

WBAN 시스템용 인체 채널에 대한 경로 손실 모델링

Path-Loss Modeling for Human Channel of WBAN System

문지연 · 김태홍* · 서민경 · 백정기

Ji-Yeon Mun · Tae-Hong Kim* · Min-Gyeong Seo · Jeong-Ki Pack

요 약

본 논문은 WBAN 시스템을 위한 인체에서의 전파의 전파 특성을 분석하였으며, WBAN에 활용되는 MICS 주파수와 ISM 주파수 대역에서 적용될 수 있는 인체 내의 경로 손실을 모델을 제안했다. 인체 조직은 복잡한 장기로 구성되어 있으며, 인체 내부에 프로브 삽입하여 측정하는데 어려움이 따른다. 따라서 실제 인체를 기반으로 한 수치 팬텀을 활용하여 전파 수치 해석을 이용하여 모델링했다. 수치 해석으로는 시간 영역 유한 차분 법에 기반을 둔 상용 소프트웨어인 렘콤사의 XFDTD 6.5를 이용하였고, 인체 전신 모델은 ETRI의 한국인 성인 남성 표준 모델을 사용하였다. 제안된 채널 모델식은 WBAN 시스템의 개발에 많은 도움이 될 것이다.

Abstract

In this paper, we studied the propagation of the radio wave in the human body for WBAN system and proposed the path-loss models applicable in the MICS and ISM frequency band. Human Tissues are composed of complicate organ. So it is difficult to measure to insert the probe in human body. Accordingly, the equations were modelled by electromagnetic analysis using the numerical phantom based on the real human. The numerical analysis used XFDTD 6.5 of Remcom co. in commercial software based on the Finite-Difference Time-Domain method. Human body model used a standard adult Korean model developed by ETRI. The proposed channel models will be very helpful to design the WBAN system.

Key words : Path-Loss, WBAN, MICS, ISM

I. 서 론

우리나라는 2010년 기준으로 65세 이상 고령 인구 비중이 총 인구의 11.3 %로 고령화 시대에 접어들었고, 머지않아 초고령화 사회로 진입이 예상된다. 이에 따라, 초고령화 사회의 대비와 복지 사회 실현을 위해 의료 기술에 IT 기술을 접목하여 인간의 건강을 효과적으로 유지하려는 요구가 증가되고 있다.

이러한 추세에 따라 환자가 의사를 찾는 시대에

서 벗어나 언제, 어디서나 환자의 상태를 모니터링하고, 정보를 실시간으로 병원에 전달하여 환자에게 적절한 의료 서비스를 제공할 수 있는 u-Health 서비스가 부각되고 있다. 이러한 u-Health 서비스에 대한 관심이 증가함에 따라 WBAN(Wireless Body Area Network) 기술이 대두되고 있다^[1].

WBAN은 전파의 도달 거리를 기준으로 인체 내부 및 외부 약 3 m 이내에 장착되는 장치들을 무선 네트워크로 연결하여 기기 간의 상호 통신을 하는 것으로 용도에 따라 수 kbps~수 십 Mbps를 전송하

충남대학교 전파공학과(Department of Radio Science and Engineering, Chungnam National University)

* 충남대학교 전자파환경기술연구센터(ElectroMagnetic Environment Research Center in Chungnam National University)

· 논문 번호 : 20110926-105

· 교신저자 : 백정기(e-mail : jkpack@cnu.ac.kr)

· 수정완료일자 : 2011년 12월 14일

는 새로운 전송 방식으로 정의된다.

WBAN은 응용 분야에 따라 MP3 플레이어와 헤드셋 등의 무선을 이용하여 다양한 미디어 정보를 즐길 수 있는 비의료 분야(non-medical)와 심전도, 근전도 등의 생체 신호를 측정하여 무선으로 데이터를 전송하는 의료(medical) 분야로 구분될 수 있으며, 장치의 위치에 따라 인체 내부(in-body) 통신, 인체 표면(on-body) 통신, 인체 외부(off-body) 통신으로 구분된다.

WBAN에 대한 표준화는 IEEE802.15.6 TG(Technical Group)에서 현재 진행되고 있다^{[2],[3]}. WBAN 시스템의 표준화 중에서 중요한 분야 중 하나가 채널 모델링이다. 그러나 인체 내부에서의 채널 모델링은 직접 측정이 어렵기 때문에 분석이 어렵다. 따라서 정밀한 인체 모델을 활용하여 3차원 전자기 해석을 기반으로 수치 해석을 이용해야 된다.

이 논문에서는 한국인 수치 팬텀 모델을 이용하여 시간 영역 유한 차분법을 활용하여 수치 해석 프로그램인 XFDTD를 이용하여 인체 채널을 모델링하였다. 또한, WBAN 시스템에서 사용되는 주파수 대역인 MICS(Medical Implanted Communication Service), ISM, UWB 신호 중 900 MHz와 2.4 GHz에서 적용될 수 있는 새로운 경로 손실 모델을 제안하였고, 기존 모델과 새로 제안한 모델을 분석하였다.

II. WBAN 채널 모델링 시나리오

최근 의학용 임플란트 장치(MICS)가 많이 개발되고 있다. MICS 주파수 대역은 IEEE와 우리나라에서 402~405 MHz로 정의된다. WBAN 시스템의 채널 모델은 Wearable BAN과 인체 내에 이식되는 이식형 노드간의 Implant BAN으로 분류할 수 있다. 그림 1은 이러한 분류에 의한 채널 모델을 나타낸다. 채널 모델 1(CM1)은 임플란트 장치들 간의 채널을 나타내고, 채널 모델 2(CM2)는 임플란트 장치와 인체 표면 및 외부 장치 간의 채널을 나타낸다. 채널 모델 3은 인체 표면에 있는 장치 간의 채널을 나타내고, 채널 모델 4는 인체 표면과 외부 장치 간의 채널을 나타낸다.

표 1은 그림 1의 WBAN 채널 모델들에서 IEEE에서 표준화 작업이 진행되고 있는 7개의 세부 시나리오

표 1. 채널 모델링 시나리오

Table 1. Scenarios for channel modeling.

시나리오	구분	주파수 대역	채널 모델
S_1	Implant to implant	402~405 MHz	CM1
S_2	Implant to body surface	402~405 MHz	CM2
S_3	Implant to external	402~405 MHz	CM2
S_4	Body surface to body surface(LOS)	TBD (f_1, \dots, f_n)	CM3
S_5	Body surface to body surface(NLOS)	TBD (f_1, \dots, f_n)	CM3
S_6	Body surface to external(LOS)	TBD (f_1, \dots, f_n)	CM4
S_7	Body surface to external(NLOS)	TBD (f_1, \dots, f_n)	CM4

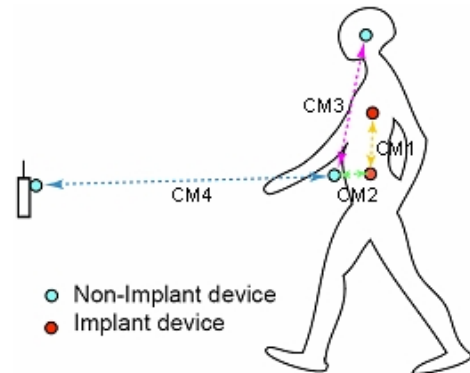


그림 1. WBAN 시스템에서의 채널 모델

Fig. 1. Channel models in the WBAN system.

를 나타낸다^{[4]~[8]}. 7가지의 세부 시나리오 중에서 임플란트 장치가 들어 있는 시나리오 S_1, S_2, S_3 의 경우 몸속에 측정 프로브를 넣는 것이 힘들고, 많은 위치에 대한 측정이 어렵기 때문에 측정을 통한 채널 모델링은 비효율적이다. 따라서 시뮬레이션을 통하여 채널 모델링을 하는 것이 효과적이다. 본 논문에서는 S_1 과 S_2 에 대하여 수치 해석적 방법으로 채널 모델링을 수행하고 새로운 경로 손실 모델을 제시하였다.

균질한 매질에서의 전파의 경로 손실은 아래의 식 (1)로부터 구할 수 있다.

$$P_d = P_T G_T G_R e^{-2\alpha d} \left(\frac{\lambda}{4\pi d} \right)^2 \quad (1)$$

(단, P_d 는 d 거리에서 수신 전력, P_T 는 송신 전력, G_T 는 송신 안테나 이득, G_R 는 수신 안테나 이득, α 는 감쇠 상수, λ 는 파장, d 는 송수신 사이의 거리이다.)

식 (1)에서의 손실은 감쇠 손실($e^{-2\alpha d}$)과 방사 손실($\frac{\lambda}{4\pi d}$)²로 나뉜다. 감쇠 손실은 전파가 손실이 있는 매질에 전파함에 따라 생기는 손실이고, 방사 손실은 방사 거리에 따라 생기는 손실이다.

표 2는 MICS 주파수 대역 403 MHz에서 인체의 주요 기관의 전기적 특성을 나타낸다. 심장, 간, 위, 근육과 같은 물 함량이 많은 조직은 상대 유전율과 도전율이 높고, 지방이나 뼈처럼 물의 함량이 적은 조직은 상대 유전율과 도전율이 작다.

그림 2는 조직에 따라 거리에 따른 손실을 식 (1)을 이용하여 계산한 결과이다. 식 (1)은 근접 거리에서는 오차가 크므로 일정한 거리를 두고 계산하는데, 각 조직에 따라 파장이 다르므로 동일한 지점이라도 4개의 조직의 손실 값이 다르게 시작된다. 심장처럼 상대 유전율과 도전율이 높은 조직은 30 cm 전파 시 약 80 dB 이상 감쇠가 일어나고, 지방과 같은 조직의 경우에는 약 20 dB의 감쇠가 일어남을 알 수 있다.

그림 3은 한국전자통신연구원에서 제작된 한국인 성인 남성 팬텀 모델을 보인 것이다. 생체 조직의 분류는 FCC에 의해 주요 43개의 조직으로 분류된다^[9].

표 2. MICS 주파수 대역에서 생체 조직의 전기적 특성
Table 2. Electrical characteristics of biological tissues in the MICS frequency band.

주요 조직	상대 유전율	도전율
심장(heart)	66.03	0.97
간(liver)	51.18	0.65
위(stomach)	67.46	1.00
근육(muscle)	57.62	0.83
지방(fat)	5.58	0.04
뼈(bone)	13.14	0.09

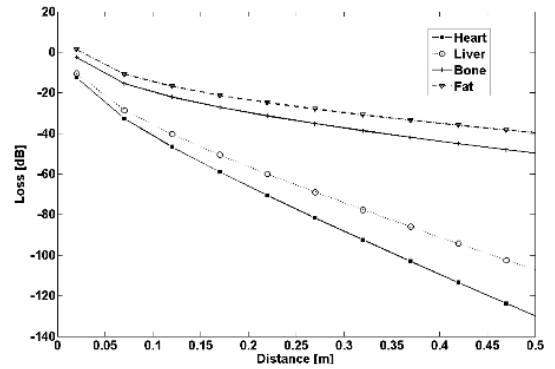


그림 2. 생체조직의 종류에 따른 경로 손실
Fig. 2. Path loss according to kinds of biological tissues.

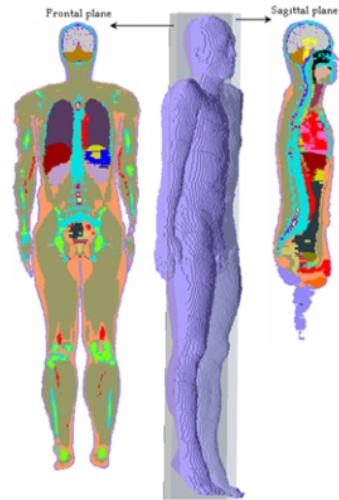


그림 3. 한국인 성인 팬텀 모델
Fig. 3. Korean adult phantom model.

그림 3의 한국인 전신 팬텀의 조직은 43개의 조직 중에서 혈액, 피부 등 26개의 조직으로 구성되어 있고, voxel 크기는 3 mm, 총 voxel의 수는 2,825,775 개이다.

III. WBAN 시스템의 채널 모델링

WBAN 시스템의 개발에 활용될 경로 손실을 모델링하기 위해서는 캡슐형 내시경, 심장 박동기 등과 같은 장치가 인체 내 송신기가 위치할 수 있는 곳에서 거리에 따른 경로 손실을 계산해야 한다. 송신기가 위치하는 곳의 위치는 송신기가 설치되는 곳의 위치는 WBAN 시스템에 적용할 수 있도록 장치가

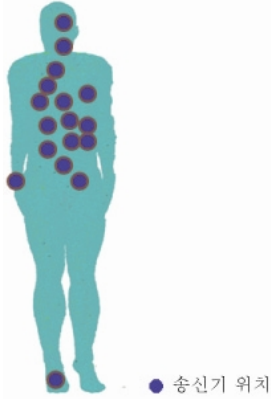


그림 4. 인체 내 송신기 위치
Fig. 4. Transmitters position in body.

부착될 수 있는 곳 중에서 몸속 깊은 조직에 8군데, 피부와 가까운 곳에 9곳을 하여 총 17군데의 시뮬레이션을 수행하였다. 몸속 깊은 조직은 피부로부터 10 mm 침투된 깊이를 기준으로 한다. 그림 4는 분석에 사용된 송신기 위치를 나타낸다. 송신기는 MICS 장치가 위치를 고려하여 식도 내부, 위 끝 부분, 소장, 팔 손목 부근, 둔부 위쪽 등 부분, 왼쪽 흉근, 오른쪽 복강, 심장 앞 부분, 오른쪽 목, 오른쪽 머리 앞 부분, 발바닥 등에 위치시켰다.

수신점은 몸 속에 112점, 피부와 근접한 곳의 174 점에 대하여 각각 계산하였다. 시뮬레이션은 경로 손실을 계산하기 위해 정현파를 인가해 주었고, 해석 방법은 시간 영역 유한 차분법을 기반으로 하는 상용 툴인 Remcom사의 XFDTD 6.5를 이용하였다. 경로 손실은 통상적으로 One-slope 모델인 식 (2)로 모델링되어 왔다^[10].

$$PL(d) = PL(d_0) + 10n \log_{10}(d/d_0) + S \quad (2)$$

(단, d_0 는 기준 위치로 5 mm, S 는 제로 평균과 σ_s 의 표준 편차의 정규 분포를 따르는 추계항)

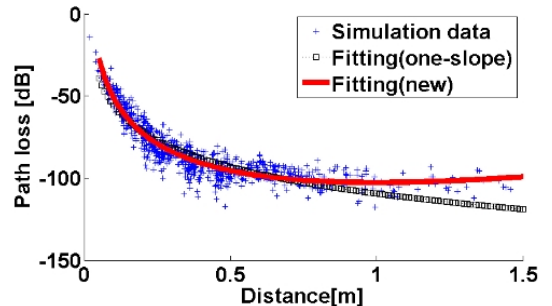
하지만 One-slope 모델은 방사 손실 부분만 표현하고 있어서 손실이 많은 인체 모델에는 적합하지 않다. 따라서 감쇠 손실을 고려하기 위하여 식 (2)에 감쇠 손실에 해당되는 선형항을 삽입하여 식 (3)으로 보정한 경로 손실 모델을 사용하여 채널 모델링을 수행하였다.

$$PL(d) = PL(d_0) + 10n \log_{10}(d/d_0) + Ad + S \quad (3)$$

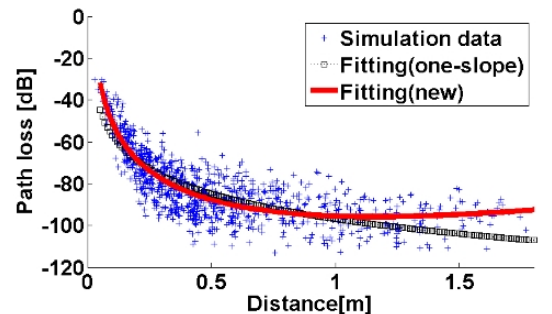
(단, A 는 상수임)

그림 5와 6은 MICS 주파수 대역인 403 MHz에서 송신기의 위치에 따라 17번의 FDTD 시뮬레이션을 수행한 후 수신 거리에 따른 경로 손실을 계산한 결과와 식 (2)와 (3)으로 최소 자승 오차가 최소가 되도록 피팅한 결과이다. 그림 5는 시나리오 1(S_1) 환경, 그림 6은 시나리오 2(S_2) 환경에서 송신기 위치에 따른 결과를 나타낸다. 그림 5에서 (a)는 몸속 깊은 곳에 위치하는 송신기 8개, (b)는 피부와 가까운 곳에 위치하는 송신기 9개에 대하여 몸속 수신점 112개를 피팅한 결과이고, 그림 6에서의 (a)는 몸속 깊은 곳에 위치하는 송신기 8개, (b)는 피부와 가까운 곳에 위치하는 송신기 9개에 대하여 피부와 근접한 곳의 174개를 피팅한 결과를 보인 것이다.

피팅한 결과로는 1 m 이후 먼 거리에서는 오히려 경로 손실 값이 줄어드는 경향이 나타난다. 이런 현상이 나타나는 이유는 가까운 거리에서는 대부분 전

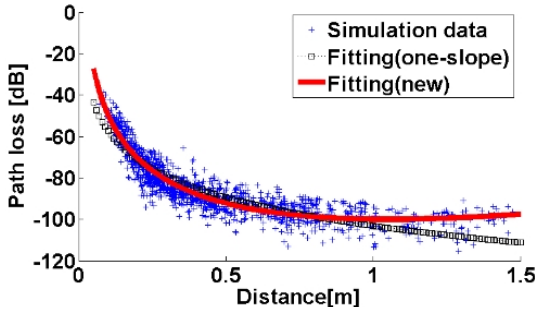


(a) 몸속 깊은 곳 이식 장치와 타 이식 장치 사이의 경로 손실
(a) Deep tissue implant to another implant

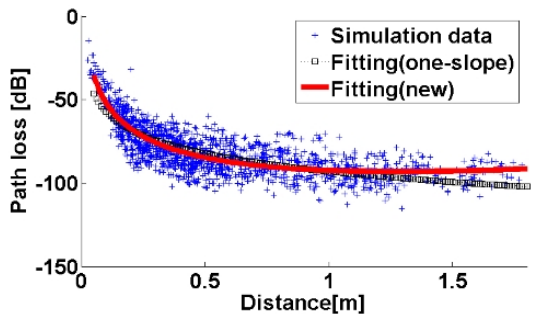


(b) 피부와 가까운 위치의 이식 장치와 타 이식 장치 사이의 경로 손실
(b) Near surface implant to another implant

그림 5. MICS 주파수에서 S_1 의 경로 손실
Fig. 5. Path-loss for S_1 at MICS frequency.



(a) 몸속 깊은 위치의 이식 장치와 피부와 근접한 수신점 사이의 경로
(a) Deep tissue implant to body surface



(b) 피부와 가까운 위치의 이식 장치와 피부와 근접한 수신점 사이의 경로
(b) Near surface implant to body surface

그림 6. MICS 주파수에서 S_2 의 경로 손실
Fig. 6. Path-loss for S_2 at MICS frequency.

파의 전달 경로가 인체 내에서만 이루어지는 데 반하여 거리가 먼 곳, 가령 머리 부근에서 송신하고 다리 부근에서 수신한 경우에는 전파가 인체 내에서 투과하여 나온 후 인체 내부보다 손실이 훨씬 적은 공기 중으로 전파하여 다시 인체 내부에서 수신되는 다른 전파 경로가 생기기 때문에 나타난다. 그러므로 거리가 증가함에 따라서 항상 감소하는 one-slope 모델은 이와 같은 환경에서는 적합하지 않고, 이 논문에서 제안된 식으로 보정을 해 줄 필요가 있다.

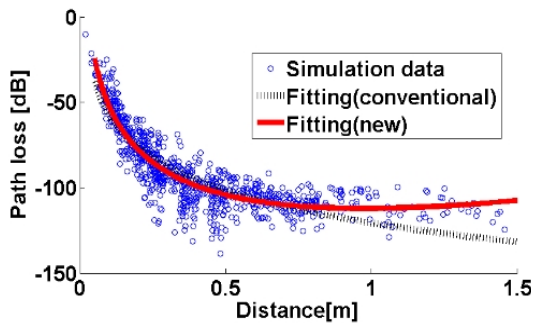
표 3은 그림 5와 6의 피팅한 결과를 정리한 것이다. One-slope 모델의 결과를 보면, 자유 공간에서 경로 손실의 경로 손실 감쇠 지수(n)는 자유 공간 값인 2 보다 큰 3.6~5.4로 나타났고, 송신기 위치가 깊은 곳에 있을 때 그 값이 더 크게 나타났다. One-slope 모델과 제안한 모델을 비교해 보면 선형 항을 새로 추가한 모델이 기존 모델보다 피팅 오차가 줄어들었다. 또한, 송신기의 위치가 피부 표면에 가까이 있는

표 3. MICS 주파수에서 두 모델에 대한 피팅 결과 비교

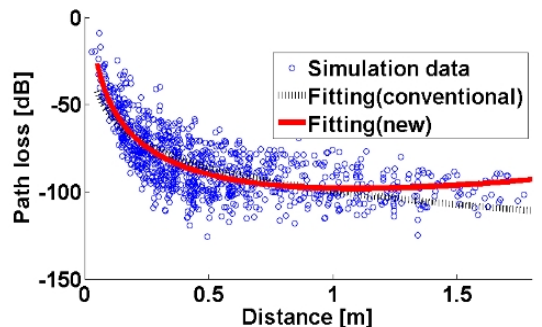
Table 3. Comparison of the fitting results for two models in the MICS frequency.

구분		$PL(d_0)$	n	A	σ_s	
S_1 (Implant to implant)	One slope	Deep tissue	39.3	5.4	-	7.1
		Near surface	44.9	4.0	-	9.0
	New	Deep tissue	29.1	8.5	-36.8	6.0
		Near surface	33.0	6.8	-25.3	8.3
S_2 (Implant to body surface)	One slope	Deep tissue	43.6	4.6	-	6.2
		Near surface	46.5	3.6	-	8.9
	New	Deep tissue	29.0	8.0	-33.0	5.2
		Near surface	36.5	5.8	-19.8	8.3

경우에 표준 편차인 σ_s 값이 더 크게 나타난다. 그 이유는 피부 표면 근처에서 송신한 전자파가 인체를 통해서만 수신되는 게 아니라 자유 공간을 통해서도

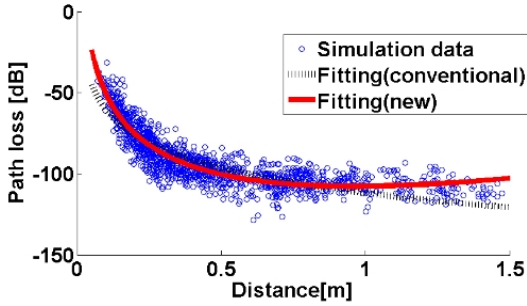


(a) 몸속 깊은 곳 이식 장치와 타 이식 장치 사이의 경로
(a) Deep tissue implant to another implant

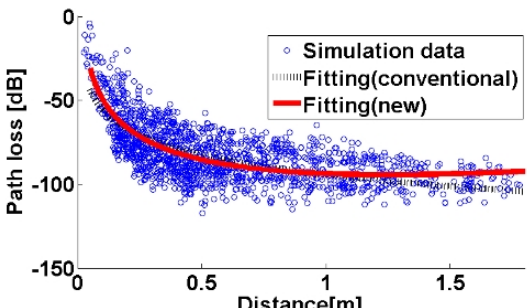


(b) 피부와 가까운 위치의 이식 장치와 타 이식 장치 사이의 경로
(b) Near surface implant to another implant

그림 7. 900 MHz 주파수에서 S_1 의 경로 손실
Fig. 7. Path-loss for S_1 at 900 MHz frequency.



(a) 몸속 깊은 위치의 이식 장치와 피부와 근접한 수신점 사이의 경로
(a) Deep tissue implant to body surface



(b) 피부와 가까운 위치의 이식 장치와 피부와 근접한 수신점 사이의 경로
(b) Near surface implant to body surface

그림 8. 900 MHz 주파수에서 S_2 의 경로 손실
Fig. 8. Path-loss for S_2 at 900 MHz frequency.

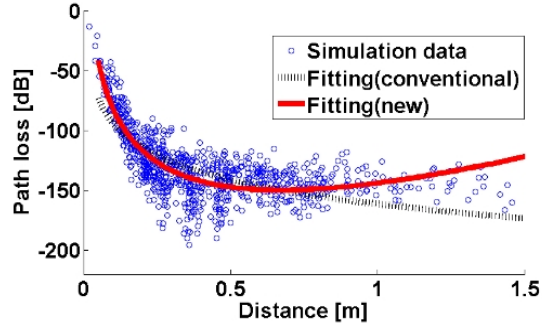
표 4. 900 MHz 주파수에서 두 모델에 대한 피팅 결과 비교

Table 4. Comparison of the fitting results for two models in 900 MHz frequency.

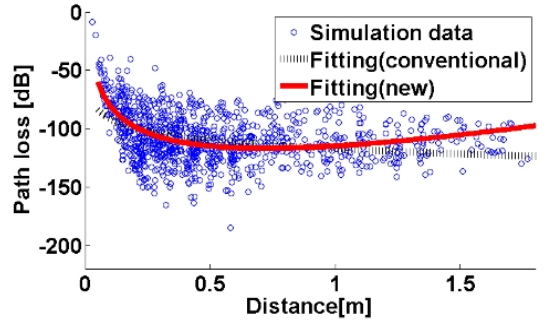
구분		PL(d_0)	n	A	σ_s	
S_1 (Implant to im-plant)	One slope	Deep tissue	38.2	6.3	-	10.5
		Near surface	42.6	4.4	-	12.6
	New	Deep tissue	26.5	10	-44.5	9.1
		Near surface	28.1	7.8	-31.0	11.8
S_2 (Implant to body surface)	One slope	Deep tissue	45.2	5.1	-	8.4
		Near surface	43.6	3.9	-	12.0
	New	Deep tissue	25.9	9.6	-43.6	7.1
		Near surface	32.2	6.5	-22.4	11.5

전파되어 수신이 되기 때문이다.

그림 7과 8은 900 MHz에서 피팅한 결과, 그림 9와 10은 2.4 GHz에서 시나리오별로 피팅한 그래프



(a) 몸속 깊은 곳 이식 장치와 타 이식 장치 사이의 경로
(a) Deep tissue implant to another implant



(b) 피부와 가까운 위치의 이식 장치와 타 이식 장치 사이의 경로
(b) Near surface implant to another implant

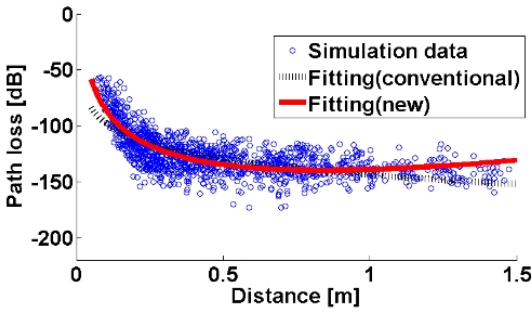
그림 9. 2.4 GHz 주파수에서 S_1 의 경로 손실
Fig. 9. Path-loss for S_1 at 2.4 GHz frequency.

표 5. 2.4 GHz 주파수에서 두 모델에 대한 피팅 결과 비교

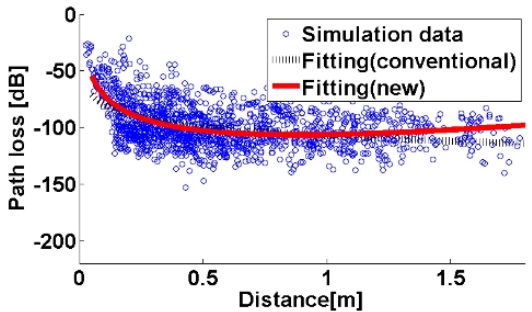
Table 5. Comparison of the fitting results for two models in 2.4 GHz frequency.

구분		PL(d_0)	n	A	σ_s	
S_1 (Implant to im-plant)	One slope	Deep tissue	73.4	6.8	-	18.4
		Near surface	83.8	2.6	-	19.7
	New	Deep tissue	66.3	10.0	-46.8	16.3
		Near surface	62.5	7.5	-45.6	18.6
S_2 (Implant to body surface)	One slope	Deep tissue	83.9	4.6	-	12.8
		Near surface	71.6	2.7	-	17.0
	New	Deep tissue	61.0	10.0	-51.7	11.6
		Near surface	56.3	6.2	-30.2	16.4

를 나타낸다. 또한, 표 4와 5는 900 MHz와 2.4 GHz 주파수에서 피팅한 결과를 보인 것이다. 해석 결과를 살펴보면 주파수가 900 MHz, 2.4 GHz로 높아짐



(a) 몸속 깊은 위치의 이식 장치와 피부와 근접한 수신점 사이의 경로
 (a) Deep tissue implant to body surface



(b) 피부와 가까운 위치의 이식 장치와 피부와 근접한 수신점 사이의 경로
 (b) Near surface implant to body surface

그림 10. 2.4 GHz 주파수에서 S_2 의 경로 손실
 Fig. 10. Path-loss for S_2 at 2.4 GHz frequency.

에 따라 파장이 짧아지므로 손실이 커지고, 피팅 오차인 σ_s 값도 더 커지는 것을 알 수 있다.

IV. 결 론

본 논문에서는 현재 많은 연구와 표준화가 진행되고 있는 WBAN 시스템에서 인체 내의 경로 손실 모델을 제안하였다. 모델링은 MICS 대역과 ISM 대역인 900 MHz와 2.4 GHz의 세 주파수 대역에 대하여 수행하였다. 7개의 시나리오 중에서 직접 측정이 불가능한 시나리오 1(S_1)과 2(S_2)의 환경에 대해 채널을 모델링하고 파라미터 값을 추출하였다.

시뮬레이션에 사용된 인체 모델은 한국인 표준 20대 성인 남성 모델을 사용하였고, 시뮬레이션은 상용 소프트웨어인 램콤사의 XFDTD를 이용하였다. WBAN 장치가 위치할 곳을 고려하여 송신 위치를 17개를 정하여 수행하였고, 수신 위치는 몸의 286곳

을 이용하였다. 제안된 경로 손실 모델은 기존의 one-slope 모델보다 정확한 결과를 나타낸다. 이러한 채널 모델링된 파라미터 값은 현재 진행되고 있는 WBAN 채널 모델링 및 WBAN 장치의 개발에 도움이 되리라 생각된다.

참 고 문 헌

- [1] 장병준, 최선웅, "Wireless Body Area Network 기술 동향", 한국전자과학회지 전자파기술, 19(3), pp. 35-45, 2008년 5월.
- [2] <http://www.ieee802.org/15/pub/TG6.html>
- [3] Huan-Bang Li, Ryuji Kohno, "Body area network and its standardization at IEEE 802.15.BAN", *Proc. MWCS2007*, Jul. 2007.
- [4] Kamyā Yekeh Yazdandoost, Ryuji Kohno, "Wireless communications for body implanted medical devices", in *Proc. APMC2007*, Dec. 2007.
- [5] J. Ryckaert, P. De Doncker, R. Meys, A. de Le Hoye, and S. Donnay, "Channel model for wireless communication around human body", *Electronics Letters*, vol. 40, issue 9, pp. 543-544, Apr. 2004.
- [6] Yue Ping Zhang, Qiang Li, "Performance of UWB impulse radio with planar monopoles over on-human-body propagation channel for wireless body area networks", *IEEE Trans. on Antennas and Propagation*, vol. 55, issue 10, pp. 2907-2914, Oct. 2007.
- [7] Hassan Ghannoum, Raffaele D'Errico, Christophe Roblin, and Xavier Begaud, "Characterization of the UWB on-body propagation channel", *Proc. European Conference on Antennas and Propagation*, 2006.
- [8] Kamyā Yekeh Yazdandoost, Kamran SayrafianPour, "Channel Model for Body Area Network(BAN)", IEEE 802.15.6, Sep. 2008.
- [9] S. Gabriel, R. W. Law, and C. Gabriel, "The dielectric properties of biological tissue: III. Parametric models for the dielectric spectrum of tissues", *Phys. Med. Biol.*, vol. 14, pp. 2271-2293, 1996.
- [10] IEEE P802.15-08-0033-05-0006 Channel model for body area network(BAN).

문 지 연



2011년 2월: 충남대학교 전기정보통신공학부 전자전파정보통신 (공학사)
2011년 3월~현재: 충남대학교 전파공학과 석사과정
[주 관심분야] 전자파 인체 영향, 전자파 전파

서 민 경



2011년 2월: 충남대학교 전기정보통신공학부 전자전파정보통신전공 (공학사)
2011년 3월~현재: 충남대학교 전파공학과 석사과정
[주 관심분야] 전자파 인체 영향, 전자파 전파

김 태 홍



1997년 2월: 전남대학교 전자공학과 (공학사)
1999년 2월: 전남대학교 전자공학과 (공학석사)
2005년 2월: 전남대학교 전기정보통신공학과 (공학박사)
2002년 5월~2006년 2월: 전남대학교 고품질전기전자부품 및 시스템 연구센터 전문연구요원
2006년 3월~현재: 충남대학교 전자파환경기술연구센터 연구교수
[주 관심분야] 전자파수치 해석, 수동소자 설계

백 정 기



1978년 2월: 서울대학교 전자공학과 (공학사)
1985년 9월: Virginia Tech. 전자과 전파 (공학석사)
1988년 9월: Virginia Tech. 전자과 전파 (공학박사)
1978년 3월~1983년 2월: 국방과학연구소
1988년 10월~1989년 2월: 한국전자통신연구원
1989년 3월~1995년 2월: 동아대학교 전자공학과 부교수
2009년 1월~2009년 12월: 한국전자과학회 학회장
1995년 2월~현재: 충남대학교 전파공학과 교수
2002년 3월~현재: 충남대학교 전자파환경기술연구(EM-ERC) 센터장
[주 관심분야] 전자파 전파, 전자파 산란, 전자파 인체 영향