

<https://doi.org/10.7236/IIBC.2018.18.3.215>

IIBC 2018-3-28

## 캡슐내시경을 위한 HBC시스템 구현

### An Implementation of HBC System for Capsule Endoscope

김기윤\*

Ki-Yun Kim\*

**요약** 본 논문에서는 캡슐 내시경을 위한 HBC(Human Body Communication) 시스템의 종합적인 설계 방법을 제시하였다. 먼저 환자 몸에 부착된 다수의 패치로부터 수신되는 신호를 차동 연산을 통해 합성하는 방법을 제시하고 이를 통한 신호 SNR을 수학적으로 유도하였다. 캡슐에서 보내는 HBC 송신신호를 동기화하기 위한 방법으로 PN 코드를 이용한 대략적 타이밍 동기 방법과 ZCD(Zero Crossing Detector)를 통한 Manchester, NRZ, RZ 변조 기법간의 미세 타이밍 동기 성능을 분석하였다. 아울러 HBC 신호 프레임을 Rician 및 Rayleigh 채널 환경에서 적용하였을 때의 등화 성능을 LMS 및 RLS 알고리즘을 적용하여 평가하였다.

**Abstract** In this paper, a comprehensive design of HBC(Human Body Communication) system for capsule endoscope is presented. First, we propose a method of combining the signals received from multiple patches attached to the body of patient through differential operation and derive the signal SNR mathematically. To synchronize HBC transmission signal sent from capsule, we analyzed coarse timing synchronization method using PN code and fine timing synchronization performance among Manchester, NRZ and RZ modulation method using ZCD(Zero Crossing Detector). In addition, we evaluated the equalization performance of HBC signal frame in Rician and Rayleigh channel environments by applying LMS and RLS algorithm.

**Key Words** : Capsule Endoscope, HBC, Timing Synchronization, Equalization, Signal Combining

## 1. 서론

최근 컴퓨터와 디지털 통신 기술을 바탕으로 ICT(Information Communication Technology) 기술이 급속히 발전하고 있다. 특히 ICT 기술은 다양한 영역의 기술들과 융복합화하여 시너지를 창출한 제품이 출시되고 있는데, 캡슐내시경 시스템은 ICT와 바이오 의료 기술(bio medical technology)이 융복합된 첨단 의료기기의 대표적 사례로 주목받고 있다.

현재까지 국내에서 생산되는 캡슐내시경 시스템은

HBC(Human Body Communication) 방식을 사용하여 캡슐에서 촬영된 영상정보를 인체 밖의 수신기로 전송한다. 아날로그 RF(Radio Frequency) 상향 변환(up conversion)을 거치지 않고 기저대역(baseband) 신호레벨에서 인체를 매질로 신호를 전송하는 HBC는 RF 통신 방식에 비해 아날로그 회로를 포함하지 않기 때문에 상대적으로 저전력, 소형화 구현이 가능하여 캡슐내시경을 위한 통신방식으로 적합하다<sup>[1][2]</sup>.

인체내 소화기관을 따라 움직이는 캡슐내시경이 인체 내부에서(in-body)에서 인체를 매질 또는 채널(channel)

\*정회원, 명지전문대학 전기과

접수일자: 2018년 4월 8일, 수정완료: 2018년 5월 8일

게재확정일자: 2018년 6월 8일

Received: 8 April, 2018 / Revised: 8 May, 2018

Accepted: 8 June, 2018

\*Corresponding Author: kkim@mjc.ac.kr

Dept. of Electrical Engineering, Myongji College, Seoul, Korea

로 삼아 전기적 신호를 인체 표면(on-body)로 통신하여 상용화한 사례는 전세계적으로 국내에서 개발한 캡슐내시경이 최초이자 거의 유일하다. 따라서 HBC와 관련한 연구 관련 문헌의 수가 많지 않으며 이에 대한 보다 심도 있는 연구가 필요하다. 아울러 HBC는 인체를 매질로 전송하기 때문에 상대적으로 좁은 시스템 대역폭을 가지며 각종 잡음과 인체 채널 환경을 고려해야 하기 때문에 이를 반영한 최적의 디지털 통신 송수신기가 요구된다.

본 논문에서는 캡슐내시경을 위한 HBC 시스템의 복조를 위한 종합적인 설계를 신호 합성기법, 타이밍 동기, 채널 보상 관점에서 제시하였다.

## II. 신호 합성 기술

HBC를 적용한 캡슐내시경 시스템에서 캡슐로부터의 신호 검출은 그림 1과 같은 구성요소로 이루어진다<sup>[1]</sup>. 먼저 인체 소화기관내 위치한 캡슐내시경(CE : Capsule Endoscope)이 촬영된 영상 신호를 송신한다. 여기서 캡슐을 삼킨 환자는 캡슐이 전송하는 송신 신호를 다수의 센서 브랜치(sensor branch)로 수신하기 위해 패치(patch)들을 몸에 부착하고 센서 브랜치를 통해 획득된 신호들은 환자가 착용한 수신기(receiver)에 전달된다. 이 경우 CE는 인체를 도체로 미약한 전류 신호를 송신하기 때문에 수신기는 여러 수신 브랜치에서 가장 수신 감도가 좋은 센서 브랜치 신호들을 골라 이들을 합성하는 과정이 필요하다<sup>[3],[4]</sup>.

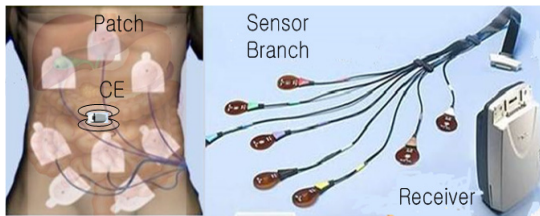


그림 1. 캡슐 내시경 시스템의 신호 검출 방법  
Fig. 1. The method of signal detection for CE System

기본적으로 캡슐내시경 시스템에서의 신호 합성은 다수의 패치로부터 들어오는 신호들을 AGC(Automatic Gain Control) 검출기를 이용하여 가중치를 결정하고 각 브랜치에 이를 적용하는 것이다. 성능 향상을 위하여 MRC(Maximal Ratio Combining) 기법을 활용하기도 하

는데 이 방식은 각각의 신호들은 합쳐지기 전에 같은 위상을 가지도록 조정되어야 하고 수신기에서 가장 큰 SNR(Signal to Noise Ratio)을 가지도록 각 브랜치의 위상과 가중치를 조절하는 알고리즘이 필요해 현실적으로 구현이 어려운 단점이 있다<sup>[3]</sup>. 반면에 EGC(Equal Gain Combining)기법은 AGC에서의 이득을 동일한 값을 적용하고 가능한 많은 브랜치의 신호를 활용하여 SNR을 높이고 구현을 쉽게 할 수 있는 장점이 있어 선호된다. 이에 본 논문에서는 EGC 기법을 적용한 HBC 시스템을 적용하고 잡음환경에서의 신호를 분석하였다.

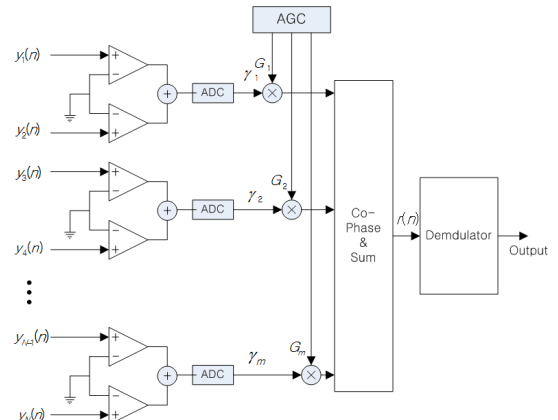


그림 2. EGC 기법을 적용한 신호 합성 기술  
Fig. 2. Signal combining techniques using EGC

그림 2에서 각 패치들로부터 입력되는 신호  $y_N(n)$ 은 동상 잡음을 없애기 위해 한 쌍의 신호를 선택하여 차동 연산(differential operation)을 수행하고 ADC(Analog to Digital Conversion)를 수행한다.  $\gamma_m$ 은 차동 연산 이후 신호를 의미하고  $G_m$ 은 AGC 회로로 부터 결정된 이득을 나타낸다. 그리고  $r(n)$ 은 EGC 후 합성된 최종 신호를 의미한다. 식(1)에 EGC 기법 적용 후 신호를 나타내었다.

$$\gamma_M = \frac{1}{M} \sum_{m=1}^M G_m \gamma_m \quad (1)$$

EGC 적용을 위한 각 패치 브랜치의 가중치는 다음 식(2)와 같이 나타낼 수 있다.

$$G_1 = G_2 = \frac{1}{N_{branch}} \quad (2)$$

여기서  $N_{branch}$ 는 브랜치의 개수를 나타낸다. EGC는 입력 되는 브랜치에 모두 동일한 가중치를 주어 더하는 방식이다. 따라서 EGC 기법이 적용된 신호의 잡음 전력은 다음과 같이 유도할 수 있다.

$$\begin{aligned} N_{egc} &= \text{Var} \left\{ \frac{1}{N_{branch}} (y_1(n) + y_2(n) + \dots + y_N(n)) \right\} \\ &= \left( \frac{1}{N_{branch}} \right)^2 (\text{Var}\{y_1(n)\} + \text{Var}\{y_2(n)\} \\ &\quad \dots + \text{Var}\{y_N(n)\}) \\ &= \left( \frac{1}{N_{branch}} \right)^2 (N\sigma_n^2) \end{aligned} \quad (3)$$

또한 신호전력은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$S_{egc} = \left\{ \frac{1}{N_{branch}} (A_1 + A_2 + \dots + A_N) \right\}^2 \quad (4)$$

따라서 EGC를 통한 최종 신호의 SNR은 다음 식과 같이 유도된다.

$$\begin{aligned} SNR_{egc}\{y_{1,2}(n), y_{3,4}(n), \dots, y_{N-1,N}(n)\} &= \frac{S_{egc}}{N_{egc}} \\ &= \frac{(A_1 + A_2 + \dots + A_N)^2}{N\sigma_n^2} \end{aligned} \quad (5)$$

따라서, 식 (5)에서 보는 바와 같이 단일 패치를 통해 얻어진 신호를 활용하는 것보다 여러 개의 패치로부터 얻어진 신호를 합성하여 활용하는 것이 향상된 SNR 결과를 가지게 됨을 알 수 있다. 그러나 검증되지 않은 패치로부터의 신호는 인체 접촉 잡음, 동상 잡음, 임피던스 불일치, 인체 채널 특성 등에 의한 각종 영향으로 오히려 신호를 더 왜곡시킬 수 있으므로 안정적으로 수신되는 적절한 수의 센서 브랜치를 선택하여 신호 합성 기술을 적용하는 것이 필요하다.

### III. 타이밍 동기 기술

#### 1. 대략적 타이밍 동기

HBC 방식 캡슐내시경 시스템에서의 신호의 시간 동기(timing synchronization)는 캡슐이 전송하는 송신 신호를 신체에 부착된 패치들로부터 수신하기 때문에 정확성을 확보하기 어렵다. 따라서 시스템의 복조 성능을 보

장하기 위해서는 변조 방식의 특성에 따라서 수신 신호 성능 열화가 가장 적은 타이밍 동기 알고리즘 선정이 필요하다<sup>[5]</sup>.

대략적 타이밍 동기(coarse timing synchronization)는 식 (6)과 같이 수신된 신호  $r[n]$ 과 미리 알고 있는 상관 특성이 좋은 PN 신호열(sequence)  $s[n]$ 과의 교차 상관(cross-correlation)을 통하여 얻어진 결과를 바탕으로 전송된 PN 신호의 위치를 판단하게 된다. 두 신호의 타이밍이 일치하는 지점에서 피크(peak) 지점이 검출되는데 이 지점을 대략적 타이밍 동기의 최적(on-time) 지점으로 결정한다.

$$z[\tau] = \sum_{n=0}^{N-1} s[n]r[\tau+n], \quad \hat{\tau} = \text{Max } z[\tau] \quad (6)$$

여기서  $n$ 은 샘플 인덱스,  $\hat{\tau}$ 은 추정된 타이밍 오프셋(offset),  $N$ 은 오버 샘플링(over sampling)된 PN 시퀀스의 길이를 나타낸다.

데이터 송수신 과정에서 수신기는 가장 먼저 신호의 유무를 판단하고 신호가 발견되면 수신기는 타이밍 정보를 가지고 있지 않기 때문에 PN 시퀀스의 검출을 통해 프레임의 시작 지점 정보를 검출한다. 수신 신호에 대한 교차 상관 출력이 특정 임계값(threshold)을 초과할 경우 타이밍의 on-time 지점으로 간주한다.

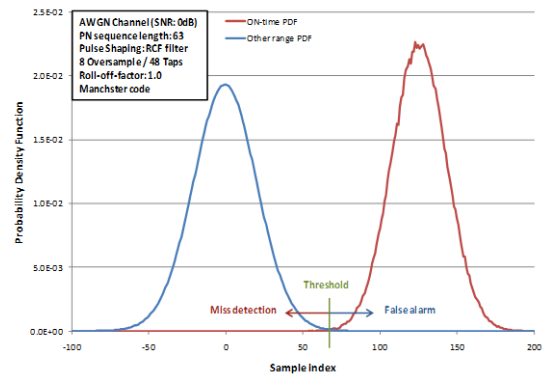


그림 3. 대략적 타이밍 동기의 임계값 결정  
 Fig. 3. Decision of threshold for coarse timing synchronization

임계값의 결정은 최적(on time) 샘플링 지점에서의 PDF(Probability of Density Function)와 그 외 다른 범위에서의 교차 상관값의 PDF를 이용하여 허위 검출

(false alarm)과 검출 실패(miss detection)가 최소가 되는 지점으로 결정한다.

그림 3은 PN 시퀀스의 길이가 63이며, 8 오버샘플링이 수행된 PN 시퀀스의 PDF 특성 곡선이다. 이 경우 허위 검출 확률과 검출 실패 확률이 최소가 되는 곳은 65가 되며 이를 임계값으로 결정한다.

## 2. 미세 타이밍 동기

미세 타이밍 동기(fine timing synchronization)는 대략적 타이밍 동기가 획득된 후 오버샘플링된 샘플들의 최적 샘플 위치를 획득하는 과정이다.

미세 타이밍 동기를 위해 타이밍 에러 검출 기법으로 주로 사용되는 것이 ZCD(Zero Crossing Detector)다. 이는 수신 신호의 오버샘플링된 신호의 영교차 지점을 검출하고, 검출된 영교차를 일정 길이의 관찰 구간 동안 누적하여 정해진 임계값과 비교하고 가장 높은 빈도의 영교차 지점을 on-time 샘플 지점으로 결정하여, 샘플 오프셋에 의한 샘플 누락/지연을 검출 및 보상하는 방식이다<sup>[6]</sup>.

본 논문에서는 타이밍 동기 성능평가를 위해 캡슐내시경 시스템에 적용 가능한 맨체스터(Manchester), NRZ(Non Return to Zero), RZ(Return to Zero) 변조의 3가지 방식을 고려하였다<sup>[7],[8]</sup>.

Manchester 변조 방식은 중간지점에서 항상 영교차가 발생하기 때문에 심벌의 경계지점과 심벌의 중간지점의 영교차를 구분하기 위해 현재 심벌과 다음 심벌의 동일 위치에서 영교차가 발생하면 영교차로 인식한다. NRZ 변조 방식은 심벌의 중간지점과 심벌의 신호가 반복되는 경우 영교차가 발생하지 않으므로 심벌의 중간 지점에서 천이가 발생하는 다른 변조 방식 대비 영교차 횟수가 부족하다. 따라서 2개의 심벌 후에 반전되는 심벌을 추가하는 2+1 인코딩 기법이나 3개의 심벌 후에 반전되는 심벌을 추가하는 3+1 인코딩 기법을 사용한다. RZ (Return to Zero) 변조 방식은 심벌의 중간지점에서 전압  $\pm V$  값이 0으로 천이되기 때문에 다른 변조 방식과 달리 0으로 천이되는 지점을 검출한다. 따라서 RZ 변조 방식은 2개의 임계값이 필요하다. 즉, +V 에서 0으로 천이되는 지점 중간에 임계값과 -V 에서 0으로 천이되는 지점 중간에 임계값이 요구된다. RZ 변조 방식은 전압 값이 0으로 천이되는 경우에만 영교차를 측정하기 때문에 심벌의 경계 지점과 심벌의 중간 지점에서 발생하는 영교차를 구분하므로 더 정확한 영교차 검출이 가능하지만 다른 변조 방식

에 비하여 임계값이 수준이 낮으므로 잡음에 의한 영교차 오검출의 발생 가능성이 많다.

ZCD를 이용하여 영교차 지점을 결정하고 검출된 샘플 오프셋 양을 측정하고 보상한다. Manchester 와 RZ 변조 방식은 영교차 지점이 이동된 방향으로 다음 심벌을 오프셋만큼 이동시켜 보상한다.

NRZ 변조 방식은 영교차 지점이 심벌의 중간 지점을 기준으로 왼편에 위치할 경우 이동된 방향으로 오프셋만큼 샘플을 이동하고, 오른편에 위치할 경우 이동된 방향의 반대로 오프셋만큼 샘플을 이동시켜 보상한다.

그림 5에 변조 방식간 BER(Bit Error Rate) 성능을 시뮬레이션 하였다. 9 Mbps의 전송 속도(data rate)를 만족하기 위하여 주파수 대역은 18 MHz 로 가정하였다. 그림 5에 나타난 바와 같이 성능 그래프를 통하여 Manchester 변조 방식이 가장 우수한 성능을 갖는 것을 알 수 있다. NRZ 변조 방식의 경우 3+1 encoding을 적용하여도 Manchester 와 RZ 변조 방식 대비 영교차 횟수 부족으로 인하여 정확한 동기가 보장되지 못하므로 BER 성능이 열화된다.

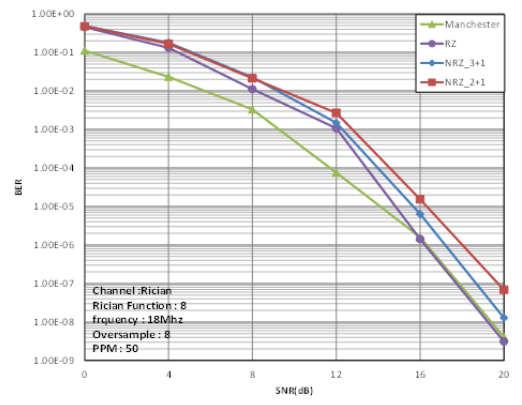


그림 4. 변조방식에 따른 BER 성능 비교  
Fig. 4. Comparison of BER performance according to Modulation method.

## IV. 채널 등화 기술

HBC 시스템에 적용 가능한 채널 등화(channel equalization) 기법 중 널리 알려진 LMS(Least Mean Square) 및 RLS(Recursive Least Square) 등화기는 채널 환경과 신호 구조에 따라 등화 성능과 구현 복잡도가

다르기 때문에 해당 시스템의 특성에 적합한 등화기를 설계하여야 한다. 일반적으로 LMS 등화기는 기준 신호와 등화된 신호와의 비교를 통해 낮은 복잡도로 효과적인 등화 수행이 가능하지만 증분량(step size)에 따라서 채널 변화에 대한 수렴 속도와 시스템 안정성 간 상충관계(trade-off)가 존재하여 최적의 증분량을 결정하기가 쉽지 않은 단점이 존재한다. RLS 등화기는 LMS 알고리즘과 비교해 통계적인 평균 대신 시간적인 평균을 취함으로써 수렴 속도를 향상시킬 수 있지만 매 반복 연산 시 높은 연산 복잡도가 요구된다<sup>[9]~[11]</sup>.

### 1. LMS 알고리즘

LMS 알고리즘은 원하는 신호 출력과 실제 출력값 사이의 MSE(Mean Square Error)를 최소화하기 위해 사용된다. LMS 알고리즘을 사용하는 경우 필터 계수들은 식 (7)~(9)과 같은 과정을 통해 결정된다.

$$\hat{d}_k(n) = w_N^H(n) \cdot y_N(n) \quad (7)$$

$$e_k(n) = x_k(n) - \hat{d}_k(n) \quad (8)$$

$$w_N(n+1) = w_N(n) - \alpha e_k^*(n) \cdot y_N(n) \quad (9)$$

여기서,  $\hat{d}_k(n)$ 는  $n$ 번째 등화된 심벌을 나타내고,  $w_N^H(n)$ 은 탭 크기가  $N$ 인 필터의 가중 벡터의 에르미트 전치행렬(Hermitian transpose matrix),  $y_N(n)$ 은  $n$ 번째 입력 신호,  $e_k(n)$ 은  $n$ 번째 기준 신호와 등화된 신호간 오차,  $\alpha$ 는 증분량을 의미한다. 따라서 LMS 등화기는 현재 심벌의 등화오차에 가중치와 수신신호를 곱한 값을 바탕으로 다음 심벌의 가중치를 구하게 된다.

### 2. RLS 알고리즘

RLS 알고리즘은 누적 제곱 오차가 최소가 되는 필터 계수  $w_N(n)$ 을 찾는 알고리즘이다. 이 알고리즘은 행렬의 역산 정리를 적용하여 반복적인 계산에 의해 공분산 행렬(covariance matrix)에 관한 역행렬을 계산해 나감으로써 점차 최적해를 찾아가는 것으로서 다음 식(10)~(12)과 같이 나타낼 수 있다.

$$k(n) = \frac{R^{-1}(n-1)y(n)}{\lambda + y^T(n)R^{-1}(n-1)y(n)} \quad (10)$$

$$R^{-1}(n) = \frac{1}{\lambda} [R^{-1}(n-1) - k(n)y^T(n)R^{-1}(n-1)] \quad (11)$$

$$w(n) = w(n-1) + k(n)e^*(n) \quad (12)$$

여기서,  $k$ 는 칼만 이득(Kalman gain),  $R^{-1}$ 은 공분산 행렬의 역행렬,  $\lambda$ 는 가중치 파라미터,  $y$ 는 입력 심벌,  $w$ 는 가중 계수를 나타낸다.

다음 그림 5 및 그림 6은 Rician 및 Rayleigh 페이딩 채널 환경에서 LMS 및 RLS 등화기의 등화 성능을 표 1의 파라미터를 바탕으로 시뮬레이션한 것이다.

표 1. 등화기 실험 파라미터

Table 1. Simulation parameters for equalizer

| Parameter         | Value                    |
|-------------------|--------------------------|
| Preamble size     | 192 symbols              |
| Symbol size       | 2752 symbols(1 line)     |
| Data Rate         | 9 Mbps                   |
| Modulation        | BPSK/Manchester          |
| System Bandwidth  | 18 MHz                   |
| Channel model     | Rician & Rayleigh fading |
| Mobile Speed      | 1 Km/h                   |
| $\alpha$ for LMS  | 0.001, 0.005, 0.01       |
| $\lambda$ for RLS | 0.99                     |

그림 5는 Rician 채널 환경에서 실제 프레임을 고려하여 시뮬레이션한 것이다. LOS가 존재하는 Rician 채널은 등화기를 적용한 성능과 적용하지 않는 성능 사이에서 큰 차이가 없음을 알 수 있다. 즉, 채널 상황이 좋은 환경에서는 등화기로 인한 성능 개선이 거의 없거나 오히려 열화될 수도 있다.

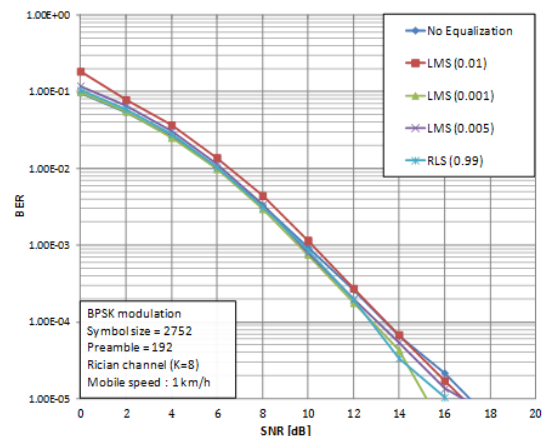


그림 5. Rician 채널에서의 등화기 성능

Fig. 5. Performance of equalization in Rician channel

그림 6은 Rayleigh 채널 환경에서 2-ray 모델을 가정하고 두 번째 경로의 전력 비율을 5:1, 이동체의 속도를 1km/h 로 가정한 것이다. 전반적으로 RLS 알고리즘이 LMS 모두 등화기가 없는 환경에서 보다 우수한 성능 개선 효과를 가져오는 것을 알 수 있으며 SNR = 16dB 이상에서는 RLS가 LMS 보다 성능 개선 효과가 더 큰 것을 알 수 있다.

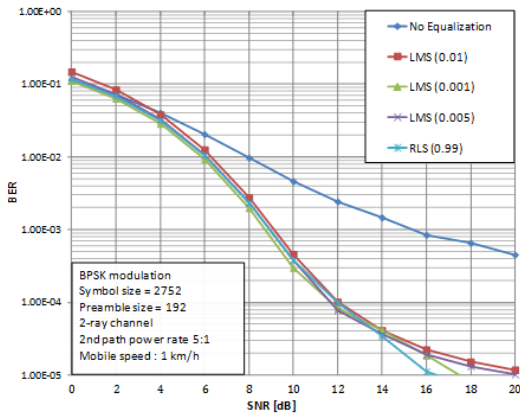


그림 6. Rayleigh 채널에서의 등화기 성능  
Fig. 6. Performance of equalization in Rayleigh channel

## V. 결론

본 논문에서는 캡슐 내시경을 위한 HBC 시스템의 복조를 위한 종합적 설계 방법을 제시하였다. 먼저 환자의 몸에 부착된 다수의 패치로부터 수신되는 신호를 차동 연산을 통해 동상잡음을 제거하고 EGC 기법으로 합성하는 방법을 제시하였다. 아울러 SNR의 수학적 유도를 통해 EGC 신호 합성이 성능 개선을 이룰 수 있음을 분석하였다. 캡슐에서 보내는 HBC 송신신호를 동기화하기 위한 방법으로 PN 코드를 이용한 대략적 타이밍 동기 방법을 제시하였으며 허위 검출 확률과 검출 실패 확률을 줄이기 위한 임계값 설정 방법을 제시하였다. 미세 타이밍 동기는 ZCD(Zero Crossing Detector)를 통한 Manchester, NRZ, RZ 변조 기법간의 미세 타이밍 동기 성능을 분석을 통해 Manchester 방식이 가장 우수함을 확인하였다. 채널 등화는 HBC 신호 프레임의 구성하여 Rician 환경에서 적용할 경우 큰 성능 개선은 없었으나 Rayleigh 채널 환경에서 적용하였을 때 SNR = 16dB 이상에서는 RLS가 LMS 보다 성능 개선 효과가 더 큰 것을 알 수 있었다.

## References

- [1] Ki-Yun Kim, Kyung-Hoon Won, and Hyung-Jin Choi, "Technical Characteristics and Trends of Capsule Endoscope," The Journal of The Korean Institute of Communications and Information Sciences, Vol. 37, No. 4, pp. 329-337, Apr. 2012.
- [2] Umma Hany and Lutfa Akter, "Non-Parametric Approach of Video Capsule Endoscope Localization Using Suboptimal Method of Position Bounded CWCL," IEEE Sensors Journal, Vol. 17, Issue 20, pp. 6806-6815, Aug. 2017.  
DOI : 10.1109/JSEN.2017.2743217.
- [3] Joon-Young Son, Kyung-Hoon Won, Won-Jun Hwang, Hyung-Jin Choi, Ki-Yun Kim, and Sung-IL Seo, "Maximal Ratio Combining for Capsule Endoscope," Proc. of Symposium of the Korean Institute of Communications and Information Sciences, pp. 413-414, Jun. 2013.
- [4] Won-Jun Hwang, Ki-Yun Kim, and Hyung-Jin Choi, "Enhanced Common-Mode Noise Rejection Method Based on Impedance Mismatching Compensation for Wireless Capsule Endoscope System," ETRI Journal, Vol. 37, Issue 3, pp. 637-645, Jun. 2015.  
DOI: 10.4218/etrij.15.0114.1322.
- [5] Q. Jing, M. Cheng, Y. Lu, W. Zhong, and H. Yao, "Pseudo-Noise Preamble based Joint Frame and Frequency Synchronization Algorithm in OFDM Communication Systems," Journal of Systems Engineering and Electronics, Vol. 25, Issue 1, pp. 1-9, Mar. 2014.  
DOI: 10.1109/JSEE.2014.00001.
- [6] P. Lajevardi, A. P. Chandrakasan, and H. S. Lee, "Zero Crossing Detector Based Reconfigurable Analog System," IEEE Journal of Solid-State Circuits, Vol. 46, Issue 11, pp. 2478-2487, Nov. 2011.  
DOI: 10.1109/JSSC.2011.2164295
- [7] Dae-Hyun Kim, Joon-Young Son, Kyung-Hoon Won, and Hyung-Jin Choi, "An Enhanced



Demodulation Method for Capsule Endoscope,” Proc. of Symposium of the Korean Institute of Communications and Information Sciences, pp. 500-501, Nov. 2012.

- [8] Il-Muk Choi, Kyung-Hoon Won, and Hyung-Jin Choi, “Group Manchester Code Scheme for Medical In-body WBAN Systems,” The Journal of The Korean Institute of Communications and Information Sciences, Vol. 36, No. 10, pp. 597-604, Oct. 2011.
- [9] Young-Hwa Jeong, “Performance Improvement of MSAGF-MMA Adaptive Blind Equalization Using Multiple Step-Size LMS,” The Journal of The Institute of Internet, Broadcasting and Communication, Vol. 13, No. 4, pp. 83-89, Aug. 2013.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.7236/JIIBC.2013.13.4.83>.
- [10] Prakash Thapa, Shree Krishna Acharya, Jong-Gil Paik, Sang-Gil Choi, Hae-Ji Jun, Seong-Whan Kim, Seong Ro Lee, YeonwooLee, “A Cognitive Radio based for Smart Grid AMI Network using Adaptive Algorithm”, The Journal of The Institute of Internet, Broadcasting and Communication, Vol. 8, No. 3, pp. 69-77, Aug. 2016.
- [11] Joon-Young Son, Kyung-Hoon Won, and Hyung-Jin Choi, “A Low-Complexity Equalization for Capsule Endoscope,” Proc. of Symposium of the Korean Institute of Communications and Information Sciences, pp. 63-64, Nov. 2012.

## 저자 소개

### 김기윤(정회원)



- 1997년 : 성균관대학교 전자공학과 (공학사)
- 1999년 : 성균관대 전기전자컴퓨터공학과(공학석사)
- 2002년 : 성균관대 전기전자컴퓨터공학과(공학박사)
- 2001년 ~ 2008년 : 삼성탈레스 책임연구원
- 2006년 ~ 2007년 : 미국 UCLA 박사후 연구원
- 2017년 : 미국 UF 방문교수
- 2008년 ~ 현재 : 명지전문대학 전기과 부교수