

인체 내부 소스에 의한 전파 특성

Propagation Characteristics from Ingested Sources in Human Body

김 보 미 · 김 영 식 · 김 세 윤*

Bo-Mi Kim · Young-Sik Kim · Se-Yun Kim*

요 약

본 논문에서는 인체 모델 시뮬레이터를 이용해 인체 내부에 소스를 인가한 경우에 대한 전파 특성을 제시하였다. 시뮬레이터는 인체 캐드 및 조직 데이터로 구성된 인체 자료에 FDTD 기법을 적용하였다. 시뮬레이터에 대한 정확성을 검증한 후, 전체 소스가 소장 중앙에 인가된 경우에서 소화관 중 소장을 포함하는 수평층의 수신 파를 계산하였다. 시뮬레이션 결과로부터 다양한 수신 지점에 대해 단위 길이 당 경로 손실을 구함으로써 인체 전파 특성을 보였다.

Abstract

This paper presents the propagation characteristics from ingested sources in human body using the human model simulator. The simulator applies the FDTD method to the human data consisting of the human CAD and tissue data. After the accuracy of the simulator is verified, the received fields at one horizontal layer including the small intestine among the digestive organs are calculated in case that the electric field source is implanted in the center of the small intestine. The human propagation characteristics are illustrated by calculating the path loss per unit length according to various received positions from the simulated results.

Key words : Propagation Characteristics, FDTD, Human Model Simulator, Path Loss

I. 서 론

인체 소화관(digestive track)의 질병을 조사하는 방법들은 많은 연구자들에 의해서 연구되어 왔다^{[1]-[3]}. 내시경 조사(endoscope inspection)는 항문, 코 혹은 입을 통해서 주입되는 캐놀러(cannula)에 의해서 이루어졌다. 그러나 불행하게도 이 방법은 내경이 작고 위장관 가운데 길이가 6~8 m로 가장 긴 소장(small intestine) 질환은 정밀하게 진단할 수 없고, 환자로 하여금 검사에 따르는 고통과 불편감을 야기하는 문제점들이 있다. 이런 단점을 보완하기 위해서 환자가 알약처럼 삼키면 작은창자 속으로 들어가 내부를 직접 볼 수 있게 만든 내시경인 캡슐 내시경(capsule endoscope, wireless endoscope)이 개발되었다.

그러나 알약처럼 먹어야 하기에 크기가 매우 작아 캡슐 내시경 내부의 안테나의 인가 소스의 방사 특성은 각각 다른 전기적 특성을 가지고 있는 인체 혼합 조직과 인체의 복잡성 때문에 쉽게 구할 수 없다. 더욱이 인체 내부에 사용하는 소형 안테나는 작은 크기 때문에 비효율적인 방사체이다. 결국 이런 문제는 여전히 해결되지 않고 남아 있다. 현재 인체 관련 전파 특성에 관한 연구가 활발히 진행되고 있다. 인체 내부에 대한 특성을 보기 위해서 안테나의 소형화, 인체 조직 환경에서 효과적으로 동작하는 안테나의 설계, 전자파 흡수율 분포의 안정성 문제, 인체 내부와 외부와의 통신 채널 특성에 관한 연구가 이루어졌고, 지금도 진행되고 있다.

전자파의 분산, 감쇠, 다중 반사 등의 전파 특성

고려대학교 전파공학과(Department of Radio Sciences and Engineering, Korea University)

*KIST 영상미디어 연구센터(Imaging Media Research Center, Korea Institute of Science and Technology)

· 논문 번호 : 20051201-138

· 수정완료일자 : 2006년 3월 13일

(propagation characteristics)을 통신 채널이라는 관점에서 최적의 모델을 제시하여 통신 시스템의 설계에 활용할 수 있다. 즉, 인체 내부에서의 전파전파 특성을 파악하여 전파와 인체 관련 기초 자료로 사용할 수 있다. S. K. S. Gupta는 주파수 범위 900 MHz~3 GHz에서 안테나의 길이가 파장보다 매우 짧은 short 다이폴 안테나를 송신 안테나로 인체 내부에 삽입하여 무선 생물학적 활용에 대한 전파 모델을 연구하였다^[4]. 또한 인간 몸 속 무선 통신에 대해서 인체 조직 매질을 통신 채널로서 간주하였다. 그러나 복잡한 인체 조직과 등가적으로 전기적 특성이 같은 하나의 균일한 손실 매질로 정의한 전파 손실 모델은 실제 인체와 잘 맞지 않는 것을 확인할 수 있으며, 계산한 전파 손실은 총 전력에 대해서 계산한 값으로 인체 내부 경로상의 매질 차이에 의한 효과를 전혀 살펴볼 수 없다. 본 논문에서는 비균일, 손실, 분산 매질인 인체 내부에 소스를 인가하여 실제 인체 (real human)와 등가 인체(equivalent human)에 대한 단위 길이 당 경로 손실의 차를 계산함으로써 인체 내부 경로상의 매질 차이에 의한 전파 특성을 제시하였다.

II. 인체 모델 시뮬레이터

인체 내부에 소스를 인가하고 소스에 의한 수신 파로부터 인체 전파 특성을 구하기 위해서는 실제 인체 상황에 대한 결과가 있어야 한다. 따라서 실제 인체의 경우 전자기파를 계산할 수 있도록 비균일, 손실, 분산 매질의 전파전파 해석 기법인 인체 모델 시뮬레이터를 개발하였다^[5]. 그림 1은 인체 모델 시뮬레이터의 구조를 나타낸다.

개발된 시뮬레이터는 인체 카드와 조직 데이터

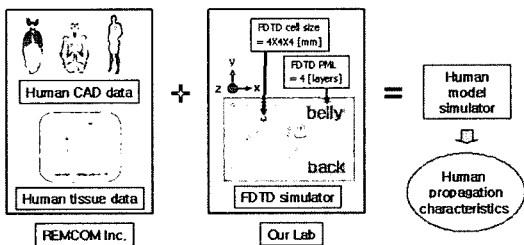


그림 1. 인체 모델 시뮬레이터의 구조
Fig. 1. Geometry of human model simulator.

그리고 자체 개발한 FDTD^[5] 프로그램에 기초를 둔다. 사용된 인체 카드 데이터는 REMCOM Inc.^[6]에서 제공하는 자료를 기본으로 하였으며, 인체 장기, 뼈, 지방 등의 크기, 위치를 나타내는 인체 해부학상의 3차원 부피 데이터 집합을 나타낸다.

또한 사용된 인체 조직 데이터는 AFRL의 결과^[6]에서 제공하는 자료를 기본으로 하였으며, 기존 미공군에서 조사한 각 장기에 대한 분산(dispersive) 특성을 바탕으로 인체 상반신에 대한 장기들의 유전율을 나타낸다. AFRL의 결과에 의하면, 인체 내부 장기들의 유전율은 주파수 10 Hz~20 GHz에서 Cole Cole 방정식^[7]으로 정의된다. 그러나 본 논문에서는 사용된 FDTD 시뮬레이터가 자체 개발된 것^[5]으로 같은 인체 매질 상수를 갖는 Debye 방정식^[8]에 의해 표현하였다. 다음은 1 Debye 방정식을 나타낸다.

$$\epsilon(\omega) = \epsilon_{\infty} + \frac{\epsilon_s - \epsilon_{\infty}}{1 + j\omega\tau} + \frac{\sigma}{j\omega\epsilon_0} \quad (1)$$

여기에서 ϵ_{∞} 는 $\omega = \infty$ 인 경우의 상대 유전율, ϵ_s 는 $\omega = 0$ 인 경우의 상대 유전율, σ 는 매질의 도전율, τ 는 이완 시간, ϵ_0 는 자유 공간에서 유전율을 나타낸다. 표 1은 전파 경로 상에 분포하는 주요 인체 조직에 대한 유전율 1 Debye 변수를 나타낸다.

III. 시뮬레이터 정확성 검증 및 결과

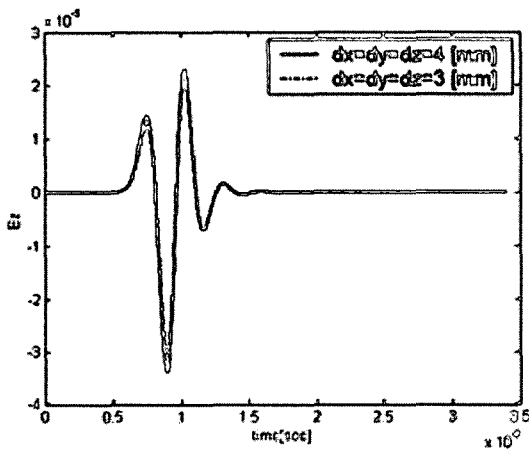
개발된 시뮬레이터^[5] 수치 계산의 신뢰성은 시뮬레이터의 정확성을 검증할 수 있는 기준 데이터가 존재하지 않기 때문에 시뮬레이터 자체 수렴(convergence)으로 확인하였다. 인체에 대한 광대역 통신 주파수 450 MHz의 신호를 해석하기 위해서 $f_{max} = 800$ MHz의 미분형 가우시안 펄스를 위 중앙에 인가하고, $dx = dy = dz = 4$ mm, $dt = 6.928203$ ps으로 수

표 1. 인체 조직의 특성
Table 1. Characteristics of the human tissue.

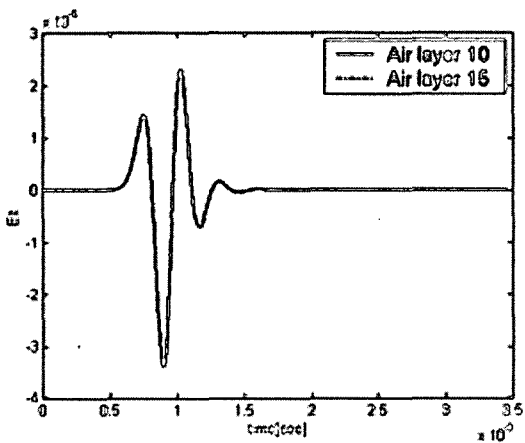
Name	ϵ_s	ϵ_{∞}	σ
Fat Tissue	5.8419	5.3793	0.04
Bones	14.4161	11.9357	0.07
Intestine	86.1474	54.0743	0.61
Stomach	73.7655	63.6256	0.91
Intestine Contents	82.6913	56.6345	0.73

신 지점 등(back)에서 셀(cell) 크기를 줄여가면서 PML^[9] 셀 수를 늘려가면서 수신파를 비교한 결과는 그림 2(a), (b)에 각각 나타난다.

위와 같이 검증된 인체 모델 시뮬레이터를 이용하여 인체 내부 수평층 지점 소장의 중앙에 미분형 가우시안 펄스인 전계 E_z 를 인가하고, 셀 크기는 $dx = dy = dz = 4$ mm, 시간 스텝 간격은 $dt = 6.928203$ ps, 시간 스텝 수는 $N = 7,000$ 으로 시뮬레이션 하였다. 소스를 인가한 층의 앞, 뒤, 양 옆에 해당하는 배, 등, 오른쪽 옆구리, 왼쪽 옆구리 지점을 수신 지점으로 정하여 수신파를 3차원 인체 모델에 대해 3차원

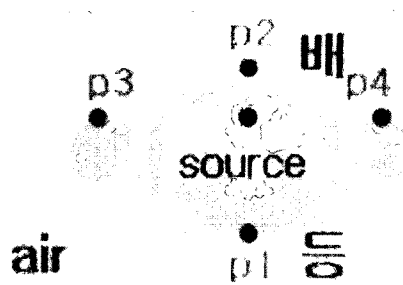


(a) 셀 크기
(a) Cell size



(b) PML 셀 수
(b) Number of PML cells

그림 2. 인체 모델 시뮬레이터의 수렴도 검사
Fig. 2. Convergence test of human model simulator.



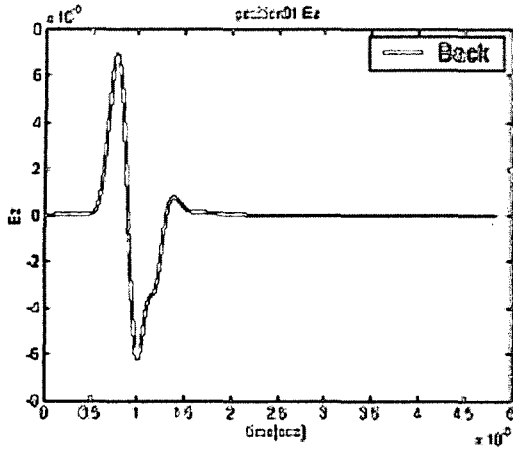
수신 지점	소스로부터 거리 [cm]
p1	18
p2	8.8
p3	22.8
p4	21.6

그림 3. 시뮬레이션 소스와 수신 지점
Fig. 3. Simulation source and received positions.

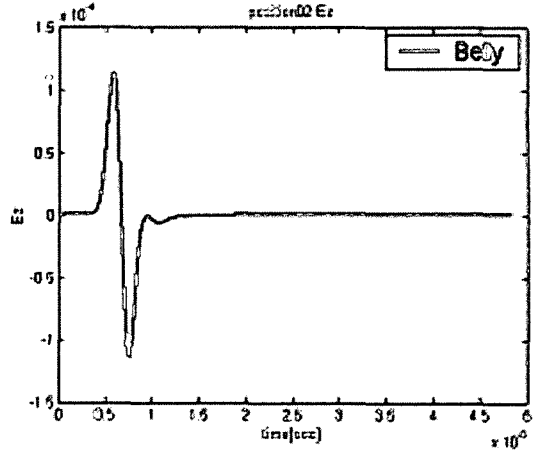
분산 FDTD 기법^[5]을 적용하여 수치 계산하였다. 그림 3은 시뮬레이션 된 소스 지점 및 수신 지점, 소스로부터의 거리를 나타내며, 그림 4는 각 수신 지점 별 시뮬레이션 결과를 나타낸다. x축은 시간으로 단위는 초(sec)이며, y축은 각 위치별 수신파 E_z 를 나타낸다. 결과를 보면 상대적으로 소스로부터 거리가 짧은 수신 지점 p1, p2의 경우에는 인가한 소스 파형에서 형태가 크게 변하지 않고 수신 지점에 도달하지만, 이에 비해 거리가 긴 수신 지점 p3, p4의 경우에는 소스 파형과 형태가 다른 수신파가 나타나는 것을 볼 수 있으며 또한, 4개의 수신 지점 중 거리가 가장 짧은 지점 p2의 수신파 형태 변화가 가장 적으며 나머지 수신 지점에 비해 상대적으로 파의 크기가 가장 크게 나타나는 것을 확인할 수 있다. 그러나 가장 긴 수신 지점 p3에서는 수신파의 형태 변화가 가장 크게 나타난다. 이와 같이 수신 지점에 따라 수신파의 형태가 달라지는 것을 알 수 있다.

IV. 인체 전파 특성

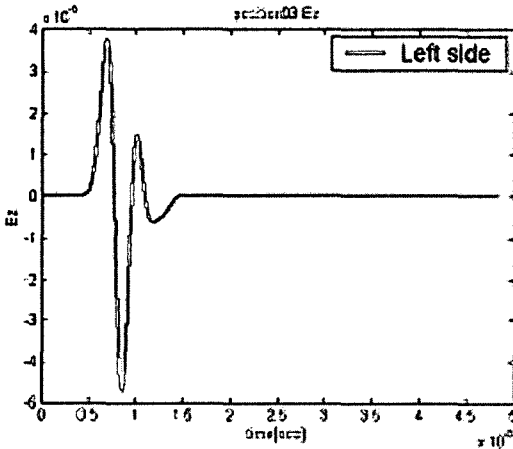
캡슐 내시경의 효과적인 안테나를 설계하기 위해서는 인체 내부에서의 정확한 전파전파 특성을 파악하여야 한다. 전파 모델은 기지국에서 수신국까지 놓인 자연 환경 및 인공 구조물과 같은 산란체에 의해 발생하는 전파파의 분산, 감쇠, 회절, 투과, 다중



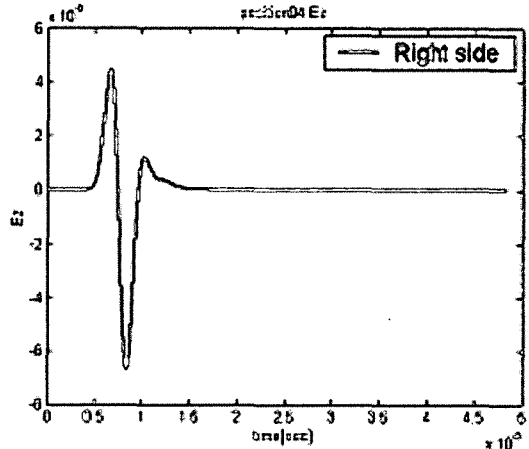
(a) p1: 등
(a) p1: Back



(b) p2: 배
(b) p2: Belly



(c) p3: 왼쪽 옆구리
(c) p3: Left side



(d) p4: 오른쪽 옆구리
(d) p4: Right side

그림 4. 시뮬레이션 결과
Fig. 4. Simulation results.

반사 등의 여러 가지 전파 경로에 대해서 하나의 수식으로 표현함으로써 임의의 새로운 전파 경로 상의 수신파를 계산에 의해서 예측 가능하게 한다^[10]. 따라서 전파 모델은 통신 시스템의 설계에 있어서 매우 중요한 기초 자료로 사용이 가능하다. 실제 송, 수신 사이에 존재하는 여러 산란체가 전혀 없다고 가정하는 자유 공간에서의 전파 경로는 직선 경로이며, 이에 해당하는 전파 모델은 송신 전력에 대한 수신 전력의 비를 나타내는 전파 손실로 표현된다. 이 모델을 인체의 경우에도 적용하게 되면 인체 내부의

소스로부터 인체의 수신 지점까지의 직선 거리에 대해서 입사파에 대한 수신파의 비로서 해당 전파 손실(propagation loss)을 나타낼 수 있다.

$$L = 20 \log_{10} \frac{E_r}{E_t} = 20 \log_{10} \frac{A_r e^{j\phi_r}}{A_t e^{j\phi_t}} \quad (2)$$

$$L_f = \frac{20 \log_{10} \frac{A_r}{A_t}}{d} \quad (3)$$

여기에서 L 은 전파 손실, E_r 은 수신 전계, E_t 는 송신 전계, A_r 은 수신 전계의 크기, A_t 는 송신 전계의

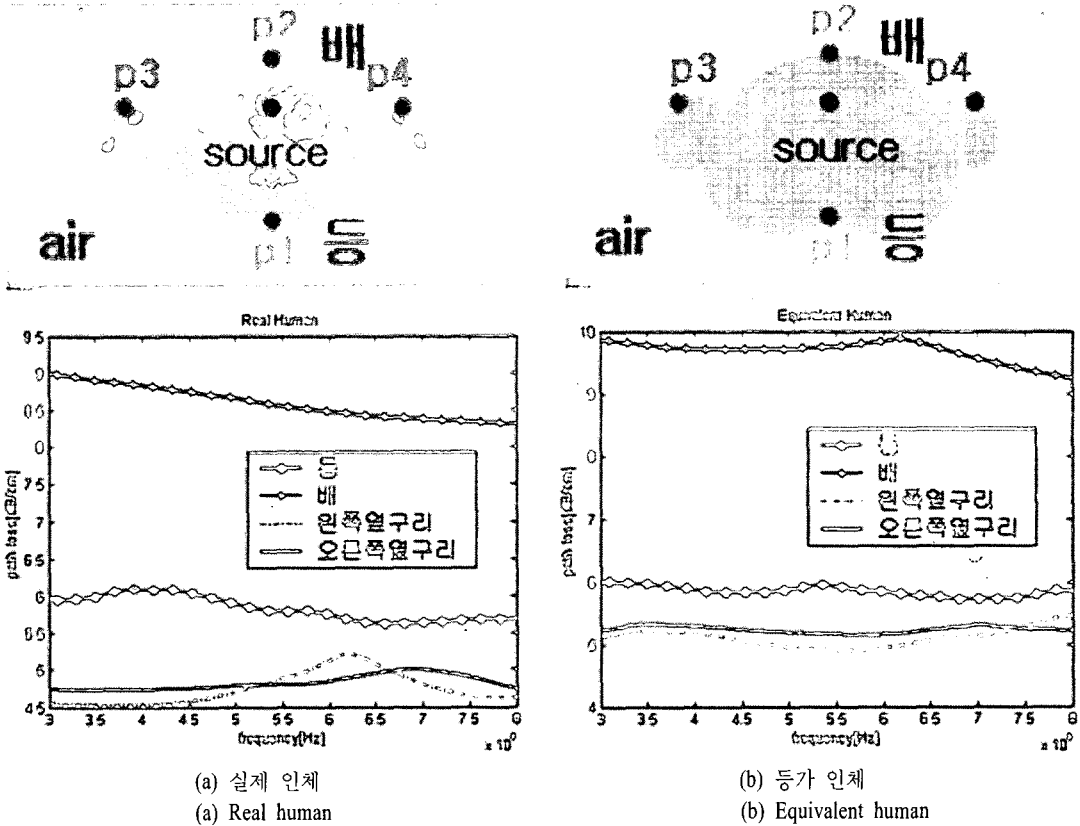


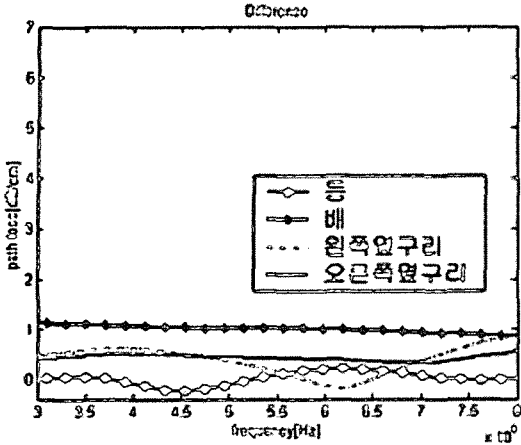
그림 5. 단위 길이 당 경로 손실
Fig. 5. Path loss per unit length.

크기, ϕ_r 는 수신 전계의 위상, ϕ_t 는 송신 전계의 위상을 나타낸다. 또한 L_f 는 단위 길이 당 경로 손실 (path loss per unit length)로 단위는 dB/cm, d 는 송신 지점과 수신 지점 간의 거리를 나타낸다.

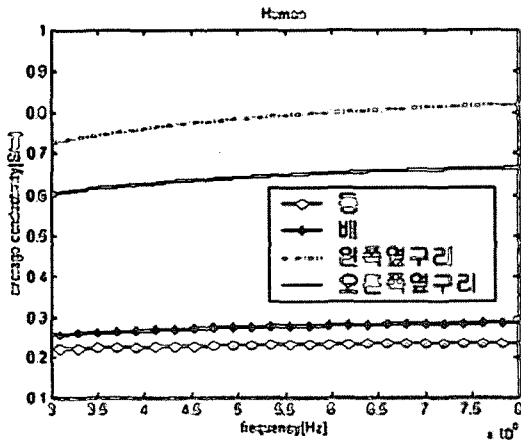
앞에서 구한 시뮬레이션 결과를 이용해 각 위치별 단위 길이 당 경로 손실을 구한 결과는 그림 5(a)와 같다. 그림에서 x축은 주파수로 범위는 $f_{max} = 800$ MHz의 입사파에 대한 FDTD 시뮬레이션의 저 주파수에서의 오차 때문에 300 MHz~800 MHz로 정하였다. y축은 각 위치별 전파 특성인 단위 길이 당 경로 손실을 나타낸다. 그림 5(a)에 의하면 송, 수신 지점 간의 거리가 멀어질수록 단위 길이 당 경로 손실이 줄어드는 경향을 보인다. 이는 인체 내부 경로상의 매질 차이보다는 인체가 심한 비균일, 손실 매질이기에 때문에 해당 주파수 대역에서 4개의 수신 지점 모두 거리가 멀어질수록 급속히 파가 줄어들기 때문이다. 따라서 경로상의 매질 차이에 의한 효과를

잘 살펴보기 어렵다. 이러한 분석이 타당한지를 살펴보기 위해 인체 내부의 모든 조직을 참고문헌 [2]에서 제시하는 인체 평균 매질로 등가적으로 두고 같은 상황에 대해서 시뮬레이션 한 후 단위 길이 당 경로 손실을 구한 결과는 그림 5(b)와 같다. 실제 인체의 경우와 마찬가지로 거리가 멀어질수록 단위 길이 당 경로 손실이 작아짐을 확인할 수 있었다. 즉, 다음과 같은 결과에 의하면 이동 통신에서 많이 사용하고 있는 균일한 매질에 대해 정의된 자유 공간에 대한 전파 손실로 정의하는 전파 모델을 구조적으로 매우 복잡하고 전기적으로 극심한 유전율 값의 차이를 보이는 인체의 경우에 적용하는 데는 문제가 있음을 확인할 수 있다.

그림 5(a)와 (b)의 결과로부터 전파 경로상의 인체 매질에 의한 감쇠 효과를 살펴보기 위해서는 두 값의 차이를 구하면 될 것이다. 그림 5(a)와 (b)의 차이를 나타낸 그림 6(a)의 결과를 보면 배, 양쪽 옆구리, 등



(a) 실제 Lf-등가 Lf
(a) Real Lf-Equivalent Lf



(b) 평균 도전을
(b) Average conductivity

그림 6. 단위 길이 당 경로 손실의 차와 평균 도전을
Fig. 6. Difference of the path loss per unit length and average conductivity.

의 순으로 단위 길이 당 경로 손실이 크게 나타나는 것을 알 수 있다. 이런 결과를 확인하고자 표 1을 이용해서 인체 경로상의 평균 도전을 다음과 같은 식으로 구하였다.

$$\sigma_{ave} = k \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^N \sigma_n^k(f) \sqrt{\epsilon_n(f)} dx}{\sum_{n=1}^N \sqrt{\epsilon_n(f)} dx}} \quad (4)$$

여기에서 σ_{ave} 는 평균 도전율로 단위는 S/m, σ_n 는 도전율, ϵ_n 는 유전율, dx 는 셀 크기를 나타낸다. 계산 결과는 그림 6(b)와 같다. 결과에 의하면 표 1을 보

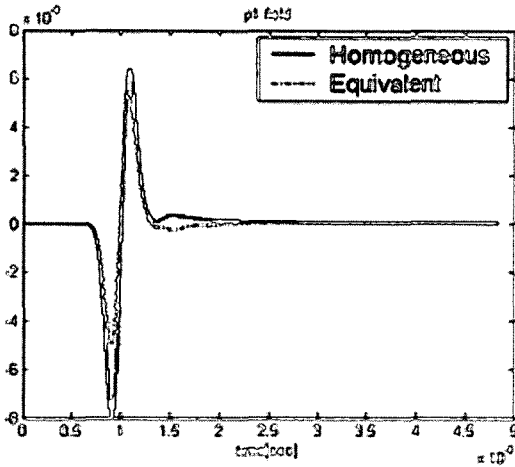
면 알 수 있듯이 인체 내부 조직 특성상 양쪽옆구리 부분의 경로가 손실이 큰 매질이 분포함을 볼 수 있다. 그러나 시뮬레이션 결과인 그림 6(a)에 의하면 옆구리 지점의 단위 길이 당 경로 손실 값이 더 적게 나옴을 볼 수 있다. 이로서 파가 손실이 더 적은 다른 경로로 지나가는 효과가 나타남을 알 수 있다. 이러한 결과를 확인하고자 모든 계산 영역을 평균 매질로 균일하게 채운 경우와 인체에 대해서만 평균 매질로 채운 경우의 수신파를 비교해 보았다. 그 결과는 그림 7과 같다.

결과를 보면 두 개의 그룹으로 나누어서 생각해 볼 수 있다. 우선 상대적으로 소스 지점으로부터 수신 지점까지의 길이가 짧은 p1, p2 지점에서는 비슷한 형태의 파가 같은 시간에 도달하는 것을 알 수 있고, 전체 공간이 평균 매질인 경우에 비해서 인체 내부만 평균 매질인 경우에는 공기와 평균 매질 사이의 경계 불연속에 의해서 반사가 일어나 파의 크기가 줄어드는 것이 그림 7(a), (b)에 나타난다. 그러나 길이가 긴 p3, p4 지점에서는 전혀 다른 형태의 파가 전체 공간이 평균 매질인 경우에 비해서 더 빨리 도달하는 것이 그림 7(c), (d)에 나타난다. 이는 길이가 긴 수신 지점에서는 직선거리가 아닌 인체 표면을 따라 흐르는 표면파(surface wave)가 존재한다고 볼 수 있다. 이런 원인에 의해서 그림 6(a)와 같이 p3, p4 지점에서는 유전율, 도전율 값이 작아 더 속도가 빠른 경로인 인체 표면 즉, 공기로 파가 흘러 직선 경로에 의한 평균 도전율보다 단위 길이 당 경로 손실이 더 적게 나올 수 있다. 따라서 길이가 긴 경우 표면파의 영향을 없애기 위해서는 인체 외부 표면에 정합층(matching layer)이 필요함을 알 수 있다.

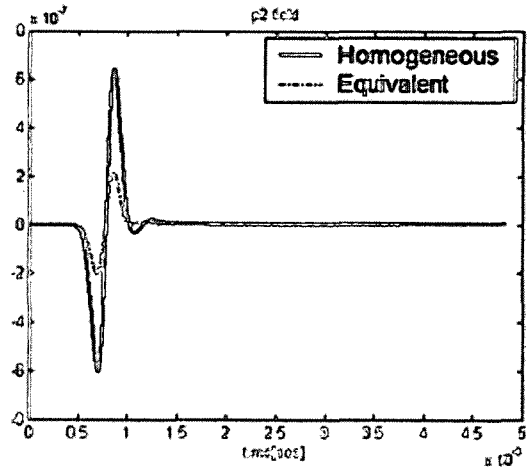
V. 결 론

캡슐 내시경 내부의 안테나를 설계하는데 있어서 인체 내부의 각각 다른 전기적 특성과 복잡성에 의해서 인가 소스의 방사 특성을 구하는 것이 쉽지 않다. 캡슐 내시경의 효과적인 안테나를 설계하기 위하여 인체 내부에서의 정확한 전파전파 특성을 파악하였다.

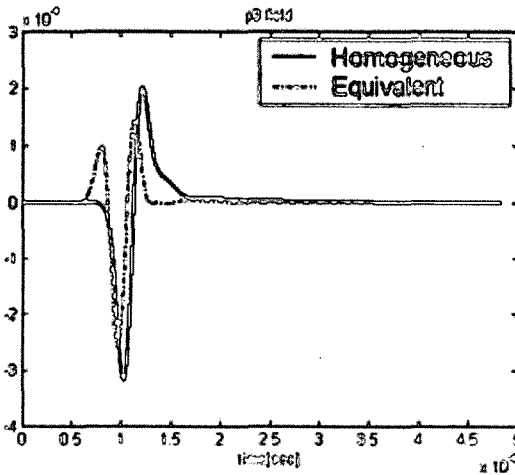
본 논문에서는 인체 내부에 소스를 인가한 경우에 소화관 중 소장울 포함하는 수평층에서 수신파를



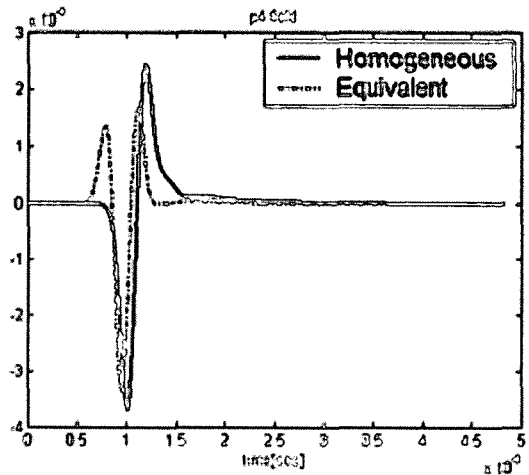
(a) 짧은 경로: p1
(a) Short path: p1



(b) 짧은 경로: p2
(b) Short path: p2



(c) 긴 경로: p3
(c) Long path: p3



(d) 긴 경로: p4
(d) Long path: p4

그림 7. 표면파 확인을 위한 시뮬레이션 결과

Fig. 7. Simulation results for surface wave confirmation.

취하여 비균일, 손실, 분산 매질인 인체의 전파 특성을 구하였다. 인체 내부의 소스로부터 수신 지점까지의 직선 거리에 대해서 입사파에 대한 수신파의 비로 단위 길이 당 경로 손실을 구하였다. 그 결과는 구조적으로 복잡하고 극심한 유전율 값을 갖는 손실 매질인 인체 매질에 의한 경로상의 특성과 잘 맞지 않았다. 이를 제거하고자 실제 인체와 평균 매질로 등가화한 인체에 대한 단위 길이 당 경로 손실의 차를 계산함으로써 인체 내부 경로상의 매질 차이에 의한 단위 길이 당 경로 손실을 알 수 있었다. 그러

나 짧은 경로에서는 계산 결과가 평균 도전율과 일치하나 긴 경로에서는 인체 표면을 따라 흐르는 표면파의 영향으로 계산 결과가 일치하지 않음을 확인할 수 있었다. 이런 표면파의 영향을 없애기 위해서는 인체 외부에 정합층이 필요함을 알 수 있었다.

참고 문헌

[1] W. G. Scanlon, J. B. Burns, "Radiowave propagation from a tissue implanted source at 418 MHz and 916.5

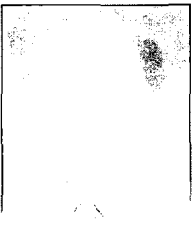
- MHz", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 47, no. 4, pp. 527-534, Apr. 2000.
- [2] J. H. Kim, Y. Rahmat Samii, "Implanted antennas inside a human body: Simulations, designs, and characterizations", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 52, no. 8, pp. 1934-1943, Aug. 2004.
- [3] L. C. Chirwa, P. A. Hammond, S. Roy, and D. R. S. Cumming, "Electromagnetic radiation from ingested sources in the human intestine between 150 MHz and 1.2 GHz", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 50, no. 4, pp. 484-492, Apr. 2003.
- [4] Y. Prakash, S. Lalwani, S. K. S. Gupta, E. Elsharawy, and L. Schwiebert, "Towards a propagation model for wireless biomedical applications", *IEEE International Conference on Communication*, vol. 3, pp. 1993-1997, May 2003.
- [5] Sang Wook Kim, Se Yun Kim, "FDTD simulation of human body for wireless capsule type endoscope", *ITCCSCC 2005 International Technical Conference*, vol. 3, poster 5-14, p. 851, Jul. 2005.
- [6] C. Gabriel, S. Gabriel, "Compilation of the dielectric of body tissues at RF and microwave frequencies", Armstrong Lab., <http://www.brooks.af.mil/AFRL/HED/hedr/reports/dielectric/home.html>
- [7] J. W. Schuster, R. J. Luebbers, "An FDTD algorithm for transient propagation in biological tissue with a Cole Cole dispersion relation", *IEEE Trans. Antennas and Propagation Society International Symposium*, vol. 4, pp. 1988-1991, Jun. 1998.
- [8] O. P. Gandhi, B. Q. Gao, and J. Y. Chen, "A frequency dependent finite difference time domain formulation for general dispersive media", *IEEE Trans. Microwave Theory Tech.*, vol. 41, no. 4, pp. 658-665, Apr. 1993.
- [9] J. P. Berenger, "A perfectly matched layer for the absorbing electromagnetic waves", *J. Comput. Phy.*, vol. 114, pp. 185-200, Aug. 1994.
- [10] J. D. Parsons, *The Mobile Radio Propagation Channel*, John Wiley & Sons, 1992.

김 보 미



2004년 2월: 단국대학교 전자공학과 (공학사)
 2004년 2월~현재: 고려대학교 전파공학과 석사과정
 [주 관심분야] 수치해석, 복소 유전율 측정기법

김 영 식



1973년 2월: 고려대학교 전자공학과 (공학사)
 1977년 8월: 고려대학교 전자공학과 (공학석사)
 1986년 5월: University of Massachusetts at Amherst (공학석사)
 1988년 5월: University of Massachusetts at Amherst (공학박사)

1993년 3월~현재: 고려대학교 전파공학과 교수
 [주 관심분야] 밀리미터파 안테나, front-end 시스템, 이동통신시스템

김 세 윤



1978년 2월: 서울대학교 전기공학과 (공학사)
 1980년 2월: KAIST 전기 및 전자공학과 (공학석사)
 1984년 8월: KAIST 전기 및 전자공학과 (공학박사)
 1986년 11월: KAIST 전기 및 전자공학과 (Post doctor)

1986년 12월~현재: KIST 영상미디어 연구센터 책임연구원

[주 관심분야] 파동의 회절 및 복사, 전자파 Imaging, 안테나 설계, EMI/EMC