

# CDMA 네트워크에서의 ECG 압축 알고리즘의 성능 평가

論 文

53D-9-8

## Performance Evaluation of Wavelet-based ECG Compression Algorithms over CDMA Networks

金炳樹\* · 俞善國†

(Byoung-Soo Kim · Sun-Kook Yoo)

**Abstract** - The mobile tele-cardiology system is the new research area that support an ubiquitous health care based on mobile telecommunication networks. Although there are many researches presenting the modeling concepts of a GSM-based mobile telemedical system, practical application needs to be considered both compression performance and error corruption in the mobile environment. This paper evaluates three wavelet ECG compression algorithms over CDMA networks. The three selected methods are Rajoub using EPE thresholding, Embedded Zerotree Wavelet(EZW) and Wavelet transform Higher Order Statistics Coding(WHOSC) with linear prediction. All methodologies protected more significant information using Forward Error Correction coding and measured not only compression performance in noise-free but also error robustness and delay profile in CDMA environment. In addition, from the field test we analyzed the PRD for movement speed and the features of CDMA 1X. The test results show that Rajoub has low robustness over high error attack and EZW contributes to more efficient exploitation in variable bandwidth and high error. WHOSC has high robustness in overall BER but loses performance about particular abnormal ECG.

**Key Words** : CDMA Network, Wavelet Compression, Rajoub's Algorithm, EZW, WHOSC

### 1. 서 론

이동형 tele-cardiology 시스템은 급속히 발전되고 있는 이동 통신 네트워크에 맞추어 진행되는 중요한 리서치 분야이다. 셀룰러 폰의 이동성은 언제 어디서나 접속이 가능하기 때문에 효과적인 유비쿼터스 헬스 케어를 제공한다. 이것은 보행중(ambulatory) 또는 응급상황에서 ECG의 리코딩 및 전송 시스템과 같은 많은 실제적인 어플리케이션에 사용된다. 현재 이동 통신 네트워크는 유럽에서 사용하고 있는 TDMA 방식의 Global Special Mobile(GSM)과 미국, 아시아에서 사용하는 Code Division Multiple Access(CDMA 1X)로 구분된다. 최근 유럽에서는 GSM 기반의 tele-cardiology 시스템 디자인에 대한 많은 연구가 진행되어 왔다[1-4, 10]. 이것들은 저속에서 ECG 신호를 압축 없이 직접적으로 전송하거나 [1-3] GSM 에서의 테스트베드를 구축하여 특정 알고리즘의 압축률(Compression Ratio : CR)과 복원률(Percent of Root-mean-square Difference : PRD)을 이용한 압축 성능 분석에 초점을 맞추고 있다[4][10]. 하지만 향후 확장된 대역폭에서 멀티미디어 데이터 - 환자의 생체신호, 비디오 & 오디오 스트림 - 또는 12채널 ECG를 보내기 위해서 ECG 신호의 압

축은 필수적이다. 또한 저장 측면이 아닌 전송 측면에서 ECG 압축을 고려할 경우 저대역에서의 압축 성능 뿐만 아니라 에러에 대한 데이터 손상을 모두 고려해야 한다.

ECG 압축 알고리즘은 시간과 변환 도메인에 대한 많은 방법이 있지만 무선 환경에서는 시간과 주파수 성분이 혼합되어 있고 다해상도(multi-resolution)의 특성을 가진 웨이블릿 변환 기술이 가장 효과적이다[4][5][9]. 시간축 방법은 빠른 신호 처리가 가능하지만 3:1이상의 압축이 어렵고 KL 변환은 고 압축이 가능하지만 구현이 복잡하다. 반면에 웨이블릿을 이용한 압축은 변환된 데이터가 저주파 대역부터 고주파 대역으로 재배열 되는데 ECG 신호의 경우 최상위 대역에 대부분의 에너지가 집중되어 있으므로 많은 문턱치(thresholding) 기술이나 양자화(quantization) 기술과 결합하여 10:1 이상의 압축률을 획득 할 수 있다. 또한 효과적인 저대역 전송을 위해 resolution scalable transmission과 SNR scalability를 제공한다.

본 논문에서는 기존 알고리즘 분석에서 고려하지 못했던 무선환경을 고려한 압축률, 에러 시뮬레이션, 필드테스트를 통해 기존 웨이블릿 기반의 압축 알고리즘 중에서 CDMA 환경 변화에 따른 최적의 압축 알고리즘을 제안하였다. 성능평가는 먼저 MIT 데이터의 정상, 비정상 ECG 신호를 대상으로 단구간(short term interval)과 장구간(long term interval)관점에서 압축 효율과 프로세싱 딜레이를 분석하였고, 임의 잡음(random noise)모델과 연립 잡음(burst noise)대 한 시뮬레이션 모델에 대한 수치실험을 통하여 에러 환경에서 잡음으로 인한 압축된 신호열의 손상에 대한 각 알고리즘의 강인성을 평가하였다. 또한 모의실험결과와 실제 CDMA 이동통신망에서 다양한 환경과 속도에 대한 전송실험을 통하

\* 非 會 員 : 延世大學 醫學工學教室 碩士課程

† 교시저자, 正會員 : 延世大學 醫學工學教室 副教授 · 交信著者 · 工博

移動形 應急醫療情報 시스템 開發 센터  
個人識別 研究所

E-mail : sunkyoo@yumc.yonsei.ac.kr

接受日字 : 2004年 6月 9日

最終完了 : 2004年 8月 2日

여 무선 통신 환경에 적합한 알고리즘의 성능을 분석하였다.

## 2. 각 알고리즘의 특성

### 2.1. 분석에 사용한 알고리즘의 선택

웨이브릿 기반 ECG 압축 알고리즘들은 변환된 웨이브릿 계수를 처리하는 방식에 따라 전송 후 복원된 신호의 품질이 조금씩 달라진다. 즉 무선망에 존재하는 잡음의 정도에 따라 받는 영향은 ECG 압축 알고리즘의 특성에 따라 서로 다르다. 웨이브릿 변환 후 압축을 어떤 방식으로 적용하는지에 따라 크게 3가지로 분류 할 수 있는데, 첫 번째는 Rajoub 알고리즘 [6]으로 대표되는 방식으로, 에너지의 상대 분포에 따라 설정된 문턱치를 모든 wavelet 변환 계수에 일괄적으로 적용하여 문턱치를 넘는 계수만을 개별적으로 전송하는 방식이다 [6][7][13][14]. 두 번째는 계층적으로 분할된 (hierarchically decomposed) 웨이브릿 변환 트리의 자기 유사성(self-similarity) 특징을 이용하여 상위계층부터 하위계층까지 반복적으로 문턱치를 적용하여 비트를 할당하는 방법으로 EZW (Embedded Zero tree Wavelet) 방법[8][9]과 SPHIT(Set Partitioning in Hierarchical Tree) 방법[15]이 있다. 세 번째는 ECG 신호에 대한 웨이브릿 변환에서 복원에 필요한 특정 중요 영역에 대해서만 전송하여 압축 효율을 향상 시키는 방법으로 OZWC (Optimal Zonal Wavelet-based Compression)[10]와 WHOSC (Wavelets and High Order Statistics Compression)방법[11]이 여기에 속한다. 따라서 본 연구에서는 세 개의 특징적인 웨이브릿 기반 ECG 압축 방법으로 Rajoub, EZW, WHOSC를 선택하였다.

### 2.2. Rajoub's 알고리즘

이 알고리즘은 직교 웨이브릿 변환의 에너지 불변 특성 (energy invariance property)을 사용하여 임계치화에서 발생하는 왜곡을 최소화 한다. 그림 1(a)는 Rajoub's 알고리즘의 블록 다이어그램을 보인다. 최초 전처리 과정에서 중심화(centering)와 정규화(normalization)를 통해 유효계수 (significant coefficients)의 수를 감소시킨다. 그 후 웨이브릿

계수들은 내림차순으로 재배열되고 전체 에너지와 각 레이어에 분포된 에너지 비율(EPE : Energy Packet Efficiency)을 결정하여 임계치화를 실행 한다. 이러한 과정 후에 남겨진 유효계수는 해당 위치의 중요도를 판별하는 맵 코딩과 중요 계수의 소스 코딩이 수행된다. 전자는 유효 계수의 위치를 1, 비유효 계수의 위치를 0으로 했을 때 16비트를 사용하여 run-length 인코딩을 사용하여 압축한다. 후자는 각 유효계수에 대해 정수는 2비트, 소수는 6비트로 표현하여 새로운 비트열을 생성한다. 이것은 높은 압축률을 획득할 수 있고, 임계치 값에 대한 미세 조절이 가능하기 때문에 원하는 압축 성능을 획득할 수 있다. 하지만 맵에 대한 정보가 에러에 의해 손상될 경우 신호의 복원에 큰 영향을 끼치기 때문에 무선망에서는 그것에 대한 추가적인 보호(protection)가 필수적이다.

### 2.3. EZW 알고리즘

EZW 알고리즘은 내장형 부호화(embedded coding)를 위하여 양자화 과정에서 연속근사 양자화 (successive approximation quantization)을 사용한다. 그림 1(b)와 같이 최저 대역에서부터 초기 임계치에 대해 주사하여 SC(significant coefficient)와 IZ(isolated zero), ZR(zero-tree root)를 결정한다. 부목록(sublist)에서는 POS(positive), NEG(negative) 심볼을 통해 유효 크기를 세밀화 한다. 복호기에서는 초기 임계치와 양자화된 계수를 사용하여 점진적인 복원(progressive reconstruction)을 행한다. 이것은 원하는 전송 속도에 맞게 양자화 반복 횟수를 조절함으로써 scalability와 priority 부여가 가능하다는 장점을 가진다. 또한 Rajoub이 데이터 크기에 따른 복원율의 변화가 큰 반면 EZW는 데이터 크기에 대해 압축 성능의 변화가 크지 않다. 하지만 높은 압축률을 위한 산술부호화(arithmetic coding)는 에러 노출시 에러 전달(propagation)이 발생한다. 그리고 1회 반복이 압축률과 복원율의 큰 폭의 변화를 일으켜서 다른 알고리즘과 달리 압축 성능의 미세 조절이 불가능하다.

### 2.4. WHOSC 알고리즘

그림 1(c)와 같이 WHOSC는 선형 예측(linear prediction)과 고차 통계학(high order statistics : HOS)에 기초한 ECG

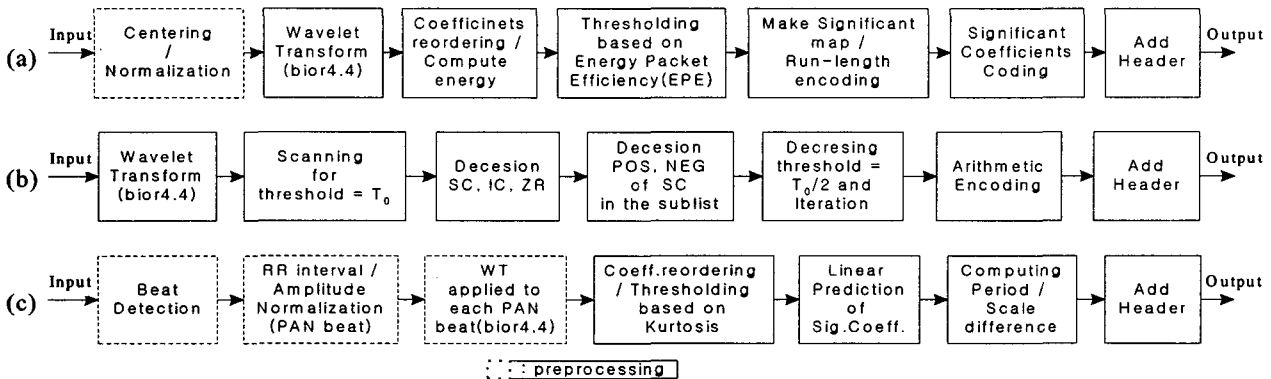


그림 1. 각 알고리즘의 블록 다이어그램 (a) Rajoub, (b) EZW, (c) WHOSC  
 Fig 1. Block diagram of each algorithm (a) Rajoub, (b) EZW, (c) WHOSC

압축방법이다. 최초 R 파형으로부터 다음 R 파형까지를 1 비트(beat)로 정의하고 gradient based method를 사용하여 RR 주기를 결정한다. 각 파형의 주기는 512 샘플로 정규화하고 진폭 역시 정규화 함으로써 하나의 PAN(period amplitude normalization) 비트를 생성한다. 최초의 PAN 비트는 압축 없이 전송되고 이후부터는 주기와 진폭의 차이 값만 전송한다. 그리고 웨이브릿 계수들은 각 레이어의 쿠토시스(kurtosis)와 조절값(adjusting factor)을 곱한 값으로 임계치화 한다. 이것 또한 초기 웨이브릿 계수와의 선형 예측을 통해 예측 에러만 전송한다. 주기와 진폭의 정규화는 초기 비트와 각 비트 사이의 상관성(correlation)을 증가시키기 때문에 높은 압축률을 획득할 수 있다. [11]에서는 2048개의 ECG 데이터를 획득 처리 전송, 디스플레이 하는 과정에서 발생하는 지연을 최소화하기 위해 각각의 비트가 결정될 때마다 전송함으로써 지속적인 서비스 제공에 중점을 두었다. 알고리즘의 성능은 내림차순으로 재배열된 유효계수의 전송 개수에 의해 결정되며 유효계수의 위치 정보에 역시 초기 위치 정보로 예측하여 차이 맵(difference map of coeff. location)을 추가적으로 전송한다.

3. 성능 평가 방법

선택한 3가지 압축 알고리즘은 MIT-BIH arrhythmia 데이터베이스 파일을 사용하여 테스트 하였다[16]. 각 데이터들은 360Hz 샘플링 되고 10볼트에서 11비트 해상도를 가진다. 동일한 조건에서 분석하기 위해 모든 알고리즘의 데이터 크기는 WHOSC의 PAN beat 의 길이인 512 샘플로 일치시켰다. 기존의 알고리즘은 2048 데이터 크기에 의해 적용되어 5.8초의 전송 지연을 발생시킨다. 하지만 512 샘플 크기는 같은 압축률에서 복원률이 조금 나빠질 지라도 1.42초의 전송 지연을 가진다. 테스트 신호는 biorthogonal-spline 웨이브릿 필터(bior4.4)를 사용하여 6레벨로 분할되었다.

3.1. 압축 성능 분석

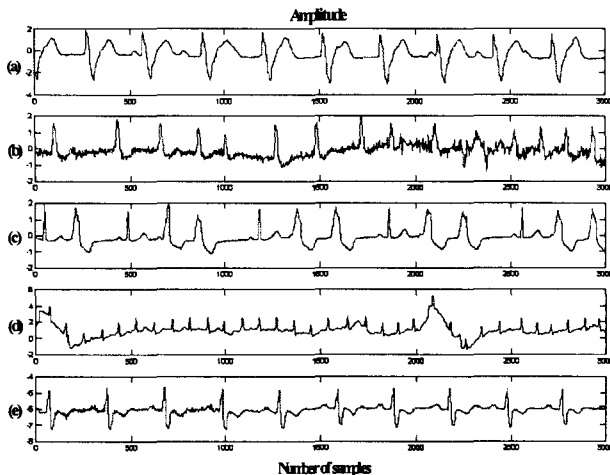


그림 2. 짧은 구간 테스트에 사용된 abnormal ECG data  
Fig 2. (a) 107, (b) 203, (c) 208, (d) cu08, (e) 118e00

노이즈가 없는 환경에서 기본적인 압축 성능의 측정은 긴 구간 평균과 심각한 abnormal ECG 구간이 압축에 미치는 영향을 분석하기 위한 짧은 구간 평가로 구분하였다. 처음 실험 데이터는 mit100에 대한 5분 동안의 ECG data이다. 그리고 두 번째 실험 데이터는 5개 레코드의 표본 구간을 선택하여 10초 동안 측정된 것으로 MIT-BIT Arrhythmia DB의 레코드 번호 107, 203, 208(그림 2.(a), (b), (c)), CU Ventricular Tachyarrhythmia DB의 cu08(그림 2.(d)), MIT-BIT Noise street test DB의 118e00(그림 2.(e))을 포함한다.않는다. 저대역 필터링은 노이즈를 감소시키는 역할을 하지만 데이터에서 빠르게 변화하는 부분이나 고대역을 가진 부분에 대해서는 정보 손실이 생기는 문제가 발생하기도 한다. 그렇지만 인터리빙된 신호에 대해서 같은 크기를 가진 부분을 묶었을 때 이러한 필터링은 PPG신호의 동잡음과 노이즈를 상당 부분 감소시키는 효과가 있다.

3.2. 에러 시뮬레이션

에러 시뮬레이션은 모든 발생되는 BER(bit error rate)을 커버하기 위한 임의의 잡음 채널(random noisy channel) 시뮬레이션과 CDMA 시뮬레이터를 이용한 CDMA 에러 시뮬레이션으로 구분한다.

잡음 채널에서는 압축된 신호의 시퀀스 하나하나가 모두 중요한 정보를 가지고 있기 때문에 에러에 대해 큰 손상을 입는다. 특히, Rajoub과 WHOSC의 경우 유효계수의 위치 정보를 가지고 있는 맵에 에러가 발생할 경우 복원 자체가 실패할 수 있다. 또한 EZW의 산술부호화는 에러 전달 문제를 야기한다. 그러므로 효과적인 무선망 전송을 위해서는 압축된 신호에서 좀더 중요한 정보를 정의하고 그것에 대한 보호방식이 필요하다. 보호 방법은  $r = \frac{1}{2}$ ,  $K = 9$  컨볼루션(convolutional) 코딩을 사용한 Forward Error correction으로 중요 정보의 크기를 2배로 증가시키고 수신단에서는 비터비(viterbi) 디코딩을 하여 에러에 대한 강인성을 증가시켰다. 에러 환경에서의 시뮬레이션을 위해 우선 모든 알고리즘은 20:1의 압축률을 가지도록 파라미터를 세팅 하였다. Rajoub은 6개의 레이어가 EPEA6 99%, EPED6-D4 = 96%, EPED3-D1 = 85% 가 되는 임계치를 결정하였고 중요 맵에 보호를 걸어주었다. EZW의 양자화 반복횟수는 6회이며, 산술 부호화를 제거하였다. WHOSC는 중요도 순으로 재배열된 유효계수에 대해 전송하는 개수는 35개이다.

(a)	Header information	Run-length encoded Map information		Significant Coefficients
(b)	Header information	1 <sup>st</sup> coded symbols	2 <sup>nd</sup> coded symbols	... 6 <sup>th</sup> coded symbols
(c)	Header information	Period/Amplitude difference	difference map of coefficient location	Predicted values of significant coefficients

그림 3. 압축된 ECG의 데이터 포맷  
Fig 3. data formats of Compressed ECG  
(a) Rajoub, (b) EZW, (c) WHOSC

그림 3과 같이 압축된 데이터의 포맷은 알고리즘 별로 서로 구분된다. 이때 좀더 중요한 정보는 헤더 이외에 Rajoub에서는 run-length encoded map(그림 3.(a))이고 EZW는 압축된 데이터가 반복 회수별로 분포되어 있어 2번 반복했을 때까지 부호화된 심볼들로 정의한다. (그림 3.(b)). 그리고 WHOSC는 주기와 진폭의 예측값과 유효계수의 차이 위치 정보를 나타내는 차이 맵이 중요한 정보이다(그림 3.(c)).

이때 동일한 압축률로 압축된 알고리즘의 중요 정보의 크기는 Rajoub > WHOSC > EZW 의 순이다. 그러므로 동일한 조건에서 테스트하기 위해 첫 번째 잡음 채널에서의 시뮬레이션은 다음과 같이 총 3단계에 대해 실행한다.

- (1) : 모든 알고리즘의 보호 크기를 Rajoub의 헤더와 맵 코딩된 데이터 크기로 맞춘다.
- (2) : 모든 알고리즘의 보호 크기를 WHOSC의 중요 정보 크기로 맞춘다.
- (3) : 각 알고리즘은 정의된 중요 정보에 대해서 보호하고 보호된 후의 압축률이 일치하도록 파라미터를 조절한다. 이때 보호된 ECG 는 원래의 신호에 대해 15:1의 압축률을 가진다.

다음 CDMA 환경에서의 시뮬레이션은 표1과 같이 동기식 DS CAMA 1X의 역방향 채널의 특성을 고려해야 한다[17]. CDMA 1X 역방향 채널의 시뮬레이터는 그림 4와 같이 설계되었다[18].

표 1. 실제적인 동기식 수신기에서 요구되는 Eo/Io  
Table 1. Required Eo/Io of practical coherent receiver

Eo/Io (dB)	2.2	2.5	2.8	3	3.3	3.5
FER	0.05	0.02	0.015	0.011	0.006	0.005

소스 코딩된 ECG는 채널 코딩에서 콘볼루션 코딩과 블록 인터리빙을 통해 에러에 대한 적응력을 강화한다. 이때 콘볼루션 코딩에서 쉬프트 레지스터 K = 9이고 r=1/3이다.

CDMA 1X에서 GSM과 다른 중요한 특성은 변조시 walsh-hadamard 코드와 Pseudo Noise(PN) 시퀀스를 이용한 주파수 확산(frequency spreading)이다. 확산으로 인해 에러에 대한 적응력은 더욱 높아지며, 이것이 군사적으로 매우 유용했던 것처럼 원격진료의 중요한 요소인 보안에 대해서 강인함을 얻을 수 있다.

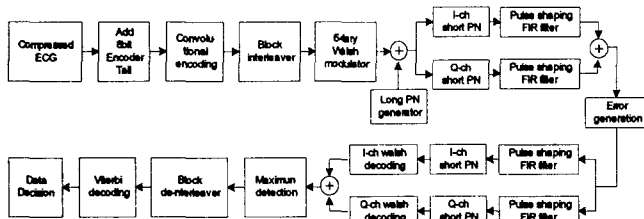


그림 4 CDMA 1X 역방향 채널 시뮬레이터에 대한 블록 다이어그램  
Fig 4. block diagram of CDMA 1X reverse link simulator

14.4kbps에서 1프레임이 5ms당 64비트가 전송될 때 표1의 Eo/Io에서 해당 FER(frame error rate)을 보이도록 에러를 발생 하였다. 이때 압축된 데이터는 mit100을 사용하였고 보호 방법은 잡음 채널에서의 (3)번을 적용하였다.

### 3.3. 실제 필드 테스트 방법

각 알고리즘 별로 압축된 ECG는 중요 정보에 대한 보호 과정을 거친 후 수신단과 전송단에서 CDMA 1x Modem (Anydata, LG Telecom Co., Korea)으로 직접 연결하여 차량의 이동 속도에 따라 발생하는 BER과 변화하는 대역폭에 따른 전송 지연을 측정하였다. 실험은 한국 서울지역의 도심지와 산간지역, 외곽지역 고속도로에서 10회에 걸쳐 아침 8시부터 오후 8시까지 2시간 간격으로 측정하여 평균값을 사용하였고 매회 자동차의 이동속도는 0, 20, 40, 60 80, 100, 120km/hour 이었다. 이때 RLP(Radio Link Protocol)에서 분할되어 전송되는 단위는 5ms당 64비트 (8비트 패딩(padding)을 고려하면 72비트) 이고 R-FCH(Reverse Fundamental Code Channel)을 사용한다.

## 4. 결 과

### 4.1. 압축률 분석 결과

이 섹션에서는 노이즈 없는 환경에서 알고리즘의 기본적인 압축률과 복원율의 성능을 보인다. 그림 5는 mit100 데이터에 대해 5분 동안의 평균을 측정하여 압축률에 따른 평균 복원율의 변화를 보인다. 복원율은 [19]에서 언급한 바와 같이 모든 ECG 신호의 평균값 즉 DC 레벨에 영향을 받지 않도록 중심화 한 후 한 후에 계산하였다. 그 결과 모든 압축률에 대해서는 EZW가 가장 우수한 복원율을 보이고 25:1을 제외한 모든 압축률에 대해서 Rajoub이 WHOSC보다 복원 성능이 우수하다. Rajoub과 WHOSC는 유효계수의 비트 할당 과정에서 피할 수 없는 왜곡이 발생하며 EZW는 산술부호화와 연계되어 동일한 복원율에서 높은 압축률을 유지한다.

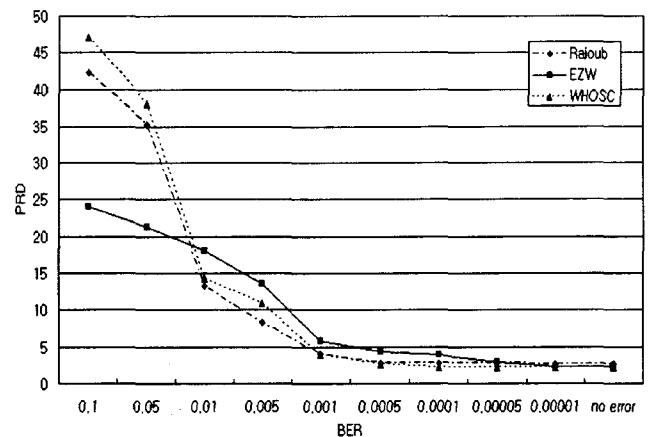


그림 5. 각 알고리즘의 평균 복원율 결과  
Fig 5. Average PRD results for each of algorithms

표 2. 다른 abnormal ECG 레코드에 대한 Rajoub, EZW, WHOSC 알고리즘의 성능

Table 2. Performance of the Rajoub, EZW and WHOSC algorithms for different abnormal ECG records

ECG data \ algorithms	Rajoub	EZW	WHOSC
mit100	1.73	1.4	2.1
mit107	2.68	2.17	2.35
mit203	3.76	2.93	5.2
mit208	2.44	2.34	2.68
Cu08	2.86	1.48	3.92
118e00	3.34	1.82	3.62

Table 2는 그림 2의 abnormal ECG data에 대해 10초 동안의 평균을 구한 결과이다. mit100 데이터에 비해 ECG 신호의 변화는 압축 성능에 영향을 끼친다. 특히 mit203과 같이 큰 잡음과 베이스 라인의 이동(baseline drift)은 임계치화 과정에서 중요한 부분까지 제거된다. 또한 WHOSC의 경우 cu08과 같이 빠르게 박동하는 심장의 tachyarrhythmia ECG에 대해서는 정확한 주기 측정이 어려우며 주기 정규화를 통해 확장된 데이터는 오히려 압축 성능을 크게 감소시킨다. 이것은 특정 지역(spatial zone)을 고려한 압축방법인 OZWC와 WHOSC는 응급상황에서 ECG의 abnormal 패턴이 계속될 경우 알고리즘의 성능이 다른 알고리즘에 비해 크게 저하되는 것을 알 수 있다.

4.2. 에러 시뮬레이션 결과

에러 시뮬레이션에 대한 1차 테스트는 5분동안의 ECG(mit100)에 대해 일정한 BER(Bit Error Rate)에 노출되었을 때 변화되는 복원율을 측정하였다. 여러 가지 잡음 채널은 무선망 환경 및 상황에 따라 용량(capacity) 또는 상태(quality)가 수시로 변화할 수 있다. 여기에 첨가된 BER은 0.1부터 10<sup>-5</sup> 까지 단계적으로 변화한다. 그림 6은 앞서 3.2에서 언급한 3가지 보호 방법에 대한 결과이다.

그림 6.(a)는 Rajoub의 보호 크기를 다른 알고리즘에 일치시킨 것으로 EZW와 WHOSC는 더 보호 되었기 때문에 좋은 복원율을 보인다. EZW의 경우 먼저 부호화된 심볼이 안정적으로 전송되면 BER이 큰 환경에서도 복원율이 크게 나빠지지 않는다. 그림 6.(b)는 WHOSC의 보호 크기에 일치시킨 것으로 Rajoub은 맵 정보가 모두 보호되지 않았기 때문에 복원율이 나빠진다. 그림 6.(c)는 각 알고리즘을 정의된 중요 정보에 대해 FEC를 적용한 후 동일한 압축률을 가질 때의 결과이다. 모든 테스트의 경우 높은 BER에서는 EZW > WHOSC > Rajoub의 성능을 보이지만 BER = 0.05~0.0001 구간에서는 EZW가 가장 나쁜 복원율을 보인다. 이것은 Rajoub과 WHOSC는 각각의 유효계수들이 독립적으로 코딩되는데 반해 EZW는 상호 연결된 코딩에 근사 기술(approximation technique)을 사용하기 때문이다. 그러므로 낮은 BER 환경에서 하나의 비트 에러에 대해서 좀더 민감해진다. BER이 0.0001이하에서는 신호 보호의 영향으로 전송된 신호는 에러가 없을 때 복원된 신호에 근접한다.

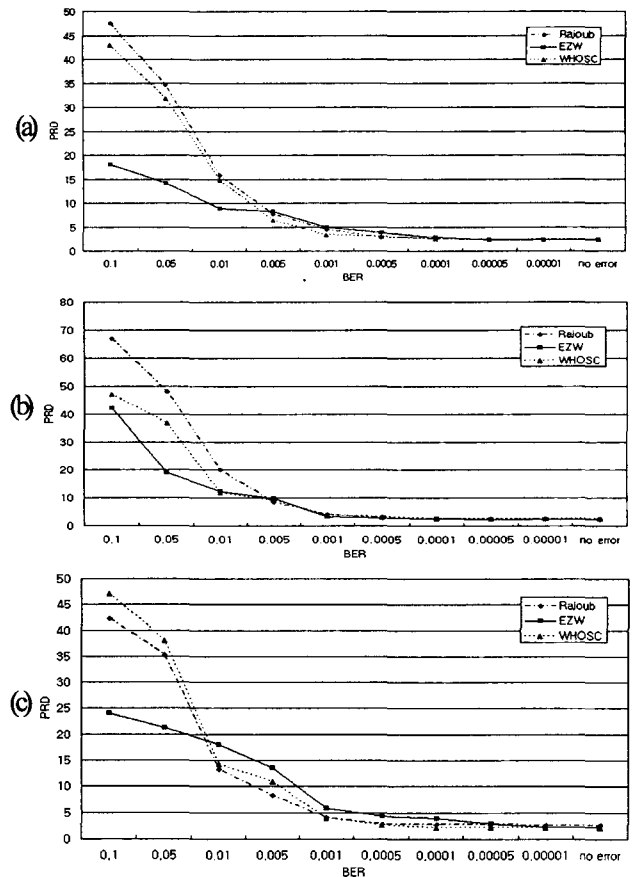


그림 6. 보호 크기에 따른 에러 시뮬레이션 결과  
Fig 6. error simulation results for each protection size

표 3. 처리 지연

Table 3. Processing delay

Algorithms	① Encoding	② Decoding	③ FEC Protection	①+②	①+②+③
Rajoub	20ms	14ms	745ms	34ms	779ms
EZW	9ms	7ms	336ms	16ms	352ms
WHOSC	13ms	13ms	512ms	26ms	538ms

다른 측면에서 에러에 대한 강인성만큼 알고리즘의 처리과정에서 발생하는 지연은 tele-cardiology 환경에서 매우 중요한 요소이다. 각 알고리즘 별로 인코딩, 디코딩, FEC 보호 과정에서 발생하는 처리 지연을 고려할 때(표 3) EZW가 가장 작은 지연 시간을 가진다. FEC 보호는 에러에 대한 복원성과 지연에 대한 trade-off를 가진다. 잡음 채널에서 EZW는 높은 BER에서 보다 안정적인 신호의 전송을 보장하고 낮은 지연 성능을 보인다.

CDMA 환경에서 특성화된 알고리즘의 실험 결과는 그림 7과 같이 CDMA 1X 시뮬레이터에서 FER(Forward Error Rate)을 변화시켰을 때의 평균 복원율을 보인다. FER이 0.05일 때 512 샘플로 압축된 ECG 데이터는 4.6% 비율로 잡음에 의한 데이터 손상이 발생한다. 이 경우 EZW가 가장 나쁜 복원율을 보이는 것은 한번 에러에 대해 공격 받으면 더 크게 훼손되기 때문이다. CDMA 시뮬레이터에 의한 성능은

WHOSC가 가장 우수하다는 것을 보인다.

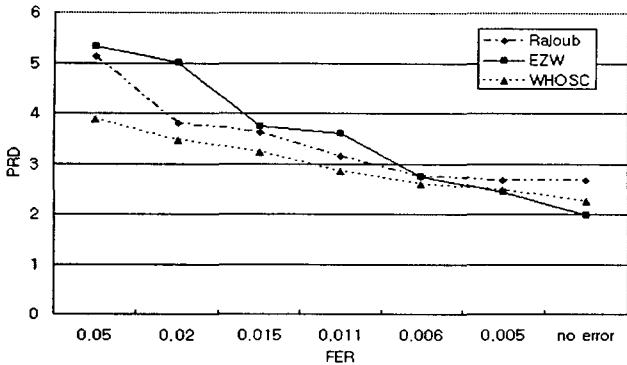


그림 7. FER에 따른 복원율의 변화

Fig 7. PRD results for FER

4.3. 실제 필터 테스트 결과

그림 8은 차량의 이동속도에 따라 10회 측정된 평균 복원율을 나타낸다. 차량의 이동속도가 60km/h까지는 정보 보호에 의해 복원율이 크게 나빠지지 않는다. 보호 후의 압축율을 동일하기 하기 위한 파라미터 세팅으로 각 알고리즘의 복원율이 상이하다. 이것은 EZW가 도심지역의 저속 또는 작은 에러 환경에서 효과적임을 보인다. 하지만 EZW의 경우는 시뮬레이션 결과와 마찬가지로 각 레이어의 의존성으로 인해 작은 BER에서도 신호의 훼손이 크게 발생한다. 차량 이동시 발생하는 에러는 속도 변화에 따른 도플러 쉬프트(doppler shift)의 페이딩 뿐만 아니라 해당 지역의 지형적인 분포에 의해서도 영향을 받는다. 특히 긴 터널이나 산간지역, 고속으로 통과하는 핸드오프 지역에서 에러는 burst로 일어난다. 이때 역시 WHOSC와 Rajoub은 어느 정도 안정적인 신호의 전송이 가능하다는 것을 확인할 수 있다. 그리고 신호의 훼손은 압축된 데이터에서 CDMA 1X의 RLP 분할 크기에 의해 발생하기 때문에 링크 계층까지 보상 받지 못하는 에러에 대해서는 추가적인 재전송이 필요하다.

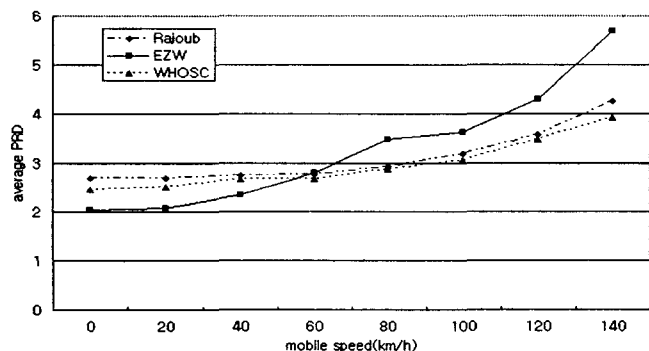


그림 8. 실제 CDMA 망에서 차량의 이동속도에 따른 평균 복원율

Fig 8. Average PRD for mobile speed over actual CDMA network

또한 실제적인 테스트에서는 이동국(mobile station)의

상황에 따라 변화하는 대역폭에 따른 지연이 발생한다. RLP 계층에서 프레임 에러에 대한 3회 재전송과 물리 계층에서 버퍼 처리하는 과정에 의해 지연이 생긴다. 이것은 telemedicine 시스템에서 변화하는 전송 속도에 대한 유연한 전송 정책이 요구된다. 표 4는 이동속도에 따라 변화하는 전송율의 평균과 최대, 최소값을 나타낸다. 평균 전송율은 속도가 증가함에 따라 조금씩 감소한다. 반면 고속에서 전송율은 최소 5.9kbps까지 크게 떨어진다. 이 경우에 15:1로 압축된 ECG는 6채널까지 전송 가능하다. 반면 최대 전송율에서는 최대 12채널까지 가능하다. 그러므로 효과적인 대역폭의 사용을 위해서는 송신단에서 지속적인 대역폭의 변화를 체크하여 송신단의 소스 코딩부에서 압축률을 조절하여야 한다. 이때 EZW는 전송 지연이 가장 작지만 양자화 반복 횟수에 따라 CR이 크게 변화하는 단점을 가진다.

표 4. 이동 속도에 따른 전송율

Table 4. delay profile for mobile speed

Mobile speed (km/h)	0	20	40	60	80	100	120
Min	9.06	7.53	6.8	7.5	6.97	6.04	5.91
Average	11.6	11.3	11.1	10.9	10.67	10.61	10.43
Max	12.8	12.8	12.36	12.36	12.3	12.3	12.3

5. 결론 및 토의

본 논문에서는 무선망 특히 CDMA 환경에서 ECG를 전송하기 위해 가장 적합한 압축 알고리즘을 선택, 평가하였다. 기존의 대표적인 웨이브렛 기반 ECG 압축 방법 중에 Rajoub, EZW, WHOSC를 선택하여 평가하였다. 각 알고리즘은 MIT 데이터베이스의 ECG 신호에 대해 잡음이 없는 경우 단구간, 장구간에서의 압축 성능을 평가하고 임의의 잡음 채널과 CDMA 채널 모델에서 에러에 대한 강인성을 분석하였다. 또한 실제 필터테스트를 통해 시뮬레이션의 결과와 비교하였다. 특히 각 알고리즘의 무선망에서의 성능 평가는 에러에 대해 심각한 훼손을 야기하는 부분에 대해 좀더 중요한 정보를 정의하여 FEC 콘볼루션 코딩을 통해 에러 보호 기능을 추하여 실험하였다.

512 data size에 대한 기본적인 압축 성능은 EZW > Rajoub > WHOSC로 나타났다. 그리고 잡음 채널과 CDMA 채널 모델에 대한 시뮬레이션은 높은 에러 환경에서 EZW > WHOSC ≈ Rajoub의 순으로 강인성을 가지고 낮은 에러 환경에서는 WHOSC > Rajoub > EZW순으로 강인성을 가지는 것을 확인하였다. 무선망 전송시 FEC 보호 기능을 적용할 경우, 대도시의 중심가와 같이 무선망의 잡음이 적고, 차량의 속도가 낮은 상황에서는 전송 지연이 적고, 압축비에 대한 복원 성능이 좋은 EZW 방법이 가장 우수하다. 반면에 고속도로나 대도시의 외곽 산악지형과 같이 차량의 속도가 높고 무선망의 잡음이 많은 경우는 전송 지연 측면과 복원율 측면에서 WHOSC 방법이 Rajoub 방법보다 약간 우수하였다. 특히 잡음이 많은 경우에는 에러가 분산되는 특성을 갖는 EZW 방법은 사용에 제한을 갖는다. 향후 CDMA 환경에서의 telecardiology 시스템은 변화하는 전송율에 대한 scalability와 FEC 또는 ARQ의 효율성이 고려되어야 할 것이다.

**감사의 글**

본 연구는 2003년도 보건복지부지정 특정센터연구지원 연구개발 사업 연구비에 의하여 연구되었음. (과제번호 : 02-PJ3-PG6-EV08-0001)

**참 고 문 헌**

[1] R. S. H. Istepanian, B. Woodward, P. Balos, S. Chen, and B. Luk, "The comparative performance of mobile telemedical systems using the IS-54 and GSM cellular telephone standards," J. Telemed. Telecare, vol. 5, pp. 97-104, 1999

[2] B. Woodward, R. S. H. Istepanian, and C. I. Richards, "Design of a Telemedicine System Using a Mobile Telephone," IEEE Trans. Inform. Technol. Biomed, vol. 5, No. 1, pp. 13-15, March 2001

[3] S. G. Miaou and C. Y. Huang, "A Next-Generation Mobile Telemedicine Testbed Based on 3G Cellular Standard," IEEE Trans. Computers in Cardiology, vol. 28, pp. 683-686, 2001

[4] C. Y. Huang and S. G. Miaou, "Transmitting SPIHT Compressed ECG Data over a Next-Generation Mobile Telecardiology Testbed," in Proc. Int. Conf. the 23rd Annual EMBS, October 25-28, Istanbul, Turkey, 2001, pp. 3525-3528

[5] W. J. Hwang, C. F. Chine, and K. J. Li, "Scalable Medical Data Compression and Transmission Using Wavelet Transform for Telemedical Applications," IEEE Trans. Inform. Technol. Biomed., vol. 7, no. 1, pp. 54-63, March 2003.

[6] B. A. Rajoub, "An efficient coding algorithm for the compression of ECG signals using the wavelet transform," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 49, pp. 355-362, April 2002.

[7] M. Abo-Zahhad and B. A. Rajoub, "An effective technique for the compression of one-dimensional signals using wavelet transform," Med. Eng. Phys., vol. 24, no. 3, pp. 185-199, April 2002.

[8] P. Wellig, Z. Cheng, M. Semling, and G. S. Moschytz, "Electromyogram Data Compression Using Single-tree and Modified Zero-tree wavelet Encoding," in Proc. Int. Conf. the 20th Annual EMBS, vol. 20, no. 3, 1998.

[9] M. L. Hilton, "Wavelet and Wavelet Packet Compression of Electrocardiograms," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 44, no. 5, May 1997.

[10] R. S. H. Istepanian and A. Pertrosian, "Optimal Zonal Wavelet-based ECG Data Compression for Mobile Telecardiology System," IEEE Trans. Inform. Technol. Biomed, vol. 4, pp. 200-211, Sept. 2000.

[11] R. S. H. Istepanian, L. J. Hadjileontiadis, and S. M. Panas, "ECG Data Compression Using Wavelets and Higher Order Statistics Methods," IEEE Trans.

Inform. Technol Biomed, vol. 5, no. 2, June 2001.

[12] A. G. Ramakrishnan and S. Saha, "ECG Coding by Wavelet-based Linear Prediction," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 44, no. 12, Dec. 1997.

[13] J. Kong, Z. Chi and W. Lu, "Electrodiogram Compression Using Modulus Maxima of Wavelet Transform," in Proc. Int. Conf. the 20th Annual EMBS, vol. 20, no. 3, 1998.

[14] J. Chen and S. Itoh, "A Wavelet Transform-based ECG Compression Method Guaranteeing Desired Signal Quality," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 45, no. 12, pp. 1414-1419, Dec. 1998.

[15] Z. Lu, D. Y. Kim, and W. A. Pearlman, "Wavelet Compression of ECG Signals by the Set Partitioning in Hierarchical Trees(SPHIT) Algorithm," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol 47, pp. 849-856, July 2000.

[16] MIT-BIH Arrhythmia Database CD-ROM, 3rd ed. Cambridge, MA : Harvard-MIT Div. Health Sci. Technol., May 1997.

[17] F. Ling and E. Bruckert, "Analysis of performance and capacity of coherent DS-CDMA reverse link communications," 45th Vehicular Technology Conference, IEEE, vol.2, pp. 25-28 July 1995.

[18] J. S. Lee and L. E. Miller, CDMA Systems Engineering Handbook, Artech House Pub. pp. 333-424, 1998.

[19] A. Alshamali and A. S. Alfahoum, Comments on "An efficient coding algorithm for the compression of ECG signals using the wavelet transform," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 50, no. 8, pp. 1034-1037, Aug. 2003.

**저 자 소 개**



**김 병 수 (金炳樹)**

1979년 2월 25일생. 2003년 연세대 기계 전자 공학부 졸. 현재 연세대학교 의학공학교실 석사과정



**유 선 국 (俞善國)**

1959년 1월 8일생. 1981년 연세대 전기공학과 졸. 1983년, 1989년 동대학원 전기공학과(석, 박사), 1990~1995 순천향대 전기공학 전임강사, 조교수, 1998~2000 The University of Iowa Visiting Associate. 현재 연세대학교 의학공학교실 부교수 및 이동형 응급의료 정보 시스템 개발 센터