.T. Atkins et al., "Scattering and absorption of light in turbid media," *Electromagnetic scattering: Gordon and Breach science*, N.Y. pp. 765-783, 1967.
- [11] A. Ishimaru, *Wave propagation and scattering in random media*, Academic press, vol. 1: pp. 91-201, 1978.
- [12] M. Motamedi et al., "Thermal response of gastrointestinal tissue to Nd: YAG laser irradiation: A theoretical and experimental investigation," *Laser Inst. Amer.* Los Angeles, CA, pp. 14-17, 1983.
- [13] G. Yoon, "Development and application of three dimensional light distribution model for laser irradiated tissue," Ph. D. Thesis of the University of Texas at Austin. pp. 1-25, 1987.
- [14] R.R. Anderson, J.A. Parrish, "The optics of human skin," *J. of Invest. Derm.* 77(1): pp. 12-19, 1981.
- [15] J.D. Hardy et al., "Spectral Transmittance and reflectance of excised human skin," *J. Appl. Physiol.* vol. 9: pp. 257-267, 1956.
-