

귓불에서 비침습 혈당관찰을 위한 슬롯결합 커패시터 공진기 연구

A Study on Slot Coupled Capacitor Resonator for Non-Invasive Glucose Monitoring in Earlobe

윤 기 호

Gi-Ho Yun

요 약

본 연구는 인체 귓불 생체조직을 유전체로 하는 평행판 커패시터를 이용한 새로운 방식의 공진기를 제안하였으며, 비 침습 방식으로 준 마이크로파 신호를 이용하여 생체조직의 혈당변화를 관찰할 수 있는 가능성을 연구하였다. 공진기는 마이크로스트립 선로의 접지면을 활용하여 용량성 슬롯(inductive slot)과 연결된 평행판 커패시터로 구성된다. 커패시터 도체판은 인체조직을 가상한 팬텀 박스(phantom box)를 포함한다. 시뮬레이션을 토대로 제안된 공진기를 설계하여 제작하였다. 혈당 농도 수준변화를 3단계(0, 250, 500 mg/dL)에서 실험하였고, 반사계수(S_{11})가 측정되었다. 100 이상의 높은 Q 값을 갖는 공진기를 통해, 900 MHz 대역 부근에서 250 mg/dL의 농도 수준변화 대비 약 9 MHz의 주파수 천이가 관찰되어 혈당 센서에 적용 가능성을 입증하였다.

Abstract

In this paper, the resonator with a parallel plate capacitor is newly proposed around sub-microwave frequency band and applied to earlobe for non-invasive glucose monitoring the human biological tissue. The capacitor including the earlobe as dielectric material is connected to inductive slot in the ground plane of the microstrip line. Based on the simulation, one port resonator circuit is designed and fabricated as a prototype. Three step glucose concentration levels(0, 250, 500 mg/dL) was tested, and its reflection coefficients(S_{11}) were measured. Owing to high Q resonator more than 100, resonant frequency shift of about 9 MHz per glucose level of 250 mg/dL has been successfully measured. This proves that the proposed sensor is applicable to a blood glucose sensor.

Key words: Slot Resonator, Glucose, Sensor, Parallel Plate Capacitor

I. 서 론

근접장(near field)에서 마이크로파 기술을 이용하여 혈당 농도를 완전한 비 침습 방식으로 측정하는 방법들을 제시하고, 혈당농도 수준과 유전율 상수 사이의 연관성들이 보고되었다^{[1]~[4]}. 이 분야 연구에 대한 현재 이슈는 실

제 상황에 적용할 수 있도록 낮은 단계의 농도수준인 0~500 mg/dL 사이 구간을 구분할 수 있는 민감도이다. 즉, 전자파와 생체조직 간의 상호작용이 성능 개선을 위해 매우 중요하다. 따라서 생체조직에 전자파가 얼마나 깊이 침투할 수 있느냐가 우수한 민감도를 위해 중요한 설계 변수이다. 아울러, 높은 Q(quality factor) 값을 갖는 새로

성결대학교 정보통신공학부(Division of Information and Communication Engineering, Sungkyul University)

· Manuscript received February 15, 2017 ; Revised March 15, 2017 ; Accepted April 6, 2017. (ID No. 20170215-014)

· Corresponding Author: Gi-Ho Yun (e-mail: ghyun@sungkyul.ac.kr)

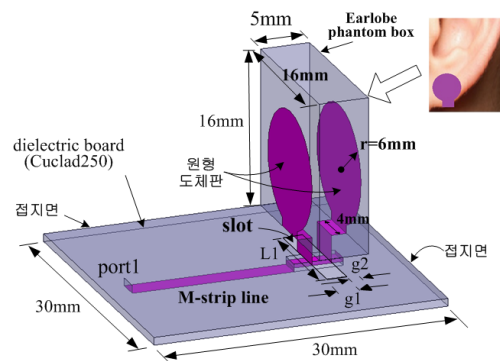
운 공진기에 대한 연구가 필요하다.

최근 인체에서 비 침습 무선방식을 이용하여 혈당측정을 편리하기 위한 시도들의 일환으로 인체에 쉽게 접촉할 수 있는 소형 평면형 공진기(planar resonator)나 방사체(radiator)들에 대한 연구들^{[2]~[4]}에 보고되었다. 그러나 평면형 공진기로부터 방사되는 마이크로파 신호들의 대부분은 피부나 피하조직 근처에서 반사돼 민감도 개선에 제한적이다. 혈액을 포함하는 혈관이나 근육들은 높은 유전상수를 가질 뿐 아니라, 큰 전도도(conductivity)로 인해 손실이 크기 때문이다. 특히 혈액은 주파수가 높을수록 전도도가 상승하여 X-band 대역에서는 15 [s/m]에 도달한다. 한편, 1 GHz 이하의 준 마이크로파 대역에서는 상대적으로 1.5 [s/m] 이하의 전도도를 갖기 때문에 혈당 변화에 따른 유전을 변화를 구분하기에 유리하다^{[4],[5]}.

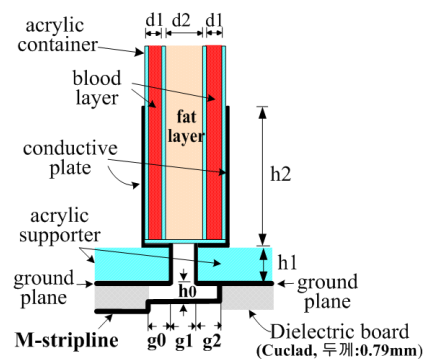
본 연구에서는 평행 도체판 사이에 놓인 생체조직의 혈당 농도수준 변화를 정밀하게 측정할 수 있게 하는 평행판 커패시터 공진기를 제안하였으며, 이를 인체의 귓볼에 적용하였다. 마이크로스트립 선로의 접지면에 구성된 커패시터는 용량성(inductive) 슬롯(slot)과 결합되어 DGS(Defected Ground Structure) 구조의 공진기를 형성한다. 공진기의 높은 Q 특성으로 커패시터에서 생체조직내의 미세한 유전특성의 변화를 공진주파수의 변화로 나타낼 수 있다. 커패시터의 평행 원형 도체판 사이에 인체의 귓볼을 삽입함으로써 생체 조직 내에 강한 전기장을 균일하게 관통할 수 있으므로 농도 수준 변화에 따른 유전특성 차이를 읽어낼 수 있다. 공진기는 ISM 대역들 중에 준 마이크로파 대역인 915 MHz 주변에서 설계되었다. 먼저, 0 mg/mL의 농도 수준에서 공진기의 공진주파수를 중심으로 반사계수를 최적화하였고, 세 개의 농도 수준 변화(0, 250, 500 mg/dL)에 따라 공진주파수의 천이를 측정하여 센서로서 가능성을 조사하였다.

II. 공진기 설계

그림 1(a)에 제안된 공진기를 단일 단자(port)회로로 구성한 전체구조를 보여준다. 귓볼(earlobe)을 가상의 팬텀(phantom) 박스를 원형 도체판에 삽입하여 만든 커패시터를 용량성(inductive) 슬롯과 연결하였으며, 이를 마이크로



(a) 팬텀 박스를 포함한 제안된 공진기의 전체구조
(a) Proposed resonator configuration with phantom box



(b) 팬텀박스과 마이크로스트립 선로와 공진기 사이의 연결 구조를 나타내는 상세 측면도
(b) Detailed side view for the resonator coupled with microstrip line and for the phantom box

그림 1. 제안된 공진기의 구조 및 상세측면도
Fig. 1. Detailed side view and configuration of the proposed sensor.

스트립 선로(microstrip line, M-strip line)의 접지면을 이용하여 DGS 형태로 구현하였다. 접지면의 용량성 슬롯은 마이크로스트립 선로와 자기 결합(magnetic coupling)을 갖는다.

그림 1(a)에서 단일 단자(port) 마이크로스트립 선로의 오른쪽 종단은 수직면을 통해 접지에 단락(short)되었고, 단락 지점에서 길이(g_2)만큼 떨어진 위치에서 접지면에 위치한 용량성 슬롯(길이 L_1 , 폭 g_1)과 마이크로스트립 선로가 연결된다. 슬롯의 세로 중심부는 폭이 4 mm인 도체 스트립(strip)을 통해 반경(r)이 6 mm인 원형 평행판 도체와 연결된다. 즉, 평행판 커패시터와 연결된 용량성 슬롯

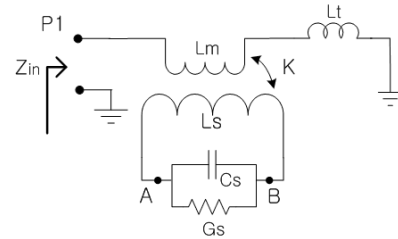
은 DGS 공진기 구조를 갖는다.

그림 1(b)는 팬텀박스의 상세한 구조와 마이크로스트립 선로와 공진기 사이의 연결 구조를 볼 수 있는 상세한 측면도를 보여주고 있다. 마이크로스트립 선로와 슬롯사이, 그리고 팬텀박스에 이르는 공간은 유전체가 제거된 공기(air)로 채워지고, 간격(h_0)을 조정하여 자기에너지 결합량을 제어한다. 이는 자기적 결합에 따른 유전손실이 작아지면서 공진기 Q 특성을 개선할 수 있고, 간격(h_0)에 따라 자기적 에너지 결합계수(K)를 조정하여 공진기 Q값을 최적화할 수 있다. 두께(h_1) 1.2 mm를 갖는 2개의 아크릴 지지대(acrylic supporter)가 팬텀박스를 포함하는 컷페시터를 PCB 보드 위에 고정하고 있다. 또한, 두께 0.2 mm를 갖는 아크릴판(acrylic container)이 팬텀 박스 내부의 생체조직을 분리하고, 팬텀 박스를 형성한다. 한편, 슬롯의 폭(g_1)은 2 mm로 고정하였고, 길이 L_1 은 공진주파수를 결정하기 위한 파라미터이다.

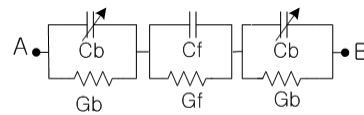
컷볼의 생체조직은 컷페시터의 유전체 역할을 한다. 인체의 컷볼은 얇은 피부와 두꺼운 지방으로 구성되었고, 이들은 정맥들을 통해 혈액이 공급된다^[6]. 혈액은 매우 높은 전도도와 높은 유전율(permittivity) 때문에 인체조직이 혈액을 포함하는 정도에 따라 인체의 전자기장에 큰 영향을 미친다^[7]. 본 연구에서는 컷볼을 혈액이 없는 지방층과 혈액층의 2종류로 단순하게 가상화시킨 팬텀(phantom) 박스로 모델링하였다. 그리고 두께가 매우 얇은 컷볼 피부조직^[6]은 컷볼의 유전특성에 거의 영향을 주지 않아 무시하였다. 일반성인의 컷볼크기를 감안하여 팬텀 박스를 16×16×5 mm³ 크기로 하였고, 두께 5 mm 중에서 지방층은 2.6 mm로, 혈액층은 지방의 전후에 0.8 mm로 설정하여 위치시켰다.

제안된 공진기 구조는 관찰하고자 하는 유전체를 전기장이 균일하게 분포되어 있는 컷페시터 내부에 포함하기 때문에, 미세한 유전 특성변화를 컷페시턴스 변화로 생성시킬 수 있다. 이어 공진주파수 천이가 이루어지고, 준 마이크로파 주파수 대역에서 반사계수로 관찰할 수 있다.

공진기를 위한 간략화된 단일 단자(port) 등가회로를 그림 2(a)에서 볼 수 있다. L_m 은 마이크로스트립 선로에서 슬롯과 결합되는 부분의 인덕턴스이다. L_r 는 마이크로스트립 선로의 종단 단락지점에서 슬롯 결합 부분까지 길



(a) 공진기의 단일단자(port) 등가회로
(a) One port equivalent circuit of the resonator



(b) 컷볼의 유전특성을 고려한 컷페시터 등가회로
(b) Equivalent circuit of the capacitor considering dielectric properties of earlobe

그림 2. 제안된 공진기의 간략화된 등가회로
Fig. 2. Simplified equivalent circuit of the proposed resonator.

이(g_2)에 해당하는 인덕턴스이다. 이들 모두 공진주파수에 영향을 주지 않을 정도로 설계초기에 작은 값으로 정한다. 인덕턴스(L_s)는 그림 1(b)처럼 슬롯의 폭(g_1)과 길이(L_1)에 따라 정해진다. 또한, 자기 결합계수(K)는 마이크로스트립 선로와 슬롯사이의 간격(h_0)에 따라 제어된다. 단자 A와 단자 B 사이 회로는 원형 도체판의 물리적 구조와 컷볼의 유전율에 따라 정해지는 컷페시턴스(C_s)와, 생체조직의 손실을 대표하는 전도도(conductivity)에 의존하는 컨덕턴스(conductance, G_s)로 표현되었다. 이들은 다시 그림 2(b)에서 상세하게 컷볼 생체조직의 각 층을 나타내는 컷페시터의 직렬연결로 등가화 하였다. C_b 와 C_f 는 혈액층과 지방층의 유전특성을 나타내는 컷페시턴스들이며, G_b 와 G_f 는 각기 혈액과 지방층의 컨덕턴스이다.

기존의 연구들^{[4],[8]}의 보고에 따르면, 혈액이나 지방(fat) 생체조직들의 유전특성이나 전도도는 준 마이크로파 주파수 대역에서는 주파수 변화에 대비하여 일정한 값을 유지하고 있다. 그러나 혈당의 농도 수준이 0 mg/dL에서 500 mg/dL까지 증가될 때 혈액조직의 상대유전율은 대략 63에서 57까지 감소된다. 따라서 팬텀 박스의 컷페시턴스(C_s)는 농도 수준의 변화에 따라 다음 식 (1)과 같

이 쓸 수 있다.

$$C_s = C_{s0} - \Delta C_s \quad (1)$$

여기에서 C_{s0} 는 농도가 0 mg/dL인 상태에서 원형 도체판 사이의 일정한 커패시턴스를 나타내고, ΔC_s 는 농도 수준의 증가에 따른 커패시턴스의 변화 분을 나타낸다. 구체적으로 팬텀 박스 내 혈액층의 커패시턴스(C_b)의 변화 분을 의미한다. 이때 생체 조직의 전도도는 일정하므로 그림 2(b)의 등가회로에서 컨덕턴스(G_s, G_b, G_f)는 상수 값을 갖는다. 또한, 지방층은 혈액 성분이 없다고 가정하였으므로 커패시턴스(C_f)는 상수 값이다.

그림 2(a) 등가회로는 다음 식 (2)로 쓸 수 있다.

$$Z_{in} = j\omega(L_m + L_t) + \frac{\omega^2 K^2 L_m L_s}{Z_{res}} \quad (2)$$

여기에서 ω 는 각주파수이다. 또한, Z_{res} 는 그림 2(a)처럼 트랜스포머(transformer)의 2차 측에서 병렬공진회로로 표현된 DGS 공진기의 임피던스이다. 이 회로의 동작을 분석해 보면, 인덕턴스 L_m 과 L_t 가 매우 작게 설정되었으므로 공진주파수에서 멀리 있는 주파수 대역에서 입력임피던스는 매우 작은 용량성 임피던스 크기를 갖게 되어 반사계수는 1에 가깝다. 공진기의 공진주파수는 아래 식 (3)과 같이 병렬공진회로를 구성하는 L_s 와 C_s 에 의해 주도적으로 결정된다. 설계된 공진기는 식 (1)처럼 농도 수준이 증가함에 따라 커패시턴스가 감소하므로 공진주파수가 상향 이동된다.

$$\omega_0 \approx \frac{1}{\sqrt{L_s C_s}} = \frac{1}{\sqrt{L_s (C_{s0} - \Delta C_s)}} \quad (3)$$

다음에, 공진주파수에서 임피던스 정합을 위해 입력임피던스의 크기는 결합계수(K)에 의해 제어된다. 또한, 마이크로스트립 선로의 종단 단락선로의 길이(g_2)를 미세 조정함으로써 반사계수를 최적화한다.

농도 수준의 민감도 개선을 위한 공진기 설계 절차는 다음과 같다. 원형 도체판의 물리적인 크기들과, 0 mg/dL 수준에서 혈액층과 지방층으로 구성되는 생체조직들의 유전율을 고려하여 식 (1)의 C_{s0} 값을 결정한다. 다음에, 식 (3)의 공진주파수(ω_0)를 정하는 유도성 용량(L_s)은 슬롯

폭(g_1)과 길이(L_1)에 의존하므로, 먼저 슬롯 폭(g_1)을 2 mm로 고정시키고, 슬롯의 길이(L_1)을 1 GHz 이하의 준 마이크로파 대역에서 공진하도록 설정한다. 마지막으로, 공진주파수에서 마이크로스트립 선로 종단 단락회로에서 발생하는 잔여 인덕턴스(L_t)와 슬롯의 결합계수(K)를 미세 조정함으로써 단일 단자(port) 공진회로의 반사계수(S_{11})와 공진기 Q를 최적화시킨다. 높은 Q 값을 갖는 DGS 공진기는 원형 도체판 사이에 생체조직의 미세한 유전특성 변화를 구분할 수 있는 환경을 제공한다.

III. 시뮬레이션 및 측정결과

제안된 DGS 공진기를 포함한 단일 단자(port) 회로를 시뮬레이션을 통해 설계한다. 그림 1(a)에서 볼 수 있는 원형 도체판 내부에 삽입되는 팬텀 박스 내부의 유전특성들은 기존 연구결과들^{[4],[8]}에 근거한다. 이를 바탕으로 팬텀 박스의 각 층의 생체조직들에 대한 유전특성을 표 1에 정리하였고, 혈당농도 수준을 3 단계(0, 250, 500 mg/dL)로 구분하여 각기 상대 유전율을 63, 60, 57로 할당하였다.

Ansoft사의 HFSS를 이용하여 먼저 0 mg/dL 농도수준에서, 1 GHz 이하의 준 마이크로파 대역에서 반사계수(S_{11})를 시뮬레이션하고 최적화하였다. 이 결과로 얻어진 슬롯과 커패시터에 관련된 각 재원들을 표 2에 제시하였고, 이들 값들을 고정한 상태에서 농도 수준을 변화시켜

표 1. 팬텀 박스 각 층의 유전특성

Table 1. Dielectric properties of the phantom box.

Tissue type	Permittivity @ 0 mg/dL concentrations	Conductivity (siemens/m)
Fat	6.0	0.02
Blood	63.0	1.23

표 2. 설계된 공진기의 각 재원

Table 2. Dimensions of the designed resonator.

Parameter	Slot			Conductive plate height		Microstrip inductive line	
	Width	Length	Coupling distance	h_1	h_2	g_0	g_2
Value(mm)	2.0	14	0.4	1.2	12.8	1.5	1.5

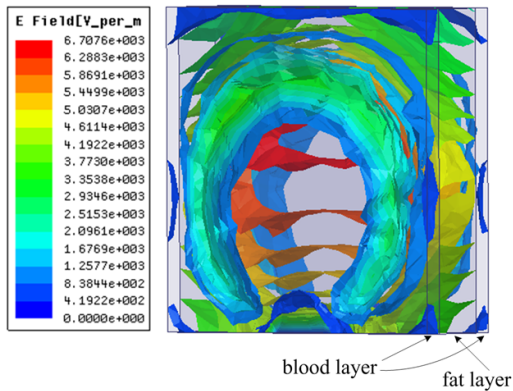
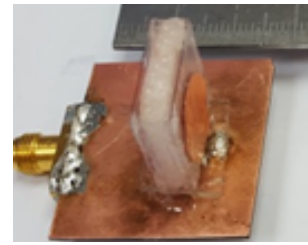


그림 3. 컷볼 팬텀 박스에서의 전기장 분포
Fig. 3. Electric field distribution in earlobe phantom box.

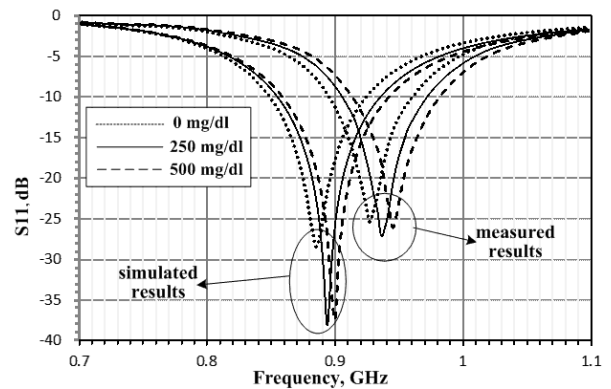
공진주파수 천이를 살펴본다. 사용된 유전체 보드는 두께 0.79 mm를 갖는 Arlon사의 Cuclad 250T이다. 반사계수 시뮬레이션 결과, 0 mg/dL 농도수준에서 공진주파수는 885 MHz, 250 mg/dL에서는 공진주파수가 894 MHz로 9 MHz가 상향 이동하였으며, 500 mg/dL에서는 900 MHz로 6 MHz의 공진주파수 이동을 나타냈다. 혈당수준의 증가에 따라 공진주파수가 점차 증가하는 특성을 나타낸다. 이들의 상세한 특성곡선은 이후의 그림 4(b)에서 측정결과들과 함께 제시되어 비교할 수 있다.

한편, 그림 3에서 원형 도체판 사이의 전기장 분포에 대한 시뮬레이션 결과를 볼 수 있다. 마주 보는 원형 도체판 사이에서 강한 전기장이 형성돼 있고, 도체판 주위에도 큰 차이 없이 강한 전기장이 유전체를 균일하게 관통하고 있다. 이러한 전계 분포는 생체조직의 유전특성이 변화될 경우, 컷캐시터스 변화로 반영되고, DGS 공진기의 공진주파수의 천이로 바로 이어질 수 있는 좋은 환경이다. 반면에, 생체조직의 유전특성 변화를 평면형 공진기(planar resonator) 방사체를 이용하여 감지(sensing)하는 방식에서는 높은 유전율과 큰 전도도를 갖는 생체조직에 근접하거나 접촉 시 공진특성이 크게 악화되기 때문에 감지능력에 한계가 있다. 평면형 공진기들을 이용하는 기존의 연구들^{[3],[4]}은 이를 고려한 설계와 응용을 보여준다.

인체 혈액을 직접 실험하기 어려우므로 이를 대신하여 가상의 혈액층을 위해 증류수가 포도당분말(powdered dextrose)과 실험 목적에 합당한 농도에 맞게 혼합되었다. 또



(a) 제작된 시작품 사진
(a) Photo of the fabricated prototype



(b) 반사계수에 대한 시뮬레이션 및 측정결과(S₁₁)
(b) Simulations and measurements of reflection coefficient

그림 4. 시작품, 시뮬레이션 및 측정결과
Fig. 4. Photo of the fabricated prototype, simulated and measured results of the reflection coefficient(S₁₁).

한, 인체 지방층을 대신하여 유전특성이 유사한 돼지(pig) 지방을 사용하였다.

그림 4(a)는 팬텀 박스가 삽입되어 제작된 시작품을 보여준다. 보드 평면 크기는 30×30 mm²이며, 보드와 수직을 이루는 원형 도체판 부분은 향후 컷볼에 적용 가능할 정도로 소형(반경 6 mm)이다. 제안된 회로의 단일 단자(port) 산란계수(S₁₁)를 측정한다. 동일한 생체조직을 대상으로 실온(23°C)에서 3단계의 농도 수준(0 mg/dL, 250 mg/dL, 500 mg/dL)에 대해 반사계수(S₁₁)를 반복적으로 측정하여 일정한 결과를 얻었으며, 그림 4(b)에 제시하였다.

측정장비는 R&S사의 ZVL 모델의 벡터 회로망 분석기다. 시뮬레이션 결과와 측정결과를 모두 그림 4(b)에서 볼 수 있다. 이들 모두 농도 수준이 증가함에 따라 공진주파수가 증가하는 것이 관찰된다. 측정된 데이터 그룹들은 시뮬레이션 결과들에 비해 공진주파수가 약 42 MHz 상

향 이동하였다. 이는 기존 연구결과들^{[3],[6]}에 근거하여 표 1에 제시된 유전체 특성에 따라 수행된 시뮬레이션 결과와 시작점에 사용된 실제의 증류수 및 돼지 지방(fat)의 유전특성 차이에 주로 기인하며, 여타 제작상 물리적인 크기 오차들에도 원인이 있다. 한편, 측정결과들로부터 공진기의 Q 값이 100 이상을 나타냈고, 기존의 DGS 공진기^[9]보다 큰 것으로 평가된다. 이러한 공진기는 농도수준의 변화에 따라 민감하게 공진주파수 이동을 야기한 것으로 측정되었다. 즉, 0 mg/dL 농도 수준에서 측정된 927 MHz의 공진주파수가, 250 mg/dL의 농도 수준에서는 936 MHz로 이동하였고, 500 mg/dL의 농도수준에서는 945 MHz로 이동하였다. 250 mg/dL 농도 변화량에 대응하여 900 MHz 대역에서 약 9 MHz의 주파수 이동을 가져온 셈이다. 이 결과는 실제 상황에서 사용가능한 비 침습 혈당 센서로서 역할을 다 할 수 있을 정도의 민감도를 나타낸다고 평가된다.

IV. 결 론

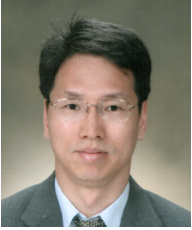
본 논문에서는 준 마이크로파 대역에서 평행판 커패시터를 이용한 소형 비 침습(non-invasive) 방식으로 혈당 농도 관찰을 위한 공진기가 연구되었다. 높은 Q 성능을 갖는 DGS 방식의 공진기 구조가 제안되었고, 실제 상황에서 적용되는 농도 수준들(0 mg/dL, 250 mg/dL, 500 mg/dL)을 분별할 수 있도록 최적화되었다. 인체의 컷볼을 가상한 팬텀(phantom) 박스를 원형 도체판 사이에 삽입하여 구현된 커패시터를 통해 농도 증가에 따라 공진주파수가 증가하는 것을 확인하였다. 915 MHz ISM 대역 부근에서 100 이상의 Q 값을 갖는 공진기를 통해 250 mg/dL 농도 변화에 약 9 MHz의 주파수 천이를 얻어내 혈당 센서로서 가능성을 확인하였다.

향후, 본 연구결과를 능동회로에 적용하여 혈당농도 수준 변화에 대응하는 직류 또는 교류 전압을 얻을 수 있도록 시도할 예정이다.

References

- [1] 이기혁, 이국주 외 "민감도가 향상된 링 형태의 비 침습식 혈당센서", 한국전기전자학회논문지(*Journal of IKEEE*), 11(4), pp. 293-296, 2007년.
- [2] 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, Feb. 2008.
- [3] B. Freer, J. Venkataraman, "Feasibility study for noninvasive blood glucose monitoring", *Proceedings of the IEEE Antennas and Propagation Society International Symposium(APSURSI '10)*, Toronto, Canada, pp. 1-4, Jul. 2010.
- [4] T. Yilmaz, R. Foster, and Y. Hao, "Broadband tissue mimicking phantoms and a patch resonator for evaluating noninvasive monitoring of blood glucose levels", *IEEE Trans on Antennas and Propagation*, vol. 62, pp. 3064-3075, 2014.
- [5] S. Gabriel, R. W. Lau, and C. Gabriel "The dielectric properties of biological tissues: II. Measurements in the frequency range 10 Hz to 20 GHz", *Phys. Med. Biol.*, vol. 41, 1996.
- [6] G. L. Hackney, "Plastic surgery of the ear", *Selected Reading in Plastic Surgery*, vol. 16, pp. 1-30, 2001.
- [7] 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.
- [8] 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, Aug. 2011.
- [9] C. J. Wang, C. S. Lin, "Compact DGS resonator with improvement of Q-factor", *Electronic Letters*, vol. 44, no. 15, Jul. 2008.

윤 기 호



1984년 2월: 연세대학교 전자공학과(공학사)

1986년 2월: 연세대학교 전자공학과(공학석사)

1999년 2월: 연세대학교 전자공학과(공학박사)

1985년 1월~1997년 2월: 삼성종합기술원,

삼성전기 근무

1997년 3월~2009년 2월: 호남대학교 전파공학과 부교수

2009년 3월~현재: 성결대학교 정보통신공학부 부교수

[주 관심분야] RF 능동 및 수동회로, 안테나, 바이오센서 등