

피부투과 광통신을 위한 세포내 광진행 시뮬레이션

이중진,*김옥은,*이정훈,*최종훈,**안재목,최원우,**박성근,최재순,***김희찬,***민병구
 서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학전공,**서울대학교 대학원 의과대학 의공학과
 *서울대학교 공과대학 전기공학부,***서울대학교 의과대학 의공학교실

Simulation of photon propagation for transcutaneous optical communication

J.J Lee, *W.E.Kim, *J.H.Lee, *J.H.Choi, **J.M Ahn, *W.W Choi, **S.K. Park, *J.S. Choi,
 ***H.C. Kim, ***B.G. Min

Dept. of Biomedical Engineering, College of Engineering, Seoul National University
 *School of Electrical Engineering, College of Engineering, Seoul National University
 **Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University
 ***Dept of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University

Abstract

Optical property of tissue is characterized by its high scattering of light. In near infrared range(800~1200nm) scattering is dominant than absorption. Communication using NIR through tissue is applicable to implantable device. In this paper, simulation of unit impulse response of light in tissue is carried out to estimate the amplitude, phaselength and phaselength deviation.

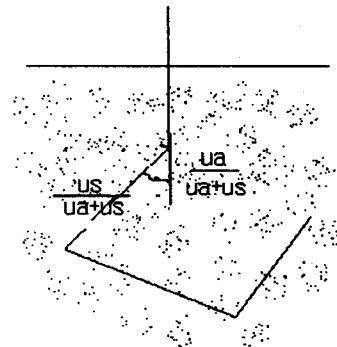
1. 서론

생체내에 이식되는 전자기기들에 있어서 이들의 상황을 감시하여 외부로 그 감지된 정보를 제공하는 기능은 반드시 필요한 기능중 하나이다. 현재 서울대 의과대학 의공학과에서 추진 중인 인공심장의 경우에도 내부 작동기와 이의 상황을 감시하는 외부컴퓨터 사이의 통신이 필요하다.[1] 인공심장의 경우에 너지원을 전자기적 방법으로 무선전송이 가능하게 하였으므로 정보전송도 역시 비관혈적인 무선통신(Transcutaneous Information Transmission System)의 형태가 되어야 한다. 이런 무선의 정보전달 시시템들에서는 주로 전파가 쓰여왔으나[2] 전파의 경우에는 늘어나는 전파이용기들로 인해 그 간섭성이 우려되고 있는 반면 광은 간섭성도 적을뿐만 아니라 비교적 많은 기술들이 개발되어 전파못지않은 전송매체로 각광받고 있다. 특히 근적외선 영역의 빛에서는 색소 및 수분에 의한 감쇠의 영향이 적은 것으로 알려져있어 이러한 전송매체로서의 좋은 장점을 가진다. 그러나 피부는 광에 대해 매우 높은 산란 특성을 보이므로 이것이 광을 통한 정보의 전송에 얼마나 영향을 끼치는가를 알아볼 필요가 있다.[3]

광의 경우에 정보를 실는다는 것은 광자체에 실는 것이 아니고 어떤 식으로든 변조를 가해야 한다. 이렇게 변조된 정보가 광자체의 투과 특성에 의존하게 되므로 여기서는 광이 피부를 투과할 때 일어나는 강도의 감쇠와 더불어 각지점에 도달하는 위상과 그 편차를 주어진 산란계수와 감쇠계수를 이용해 모의 실험해본다.

2. 이론 및 방법

다중산란매질에서의 광의 이동은 광을 하나의 광자 알갱이로 보고 이것이 확산된다고 보는 확산이론을 적용할수 있다.[4] 그러나 이러한 확산이론은 통신매질이 미세한 전기화학적 신호의 작용이 공존하는 조직세포인 경우에 입사파에 대한 정확한 해석적인 해를 구하기 어려우므로 컴퓨터를 이용한 모의 실험을 행한다.



<그림 1> 광확산 모식도

입사가 이루어지는 피부표면에서 공기와 세포의 굴

질물의 차에 의해 입사광중 일정량은 표면반사가 일어난다. 세포의 굴절률은 세포에 따라 틀리나 그 수분 함량에 따라 결정지어지는 것으로 알려져있으며 대체로 1.3 전후의 값을 가진다고 한다.[5]

세포내의 확산계수와 흡수계수를 각각 μ_s, μ_a 라 할 때 그림1에서와 같이 하나의 입사경로를 W의 광강도로 진행한빛은 그지점에서 세포와 작용하여

$$\frac{\mu_a}{(\mu_a + \mu_s)} W \text{ 만큼의 양을 조직에 남기고}$$

$$\frac{\mu_s}{(\mu_a + \mu_s)} W \text{ 만큼의 양이 다시 샘플링 거리와}$$

각도의 방향으로 다시 진행하게 된다. 이후 다시 위의 과정을 반복하면서 최종적으로 남은양이 일정한 값이 될 때까지 반복한다. 0과 1사이의 막수(random variable)들로부터 거리와 각도의 막수를 얻는 과정은 다음의 식들을 이용한다. [6]

거리값의 샘플링

$$l = - \frac{\ln(1-r)}{\mu_t} \quad l: \text{one step length}$$

$$\mu_t = \mu_s + \mu_a$$

$0 < r < 1$ 인 random variable

각도의 샘플링

$$\phi = 2\pi r \quad \phi: \text{azimuthal angle}$$

$$\cos \theta = \begin{cases} \frac{1}{2g} \left[1 + g^2 - \left(\frac{1-g^2}{1-g+2gr} \right)^2 \right] & g \neq 0 (\text{anisotropic}) \\ 2r-1 & g = 0 (\text{isotropic}) \end{cases}$$

$\theta: \text{deflection angle}$

이러한 과정으로 진행하는 광자모델에서 세포의 각 지점들에서는 서로다른 경로를 지나온 광자들이 모이게 되므로 광의 간섭에 따른 영향을 광강도와 함께 고려하여야 한다. 이것을 여기서는 한지점에 도달하는 여러 다른위상들을 각각의 광량으로 규격화(normalize)를 하여 위상의 값으로 사용한다. 또 여러층의 세포막에서는 각 층의 굴절률이 다르므로 이들을 비교하기위해서 세포내 광진행길이를 공기중의 값으로 환산하고 이값을 위상거리(Phase length)라 부르고 이값을 파장으로 나누어 이를 위상으로 삼는다.

3. 결과 및 고찰

결과에 보인 그래프들은 100,000개의 광자를 2층의 서로다른 계수들을 가지는 세포층을 매질로 모의한 결과이며 이들에 쓰인 변수값들은 각각 다음과 같다.

n	$\mu_a(mm^{-1})$	$\mu_s(mm^{-1})$	g	d(피부두께)
1.3	1	10	0.7	0.1
1.4	0.5	10	0.9	1.0E+7

그림5의 각 지점에 대한 광강도는 dB값으로 표기했다. 크기는 광의 입사점에서의 값을 기준으로 내부에서의 상대적인 값이므로 피부에서 내부로 입사될 때 굴절률의 차이에 따른 감쇄까지 고려를 한다면 여기에 나타난 값보다 더 작은 값을 가질것으로 보인다. 그리고 직선의 기울기가 다른 두부분이 보이는 것은 두층의 광학계수들이 다르기 때문에 각층들에서 고유의 값을 가지고 거리에 따라 지수함수적으로 줄어드는 것을 볼수 있다. 이값을 상대적인 것으로 한 것은 입사되는 것은 단위 임펄스를 가하고 결과로는 단위 채적당의 에너지로 계산을 하게 되므로 이 둘을 직접적으로 비교 할수 없기 때문에 같은 단위채적당의 값으로 그 기준점을 삼은 것이다.

그림4에서 광의 세기가 같은 구역이 반원을 이루는 것을 볼수 있다. 점광원에서 하나의 방향으로 모아진 광원이라도 피부의 산란특성으로 인하여 전체적으로 무지향특성을 띄는 것을 볼수 있다. 이것은 공기중이나 광섬유를 통한 통신과는 전혀다른 특성을 나타내는 점이다. 그림2의 위치에 따른 위상거리는 선형적인 변화를 보이며 이것은 통신의 양호한 조건이 될수 있다. 그러나 그림3의 위상거리의 편차에서는 위치가 증가함에 따라 편차역시 위상거리와 더불어 선형적으로 증가하는 것을 볼수 있다.

세 그림모두에서 나타나는 그래프의 끝나는 지점에서의 심한 변동은 닿는 광자의 수가 적어 충분한 통계가 이루어 지지 못한 데서 오는 결과로 보인다. 그러나 그림 4에서 입사방향의 끝부분이 다른 대각방향과 달리 광이 소멸하는 영역에서 대단히 좋지 않은 분포특성을 보이는 점은 특이하다.

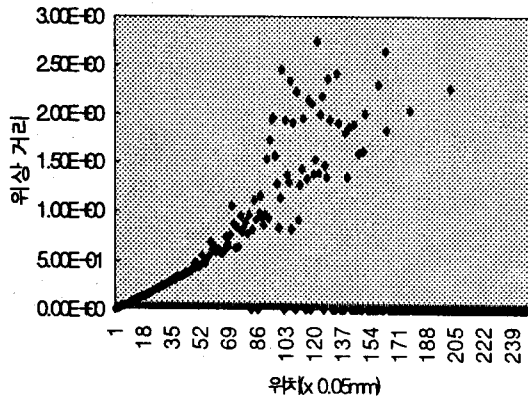
4. 결론

일정한 산란계수와 흡수계수를 가지는 다층피부모델에서 위상거리 및 그 편차가 거리에 따라서 선형적으로 늘어난다는 사실을 알수 있었으며 각 지점의 광강도는 입사점으로부터의 거리에따른 지수감쇠를 한다는 것도 알수 있었다. 물리적 모양이 복잡해지면 확산 방정식의 대수적인 해가 구하기 어려워지는 문제점이 있으나 모의실험의 경우 인자만을 달리하면 특성이 서로다른 층들이 모인 다층막도 쉽게 흉내내 볼수 있다는 장점이 있다. 구해진 결과에서 광강도가 같은 지점들이 원형으로 분포한다는 점은 이식된 시스템이 몸의 운동 등에 의해 광수신기와 송신기 사이에 초점이 어느정도 벗어나도 통신이 이루어질수 있다는 것을 보여주므로 좋은 성질이라 할수 있다. 그러나 위상의 편차가 거리에 따라 증가하므로 유선선로들에서 쓰이는 위상변조 등의 기술을 적용하는데 따른 문제점이 있을수 있으므로 보다 세밀한

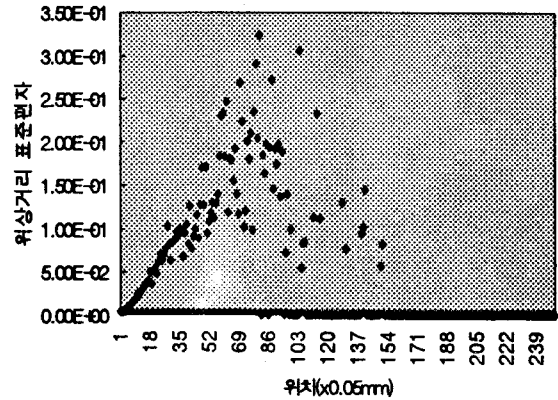
연구가 이루어져야 할 부분으로 보인다.

5, 참고문헌

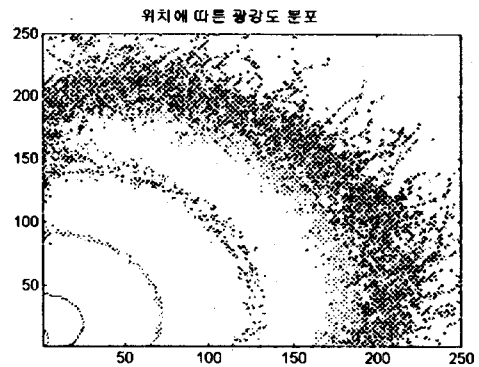
- [1]. 최원우, 강동우, 박성근, 최재순, 김희찬, 민병구, "완전 이식 인공심장요 무선정보 전송장치의 개발", 대한전자공학논문지 제33권 B편 제1호
- [2]. 서희돈, 박종대, "다채널 바이오 텔레미터 개발을 위한 전용IC 및 시스템 제작", 대한전자공학논문집 제32권 B편 제8호
- [3]. E. Okada, M. Firbank, D.t. Delpy "The effect of overlying tissue on the spatial sensitivity profile of near-infrared spectroscopy", Phys.Med.Bol Vol.40 (1995)
- [4]. A.J. Welch, Martin J.C. vanGemert, Willem M. Star, B.C. Wilson "Definitions and overview of tissue optics", Optical-thermal response of laser-irradiated tissue, (Plenum publishing 1995)
- [5]. F.P. Bolin, L.E. Preuss, P.C. Taylor, R.J. Rerence "Refractive index of some mammalian tissues using a fiber optic cladding method", Apl.Optics Vol.28 No.12 1989
- [6]. S.T. Jacques, L Wang "Monte Carlo Modeling of light transport in tissues", Optical-thermal response of laser-irradiated tissue, (Plenum publishing 1995)



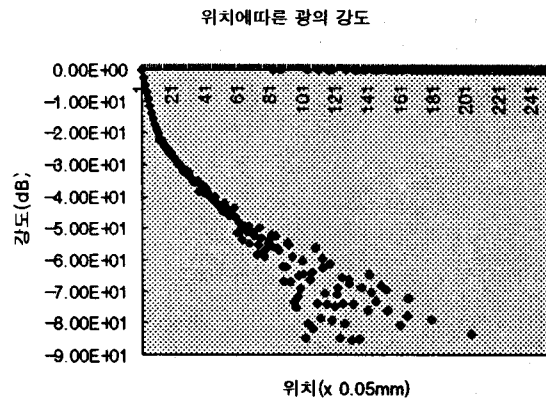
<그림2> 광 입사방향내 위치에 따른 위상거리



<그림3> 광 입사방향의 위치에 따른 위상거리의 표준편차



<그림4> 광강도가 같은 지역을 이은 등고선도 원점은 광의 입사점이며 수평축은 피부, 수직축은 피부내부방향



<그림5> 피부내부방향 위치에 따른 광강도