

준 마이크로파 발진기를 이용한 비 침습 혈당 센서

윤기호^{1*}

¹성결대학교 정보통신학부

Non-Invasive Blood Glucose Sensor By Sub-Microwave Oscillator

Gi-Ho Yun^{1*}

¹Division of Information Communication Engineering, Sungkyul University

요약 본 연구는 비 침습 방식으로 인체 혈당변화를 감지하여 준 마이크로파 대역의 발진 주파수 변화로 나타내는 발진기 센서를 제안하였다. 마이크로스트립 선로의 접지 면에 형성된 유도성 슬롯(inductive slot)과 생체조직 사이에 전자적 결합을 통해 공진기로 구현되었으며, 능동회로를 연결하여 발진기를 구현하였다. 생체 조직을 가상의 팬텀 박스를 이용하였고, 3단계(0, 400, 800 mg/dL)의 혈당 농도 수준을 변화시켰을 때 공진기의 공진주파수가 상향 이동하는 것을 시뮬레이션 하였다. 시제품을 제작하여 인체 대신 돼지의 생체를 이용하여 실험한 결과, 1,100 MHz 부근에서 400 mg/dL의 혈당 농도변화 대비 약 14 MHz의 발진 주파수 천이가 관찰되어 혈당 센서에 적용할 수 있음을 확인하였다.

• 주제어 : 마이크로파 혈당센서, 비 침습, 발진기, 공진기, 유도성 슬롯

Abstract In this paper, sub-microwave oscillator sensor is proposed to non-invasively monitor the glucose concentration level of the human biological tissue by oscillation frequency variation. Inductive slot in the ground plane of the microstrip line is combined with the biological tissue, to realize the resonator as a part of the oscillator sensor. The phantom box mimicking the human tissue is introduced for simulation of the resonator which resonance frequency correspondingly shifts up on three step glucose concentration levels(0, 400, 800 mg/dL). Oscillator sensor circuit is fabricated as a prototype. Pig tissues instead of human is used. Oscillation frequency shift of about 14 MHz per glucose level of 400 mg/dL has been successfully measured around 1,100 MHz. This proves that the proposed sensor is applicable to a blood glucose sensor.

• Key Words : Microwave Glucose sensor, Non-Invasive, Oscillator, Resonator, Inductive slot

1. 서론

당뇨병은 대표적인 만성질환으로 환자들은 지속적으로 혈당 수준을 적절하게 관리해야 한다[1,2]. 그러나 현재의 관찰 도구는 주사기 등을 이용한 침습방식으로 불편함과 함께 감염에 노출되곤 한다. 피 측정물체에 대한

마이크로파 센서의 비파괴(Non-destructive) 특성은 의료 분야에 큰 잠재력을 갖고 있어 많은 연구가 이루어졌다[3,4]. 최근 마이크로파 기술을 이용하여 근접장(near field)에서 혈당 농도를 완전한 비 침습 방식으로 측정하는 방법들을 제시하고, 혈당농도와 유전율 상수 사이의 연관성들이 보고되었다[3,5,6,7]. 이 분야의 현재 이슈는

*Corresponding Author : 윤기호(ghyun@sungkyul.ac.kr)

Received July 21, 2017

Accepted September 20, 2017

Revised August 18, 2017

Published September 28, 2017

낮은 단계의 농도 수준인 0~1,000 mg/dL 구간을 세밀하게 구분할 수 있는 민감도이다. 이를 위해 전자파와 생체 조직 간의 상호작용이 성능 개선을 위해 매우 중요하다. 생체조직에 전자파가 얼마나 깊이 침투할 수 있는지가 우수한 민감도를 위해 중요한 설계변수이다. 최근, 인체에 비 침습 무선방식을 이용하여 혈당측정을 편리하기 위한 시도들의 일환으로 인체에 쉽게 접촉할 수 있는 소형 평면형 공진기(planar resonator)나 방사체(radiator)들에 대한 연구들에 보고되었다[5,6,7]. 그러나 평면형 공진기로부터 방사되는 마이크로파 신호들의 대부분은 피부나 피하조직 근처에서 반사되거나 공진주파수 이동이 심해 민감도 개선에 제한적이다. 혈당을 측정하기 위해서는 혈액을 다량 포함하는 혈관이나 근육들이 위치한 곳에 공진기를 위치시키는데 이들 조직들은 큰 유전상수를 가질 뿐 아니라, 높은 전도도(conductivity)로 인해 손실이 크기 때문이다. 특히 혈액은 주파수가 높을수록 전도도가 상승하여 X-band 대역에서는 15 [s/m]에 도달한다. 한편, 1.0 GHz 근처의 준 마이크로파 대역에서는 상대적으로 1.5 [s/m] 이하의 전도도를 갖기 때문에 혈당 변화에 따른 유전율 변화를 구분하기에 유리하다 [6,7,8,9].

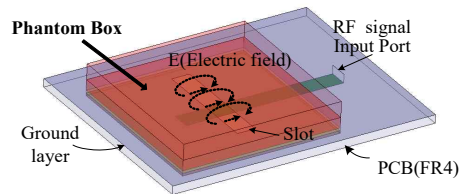
본 논문에서는 생체조직의 혈당 농도 변화를 관찰할 수 있는 새로운 공진기 방식을 제안하였으며, 준 마이크로파 대역에서 동작하는 발진회로에 적용하여 혈당 변화를 발진 주파수 천이로 나타내는 센서를 연구하였다. 마이크로스트립 선로의 접지 면에 구성된 유도성 슬롯은 피 측정 인체 조직들과 직접 접촉된다. 슬롯 과 주변의 인체 조직들은 커패시턴스(capacitance)를 형성하고 높은 Q 특성을 갖는 공진기역할을 한다. 즉, 제안된 공진기에서 피 측정 인체 조직은 공진회로를 구성하는 커패시터내의 유전체 역할을 하므로 전자기파가 강하게 분포하게 되고, 생체내의 미세한 유전특성의 변화를 공진주파수의 변화로 나타낼 수 있다. 센서는 혈액이 많이 포함된 인체 근육조직에 적용하였다.

본 논문은 다음과 같이 서술된다. 2장에서 센서에 적용할 수 있는 공진기 구조를 설계하고 혈당 변화에 대한 공진특성을 시뮬레이션 한다. 이를 이용하여 3장에서는 1.0 GHz 부근의 준 마이크로 파 대역에서 동작하는 발진기 센서를 설계한다. 4장에서는 발진기 센서의 시제품을 제작하고, 3 개의 농도 수준 변화(0, 400, 800 mg/dL)에 따라 발진 주파수의 천이를 측정한다. 마지막으로 4장에

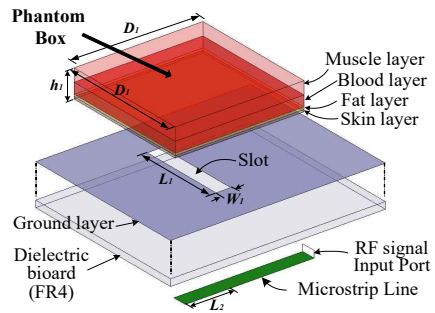
서는 결론을 내리고 향후 연구계획을 제시하였다.

2. 공진기 설계

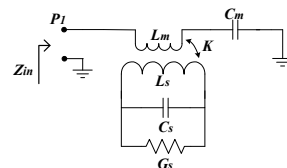
인체의 근육은 매우 얇은 두께를 갖는 피부와 지방층, 그리고 혈액과 근육 섬유 등으로 구성된다[10,11]. 혈액은 매우 높은 전도도와 큰 유전율(permittivity) 때문에 인체 조직이 혈액을 포함하는 정도에 따라 인체의 전자기장 분포가 크게 영향을 끼친다[12]. 또한 혈당량에 따른 유전 특성의 변화를 파악할 수 있다. 본 연구에서는 인체에서 혈액을 다량 포함하고 있는 근육 조직을 팬텀 박스(phantom box)로 가상화시켜 모델링시켰다. 팬텀 박스를 두께가 얇은 피부 층(skin layer)과 지방층(fat layer), 그리고 혈액 층(blood layer)과 근육 층(muscle layer)의 4 종류로 구분하여 시뮬레이션 하였다.



(a) Proposed resonator geometry



(b) Exploded view of the resonator geometry



(c) Equivalent circuit of the resonator

[Fig. 1] Equivalent circuit and configuration of the proposed resonator

[Fig. 1(a)]는 본 논문의 센서에 적용되는 공진기에 대해 단일 단자(port)회로로 표현된 전체구조이다. 팬텀 박스가 마이크로스트립선로의 접지 면(ground layer) 과 접촉된다. 접지 면에는 유도성 슬롯이 구성되었다. 이들 각 부분간의 연결 구조에 대한 이해를 돕기 위해 [Fig. 1(b)]에 3차원 확산 도면을 보여준다. 50Ω 마이크로스트립선로와 슬롯은 PCB(print circuit board) 의 앞뒤 면에서 구현된다. 마이크로스트립선로는 왼쪽 종단이 개방(open) 되었으며 개방 지점에서 길이(L_2) 만큼 떨어진 지점에서 슬롯 중심이 위치한다. 슬롯의 폭은 W_1 이며 길이는 L_1 이다. [Fig. 1(a)]와 같이 슬롯은 마이크로스트립 선로와 자기 결합(magnetic coupling)을 갖는다. 슬롯에서 방사된 전자기파가 높은 유전율을 갖는 생체조직에 분포된다. 생체조직의 유전특성의 변화를 마이크로스트립선로의 반사계수(S_{11})에서 공진주파수의 변화로 얻어낼 수 있다. 이의 전체적인 동작을 [Fig. 1(c)]에서 등가회로로 표현하였다.

L_m 은 마이크로스트립 선로에서 슬롯과 결합되는 부분의 인덕턴스(inductance)이다. C_m 는 마이크로스트립 선로의 종단 개방 지점부터 슬롯 결합부분까지 길이 ($L_2 \ll \lambda_g/4$)에 해당하는 등가 커패시턴스(capacitance)이다. 인덕턴스(L_s)는 [Fig. 1(b)]에 있는 슬롯의 폭(W_1)과 길이 (L_1)에 따라 주로 정해진다. C_s 는 [Fig. 1(a)]에서 보는 것처럼, 슬롯의 폭(W_1)에 의해 분리된 접지도체 사이, 그리고 슬롯 바로 위의 팬텀 박스 내 생체조직에 형성된 전기장을 등가적으로 표현된다. 따라서 C_s 는 슬롯의 폭(W_1)과 팬텀 박스 내 유전체들의 특성에 의존한다. 컨덕턴스(conductance) G_s 는 팬텀 박스 내 생체조직의 전도 손실을 나타낸다. 결합계수(K)는 마이크로스트립 선로와 슬롯사이의 자기결합 정도를 나타낸다. 이는 유전체보드(dielectric board)의 두께나 유전율, 마이크로스트립선로의 선폭 등에 의존하며 최소 0에서 최대 결합시 1의 값을 가진다.

[Fig. 1(c)]로 표현된 공진기의 임피던스 정합은 다음과 같이 이루어진다. L_m 과 C_m 값은 공진기의 공진주파수에 영향을 주지 않을 정도로 작게 설정된다. 따라서 공진주파수에서 멀리 있는 주파수 대역에서 입력 임피던스(Z_m)는 커패시턴스 C_m 의 임피던스에 의해 지배되므로 매우 큰 크기를 갖게 되어 반사계수는 1에 가깝다. 그리

고 결합계수(K)를 조정하여 공진주파수 주변에서 스미스차트(Smith chart) 상의 입력 임피던스(Z_m) 궤적이 $50 - jX$ 이 되게 한다. 이때 리액턴스(X) 값은 병렬공진 회로를 구성하는 L_s 와 C_s 에 의해 공진주파수에서 가장 작은 값을 가지게 되고, 잔여 리액턴스(X) 값은 C_m 값을 조정함으로써 크기를 감소시켜 공진주파수에서 임피던스 정합을 이룬다. C_m 값은 개방 마이크로스트립선로의 길이(L_2)로 조정된다. 결국 공진기의 공진주파수(ω_0)는 슬롯의 크기(W_1, L_1)와, 팬텀 박스 내 생체조직의 크기와 유전율에 의해 주로 결정된다.

관련 연구들[7,13,14]의 보고에 따르면, 혈액을 포함한 인체 조직들의 유전율이나 전도도(conductivity)는 준 마이크로파 대역에서는 주파수 변화에 대비하여 일정한 값을 나타낸다. 그러나 혈당의 농도 수준이 0 mg/dL에서 1,000 mg/dL까지 증가될 때 혈액의 유전율은 연구결과들에 따라 약간의 차이가 있으나 대략 63 에서 서서히 감소된다. 반면에 전도도는 일정한 값을 유지한다. 한편, 본 연구에서 혈당 관찰대상인 팔과 다리의 근육 부위는 주로 혈액과 근육섬유로 구성된다. 일부 피부와 지방 조직이 포함되나 두께는 매우 얇고, 유전율과 전도도도 상대적으로 작아 이들 조직 내의 혈당변화는 무시된다. 반면에 근육조직은 혈액을 대부분 포함하고 있는 섬유조직으로 유전율과 전도도도 혈액과 유사한 유전특성을 갖는다. 그래서 팬텀 박스의 생체조직에 의한 커패시턴스(C_s)는 혈당농도가 증가함에 따라 감소하게 되며 이를 공진주파수에 반영하여 다음 식 (1)과 같이 쓸 수 있다.

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{L_s C_s}} = \frac{1}{\sqrt{L_s (C_{s0} - \Delta C_s)}} \quad (1)$$

여기에서 C_{s0} 는 혈당 농도가 0 mg/dL인 상태에서 팬텀 박스내의 커패시턴스를 나타낸다. 또한 ΔC_s 는 혈당 농도 증가에 따른 유전 특성변화 분을 나타낸다.

팬텀 박스의 크기는 팔과 다리의 근육 부위에 부착이 용이하고 실험 편의성을 고려하여 30×30×6 mm³로 정한다. 0 mg/dL 혈당 수준에서 정해진 팬텀박스 내의 생체조직들의 유전특성과 크기를 고려하여 식(1)로 주어지는 공진기의 공진주파수(ω_0)가 준 마이크로파에서 공진하도록 접지면의 슬롯 폭(g_1)과 길이(L_1)를 결정한다.

제안된 공진기에 대해 단일 단자(port) 회로를 시뮬레

이선 하였다. [Fig. 1(a)]에서 볼 수 있는 팬텀 박스 내부의 각 생체조직들의 유전특성을 기존 연구[7,9]에 근거하여 <Table 1>에 정리하였다. 혈당농도 수준은 3 단계(0, 400, 800 mg/dL)로 구분하여 각기 상대 유전율을 63, 60, 56 으로 할당하였다. 팬텀박스 내 각 층의 두께는 일반적인 근육조직에 준하였다[8,9,14]. ANSYS 시뮬레이터를 이용하여 먼저 0 mg/dL 농도수준에서, 1.0 GHz 부근의 준 마이크로파 대역에서 반사계수(S_{11})를 최적화하였다. 이 결과로 얻어진 슬롯과 팬텀 박스에 관련된 각 재원들을 <Table 2>에 제시하였다. 반사계수 시뮬레이션 결과, 0 mg/dL 농도 수준에서 공진주파수는 1,052 MHz 이고, 400 mg/dL에서는 공진주파수가 1,066 MHz로 14 MHz가 상향 이동하였으며, 800 mg/dL에서는 1,083 MHz로 31 MHz의 주파수 이동을 나타냈다. 식(1)에서 보는 바와 같이 혈당농도의 증가에 따라 커패시턴스 C_s 가 감소하여 공진주파수가 점차 증가한다. 이들의 상세한 특성곡선은 [Fig. 2]에서 볼 수 있다. 또한 이들은 공진기의 Q 값이 최소 100 이상을 가지고 있어, 기존의 접지면 슬롯(slot)을 이용한 공진기[15]보다 우수한 것으로 평가된다. 이러한 공진기를 발진기에 적용할 경우 적은 위상잡음으로 민감한 주파수 이동을 나타낼 것이다.

<Table 1> Dielectric properties for the each layer of the phantom box around 1.0 GHz

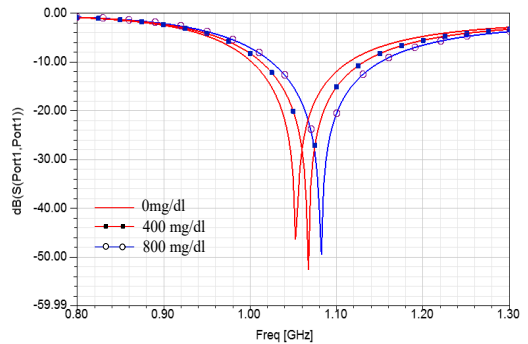
Tissue type	Permittivity @ 0 mg/dL concentrations	Conductivity (siemens/m)	Thickness (mm)
skin	55	0.5	0.5
Fat	6	0.02	0.5
Blood	63.0	1.23	2
Muscle	59	1.1	3

<Table 2> Dimensions of the designed resonator

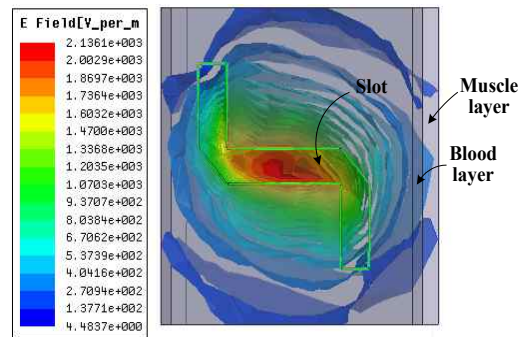
Parameter	Slot		Phantom box			Microstrip open end line
	Width	Length	D_1	D_2	h_1	L_2
Value(mm)	4	29.6	30	30	6	10.5

[Fig. 3]에서는 팬텀 박스의 혈액 층과 근육 층에서 전기장 분포에 대한 시뮬레이션 결과를 볼 수 있다. 피부와 지방 두께는 매우 얇고 유전율과 전도도가 작아 이들의 혈당변화에 의한 전체 특성에 큰 영향을 주지 않아 시뮬레이션에서 제거하였다. 한편, 슬롯의 길이(L_1)은 팬텀 박스의 크기에 적합하고, 생체조직 전체에 전기장이 고

루 분포될 수 있도록 's' 형태로 구부렸다. 마이크로스트립선로와 결합되는 슬롯의 중심부 주위에 강한 전기장을 형성하고 있으며, 근육 층과 혈액 층 전체에 걸쳐 전기장 분포를 확인할 수 있다. 이러한 전기장 분포는 생체조직이 혈당에 따라 유전특성이 변화될 경우, 공진기의 공진 주파수의 천이로 이어질 수 있는 좋은 환경이다. 반면에, 평면형 공진기들을 이용하는 기존의 연구들[6,7]은 공진기 방사체를 생체조직에 접촉시켜 혈당변화를 관찰한다. 이 경우 다량의 혈액을 포함하는 생체조직 들은 높은 유전율과 큰 전도도를 갖기 때문에 마이크로파 신호의 대부분이 반사하거나 공진주파수가 크게 이동하는 등, 공진특성이 악화되기 때문에 민감도 악화요인이 되기도 한다.



[Fig. 2] Simulation results of reflection coefficient(S_{11}) for the resonator

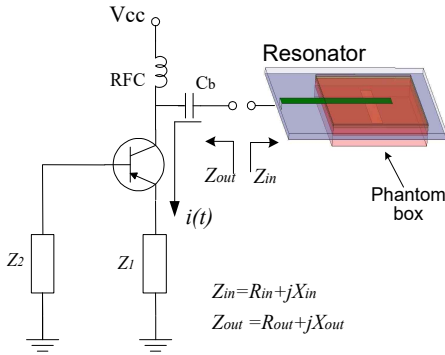


[Fig. 3] Electric field distribution in the phantom box

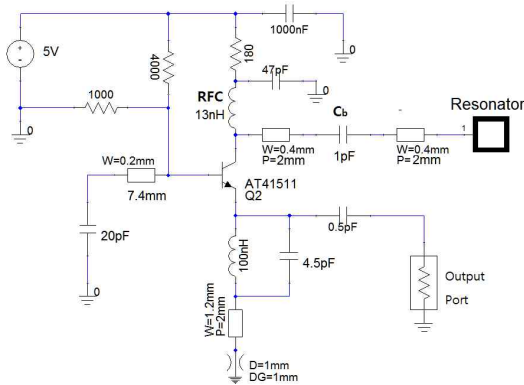
3. 발진기 센서의 설계

0 mg/dL 농도 수준을 갖는 팬텀 박스를 기반으로 설

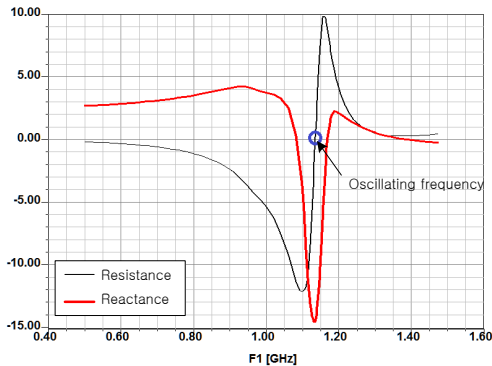
계된 공진기를 준 마이크로파 대역에서 동작하도록 발진기에 적용한다. [Fig. 4]에서 보는 바와 같이 오른쪽 위에 위치한 공진기는 RF 트랜지스터(transistor)가 포함된 능동회로와 연결된다.



[Fig. 4] Block diagram of the oscillator sensor



[Fig. 5] Oscillator sensor circuit schematic diagram



[Fig. 6] Simulated oscillation conditions

발진기 센서 회로는 [Fig. 4]와 같이 공진기와 트랜지스터가 포함된 능동회로가 연결된 구조로 동작할 수 있으며, 능동회로 출력임피던스를 Z_{out} , 공진회로의 입력 임피던스를 Z_{in} 이라한다. 발진 신호에 해당하는 교류전류 $i(t)$ 의 진폭(I)은 발진초기부터 크기가 지수함수로 증가하게 되며, 특히 능동회로의 실수부 및 허수부는 진폭이 커짐에 따라 임피던스가 변화한다. 발진 평형상태에서 다음 식(2) 과 식(3)에 도달한다.

$$R_{out}(I, w) + R_{in}(w) = 0 \quad (2)$$

$$X_{out}(I, w) + X_{in}(w) = 0 \quad (3)$$

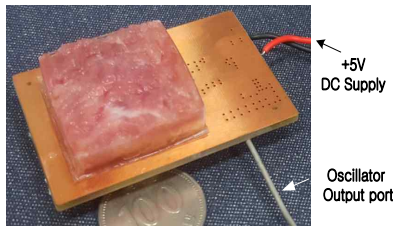
본 설계에서는 공진기의 공진주파수에서 $R_{in} = 50 \Omega$ 되게 한다. 또한 능동회로의 직렬 귀환 임피던스 Z_1 과 베이스 임피던스인 Z_2 값을 이용하여 능동회로의 실수부 (R_{out})이 발진 초기에 충분히 큰 부정저항을 갖도록 하고, 평형상태에서 식(3)을 만족하는 발진주파수를 얻는다. RFC는 전원공급용 인덕터, C_b 는 공진기를 연결하기 위한 블로킹(blocking) 커패시터이다. [Fig. 5]에서는 준 마이크로파 대역인 1,100 MHz 에서 설계된 발진기 회로를 보여준다. 회로의 우측에 팬텀 박스를 포함하는 공진기가 있다. 5[V] 전원을 회로에 인가하며, AT41511 BJT 능동소자를 사용한다. 트랜지스터의 이미터 단자에서 0.5pF 커패시터를 통해 발진 신호를 출력한다. 이 회로에 대한 발진 조건을 검증하기 위해 상용 툴(tool)인 ANSYS 시뮬레이터를 이용하였고 [Fig. 6]에서 결과를 볼 수 있다. 시뮬레이터에서 사용하는 발진 프로브(probe)를 이용하여 발진 주파수(Oscillating frequency)에서 부정 저항 값과 임피던스의 리액턴스(reactance)가 zero가 되는 것을 확인하였다. 이 조건에 맞는 주파수로 1,130 MHz가 얻어졌으나 실제 동작환경에서는 능동회로를 구성하는 부품 값, 트랜지스터 바이어스 상태, 공진기와의 임피던스 정합 등으로 실제 발진 주파수에는 약간의 이동이 발생한다.

4. 시제품 제작 및 측정결과

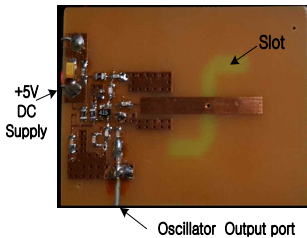
인체 혈액을 대신하여 증류수가 포도당 분말(powdered dextrose)과 적정 농도로 혼합되었다. 또한, 인체 조직들을 대신하여 유전특성이 유사한 돼지(pig) 피

부, 지방 및 근육조직을 사용하였다. [Fig. 7]은 FR4 보드를 이용하여 제작된 시제품(prototype) 사진을 보여준다.

[Fig. 7(a)]는 마이크로스트립 선로의 접지 면에서 두께 0.15mm의 아크릴 패널 (acrylic plate) 박스(box)내에 생체조직이 삽입된 모습을 볼 수 있으며, 크기는 30×30×6 mm³이다. 이러한 생체조직은 동일한 접지 면상의 슬롯과 함께 공진기를 형성하고, [Fig. 7(b)]에 구성된 능동회로와 함께 발진기 센서로 동작한다. 직류전원은 +5V를 공급하며, 발진 출력은 트랜지스터 이미터 단자에서 커플링 되어 발진기출력단자(Oscillator output port)에서 스펙트럼 분석기를 이용하여 측정된다.



(a) Top view of the fabricated prototype



(b) Bottom view of the fabricated prototype

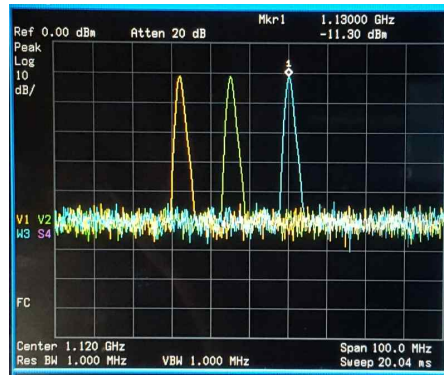
[Fig. 7] Photos of the fabricated prototype

실온(23℃)에서 3단계의 농도 수준(0 mg/dL, 400 mg/dL, 800 mg/dL)에 대해 발진 신호들을 반복적으로 측정하여 일정한 결과를 얻었으며, [Fig. 8]에 스펙트럼을 제시하였다. 왼쪽의 발진 신호는 0 mg/dL 농도 수준에 대한 스펙트럼이며 주파수는 1,102 MHz이고, 중간 신호는 400 mg/dL 농도 수준에 대한 스펙트럼으로 주파수는 1,115 MHz로 13 MHz 상향 이동되었다. 마지막으로 우측의 발진 신호는 800 mg/dL 농도 수준에 대한 스펙트럼으로 최초 보다 28 MHz 상향 이동된 1,130 MHz이다.

0 mg/dL의 혈당 농도를 갖는 생체조직인 경우 [Fig. 6] 시뮬레이션에서 1,130 MHz로 발진을 예상하였으나, [Fig. 8]의 측정에서는 1,102 MHz로 근접한 결과를

얻었다. 이어 혈당 농도가 증가함에 따라 발진주파수도 상향 이동하는 모습을 나타낸다. [Fig. 2]에서 혈당 농도에 따라 공진기의 공진주파수가 상향 이동한 것과 유사하다.

0 mg/dL의 혈당 농도에서 공진기의 공진주파수와 측정된 발진주파수들이 약간씩 다른 것은 회로에 사용된 부품들의 오차 및 제작 상의 오차 외에도 다음과 같은 원인을 찾아볼 수 있다. 즉, <Table 1>에 제시된 인체 조직의 유전특성에 따라 수행된 시뮬레이션 결과와 시제품에 사용된 증류수 및 돼지 생체 조직들의 유전특성에 차이가 있다.



[Fig. 8] Measured oscillator sensor spectra over blood glucose variations

[Fig. 2]에서 볼 수 있는 공진기 시뮬레이션 결과는 처음 400 mg/dl 농도 증가에 14MHz, 다음 번 800 mg/dl 농도 증가에 17MHz 공진주파수 상향이동을 보여준다. 이러한 성능의 공진기를 적용한 발진기는, 혈당 센서로서 측정결과는 처음 400 mg/dl 농도 증가에 13MHz, 다음 번 800 mg/dl 농도 증가에 15MHz 발진 주파수 상향 이동을 나타낸다. 결과적으로 1,100 MHz 부근의 준 마이크로파 대역에서 400 mg/dl 혈당 농도 변화에 평균 14 MHz의 센서 감도를 갖는다. 이 결과는 실제 상황에서 비 침습 혈당 센서에 적용할 수 있는 수준의 민감도라고 평가된다.

5. 결 론

본 논문에서는 준 마이크로파 대역에서 마이크로스트립 선로의 접지 면 상의 슬롯(slot)과 생체조직으로 구성

된 공진기를 발진기 회로에 적용하여 비 침습(non-invasive) 방식으로 혈당 농도를 관찰하는 발진기 센서를 제안하였다. 인체 조직을 가상의 펜텀 박스로 대체하여 시뮬레이션 하였으며, 공진기가 낮은 단계의 농도 수준들(0 mg/dL, 400 mg/dL, 800 mg/dL)을 분별할 수 있도록 최적화 하였다. 또 설계된 공진기를 발진회로에 적용하여 혈당 농도 변화에 대응하여 발진 주파수 변화를 얻어냈다. 30×30×6 mm³ 크기를 갖는 돼지(pig) 생체조직들을 인체 대신 사용하였고, FR4 보드위에 발진기 센서의 시제품을 제작하였다. 발진기 출력 스펙트럼을 측정 한 결과, 1,100 MHz 부근의 준 마이크로파 대역에서 400 mg/dl 혈당 농도 변화에 대해 약 14 MHz의 주파수 천이를 나타냈다. 제안된 방식은 비 침습 혈당 센서 뿐만 아니라, 각종 수용액의 염도 나 특성 측정에 적용가능하다. 향후, 본 발진기 센서는 좀 더 주파수 안정도가 갖추어진 발진 동작회로를 확보한 후, 인체에 적용하여 의미 있는 구체적인 데이터를 확보할 예정이다.

REFERENCES

[1] S.H. Lee, D.W. Lee, "On Issue and Outlook of wearable Computer based on Technology in Convergence", Journal of the Korea Convergence Society, Vol. 6, No.3, pp.73-78, 2015.

[2] D.H. Park, E.H. Jang, "Convergence Factors Related to Glycemic Control in Workers with Diabetes Mellitus : using the Korean National Health and Nutrition Examination Survey, 2009-2013, Journal of the Korea Convergence Society, Vol.6, No.6, pp. 95-103, 2015.

[3] G.H. Yun, "A Study on Slot Coupled Capacitor Resonator for Non-Invasive Glucose Monitoring in Earlobe", Journal of KIEES, Vol. 28, No. 4, pp. 279-285, 2017.

[4] Y.J. An, B.H. Kim, G.H. Yun, S.W. Kim, S.B. Hong, J.G. Yook, "Flexible Non-Constrained RF Wrist Pulse Detection Sensor Based on Array Resonators", IEEE Trans. BMCS., Vol. 10, No. 2, pp. 300 -308, April 2016.

[5] B. Jean, E. Green, and M. McClung, "A

microwave frequency sensor for non-invasive blood-glucose measurement", IEEE Sensors Appl. Symposium(SAS), Atlanta, GA, pp. 4-7, 2008.

[6] B. Freer, J. Venkataraman, "Feasibility study for noninvasive blood glucose monitoring", Proceedings of the IEEE A.P. Society International Symposium(APSURSI 10), Toronto, Canada, pp. 1-4, 2010.

[7] T. Yilmaz, R. Foster, and Y. Hao, "Broadband tissue mimicking phantoms and a patch resonator for evaluating non-invasive monitoring of blood glucose levels", IEEE Trans. on A.P., Vol. 62, pp. 3064- 3075, 2014.

[8] S. Gabriel, R.W. Lau and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissues: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues", Phys. Med. Biol., Vol. 41, pp. 2271-2293, 1996.

[9] S. Gabriel, R.W. Lau and C. Gabriel "The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10Hz to 20GHz", Phys. Med. Biol. Vol. 41, 1996.

[10] <http://www.innerbody.com/anatomy/muscular/arm-hand>

[11] https://www.anatomyexhibits.com/downloads/13259_01xv2

[12] O. G. Martinsen, S. Grimnes,, and H. P. Schwan, "Interface phenomena and dielectric properties of biological tissue", In Ency. Surface and Colloid Science, Marcel Dekker Inc., pp. 2643-2652, 2002.

[13] E. Topsakal, T. Karacolak,, and E. Moreland, "Glucose dependent dielectric properties of blood plasma", In Proceedings of the 30th General Assembly and Scientific Symposium, IEEE, Istanbul, Turkey, pp. 1-4, 2011.

[14] T. Yilmaz, A. Brizzi, R.Foster, M. Munoz, and Y. Hao, "A patch resonator for sensing blood glucose changes", 2014 XXXIth URSI General Assembly and Scientific Symposium (URSI

GASS), pp. 1-4, 2014.

- [15] C. J. Wang, C. S. Lin, "Compact DGS resonator with improvement of Q-factor", Electronic Letters, Vol. 44, No. 15, 2008.

저자소개

윤 기 호(Gi-Ho Yun)

[정회원]



- 1984년 2월 : 연세대학교 전자공학
학과(공학사)
 - 1999년 2월 : 연세대학교 전자공
학과(공학박사)
 - 1985년 1월 ~ 1997년 2월 : 삼성
종합기술원, 삼성전기 근무
 - 1997년 3월 ~ 2009년 2월 : 호남대학교 전자공학과
부교수
 - 2009년 3월 ~ 현재 : 성결대학교 정보통신공학부
부교수
- <관심분야> : RF 능동/수동회로, 안테나, 바이오센서