Regular paper | Journal of the KIECS. pp. 763-770, vol. 16, no. 4, Aug. 31. 2021, t. 108, pISSN 1975-8170 | eISSN 2288-2189
http://dx.doi.org/10.13067/JKIECS.2021.16.4.763

하지 골다공증 감시를 위한 온-바디 마이크로 스트립 패치 안테나의 설계 및 모의실험

김병문* · 윤리호* · 이상민* · 박영자** · 홍재표***

Design and Simulation of an On-body Microstrip Patch Antenna for Lower Leg Osteoporosis Monitoring

Byung-Mun Kim* · Lee-Ho Yun* · Sang-Min Lee* · Young-Ja Park** · Jae-Pyo Hong***

요 약

본 논문에서는 ISM 대역에서 동작하는 BAN(Body Area Network) 신호의 영향을 배제하기 위해서 4.567 GHz에서 작동하는 온 바디 마이크로스트립 패치 안테나의 설계 및 최적화 과정을 제시하였다. 하지 해면골 골다공증 감시를 위한 이 안테나는 향상된 반사손실 및 대역폭을 가지면서, 경박단소하도록 설계하였다. 적용된 하지 주변 구조는 5층 유전체 평면으로 구조화 하였으며, 손실을 고려한 각층의 복소유전상수는 다중 Cole-Cole 모델 매개변수를 사용하여 계산하였으나, 정상 및 골다공증 해면골은 단극형 모델을 사용하였다. 팬텀상 동축급전 안테나의 반사손실은 4.567 GHz에서 -67.26 dB이고, 골다공증 경우 동일 주파수에서 반사손실 차 ΔS_{11}=35.88 dB이고, 공진 주파수 차는 약 7 MHz이다.

ABSTRACT

In this paper, in order to exclude the influence of BAN(Body Area Network) signals operating in the ISM band, the design and optimization process of an on-body microstrip patch antenna operating at 4.567 GHz is presented. The antenna for the monitoring of the lower legs with cancellous osteoporosis is designed to be lightweight and compact with improved return loss and bandwidth. The structure around the applied lower leg consisted of a five-layer dielectric plane. Taking into account losses, the complex dielectric constant of each layer is calculated using multi Cole - Cole model parameters, whereas a unipolar model is used for normal or osteoporotic cancellous bones. The return loss of the coaxial feed antenna on the phantom is -67.26 dB at 4.567 GHz, and in the case of osteoporosis, at the same frequency the return loss difference is 35.88 dB, and the resonance frequency difference is about 7 MHz.

키워드

Microstip Patch Antenna, Coaxial Feed, Human Dielectric Constant, Cole-Cole Model, Osteoporotic
마이크로스트립 패치 안테나, 동축급전, 인체유전상수, 콜-콜 모델, 골다공증

* 경북도립대학교
*** 교신저자 : 경일대학교 전자공학과
· 접 수 일 : 2021. 07. 07
· 수정완료일 : 2021. 07. 27
· 게재확정일 : 2021. 08. 17
· Received : Jul. 07, 2021, Revised : Jul. 27, 2021, Accepted : Aug. 17, 2021
· Corresponding Author : Jae Pyo Hong
Dept. of electronics engineering, Kyungil University,
Email : jphong@kiu.kr

Ⅰ. 서 론

BAN(: Body Area Network)은 이동 통신 시스템의 중요한 부분이 되고 있다. 무선 네트워크의 사용 증가와 장치의 소형화로 인해 무선 신체 영역 네트워크의 개발이 증가했으며, BAN 분야는 인터넷을 통한 실시간 의료 기록 업데이트로 환자의 건강을 지속적으로 모니터링하고 있다. 이러한 네트워크에서 다양한 센서는 사람이 입는 옷에 부착되거나 신체에 직접 부착되거나 심지어 신체에 이식한다. 생리 센서는 신체 영역 네트워크에 통합되어 초기 단계에서 인체의 건강 상태를 감지하는 데 사용할 수 있다. 웨어러블 모니터링 시스템은 가정에서 의료 데이터를 모니터링하고 상태를 진단 및 제어할 수 있다.

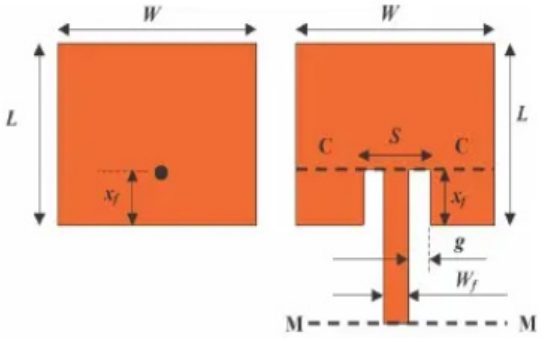
BAN 장치는 송신기와 수신기의 위치에 따라 On-body, In-body 및 Off-body 통신의 세 가지 유형으로 나눌 수 있다. 온 바디 통신에서 송신기와 수신기는 모두 동일 신체 위에 배치된다[1,2]. 따라서 이 통신망 주파수 대역인 ISM 밴드(2.45 GHz, 5.8 GHz 대역)로 부터 전자파 영향이 적고, 쉽게 장착할 수 있는 온바디 모니터링용 동축급전 마이크로스트립 패치 안테나(MPA : Microstrip Patch Antenna)는 수요가 많다. 이 안테나는 하지 경골 주변에 장착하여 하지의 지방 및 근육량 그리고 골밀도 등을 감시하는데 사용할 수 있다. 특히 골밀도는 칼슘과 같은 뼈의 미네랄 함량과 관련이 있어 골다공증 환자의 중요한 감시 매개변수 중에 하나다. 결과적으로 골밀도의 저하는 칼슘 부족으로 인해 뼈의 유전율 변화와 같은 전기적 특성으로 나타난다. 인체 다리의 긴 뼈 경골의 외부는 피질골(Cortical bone)이라는 단단한 뼈로 둘러싸여 있고, 내부는 미세한 뼈 조각(골소주)들이 연결되어 마치 수세미 속과 같은 구조로 채워져 있으며 골수강 또는 해면골(Trabecular bone)이라 한다[3].

본 논문에 적용된 인체 하지는 횡단면 구조를 고려하여 기본적으로 피부, 지방, 근육 및 뼈(피질골과 해면골)의 5층 평면구조로 모델링하였다. 이들 각층의 손실을 고려하기 위한 주파수별 복소 유전율은 Gabriel 등에 의한 인체의 유전특성 연구에서 제시된 4극 Cole-Cole 모델 매개변수를 사용하여 계산하였으나, 해면골 및 골다공증 해면골은 Amin 등이 적용한 단극 Debye 모델을 사용하였다[4-6].

On-body 전자파 감시 장치의 중요한 측면은 신체 접촉에 의한 성능 저하를 고려해 안테나를 설계해야 하며, 안테나는 신체표면에 설치가 용이하도록 경박단소해야 한다[1,2,7,8]. 온-바디 MPA 설계는 표준 방법이 없기 때문에 먼저 인셋 급전 MPA를 설계하면 이때 인셋의 길이는 일반적으로 동축급전의 위치와 거의 유사하다. 따라서 본 논문에서는 이 안테나의 기구치수를 초기값으로 해서 안테나의 크기와 동축급전 위치의 최적화는 FEM 기반 3차원 시뮬레이터 HFSS을 사용하여 모의실험으로 반사손실을 계산하여 정하였다. 본 논문의 구성은 다음과 같다. 1장 서론에 이어, 2장에서는 인셋 급전 MPA 및 인셋 길이 계산과 인셋과 동축 급전 MPA 설계 및 팬텀 구조에 대해 알아보고, 3장에서는 인체 팬텀 상에서 최적화된 안테나를 설계하여 시뮬레이션한 후, 4장에서 결론을 맺고자 한다.

Ⅱ. 동축급전 MPA 설계

MPA의 급전은 일반적으로 가장자리에서 마이크로스트립 라인이나, 인셋 급전을 사용하지만 온 바디 안테나에서는 패치와 급전선로가 인체에 영향을 많이 받기 때문에 배면에서 동축라인 급전을 하는 것이 유리하다. 동축급전 위치는 그림 1과 같이 MPA 급전을 위한 인셋의 위치 x_f와 거의 유사하다[7]. 동축 급전 MPA 동축급전 공진주파수는 가장자리 마이크로스트립 라인 급전에 비해서 주변의 기생 리액턴스 때문에 조금 낮아지는 효과가 있다.



(a) (b)

그림 1. (a) 동축 급전 MPA, (b) 인셋 급전 MPA
Fig. 1 (a) Coaxial probe-fed rectangular patch. (b) Inset-fed rectangular patch.2.1 인셋 급전 MPA 설계

패치 안테나의 설계는 다음과 같다. 먼저 설계 목표로 하는 공진주파수에서의 패치 폭 W과 길이 L은 안테나의 공진주파수 f_o, 유전체의 유전율 ϵ_r, 두께 h로 다음과 같이 근사화될 수 있다[8-12].

$$W = \frac{c}{2f_o}\sqrt{\frac{2}{\epsilon_r+1}} \quad (1)$$

$$L = \frac{c}{2f_o\sqrt{\epsilon_{eff}}} - 2\Delta\ell \quad (2)$$

여기서, c는 광속, ϵ_{eff}는 유효 유전율, $\Delta\ell$은 가장자리 효과에 의한 선로확장 길이를 나타내며, 다음과 같다.

$$\epsilon_{eff} = \frac{\epsilon_r+1}{2} + \frac{\epsilon_r-1}{2}\left[1+12\frac{h}{W}\right]^{-1/2}$$

$$\Delta\ell = 0.412h\frac{\epsilon_{eff}+0.3}{\epsilon_{eff}-0.258}\frac{\frac{W}{h}+0.264}{\frac{W}{h}+0.8}$$

2.2 인셋 급전에서 인셋 길이 계산

그림 1(b)의 인셋급전 MPA에서 인셋의 길이 x_f는 입력임피던스 관계식들을 정리하면 식 (3)과 같다[8].

$$x_f = \frac{L}{\pi}cos^{-1}\sqrt{\frac{R_{in}(x_f)}{R_{in}(0)}} \quad (3)$$

여기서 $R_{in}(x_f)$은 급전점에서 희망하는 입력임피던스로서 본 논문에서는 50.0 ohm이고, $R_{in}(0)$은 패치의 가장자리 입력임피던스이며 다음과 같다.

$$R_{in}(0) = \frac{1}{2(G_1+G_{12})} \quad (4)$$

여기서, G_1은 패치의 복사면 가장자리에서의 복사 컨덕턴스이며, G_{12}는 상호 결합 컨덕턴스로서 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$G_1 = \frac{1}{120\pi^2}\int_0^{\pi}\left[\frac{\sin(\frac{k_0W}{2}cos\theta)}{cos\theta}\right]^2 \sin^3\theta\, d\theta$$

$$G_{12} = \frac{1}{120\pi^2}\int_0^{\pi}\left[\frac{\sin(\frac{k_0W}{2}cos\theta)}{cos\theta}\right]^2 J_0(k_0Lsin\theta)\sin^3\theta\, d\theta$$

2.3 인셋과 동축 급전 MPA 설계

자유공간에서 주파수 4.6 GHz에서 공진하기 위해 식 (1)~(3)을 사용하여 설계된 안테나 전체의 크기는 50.0 mm×40.3 mm, 패치는 25.76 mm×21.96 mm, 그리고 급전선로 50 Ω 인셋의 길이는 7.73 mm이다. 기판(Duroid 5880)의 사양은 ϵ_r=2.2 및 유전손실 tanδ=0.0009, 두께는 0.787 mm이고, 동판의 두께는 17.5 um이다.

동축급전 MPA의 급전 위치 x_f는 인셋 길이에 해당되는 길이 방향(y축)의 가장자리로부터 7.73 mm이다. 50 ohm동축선로에서의 유전체는 테프론(ϵ_r=2.1)을 사용하고, 내심 도체의 반경은 0.75 mm, 외곽도체의 내경은 2.51 mm이다.

2.4. 팬텀 구조

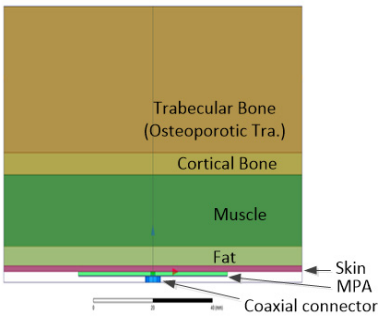


그림 2. MPA와 팬텀 모델
Fig. 2 MPA and phantom model

제안된 MPA는 그림 2와 같이 90mm×80mm 평면 크기의 인체 팬텀에 배치되었다. 이 팬텀은 피부와 지방, 근육, 뼈로 구성되어 있으며, 하지 경골은 다시 외부 피질골과 내부 해면골로 구분하여 적용하였다. 이 팬텀에서 해면골, 피질골, 근육, 지방 및 피부의 두께는 각각 26.5 mm, 4.0 mm, 13.0 mm, 3.5 mm 및 1.0 mm이다.

각층의 손실을 고려하기 위한 주파수별 복소 유전율은 Gabriel 등에 의한 인체의 유전특성 연구[4]에서 제시된 4극 Cole-Cole 모델 매개변수를 사용하여 계산하였으나, 해면골 및 골다공증 해면골은 Amin 등이 적용한 단극 Debye 모델[5]을 사용하였다. 복잡한 인체 조직의 복소 유전율은 식 (5)와 같이 다중 Cole-Cole 분산으로 표현할 수 있다[4-6].

$$\epsilon_r(jw) = \epsilon'_r(jw) - \epsilon''_r(jw) \quad (5)$$

$$= \epsilon_\infty + \sum_{k=1}^{k}\frac{\triangle\epsilon_k}{(1+jw\tau_k)^{1-\alpha_k}} + \frac{\sigma_s}{jw\epsilon_0}$$

여기서 ω는 각 주파수, ϵ_0는 자유공간 유전율, ϵ'_r 및 $\epsilon''_r = \sigma/(w\epsilon_0)$은 Debye 분산 매체의 복소 유전율($\epsilon_r$)

의 실수부 및 허수부이며, σ는 전기 전도도를 나타낸다. ϵ_∞는 무한 주파수에서의 유전율, k는 Debye 모드의 수, $\triangle\epsilon_k$ 및 τ_k는 각각 k번째 Debye 분산 모드의 크기 및 완화 시간, σ_s는 DC 전도도이다. 그리고 분포 파라미터 α_k는 분산 확장의 척도이다. 인체 조직의 4극 Cole-Cole 모델 매개변수는 기존 연구를 참조하고, 단극 매개변수는 표 1에 표시하였다[4-6].

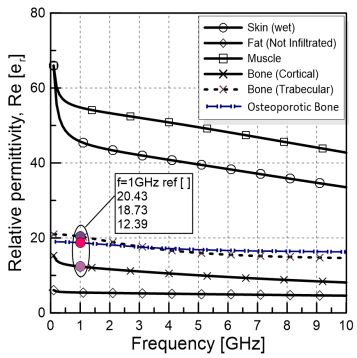
표 1. 인체 조직의 단극 Cole-Cole 모델 매개변수
Table 1. Single pole Cole-Cole model parameters of human tissue

Tissue Param.	Trabecular Bone	
	Normal	Demineral
ϵ_∞	14	16
σ_S	0.1	0.12
$\triangle\epsilon_1$	7	3
$\tau_1(ps)$	50	50
α_1	0	0

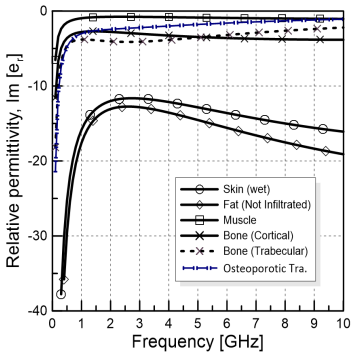
복소 상대유전율 ϵ_r과 유전손실 tanδ의 관계는 다음 식 (6)과 같다.

$$\tan\delta = \frac{\epsilon''_r}{\epsilon'_r} \quad (6)$$

여기서 $\epsilon_r = \epsilon'_r - j\epsilon''_r$이다.



(a)



(b)

그림 3. 인체 하지 조직의 복소상대유전율 ϵ_r : (a) 실수부 (b) 허수부
Fig. 3 Relative complex permittivity ϵ_r of human lower leg tissue : (a) real part (b) imaginary part

그림 3은 5층 유전체 팬텀의 각층 복소 상대유전율을 Gabriel과 Amin 등이 제안한 방법으로 주파수 0.1~10.0 GHz 범위에 대하여 계산하여 실수부와 허수부를 구분하여 도시하였다. Amin이 1 GHz에서 계산한 피질골과 정상 해면골, 골다공증 해면골의 상대 유전율을 원형 마크로 표시하였고, 피질골의 상대유전율 ϵ'_r=12.36이고 Gabriel 등이 계산한 유전율은 ϵ'_r=12.39이며, 오차가 0.24 %로 일치함을 알 수 있다.

표 2. 팬텀 내 층별 유전상수 및 두께
Table 2. Dielectric constant and thickness of each layer in the phantom

Division	ϵ'_r	tanδ	thickness (mm)	remark
Air	1.00	0.00	Half space	
Skin	40.11	0.31	1.0	
Fat	5.07	0.17	3.5	
Muscle	50.06	0.28	13.0	
Cortical Bone	10.23	0.33	4.0	
Trabecular bone	16.27	0.23	26.5 Half space	Normal
	16.97	0.11		Demineral

주파수 4.6 GHz에서 피부, 지방, 근육 , 피질골, 정상 해면골, 골다공증 환자의 해면골의 유전 상수와 유전손실 tanδ는 표 2와 같다. 조직 내 수분 함량은 복잡성의 증가로 인해 이 시뮬레이션에서는 어떤 형태도 고려하지 않았다.

III. 시뮬레이션 결과

제시한 동축급전 MPA는 그림 2와 같이 팬텀의 피부면에 안테나를 접촉시키고 유한요소법(FEM) 기반 3차원 시뮬레이터 'High Frequency Structure Simulation'(HFSS)를 사용하여, 주파수 4.567 GHz에서 공진되도록 안테나의 길이, 폭 및 급전점 위치를 조정하여 최적화하였다.

그림 4는 패치의 길이 l과 급전점 위치 x_f의 변화에 따른 공진 주파수와 최소 반사손실을 표시하였다. 그림 4(a)에서 패치 길이 변화(l(mm) : 19.8~20.6)에 대하여 공진 주파수가 평균 기울기 19.88 MHz/0.1 mm로 선형적으로 낮아짐을 알 수 있고, 그림 4(b)에서 급전범 위치 변화(x_f(mm) : 2.4~3.0)에 대하여 공진 주파수가 평균 기울기 0.63 MHz/0.1 mm로 선형적으로 높아짐을 알 수 있다.

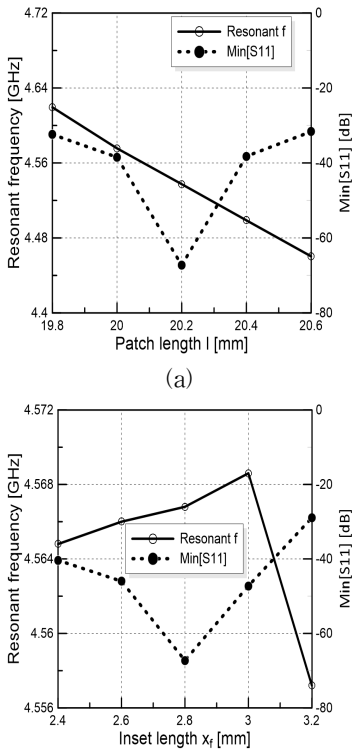


그림 4. 팬텀 상에서 MPA의 공진주파수 및 반사손실: (a) l의 변화 (b) x_f의 변화

Fig. 4 Resonant frequency and return loss of MPA on the phantom: (a) l change (b) x_f change

팬텀상 MPA의 공진주파수는 패치의 길이를 조정하여 맞추고, 임피던스 정합은 패치의 폭과 급전점 위치로 미세조정이 가능함을 확인하였다. 팬텀 상에서 최적화된 안테나 패치의 폭과 길이는 23.2 mm×20.2 mm, 동축급전의 위치 x_f는 2.8 mm로 조정되었고, 공진주파수 4.567 GHz에서 반사손실 S_{11}= - 67.26 dB이다. 팬텀에서 최적화 패치크기는 자유공간 경우에 비해 17.16 % 감소하였다.

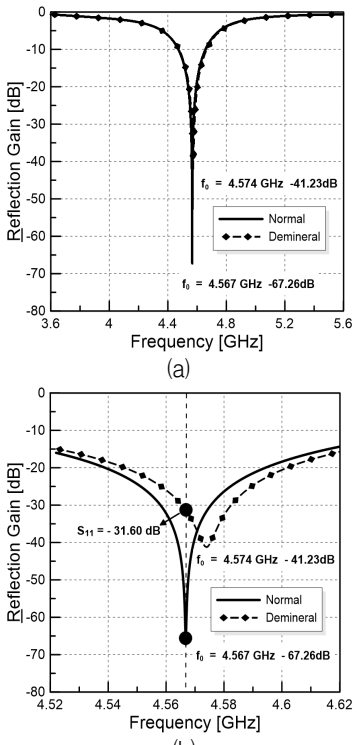


그림 5. 정상과 골다공증 팬텀 상에서 MPA의 반사손실 : (a)주파수 대역 3.6~5.6 GHz (b)주파수 대역 4.52~4.62 GHz

Fig. 5 Return loss of MPA on normal and osteoporotic phantoms: (a) Frequency band 3.6~5.6 GHz (b) Frequency band 4.52~4.62 GHz

그림 5(a)는 주파수 대역 3.6~5.6 GHz에 대하여 정상과 골다공증 팬텀 상에서 MPA의 반사 손실을 나타내었다. 주파수대역 4.52~4.62 GHz로 좁혀서 본 그림 5(b)는 뼈에서 미네랄을 제거된 즉, 골다공증 환자의 피질골의 유전율과 유전 손실로 대체한 경우의 반사손실을 같이 도시하였다. 골다공증 팬텀의 경우 4.567 GHz에서 반사손실 S_{11}

=-31.38 dB로서 정상팬텀 경우와의 반사손실차 ΔS_{11} =35.88 dB이다. 골다공증 경우의 공진 주파수는 4.574 GHz로 약 7MHz 상승하였으며, 반사손실 S_{11}=-41.23 dB 이다.

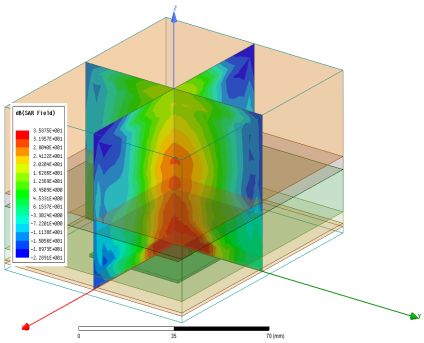


그림 6. MPA에 의한 하지 팬텀의 SAR 특성
Fig. 6 SAR characteristics of lower leg phantom by MPA

그림 6은 MPA 안테나로부터 전자파 에너지가 인체로 흡수되는 정도를 표시한 SAR 특성을 안테나의 중심에서 XZ, YZ 평면상에 도시하였다. 표면 근처에서 에너지 흡수가 35.25 dB(=57.89 w/Kg)로 매우 크고 뼈로 에너지의 일부가 흡수됨을 알 수 있다.

IV. 결론

본 논문에서는 인체하지 팬텀에서 동작하는 동축 급전 마이크로스트립 패치 안테나(MPA)를 설계하여 제안하였다. 설치되는 인체는 하지 주변으로 5층 평면 유전체층으로 모델링하여 적용하였다. 이 안테나는 WIFI 망을 사용하는 BAN과 간섭을 배제하기 위해서 동작주파수 4.6 GHz에서 공진하는 안테나를 설계하고 최적화하는 과정을 제안하였다.

유한요소법(FEM) 기반 3D 모의실험 소프트웨어인 HFSS에 의한 최적화 결과는 팬텀 상의 MPA의 패치 크기는 17.16 % 축소된 23.2 mm×20.2 mm이고, 동축급전의 위치 x_f는 2.8 mm로 조정되었으며, 공진주파수는 4.567 GHz, 반사손실 S_{11}=-67.26 dB이다. 정상 뼈의 경우와 미네랄이 빠진 골다공증 환자의 경우에서 공진 주파수 차는 약 7 MHz, 반사손실 차는 35.88 dB 정도이므로 골다공증 진행 정도를 감시가 가능할 것으로 사료된다.

이 제안된 안테나는 On-body용으로 하지 주변 지방 및 근육량 그리고 골밀도 등을 감시하는데 사용할 계획이다.

※ 위 논문은 "2021년 봄철학술대회 우수논문" 입니다.

References

[1] P. Hall, "Antennas and propagation for body centric communications," In *Proc. IET Seminar Antennas and propagation: Body-Centric Wireless Communications*, London, U.K., Apr. 2007, pp. 1-4.

[2] Gareth A. Conway and William G. Scanlon, "Antennas for Over-Body-Surface Communication at 2.45 GHz," IEEE Trans. AP, vol. 57, no. 4, Apr. 2009, pp. 844-855.

[3] Korea Disease Control and Prevention Agency, Health Information Portal, "Osteomyelitis", https://health.cdc.go.kr/healthinfo/biz/health/gnrlzHealthInfo/gnrlzHealthInfo/gnrlzHealthInfoView.do, update 2020. 8. 28.

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

[5] B. Amin, A. Shahzad, M. O'Halloran and M. A. Elahi, "Microwave Bone Imaging: A Preliminary Investigation on Numerical Bone Phantoms for Bone Health Monitoring," *Materials Science, Medicine·Sensors (Basel)*, vol. 20, no. 21, Nov. 2020.

[6] B. M. Kim, S. M. Lee, Y. J. Park, J. P. Hong, "Analysis of Electromagnetic Wave Characteristics of Microwave Nondestructive Device for Inspecting Human Lower Leg," *J. of the Korea Institute of Electronic Communication Sciences*, vol. 16, no. 2, Apr. 30. 2021, pp. 385-394.

[7] Y. Hu, D. R. Jackson, J. T. Williams,S. A. Long, and V. R. Komanduri "Characterization of the Input Impedance of the Inset-Fed

Rectangular Microstrip Antenna," *IEEE Trans. AP*, vol. 56, no. 10, Oct. 2008, pp. 3314-3318.
[8] J. P. Hong, B. M. Kim, H. W. Son and Y. K. Cho, "A Study on The Inset Fed Rectangular Microstrip Patch Antenna for S-band Applications," *J. of the Korea Institute of Electronic Communication Sciences,* vol. 18 no. 10, 2014, pp. 2359-2366.
[9] B. M. Kim, J. P. Hong, "A Study on The Inset Fed Microstrip Antenna Loaded with Complementary Single Loop Resonator," *J. of the Korea Institute of Electronic Communication Sciences*, vol. 9, no. 8, Sep. 30. 2014, pp. 921-926.
[10] J. P. Hong, H. W. Son, B. M. Kim, "Fabrication of CSLR-loaded Inset Fed Patch Antenna with a Conducting Reflector," *J. of the Korea Institute of Electronic Communication Sciences*, vol. 11, no. 11, Nov. 30. 2016, pp. 1047-1052.
[11] J. P. Hong, H. W. Son, J. T. Park, B. M. Kim, "Design and Fabrication of Inset Fed Patch Antenna Loaded with CSLR," *J. of the Korea Institute of Electronic Communication Sciences*, vol. 10, no. 5, Oct. 31. 2016, pp. 549-556.
[12] K. R. Cho, D. I. Kim, G. K. Kim, "Design of Broadband Microstrip Antenna for 2.5GHz with Inverted Parasite Patch and the Proximity Stub," *J. of the Korea Institute of Electronic Communication Sciences*, vol. 14, no. 3, Jun. 30. 2019, pp. 467-474.

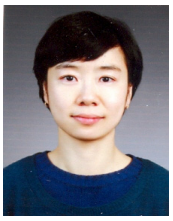
저자 소개

김병문(Byung-Mun Kim)

1986년 경북대학교 전자공학과 졸업(공학사)
1988년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
2015년 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
1990년~1997년 LG정밀 선임연구원
1997년~현재 경북도립대학교 전기전자과 교수
※ 관심분야 : 레이다시스템, 마이크로파 부품 및 탐침 등

윤리호(Li-Ho Yun)

1989년 경북대학교 전자공학과 졸업(공학사)
1992년 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
1998년 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
1998년~현재 경북도립대학교 전기전자과 교수
※ 관심분야 : 안테나, 마이크로파 부품 및 전자파 산란 등



이상민(Sang-Min Lee)

1996년 계명대학교 공중보건학과 졸업(보건학사)
1999년 계명대학교 공중보건학과 대학원 졸업(보건학석사)
2003년 계명대학교 공중보건학과 대학원 졸업(보건학박사)
2005년 ~ 경북도립대학교 응급구조과 교수
※ 관심분야 : 병리독성, 생리활성, 응급의료 등

박영자(Young-Ja Park)

2004년 계명대학교 미생물과 졸업(이학사)
2007년 대구카톨릭대학교 의학과 대학원 졸업(의학석사)
2014년 계명대학교 생물학과 대학원 졸업(이학박사)
2010년 ~ 서라벌대학교 치위생과 조교수
※ 관심분야 : 항암, 미생물발효, 생리활성물질 등

홍재표(Jae-Pyo Hong)

1981년 경북대학교 전자공학과 졸업(공학사)
1983년 경북학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)
1989년 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
1990년~현재 경일대학교 전자공학과 교수
※ 관심분야 : 평면 안테나 설계, 전자파 산란