

논문 2005-42SC-1-5

밀리미터파를 이용한 무혈 혈당 측정에 관한 기초 연구

(Basic Investigation for the Non-invasive Measurement of Blood Glucose Concentrations by Millimeter Waves)

김 동 균*, 원 중 화*, Potapov Sergey N.**, Meriakri Viacheslav V.***, Chigryai Evgenii E.***

(Dong Kyun Kim, Jong Hwa Won, Sergey N. Potapov, Viacheslav V. Meriakri, and Evgenii E. Chigryai)

요 약

본 논문은 밀리미터파를 이용한 무혈혈당측정기 개발의 기초연구로서, 높은 유전손실을 지닌 유전체의 반사 유전특성 측정법을 제시하고, 이에 의해 10~90 GHz의 밀리미터파 대역에서 글루코오스 농도에 따른 글루코오스 수용액 및 글루코오스-0.9% NaCl 용액의 유전특성 변화를 조사하였다. 제시된 측정법은 측정 유전체의 앞단에 평행평면판을 배치하여 측정 주파수 대역 내에서 전력반사계수가 최소가 되는 최소반사조건이 형성되도록 하고, 이 조건에서 측정된 최소 전력반사계수와 주파수로부터 측정 유전체의 유전특성을 결정할 수 있는 방법이다. 순수의 유전특성에 대한 측정 결과들은 제시된 측정법의 타당성을 입증하였다. 또한 10~90 GHz 대역에서 글루코오스 농도 변화에 따른 글루코오스 용액 및 글루코오스-0.9% NaCl 용액들의 유전특성 변화에 대한 실험을 통해, 타 대역에 비해 30~45 GHz 범위에서 글루코오스 농도 변화에 의한 각 용액들의 유전특성의 변화가 최대임을 알 수 있었다. 이를 통해 본 측정법에서 전력반사계수와 주파수의 측정 정밀도가 각각 ± 0.1 dB와 ± 0.01 GHz일 경우, 대략 3 mmole/L 정도의 분해능으로 용액 내 글루코오스 농도 변화를 측정할 수 있음을 보였다.

Abstract

As a basic research for the development of a non-invasive blood glucose sensor using millimeter waves, we have presented a method for measuring the dielectric properties of high loss dielectrics, based on the reflection method, and investigated the variation of the dielectric properties of glucose-water and glucose-0.9% NaCl solutions in the 10~90 GHz range. In the proposed method, a minimal reflection condition is formed by placing a specially-chosen low-loss plane-parallel plate in front of a high-loss medium under test at a given frequency range. Using the minimal power reflection coefficient and the corresponding frequency at this condition, the dielectric properties of the medium can be determined. The measured results on pure water have shown the adequacy of the proposed method. The measured results on glucose-water and glucose-0.9% NaCl solutions in the 10~90 GHz range showed that the variations of the dielectric properties of glucose solutions according to the change of their glucose concentration were maximum in the 30~45 GHz range. From these facts we concluded that the variation of about 3 mmole/L in the glucose solutions must be distinguished with the measurement accuracies of ± 0.1 dB and ± 0.01 GHz..

Keywords: 무혈 혈당 측정, 글루코오스 용액, 유전특성, 밀리미터파, 최소반사조건

I. 서 론

최근 신체활동의 부족 및 식생활의 서구화 등으로 인

해 당뇨병 환자가 급증하고 있다. 우리나라에서 당뇨병으로 인한 사망은 2001년에 인구 10만 명당 23.8명으로, 당뇨병은 사망원인 중 4위를 차지하였고, 1990년의 인구 10만 명당 11.8명이었던 것에 비해 약 2배 정도 증가하였다. 오늘날 이러한 당뇨병의 예방과 관리를 위해 자가혈당측정은 가장 중요한 도구 중 하나이다. 자가혈당측정은 일상생활에서 혈당치의 변동에 대한 정보를 제공함으로써 혈당 변동에 대한 즉각적인 교정활동을 가능하게 하여 정상 또는 정상에 가까운 혈당치로 조절

* 정희원, **, 삼성종합기술원, MEMS Lab. (MEMS Lab., Samsung Advanced)

*** Institute of Radio Engineering and Electronics Russian Academy of Sciences (Lab. of Millimeter and Submillimeter Measurements and Spectroscopy, IRE RAS)

접수일자: 2004년7월5일, 수정완료일: 2005년1월14일

할 수 있게 해준다. 당뇨병 환자의 경우, 하루에 최소 3 회 내지 4회 정도로 자가혈당측정이 권장되고 있지만, 실제 미국에서조차도 환자의 18%만이 주기적으로 혈당 측정하는 것으로 알려져 있다. 이렇게 측정을 소홀히 하게 되는 주된 원인은 현재 보급되어 있는 자가혈당측정기들이 혈액을 검체로 사용하는 것이다. 혈액을 채취하는 과정에서 오는 고통과 불편감, 혈액 채취용 진단 스트립의 상당한 비용으로 인해 주기적인 검사는 환자들에게 정신적, 경제적 부담을 주고 있다.

최근에 이러한 부담을 해소하여 원활한 자가혈당측정이 가능하도록 한 무혈 혈당측정방법들이 개발되고 있다. 적외선 영역의 흡수 스펙트럼 분석을 이용한 방법들^[1]과 수십 내지 수백 MHz 대역에서 임피던스 분광학을 이용한 방법^[2]이 주로 연구·개발되고 있다. 밀리미터파 대역의 전자기파를 이용한 무혈혈당측정은 초기 단계로, 30~40 GHz 대역에서 개방 동축선 방법(open-ended coaxial line method)과 투과계수측정법에 의해 글루코오스 - 0.9% NaCl 용액의 글루코오스 농도에 따른 용액의 유전특성이 조사된 바 있다^[3,4].

이와 같이 밀리미터파 대역에서 높은 유전손실을 갖는 유전체의 유전특성, 즉 ϵ' 및 ϵ'' ,을 비파괴적으로 측정하는 방법으로는, 개방 동축선과 네트워크 분석기를 사용하여 유전체로 입사되고 반사되는 전자기파의 전력반사계수와 위상차를 측정하는 것이 일반적이다^[3,4,5]. 그러나 네트워크 분석기를 이용한 ϵ' 의 측정 정확도는 $\pm 5\%$ 의 수준으로 알려져 있고, 고품의 유전체를 측정할 때 개방 동축선의 탐침과 유전체의 접촉으로 인해 측정의 정밀도와 재현성이 주요한 문제가 되고 있다^[3]. 한편 기존의 30~40 GHz 대역에서의 실험 결과들은^[4,5] 20~30의 ϵ' 값을 갖는 글루코오스 - 0.9% NaCl 용액에 대하여 0.3 내지 0.6 정도의 $\Delta\epsilon'$ 를 측정할 수 있다고 하나, 네트워크 분석기의 측정 정확도를 고려한다면 이와 같은 정밀도로 측정은 불가능하다고 판단된다.

본 논문에서는 평행평면판에 의해 결정되는 최소반사조건, 이상적으로는 비반사 조건, 하에서 높은 유전손실을 갖는 측정 유전체의 유전특성을 비파괴적으로 측정하는 방법을 제시하고, 이에 의해 10~90 GHz의 밀리미터파 대역에서 글루코오스 농도 변화에 따른 글루코오스 용액들의 유전특성 변화를 조사해 봄으로써, 밀리미터파를 이용한 비관혈적인 혈당 측정에 있어 제시하는 방법의 유용성을 살펴보았다.

II. 측정 원리 및 방법

본 논문에서 제시하는 유전특성의 비파괴적 측정법은, 측정 주파수 대역에 따라 굴절률과 두께가 특징하게 선정되는 평행평면판(plane-parallel plate)을 측정 유전체 앞에 배치하여 평행평면판을 통해 측정 유전체로 입사되고 반사되는 전자기파의 전력반사계수가 최소가 되는 최소반사조건이 형성되도록 한 구성을 특징으로 한다.

1. 평면판에 의한 준광학적 측정법

그림 1과 같이, 각각 n_1^* , n_2^* , 및 n_3^* 의 복소굴절률들(complex refractive indices)을 지닌 유전체들이 자유공간 상에 평행하게 배열된 구조에 균일한 평면파가 입사될 경우, 유전체 1과 2의 입사면에서 복소반사계수(complex reflection coefficient)는 식 (1)과 같이 표현된다^[6]. 여기서 $n_j^* = n_j + ik_j$ ($j=1, 2, 3$)이고, 본 측정법에서 유전체들 1, 2, 및 3은 각각 공기층, 평행평면판, 및 측정 유전체에 해당된다.

$$r^* = \frac{r_{12}^* + r_{23}^* \exp(2i\beta_2^* h_2)}{1 + r_{12}^* r_{23}^* \exp(2i\beta_2^* h_2)} \quad (1)$$

식 (1)에서 r_{12}^* 와 r_{23}^* 은 각각 유전체 1과 2의 경계면과 유전체 2와 3의 경계면에서의 기본반사계수(elementary reflection coefficient)들로서, n_1^* , n_2^* , 및 n_3^* 에 의해 식 (2a) 및 (2b)와 같이 주어진다.

$$r_{12}^* = r_{12}^* e^{i\phi_{12}} = r_{12} e^{i\phi_{12}} = \frac{n_1^* - n_2^*}{n_1^* + n_2^*} \quad (2a)$$

$$r_{23}^* = r_{23}^* e^{i\phi_{23}} = r_{23} e^{i\phi_{23}} = \frac{n_2^* - n_3^*}{n_2^* + n_3^*} \quad (2b)$$

또한 식 (1)의 β_2^* 는 유전체 2 내에서의 전파 파수

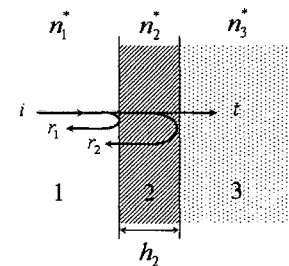


그림 1. 자유공간 상에 적층된 세 개의 유전체들
Fig. 1. 3 dielectric layers in free-space.

(propagation wavenumber)로 식 (3)과 같이 n_2^* 와 입사되는 평면파의 주파수 f 로 표현된다.

$$\beta_2^* = \frac{2\pi}{\lambda_0} n_2^* = \frac{2\pi f}{c} n_2^* \quad (3)$$

여기서 c 는 자유공간 상에서 빛의 속도이며 λ_0 는 자유공간 상에서 주파수 f 로 전파하는 전자기파의 파장이다.

공기의 굴절률은 대략 1로 알려져 있고, 낮은 유전손실을 갖는 유전체로 제작된 평행평면판의 복소굴절률의 허수부 κ_2 값은 다른 값들에 비해 상대적으로 충분히 작아서 편의상 무시할 수 있다. 이는 표 1의 실제 제작된 평행평면판들의 κ_2 값들에서도 확인할 수 있다. 따라서 식 (2a)와 (2b)는 식 (4a) 및 (4b)와 같이 다시 쓸 수 있다.

$$r_{12}^* = \frac{1 - n_2}{1 + n_2} = r_{12} \quad (4a)$$

$$r_{23}^* = \frac{(n_2 - n_3) - i\kappa_3}{(n_2 + n_3) + i\kappa_3} = r_{23} e^{i\phi_{23}} \quad (4b)$$

측정 주파수대역 내 특정 주파수 f_{\min} 에서 식 (1)의 균일 평면파의 복소반사계수가 0이 되는 이상적인 비반사조건은 평행평면판의 굴절계수 n_2 와 두께 h_2 가 식 (5) 및 식 (6)과 같이 주어질 때 성립된다.

$$n_2 = \sqrt{n_3 + \frac{\kappa_3^2}{n_3 - 1}} \quad (5)$$

$$h_2 = \frac{(2s+1)c}{4n_2 f_{\min}} - \arctan\left(\frac{2n_2\kappa_3}{n_3^2 + \kappa_3^2 - n_2^2}\right) \frac{c}{4\pi n_2 f_{\min}} \quad (6)$$

여기서, s 은 임의의 정수이다.

그러나 식 (5)에 의해 주어지는 굴절계수 n_2 값을 갖는 유전체가 실제로는 존재하지 않고, 식 (6)에 의해 선정된 두께 h_2 값이 되도록 평행평면판을 제작하기 용이하지 않기 때문에, 식 (5)과 (6)의 조건들을 만족시키는 평행평면판을 제작하기는 어렵다. 따라서 실제의 경우 주파수 f_{\min} 에서 전력반사계수는 최솟값 $R_{\min}(=r_{\min}^*{}^2)$ 을 갖게 된다.

역으로, 식 (1), (5), 및 (6)의 조건을 적용하면, 식 (5) 및 (6)의 조건에 따라 제작된 평행평면판이 그림 1과 같이 측정 유전체의 앞에 배치한 구조에서 측정되는 최

소전력반사계수 R_{\min} 와 이 때의 상응주파수 f_{\min} 로부터 측정 유전체의 복소굴절률 $n_3 + i\kappa_3$ 을 식 (7) 및 식 (8)과 같이 계산할 수 있다.

$$n_3 = P + \sqrt{P^2 - Q} \quad (7)$$

$$\kappa_3 = \sqrt{\frac{r_{23}^2 (n_2 + n_3)^2 - (n_2 - n_3)^2}{1 - r_{23}^2}} \quad (8)$$

식 (7)에서,

$$P = \frac{(1 + B^2)(1 - C^2)n_2}{(1 - C)^2 + B^2(1 + C)^2};$$

$$Q = \frac{(1 + B^2)(1 - C)^2 n_2^2}{(1 - C)^2 + B^2(1 + C)^2};$$

$$B = \tan(2s+1)\pi - \frac{4\pi n_2 h_2 f_{\min}}{c}; \text{ 그리고}$$

$$C = \frac{r_{12} \pm \sqrt{R_{\min}}}{1 \pm r_{12} \sqrt{R_{\min}}} \exp\left(\frac{8\pi f_{\min} \kappa_2 h_2}{c}\right)$$

이다. 여기서 C 를 정의하는 수식에서 부호 \pm 는 r_{12} 와 r_{23} 의 값의 차이에 따라 결정된다. 최종적으로, 측정 유전체의 복소유전율은 식 (9)에 의해 결정할 수 있다.

$$\begin{aligned} \epsilon_3' &= n_3^2 - \kappa_3^2 \\ \epsilon_3'' &= 2n_3\kappa_3 \end{aligned} \quad (9)$$

그림 2는 글루코오스가 포함되지 않은 표준용액과 $\chi\%$ 글루코오스가 포함된 측정용액의 전력반사계수들을 주파수의 함수로 표현한 그래프로서, 표준용액에 $\chi\%$ 글루코오스가 함유되면 최소전력반사계수와 상응

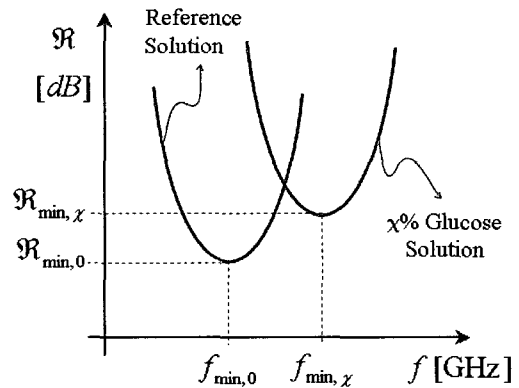


그림 2. 주파수에 따른 전력반사계수들
Fig. 2. Power reflection coefficients vs. frequency.

주파수는 각각 $R_{min,0}$ 와 $f_{min,0}$ 에서 $R_{min,x}$ 와 $f_{min,x}$ 로 이동하게 됨을 나타낸다. 결과적으로 식 (7)과 (8)을 통해 미지의 글루코오스가 포함된 측정용액의 복소유전율을 결정할 수 있고, 용액 내 글루코오스 농도와 측정 변수들 간의 이러한 상관관계로부터 측정용액 내 미지의 글루코오스 농도를 결정할 수 있음을 의미한다.

2. TE₁₀ 단일 모드 도파관에 의한 측정법

그림 3과 같이 $a \gg b$ 인 직사각형 단면 형상의 TE₁₀ 단일모드 도파관에 평행평면판을 삽입한 경우, 각 매질 1, 2, 3에서 전파하는 밀리미터파의 전파 파수는 식 (10)와 같이 주어진다.

$$\beta_j^* = \frac{2\pi}{\lambda_0} \sqrt{(n_j^*)^2 - \left(\frac{\lambda_0}{\lambda_c}\right)^2} \quad (10)$$

여기서 j 는 1, 2, 3이고 λ_c 는 그림 3과 같이 주어진 TE₁₀ 단일모드 도파관에서 $2a$ 로 주어진다.

식 (3)과 식 (10)를 비교해 보았을 때, 식 (11)과 같이 유효 복소굴절률 $n_{g_j}^*$ 을 정의하면 앞 절에서 기술한 균일 평면파에 대한 모든 수식들을 동일하게 적용하여 TE₁₀ 단일모드 도파관에 의한 측정에 필요한 모든 변수들 구할 수 있다.

$$n_{g_j}^* = \sqrt{(n_j^*)^2 - \left(\frac{\lambda_0}{\lambda_c}\right)^2} \quad (j=1, 2, 3) \quad (11)$$

특히, 공기층의 유효 굴절계수 n_{g1} 이 1이 아니므로 평행평면판의 굴절계수 n_{g2} 는 식 (12)와 같이 주어진다.

$$n_{g2} = \sqrt{n_{g3}n_{g1} + \frac{n_{g1} \cdot \kappa_{g3}^2}{n_{g3} - n_{g1}}} \quad (12)$$

식 (11)과 (12)과 함께 앞 절에서 기술된 수식들로부터

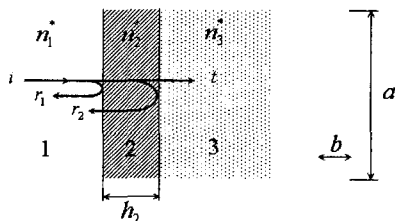


그림 3. TE₁₀ 도파관 내에 평행평면판이 삽입된 구조
Fig. 3. The structure that a plane-parallel plate is inserted into TE₁₀ waveguide.

터 TE₁₀ 단일모드 도파관의 경우에 있어 삽입되는 평행평면판의 굴절률과 두께를 결정할 수 있고, 또한 측정된 최소전력반사계수 및 상용 주파수로부터 측정용액의 유전특성을 결정할 수 있다.

III. 측정 장치 구성

앞 장에서 기술된 측정법에 따라 두 종류의 측정 장치들을 구축하였다. 첫 째로는 TE₁₀ 단일모드 사각형 도파관 내에 측정 유전체의 앞에 식 (5), (6), (11), 및 (12)에 의해 결정된 평행평면판을 삽입한 유전체 삽입법(method of dielectric insertion; MDI)라 명명한 방법에 의한 장치이고, 두 번째로는 측정 유전체의 앞에 평행평면판을 포함하는 준광학적 큐벳을 배치하여 자유공간 상에서 측정 유전체의 유전특성을 측정하는 부가판 방법(method of auxiliary plate; shortly MAP)이라 명명한 방법에 의한 장치이다.

1. 평행평면판 및 큐벳의 선정

우리는 30~90 GHz의 밀리미터파 대역에서 glucose 용액과 glucose-0.9%NaCl 용액의 유전특성을 조사하기 위하여 주파수 대역별로 표 1과 같이 평행평면판들을 디자인하고 제작하였다. 평행평면판들의 n_2 과 h_2 는 순수(純水)를 표준용액으로 하여 J. Liebe 등에 의해 알려진 순수의 유전상수 ϵ'_w 과 유전손실 ϵ''_w 의 스펙트럼 모델식^[7]을 적용하여 결정하였다. 이 모델식은 다양한 주파수 대역에서 많은 저자들에 의해 측정된 순수의 ϵ'_w 과 ϵ''_w 의 값들로 얻어진 경험식으로 실제 순수의 값들과 잘 일치함이 알려져 있다. 이에 따라 결정된 n_2 에 따라 fiber-glass, crystal quartz, fused quartz 등으로 제작되었다. 표 1과 같이 제작된 평행평면판들을 적용하여 실험을 수행하였을 때 측정되는 최소전력반사계수는 -20 dB, 즉 0.01, 이하의 값을 나타내었다.

표 1. 제작된 평행평면판들
Table 1. Fabricated plane-parallel platesl.

주파수대역 [GHz]	n_2	κ_2	h_2 [mm]	a [mm]	b [mm]
9 - 10	2.58	0.05	3.08	23	10
28 - 29	2.46	0.038	3.26	7.2	3.4
36 - 37	2.46	0.013	2.43	7.2	3.4
42 - 43	1.99	0.035	2.72	5.2	2.6
62 - 65	2.182	0.01	2.80	3.6	1.8
77 - 78	2.294	0.06	3.82	3.6	1.2
83 - 84	2.17	0.01	2.00	14	14

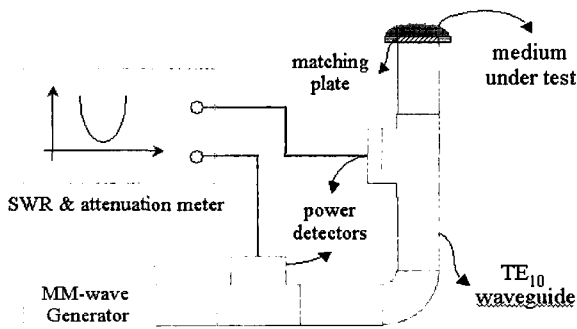


그림 4. 실험 장치의 개략도
Fig. 4. Schematic of the experimental setup.

표 2. 18°C의 순수의 복소유전율의 비교
Table 2. Comparison of the complex permittivity of pure water at 18°C.

주파수 [GHz]	유전상수 (ϵ'_w)			유전손실 (ϵ''_w)		
	측정치 (A)	계산치 (B)	A-B / B	측정치 (C)	계산치 (D)	C-D /D
9.318	62.22	61.78	0.7%	33.30	32.77	0.1%
42.81	14.80	14.69	0.7%	24.95	24.91	0.2%
62.32	10.12	10.09	0.3%	18.37	18.40	0.2%

2. 측정 장치의 구성

측정 장치는 그림 4와 같이 밀리미터파 대역 신호 발생기, TE₁₀ 단일모드 직사각형 도파관, 파워 검출센서들, 그리고 정재파비/감쇠 측정기로 구성하였다. MDI법에 의한 측정의 경우, 측정 주파수 대역에 따라 선정된 표 1의 평행평면판을 도파관의 끝에 부착하고 측정용액을 평행평면판이 덮이도록 충분히 떨어뜨린 다음 측정을 수행하였다. MAP법에 의한 측정의 경우, horn antenna를 직선형 도파관의 끝단에 부착한 후, 표 2의 평행평면판을 지닌 큐벳에 측정용액 충분히 담아서 측정을 수행하였다. 2 개의 방향성 결합기들(directional couplers)의 끝에 부착된 파워 검출센서들로부터 입사되고 반사되는 밀리미터파의 파워를 측정하고 정재파비/감쇠 측정기 등에 의해 최소전력반사계수 및 이 때의 주파수를 측정하였다.

IV. 결 론

1. 순수의 유전특성 측정

우리는 9~10, 42~43, 및 62~63 GHz의 주파수 대역에서 18°C 순수(純水)의 복소유전율을 측정하고, 또한 이에 대한 스펙트럼 모델식^[7]에 의해 동일 온도에서의

계산치들과 비교하는 실험을 수행하였다. 각 주파수 대역에서 순수의 유전상수 ϵ'_w 및 유전손실 ϵ''_w 의 측정치와 계산치들은 표 2와 같다. 스펙트럼 모델식에 의한 계산치들 및 기존 측정치들^[8]과 1% 이하의 오차 범위 내로 순수의 복소유전율을 제시한 방법에 의해 측정 가능함을 확인할 수 있었다.

2. Glucose 용액의 유전특성 측정

10~90 GHz의 주파수 대역에서 0~4 wt.% 범위 내의 글루코오스 농도 변화에 따른 글루코오스 수용액의 유전특성 변화를 조사하였다. 표 1과 같이 주파수 대역 별로 제작된 평행평면판을 그림 4와 같이 TE₁₀ 모드 도파관의 끝에 부착하고 18°C 또는 19°C의 글루코오스 용액을 평행평면판의 상부에 충분히 떨어뜨린 후 최소 전력반사계수와 상용주파수를 측정하였다. 이로부터 앞에서 기술된 측정 원리에 의해 각 글루코오스 용액의 유전 상수 ϵ'_x 와 유전손실 ϵ''_x 를 구하였다.

그림 5와 그림 6은 글루코오스 농도에 따라 측정된 글루코오스 용액의 유전상수의 차이 $\Delta\epsilon'_x$ 와 유전손실 차이 $\Delta\epsilon''_x$ 를 나타낸 것이다. A. Saito 등에 의해 수행된 바 있는 10 GHz에서 0.01~0.04의 물분율을 갖는 25°C 글루코오스 용액의 측정 결과^[9]에 의하면, 순수의 유전상수와 대비하여 0.01 물분율(9.2 wt%)의 글루코오스 용액의 유전상수는 대략 -7 만큼의 차이를 보이며, 0.04 물분율(29.4 wt%)의 글루코오스 용액의 유전상수는 대략 -30정도의 차이를 보이고 있다. 따라서 이 결과에 의하면 글루코오스 농도 대비 유전상수의 변화율은 대략 -1.1 $\Delta\epsilon'_x$ /wt.%임을 알 수 있다. 18°C에서 측정된 본 측정의 결과는 -0.8 $\Delta\epsilon'_x$ /wt.%의 글루코오스 농도에 따른 유전상수의 변화율을 보이고 있다. 두 실험 간의 측정 온도차를 감안하면 두 실험의 결과들이 유사함을 알 수 있다.

그림 5와 6의 주파수별 측정 결과를 비교해 보면, 온도차를 감안하더라도 타 주파수대역에 비해 28~43 GHz 대역에서의 농도 변화에 따른 글루코오스 용액의 유전상수 및 유전손실의 변화가 모두 큼을 알 수 있다. 이 주파수 대역들의 경우 대략 0.7 $\Delta\epsilon'_x$ /wt.% 및 0.5 $\Delta\epsilon''_x$ /wt.%의 변화를 보이고 있다.

3. Glucose-0.9% NaCl 용액의 유전특성 측정

또한, 19°C의 0.9% NaCl 용액에 0~3wt.%에 글루코오스를 추가한 용액들에 대해서도 동일한 측정을 수행

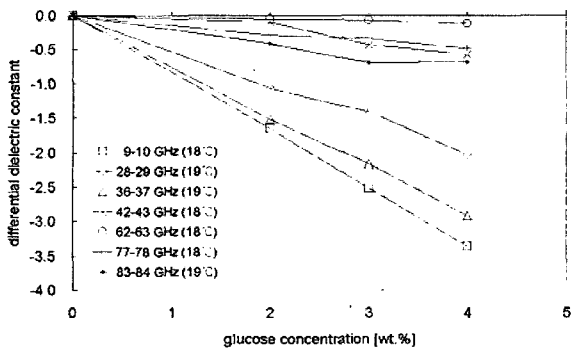


그림 5. 글루코오스 농도에 따른 글루코오스 용액의 유전상수 차 ($\Delta\epsilon'_\chi$)

Fig. 5. Glucose concentration vs. differential dielectric constant ($\Delta\epsilon'_\chi$) of glucose solutions.

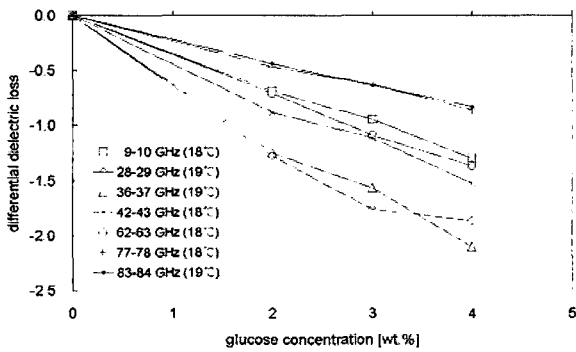


그림 6. 글루코오스 농도에 따른 글루코오스 용액의 유전손실의 차($\Delta\epsilon''_\chi$)

Fig. 6. Glucose concentration vs. differential dielectric loss ($\Delta\epsilon''_\chi$) of glucose solutions.

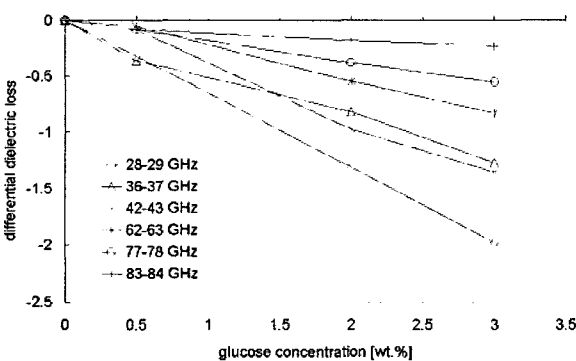


그림 7. 글루코오스 농도에 따른 19 °C 글루코오스-0.9% NaCl 용액의 유전손실의 차

Fig. 7. Glucose Concentration vs. differential dielectric loss of glucose-0.9%NaCl solution at 19 °C.

하였다. 그림 7은 글루코오스 농도에 따른 용액의 유전손실 변화를 나타낸 것이다. 글루코오스 수용액의 경우와 유사하게 28~43 GHz 대역에서의 글루코오스 농도 변화에 따른 유전상수 변화가 큼을 알 수 있다.

한편, 제시된 방법에 있어 측정용액의 글루코오스 농도에 따른 최소전력반사계수와 상용주파수의 민감도는 제작되는 평행평면판의 굴절률과 두께에 따라 결정되는 최소반사 조건에 따라 달라진다. 현재 제작된 평행평면판을 이용한 측정 결과 1.0 wt.%의 글루코오스 농도의 변화에 최소 0.5 dB의 최소전력반사계수의 변화를 나타내었다. 역으로, 최소반사 조건에서의 전력반사계수와 주파수의 측정 정밀도가 각각 0.1 dB와 0.01 GHz 일 경우 대략 0.05 % (w/w) (대략 3 mmol/L)의 분해능으로 글루코오스 - 0.9% NaCl 용액의 글루코오스 농도차를 분별해 낼 수 있었다.

V. 결 론

밀리미터파를 이용한 무혈 혈당 측정의 기초연구로서, 측정 주파수대역에 따라 선정되는 평행평면판을 이용하여 최소반사조건을 형성하여, 이 때의 최소전력반사계수와 주파수를 측정함으로써 높은 유전손실을 갖는 유전체의 유전특성을 측정하는 방법을 제시하였다. 제시된 측정법에 의한 10~90 GHz의 밀리미터파 대역에서의 글루코오스 용액과 글루코오스-0.9% NaCl 용액에 있어 0~4 wt.%의 글루코오스 농도에 따른 유전특성 변화를 조사하였다. 조사 결과 대략 30~45 GHz대역이 글루코오스 농도 변화에 따른 유전특성 변화가 큼을 알 수 있었고, 현재 제작된 평행평면판을 이용한 측정 결과, 전력반사계수와 주파수의 측정 정밀도가 각각 0.1 dB와 0.01 GHz일 경우 대략 3 mmol/L의 용액 내 글루코오스 농도 변화를 측정할 수 있음을 알 수 있었다.

신호대잡음비가 향상된 방향성 결합기들과 고수준의 반도체 신호발생기를 사용하여 글루코오스 농도에 따른 측정 변수들의 민감도의 향상이 가능하며, 또한 신체 피부의 유전특성에 적합하도록 디자인한 평행평면판을 적용하고 측정 조건들에 의한 영향을 파악하여 보정한다면 제시된 방법에 의한 무혈 혈당 측정이 어느 정도 가능하리가 기대한다.

참 고 문 헌

[1] R. W. Waynant and V. M. Chenault, "Overview of Non-Invasive Fluid Glucose Measurement Using Optical Techniques to Maintain Glucose Control in Diabetes Mellitus," *LEOS newsletter*, Vol. 12, no. 2, pp. 3-6, April 1998.

[2] A. Caduff, R. Dewarrat, E. Hirt, C. Kapitza and L. Heinemann, "Non-invasive, Continuous Glucose Monitoring System based on Impedance Spectroscopy - A Proof of Concept Study," *Second Annual Diabetes Technology Meeting*, Atlanta, USA, October 2002.

[3] R. Olmi, M. Bini, A. Ignesti, and C. Riminesi, "Non-destructive permittivity measurement of solid materials," *Meas. Sci. Technol.*, Vol. 11, no. 11, pp. 1623-1629, 2000.

[4] T. Matsuhita, M. Yamamoto, and Y. Nikawa, "Basic Study on Non-invasive Monitoring of Blood Sugar Level by Measuring Transmission Coefficient in Millimeter Waves," *Transactions of the Institute of Electronics, Information and Communication Engineers C*, Vol. J84-C, no. 6, pp. 527-530, 2001.

[5] Y. Nikawa and D. Someya, "Non-invasive Measurement of Blood Sugar Level by Millimeter Waves," *2001 IEEE MTT-S International Microwave Symposium Digest*, Vol. 1, pp. 171-174, 2001.

[6] M. Born and E. Wolf, "*Principles of Optics*," Pergamon Press. 1968.

[7] J. Liebe. A. G. A. Hufford and T. Manabe, "A model for the complex permittivity of water at frequencies below 1THz," *Int. J. of Infrared and Millimeter Waves*, Vol. 12, no. 7, pp. 659-675, 1991.

[8] V. V. Meriakri, I. P. Nikitin, and E. E. Chigrai, "Monitoring the water content of media and materials with millimeter waves," *Radio and Communications Technology (USSR)*, Vol. 1, no. 2, pp. 92-96, 1996.

[9] A. Saito, O. Miyawaki, and K. Nakamura, "Dielectric Relaxation of Aqueous Solution with Low-molecular-weight Nonelectrolytes and Its Relationship with Solution Structure," *Biosci. Biotech. Biochem.*, Vol. 61, no. 11, pp. 1831-1835, 1997.

저 자 소 개



김 동 균(정회원)
1995년 서울대학교 기계설계학과
학사 졸업.
1997년 서울대학교 기계설계학과
석사 졸업.
2002년~현재 삼성종합기술원
MEMS Lab. 전문연구원
<주관심분야: 구조설계, 센서설계, 신호처리>



원 종 화(정회원)
1982년 서울대학교 제어계측
공학과 학사 졸업.
1984년 한국과학기술원 전자 및
전자공학과 석사 졸업.
1993년 한국과학기술원 전자 및
전자공학과 박사 졸업.
<주관심분야: 제어, 계측, 컴퓨터, 신호처리>



Sergey N. Potapov
1994년 Moscow State Institute
of Electronic Engineering
석사 졸업.
2002년~현재 삼성종합기술원
MEMS Lab. 연구원.
<주관심분야: 센서 개발>



Viacheslav V. Meriakri
Doctor of Science.
Professor of IREE RAS.
Head of Lab. of Millimeter and
Submillimeter Measurements and
Spectroscopy.

<주관심분야: Electrodynamics: components, materials and devices, Measuring equipment>



Evgeny E. Chigryai
Doctor of Engineering.
Research Engineer of IREE RAS
<주관심분야: Measurement in
the SHF and MM waves>

