

임펄스 응답 신호를 이용한 인체 채널 분석

Analysis of Human Body Channel Based on Impulse Response Signals

강 태 욱[★], 이 재 진^{**}, 오 왕 록^{***}

Taewook Kang^{*}, Jae-Jin Lee^{**}, Wangrok Oh^{***}

Abstract

This study presents an analysis of the human body channel as an electric signal path using body impulse response (BIR). The human body communications (HBC) has recently emerged as an effective signal transmission method to create wireless body area networks (WBAN). We provide body channel characteristics based on measured BIR in a proper experimental environment for the HBC using capacitive coupling with a customized channel sounding device, which can be applied as a guideline for the HBC system design. The frequency response of the BIR, extracted by a customized signal processing for the measure signals, shows the channel path loss (CPS) between 0 MHz and 100 MHz with an average CPS of approximately 46.8 dB. In addition, the relative noise power distributions can provide estimations on the signal to noise ratio at the HBC receiver in terms of capacitor and resistor values in the measured frequency band and the frequency band lower than 3 MHz considering the baseband signal detection.

요 약

본 연구에서는 전기 신호 경로로서의 인체 채널에 대해 임펄스 응답 신호를 이용한 분석 결과를 제시한다. 최근, 인체 통신(human body communications)은 착용형 또는 임플란트형 센서 디바이스 간의 통신 방법으로 인체 영역 통신망(wireless body area networks)을 구성하는 효과적인 접근방법으로 제시되고 있다. 인체 통신 시스템 설계에 중요한 지침인 인체 채널 특성 제공을 위해, 자체 제작한 채널 응답측정장치를 사용하고 용량성 커플링(capacitive coupling) 특성에 적합한 실험환경을 구축하여 측정을 수행하고 그 분석한 결과를 제시한다. 측정 신호에 대한 신호처리 과정으로 임펄스 응답을 효과적으로 추출하여, 0 MHz에서 100 MHz 사이의 주파수 분석을 통해 평균 경로 손실 약 46.8 dB를 제시하고 주파수별 경로 손실 특성을 확인할 수 있다. 또한, 본 연구는 인체 통신 시스템의 수신기 신호 대 잡음비(signal-to-noise ratio) 예측을 위한 수신기 필터의 커패시터와 저항값 변화에 따른 전체 측정 주파수와 기저 대역 신호의 검출 성능 결정에 영향을 주는 3 MHz 이하 대역에서의 상대적인 잡음 전력을 제시하였다.

Key words : Impulse response, human body channel, human body communications, channel modeling, wireless body area networks

* Electronics and Telecommunications Research Institute and Dept. of Radio and Information Communications Engineering, Chungnam National University

** Electronics and Telecommunications Research Institute

*** Dept. of Radio and Information Communications Engineering, Chungnam National University

★ Corresponding author

E-mail : twkang@etri.re.kr, Tel : +82-042-860-1534

※ Acknowledgment

This work was supported by Electronics and Telecommunications Research Institute (ETRI) grant funded by the Korea government. [22ZB1100, Development of Creative Technology for ICT].

Manuscript received Feb. 12, 2022; revised Mar. 21, 2022; accepted Mar. 22, 2022.

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

I. 서론

미래 헬스케어 시스템(health-care system)에서는 웨어러블 장치(wearable device) 또는 임플란터블 장치(implantable device) 등을 통해 생체신호를 모니터링하여 질병을 조기에 진단하고 만성질환 환자의 갑작스러운 이상 징후에 대해 신속한 대응이 가능할 것이다[1]. 사용자에게 착용 또는 삽입된 센서를 통해 electrocardiogram (ECG), electroencephalography(EEG) and photoplethysmogram(PPG)와 같은 생체신호를 측정하고, 이런 생체신호들은 인체 영역 통신망(wireless body area networks)을 통해 데이터의 수집과 분석이 가능한 스마트폰 또는 스마트워치 등으로 전달될 수 있다[2, 3]. 최근 인체 통신기술(human body communications)은 인체 영역 통신망을 효과적으로 구현하는 방법으로 주목받고 있다[4, 5]. 인체 통신은 인체를 데이터 통신 채널을 사용하여 무선 전송을 위해 추가의 전력을 사용하지 않고 접촉을 통해 전송 거리를 효과적이고 직관적으로 증가시키는 방법이다.

그러나 최근의 연구결과들에 의하면 웨어러블 또는 임플란터블 장치에 적용하기 위해 인체 통신의 장치 크기가 감소하거나, 배터리 전원 동작에 의한 외부 접지와 분리된 환경에서는 전송 신호에 대한 경로 손실이 증가하여 통신 안정성이 떨어진다[6]. 본 연구는 신호가 전송되는 충분한 인체 내 거리를 확보하고 인체 영역 통신망에서 요구하는 Mbps급의 높은 데이터를 전송하는데 갈바닉 커플링(galvanic coupling)보다 장점이 있는 용량성 커플링(capacitive coupling)을 인체에 신호를 인가하는 방법으로 결정하였다[7]. 이런 관점에서, 본 연구는 용량성 커플링을 이용하는 인체 통신 시스템 설계에 지침을 제공할 수 있는 임펄스 응답(impulse response) 기반 인체 채널 모델을 제공한다.

본 연구에서는 인체 통신의 통신 경로를 스마트폰 또는 스마트워치 착용을 고려한 손목 또는 손에 위치한 인체 통신 장치와, 주변 접지와 가장 먼 위치에 있어 경로 손실이 가장 큰 머리에 위치한 인체 통신 장치 사이로 한정하였다[8]. 머리에 위치한 장치는 임플란터블 환경을 고려하여 인조 피부 아래 장치가 위치할 수 있는 기구물을 제작하여 채널측정 시 머리에 착용하였다. 제작한 채널측정용 펄스 송신기는 인체에 10 ns의 펄스를 인가하고, 인체를 통과한 펄스 신호는 오실로스코프를 사용하여 측정하였다[9, 10]. 이때, 주변 잡음에 대한 신호 왜곡을 최소화하기 위해 실험은 전자파 차폐실(radio frequency

shielding room)에서 수행하였다. MATLAB을 이용하여 측정된 신호에 대한 신호처리 과정을 거쳐, 송신된 신호에 대한 임펄스 응답 수신 신호를 추출하였고, 추출한 수신 신호에 대해 0 MHz에서 100 MHz 대역의 주파수에 따른 크기 응답(magnitude response)를 분석하였다. 또한, 본 연구는 측정된 잡음 신호를 분석하여 0 MHz에서 100 MHz 주파수 대역과 0 V 베이스 라인(base-line)을 기준으로 기저대역(baseband) 신호 분석 시 큰 영향을 줄 수 있는 3 MHz 이하의 대역에서 수신기의 커패시턴스와 저항값에 따른 잡음 전력 분석하여 제시한다.

II. 본론

1. 인체 채널 모델

그림 1은 손목에 수신기가 위치하고, 머리 피부 아래 송신기가 위치한 경우를 예로 나타낸 인체 신호전송 채널 환경을 제시한다[5]. 본 연구는 인체에 신호를 전송하기 위해 직접적인 전류를 흘려야 하는 갈바닉 커플링이 아닌 인체에 전류를 흘리지 않고도 인체에 삽입하거나 접촉한 장치의 접지 전극과 지면 접지와와의 전위(electric potential) 변화 즉, 커패시턴스에 의한 전압 변화를 이용하여 신호를 전송하는 용량성 커플링 방식을 적용하였다[5]. 각 송신기와 수신기는 신호전극과 접지전극을 포함하고 있으며, 신호전극을 통해 인체에 신호를 인가하고 접지 전극은 플로팅(floating) 되어 있다. 인체 채널에서 생성되는 커플링 커패시턴스(coupling capacitance)는 장치의 접지와 인체, 장치의 접지와 지면 접지, 인체와 지면 접지 등으로 구성된다. 장치의 접지와 지면 접지 간 커플링 커패시턴스가 클수록, 장치의 접지와 인체 간의 커플링 커패시턴스가 작을수록 경로 손실은 감소한다[9].

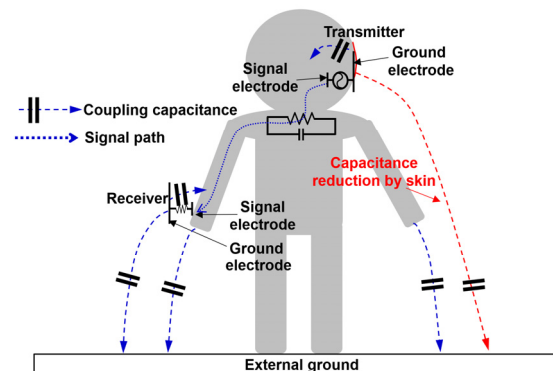


Fig. 1. Body channel model of capacitive coupling.

그림 1. 용량성 커플링 인체 채널 모델

2. 인체 채널 측정 장치

본 연구에서 수행한 인체 채널 측정 실험은 기존 연구 [10] 에서 제시한 실험환경 지침을 기반으로 수행하였다. 그림 2 (a)에 제시된 인체에 채널 측정 신호를 인가하는 펄스 송신기의 구성은 측정 장비에게 송신 펄스 신호의 시작 시각을 전송하기 위한 amplitude shift keying (ASK) 상용 radio frequency(RF) 송신 모듈, RF 송신 모듈의 출력 신호의 낮은 전압을 트랜지스터-트랜지스터 로직(transistor-transistor logic, TTL) 레벨로 승압하

기 위한 비교기(comparator), 상기 신호를 입력으로 약 10 ns 너비(width)를 갖는 펄스 신호를 생성하는 field programmable gate array(FPGA), FPGA 출력 펄스가 인체에 인가되었을 때 전압이 낮아지는 것을 방지하기 위한 전류 드라이빙용 비교기, 인체 채널의 신호 열화에 대한 측정 가능 수신 전압 확보를 위한 송신 펄스 5.5 V 승압용 전압 부스팅 회로 등으로 구성된다.

개발된 채널 사운더(channel sounder)의 FPGA에는 RF 송신 모듈로부터 입력받은 펄스 송신을 알리는 트리거(trigger) 신호를 기준으로 채널 측정 펄스를 생성하는 베릴로그(Verilog) 코드가 탑재되어 있고, 이때 RF 신호와 채널 측정용 펄스 신호의 출력 시간 간격이 서로 간섭을 하지 않도록 충분히 분리되었다. RF 신호 송신 모듈과 펄스 송신기는 핀 커넥터로 분리 및 결합을 할 수 있도록 설계되었다.

그림 2(b)는 채널 사운더(channel sounder)의 동작 중에서 RF 송신 모듈로부터 출력 신호가 입력되었을 때 임펄스 응답 측정을 위해 인체에 인가되는 펄스 신호를 제시한다. RF 모듈로부터 입력된 트리거 신호에 의해 채널 측정용 펄스 신호가 출력되고, 펄스 너비가 약 10 ns 임을 확인할 수 있다. 이때, 10 ns 너비로 결정되는 송신 펄스의 주파수 변환 시 싱크 펄스(sinc function)의 제로-크로싱(zero-crossing) 주파수가 약 100 MHz가 되어, 송신 펄스는 생체신호 전송을 위한 주파수 분석에 충분한 대역폭(bandwidth)을 확보할 수 있음을 알 수 있다.

그림 2(c)는 두개골(또는 두개골 안)과 두피 사이에 있는 인체 채널 측정 송수신기를 포함한 장치와 인체의 다른 위치한 장치 사이의 통신 경로 사이의 채널 측정을 위한 인체 피부 모사 팬텀을 포함한 기구물 역할로 제작된 헬멧을 제시한다. 두피 아래의 채널 사운더 위치 환경을 구현하기 위해 두개골로 가정한 채널 측정 헬멧을 제작하고 상기 헬멧에 채널 사운더를 삽입할 수 있는 채널 측정용 기구물을 개발하였다. 이때, 채널 사운더 위에 인체 피부를 모사할 수 있는 의료실험용 돼지 피부로 만든 인조 피부를 장치 위에 씌워 피부 아래 장치가 위치한 임플란터블 환경을 가정하였다.

그림 3은 임펄스 응답 측정을 위한 채널 측정 실험환경을 제시한다. 사람이 손목에 장치를 착용한 상태에서 두개골과 두피 사이에 위치한 장치 간의 통신상황을 모델링 하였으며 측정은 외부 간섭 신호를 최소화하기 위해 전자파 차폐실에서 수행하였다. 사람이 착용한 헬멧에는 채널 사운더가 인체 모사 피부에 덮여 있는 상태로 삽입

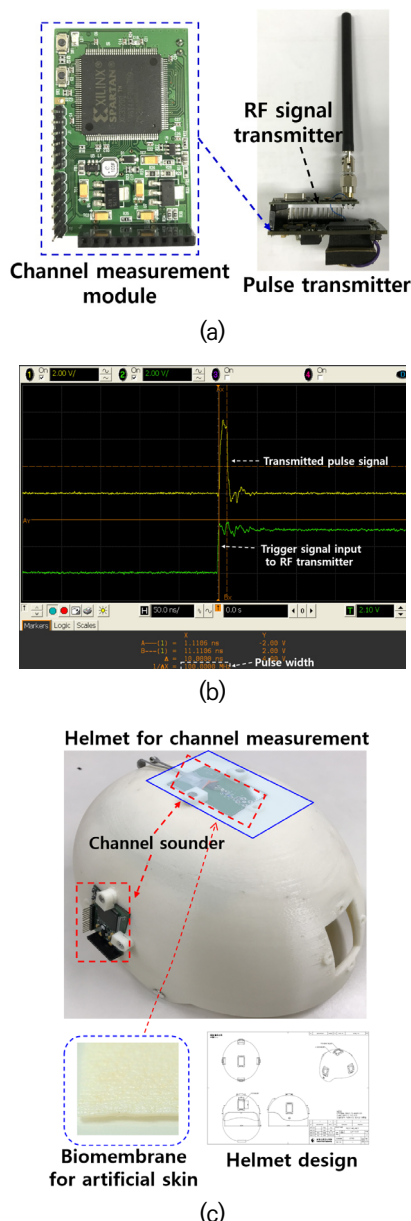


Fig. 2. (a) Developed channel sounder
(b) Measured transmission pulse signal
(c) Helmet for channel measurement.

그림 2. (a) 개발된 채널 사운더 (b) 측정된 송신 펄스 신호
(c) 채널 측정용 헬멧

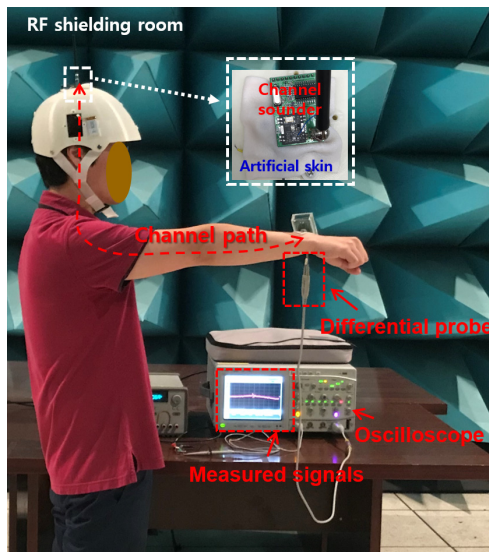


Fig. 3. Experimental environment.

그림 3. 채널측정 실험환경

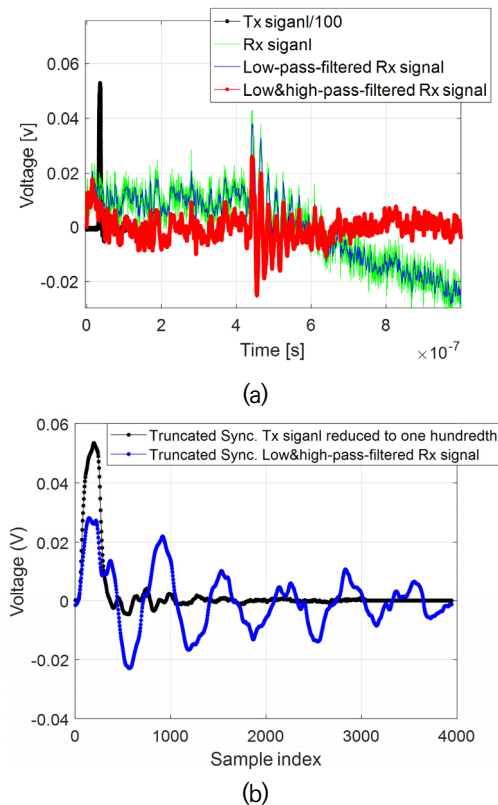


Fig. 4. (a) Measured received signal with its signal processes (b) Extracted impulse response signals.

그림 4. (a) 임펄스 응답 신호 측정 및 신호처리

(b) 추출한 임펄스 응답 신호

되어있으며, 오실로스코프의 차동 프로브(differential probe)를 사용하여 장비와 채널측정 장치의 접지전극을 분리했다[9]. 여기서, ASK 수신기는 채널 사운더의 펄스 송신 시점을 수신하여 오실로스코프에 트리거 신호를 입

력하여 인체를 통과한 임펄스 응답의 정확한 측정 시점을 제공한다.

3. 측정 데이터 분석

그림 4 (a)에서 신호 측정 그림의 검은 선으로 표기된 송신 펄스 신호는 측정한 수신 신호와 유사한 크기로 비교하기 위해 1/100 크기로 줄였고, 녹색 선은 측정한 인체를 통과한 임펄스 응답을 포함한 수신 신호를 제시하고, 각 파란색 선과 빨간색 선은 측정한 임펄스 응답 신호의 잡음 영역 제거를 위해 로우패스 필터(low-pass filter)와 로우패스 및 하이패스 필터(high-pass filter)를 모두 적용한 결과를 제시한다. 즉, 측정한 임펄스 응답 신호가 포함된 수신 신호에서 필요한 정보가 포함된 영역을 명확히 하고, 신호처리 계산 복잡도 감소를 위해

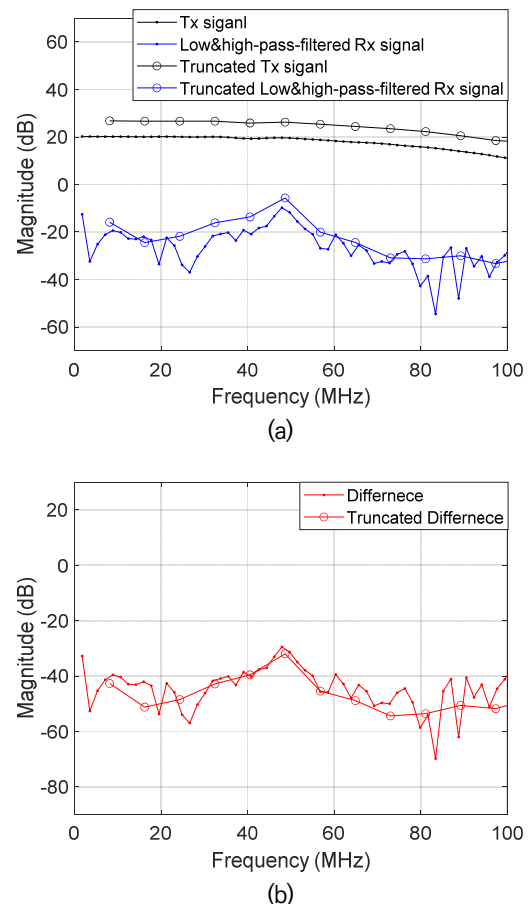


Fig. 5 (a) Magnitude responses of the transmitted signal and impulse response between 0 and 100 MHz.

(b) Magnitude responses of the channel path loss between 0 and 100 MHz.

그림 5. (a) 송신 펄스와 임펄스 응답에 대한 0 and 100 MHz 대역에서의 주파수 크기 응답. (b) 임펄스 응답에 의해 측정된 0 and 100 MHz 대역에서의 인체 채널 경로 손실.

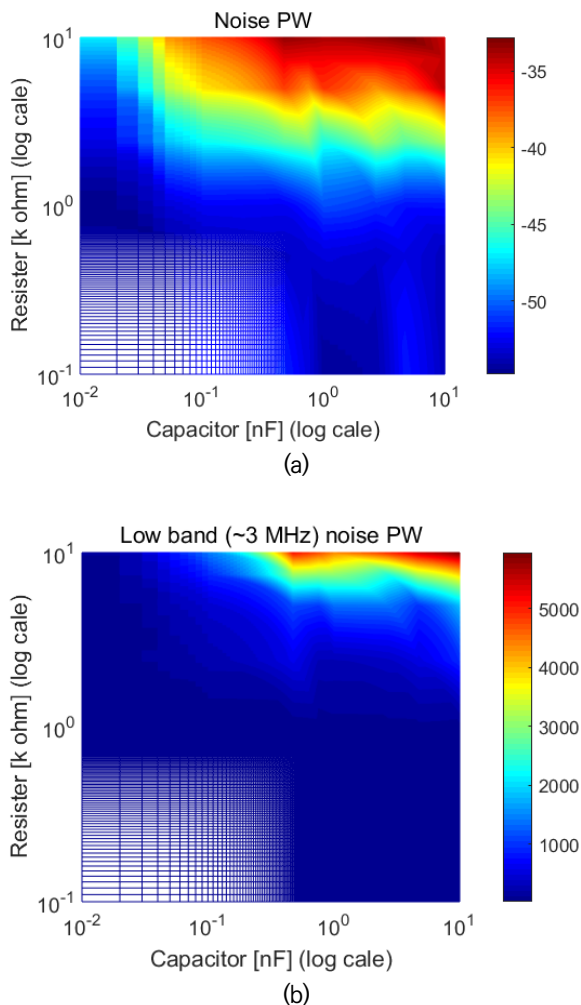


Fig. 6. (a) Noise power distribution in the measured frequency band for the capacitor and resistor values at the receiver (b) Noise power distribution under 3 MHz frequency band for the capacitor and resistor values at the receiver.

그림 6. (a) 측정 주파수 대역에서 수신기의 커패시터와 저항에 따른 잡음 전력 분포 (b) 3 MHz 이하의 주파수 대역에서 수신기의 커패시터와 저항에 따른 잡음 전력 분포

측정 신호에 포함된 잡음을 MATLAB을 이용한 필터를 사용해 제거하여 그림 4 (b)에서 빨간색으로 제시하는 임펄스 응답 측정 결과를 확보하였다. 이때, 오실로스코프의 GHz 대역의 높은 샘플링 주파수에 대해 본 연구에서 관심있는 0 MHz에서 100 MHz 대역 신호 관찰을 위해 200 MHz의 주파수로 다운 샘플링(down-sampling)을 수행한 결과는 그림 인덱스에 truncated로 표현하였다.

그림 5(a)는 그림 4에서 추출한 임펄스 응답에 대해 0 MHz에서 100 MHz 대역에서의 주파수 크기 응답을 제시한다. 임펄스 응답 측정 신호를 명확히 하고 잡음 제거

를 위해 수행한 다운 샘플링 전후 신호에 대한 주파수 특성 비교를 통해 본 과정이 신호의 주파수 특성을 크게 왜곡시키지 않은 것을 확인할 수 있다. 그림 5(b)는 수신한 주파수 응답 크기에서 송신한 신호의 주파수 응답 크기만큼 뺀 값으로 정해지는 인체 채널에 의한 경로 손실을 제시하며 그림의 인덱스에 difference로 표기하였다. 측정 대역에서 평균 경로 손실은 약 46.8 dB로 측정되고, 상대적인 경로 손실은 대략 40 MHz와 60 MHz 주파수 사이에서 적고, 각 대략 15 MHz와 25 MHz 주파수 사이와 70 MHz와 80 MHz 주파수 사이에서 크게 나타나는 것을 확인할 수 있다. 그러나 경로 손실이 적게 제시되는 대역에서 주파수 응답 크기 변화가 가장 크게 나타나기 때문에 여기서는 다른 대역보다 시간 분산(time dispersion) 효과가 크게 발생할 수 있다.

그림 6은 인체 채널 임펄스 응답 실험환경에서 측정을 수행한 수신기의 커패시터와 저항값의 변화에 따른 인체 채널에 더해지는 잡음 및 간섭 신호의 상대적인 전력 분포를 제시한다. 그림 6(a)은 전체 신호 수신 대역에 분포하는 잡음 신호에 대한 전력을 나타내고, 그림 6(b)는 기저 대역 신호의 검출 성능에 큰 영향을 주는 베이스라인 전압을 불안정하게 하는 3 MHz 이하의 저대역 잡음을 나타낸다. 본 결과를 통해, 수신 신호의 신호 대 잡음 비를 결정하는 잡음 전력은 신호가 수신기에 입력될 때의 커패시턴스와 저항값에 큰 영향을 받는 것을 확인할 수 있다. 또한, 본 결과는 필터 사용 시, 잡음 전력을 최소화할 수 있는 커패시터와 저항값에 대한 설계 지침을 제공할 수 있다.

III. 결론

본 연구는 인체를 통신 매질로 하여 인체 영역 통신망을 형성할 수 있는 인체 통신 시스템의 설계에 필요한 인체 채널의 특성을 임펄스 응답 신호를 사용하여 측정된 결과를 분석하여 제시한다. 인체 채널 분석에 필요한 임펄스 응답 신호는 용량성 커플링을 이용하는 인체 채널 특성에 기반한 실험환경을 구축하고 직접 제작한 채널 측정 장치를 사용하여 측정하였다. 측정 신호의 명확한 분석을 위한 잡음 제거 및 대역폭 제한을 위한 신호 처리 과정을 거쳐 획득한 임펄스 응답 신호는 주파수 크기 응답 분석을 통해 0 MHz에서 100 MHz 대역에 대한 주파수별 경로 손실 값과 주파수의 선택적 특성을 제시하였다. 또한, 인체 통신 시스템의 수신기 성능을 결정하는 주요 변수 중의 하나인 신호 대 잡음 비 예측에 필요

한 수신기 필터의 커패시터와 저항값들에 따른 잡음 전력을 각 측정 대역과 기저 대역 신호 분석에 중요 대역인 3 MHz 이하 대역에서 제시하였다.

향후 진행할 연구에서는, 본 논문에서 제시한 인체 채널에 대한 경로 손실 및 시간 분산 효과를 반영한 현실적인 인체 채널에서의 성능 분석 결과와 수신기의 커패시터 및 저항에 따른 잡음 간 영향 관계를 통해, 인체 영역 통신망에서 신뢰할 수 있는 성능이 확보된 인체 통신 시스템의 신호 송수신 기법 및 시스템 사양을 제안할 예정이다.

References

- [1] C. Otto, A. Milenkovic', C. Sanders, and E. Jovanov, "System architecture of a wireless body area sensor network for ubiquitous health monitoring," *J. Mob. Multimed.*, vol.1, pp.307-326, 2005. DOI: 10.5555/2010498.2010502
- [2] IEEE Standard for local and metropolitan area networks-Part 15.6: Wireless Body Area Networks, IEEE 802.15 working group for WPAN, 2012.
- [3] M. Abolhasan, J. Lipman, D. Smith, and A. Jamalipour, "Wireless body area networks: a survey," *IEEE communications surveys & tutorials*, vol.16, no.3, 2014.
DOI: 10.1109/SURV.2013.121313.00064
- [4] S. Maity et al., "BioPhysical modeling, characterization and optimization of electroquasistatic human body communication," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.66, no.6, pp.1791-1802, 2019.
DOI: 10.48550/arXiv.1805.05200
- [5] T. Kang, K.-I. Oh, H. Park, and S. Kang, "Review of capacitive coupling human body communications based on digital transmission," *ICT Express*, vol.2, no.4, pp.180-187, 2016.
DOI: 10.1016/j.icte.2016.11.002
- [6] J. Park, H. Garudadri and P. P. Mercier, "Channel modeling of miniaturized battery-powered capacitive human body communication systems," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.64, no.2, pp.452-462, 2017. DOI: 10.1109/TBME.2016.2560881
- [7] M. A. Callejon, D. Naranjo-Hernandez, J. Reina-Tosina, and L. M. Roa, "A comprehensive

study into intrabody communication measurements," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol.62, no.9, pp.2446-2455, 2013. DOI: 10.1109/TIM.2013.2258766

[8] S. Sen, S. Maity, and D. Das, "The body is the network: To safeguard sensitive data, turn flesh and tissue into a secure wireless channel," *IEEE Spectrum*, vol.57, no.12, pp.44-49, 2020.

[9] J.-W. Hwang, T. Kang, Y. Kim, and S. Park, "Measurement of transmission properties of HBC channel and its impulse response model," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol.65, no.1, pp.177-188, 2016. DOI: 10.1109/TIM.2015.2476236

[10] T. Kang, S. Kim, K.-I. Oh, J.-H. Hwang, J. Lee, H. Park, K. Byun, and W. Lee, "Evaluation of human body characteristics for electric signal transmission based on measured body impulse response," *IEEE Trans. Instrum. Meas.*, vol.69, no.9, pp.6399-6411, 2020.

DOI: 10.1109/TIM.2020.2970870

BIOGRAPHY

Taewook Kang (Member)



2005 : BS degree in Electrical engineering from Pohang University of Science and Technology (POSTECH)

2007 : MS degree in Electrical engineering from Pohang University of Science and Technology (POSTECH)

2021~ : Candidate for PhD degree in Dept. of Radio and Information Communications Engineering, Chungnam National University

2007~ : Researcher, Electronics and Telecommunications Research Institute Electronics (ETRI).

Jae-Jin Lee (member)

2000 : BS degree in Computer
engineering from Chungbuk
National University

2003 : MS degree in Computer
engineering from Chungbuk
National University

2007 : PhD degree in Computer
engineering from Chungbuk
National University

2007~ : Researcher, Electronics and Telecommunications
Research Institute Electronics (ETRI).

Wangrok Oh (member)

1994 : BS degree in Electrical
engineering from Pohang University
of Science and Technology
(POSTECH)

1997 : MS degree in Electrical
engineering from Pohang University
of Science and Technology
(POSTECH)

2003 : PhD degree in Electrical engineering from
Pohang University of Science and Technology
(POSTECH)

1994~1995 : Research staff at Standard Telecom

2003~2006 : Research staff at POSTECH Information
Research Laboratories (PIRL)

2006~ : Professor, Chungnam National University