

이동형 Tele-cardiology 시스템 적용을 위한 최저 지연을 가진 웨이브릿 압축 기법

論 文

53D-11-8

Wavelet Compression Method with Minimum Delay for Mobile Tele-cardiology Applications

金炳樹* · 兪善國† · 李文珩**

(Byoung-Soo Kim · Sun-Kook Yoo · Moon-Hyoung Lee)

Abstract - A wavelet based ECG data compression has become an attractive and efficient method in many mobile tele-cardiology applications. But large data size required for high compression performance leads a serious delay. In this paper, new wavelet compression method with minimum delay is proposed. It is based on deciding the type and compression ratio(CR) of block organically according to the standard deviation of input ECG data with minimum block size. Compression performances of the proposed algorithm for different MIT ECG Records were analyzed comparing other ECG compression algorithm. In addition to the processing delay measurement, compression efficiency and reconstruction sensitivity to error were also evaluated via random noise simulation models. The results show that the proposed algorithm has both lower PRD than other algorithm on same CR and minimum time in the data acquisition, processing and transmission.

Key Words : Wavelet ECG Compression, Minimum Block Size, Mobile Tele-cardiology

1. 서 론

이동통신 네트워크를 통한 효율적인 심전도(ECG: Electro-CardioGram) 신호의 전송은 시간과 장소의 제약을 받지 않는 유비쿼터스 헬스케어 시스템을 구성하기 위하여 필수적인 요소이다. 특히 이동중이거나 응급상황에서 이동형 tele-cardiology 시스템에서의 심전도 전송은 무선망의 제한된 대역폭으로 인해 효과적인 압축을 요구한다.

많은 알고리즘이 의료 데이터 압축에 대해 제안되었지만[15] 웨이브릿 기반 압축 방법은 다해상도 분할(multi-resolution decomposition)로 인해 상위 계층에 에너지가 집중되므로 많은 임계치 또는 양자화 기술과 결합하여 높은 압축률을 얻을 수 있다[6, 10]. 또한 점진적으로 해상도나 복원 품질의 향상이 가능하여 무선 네트워크 어플리케이션에서 효과적인 저대역 코딩(low bit rate coding)이 가능하다 [11,16].

일반적인 웨이브릿 기반 심전도 압축 알고리즘들은 심전도의 의사주기성(quasi-periodicity)을 이용한다. 웨이브릿 변환에서 심전도 파형간의 비슷한 저주파 대역을 상위 계층에 집

중시켜 압축 효율을 향상시키기 때문에 최소 1024또는 2048의 블록 크기를 요구한다[6, 8, 14-16]. 하지만 이것은 360Hz 샘플링에서 3초, 250Hz 샘플링에서 4초 이상의 데이터 획득 시간을 소비한다. 응급 상황에서 1초 이상의 지연은 환자의 응급처치에 대해 심각한 결과를 초래할 수 있다. 지연 시간을 감소시키기 위해 블록 크기를 줄일 경우 QRS의 변화에 대해 동일한 압축 방식의 적용으로 인해 같은 복원률에 대해 낮은 압축률이 얻어진다[6]. A. G. Ramakrishnan과 S. Saha가 제안한 Wavelet transform Higher Order Statistics based Coding(WHOSC)[17, 18]는 QRS가 검출될 때마다 전송함으로써 어느 정도 지속적인 전송이 가능하지만 비정상 심전도에 대해서 QRS 검출이 실패할 경우 복원 성능이 크게 감소한다[24].

본 논문에서는 작은 분할 크기로 블록 웨이브릿을 적용하여 지연을 최소화 하면서도 블록에 포함된 신호의 에너지에 따라 압축률을 조절하여 성능을 감소시키지 않는 새로운 압축 방법을 제안한다. 이 알고리즘은 일반적인 심전도 신호는 R-R 구간에서 QRS가 포함된 부분과 QRS를 제외한 휴지기로 구분된다는 관찰에서 출발한다. 블록 크기를 R-R구간의 반으로 줄이고 QRS가 있거나 또는 높은 에너지를 가진 신호가 있으면 복원되는 품질을 유지하기 위해 작게 압축하고, QRS가 없는 낮은 에너지의 신호는 크게 압축하여 전체적인 압축률을 유지한다. 또한 각 블록의 압축률은 블록간 표준편차 비율에 따라 유기적으로 조절하여 모든 심전도 패턴에 대해 복원 품질이 감소하지 않게 한다. 실험은 MIT 데이터베이스의 부정맥 심전도 데이터들[19]에 대해 압축 성능뿐만 아니라 tele-cardiology 시스템을 위해 무선망의 에러에 따른 강인성을 평가하였다. 이러한 테스트는 현재 가장 최근에 제

† 교신저자, 正會員: 延世大學 醫學工學教室 副教授 · 交通著者 · 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

* 非 會 員 : 延世大學 醫學工學教室 碩士課程

** 非 會 員 : 延世大學 세브란스 心腸內科 副教授
接受日字 : 2004年 9月 2日
最終完了 : 2004年 10月 6日

이된 Rajoub의 알고리즘[6, 8, 20, 21]과 비교하여 알고리즘 성능의 우수성을 제안하였다.

2. 제안된 알고리즘의 특성

2.1. 블록의 구분

정상상태의 심전도는 초당 1~1.5번 R-R 구간을 포함한다. 이에 해당하는 데이터 크기는 360Hz 샘플링에서 240~360 샘플이다. 그러므로 초기 블록 분할 크기는 240~360 샘플 사이에 두 개의 블록이 포함되면서 $2n$ 을 만족하는 128 샘플로 결정한다. 그림 1은 제안된 알고리즘의 플로우 다이어그램이다. 먼저 블록의 양끝을 겹쳐(overlapping) 블록 분할과 다른 압축률에 의해 발생하는 불연속성(discontinuity)과 같은 블록킹 효과(blocking effect)를 최소화한다. 양끝단에서 겹치는 샘플의 크기는 N 이 7인 이중직교 웨이브릿 필터의 단방향 크기(single side fraction size)인 3과 일치한다. 그리고 두 개의 블록간의 압축률을 분포된 에너지에 따라 결정하기 위해 표준편차를 계산한다. 그 후 중심화와 정규화를 통해 웨이브릿 계수들의 범위를 줄이고 모든 심전도 데이터에 대한 적용이 가능토록 한다. 정규화에 사용되는 최대값은 현재 블록의 최대값과 이전 블록의 최대값을 비교하여 현재 블록 값이 더 클 때만 변화시키고 그렇지 않으면 이전 값으로 유지한다. 블록 A와 B의 구분은 정규화된 신호에서 최대값과 최소값의 차에 대한 절대값을 계산하여 최초의 128 크기에 QRS가 있을 경우 이후 블록은 $|Max - Min| / 3$ 를 임계치로 놓고 임계치 값보다 크면 블록 A, 작으면 블록 B로 결정한다.

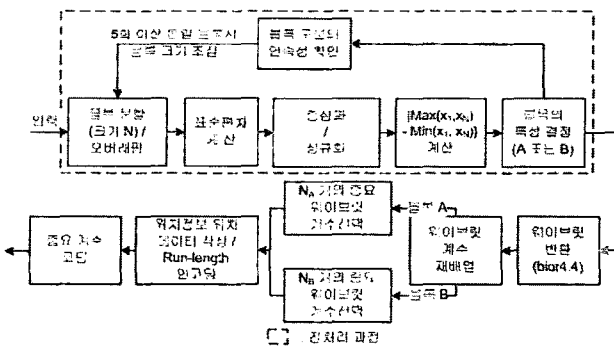


그림 1. 제안된 알고리즘의 플로우 다이어그램
Fig 1. Flow diagram of the proposed diagram

2.2. 블록 압축률 계산

정상상태의 심전도에서 블록 A와 B의 평균 표준편차 비율 r 은 5:1이다. 이것은 동일한 복원 복원 품질을 유지하면서 블록 B는 블록 A보다 5배 압축이 더 가능하다는 것을 의미한다. 그러므로 블록에 대한 평균 압축률은 무선 환경에 따라 원하는 압축률(desired CR)을 결정하고 표준편차 비율에 따라 조절한다. 예를 들어 원하는 압축률이 10:1이고 표준편차비가 5:1일 때 블록 A는 3.33:1로 압축하고 블록 B는 16.66:1로 압축한다.

블록 구분의 연속성과 r 값의 따라 변화하는 블록의 압축률 그림 2와 같은 3가지 심전도 패턴으로 분류 할 수 있다.

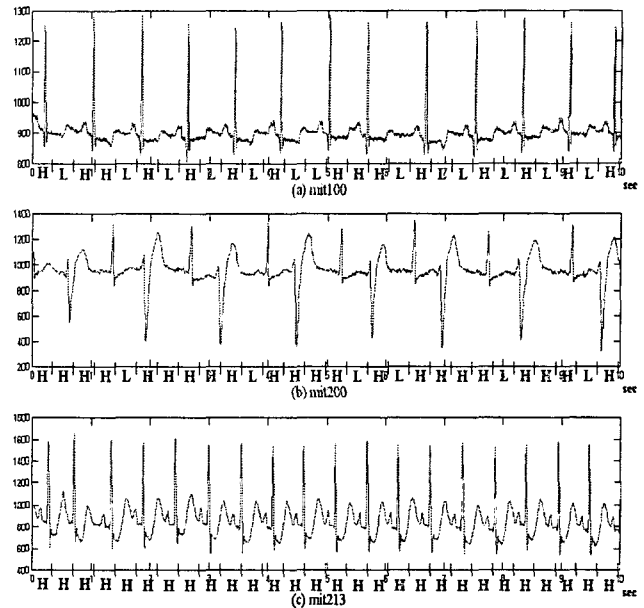


그림 2. 블록의 표준편차 비율과 연속성에 따른 심전도 패턴 분류
Fig 2. ECG pattern classification according to the standard deviation ratio and continuity of blocks

첫 번째 그림 2.(a)의 mit100 데이터의 경우는 정상적인 심전도 패턴으로 블록 A와 B의 발생 비율이 거의 비슷하기 때문에 블록 A와 B는 단순히 r 에 역비례하여 압축률을 결정한다. 두 번째 그림 4.(b)의 mit200 데이터는 Premature Ventricular Complex(PVC), Ventricular Ectopic Complex (VEC)와 같은 잡음이 유입된 비정상 심전도 패턴으로 높은 r 값을 가지면서 블록 A와 B가 약 4:1의 비율로 발생한다. 그러므로 높은 r 을 가지면서 블록 A가 반복되어 결정되면 반복 횟수와 r 값에 따라 점차적으로 압축률을 증가시켜 전체적인 압축률을 유지하도록 한다. 세 번째 그림 4.(c)의 mit213 데이터와 같이 빠른 심장 박동일 때는 블록 B에 해당하는 휴지기가 발생하지 않고 r 값은 근사적으로 1을 가진다. 이때는 기존의 압축 알고리즘과 같이 작은 블록 크기로 인한 압축 효율의 저하를 야기한다. 그래서 블록 A가 5회 이상 반복되어 결정되고 r 값이 지속적으로 2보다 작으면 압축률을 모두 해당 압축률에 맞추고 블록 크기를 2배 증가시킨다.

2.3. 웨이브릿 계수의 코딩

전처리 과정에서 블록의 특성을 결정하고 정규화된 신호는 이중직교 스플라인(biorthogonal spline) 웨이브릿 필터 (bior 4.4)[12]를 사용하여 5레벨로 웨이브릿 분할한다. 그리고 웨이브릿 계수들은 내림차순으로 재배열하여 중요 정보의 우선순위를 결정한다. 전송에 사용하는 중요계수들(significant coefficients : SCs)의 개수(N_A , N_B)는 앞서 결정된 블록별 압축률을 블록 크기로 나누어 결정한다. 선택된 SCs에 대해 SC의 위치를 나타내는 맵(map) 데이터는 4비트로 run length 인코딩하고 SC 데이터는 2비트의 정수 부분과 8비트의 소수 부분으로 표현한다. 맵 데이터는 마지막 SC의 위치

하지만 코딩함으로써 하위 계층에서 지속적으로 0이 나오는 부분은 맵 정보에 포함하지 않는다.

2.4. 헤더 정보

Header Information	Run-Length encoded Map information	Significant Coefficients
--------------------	------------------------------------	--------------------------

그림 3. 인코딩된 비트 스트림 포맷
Fig 3. Encoded bit stream format

그림 3은 인코딩 과정 후의 압축된 데이터 포맷이다. 헤더 정보는 정규화에 사용된 최대값과 평균 뿐만 아니라 블록의 타입, 인코딩된 데이터의 바이트 크기, 맵 코딩 바이트 크기, 블록 크기, 마지막 SC의 위치를 포함한다. [6, 8]에서 디코딩에 필요한 헤더 크기는 64비트를 사용하였다. 하지만 128의 블록마다 추가되는 64비트는 압축률을 저하시키기 때문에 초기 블록에서만 64비트를 사용하여 전송하고 이후의 블록 A, B는 동일 타입 블록의 이전 값과 선형 예측(linear prediction)하여 차이 값만 전송한다. 블록 B는 높은 압축률로 압축되기 때문에 예측된 값들에 블록 A보다 더 작은 비트를 할당한다. 또한 최대값은 초기 블록에서만 전송한 후 다음 블록에서는 동일하게 유지하다가 블록 A에서 더 큰 값이 존재할 때만 전송한다. 각 블록에 할당하는 헤더 정보는 표 1과 같다.

표 1. 각 블록의 헤더 정보 포맷

Table 1. Header information format of each block

헤더 정보	초기 블록	블록 A	블록 B
블록 타입	2 (값 = 0)	2 (값 = 1)	2 (값 = 2)
블록 크기	8	2	2
평균	14	10	10
최대값	16	-	-
인코딩된 블록 크기	8	6	3
맵 코딩 블록 크기	8	6	3
마지막 SC의 위치	8	6	4
합계	64	32	24

3. 성능 평가 방법

3.1. 시뮬레이션 데이터

제안된 심전도 압축 알고리즘에 대한 성능평가 실험은 MIT BIH 부정맥 데이터베이스 파일들을 사용하였다 [16]. 이것은 10볼트에서 12비트 해상도를 가지고 5분간 측정되었

다. 첫 번째 시뮬레이션 TEST1은 MIT BIH 부정맥 데이터베이스(360Hz 샘플링) 레코드 mit100에 대한 압축 성능을 이미 제안된 알고리즘과 비교하였다. 비교에 사용된 기존의 부정맥 압축 알고리즘은 각 계층에 분포된 에너지 비율(energy packet efficiency)에 따라 임계치를 적용하는 Rajoub's 알고리즘(RA)[6, 8, 20-21]을 사용하였다. 이 알고리즘의 데이터 크기를 이 128, 256, 512, 1024로 변화시키면서 제안된 알고리즘의 성능과 비교하였다. 두 번째 시뮬레이션 TEST2 데이터는 MIT BIH 부정맥 데이터베이스(360Hz 샘플링)의 레코드 100, 103, 104, 107, 200, 201, 207, 208, 213, 215와 CU 빠른 심실 부정맥(Ventricular Tachyarrhythmia) 데이터베이스(250Hz 샘플링)의 레코드 cu01, cu04, cu08 그리고 MIT-BIH 잡음 환경 테스트 데이터베이스(360Hz 샘플링)의 레코드 118e00, 119e00을 사용하여 원하는 압축률이 15:1일때 평균 블록 크기와 표준편차 비율, 평균 블록 압축률 및 복원률을 측정하였다.

3.2. 에러 시뮬레이션

제안된 알고리즘에 대한 이동형 tele cardiology 환경에서의 적합성을 알아보기 위해 TEST1 데이터에 BER(Bit Error Rate)이 10^{-6} 인 랜덤 잡음을 첨가 하였다. 그런데 랜덤 잡음에 대하여 손상된 비트 스트림은 손상 위치에 따라 복원된 심전도 신호의 복원 품질이 달라진다. 특히 그림 2에서 헤더 정보와 SC위치 정보 맵 코딩 데이터는 손상되었을 때 복원에 심각한 에러를 야기한다. 따라서 헤더와 맵 부분을 MSI(More Significant Information)라 정의하여 에러 보호(Protection) 한 후 랜덤 잡음 시뮬레이션을 실행하였다. 에러 보호는 $r = 1/2$, $K = 9$ 컨볼루션(convolutional) 인코딩 / 비터비(viterbi) 디코딩을 사용한 전방향 오류 정정(Forward Error correction : FEC) 부호를 적용한다[22].

3.3. 평가 조건

심전도 신호의 압축 성능은 압축률에 대해 복원률(percent of root-mean-square difference : PRD)와 DC 값의 영향을 고려하지 않은 PRD1을 같이 고려하였다[R].

$$CR = \frac{N \times b}{n_r} \tag{1}$$

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (f(i) - \hat{f}(i))^2}{\sum_{i=1}^N (f(i))^2}} \times 100$$

$$PRD1 = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (f(i) - \hat{f}(i))^2}{\sum_{i=1}^N (f(i) - \text{mean}\{f(i)\})^2}} \times 100 \tag{2}$$

여기서 $f(i)$, $\hat{f}(i)$, N , b , NT 는 순서대로 원래의 심전도 신호, 복원된 신호, 블록 크기, 비트 해상도, 전송되는 비트열 크기를 나타낸다.

프로세싱 지연 측정은 펜티엄 2.4 GHz PC와 512 메가바이트 램을 사용하여 코딩된 프로그램의 실행 시간을 측정하였다.

4. 결 과

4.1. 압축 성능 평가 결과

그림 4은 TEST1 데이터를 사용하여 제안된 알고리즘과 기존의 RA 알고리즘의 압축성능의 비교 결과이다. RA는 데이터 크기에 따라 압축 성능이 크게 영향을 받는다. 이것은 모든 블록에 대해 동일한 에너지 분포를 적용하여 임계치화하기 때문에 동일한 복원률에서 압축률은 블록 크기가 작을수록 낮아진다. 또한 헤더의 동일한 크기 또한 압축 효율을 감소시킨다. 하지만 128개의 블록 크기를 가진 제안된 알고리즘은 128, 256, 512, 1024개의 블록 크기를 가진 RA보다 모든 압축률에서 더 낮은 PRD와 PRD1을 보인다. 특히 높은 압축률에서 복원률은 모두 큰 차이를 보인다. RA의 경우 18:1이상의 높은 압축률에서 SC가 되는 웨이브릿 계수들은 심전도 파형들에서 상관도(correlation)가 높은 부분으로만 선택되고 각 파형에 독립적인 부분은 제거되어 복원성능이 감소한다. 하지만 제안된 알고리즘은 각 블록에서 가장 중요한 정보의 정도가 r 에 따라 결정되기 때문에 압축률에 따른 복원률의 변화가 크지 않다.

표 2는 TEST2 데이터에 대한 압축 성능 분석 결과이다. mit100, mit103, mit104, mit201, mit207, cu04, 118e00, 119e00와 같은 레코드들은 블록 A와 B의 분포가 거의 비슷하고 높은 r 값을 가지므로 첫 번째 정상상태 심전도 패턴으로 볼 수 있다. 이때 15:1의 원하는 압축률에 대해 블록 A가 6.5:1의 평균 압축률을 가지고 블록 B는 22:1의 평균 압축률을 가진다. mit104 레코드와 같이 비슷한 분포도에서 r 값이 낮거나 mit201, 207레코드와 같이 블록 A의 분포도가 높으면 A의 평균 압축률이 높아진다. 그리고 mit107, mit200, mit208 레코드들은 높은 r 과 높은 블록 A 분포도를 보이므로 두번째 잡음이 유입된 비정상 심전도 패턴이다. 이때는 블록 A가 이전 블록 A와의 r 값과 A 블록의 연속성을 계산하여 점진적으로 압축률이 높아지도록 한다.

표 2. 다른 MIT 심전도 레코드들에 대한 제안된 알고리즘의 성능

Table 2. Performance of the proposed algorithm for different MIT ECG Records

파일 이름	블록 크기	블록 분포도(%)		표준 편차 r	평균 CR		평균 복원률(%) 비교			
		블록 A	블록 B		블록 A	블록 B	제안된 알고리즘		RA	
							PRD	PRD1	PRD	PRD1
mit100	128	50	50	5.95	6.88	23.18	0.456	8.342	0.638	11.29
mit103	128	45	55	5.81	6.34	21.71	0.82	8.34	0.81	8.1
mit104	128	52	47	3.27	7.03	24.21	0.88	10.02	1.13	11.68
mit107	128	78	22	3.96	9.58	31.61	1.418	10.36	1.21	9.73
mit200	128	65	35	4.89	7.45	27.82	0.931	7.516	0.956	8.02
mit201	128	58	42	5.84	6.94	26.9	0.54	9.25	0.6	9.81
mit207	128	56	44	6.79	7.65	24.23	0.65	6.94	0.52	5.85
mit208	128	80	20	3.41	9.47	38.31	1.54	9.51	1.48	8.96
mit213	256	100		1.01	15		2.63	13.73	2.65	13.88
mit215	256	98	2	1.08	14.78	26.68	1.11	13.72	1.38	17.32
cu01	96	35	65	8.17	5.63	19.77	7.32	7.98	8.09	9.4
cu04	96	50	50	6.32	6.63	21.17	7.77	8.41	7.88	8.43
cu08	192	75	25	1.28	8.79	26.34	8.64	10.86	13.26	17.53
118e00	128	55	45	4.44	5.97	22.91	3.67	9.59	4.33	11.29
119e00	128	50	50	5.18	6.48	22.2	2.89	6.61	2.96	7.01

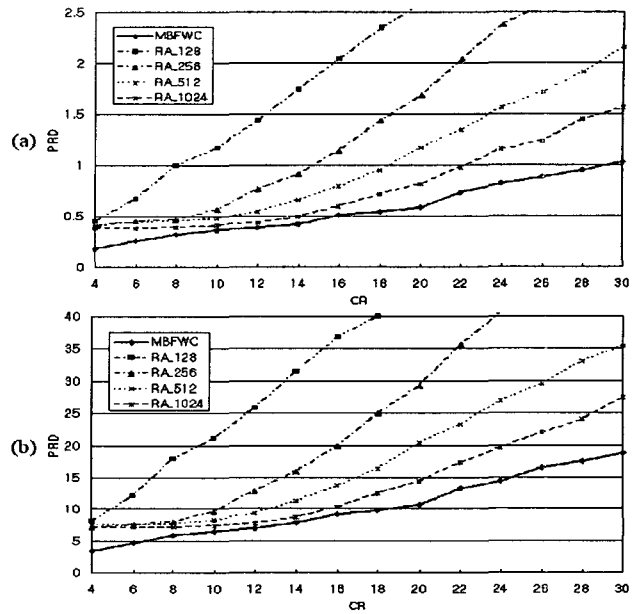


그림 4. 압축 성능 (a) PRD, (b) PRD1

Fig 4. Compression Performance (a) PRD, (b) PRD1

마지막으로 mit213, mit215, cu01, cu08 레코드들은 낮은 r 값과 높은 블록 A 분포도를 보인다. 이것은 심장박동이 빨라진 세 번째 빠른 심실 부정맥 심전도 패턴으로써 최초 다섯 개의 블록이 연속해서 블록 A로 결정되고 r 이 근사적으로 1이면 다음 블록부터 블록 크기가 2배 증가한다. 모든 데이터 세트에 대해 1024의 블록 크기를 가지고 15:1로 압축한 RA와 비교해 보았을 때 제안된 알고리즘은 정상 심전도 패턴(mit100, mit104, mit201, mit207, cu04, 118e00, 119e00)과 빠른 심전도 패턴(mit213, mit215, cu01, cu08)인 경우에 좀더 효과적인 압축이 가능하고 잡음이 유입된 비정상 심전도 패턴(mit107, mit200, mit208)에서는 RA와 비슷한 성능을 보인다.

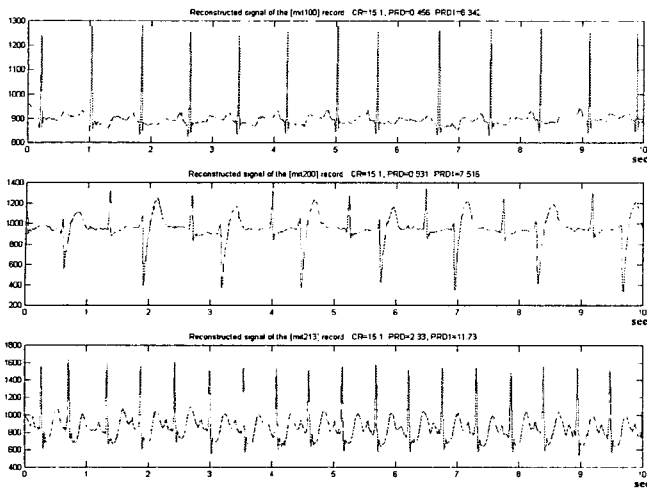


그림 5. 그림 2의 세가지 심전도 레코드로부터 제안된 알고리즘을 사용한 복원 결과

Fig 5. Reconstruction results of the proposed algorithm using three ECG records of the figure 2

4.2. 에러 시뮬레이션 결과

표 3은 TEST1 데이터를 사용하여 15:1로 압축한 후 MSI로 정의한 헤더와 맵 코딩 데이터에 전방향 오류정정 코드로 보호한 후 랜덤 잡음을 첨가시킨 시뮬레이션 결과이다. 첨가된 에러의 비율(BER)이 0.01과 0.005일 때 PRD는 큰 폭으로 상승하고 블록 에러 비율(Block Error Rate)은 각각 63%, 48%이다. 이때는 tele cardiology 시스템에서 에러에 대해 ARQ와 같은 재전송을 하더라도 지속적인 전송 지연이 발생한다. 그러므로 높은 에러 환경에서는 전송되는 데이터 전체에 대한 보호를 적용하여 블록 에러 비율을 줄여야 한다. 블록 에러 비율이 0.0001이하일 때는 에러 보호로 인해 신호의 PRD나 블록 에러 비율이 안정적이다. RA의 경우 전송 데이터에서 보호되지 않는 부분인 SC 코딩 데이터가 상대적으로 크기 때문에 동일한 보호 방법을 적용시 같은 에러 환경에서 한 블록이 에러에 의해 손상될 확률이 크게 높아진다. 이것은 에러 확산을 야기한다. 그러므로 블록 크기가 작은 제안된 알고리즘이 RA보다 에러 환경에서 큰 강인성을 보인다.

표 3. 에러 시뮬레이션 결과

Table 3. Error simulation results

BER	제안된 알고리즘			RA		
	PRD	PRD1	블록 에러 비율(%)	PRD	PRD1	블록 에러 비율(%)
0.01	2.943	50.44	63	9.85	154	100
0.005	2.25	38.57	48	7.42	127	54
0.001	1.445	24.76	12	2.232	39.97	25
0.0005	0.836	14.33	5.5	1.509	25.97	15
0.0001	0.634	10.86	1.6	1.055	18.15	8
0.00005	0.615	10.65	0.65	0.784	14.38	5
0.00001	0.608	10.42	0.33	0.684	12.25	2
0.000005	0.605	10.37	0	0.674	11.61	0
0.000001	0.605	10.37	0	0.674	11.61	0

4.3. 지연 시간 측정

에러에 대한 강인성만큼 알고리즘의 프로세싱과 전송시 발생하는 지연 시간은 tele-cardiology 시스템 설계에 매우 중요한 요소이다. 표 4는 제안된 알고리즘과 RA의 소비 시간을 보인다. 최초 데이터 획득에서 360HZ 샘플링에 대해 제안된 알고리즘은 350ms를 소비하고 RA는 2800ms를 소비한다. 데이터 크기가 크기 때문에 RA는 제안된 알고리즘보다 인코딩, 디코딩, 전방향 오류 정정 보호에서 더 많은 시간을 소비한다. 또한 무선망 전송 속도를 9.6kbps라 가정했을 때 15:1로 압축된 데이터는 수신단까지 전송되는데 제안된 알고리즘의 경우 8.3ms, RA의 경우 66.4ms가 소요된다. 그러므로 제안된 알고리즘은 최초의 데이터를 획득하고 압축한 후 전송했을 때 수신단에서 500ms 이내에 확인할 수 있지만 많은 블록 크기를 요구하는 RA의 경우 약 4.5초가 걸린다.

표 4. 측정된 프로세싱 지연 시간

Table 4. Measured processing delay

프로세싱	시간 (ms)	
	제안된 알고리즘	RA
데이터 획득	350	2800
인코딩	8	34
전방향 오류 정정 보호 (FEC protection)	118	1500
전송(9.6kbps에서)	8.3	66.4
디코딩	6	30
총합	490.3	4430.4

5. 결론 및 토의

본 논문에서는 효과적인 tele cardiology 시스템 디자인을 위해 압축 성능을 극대화 하면서 블록 크기를 최소화하여 지연을 줄이는 새로운 웨이브릿 기반 압축 알고리즘을 제안하였다. 전처리 과정에서 블록의 특성을 결정하고 이전 블록과의 표준편차 비율과 블록 타입의 연속성을 기초로 해당 블록의 압축률을 유기적으로 할당하였다. RA 알고리즘과 비교한 압축 성능은 여러 가지 심전도 데이터에 대해서 낮은 PRD 또는 PRD1을 보인다. 특히 일반적인 심전도나 심장박동이 변하는 심전도에 대해서는 더욱 높은 압축 성능을 얻을 수 있다. 그리고 에러 시뮬레이션을 통해 BER이 10⁻⁴이하의 에러 환경에서 안정적 전송이 가능하고 RA보다 에러에 대한 강인성이 뛰어난 것을 보였다. 기존의 알고리즘에 대해 제안된 알고리즘의 주된 장점은 2가지이다. 첫 번째는 원하는 압축률에 대해 블록의 특성 즉 블록에 포함된 에너지 분포에 따라 압축률을 조절함으로써 모든 패턴의 심전도에 대해 비슷한 압축 성능을 획득 할 수 있다. 이것은 tele-cardiology 시스템에서 입력된 심전도의 형태에 대해 동일 방식을 적용하여 압축률이 변화되는 기존의 알고리즘보다 좋은 효과를 얻

을 수 있다. 두 번째 장점은 블록 크기를 최소화함으로써 수신단에 전송되기까지의 시간 효율과 에러에 대한 강인성을 극대화 할 수 있다. 이것은 응급 상황에서 신속한 응급 처리를 가능하게 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] J. Cox, F. Noelle, H. Fozzaed, and G. Oliver, "AZTEC : A preprocessing program for real time ECG rhythm analysis," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME 15, pp. 128-129, 1968.
- [2] D.A. Dipersio and R.C. Barr, "Evaluation of the FAN method of adaptive sampling on human ECG electrodiagrams," *Med. Biomed. Eng. Computing*, pp. 401-410, 1985.
- [3] G. Nave and A. Cohen, "ECG compression using long term prediction," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 40, pp. 877-885, 1993.
- [4] N. Ahmed, P. J. Milne, and S. G. Harris, "Electrocardiographic data compression via orthogonal transforms," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME 22, pp. 484-487, 1975.
- [5] P. S. Hamilton and W. J. Tompkins, "Compression of ambulatory ECG by average beat subtraction and residual differencing," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, pp. 253-259, 1991.
- [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] A. Djohan, T. Q. Nguyen, and W. J. Tompkins, "ECG compression using discrete symmetric wavelet transform," presented at the 17th Int. Conf. IEEE Medicine and Biology, 1995.
- [8] 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.
- [9] J. Kong, Z. Chi and W. Lu, "Electrodiagram Compression Using Modulus Maxima of Wavelet Transform," in *Proc. Int. Conf. the 20th Annual EMBS*, Vol. 20, No. 3, 1998.
- [10] 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.
- [11] 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.
- [12] M. L. Hilton, "Wavelet and Wavelet Packet Compression of Electrocardiograms," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, no. 5, May 1997.
- [13] 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.
- [14] 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.
- [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] 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.
- [17] A. G. Ramakrishnan and S. Saha, "ECG Coding by Wavelet based Linear Prediction," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, no. 12, Dec. 1997.
- [18] 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.
- [19] MIT BIH Arrhythmia Database CD ROM, 3rd ed. Cambridge, MA : Harvard MIT Div. Health Sci. Technol., May 1997.
- [20] P. Yip, and K. Rao, "Energy packing efficiency for the generalized discrete transforms," *IEEE Trans. Communications*, vol. 26, no. 8, pp. 1256-1260, 1978.
- [21] A. Alshamali, "A Mobile Telecardiology System Using TETRA Standards," in *Proc. Int. Conf. on Information Technology: Computers and Communications (ITCC'03)*, pp. 603-607, 2003.
- [22] J. S. Lee and L. E. Miller, *CDMA Systems Engineering Handbook*, Artech House Pub. pp. 333-424, 1998.
- [23] 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.
- [24] 김병수, 유선국 "CDMA 네트워크에서의 ECG 압축 알고리즘의 성능 평가", *Trans. KIEE.*, vol. 53D, no. 9, pp. 663-669, Sep, 2004.

저 자 소 개



김 병 수(金炳樹)

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



이 문 형(李文珩)

1960년 8월 15일생. 1986년 연세대 의학과졸. 1994년 동대학원 의학사 1995~1997 연세대 의과대학 내과학교실 전임강사. 1997~2001 연세대 의과대학 내과학교실 조교수. 현재 연세대 의과대학 내과학교실 부교수 및 연세대 의과대학 심장혈관연구소 운영부장



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 응급 의료정보 시스템 개발 센터