

마이크로파 비파괴 검사를 위한 인체 하지에 대한 전자파특성 분석

김병문* · 이상민** · 박영자*** · 홍재표****

Analysis of Electromagnetic Wave Characteristics of Microwave Nondestructive Device for Inspecting Human Lower Leg

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

요약

본 논문에서는 다층 평면 손실 구조에 대한 반사 전력 및 전송 전력을 계산하기 위해 전자파 전송 행렬식을 새롭게 제안하였다. 적용된 인체 다리는 피부, 지방, 근육 및 뼈의 4층 평면 구조로 모델링하였으며 각 층의 손실을 고려하기 위하여 복소 유전 상수는 4극 Cole-Cole 모델 매개변수를 사용하여 계산하였다. 피부면에 전자파가 입사할 때 0.1 ~ 20.0GHz의 주파수 대역에서 총 반사 및 투과 전력과 인체 손실을 계산하였다. 그리고 다양한 근육 두께에 대해 최외곽 뼈에서 반사되어 피부에서 재방사되는 전력도 계산하였다. 그 결과 근육 두께 3.0mm, 주파수 4.6GHz일 때 반사손실은 -6.13dB로 평균값보다 3.42dB 낮게 나타났다.

ABSTRACT

In this paper, a new equation of electromagnetic wave transmission matrix was proposed to calculate the reflected power and transmitted power for the multi-layered planar lossy structure. The applied human leg was modeled as a four-layer planar structure of skin, fat, muscle and bone. The complex dielectric constant to consider the loss of each of these layers was calculated using the 4-pole cole-cole model parameter. When electromagnetic waves were incident on the skin surface, total reflected and transmitted power, and human body loss were calculated for a frequency band of 0.1 to 20.0 GHz. And for various muscle thicknesses, the power reflected only from the outermost bone and re-radiated from the skin was calculated. It was confirmed that at the muscle thickness of 3.0 mm and the frequency of 4.6 GHz the return loss was -6.13 dB, which was 3.42 dB lower than the average value.

키워드

Transmission Matrix Equation, Human Dielectric Constant, Cole-Cole Model, Tibia
전송 행렬식, 인체 유전상수, 콜-콜 모델, 경골

* 경북도립대학교 전기전자과 교수(Klmybyte@gpc.ac.kr) · Received : Feb. 08, 2021, Revised : Mar. 14, 2021, Accepted : Apr. 17, 2021
**** 교신저자 : 경일대학교 전자공학과 · Corresponding Author : Jae-Pyo Hong
· 접수일 : 2021. 02. 08 Dept. of electronics engineering, Kyungil University,
· 수정완료일 : 2021. 03. 14 Email : jphong@kiu.kr
· 게재확정일 : 2021. 04. 17

1. 서 론

일반적으로 인체의 근골격계 손상 및 종양과 같은 질환에 X-선, CT(: Computed Tomography) 및 MRI(: Magnetic Resonance Imaging) 등과 같은 많은 진단영상 검사법으로 다양한 진단이 활발히 시행하고 있다고 한다[1,2]. 이들 중 X-선은 위험하여 반복 검사에는 안전하지 않다. 숨겨진 피부 종양의 경우는 외부로 들어나지 않으면 경미 때문에 넓은 부위를 쉽게 시술을 받을 수 없다. 또한, 골절은 일반적으로 1차 방사선 사진에서 볼 수 있으나 치유 과정의 연조직 단계는 방사선 사진에서 시각화하기가 어려워 부상 후 3~6주 후에 볼 수 있다. 또한 X선은 임신부나 바람 조영제와 비스무트 함유 약물을 복용한 환자에게는 사용할 수 없다. MRI 검사는 시간과 비용이 많이 들어, 반복 사용이 쉽지 않다. MRI 기계 자체는 소규모 병원에서는 엄청나게 비싸므로 어느 곳에서나 사용할 수 없다. 또한, 폐소 공포증, 긴장 또는 MRI 기계로 인한 시끄러운 소음에 의해 방해받는 사람들은 검사 전에 항불안제를 투여 받아야 한다.

전자파 조사로 수행되는 마이크로파 근거리 비파괴 검사는 최근에 피부종양세포 검출 및 하지 골절 치유 과정 감시 등에 사용되어 왔다[3-8]. 이 진단 검사는 편안하며 임상 시스템 비용이 X-선 및 MRI 시스템 등 다른 장비 비용에 비해서 저렴하기 때문에 광범위한 검사에 적합하다. 이 시술은 안전 위험이 적으며 발달 초기의 피부아래의 작은 종양이나, 골절 치유 과정, 골밀도 등을 모니터링할 수 있는 잠재력이 있다.

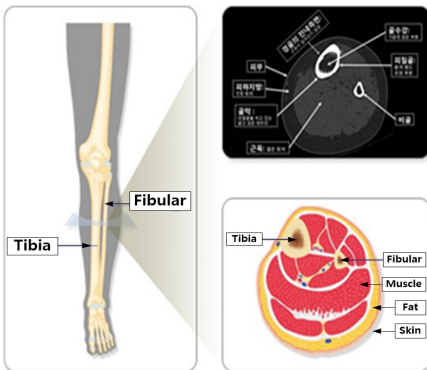


그림 1. 인체 하지의 횡 단면[4]

Fig. 1 Transverse cross-section of human lower leg[4]

본 논문에서는 하지의 결합 즉 골절된 경골 및 숨겨진 피부 종양 등에 대한 마이크로파 비파괴 검사를 위하여 피부 면에서의 반사전력 및 투과전력, 인체 조직에 의한 흡수손실 등을 계산하기 위하여 다층 평면 구조에 대한 새로운 전자파 전송행렬식을 제안하였다. 이 행렬식은 최 외곽면에서 전체 반사 및 투과전력을 계산할 뿐만 아니라, 층별 반사 및 투과전력 계산이 용이하다.

적용된 인체 하지는 그림 1에서 횡단면 구조를 고려하여 기본적으로 피부, 지방, 근육 및 뼈의 4층 평면구조로 모델링하였으며, 전자파 입사공간과 최외곽 뼈는 무한 반평면 구조로 처리하였으나, 하지 경골 앞부분은 근육이 없는 3층 구조로 처리하였다. 이들 각 층의 손실을 고려하기 위한 주파수별 복소 유전율은 Gabriel 등에 의한 인체의 유전특성 연구에서 제시된 4극 Cole-Cole 모델 매개변수를 사용하여 계산하였다. 이 인체 유전 특성연구에서 사용된 분석은 10Hz에서 100GHz까지의 스펙트럼을 4개의 분산 영역으로 모델링했으며, 각 영역 내 주파수 의존도는 Cole-Cole항으로 표현하였다. 실제로 이 모델은 지정된 범위의 모든 주파수에서 사용할 수 있다[9].

여기에 제시된 일반화된 다층 평면구조에 대한 투과 및 반사 계수를 분석하는 새로운 전자파 전송행렬식의 검증은 Ma[10]와 Alabaster[11] 등이 제시한 방정식으로 3층 샘플 모델에 대하여 계산하여 비교하였다. 여기서 주파수 9.4GHz에서 Ma[10] 등과 본 논문에서 제시한 전송행렬식으로 계산한 결과, 투과계수 및 반사계수 계산에서 거의 일치하였다.

제시된 4층 평면구조 즉 피부(1.0mm), 지방(1.2mm), 근육(0.0~15.0mm) 및 뼈(무한반평면)에서 인체 모델의 피부 경계면에 평면전자파 입사 시 전체 반사 및 투과 특성 그리고 손실이 가장 큰 근육을 통과하여, 최외곽 뼈에서만 반사되어 공기 중으로 재 복사된 전력을 근육의 두께 변화에 대하여 0.1~20.0GHz 주파수 대역에서 계산하였다. 근육 두께가 3.0mm에서 주파수 4.6GHz에서 반사손실이 -6.13dB로 평균값에 비해 3.42dB 낮고, 흡수손실 및 투과 특성이 우수함을 확인하였다.

II. 이론

2.1 유전체의 광대역 상대 복소유전율 계산 : 다중 Cole-Cole 분산 모델[9]

주파수의 함수로서 인체조직의 유전 특성의 변화를 설명하기 위해 파라메트릭 모델이 개발되었으며, 넓은 주파수 범위에서 새로운 유전체 데이터를 사용할 수 있게 됨으로써 다중 분산 모델은 다른 조직으로 확장할 수 있다. 이 논문에서 사용된 분석은 이전에 보고된 실험 데이터를 기반으로 하며 문헌에서 조사된 데이터로 보완하였다. 10Hz에서 100GHz까지의 스펙트럼을 4개의 분산 영역으로 모델링했으며, 각 영역 내 주파수 의존도는 Cole-Cole항으로 표현하였다. 실제로 이 모델은 지정된 범위의 모든 주파수에서 사용할 수 있다.

일반적으로 광대역 마이크로파 주파수에서 전자기 방사에 대한 인체 문제의 응답을 모델링하기 위해 각 조직에 대해 측정된 유전율 및 전도도 데이터는 다음 방정식으로 표현된 Debye 분산모델에 의해 근사화될 수 있다. 그러나 생물학적 물질의 구조 및 조성 모두의 복잡성은 각각의 분산 영역이 다수의 기여에 의해 확장될 수 있는 것과 같은 것이다. 분산의 확장은 분배 매개 변수를 도입함으로써 경험적으로 설명될 수 있으며 따라서 Cole-Cole 방정식으로 알려진 Debye 방정식에 대한 대안을 제공할 수 있다. 복잡한 인체 조직의 스펙트럼은 식 (1)과 같이 다중 Cole-Cole 분산으로 더 적절히 표현할 수 있다.

$$\epsilon_r(j\omega) = \epsilon'_r(j\omega) - \epsilon''_r(j\omega) \quad (1)$$

$$= \epsilon_\infty + \sum_{k=1}^K \frac{\Delta\epsilon_k}{(1+j\omega\tau_k)^{1-\alpha_k}} + \frac{\sigma_s}{j\omega\epsilon_0}$$

여기서 ω 는 각 주파수, ϵ_0 는 자유공간 유전율, ϵ'_r 및 $\epsilon''_r = \sigma/(w\epsilon_0)$ 은 Debye 분산 매체의 복소 유전율(ϵ_r)의 실수부 및 허수부이며, σ 는 전기 전도도를 나타낸다. ϵ_∞ 는 무한 주파수에서의 유전율, K는 Debye 모드 수, $\Delta\epsilon_k$ 및 τ_k 는 각각 k 번째 Debye 분산 모드의 크기 및 완화 시간, σ_s 는 DC 전도도이다. 그리고 분포 파라미터 α_k 는 분산 확장의 척도이다.

표 1은 인체 하지의 정강이 주변 조직의 4극 Cole-Cole 모델 매개변수이다. 각 조직에 대하여 적

절한 파라미터를 선택하여 원하는 주파수 범위에서 유전체 거동을 예측할 수 있다.

하지 경골주변 조직은 뼈, 근육, 지방 및 피부로 구성되어 있다. 이들 조직의 상대 복소유전율은 다중

Cole-Cole 분산 식 (1)과 표 1의 매개변수를 사용하여 표 1. 인체 조직의 4극 Cole-Cole 모델 매개변수
Table 1. 4 pole Cole-Cole model parameters of human tissue

Tissue Param.	Bone (Cortical)	Fat (Not Infiltrated)	Muscle	Skin (Wet)
ϵ_∞	2.5	2.5	4.0	4.0
σ_s	0.02	0.01	0.2	0.0
$\Delta\epsilon_1$	10	3.0	50	39
τ_1 (ps)	13.263	7.958	7.234	7.958
α_1	0.2	0.2	0.1	0.1
$\Delta\epsilon_2$	180	15	7000	280
τ_2 (ns)	79.577	15.915	353.678	79.577
α_2	0.2	0.1	0.1	0.0
$\Delta\epsilon_3$	5.00E+3	3.30E+4	1.20E+6	3.00E+4
τ_3 (μ s)	159.155	159.155	318.31	1.592
α_3	0.2	0.05	0.1	0.16
$\Delta\epsilon_4$	1.00E+5	1.00E+7	2.50E+7	3.00E+4
τ_4 (ms)	15.915	7.958	2.274	1.592
α_4	0.0	0.01	0.0	0.2

하여, 주파수 대역 0.1~20.0 GHz에서 구한 결과를 그림 2에 도시하였다.

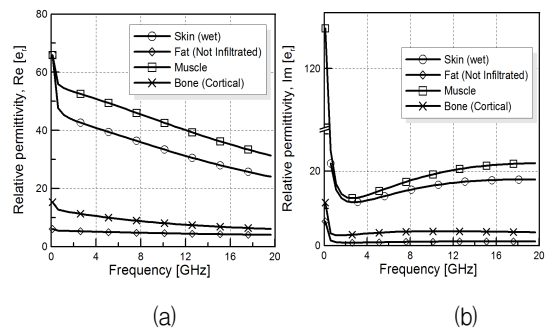


그림 2. 인체 하지 조직의 상대 복소유전율, ϵ_r : (a) 실수부분 (b) 허수부분

Fig. 2 Relative complex permittivity ϵ_r of human lower leg tissue : (a) real part (b) imaginary part

그림 2는 뼈, 근육, 지방 및 피부에 대한 상대유전율의 실수부분과 허수부분을 도시하였다. 유전체의 손실은 유전율의 허수부분과 관계가 크다[12].

2.2 다층 유전체 평면구조의 전자파 특성 해석

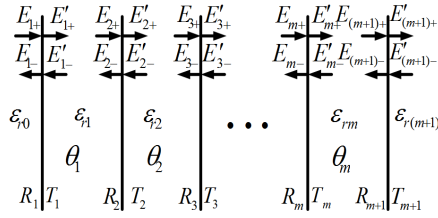


그림 3. 일반적인 m층 유전체 평면구조
Fig. 3 Typical m-layered dielectric planar structure

그림 3은 일반화된 m층 유전체 평면구조를 도시한 것으로 각층은 유전율과 두께 즉, 전기적인 길이로 구분된다. 평면 전자파가 입사하는 0번째 층은 자유공간이며, 무한반평면으로 그리고 전자파가 투과되는 (m+1)층 또한 무한반평면으로 처리하였다. 기존 문헌을 참조하여 정리하면 다층 평면 유전체 구조에서 일반화된 전자파 전송행렬식은 식 (2)와 같이 표현될 수 있다[10-12].

$$\begin{bmatrix} E_{1+} \\ E_{1-} \end{bmatrix} = \prod_{i=1}^m \left[\frac{1}{T_i} \begin{pmatrix} 1 & R_i \\ R_i & 1 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} e^{j\theta_i} & 0 \\ 0 & e^{-j\theta_i} \end{pmatrix} \right] \begin{bmatrix} E_{(m+1)+} \\ E_{(m+1)-} \end{bmatrix} \quad (2)$$

$$= \prod_{i=1}^m \left[\frac{1}{T_i} \begin{pmatrix} e^{j\theta_i} & R_i e^{-j\theta_i} \\ R_i e^{j\theta_i} & e^{-j\theta_i} \end{pmatrix} \right] \begin{bmatrix} E_{(m+1)+} \\ E_{(m+1)-} \end{bmatrix}$$

여기서

$$\begin{bmatrix} E_{(m+1)+} \\ E_{(m+1)-} \end{bmatrix} = \frac{1}{T_{m+1}} \begin{pmatrix} 1 & R_{m+1} \\ R_{m+1} & 1 \end{pmatrix} \begin{bmatrix} E'_{(m+1)+} \\ E'_{(m+1)-} \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$R_i = \frac{Z_i - Z_{i-1}}{Z_i + Z_{i-1}} \quad (4)$$

이고, $T_i = 1 + R_i = (2Z_i)/(Z_i + Z_{i-1})$,

$Z_i = \sqrt{\mu_0/\epsilon_i}$, $\theta_i = k_i d_i$, $k_i = w\sqrt{\epsilon_i\mu_0}$ 이며, d_i 는 i층의 유전체 두께이다.

식 (2)의 전송행렬식의 대각 성분(T_{11}/T_{22} , T_{12}/T_{21})은 크기는 같고 위상은 서로 반대가 됨을 유추할 수 있다.

첫 번째 유전체 표면에서의 전체 반사계수 Γ_t 와 (m+1)번째 유전체 표면에서의 투과계수 T_t 는 각각 식 (5a), (5b)와 같다.

$$\Gamma_t = \frac{E_{1-}}{E_{1+}} \quad (5a)$$

$$T_t = \frac{E'_{(m+1)+}}{E_{1+}} \quad (5b)$$

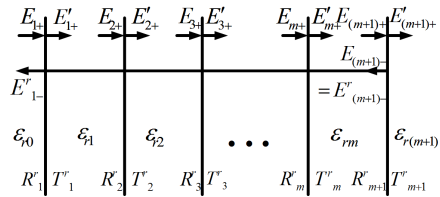


그림 4. (m+1)층에서 반사된 재복사 전계 E'_{1-} , 반사계수 R_i^r , 투과계수 T_i^r

Fig. 4 Re-radiated electric field E'_{1-} that reflected from the (m+1) layer, reflection coefficient R_i^r , transmission coefficient T_i^r

그림 4에서 최 좌측 경계면에 입사된 전계 E_{1+} 가 (m-1)개 층을 통과하여 m층의 우측 경계면에서 반사 전계는 $E_{(m+1)-}$ 이며, 이 투과 반사된 전계 $E'_{(m+1)-} (= E_{(m+1)-})$ 가 통과한 모든 층을 되돌아가는 경우 전계 E'_{1-} 는 식 (6)으로 계산할 수 있다.

$$\begin{bmatrix} E'_{(m+1)-} \\ E'_{(m+1)+} \end{bmatrix} = \prod_{i=m}^1 \left[\frac{1}{T_i^r} \begin{pmatrix} e^{j\theta_i} & R_i^r e^{j\theta_i} \\ R_i^r e^{-j\theta_i} & e^{-j\theta_i} \end{pmatrix} \right] \begin{bmatrix} E_{1-} \\ E_{1+} \end{bmatrix} \quad (6)$$

여기서 $R_i^r = (Z_{i+1} - Z_i)/(Z_{i+1} + Z_i) = -R_i$, $T_i^r = 1 + R_i^r$ 이 된다.

역 방향 전체 투과계수 T_t^r 는 식 (6)으로부터 계산할 수 있다.

$$T_t^r = \frac{E'_{1-}}{E'_{(m+1)-}} \quad (7)$$

식 (2), (5a), (5b)와 (7)로부터 최 우측 (m+1)층에서 반사되어 되돌아오는 전계 E'_{1-} 는 식 (8)로 계산할 수 있다.

$$E_{1-}^r = R_{m+1} \frac{T_t^r T_t}{T_{m+1}} E_{1+} \quad (8)$$

자유공간으로부터 제1 유전체층의 경계면에서 입사 전력 S_{in} 와 반사 전력 S_r , 그리고 m개 유전체 층들을 통과한 투과 전력 S_t 는 식 (5a)와 (5b)를 활용하여 식 (9a), (9b), (9c)와 같이 구할 수 있다.

$$S_{in} = \frac{1}{2} Re[E_{1+} \times H_{1+}^*] \quad (9a)$$

$$= \frac{|E_{1+}|^2}{2} Re[1/Z_0^*]$$

$$S_r = S_{in} \times |Γ_i|^2 \quad (9b)$$

$$S_t = S_{in} \times Re\left[\frac{Z_0^*}{Z_{m+1}^*}\right] |T_i|^2 \quad (9c)$$

여기서 H_{1+}^* 는 0층 자유공간에서 입사파계의 공역 복소수이다.

최후층 (m+1)층에서 반사된 전력 $S_{r(m+1)}$ 은 식(2), (5a), (5b) 및 (6)를 사용하여 식 (10)과 같이 구할 수 있다.

$$S_{r(m+1)} = S_{in(m+1)} \times |R_{(m+1)}|^2 \quad (10)$$

여기서

$$S_{in(m+1)} = S_{t(m+1)} / \left(Re\left[\frac{Z_m^*}{Z_{(m+1)}^*}\right] |T_{(m+1)}|^2 \right)$$

이고, $S_{in(m+1)}$ 과 $S_{t(m+1)}$ 은 최 외곽 경계면에서의 입사전력과 투과전력이다.

최 외곽 경계면에서 반사된 전력이 자유공간으로 되돌아오는 반사전력 S_t^r 는 식 (11)과 같다.

$$S_t^r = S_{in} \times \left| R_{m+1} \frac{T_t^r T_t}{T_{m+1}} \right|^2 \quad (11)$$

III. 유전체 3층 모델의 검증

여기 제시된 다층 유전체의 일반화된 모델에 대한 투과 및 반사계수 계산을 위한 새로운 전자파 전송행렬식은 그림 5와 표 2의 3층 구조를 사용하여 검증하였다.

그림 5는 시험 설치도와 시험샘플을 담는 용기의 구조를 도시하고 있으며, 시험샘플은 표 2에 제시된 바와 같이 각 층의 유전율과 두께로 표시되고 자유

공간으로 둘러싸인 3층 유전체 구조를 보여준다. 이 구조의 1층과 3층은 중심층의 시험샘플을 고정시키는 유전체 층이다.

Ma와 Okamura[10], Alabaster[11] 등은 이 구조에 대하여 투과 및 반사계수에 대한 방정식을 제시하였다. 제시된 3층 모델에 대하여 주파수 9.4GHz에서 Ma 등과 본 논문에서 제시한 식 (2)로 계산한 결과, 둘 다 동일하게 투과계수 T=-8.561dB 및 반사계수 R=-5.126dB로 계산되었다.

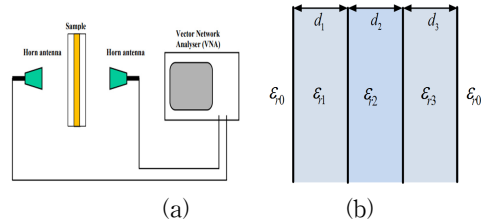


그림 5. (a) 3층 유전체 시험 설치도 (b) 시험용 소재 구조 : 0층과 4층 자유공간, 1층과 3층 유리용기, 2층 시험샘플

Fig. 5 (a) Test diagram of 3-layer dielectric (b) Structure of test material: 0 and 4 layer free spaces, 1 and 3 layer container, 2 layer test sample

표 2. 샘플 시험 용기 모델
Table 2. Mode of sample test container

Division	Thickness (mm)	Relative dielectric const.
Air(ϵ_{r0})	Half space	1.0+j0.0
Glass(ϵ_{r1})	3.0	2.55-j0.07
Sample(ϵ_{r2})	30.0	20-j1
Glass(ϵ_{r3})	3.0	2.55-j0.07
Air(ϵ_{r0})	Half space	1.0+j0.0

IV. 인체 하지의 조직 구조에 대한 광대역 전자파 특성

그림 1에서와 같이 인체 하지의 횡단면 구조에서, 하지의 조직은 최 외곽에 피부층이 존재하고, 그 내부에 지방층이 있다. 그 지방층 안에 여러 근육과 뼈가 자리 잡고 있다. 하지의 뼈는 경골과 비골이 있으며, 그 중 경골은 인체 하지의 대부분을 지탱하는 중요한

뼈이다. 일반적으로 하지는 여러 근육에 의한 두께 차이가 있지만 피부, 지방, 근육, 뼈 등 4층 조직으로 구성되어 있으나, 경장이 앞 안쪽의 경골 부위는 특별히 근육이 없이 얇은 피부, 지방, 뼈 3층으로 되어 있다.

표 3. 하지 경골 주변의 인체 피부 모델의 두께
Table 3. Thickness of human skin model around tibia
(단위 : mm)

Division	3-layer	4-layer
Air(d_0)	Half space	Half space
Skin(d_1)	1.0	1.0
Fat(d_2)	1.2	1.2
Muscle(d_3)	0.0	3.0
Bone(d_4)	Half space	Half space
Remark	Front of the tibia	-

이러한 하지 조직은 피부와 지방, 근육, 뼈 순으로 4층 평면으로 구조화하고, 각 층의 두께는 표 3과 같이 $d_1=1.0\text{mm}$, $d_2=1.2\text{mm}$, $d_3=3.0\text{mm}$ 이고, 뼈의 두께 d_4 는 무한 반평면으로 처리하였다. 그리고 조직 각층의 상대 복소 유전율은 다중 Cole-Cole 분산 식 (1)과 표 1의 매개변수를 사용하여, 주파수 대역 $0.1 \sim 20.0\text{GHz}$ 에서 구한 결과를 적용하였다

4.1 다층 평면으로 모델링된 인체 하지에서 감쇄 특성과 반사특성

하지 조직의 각 층의 감쇄특성과 층간 경계면 반사특성은 식 (2)에서 전파상수의 허수성분 $Im[k_i]$ 와 반사계수의 크기 $Abs[R_i]$ 를 구하여 그림 6에 도시하였다.

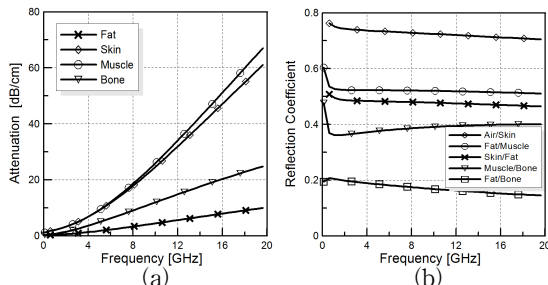


그림 6. 다층 평면 구조로 모델링된 인체 하지에서 : (a) 감쇄특성 (b) 경계면에서 반사계수
Fig. 6 In the lower leg of the human body modeled as a multi-layered planar structure : (a) Attenuation characteristics (b) Reflection coefficient at interface

그림 6(a)에서 각 매질의 감쇄특성은 전파정수에서 공기 투자율은 일정하기 때문에 복소 상대 유전율의 허수성분 $Im[\epsilon_{ri}]$ 이 가장 큰 영향을 미친다. 그림 2(b)를 참고하면 $Im[\epsilon_{ri}]$ 은 수분 성분을 많이 포함하고 있는 근육과 피부가 크고 지방이 가장 작기 때문에 감쇄특성도 비슷한 추세를 나타내고 있으며, 주파수가 증가함에 따라 전기적인 길이 즉 파장 대비 길이가 증가하기 때문에 감쇄특성도 증가한다. 그림 6(b)에서 매질간 경계면에서 매질의 유전율의 차가 크면 반사특성이 커진다. 공기와 피부사이의 경계에서 입사파 전력 대비 반사손실이 약 50% 이상이 되고, 4층 구조의 근육과 뼈 사이의 반사손실이 3층 구조의 지방과 뼈 사이에 비해 약 5배 이상이 된다.

4.2 4층 평면으로 모델링된 인체 하지에서 전자파특성

4층 평면 구조로 모델링된 인체 하지에 평면 전자파를 투사할 경우, 하지 피부 면에서 반사특성과 뼈 경계면에서 투과특성은 주파수 대역 $0.1 \sim 20.0\text{GHz}$ 에 대하여 식 (2)로부터 계산하였으며, 그 결과를 그림 7에 도시하였다.

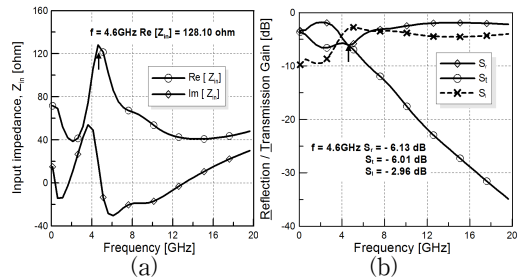


그림 7. 4층 평면으로 모델링된 하지에서 전파특성 : (a) 입력임피던스 (b) 전력

Fig. 7 Propagation characteristics in the lower leg modeled as a 4-layer plane : (a) Input impedance (b) Power

피부면에서 입력임피던스 Z_{in} 는 식 (5a)와 (5b)의 전체 반사계수 Γ_t 를 활용하여 다음 식 (12)와 같이 구할 수 있으며 그림 7(a)에 도시하였다.

$$Z_{in} = Z_0 \frac{1 + \Gamma_t}{1 - \Gamma_t} \tag{12}$$

여기서 Z_0 는 공기 중의 특성임피던스이며 약 377Ω 이다.

주파수 $f=4.60\text{GHz}$ 에서 입력 임피던스 Z_{in} 는 $128.10 - j19.38\Omega$ 이며, Z_0 와 가장 근접하고, 반사계수 Γ_t 의 크기는 0.49, 투과계수 T_t 의 크기는 0.28이다. 인체조직의 결합 탐지용 안테나를 설계할 때 이러한 입력임피던스 Z_{in} 는 안테나에서 반사손실을 최소화하고, 인체 다리 내부로 투과전력을 최대화할 수 있는 중요한 정보이다.

인체 조직 즉, 피부, 지방, 근육에서의 손실 전력 S_t 은 피부 면에서의 입사전력 S_{in} 이면, 동일면에서의 반사전력 S_r , 뼈 속으로의 투과전력 S_t 등을 사용한 식 (9a)~(9c)로부터 식 (13)과 같이 계산할 수 있다.

$$S_t = S_{in} - S_r - S_t \quad (13)$$

그림 7(b)의 주파수 $f=4.60\text{GHz}$ 에서 계산결과 피부 면에 단위면적당 전력 $S_{in}=0.0\text{dBm}$ 으로 입사하면, 반사전력 $S_r=-6.13\text{dBm}$, 투과전력 $S_t=-6.01\text{dBm}$ 그리고 인체 조직 즉, 피부 및 지방, 근육 층 등에서 열로 소모되는 손실 전력 $S_t=-2.96\text{dBm}$ 이다. 손실전력에 영향이 큰 각 층의 감쇄특성은 그림 6(a)에서 보는 바와 같이 주파수 4.6GHz 에서 피부층 -8.20dB/cm 와 지방층 -1.58dB/cm , 근육 층 -8.28dB/cm 이다. 그리고 입사전력 대비 인체 조직에서의 흡수 손실전력이 약 50.59%이다. 전체 주파수 대역에서 평균 반사손실이 약 -2.71dBm 이므로 4.6GHz 에서 반사손실과 차는 -3.42dB 이다.

주파수가 5GHz 이상이 되면 주파수가 증가함에 따라 약 -1.93dB/GHz 기울기로 급격하게 투과전력이 감소하게 된다. 결국 주파수가 높아짐에 따라 대부분의 전력은 인체 조직에 흡수되어 손실이 커진다.

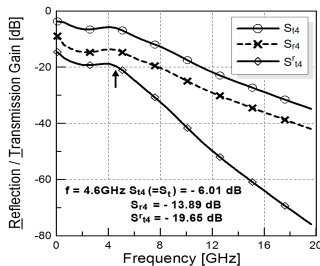


그림 8. 4층의 뼈 경계면에서 투과·반사전력과 공기 중으로 재복사 전력

Fig. 8 Transmitted and reflected power $S_{t4}(=S_t)$ S_{r4} at the bone interface of the 4-layer and re-radiation power S_{t4}^r into air

그림 8은 4층 뼈에서 반사된 전력과 피부외부로 재복사된 전력을 식 (9a)~(9c), (10)과 (11) 그리고 표 4를 사용하여 계산한 결과를 도시하였다. 주파수 $f=4.60\text{GHz}$ 에서 4층 뼈로 투과된 전력 S_{t4} 는 전체 투과전력 $S_t(-6.01\text{dBm})$ 와 같고, 뼈에서 반사된 전력 $S_{r4}=-13.89\text{dBm}$ 이며, 이 반사전력이 다시 인체 조직을 통과하여 피부 외부로 복사될 때 약 5.76dB 정도의 투과손실이 발생하여 피부 면에서 재복사전력 $S_{t4}^r=-19.65\text{dBm}$ 이다. 주파수가 5GHz 이상이 되면 왕복 투과 손실 기울기는 약 -3.77dB/GHz 로 급격히 감소하며 이는 그림 7(b)에서 단방향 투과손실 기울기 -1.93dB/GHz 와 비교하면 약 1.95배 된다.

4.3 3층 평면으로 모델링된 경골부위에서 전자파 특성

하지 경골 앞 내측은 그림 1에서와 같이 근육이 거의 없기 때문에 표 3과 같이 근육 두께 $d3$ 가 0mm 인 경우 즉, 3층 평면 구조(피부, 지방, 뼈)로 모델링할 수 있다. 인체 하지에 평면 전자파를 투사할 경우 하지 피부 면에서의 반사특성과 뼈 경계면에서 투과 특성은 주파수 대역 $0.1\sim 20.0\text{GHz}$ 에서 계산한 결과를 그림 9에 도시하였다.

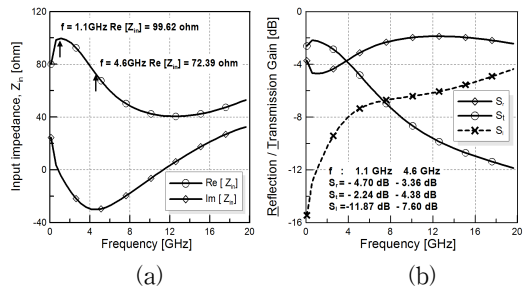


그림 9. 3층 평면으로 모델링된 하지에서 전자파 특성 : (a) 입력임피던스 (b) 전력

Fig. 9 Propagation characteristics in the lower leg modeled as a 3-layer plane : (a) Input impedance (b) Power

그림 9(a)는 3층 평면으로 모델링된 다리 피부 면에서 입력임피던스 Z_{in} 를 주파수 대역 $0.1\sim 20.0\text{GHz}$ 대하여 도시하였다. 주파수 $f=1.10\text{GHz}$ 에서 입력임피던스 Z_{in} 는 $99.620 - j4.6644\Omega$ 이며, 4층 하지 구조에 비해 적지만 공기 중의 특성임피던스와 가장 근접하

여, 반사손실이 가장 좋다. 주파수 $f=4.60\text{GHz}$ 에서 입력임피던스 Z_{in} 은 $72.387 - j30.147\Omega$ 이다. 주파수 $f=1.10\text{GHz}$ 에서 반사계수 Γ_t 의 크기는 0.58이며, 투과계수 T_t 는 0.41이다.

그림 9(b)에서 반사손실이 가장 작은 주파수 $f=1.10\text{GHz}$ 에서 반사전력 $S_r = -4.70\text{dBm}$, 뼈로의 투과전력 $S_t = -2.24\text{dBm}$ 그리고 인체 조직에서 열로 소모되는 손실전력 $S_l = -11.87\text{dBm}$ 이다. 각 층의 감쇄특성은 그림 6(a)에서 보는 바와 같이 주파수 1.1GHz 에서 피부층 -2.20dB/cm 와 지방층 -0.39dB/cm 이다. 입사전력 대비 인체 조직에서의 흡수 손실전력이 약 6.50%이다. 주파수 $f=4.60\text{GHz}$ 에서 손실전력 $S_l = -7.60\text{dBm}$, 흡수 손실전력 백분율은 17.38%이다.

주파수가 3GHz 이상이 되면 주파수가 증가함에 따라 약 -0.46dB/GHz 기울기로 투과전력이 감소하는데 근육이 있는 경우(-1.93dB/GHz)에 비해 기울기가 상당히 작운데, 이는 상대적으로 감쇄특성이 큰 근육이 없기 때문이다.

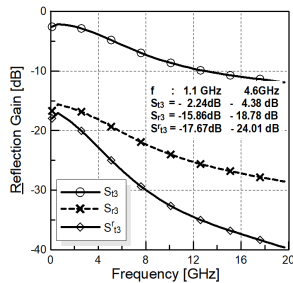


그림 10. 3층의 뼈 경계면에서 투과·반사 전력과 공기 중으로 재복사 전력

Fig. 10 Transmitted and reflected power S_{t4} ($=S_t$) S_{r4} at the bone interface of the 3- layer and re-radiation power S_{r4}^r into air

그림 10은 인체 하지의 뼈 경계면에서 투과·반사된 전력과 이 뼈 표면 반사전력이 공기 중으로 재복사 전력을 도시하였다. 하지 인체 조직 중 3층 뼈에서 주파수 $f=1.10\text{GHz}$ 에서 반사된 전력 $S_{r3} = -15.86\text{dBm}$, 반사전력이 다시 인체 조직을 통과하여 피부 외부로 복사될 때 약 1.81dB 정도의 투과 손실이 발생하여 피부 면에서 반사전력 $S_{r4}^r = -17.67\text{dBm}$ 이다. 주파수

$f=4.60\text{GHz}$ 에서 3층 뼈에서 반사된 전력 $S_{r3} = -18.78\text{dBm}$, 피부 면에서 복사전력 $S_{r4}^r = -24.01\text{dBm}$ 이다. 근육 층을 가지는 4층 모델링의 피부 면에서 복사전력 $S_{r4}^r = -19.65\text{dBm}$ 과 비교하면, 3층 모델링의 복사전력 S_{r4}^r 이 4.36dB 적다. 이는 결국 그림 6(b)에서 보는 바와 같이 지방과 뼈의 유전율 차는 근육과 뼈에 비해 유전율의 차가 작기 때문에 3층 뼈에서 반사손실은 적고, 뼈로 투과되는 전력 S_t ($=-4.38\text{dBm}$, $f=4.6\text{GHz}$)가 4층에 비해서 1.63dB 크다.

그리고 주파수가 3GHz 이상이 되면 왕복 투과 손실 기울기는 약 -1.12dB/GHz 로 서서히 감소하며 이는 그림 7(b)에서 단방향 투과손실 기울기 -0.46dB/GHz 와 비교하면 약 2.43배가 된다.

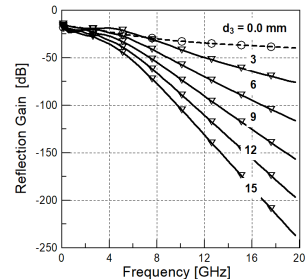


그림 11. 근육 두께에 따른 공기 중으로 재복사 전력

Fig. 11 Re-radiation power into air for muscle thickness change

그림 11은 하지의 두께와 유전율은 표 3과 4와 같으며, 근육 두께 변화($d3[\text{mm}]$: $0\sim 15.0$)에 따른 4층 뼈 경계면에서 반사되어 공기 중으로 재복사 전력을 도시하였다. 근육 두께 $d3=15.0\text{mm}$ 일 때, 주파수 $f=5.1\text{GHz}$ 이상에서 주파수 변화에 대한 재복사 전력 변화율은 -13.54dB/GHz 이다. 주파수 0.1GHz 에서 두께 변화에 대한 재복사 전력 변화율은 -0.30dB/mm , 주파수 18.1GHz 에서 변화율은 -12.02dB/mm 이다. 주파수와 두께가 증가함에 따라 재복사 전력은 급격하게 감소함을 알 수 있다.

하지의 결함 검사를 위한 마이크로파 비파괴 검사 장비에서 송수신기의 주파수는 안테나 크기와 분해능을 고려해 약 3.0GHz 이상 그리고 약 80dB 동적범위 (Dynamic Range)의 수신기 성능과 인체 감쇄특성을

고려해 11.0GHz 이하의 UWB(FCC02)가 적당하고, 사용량이 많은 2.4GHz와 5.6GHz의 ISM 대역을 배제하는 것이 주파수 간섭을 줄일 수 있을 것으로 사료된다[13-15].

V. 결론

본 논문에서는 하지의 결합 즉 골절된 경골 및 슬개골 피부 종양 등에 대한 마이크로파 비파괴 검사를 위하여 피부 면에서의 반사전력 및 투과전력, 인체 조직에 의한 흡수손실 등을 계산하기 위하여 다층 평면구조에 대한 새로운 전자파 전송행렬식을 제안하였다. 이 행렬식은 근육의 두께 변화에 대하여 0.1~20.0GHz 주파수 대역에서 최외곽면에서 전체 반사 및 투과전력을 계산할 뿐만 아니라, 층별 반사 및 투과전력을 계산할 수 있었다.

적용된 인체 하지는 피부, 지방, 근육 및 뼈의 4층 평면구조로, 경골 앞의 경우 거의 근육이 존재하지 않기 때문에 피부, 지방 및 뼈의 3층 평면구조로 모델링하였다. 이들 각층의 손실을 고려하기 위한 주파수별 복소 유전율은 기존 연구에서 제시된 4극 Cole-Cole 모델 매개변수를 사용하여 계산하였다.

제시된 4층 평면구조 즉 피부(1.0mm), 지방(1.2mm), 근육(3.0mm) 및 뼈(무한반평면)에서 인체 모델의 피부 경계면에 평면전자파 입사 시 전체 반사 손실이 -6.13dB로 평균값에 비해 3.42dB가 낮고, 흡수손실 및 투과 특성이 우수함을 확인하였다.

향후 하지 경골 주변에 대한 비침습 안전감시를 위한 온-바디 안테나와 근접장 전자파 현미경 안테나, UWB 이미지 센서용 안테나를 설계하여 골 밀도, 경골 골절 치유 과정 그리고 피부 아래 각종 악성 피부 질환을 감시하는 전자파 시스템에 적용할 예정이다.

References

[1] A. Webb, *Introduction to Biomedical Imaging*. New Jersey: IEEE Press Series and John Wiley and Sons, 2003.
 [2] J. J. Hermans, A. Beumer, T. A. W. De Jong, and G-J Kleinrensink, "Anatomy of the distal

tibiofibular syndesmosis in adults: a pictorial essay with a multimodality approach," *J. of Anat.*, vol. 217, 2010, pp. 633-645.
 [3] S. H. Kim and Y. C. Rhee, "A Study on Ultra-Wideband Patch Antenna with Modified Barrel Shape," *J. of the Korea Institute of Electronic Communication. Sciences*, vol. 11, no. 3, Mar. 2016. pp. 263-270.
 [4] Korea Disease Control and Prevention Agency, Health Information Portal, "Chronic Osteomyelitis", <https://health.cdc.go.kr/healthinfo/biz/health/gnrلزHealthInfo/gnrلزHealthInfo/gnrلزHealthInfoView.do>, Aug. 2020.
 [5] F. Topfer and J. Oberhammer, "Millimeter-wave tissue diagnosis: the most promising fields for medical applications," *IEEE Microwave Magazine*, vol. 16, 2015, pp. 97-113.
 [6] S. B. S. Akram, N. Qaddoumi, and H. Al-Nashash, "Novel near-field microwave bone healing monitoring using open-ended rectangular waveguides," *2006 IEEE GCC Conference (GCC)*, Manama, Bahrain, 2006, pp. 1-5.
 [7] O. Malyuskin and V. Fusco, "Resonantly loaded apertures for high-resolution near field surface imaging," *IET Science, Measurement and Technology*, vol. 9, less. 7, 2015, pp. 783-791.
 [8] B. M. Kim, H. W. Son, and Y. K. Cho, "Narrow Resonant Double-Ridged Rectangular Waveguide Probe for Near-Field Scanning Microwave Microscopy," *J. of Elect. Eng. & Tech.*, vol. 13, no. 1, 2018, pp. 406-412.
 [9] 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.
 [10] Z. Ma and S. Okamura, "Permittivity determination using amplitudes of transmission and reflection coefficients at microwave frequency," *IEEE Trans. MTT*, vol. 47, 1999, pp. 546-550.
 [11] C. M. Alabaster, "The microwave properties of tissue and other lossy dielectrics," PhD thesis submission, CRANFIELD UNIVERSITY, Mar. 2004.

[12] C. A. Balanis, *Advanced engineering electromagnetics (2nd ed)*. New Jersey: John Wiley & Sons, 2012.

[13] X. Li, "Body Matched Antennas for Microwave Medical Applications," *Dissertation, Karlsruhe Institut Für Technologie(KIT)*, Jan. 2013.

[14] H. W. Son, B. M. Kim, J. T. Park, and J. P. Hong, "Design and Fabrication of Inset Fed Patch Antenna Loaded with CSLR," *J. of the Korea Institute of Electronic Communication Sciences*, vol. 10, no. 5, May 2015, pp. 549-556.

[15] S. P. Hong, "Design and Implementation of Healthcare System Based on Non-Contact Biosignal Measurement," *J. of the Korea Institute of Electronic Communication Sciences*, vol. 15, no. 1, Feb. 2020, pp. 185-190.

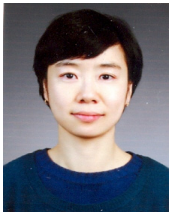
저자 소개



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 : 레이더시스템, 마이크로파 부품 및 탐침 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 경북대학교 대학원 전자공학과 졸업(공학석사)

1989년 경북대학교 대학원 전자공학과(공학박사)
 1990년~현재 경일대학교 전자공학과 교수
 ※ 관심분야 : 평면 안테나 설계, 전자파 산란