

근접적외선 영역에서 Breast Tissue의 광투과 특성

조진호 · 하영호 · 이건일

= Abstract =

Optical Transmission Characteristics of the Breast Tissue In the Range of Near IR

Jin-Ho Cho, Yeong-Ho Ha, Kuhn-Il Lee

As a fundamental study of Near IR tomography system, transmission parameters of the mongolian breast tissue at 904 nm wavelength were measured.

A analytical model to determin the light intensity in the breast was developed and the measurement, and theoretical calculations were obtained.

1. 서 론

화상에 의한 유암 진단법에는 여러가지가 있으나 최근까지 가장 널리 사용되고 있는 것은 초음파 B-모드 스캐너와 X선 맘모그라피를 들 수 있다¹⁾. X선 맘모그라피는 파장 및 감쇠 면에서 제약이 큰 초음파 방식 보다 해상도는 우수하지만 인체에 전리(電離) 방사선을 조사(照射)하게 되어 조직을 이온화 시키는 칼시노제닉(carcinogeinc) 효과 등에 의하여 오히려 암을 유발한다는 우려를 자아내고 있다²⁾.

1929년 Cutler 등에 의해서 여러가지로 개량이 되어 온 Diaphanography는 강한 광선을 이용하여 Breast와 같은 연조직을 투사하여 투과된 광을 사진으로 촬영하거나 TV 모니터를 통해 영상이 나타나게 한 것이다^{2~7)}.

최근에 와서 이 방식은 방사선을 사용하지 않는다는 점에서 주목이 되고 있으나 광의 산란과 간섭으로 인해 영상이 흐려져 해상도가 낮으며, 종양과 농양의 광흡수 계수가 비슷해서 그 차이점을 뚜렷이 구별할 수 없을 뿐만 아니라 피부의 표면에서 부터 깊은 곳 까지

의 영상이 모두 겹쳐서 나타나므로 관찰이 용이하지 않다^{4,8)}.

Diaphanography가 가진 이러한 문제점들은 Tomographic 방법을 통해서 개선될 수 있을 것으로 기대된다. 이 방법은 직경이 매우 가는 근접적외선 빔으로 여러 각도에서 주사하여 조직내의 흡수 및 산란계수를 2차원적으로 재구성 하는 것으로서, 이렇게 하면 보다 우수한 해상도를 가지고 유암의 크기와 위치의 구별을 할 수 있으며 X선 장치나 NMR 장치에 비해 규모면에서 축소되어 비용도 절감할 수 있다⁹⁾.

이러한 적외선 단층영상 장치를 실현하기 위해서는 적외선의 Breast에 대한 전달 특성이 먼저 규명되어야 하며 영상을 얻을 수 있는 적당한 조사량이 결정되어야 한다.

본 논문에서는 적외선 단층영상 장치를 실현하기 위한 기본적인 연구로서 한국인의 breast 조직이 갖는 근접적외선에 대한 투과 및 반사 그리고 흡수 및 산란계수를 각 조직의 층별로 측정하였다. 또한 집속된 레이저광이 샘플을 통과 할때의 광의 공간적인 분포를 모델링 및 실험을 통해 밝혔으며, Breast의 해부학적인 구조를 고려하여 광학적 성질이 서로다른 매질이 여러 겹으로 쌓여 있을 때의 광의 투과 정도를 Kubelka-Munk의 방법과 비교 검토를 통하여 본 논문에서 제시한 모델이 집속된 빔형 광에서 더 적합함을 보였다.

<접수 : 1986년 12월 11일>

* 경북대학교 공과대학 전자공학과

Dept. of Electronics, Kyungpook National University

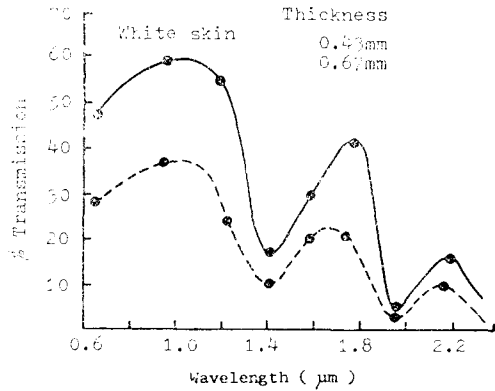


그림 1. 피부조직의 광 투과 특성
Fig. 1. Transmittance of human skin.

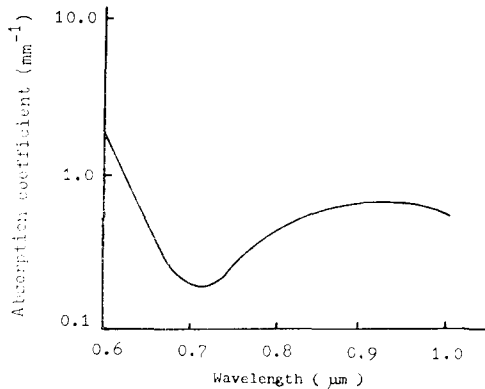


그림 2. 혈액의 광 흡수 계수
Fig. 2. Absorption coefficient of blood.

2. 이 론

(1) 투사 파장의 범위

광이 피부를 투과하는 특성을 600~2,200 nm의 파장대역에서 나타내면 그림 1과 같이 주어지며 1,000 nm 정도의 근접적외선 범위에서 가장 높은 투과성을 갖는다⁹⁾. 이에 대하여 혈액은 그림 2와 같이 1 μm를 전후해서 많은 흡수가 이루어지게 된다¹⁰⁾.

일반적으로 악성종양이 진행중이면 새로운 혈관 조직군이 형성되게 되고 이 때문에 근접적외선이 조사될 경우 암이 있는 곳에는 정상적인 조직보다 많은 흡수가 이루어지게 된다¹¹⁾. 따라서 900~1,100 nm 정도의 근접적외선을 택하여 단층영상에 이용한다면 전전조직과 악성조직 사이의 가장 좋은 대조를 얻을 수 있다.

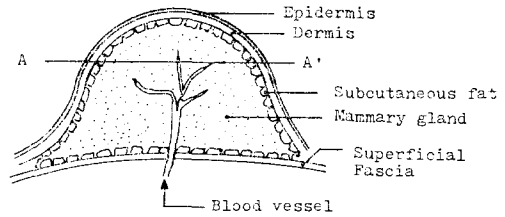


그림 3. 사람의 breast 구조
Fig. 3. Anatomy of the human breast.

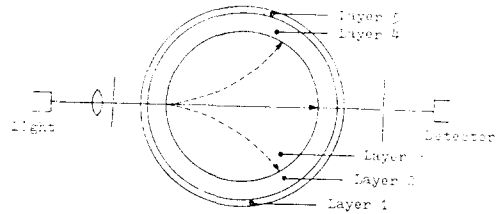


그림 4. Breast의 단면 모델
Fig. 4. Crosssection of breast.

(2) Breast의 구조와 광전달 모델

a. Breast의 구조

단층 영상을 만들기 위하여 주사용 근접적외선을 Breast의 표면에 입사시키면 광은 내부로 진행하면서 조직에 의해 흡수 및 산란을 받게되고 깊이에 따라 상당한 감쇠를 받게된다.

Breast는 그림 3과 같은 해부학적 구조로 이루어져 있고 각조직 층은 각기 다른 광학적 특성을 가지고 있다. 표피(epidermis)는 150 μm 정도의 두께로서 멜라닌의 함유량에 따라서 240 nm미만의 자외선을 크게 감쇠 시키며, Hardy는 Caucasian 진피(demis)에 대하여 1,230 nm에 대하여 가장 강하게 투과한다고 보고했다. 진피의 아래층에는 1 cm내외의 피하지방층이 존재하고 있으며 성인의 breast에서 대부분의 용적을 점유하고 있는 유선조직(mammary gland)은 지방의 함유율이 높고 비교적 광의 전달이 잘 이루어진다¹²⁾. 그러나 인간의 Breast에 대하여 조직층별의 광학적 특성은 아직 보고된 바 없다.

본 논문에서는 Breast의 조직층별로 광전달계수 등을 측정하고 이를 이용하여 복합층으로 이루어진 breast의 광투과율을 계산하기 위하여 그림 4와 같이 5층으로 breast를 단순화시켰다.

그림 4는 그림 3의 단면 A-A'을 나타낸 것으로서, 실선방향으로 광이 진행할 때 첫번째로 만나게 되는 층은 2~4 mm의 두께를 지닌 표피 및 진피층이며 표

피는 진피두께의 $\frac{1}{10} \sim \frac{1}{30}$ 정도 이므로 같은 층으로 묶었다. 두번째 층은 두꺼운 피하지방 층이고 세번째 층은 유선조직 층이다. 이 층의 직경이 가장 크므로 대부분의 입사광이 여기에서 감쇠된다. 네번째 및 다섯번째 층은 각각 첫번째 및 둘째 층과 동일한 층이나 광행로에서 보면 자기 다른 위치에서 교차하게 되고 이때 광분포가 달라지므로 별개의 층으로 가정하였다.

주어진 매질 내로 투사된 광의 감쇠를 가장 단순하게 표현한 이론 식은 Lambert-Beer의 법칙이며, 이 식은 매질의 흡수계수가 산란계수보다 훨씬 클 경우에만 적용될 수 있다¹⁰⁾. 그러나 대부분의 생체조직은 흡수계수와 더불어 산란계수도 광의 전파에 큰 영향을 미치게 되며 이러한 경우에 맞는 모델링이 필요하다.

b. Kubelka-Munk 이론에 의한 Breast의 광투과도 계산

Kubelka-Munk¹²⁾는 입사된 광이 완전한 확산을 일으키는 탁하고 랜덤한 매질에 대하여 그림 5와 같이 자기 반대 방향으로 진행하는 두개의 광속을 가정함으로써 흡수계수 A 와 산란계수 S 를 각각 반사계수 R 및 투과계수 T 로 나타 내었다.

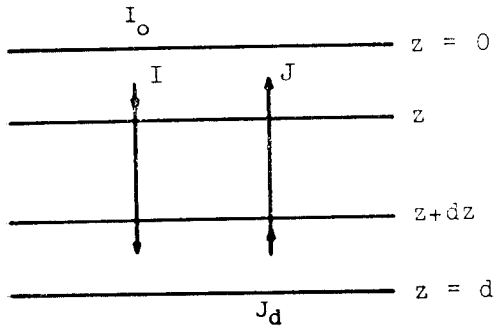


그림 5. Kubelka-Munk의 2광속 모델
Fig. 5. Kubelka-Munk two flux model.

그림에서 I 는 $+z$ 방향으로 진행하는 광의 세기이며, J 는 입사광이 진행할 때 매질 내에서 일어나는 산란과 확산에 의해 반사되는 광의세기이다. 두께가 dz 인 매질을 통과할때 I 및 J 의 광속 증감은 각각

$$dI = -SIdz - Adz + SJdz \quad \dots(1)$$

$$-dJ = -SJdz + Adz + Sidz \quad \dots(2)$$

로 주어지며, 이때 반사계수 R 은 $z=0$ 에서 입사광의 세기 I_0 와 반사된 광의 세기 J_0 의 비이고, 투과계수 T 는 두께가 d 인 매질을 투과한 광 I_d 와 입사광 I_0 의 비로 주어 지므로,

$$R = \frac{J_0}{I_0} \quad \dots(3)$$

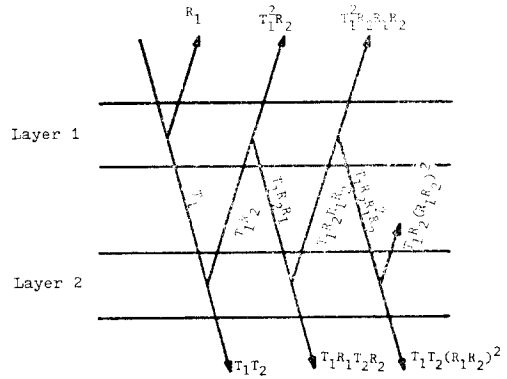


그림 6. Kubelka-Munk의 2층 모델
Fig. 6. Kubelka-Munk's two layered model.

$$T = \frac{I_d}{I_0} \quad \dots(4)$$

가 되고 이는 실험을 통해 측정될 수 있다. (3), (4)의 경계 조건으로부터 S 와 A 를 구하면

$$\frac{A}{S} = \frac{1 + R_1^2 - T_1^2}{2R_1} \quad \dots(5)$$

$$S = \frac{1}{d} \left[\frac{A}{S} \left(\frac{A}{S} + 2 \right) \right]^{-\frac{1}{2}} \coth^{-1} \frac{1 - R_1^2 + T_1^2}{2 \left[\frac{A}{S} \left(\frac{A}{S} + 2 \right) \right]^{\frac{1}{2}}} \quad \dots(6)$$

로 두께가 d 인 매질의 흡수계수와 산란계수를 구할 수가 있다. 또한 그림 6과 같이 반사계수 및 투과계수가 각각 R_1, R_2 및 T_1, T_2 인 매질을 2층으로 배열한 경우에 대하여 앞의 이론을 적용한 결과, 층 1과 층 2를 포개었을때의 반사계수 R_{12} 및 투과계수 T_{12} 는 각각 다음과 같다.

$$R_{12} = R_1 + T_1^2 R_2 + T_1^2 R_2 R_1 R_2 + T_1^2 R_2 (R_1 R_2)^2 + \dots(7)$$

$$= R_1 + \frac{T_1^2 R_2}{1 - R_1 R_2}$$

이 되며 같은 방법으로

$$T_{12} = \frac{T_1 T_2}{1 - R_1 R_2}$$

로 주어짐을 밝혔다.

더 나아가서 이를 n 개의 층이 배열되어 겹쳐 있을 경우에 대한 일반식으로 확장시킨 결과는 자기 (8) 및 (9)식과 같이 주어진다.

$$R_{12 \dots n} = R_{12 \dots n-1} + \frac{T_{12 \dots n-1}^2 R_n}{1 - R_{12 \dots n-1} R_n} \quad \dots(8)$$

$$T_{12 \dots n} = \frac{T_{12 \dots n-1} T_n}{1 - R_{12 \dots n-1} R_n} \quad \dots(9)$$

Wan 등은 이 식을 2 mm 정도의 얇은 3층 조직에 적

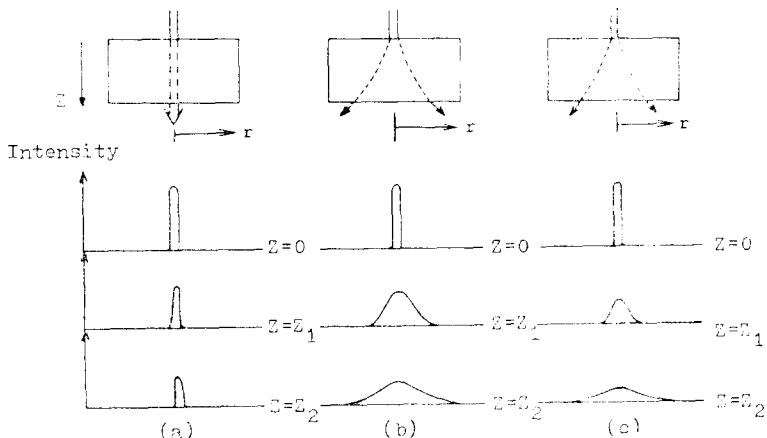


그림 7. (a) 흡수계수만 존재, (b) 산란계수만 존재, (c) 흡수계수 및 산란계수가 동시에 존재하는 경우의 광통과 모델

Fig. 7. Transmission model of (a) pure absorption, (b) pure scattering, (c) absorption and scattering case

용하여 측정된 결과 이론치와 어느 정도 일치함을 확인한 바 있다¹³⁾.

Breast는 반구에 가까운 곡률을 가졌으나 본 논문에서 단순화시킨 5층의 조직들이 직경이 매우작은 빔 형태의 광선에 대하여는 단순히 5층의 평면이라고 가정한다면 (9)식을 이용하여 입사광에 대한 투과도를 간단히 구해 낼 수가 있다.

그러나 Kubelka-Munk의 (8)식 및 (9)식은 다음과 같은 이유때문에 본 연구에서는 적합하지 않다.

첫째, 이 식은 입사광이 샘플의 두께에 비해 무한히 넓고 균일하다는 조건하에서 유도된 것이므로, 광원의 면적에 비해 시편의 두께가 매우 작은 경우의 반사 및 투과계수를 구하고 이것으로부터 산란계수 및 흡수계수를 유도하는데는 적당하지만 가우시안 강도 분포로 접속된 레이저광으로 10 cm 내외의 층을 투사 하여야 하는 본 연구의 경우에는 정확성이 없다¹⁴⁾.

둘째, 광의 입사가 생체 내에 이루어졌을때 완전한 확산을 전제로 하였으나, 유선조직에서 광이 완전한 확산이 일어나는지는 아직 확인되지 않았다.

셋째, $J(0)=0$ 및 $I(0)=1$ 이라는 경계조건을 적용하였으므로 피부 표면에서의 직접반사는 고려되지 않았다.

c. 제한한 모델

본 논문에서 사용한 가우시안 형태로 접속된 펄스형 반도체 레이저 빔이 생체조직에 수직으로 입사했을때 조직내부의 광 분포를 알기 위하여 그림 7의 (a), (b) 및 (c)와 같이 동일한 두께의 매질이 흡수계수 A 만 갖는 경우, 산란계수 S 만 갖는 경우 및 실제의 생

체조직처럼 S 및 A 를 동시에 포함하는 경우를 나누어 생각하기로 한다. 원통파표제로 나타낸 $z=0$ 에서의 입사되는 가우시안 형태의 광의 세기를 $I(r, 0)$ 로 표시하면

$$I(r, 0) = I_0 e^{-0.5 \left(\frac{r}{\sigma_0}\right)^2} \quad \dots(10)$$

로 주어지고, 여기에서

I_0 = 빔의 중앙부에서의 광의 세기 [W/cm^2]

σ_0 = 조직표면에서의 광의 표준편차 [cm]

r = 반경 [cm]

를 나타낸다.

(10)식으로 주어지 광이 (a)와 같이 순수히 흡수만 하는 성질을 지닌 매질을 통과 할 때는 빔의 표준 편차는 그대로 유지되거나 광의 세기는 Lambert-Beer의 법칙에 의한 감쇠를 당하게 된다. 따라서 표면에서 z 만큼 진행 했을때 광의 세기는

$$I(r, z) = I_0 e^{-Az} e^{-0.5 \left(\frac{r}{\sigma_0}\right)^2} \quad (11)$$

으로 주어지며, 또한 이때는 흡수 당한 만큼의 에너지 손실도 수반된다.

(b)의 경우에는 조직내의 산란에 의해서 통과 빔의 광분산의 면적이 커지고 표준편차가 늘어나기 때문에 빔의 중앙부의 광의 세기는 깊이 z 에 따라 지수적으로 감소하며 반경방향으로는 정상분포를 유지하게 된다고 가정한다. 그러나 이 경우에는 에너지의 손실을 수반하지 않으며 빔의 확산정도는 산란계수와 관계되어져 z 의 변화에 따라 표준편차는 변한다. 임의의 z 에서 표준편차를 $\sigma(z)$ 로 둘 경우 광의 세기 $I(r, z)$ 는

$$I(r, z) = I_0 e^{-S z} e^{-0.5 \left(\frac{r}{\sigma(z)}\right)^2} \quad \dots(12)$$

로 주어진다.

(c)의 경우에는 (a)와 (b)가 복합된 경우이므로 입사 광은 흡수에 의한 손실을 일으키면서 산란에 의해서는 확산이 일어난다.

따라서 임의의 z 에서 광의 세기는

$$I(r, z) = I_0 e^{-(A+S)z} e^{-0.5 \left(\frac{r}{\sigma(z)}\right)^2} \quad \dots(13)$$

로 주어지고, 여기서 표준편차 $\sigma(z)$ 는 다음과 같이 유도하였다.

먼저 흡수계수만 존재하는 매질의 표면($z=0$)에 입사하는 광입력을 $P(0)$ [W]라 하면

$$P(0) = \int_0^{2\pi} \int_0^\infty I_0 e^{-0.5 \left(\frac{r}{\sigma_0}\right)^2} r dr d\theta \quad \dots(14)$$

$$= 2\pi I_0 \sigma_0^2 [W] \quad \dots(15)$$

로 구해지며, 깊이가 z 인 위치에 전달되는 광출력을 $P_a(z)$ 라고 하면

$$P_a(z) = \int_0^{2\pi} \int_0^\infty I_0 e^{-Az} e^{-0.5 \left(\frac{r}{\sigma(z)}\right)^2} r dr d\theta \quad \dots(16)$$

$$= 2\pi I_0 e^{-Az} \sigma(z)^2 [W] \quad \dots(17)$$

이 된다. 따라서 광입력과 광출력의 차이로 부터 흡수계수만을 포함한 매질의 손실을 구할 수 있으며 이를 P_l 이라고 두면 식(15)와 식(17)으로 부터

$$P_l = P(0) - P_a(z) \quad \dots(18)$$

$$= 2\pi I_0 \sigma_0^2 (1 - e^{-Az}) [W] \quad \dots(19)$$

가 된다.

한편 S 및 A 를 동시에 갖는 매질(c)에 대해서는 길이 z 의 위치에 전달된 광출력을 계산하기 위하여 이를 P_{sa} 라고 두면

$$P_{sa}(z) = \int_0^{2\pi} \int_0^\infty I_0 e^{-(A+S)z} e^{-0.5 \left(\frac{r}{\sigma(z)}\right)^2} r dr d\theta \quad \dots(20)$$

$$= 2\pi I_0 e^{-(A+S)z} \sigma(z)^2 [W] \quad \dots(21)$$

이 된다. 그러나 매질(c)내에서 산란계수에 의한 손실은 유발되지 않으므로 다음의 등식이 성립하여야 한다.

$$\text{즉, } P(0) = P_{sa}(z) + P_l \quad \dots(22)$$

(15), (19), (21)식을 위식에 대입하면

$$2\pi I_0 \sigma_0^2 = 2\pi I_0 e^{-(S+A)z} \sigma(z)^2 + (1 - e^{-Az}) 2\pi I_0 \sigma_0^2 \dots(23)$$

이 되고, 이를 정리하면

$$\sigma(z) = e^{\frac{S z}{2}} \sigma_0 \quad \dots(24)$$

로 유도된다.

한편 광이 입사되면 표면에서 직접적인 반사가 일어나므로 이를 $R_D^{(1)}$ 이라고 두고 (13)식에 이를 반영시키면

$$I(r, z) = I_0 (1 - R_D) e^{-(A+S)z} e^{-0.5 \left(\frac{r}{\sigma(z)}\right)^2} \quad \dots(25)$$

으로 주어진다.

또한 이 식을 Breast의 5층 모델에 적용하기 위하여 표면에서의 거리가 각각 z_1, z_2, \dots, z_n 인 n 층 구조인 경우에 대하여 생각해 보면

구간 $0 < z < z_1$ 에서는

$$I(r, z) = (1 - R_D) I_0 e^{-\gamma_1 z} e^{-0.5 \left(\frac{r}{\sigma_1(z)}\right)^2} \quad \dots(26)$$

로 주어지고 구간이 $z_1 < z < z_2$ 일 때는

$$I(r, z) = (1 - R_D) I_0 e^{(\gamma_1 - \gamma_2)z_1 - \gamma_2 z} e^{-0.5 \left(\frac{r}{\sigma_2(z)}\right)^2} \dots(27)$$

로 주어진다. 여기서 γ_1, γ_2 는 감쇠 계수로서 $\gamma_1 = A_1 + S_1$, $\gamma_2 = A_2 + S_2$ 이다.

그리고 n 층 일 경우에는

$$I(r, z) = (1 - R_D) I_0 e^{(\gamma_2 - \gamma_1)z_1 + (\gamma_3 - \gamma_2)z_2 + \dots + (\gamma_n - \gamma_{n-1})z_{n-1} - \gamma_n z} e^{-0.5 \left(\frac{r}{\sigma_n(z)}\right)^2} \quad \dots(28)$$

로 계산할 수 있다.

여기서 $\gamma_n = A_n + S_n$ 이다.

$$\text{또한 (24)식에서 볼때 } \sigma_1(z) = \sigma_0 e^{0.5 S z} \quad \dots(29)$$

로 주어지고 $\sigma_2(z) = \sigma_0 e^{0.5(S_1 - S_2)z_1 + (S_2)z}$

$$\vdots$$

$$\sigma_n(z) = \sigma_0 e^{0.5(S_1 - S_2)z_1 + (S_2 - S_3)z_2 + \dots + (S_{n-1} - S_n)z_{n-1} + S_n z} \quad \dots(31)$$

이 된다.

(28)식 및 (29)식을 사용하면 접속된 가우시안 빔이 조직에 투사되는 경우에 내부 및 반대편 표면에서의 광의 세기를 보다 근사하게 예측할 수 있다. 본 모델에서는 경계면 및 층과 층사이에서 일어나는 반사는 무시되었다.

3. 실험

Breast의 층별 조직이 갖는 산란계수 및 흡수계수를 측정 함으로써 조직 통과시에 소요되는 광량을 계산하기 위하여 유암 수술에서 제거된 Breast의 건전한 부위를 가로 2 cm, 세로 3 cm, 두께 3.5 cm 정도 채취하였다. 이로부터 표피층을 포함한 진피층을 분리해낸 결과, 두께는 2.90 mm 였다. 지방층은 2.80 mm 두께로 쉘링 하였다. 유선조직층에서도 2.60 mm 두께를 롤링하여 면적이 1.5 cm × 1.5 cm 인 3개의 시편을 만들었다. 이때의 두께 측정은 균일하게 잘리어진 시편을 두장의 슬라이드 글래스 사이에 넣어 버니켈리 퍼스로 겐후 슬라이드 글래스의 두께를 빼어냄으로써 측정하였다.

(1) 측정장치

산란 및 흡수계수는 (5)식과 (6)식으로 부터 반사

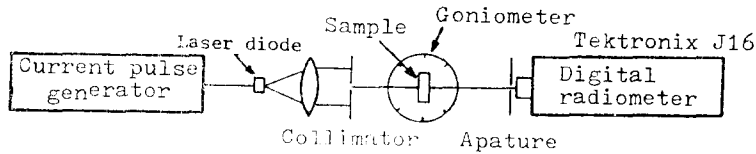


그림 8. 투과 및 반사특성 측정시스템
Fig. 8. Transmittance and reflectance measurement system.

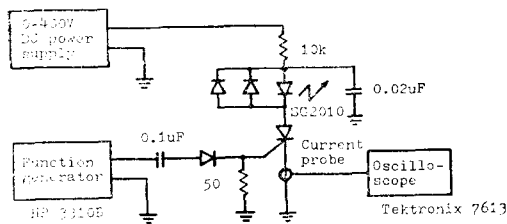


그림 9. 레이저 펄스발생장치
Fig. 9. Laser pulse generator system.

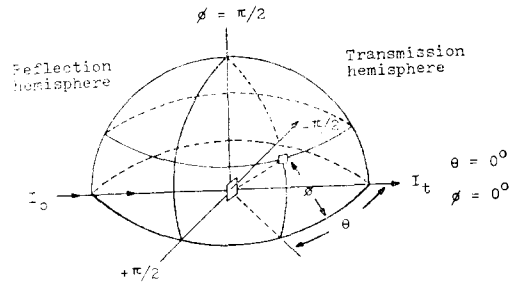


그림 10. 투과 및 반사반구
Fig. 10. Transmission and reflection hemisphere.

및 투과 계수의 측정을 통해 얻을 수 있으므로 이를 측정하기 위하여 다음과 같은 장치를 구성하였다.

a. Laser 펄스 발생기

적외선 단층영상 장치의 실현에 필요한 광의 파장은 904~1,100 nm의 영역임에 비추어 본 실험에서는 904 nm 파장을 가진 GaAs 레이저 다이오드를 사용하였다. 두꺼운 조직층을 투과하기 위해서는 광출력이 큰 광원이 필요해지나 피부에 조사되는 평균 방사 출력이 안전한 수치¹⁵⁾ 이내에 있도록 하기 위해서는 피크파워는 크면서 듀티 사이클은 낮게 할 필요가 있다. 본 실험에서는 15 W의 피크출력을 갖는 RCA사의 SG 2010 다이오드를 사용하였고 펄스 주파수는 200 Hz로 펄스폭은 400 ns로 구동하였다. 레이저 다이오드를 구동하기 위해 최대 75 A의 전류펄스를 공급할 수 있도록 그림 9와 같이 구성하였다.

b. 광 측정기

본 실험에서는 Digital Radiometer/Photometer (Tektronix, J 16)을 광의 세기를 측정하기 위해서 사용하였다. 이 측정기의 irradiance 프로브는 450~950 nm의 범위에서 $\pm 7\%$ 의 편차 이내로 평탄한 특성을 가지며 -70 dBm 까지 측정 가능하다.

c. 회전 각도계(goniometer)

본 실험을 위해서 1°의 분해능을 갖는 제도용 회전 각도기를 이용하여 회전축의 중심에는 샘플을 장착할 수

있도록 제작하여 사용하였다.

(2) 측정방법

조직의 투과도 및 반사도를 측정하는 방법으로는 입사된 광에 의해 흡수 및 산란후, 반사 혹은 투과되어 나오는 광을 모든 산란각도에서 모으기 위해 반사도가 매우 우수한 적분구를 사용하는 방법이 있다. 이는 매우 간편한 방법이지만 구의 반사율이 파장에 따라 차이가 나는 현상이 있으며, 입사된 광은 구내부에서 무수한 다중반사를 통하여 감쇠가 일어나므로 적분율이 높은 구를 제작하기가 매우 어렵다. 본 실험에서는 비교적 간단하면서 적분이 가능한 그림 10과 같은 회전각도법을 이용하여 측정하였으며 샘플을 광축에 대하여 수직하게 설치한 후 광축의 방향을 각각 $\theta = 0^\circ$, $\phi = 0^\circ$ 로 두었다⁹⁾. 그리고 광이 반사 혹은 투과되어 진행할 수 있는 모든 각도를 포함하는 반경 3.5 cm 구를 가상하여 샘플의 전면과 후면쪽을 각각 반사 반구(Reflection hemisphere) 및 투과 반구(Transmission hemisphere)로 나누었으며 광 측정기는 구의 원주상에 위치 시켰다. 그리고 프로브 전면에는 3 mm×3 mm, 개구(Aperture)를 설치하였고 이를 θ 방향의 원주를 따라서 50간격으로 -90°에서 +90°까지 이동시키면서 광의 세기를 측정하였다. 본 회전각도기는 θ 방향으로만 움직이게 정착되어 있으므로

ϕ 방향의 데이터수집은 그림 11처럼 샘플을 90° 회전시켜서 행하였다. 그러나 산란이 빔을 중심으로 대칭으로 일어나기 때문에 결과는 θ 방향과 거의 같았다.

본 실험에서 산란계수 및 흡수계수는 측정된 투과도 및 반사도를 식 (5) 및 (6)에 대입하여 구한다 이때 조사되는 광은 샘플의 두께에 비해 광원의 사이즈가 크며 균일한 조건이 요구 됨으로 Collimator의 슬릿트를 좁게하고 샘플을 Collimator로 부터 멀리 빼어서 광의 면적이 크면서 균일해 지게하여 측정하였으며, 3

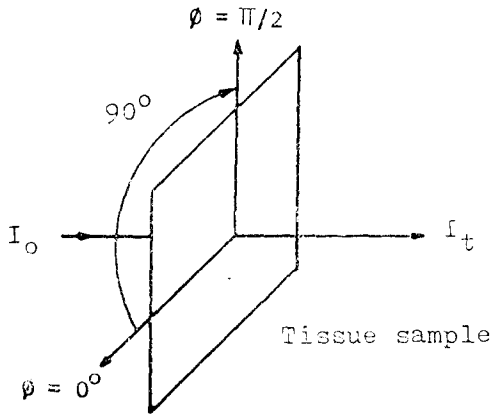


그림 11. ϕ 방향으로의 샘플 90° 회전
Fig. 11. Rotating sample for the scattering angle ϕ

층의 조직에 대한 투과의 실험은 반대로 조정하여 레이저 다이오드의 특성인 가우시안 형태의 빔으로 집속하여 측정하였다.

4. 결과 및 고찰

각 시편의 투과 반구에 대하여 θ 를 변화 시키면서 5° 간격으로 측정한 데이터를 입사광과의 비를 취하여 투과도를 계산하여 그림 12에 나타내었다.

반사 반구에 대해서도 같은 방법으로 각 산란각의 위치에 따른 반사도를 그림 13에 보였다. 각 반구에서 이들 분포들을 표면에 대해 컴퓨터를 이용해 적분하여 (3) 및 (4)식에 의해 투과도 T 및 반사도 R 을 구하였고 표 1에 이 결과를 나타내었다. 그리고 식(5) 및 (6)을 사용하여 산란계수 및 흡수계수를 계산한 결과를 표 2에 보였으며 이로부터 조직의 광 전달 특성을 잘 짐작할 수 있다. 즉 Breast 용적의 대부분을 차지하고 있는 유선조직의 근접적외선 흡수 계수가 가장 적은 것으로 나타났으며 지방층 및 유선 조직의 산란계수도 피부에 비해 상당히 적은 값을 보였다. 이 계수들의 값의 차이가 근소 할지라도 입력광의 세기는 지속적으로 감소하므로 이미지 시스템의 입출력 장치를 설계하는데 큰 영향을 미치게 된다. 따라서 유선조

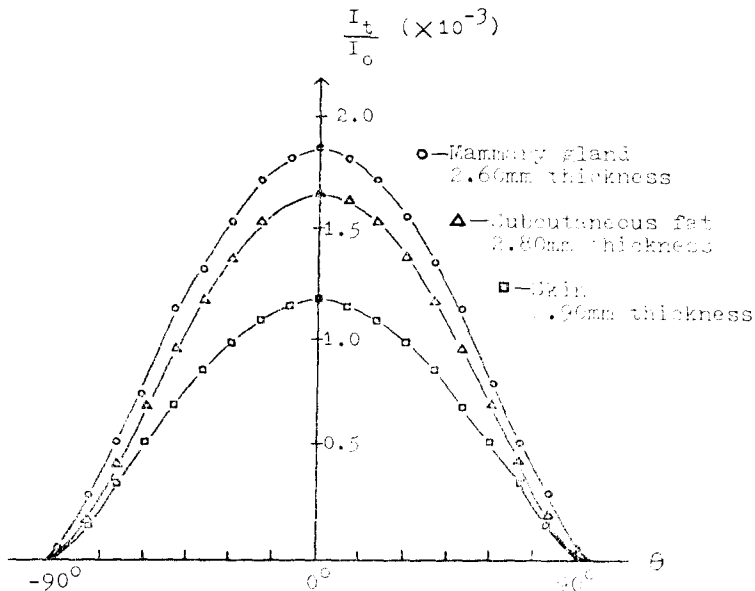


그림 12. 산란각에 대한 각 샘플의 투과도
Fig. 12. Transmittance vs. Scattering angle of the each samples.

표 1. 각 샘플의 투과율 및 반사율

Table 1. Transmittance and Reflectance data.

| Sample | Sample thickness | Transmittance | Reflectance |
|------------------|------------------|---------------|-------------|
| Skin | 2.90 mm | $T_1=0.31$ | $R_1=0.38$ |
| Subcutaneous fat | 2.80 mm | $T_2=0.39$ | $R_2=0.30$ |
| Mammary gland | 2.60 mm | $T_3=0.41$ | $R_3=0.35$ |

표 2. 산란계수, 흡수계수, 감쇠계수

Table 2. Scattering, absorption and extinction coefficient data.

| Sample | Scattering coefficient(cm^{-1}) | Absorption coefficient(cm^{-1}) | Extinction coefficient(cm^{-1}) |
|------------------|--|--|--|
| Skin | $S_1=3.6$ | $A_1=1.4$ | $\gamma_1=5.0$ |
| Subcutaneous fat | $S_2=2.5$ | $A_2=1.4$ | $\gamma_2=3.9$ |
| Mammary gland | $S_2=3.0$ | $A_3=1.1$ | $\gamma_3=4.1$ |

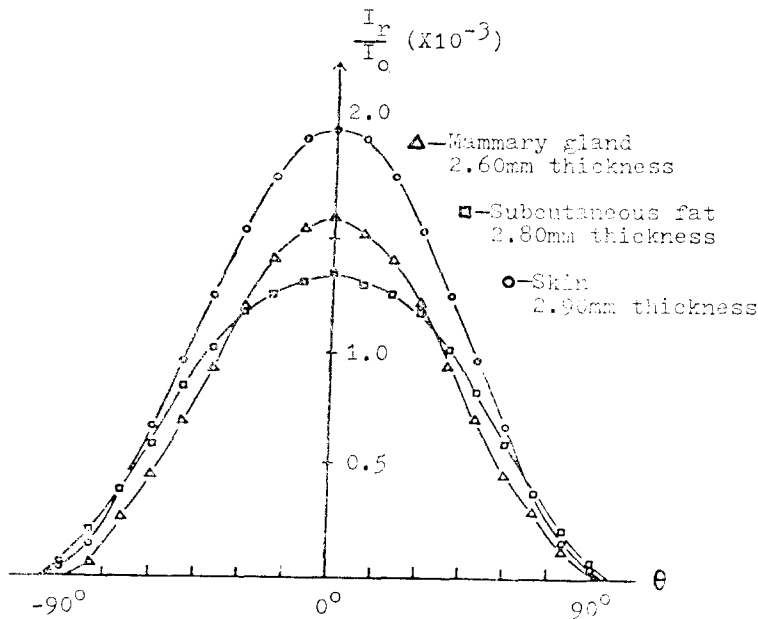


그림 13. 산란각에 대한 각 샘플의 반사도

Fig. 13. Reflectance vs. Scattering angle of the each samples.

적의 계수들이 적다는 것은 유리한 결과이다.

식 (13)에 의하면 두께가 z 인 매질을 투과해 나온 반경 r 에 대한 광의 분포는 정규분포를 가져야 한다. 거리 3.5 cm 떨어진 지점에서 시편과 수평한 반경 방향으로 광검출기를 광축을 중심으로 이동하여 3중 시편의 투과된 광의 분포를 조사한 결과는 그림 14처럼 얻어졌으며, 여기서 점선은 측정값을 나타내고 실선

은 표준편차 $\sigma(z)=0.99$ cm 인 정상 분포의 이론치로서 양자의 편차가 거의 없음을 보임으로서 광분포가 정상 분포라는 모델의 가정을 뒷받침 해 주고 있다.

본 실험에서 행한 두께 8.3 cm의 3층 조직의 각 산란각에 대한 투과광 분포의 조사 결과는 그림 15와 같다. 이 경우의 투과도를 앞의 방법과 같이 계산한 결과 측정치는 16.7%가 되었다. 한편 본 논문에서 제안한 모델에

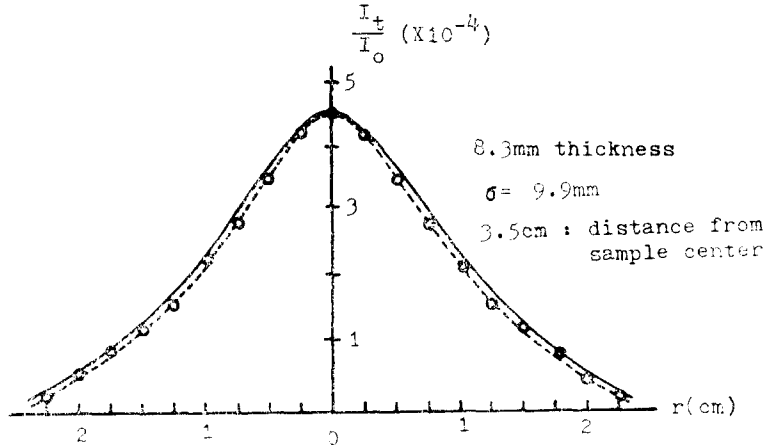


그림 14. 투과된 광의 정규분포특성
Fig. 14. Gaussian distribution pattern of the transmitted light.

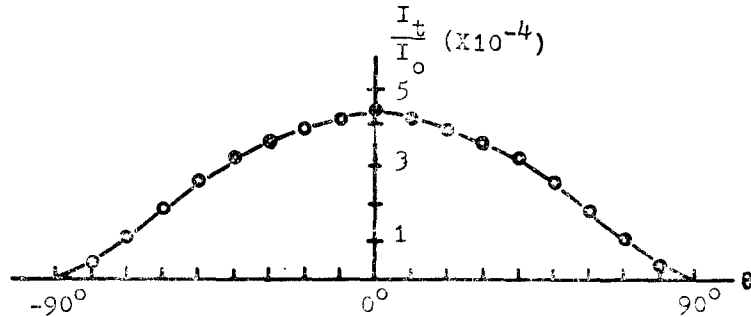


그림 15. 3층 샘플의 산란각에 따른 투과특성
Fig. 15. Transmittance vs. Scattering angle of the 3-layer sample.

의한 이론치는 다음과 같이 구했다. 즉 (28)식을 $n=3$ 인 경우에 대하여 정리하면

$$I(r, z) = I_0(1 - R_D)e^{a_1(r_2 - r_1) + a_2(r_3 - r_2) - r_3 z_3} e^{-0.5(\sigma(z))^{-2}} \quad \dots(32)$$

이 되며 여기에서 r_1, r_2 및 r_3 는 표 2의 값을, 그리고 표면에서의 깊이 z_1, z_2 및 z_3 는 각각 0.29 cm, 0.57 cm, 및 0.83 cm를 대입한다. $\sigma(z)$ 는 (31)식에서 계산할 수 있으며, 이때 σ_0 는 collimator를 통해 샘플 표면에 조사된 레이저 빔의 표준 편차로서 0.3 cm로 주어지고 R_D 는 5%를 대입 하였다. 여기서 계산된 결과를 (21)식에 넣어 적분 하므로써 3층 샘플을 통과해 나오는 광의 세기를 구하였다. 이것과 입사되는 광출력과의 비를 취한 결과 투과율은 18.1%로서 실측을 통해 구 표면에서 적분 했을때의 투과율 16.7%와는 1.4%의 오차를 보였다. 그러나 Kubelka-Munk의 식

(9)를 이용해 표 1의 값들을 적용하여 계산한 T_{123} 은 7%가 되어서 측정치의 10% 정도의 큰 차이를 보였다.

5. 결 론

본 논문에서는 근접적외선의 피부조직에 대한 투과 특성이 다른 파장영역에 비하여 양호한 현상과, 기존 diaphanography가 갖는 비진리성 투시의 장점을 이용하여 근접적외선 단층영상을 실현하기 위한 기본적인 연구로서, 한국인의 Breast 조직이 갖는 904 nm 파장에 대한 전달 특성을 조사하였다. 3가지의 breast 조직에 대하여 반사 및 투과계수의 측정으로 부터 흡수 및 산란계수를 구했으며, 모델링을 통해 Breast 내부의 광의 세기를 예측하였다. 3층 조직을 통과해 나온 광의 측정치는 16.7%였으며, 본 논문에서 제시한 모델에 의한 이론치는 18.1%로서 Kubelk-Munk의

식에 의해 계산된 7%보다 실제에 근접한 결과를 확인할 수 있었다. 또한 샘플을 투과한 광의 패턴도 정상분포 곡선에 매우 유사하게 측정됨으로써 모델의 가정을 뒷받침 하였다.

본실험은 순수한 유선조직만을 샘플로 하였으나 실제의 Breast에서는 혈관조직등의 영향이 크게 작용하여, 흡수계수가 다소커질 것으로 예상되며, 앞으로 강한 출력은 가진 레이저가 조사될 경우의 온도 상승 효과 및 안전성에 대한 연구가 계속 행해져야 한다고 본다.

참 고 문 헌

- 1) S.A. Feig, "Ionizing radiation and human breast cancer", *CRC Crit. Rev. Diag. Imag.*, Vol. 10, pp. 145~166, 1978.
- 2) D.J. Wattmough, "A light torch for the transillumination of female breast tissues", *Brit. J. Radiol.* Vol. 55, pp. 142-146, 1982.
- 3) J. Mallard, "The noes have it! Do they?", *Brit. Radiol.* Vol. 54, pp. 831-849, Oct., 1981.
- 4) C.H. Jones, "Methods of breast imaging", *phys. Med. Biolo.* Vol. 27, pp. 463-449, 1982.
- 5) G.Y. Quenneville and Y. Hummel, "Diaphanologie mammaire", *Radiol. Elecrol.* t. 53, pp. 297-306, 1972.
- 6) B. Ohlsson, J. Gundersen and D. Nilsson, "Diaphanography: a method for evaluation of the female breast", *World J. Surg.*, Vol. 4, pp. 701-707, 1980.
- 7) M. Cutler, "Transillumination as an aid in the diagnosis of breast lesions", *Surg. Gynec. Obstet.*, Vol. 48, pp. 331-358, 1929.
- 8) 조진호, 하영호, "근접적외선 단층영상에 관한 기초연구" 1986년 의용전자 및 생체공학회 학술발표회 논문집 Vol. 10 No. 3. pp. 54-59, 1986.
- 9) J.D. Hardy, H.T. Hammel and D. Murgatoyd, "Spectral transmittance and reflectance of excised human skin", *J. Appl. physiol.*, Vol. 9, pp. 257-264, 1956.
- 10) C.C. Johnson and A.W. Guy, "Nonionizing electromagnetic wave effects in biological materials and systems", *Proc. IEEE.*, Vol. 60, pp. 692-718, 1972.
- 11) H.S. Gallager et al. "The Breast", C.V. Mosby Company, pp. 49-97, 1978.
- 12) P. Kubelka "New contributions to the optics of intensely light-scattering material. part I", *Journal of the optical society of AM.*, Vol. 38, No. 5, pp. 448-457.
- 13) S. Wan, R.R. Anderson, J.A. Parrish, "Analytical modeling for the optical properties of the skin with in vitro and in vivo applications" *photochemi. and photobiology*, Vol. 34, pp. 493-499, 1981.
- 14) Akira Ishimaru, "Wave propagation and scattering in random media", Academic press, Vol. 1, pp. 191-201, 1978.
- 15) D.H. Sliney, B.C. Freasier "Evaluation of optical radiation hazards" *Applied Optics*, Vol. 12, No. 1, pp. 1-23.
- 16) R.R. Anderson, J.A. Parrish "The optics of human skin" *J. of Invest. Derm* 77(1):13-19, 1981.
- 17) J.A. Jacquez, W. Mckeenham and H.F. Kuppenheim "Spectral reflectance of human skin in the region 235-1000nm", *J. Appl. Physiol.*, Vol. 7, 1954.
- 18) C.C. Johnson, "optical diffusion in blood", *IEEE. Trans.*, Vol BME-17, pp. 129-133, 1970.
- 19) J.E. Crymes, "Current status of mammography", *CRT Crit. Rev. Diag. Imag.*, Vol. 11, pp. 297-333, 1979.