

분산 인체채널에서의 UWB시스템 성능분석

*우선걸, *원현준^o, *양훈기

*광운대학교 전파공학과 이동통신 기술 연구실

inosrjfl@kw.ac.kr, genesiswon@hanmail.net, hgyang@daisy.kw.ac.kr

Performance of UWB System in dispersive human body

*SunKeol Woo, *HyunJun Won, *Hoongee Yang

*Department of Radio Science and Engineering, Mobile Radio Technology Lab.

Kwangwoon University

Abstract

This paper make an analysis of UWB Communication System. In case endoscope, medical equipment, is applied to UWB, We could study through body-channel that frequency transmitted of received signal is differ from wireless in the existing air. It suggested TR-UWB form, non-coherent received method in dispersion-medium like humans bodies by accomplishing ability analysis of BPM, TR, BER of Differential, UWB Communication modulation and demodulation form.

keyword : UWB, TR, Differential

1. 서 론

UWB(Ultra wideband)는 기존의 무선시스템보다 저 전력으로 통신이 가능하며 데이터 전송시 수백 Mbps/s의 고속전송이 가능하다. 무엇보다도 무선통신에서의 약점인 Multipath에 대해서도 강한 특징을 가지고 있다.

현재 인체 내부의 정보를 얻기 위해 사용되는 의료장비인 내시경의 경우 유선을 이용하고 있지만 유선 내시경은 유선이라는 제약을 받게 되므로 많은 불편함과 위험성을 가지고 있으며 이러한 유선 내시경의 단점을 보완하기 위해 알약과 같은 모양의 캡슐형 무선 내시경에 대한 연구가 이루어지고 있다.[1][2][3]

인체내부 장기에 대한 영상자료를 전송하기 위해서는 고속의 통신방식이 필요하게 되며 캡슐이라는 크기에 제약으로 인해 전력소비에 민감하기 때문에 고속의 저 전력 통신이 가능한 UWB 통신 방식이 그

해결책으로 주목 받고 있다.

여기서 우리가 관심을 가져야 할 것은 캡슐형 내시경이 인체내부의 정보를 UWB를 이용하여 인체내부의 수신기로 송신을 할 경우 인체라는 공기와는 다른 종류의 채널을 통과한다는 사실이다. 실제 인체 채널은 공기보다 더 심한 감쇄특성을 보이게 되고 특히 신호가 인체를 통과하며 분산현상을 겪게 되며 이는 시스템의 성능저하의 요인이 된다. 이에 따라 인체채널에 대한 분석이 필요하게 되며 신호가 왜곡되었을 때 발생하는 성능저하에 대한 보상이 필요하게 되며 본 논문에서는 이러한 분산 매질에 의한 신호왜곡을 보상하기 위한 UWB 송수신 구조로서 TR(Transmitted Reference) - UWB와 Differential-UWB 방식을 비교 분석을 하고자 한다.

제 2 장에서는 분산매질로서의 인체채널의 특성을 나타낼 것이며 제 3 장에서는 UWB 신호와 통신시스템에 대하여 소개를 하며 제 4 장에서는 시뮬레이션을 통하여 인체채널에서 UWB 통신방식의 성능분석을 하며 제 5 장에서 결론을 짓고자 한다.

2. 인체채널 모델

무선시스템이라는 점은 같지만, 일반 공기를 매질로 통신하는 것과 사람 몸을 매질로 통신하는 것은 차이가 있다. 인체 내의 장기들이 공기처럼 일정한 유전율과 도전율을 가진 것이 아니라 각 장기마다 고유의 유전율과 도전율을 가지고 있기 때문에, 송수신기 위치에 따라 일정한 값을 얻을 수가 없다. 따라서 정확한 인체채널을 얻기 위해서는 인체등가모델 데이터와 인체 CAD 데이터 그리고 인체의 유전상수에 대한 데이터가 필요하고 이를 time domain simulator인 FDTD 시뮬레이터를 이용하여 UWB 송수신 신호를 구한다. 이때 송신기의 위치는 그림 1.에서 보는 것과 같이 위, 소장상부, 소장중앙, 소장측면, 소장하부의 5군데로 내시경이 인체 소화기관을 이동하는 경로상으로 하였으며 수신기의 위치는 그림 2에서 보이는 것처럼 인체 몸통 앞부분에 12부분에 있다고 가정하였다.

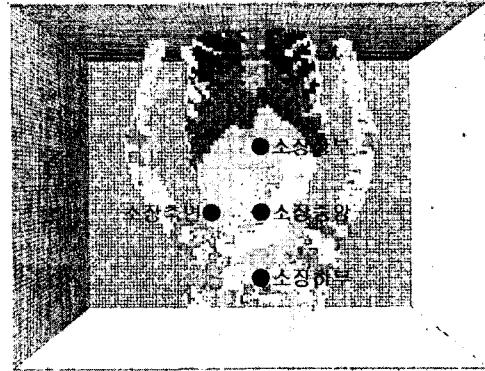


그림 1. 송신기의 위치

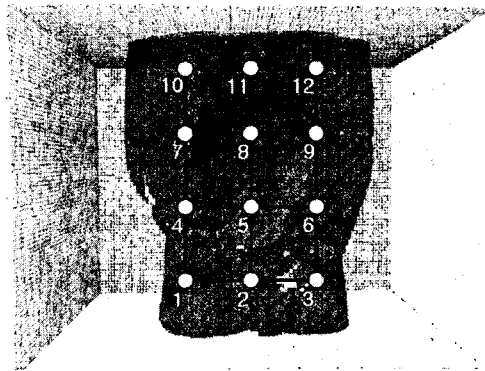


그림 2. 수신기의 위치

FDTD 시뮬레이터를 이용하여 송신부에서 UWB 신호를 발생시키면 각각의 수신부에서의 수신신호 데이터를 얻을 수 있다. 송신신호를 $s(t)$, 수신신호를 $y(t)$ 인체채널의 채널응답을 $h(t)$ 라 할 때 주파수 해석을 위해 각각의 신호를 푸리에변환하면 $S(f)$, $Y(f)$, $H(f)$ 로 나타낼 수 있다. 송수신 신호의 관계는 식 (1)에서와 같이 시간축에서는 컨볼루션으로 주파수축에서는 곱의 형태로 나타낼 수 있다. 이를 이용하여 식 (2)처럼 인체채널의 전달특성을 얻을 수 있다.

$$y(t) = conv(s(t), h(t)) \dots\dots\dots (1)$$

$$Y(f) = S(f)H(f)$$

$$H(f) = \frac{Y(f)S^*(f)}{|S(f)|^2} \dots\dots\dots (2)$$

3. UWB 통신 시스템

UWB 통신시스템의 Modulation 방식에는 다음과 같은 방법들이 있다. Data값이 0, 1에 대해서 펄스의 위치를 옮기는 PPM(Pulse Position Modulation)방식,

펄스의 위상을 180° 바꾸는 BPM(Bi Phase Modulation)방식, 0일 때는 아무 펄스도 없고 1일 때는 펄스가 있는 PAM(Pulse Amplitude Modulation) 방식, 기준 펄스를 사용해서 reference template을 만드는 TR(Transmitted Reference)방식이 있다. [4][5]

3.1. BPM-UWB 방식

BPM UWB 방식은 데이터의 값에 따라 UWB 펄스를 +,-로 바꾸는 방식이다. 이 방법을 수식으로 나타내면 식 (3)과 같이 나타낼 수 있다. [6]

$$s(t) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} a_n w(t - nT_f) \dots\dots\dots (3)$$

$$a_n = +1, -1$$

$$T_f = \text{frame time}$$

BPM-UWB 송수신 구조를 그리면, 그림 3의 (a)와 같이 나타낼 수 있으며 수신단에서 일반적인 correlator를 사용한다.

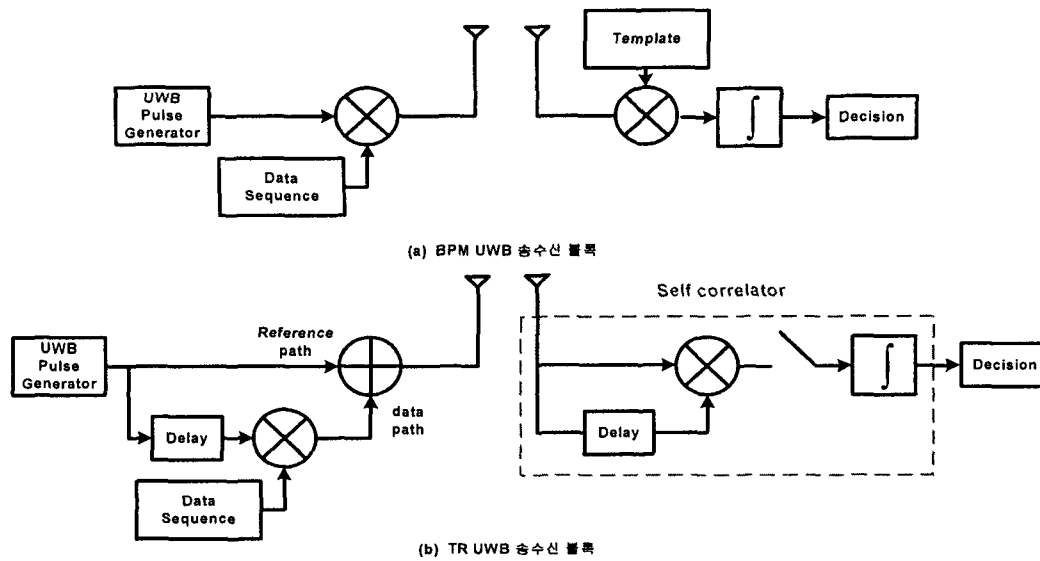


그림 3 BPM 과 TR 송수신 블록도

3.2. TR-UWB 방식

TR-UWB 송수신로를 수식으로 나타내면 다음과 같다.[7][8][9][10]

$$s_{tr}(t) = \sum_{i=-\infty}^{+\infty} w_{ref}(t-iT_f) + a_{(i/N)} w_{tr}(t-iT_f - T_d) \dots (4)$$

w_{ref} = Reference Pulse
 w_{tr} = Data Pulse
 T_d = delay between the reference pulse and data pulse
 $a_{(i/N)} = +1, -1$

TR-UWB 방식이 BPM-UWB 방식의 시스템과 다른 가장 큰 차이점은 수신기에서 template 신호를 발생시키지 않고 수신된 신호를 이용한다는 점이다. 이러한 차이는 AWGN과 같은 채널 환경에서는 하나의 정보비트를 전송하기 위해 BPM-UWB는 하나의 펄스를 전송하는 반면 TR-UWB 방식은 기준펄스 하나와 데이터펄스 두 개의 펄스가 필요하다. 하지만 인체채널과 같이 수신신호가 분산매질을 통과할 경우에는 신호의 위상정보의 왜곡으로 인해 수신기에서 template 신호를 예측하기 힘들게 되며 분산 매질의 경우 송수신위치의 작은 변화에도 수신신호의 변화는 크게 나타나게 되어 template 방식의 수신방법은 적당하지 않게 된다. 하지만 TR-UWB 방식의 통신 방법은 기준펄스와 데이터펄스를 일정 시간 지연 간격을 두고 전송하여 수신기에서 기준펄스를 이용하여 데이터펄스와 self-correlation을 취함으로 수신

신호가 채널에서 겪은 왜곡현상을 보상할 수 있는 방법이다. 이때 기준펄스와 데이터 펄스간의 간격동안 채널의 변화는 없다고 가정을 하며 이러한 가정은 그 간격이 채널이 변하는 시간보다 충분히 작기 때문에 타당하다. TR-UWB 시스템의 송수신 블록도를 그림 3 (b)에서 나타내었다.

3.3. Differential-UWB 방식

TR-UWB 시스템은 하나의 정보비트를 전송하기 위해 기준펄스와 데이터펄스 두 개의 신호를 전송하며 이는 대역폭에 손실을 야기시킨다. 이러한 대역폭 손실은 Differential UWB 방식을 통해 줄일 수 있고 식(5)에서 나타내었다.

기존의 DPSK 방식과 마찬가지로 정보열을 Differential 기법을 이용하여 변조한 후 UWB 신호에 정보를 실어 보내는 방식으로 TR-UWB 방식에 비해 대역폭 손실이 적다는 장점을 가지고 또한 수신단에서 이전 신호를 이용하여 정보신호를 검출해 내기 때문에 TR-UWB에서 기준펄스를 이용하는 효과를 볼 수 있다.

$$s(t) = \sum_{n=-\infty}^{+\infty} b_n w(t-nT_f) \dots \dots \dots (5)$$

$b_n = +1, -1$ (differential sequence)

4. 시뮬레이션

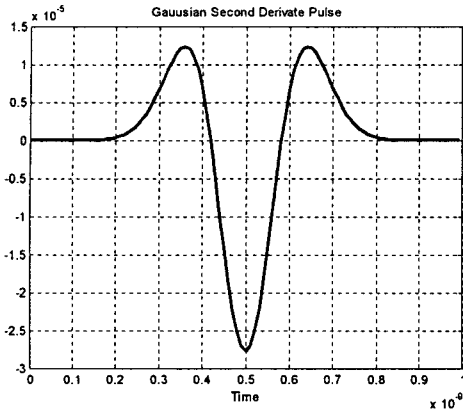


그림 4. Gaussian Second Derivate Pulse

FDTD 시뮬레이터에서 사용한 UWB 펄스는 Gaussian Second Derivate 펄스를 사용하였고, 식(6)를 이용하였고 그림 4에서 나타내었다. [9][10][11][12]

$$w(t) = \sqrt{E_p} \times \sqrt{\frac{8}{3\tau}} \times \left\{ 1 - 4\pi \left(\frac{t - T_c}{\tau} \right)^2 \right\} \times e^{-2\pi \left(\frac{t - T_c}{\tau} \right)^2} \quad (6)$$

그림 5는 FDTD 시뮬레이터를 이용하여 얻어진 각 수신위치에서의 전달함수 $H(f)$ 를 구한 것이다. 그림 6은 AWGN 채널에서의 BPM-UWB, TR-UWB, Differential-UWB 방식의 BER 특성 곡선과 AWGN과 인체채널을 적용했을 때의 BPM과 TR-UWB BER 특성 곡선을 나타낸 그림이다. 인체 채널에서의 BPM-UWB 방식의 특성곡선은 송수신기의 위치에 따라 크게 변하기 때문에 BER 성능이 현저히 저하되는 결과를 보이는데 반해 TR-UWB방식의 BER 특성곡선은 AWGN과 인체채널을 적용하였을 때의 BER 특성곡선이 차이가 크지 않음을 볼 수 있으며 이는 UWB 신호가 인체채널을 통과 하며 겪는 왜곡 현상을 TR-UWB방식을 통해 보상할 수 있음을 보여준다.

그림 7, 8은 일반적인 correlation방법과 self-correlation 방법을 이용한 수신단의 mixer와 적분기이후의 신호 모양을 나타낸 것으로 일반적인 BPM-UWB와 같이 correlation 방식을 적용하여 신호 복원하는 구조에서는 mixer 이후의 신호가 음의 값을 가지기도 하며 이는 SNR의 저하와 BER성능을 저하시키는 원인이

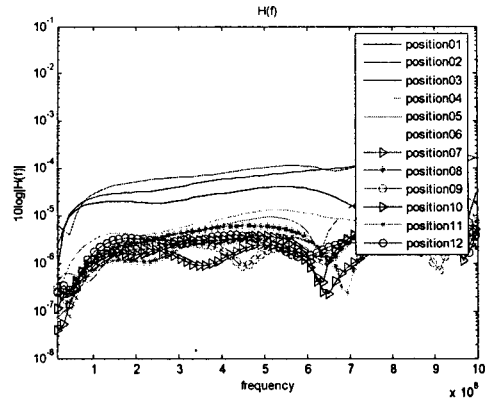


그림 5. Position별 인체채널

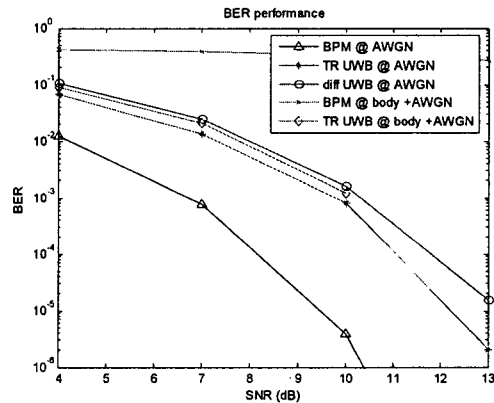


그림 6. 변조방식에 따른 BER Curve

된다. 하지만 TR에서 적용한 self-correlation의 모양에서는 음의 값을 가지는 경우가 없으며 이는 신호 왜곡으로 인한 성능 저하가 거의 없음을 의미한다.

5. 결 론

인체와 같은 분산매질은 신호를 왜곡시켜 수신기 성능저하의 원인이 되며 이러한 성능저하를 보상하기 위한 TR-UWB, Differential-UWB 기법과 같은 Non-Coherent방법의 수신방법을 사용하게 되었고 본 논문에서는 두 기법의 성능을 인체채널을 모델링하고 BER 성능곡선과 상관함수를 이용하여 분석해 보았으며 주파수 확산이나 diversity 기법을 통해서 수신기 성능이 좀더 향상될 것이라고 예상되며 더욱 더 연구해봐야 할 것이고 정확한 동기회로의 구현도 필요하리라 생각을 한다.

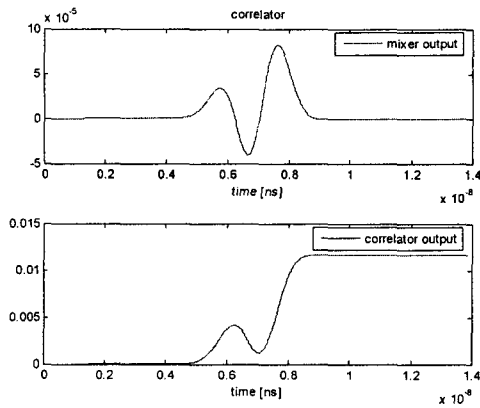


그림 7. Correlator의 출력

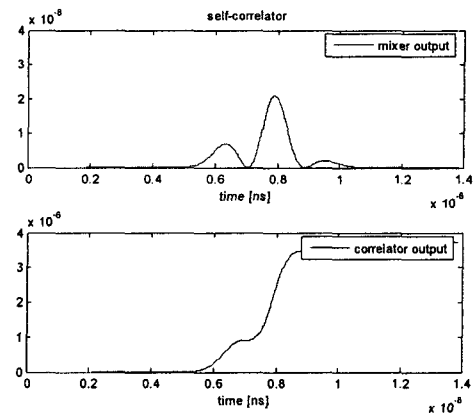


그림 8. Self Correlator의 출력

6. Reference

- [1] H.J. Park, H.W. Nam, B.S. Song, J.L. Choi, H.C. Choi, J.C. Park, M.N. Kim, J.T. Lee, J.H. Cho "Design of Bi-Directional and Multi-Channel miniaturized telemetry module for wireless endoscopy"2002IEEE, May 2-4,2002.
- [2] Douglas G. Adler, Christopher J. Gostout"Wireless Capsule Endoscopy"Hospital Physician May 2003.
- [3] 박선민, 전훈재, 진윤태, 윤익, 김주영, 김철영, 김정환, 이지연, 정록선, 김용식, 이홍식, 이상우, 엄순호, 최재현, 김창덕, 류상호, 현진해 "캡슐내시경으로 진단된 만성 위장관출혈을 동반한 Meckel 게실 1예"대한소화기학회지 2004, 43, 125-128.
- [4] Wesley M. Gifford and Moe Z.Win "On Transmitted-Reference UWB Communications" Signals, Systems and Computer, 2004. Conference Record of the Thirty-Eighth Asilomar Conference on. Volume 2, page(s)1526-1532 7-10 Nov. 2004.
- [5] Yi-Ling Chao and Robert A. Scholtz "Optimal and Suboptimal Receivers for Ultra-wideband Transmitted Reference Systems"
- [6] Woo Cheol Chung and Dong Sam Ha, "On the performance of Bi-Phase Modulation UWB Signals in a Multipath Channel"IEEE 2003
- [7] Farid Do집, Faranak Nekoogar, Alex Spiridon "Interference Mitigation in Transmitted-Reference Ultra-wideband(UWB)" IEEE 2004.
- [8] Trindade. A, Quang Hieu Dang, Van der Veen, A-J, "Signal processing model for a transmit-reference UWB wireless communication system", UltraWideband Systems and Technology, Page(s)270-274. 2003 IEEE conference on 16-19 Nov.2003 .
- [9] M. Z. Win and R. A. Scholtz, "Impulse radio: How it works," IEEE Commun. Lett., vol.2, pp. 10-12, Jan. 1998.
- [10] Xiaomin Chen, Sayfe Kiaei, "Monocycle Shapes for Ultra Wideband System.", Circuits and Systems, 2002. ISCAS 2002. IEEE International Symposium on, vol. 1, Page(s):597-600 2002.
- [11] S. E. Bensley and B. Aazhang, "Maximum likelihood synchronization of a single user code-division multipath environments," IEEE Commun. Lett., vol. 2, pp. 245-247, Sept. 1998.
- [12] Youngjae Kim "UWB Communication Performance Simulation".

M E M O