

OCT 시스템을 이용한 글루코스 측정에 관한 시뮬레이션

오세용^{*} · 황대석^{*} · 김신자^{*} · 이영우^{*}

^{*}목원대학교

A Study on the Numerical Analysis for the Glucose Measurement in OCT System

Se Yong Oh^{*} · Dae Seok Hwang^{*} · Sheen Ja Kim^{*} · Young-Woo Lee^{*}

^{*}Mokwon University

E-mail : ywlee@mokwon.ac.kr

요 약

본 연구에서는 OCT 시스템에서 얻어지는 신호를 바탕으로 글루코스를 측정하는 방법을 제안하고 측정에 대한 정확도 등을 시뮬레이션을 통해서 검증하였다.

ABSTRACT

This research proposes the methods to measure glucose with signals from the OCT system and verifies accuracy by the way numerical analysis.

키워드

OCT, Glucose, Optical Tomography

I. 서 론

당뇨병은 인슐린의 부족으로 인하여 발생한다. 당뇨병의 더 큰 문제는 망막, 신장, 심장 및 혈관 합병증을 야기 할 수 있다는 것이다.^[1]

DCCT(Diabetes Control and Complication Trial) 연구 및 UKPDS(Unites Kingdom Prospective Diabetes Study) 연구에 의하면 정상 혈당범위 또는 정상 혈당에 가깝게 조절하면 당뇨병성 합병증을 감소 시킬수 있다고 보고 하고 있다.^[2,3]

이에 본 연구에서는 글루코스를 정기적으로 정확하게 측정하여 당뇨병을 예방 또는 치료에 활용수 있도록 하기 위한 글루코스 측정에 관해 연구를 하였다. 글루코스를 측정하는 방법에는 체혈을 하여 측정하는 침습형 방법, 조직내의 화학적 또는 광학적 특성으로 피부를 손상 시키지 않고 측정하는 비침습형 방법이 있다.^[4] 이 중 본 연구에서 광학적인 방법중의 하나인 OCT시스템을 이용한 방법을 제안하고 이를 위해서 OCT시스템에서 글루코스 특성을 파악하고 측정 정확도를

시뮬레이션을 통하여 증명함으로써 OCT시스템이 글루코스 측정을 위해서 가능한지를 증명하였다.

II. 시뮬레이션 모델 구현

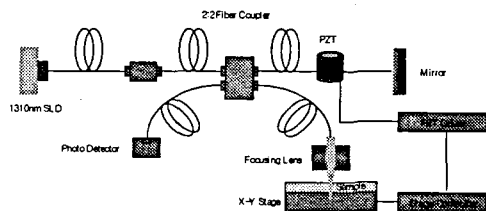


그림 1 가상 시스템 구성도

본 연구를 위한 가상 실험 장치도는 그림 1과 같이 파장이 1300nm, 빔직경이 1.27 μ m이고 광원의 강도가 500 μ W인 SLD 광원을 사용한다 가정하고 시뮬레이션을 하였다.

OCT 시스템을 사용하여 유전체구에서 빛의 산

란 계수는 1992년 Graaff 등에 의해서 유사식으로 다음과 같이 계산 되었다.

$$\mu'_s = 3.28 \pi r^2 \rho_s \left(\frac{2\pi r}{\lambda} \right)^{0.37} \left(\frac{n_s \lambda}{n_{medium} - 1} \right)^{2.09} \quad (1)$$

여기서 r 은 유전체구의 반경, ρ_s 는 유전체구의 체적밀도, λ 는 입사된 빛의 파장, n_s 는 산란체에서의 굴절율이고 n_{medium} 는 주위 환경에서 굴절율이다.

이 식을 바탕으로 피부에서 글루코스 산란특성은 다음과 같은 식으로 할 수 있다.

$$\mu'_s = 3.28 \pi r^2 \rho_s \left(\frac{2\pi r}{\lambda} \right)^{0.37} \left(\frac{n_s \lambda}{n_{medium} + \delta n_{glucose}} - 1 \right)^{2.09}$$

여기서 $\delta n_{glucose}$ 는 글루코스의 농도변화를 나타낸다.

산란과 흡수의 특성을 가지고 있는 매질에서 빛의 강도 변화는 Beer-Lambert법에 의해서 식 (3)과 같이 표현 할 수 있다.

$$I = I_0 e^{-\mu_t z} \quad (3)$$

여기서 I 는 빛의 강도, I_0 는 초기 빛의 강도, $\mu_t = \mu_s + \mu_a$ 는 감쇄 계수, z 투사 깊이를 나타낸다. μ_s 와 μ_a 는 각각 산란계수와 흡수 계수로 나타낸다.

실제적으로 근적외 영역에서 피부의 흡수는 산란보다 매우 작기 때문에 위식을 식 (4)와 같이 나타 낼수 있다.

$$I = I_0 e^{-\mu_s z} \quad (4)$$

글루코스 산란 특성을 OCT 시스템의 빔의 강도에 적용하여 글루코스와 OCT 시스템의 빔의 강도와의 관계를 알 수 있다.

시뮬레이션을 위한 상수는 표 1과 같다.

표 1 수치 해석에 사용된 상수

상수	값
λ	1300nm
I_0	500 μ W
$\delta n_{glucose}$	$2.55 \times 10^{-5} \text{ mM}^{-1}$
n_s	1.33
r	1.27 μ m
n_{medium}	1.36

III. 시뮬레이션을 통한 글루코스와 빔 강도와의 관계

- (2) 그림 2는 체적밀도와 산란계수와의 관계를 보여 주고 있다. 그림에서 볼수 있듯이 체적밀도에 따라 산란계수값이 증가하는 것을 볼수 있다.

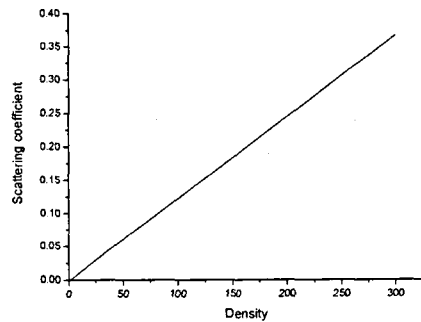


그림 2 글루코스의 체적밀도에 따른 산란 계수

그림 3은 파장과 산란계수와 관계를 보여 주고 있다. 파장의 변화는 300nm ~ 1800nm까지 변할 때 460nm파장에서 산란계수가 0.0015 μm^{-1} 부터 산란이 급속히 감소함을 알수 있었다. 1300nm 파장에서는 산란 계수가 0.00114 μm^{-1} 이었다.

참고문헌

[1] Diabetes Control and Complications Trial Research Group: The effect of intensive treatment of diabetes on the development and progress of long-term complications in insulin-dependent diabetes mellitus. N Engl J med 329:977-986, 1993

[2] UK Prospective Diabetes Study(UKPDS)group: Intensive blood-glucose control with sulfonylureas or insulin compared with conventional treatment and risk of complications in patients with type2 diabetes. Lancet 625:837-853, 1998.

[3] Larin K.v.m Eledrisi Ms, Motamedi M and Esenaliev R o 2002 Noninvasive glucose testing Clin. Chem. 45 1587-95

[4] Kirill VLarin, Massoud Motamedi, Taras V ashitkov and Rinat O Esenaliev Specificity of noninvasive blood glucose sensing using optical coherence tomography technique: a pilot study Phys. Med. Biol. 1371-1390 2003

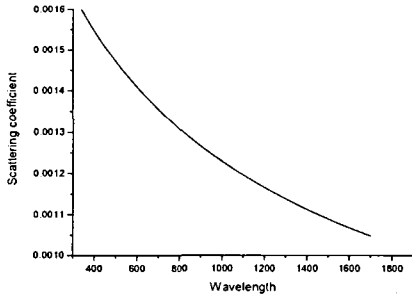


그림 3 글루코스의 파장과 산란 계수의 관계

그림 4는 글루코스의 농도가 $2.55 \times 10^{-5} \text{ mM}^{-1}$ 에서 피부 깊이에 따른 빛의 강도를 나타내고 있다. 피부 깊이가 $15\mu\text{m}$ 에서 빛의 강도가 급속히 감소함을 보여 주고 있다. 이때 빛의 강도는 91.07이었다.

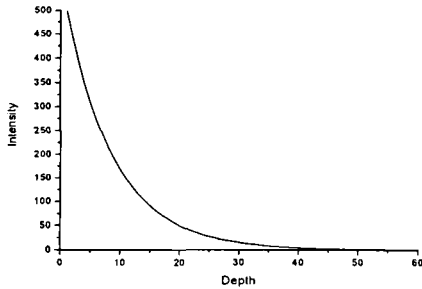


그림 4 피부 깊이에 따른 빛강도

IV. 결 론

본 연구에서는 OCT시스템에서 글루코스와 빛의 강도와의 관계를 시뮬레이션을 통하여 규명함으로써 글루코스 측정이 가능한 OCT 시스템을 설계 할 수 있도록 하였다.

글루코스의 농도가 $2.55 \times 10^{-5} \text{ mM}^{-1}$ 에서 피부 깊이가 $15\mu\text{m}$ 에서 빛의 강도가 91.07임을 알수 있었다.

본 연구는 산업자원부의 지역혁신 인력양성 사업의 연구 결과로 수행되었다.