

응급 원격 진료 서비스를 위한 생체신호 압축 방법 비교 연구 및 압축/복원 프로그램 개발

論 文
52D-5-8

A Comparative Study of Compression Methods and the Development of CODEC Program of Biological Signal for Emergency Telemedicine Service

尹泰星* · 林暎昊** · 金正尙*** · 俞善國§
(Tae-Sung Yoon · Young-Ho Lim · Jung-Sang Kim · Sun-Kook Yoo)

Abstract - In an emergency telemedicine system such as the High-quality Multimedia based Real-time Emergency Telemedicine(HMRET) service, it is very important to examine the status of the patient continuously using the multimedia data including the biological signals(ECG, BP, Respiration, SpO₂) of the patient. In order to transmit these data real time through the communication means which have the limited transmission capacity, it is also necessary to compress the biological data besides other multimedia data. For this purpose, we investigate and compare the ECG compression techniques in the time domain and in the wavelet transform domain, and present an effective lossless compression method of the biological signals using JPEG Huffman table for an emergency telemedicine system. And, for the HMRET service, we developed the lossless compression and reconstruction program of the biological signals in MSVC++ 6.0 using DPCM method and JPEG Huffman table, and tested in an internet environment.

Key Words :emergency telemedicine system, ECG compression, biological signals transmission, internet environment.

1. 서 론

인터넷 기반 고품질 멀티미디어 응급 원격 진료 (High-quality Multimedia based Real-time Emergency Telemedicine ; HMRET) 서비스[1]를 위해서는 환자의 상태에 대한 고품질 비디오 신호, 조연을 위한 화상회의 시스템과 관련한 비디오 및 오디오 신호, 의무기록 및 방사선 사진과 같은 화상 신호 그리고 심전도(ECG), 혈압(BP), 호흡(Respiration), 혈중 산소 포화도(SpO₂) 등과 같은 생체신호의 동시 전송이 요구되어 진다. 또한, 응급 환자에 대해서는 환자 상태에 대한 원격지에서의 지속적인 관찰이 중요한데, 이를 위해서는 이들 데이터에 대한 실시간 전송이 필요하게 된다. 위와 같은 멀티미디어 데이터들을 한정된 데이터 전송 용량을 갖는 인터넷을 통하여 동시적으로 그리고 실시간으로 전송하기 위해서는 의료용 영상 및 음성 신호에 대한 압축 전송은 물론이고 생체 신호에 대한 압축 전송이 필요하게 된다. 본 연구에서는 이러한 목적에 부합되면서 계산 처리가 비교적 간단한 생체 신호의 효과적인 압축과 복원 방법을 얻고자 하며 이의 실제적인 구현을 목표로 한다. 이를 위해서, 먼저 생체 신호 중에서 파형의 변화가 가장 큰 ECG 신호를 중심으로 시간 영역에서의 압축 방법들[3]-[6] 및 주파수 영역에서의 압축 방법들[13][14] 중 대표적인 방법들에 대해서 MATLAB에 의

하여 다양한 모의실험을 수행하여 압축률과 복원율을 살펴보고 응급 원격진료 시스템에 적합한 압축 방법을 제시하기로 한다. 그런 후 HMRET 서비스를 위한 생체신호 압축, 복원 프로그램을 MSVC++ 6.0 언어로 개발하고 유선 인터넷을 이용하여 실제 압축 전송 실험을 한 결과를 살펴보기로 한다.

2. 본 론

2.1 심전도 신호 압축 기법

심전도(electrocardiogram : ECG) 신호 압축의 목적은 전송되는 ECG 데이터의 양을 최대한 줄이되 그 방법의 적용이 용이하고 임상에서 사용할만한 수준의 신호 품질을 유지하는 데에 있다. 지난 수십 년간 다양한 ECG 신호압축에 대한 방법이 제시되었으며 이를 압축하는 영역에 따라 크게 시간 영역 방법과 주파수영역 방법의 두 가지로 분류할 수 있다 [4].

압축 알고리즘의 성능에 대한 측정 기준으로 압축률을 들 수 있는데, 다음 식(1)과 같이 정의되는 CR(compression ratio)을 사용한다.

$$CR = \frac{\text{original data bits} - \text{compressed data bits}}{\text{original data bits}} \times 100\% \quad (1)$$

데이터 압축 알고리즘의 성능은 압축률 만을 고려하는 것이 아니라 복원 후의 신호에 대한 신뢰도 역시 고려해야 한다. ECG 신호의 압축의 경우는 임상에서 눈으로 직접 확인을 함으로써 그 신뢰도를 결정하지만 정량적인 값으로도 나

* 正 會 員 : 昌原大學 電氣工學科 教授
** 正 會 員 : 昌原大學 電氣工學科 工學碩士
*** 正 會 員 : 昌原大學 電氣工學科 博士課程
§ 正 會 員 : 延世大學 醫科大學 醫學工學教室 副教授
接受日字 : 2003年 2月 10日
最終完了 : 2003年 3月 19日

타낼 수 있다. 복원된 신호와 원 신호 사이의 차이에 대한 수치가 그것인데 PRD(percent root-mean-square difference)라 하며, 다음 식(2)와 같이 나타내어진다.

$$PRD = \left\{ \frac{\sum_{i=1}^n [x_{org}(i) - x_{rec}(i)]^2}{\sum_{i=1}^n [x_{org}(i)]^2} \right\}^{1/2} \times 100\% \quad (2)$$

위 식에서 n 은 샘플의 개수이고, x_{org} 와 x_{rec} 는 각각 원 신호와 복원된 신호를 나타낸다.

무손실(loseless) 압축의 경우는 영의 PRD 값을 가지며 원 신호에 정확히 일치하는 복원신호를 만들어 낸다. 여기서 주의할 점은 임상에서 적용 가능한 수준의 복원신호는 작은 값의 PRD를 취하는 신호도 아니며, 큰 PRD 값을 가지는 경우를 제외한다고 얻어지는 것도 아니라는 점이다. 예를 들면, 어떤 압축 알고리즘은 기준선(baseline)에서 약간 벗어나는 값은 무시하는데 이 값들은 전체신호에서 그다지 중요한 정보가 아니기 때문이다. 이 경우 높은 값의 PRD를 가지지만 임상에서 적용하는데 아무런 문제가 없게 된다.

본 연구에서 다루게 되는 ECG 신호의 압축 알고리즘들은 위에서 언급한 압축률(CR)과 PRD로 비교하기로 한다. 또한 실험에서 사용한 ECG 신호는 MIT-BIH 데이터베이스[2]로부터 취한 12 bits/sample 정수형 데이터이다.

2.1.1 TP알고리즘

Turning point(TP) 알고리즘은 구현하기가 가장 용이하고 빠른 방법이다. 이 방법은 샘플들의 경향을 분석하여 연속적인 샘플 가운데 하나만을 저장한다. 'turning point'란 용어는 신호의 기울기 변화와 같이 변화하는 지점을 선택한다는 의미에서 유래하였다.

TP 알고리즘은 다음과 같은 과정으로 진행된다. 먼저 하나의 샘플이 저장되고 이는 기준점 x_0 로 할당된다. 다음으로 연속적인 두 샘플 x_1, x_2 를 받아들여 그 중 하나를 저장하고 저장되는 샘플은 다음 과정에서 기준점 x_0 가 된다. 또 다시 두 개의 샘플을 받아들여 하나를 저장하고 기준점을 바꾸는 과정을 계속해서 반복 수행하게 된다. 세 샘플 가운데 기울기의 변화가 있는 경우에만 x_1 을 선택하고 나머지 경우에는 x_2 를 선택한다. 따라서, TP 알고리즘에서는 전체 데이터에서 절반만을 취하게 되므로 압축률은 항상 2:1이 되며 전체 알고리즘은 다음과 같은 식으로 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} \text{if}(x_2 - x_1)(x_1 - x_0) < 0 & \quad x_0 = x_1 \\ \text{if}(x_2 - x_1)(x_1 - x_0) \geq 0 & \quad x_0 = x_2 \end{aligned} \quad (3)$$

주어진 데이터를 더욱 압축하기 위하여 TP 알고리즘을 적용한 결과에 다시 TP 알고리즘을 적용시켜 데이터를 원래의 1/4로 줄일 수 있다. 이와 같이 반복하여 알고리즘을 적용

하면 계속하여 데이터를 1/2로 줄일 수 있으나 초기 데이터의 미세한 변화는 잃어버리는 결과를 가져오게 되는 단점이 있다. TP 알고리즘은 구현이 쉽고 계산이 매우 빠르다는 장점을 가지고 있어서 실시간 처리에 매우 적합하나 저장되는 샘플들의 간격이 일정하지 않다는 성질을 가지고 있다. 복원할 때는 압축된 샘플 사이의 값을 보간법(interpolation)을 이용하여 채워 넣기 때문에 이러한 성질은 복원 시에 단구간의 왜곡을 발생시킬 수 있다는 단점을 가진다. 아래 그림 1은 TP 알고리즘을 한 번 적용한 결과를 보여주고 있다.

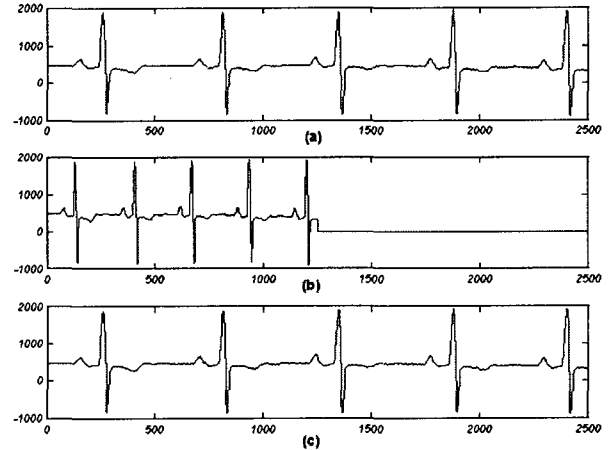


그림 1. ECG 데이터에 TP 알고리즘을 적용한 결과 (a) 원 신호 (b) 한 번 적용한 경우 (c) 복원된 신호

Fig. 1. Result of TP algorithm for ECG signal (a) original signal (b) compressed signal (c) reconstructed signal

2.1.2 AZTEC 알고리즘

AZTEC(Amplitude Zone Time Epoch Coding) 알고리즘은 원신호를 평탄면(plateaus)과 기울기(slope)로 변환하여 저장한다.

1) 수평선 성분(plateaus)

Plateaus를 얻기 위해서 zero-order-interpolation(ZOI)을 사용하여 얻을 수 있는데 기준이 되는 최대값과 최소값을 설정하고 읽어 들이는 샘플의 값이 이 값보다 크거나 작으면 최대값과 최소값은 해당 샘플의 값으로 대체된다. 이러한 과정이 반복되면서 읽어 들이는 샘플의 개수를 저장하고 있다가 최대값과 최소값의 차이가 미리 정해 놓은 문턱값(threshold value)보다 크거나 읽어 들인 샘플의 개수가 50개가 되면 그 때까지의 최대값과 최소값의 평균값을 크기로 하고 샘플의 개수를 길이로 저장한다.

2) 기울기 성분(slopes)

기울기 성분인 slope는 plateau를 형성하는 샘플의 개수가 3개 미만인 경우에 만들어진다. 수평선 성분을 저장하는 알고리즘에서 빠져 나올 때의 샘플의 개수가 3개 미만이면 slope를 저장하는 알고리즘으로 들어온다. 첫 번째로 기울기

의 값이 저장되고, 두 번째로 기울기의 길이가 저장(이 때 길이는 부호를 붙여서 저장된다)되며 마지막으로 기울기의 방향(+방향:증가, -방향:감소)이 저장된다. 다시 수평 성분을 검출하는 알고리즘으로 돌아가서 직선을 생성할 때 slope 데이터를 갱신할 것인지 기울기 알고리즘을 버릴 것인지 결정해야 한다. 만약 새로 생성된 직선의 길이가 2 이상이거나 기울기의 방향이 바뀌면 현재의 slope 생성 알고리즘은 끝나게 되고 길이가 2 이하이면 slope는 갱신되어 그 값과 길이를 새로이 저장한다. AZTEC 알고리즘의 압축률은 일정하지 않기 때문에 압축률은 데이터의 특성과 경험적으로 결정되는 문턱값에 의해 결정된다. 또한 복원된 데이터들은 직선 성분으로만 이루어져 있기 때문에 계단 형태의 파형을 가지게 되는데 이는 임상 의사들에게 친숙하지 않으므로 다음과 같은 최소 제곱 다항식 스무딩(least square polynomial smoothing) 필터를 통과시켜 이러한 단점을 보완한다.

$$P_0 = \frac{1}{21}(-2a_{k-3} + 3a_{k-2} + 6a_{k-1} + 7a_k + 6a_{k+1} + 3a_{k+2} - 2a_{k+3}) \quad (4)$$

여기서, P_0 는 필터의 출력인 새로운 값이며 a_k 는 원신호의 값들을 나타낸다.

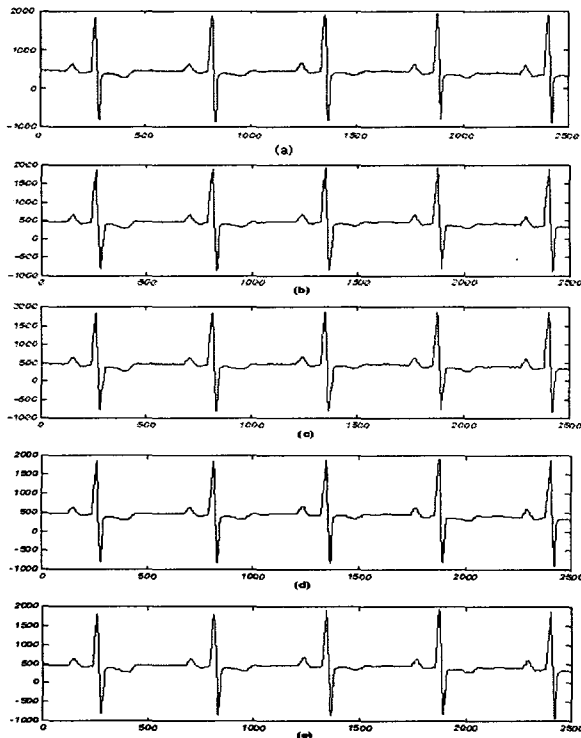


그림 2. AZTEC 알고리즘을 적용한 결과 (a) 원신호 (b) 문턱값=5 (c) 문턱값=5, smooth 필터링 (d) 문턱값=30 (e) 문턱값=30, smooth 필터링

Fig. 2. Results of AZTEC algorithm for ECG signal (a) original signal (b) reconstructed signal(threshold=5) (c) reconstructed signal(threshold=5, smooth filtering) (d) reconstructed signal(threshold=30) (e) reconstructed signal(threshold=30, smooth filtering)

이 필터는 저역통과 필터이므로 신호의 거친 부분은 없애고 의사들에게 보다 친숙한 형태가 되지만 원신호로부터 많이 왜곡되는 단점을 가지고 있다. 그림 2는 AZTEC 알고리즘을 적용한 결과를 나타낸다.

2.1.3 CORTES 알고리즘

TP 알고리즘과 AZTEC 알고리즘은 다음과 같은 단점을 가지는데, TP는 한번 적용 후 QRS 콤플렉스의 해상도가 유지되지만 두 번 이상 적용할 때는 왜곡현상을 유발한다는 점과 상대적으로 적은 정보를 가지는 저주파성분 P, T wave 및 잡음성분에서의 데이터 압축률이나 많은 정보를 담고 있는 고주파성분 QRS 콤플렉스에서의 데이터 압축률이 같다는 단점을 가진다. AZTEC은 상당히 높은 압축률을 가지나 smoothing 필터를 거친 후의 파형일지라도 임상에서 쓰이기에 여전히 어렵다는 단점을 가진다.

CORTES(Coordinate Reduction Time Encoding System) 알고리즘은 위에서 열거한 두 알고리즘의 단점을 극복하기 위해 두 알고리즘을 혼합하여 적용하는 알고리즘이다. 즉 ECG 신호에서 비교적 적은 정보를 가지는 저주파 성분은 AZTEC 알고리즘을 이용하고 많은 정보를 가지는 고주파 성분에 대해서는 TP 알고리즘을 적용하는 방법을 취한다. 그림 3은 CORTES 알고리즘을 적용한 결과를 나타낸다.

2.1.4 FAN 알고리즘

FAN 알고리즘은 정해진 오차 범위 사이에 있는 모든 샘플들을 처음과 끝 샘플을 연결하는 직선으로 나타내는 방법이다. 그림 4에 자세히 나타내었는데, t_1 샘플을 원점으로 설정하고 두 번째 t_2 샘플을 받아들여 기울기 (U_1, L_1) 을 구한다. 여기서 U_1 은 원점과 t_2 샘플 사이를 지나고, L_1 은 t_2 샘플 사이를 지난다. t_2 샘플은 U_1 과 L_1 사이에 있으므로 마찬가지로 t_2 샘플에 대한 (U_2, L_2) 을 구한다.

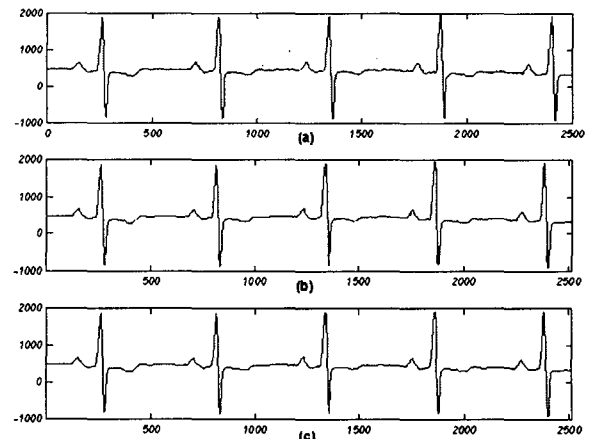


그림 3. CORTES 알고리즘의 결과 (a) 원신호 (b) 문턱값 = 30, 최대 AZTEC 직선길이=20 (c) smoothing 필터를 거친 후의 결과

Fig. 3. Results of CORTES algorithm for ECG signal (a) original signal (b) reconstructed signal(threshold=30, plateau length=20) (c) reconstructed signal(th=30, pl=20, smooth filtering)

이 때 $\{U_1, L_1\}$ 과 $\{U_2, L_2\}$ 를 비교하여 기울기의 범위가 좁아지도록 기울기를 선택한다. 그림에서 $\{U_1, L_1\}$ 를 선택하는 것이 보다 제한적인 범위를 가지게 된다. 계속되는 샘플들이 좁아지는 범위 안에 있다면 원점과 마지막 점을 잇는 직선으로서 샘플들을 나타내게 되며, 그림에서처럼 t_3 샘플은 이 기울기의 범위 바깥에 있으므로 새로운 원점으로 설정하고 알고리즘을 반복하게 된다. 그림 5에 $\epsilon = 10$ 일 때의 결과를 나타내었다.

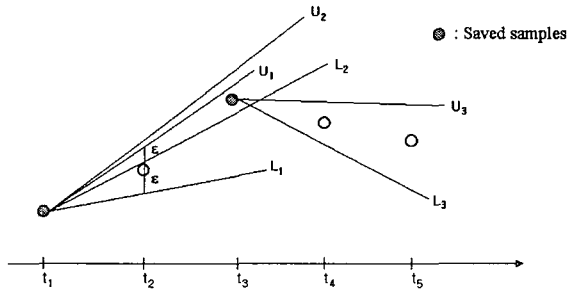


그림 4. FAN 알고리즘의 원리
Fig. 4. Principle of FAN algorithm

2.1.5 DPCM 알고리즘

PCM(Pulse Code Modulation)에서는 각각의 샘플을 독립적으로 양자화 하여 부호화한다. 그러나 대부분의 신호는 연속되는 샘플들 사이에 높은 상관관계를 가지고 있다. 다시 말하면 연속한 샘플들 사이에서의 평균적인 신호의 변화는 그다지 크지 않다는 의미이다. 이러한 점을 활용하면 보다 적은 비트로도 충분히 전체 신호를 나타낼 수 있다는 장점이 있는데, 이러한 점을 이용한 알고리즘이 DPCM(Differential Pulse Code Modulation)이다[7]-[10]. 따라서, DPCM은 샘플 자체에 양자화를 하는 것이 아니라 샘플 사이의 차이에 대하여 양자화를 수행한다.

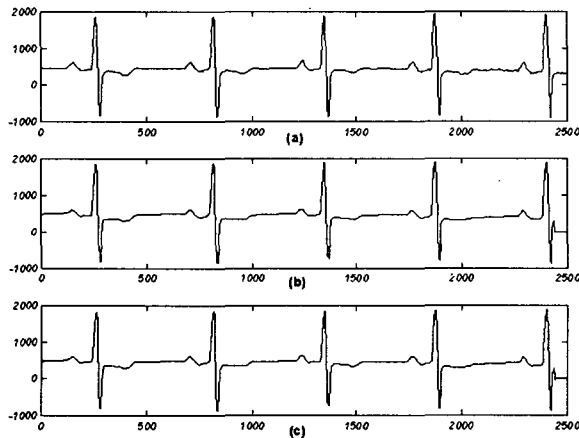


그림 5. FAN 알고리즘의 결과 (a) 원신호 (b) $\epsilon = 10$ 일 때의 결과 (c) smoothing 필터를 통과시킨 결과
Fig. 5. Results of FAN algorithm for ECG signal (a) original signal (b) reconstructed signal($\epsilon=10$) (c) reconstructed signal($\epsilon=10$, smooth filtering)

샘플 간의 차이값은 샘플 자체의 크기보다 작은 양이 될 것이므로 보다 적은 bit를 할당할 수 있다
알고리즘의 기본구조는 그림 6과 같이 실제 데이터 값과 과거 값들로부터 추정된 값 사이의 오차를 양자화 하여 전송 또는 저장한다. 따라서, 다음 식(5)로 표현되는 차이값을 양자화하고 전송하게 된다

$$e(n) = s(n) - \hat{s}(n) \tag{5}$$

여기서, $\hat{s}(n)$ 을 얻기 위하여 선형 예측기(linear predictor)를 사용하는데 과거의 데이터로부터 현재 데이터 값을 추정하며 다음 식(6)으로 표현할 수 있다.

$$\hat{s}(n) = a_1s(n-1) + a_2s(n-2) + \dots + a_ms(n-m) \tag{6}$$

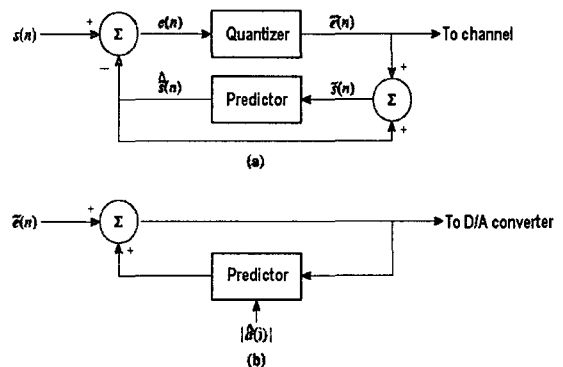


그림 6. DPCM 알고리즘의 구조 (a) 인코더 (b) 디코더
Fig. 6. Block diagram of DPCM algorithm (a) encoder (b) decoder

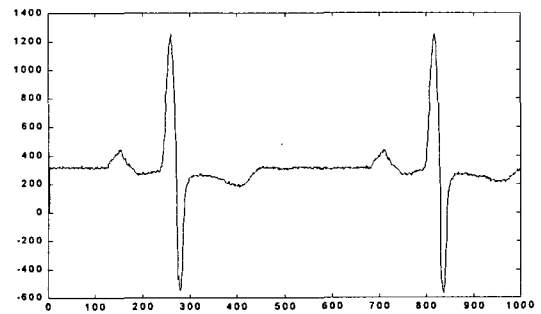


그림 7. 예측 오차 신호(예측기 차수 = 2)
Fig. 7. Prediction error signal(order of predictor=2)

이 때 계수의 수 m 을 예측기의 차수(order)라 하며 차수가 높을수록 정확한 예측을 할 수 있지만 계산량이 많아지는 단점을 가진다. 예측기 계수들을 선택하는 방법으로는 오차 신호의 자승 평균값이 최소가 되도록 정하는 방법으로 결정한다.

여기서는 DPCM 방식에 대하여 다음의 4가지 조건을 가지고 모의실험을 행하였다.

- A) 양자화(quantization) 적용
 - 1) 예측기 차수 = 2
 - 2) 예측기 사용 안 함.
- B) 엔트로피 부호화(entropy coding) 적용
 - 1) 예측기 차수 = 2
 - 2) 예측기 사용 안 함.

양자화 적용의 경우는 그림 6에서처럼 양자화를 사용하며, 엔트로피 부호화 적용의 경우는 양자화를 사용하지 않고 $e(n)$ 을 Huffman 부호화 방법으로 부호화하고 전송하는 구조를 가진다. 각각의 경우에 대하여 예측기를 사용하는 경우와 그렇지 않은 경우의 두 가지 경우로 나누어 모의실험을 하였다. 예측기를 사용할 경우 차수가 2이상에서 크게 차이가 나지 않기 때문에 차수를 2로 정하였다. 예측기를 사용하지 않은 경우는 다음과 같이 이전 샘플의 값을 추정값으로 정하였다.

$$\hat{s}(n) = s(n-1) \quad (7)$$

1) A-1의 경우

예측기 차수를 2로 정하고 그림 6과 같이 양자화를 수행하는 구조를 가진다. 이 때 $e(n)$ 을 양자화하기 위해서 양자화 bit의 수를 결정해야 한다. 예측기의 차수가 작으므로 예측기에서 추정하는 값과 실제 신호의 값과는 상당한 차이가 존재한다. 아래의 그림 7은 예측 오차를 나타내는 파형이다. 그림에서 볼 수 있듯이 오차 신호의 크기가 -600 ~ 1200 사이에 분포함을 볼 수 있으며 적절한 양자화 bit의 수가 필요함을 알 수 있다. 전체 오차 신호를 양자화 오차 없이 양자화하려면 10 bit 이상이 필요하므로 압축 효과가 거의 없게 된다. 따라서, 8 bit로 양자화 bit를 정하여 모의실험을 하였고 다른 양자화 bit의 수에 대해서도 같은 실험을 반복하여 그 결과를 살펴보았다. 양자화 bit의 수를 달리하여 모의실험을 한 결과를 다음 표 1에 나타내었다.

2) A-2의 경우

예측기를 사용하지 않고 이전 샘플의 값을 추정값으로 설정하여 실험을 수행한다. 따라서 $e(n)$ 은 원신호의 한 샘플 간의 차이값이 된다.

그림 9에서 볼 수 있듯이 신호간 차이의 절대값은 평균 300 이하임을 알 수 있다. 하지만 실험에 사용하는 ECG 신호의 특성상 초기값이 500에 가까운 값을 가지므로 양자화 범위(quantization range)를 1,000으로 정하였다. 따라서 양자화 bit를 10 bit로 정하면 $2^{10} = 1,024$ 이므로 양자화 범위를 모두 수용할 수 있게 되어 아주 낮은 값의 PRD를 예상할 수 있다. 양자화 bit의 수를 낮추어 압축 효과를 높이는 경우에 대해서도 실험하여 결과를 나타내었다

표 2에서 보듯이 예측기를 사용할 때 보다 전반적으로 PRD 값이 낮아지는 결과를 얻을 수 있다. 이는 예측기를 사용할 때의 오차값이 상대적으로 크기 때문에 나타나는 현상이다

3) B-1의 경우

차수가 2인 선형 예측기를 사용하여 예측을 한 후, 예측 오차를 양자화를 행하지 않고 바로 Huffman 부호화를 수행한다. 따라서 이 경우는 가-1의 경우와 달리 양자화에 수반되는 양자화 오차가 없게 되어 무손실(lossless) 압축이 가능하게 된다.

여기서 Huffman 부호는 부호화하려는 값이 작을 경우는 적은 bit를 할당하고 값이 커질수록 bit를 많이 할당하는 구조를 가지므로 작은 값의 발생 빈도수가 상대적으로 많은 차신호에 대해 유리한 압축이 이루어진다[11]. Huffman 부호화 방법은 부호화하고자 하는 신호에 대하여 그 신호값들의 통계적인 분포를 조사해서 최적화된 부호어를 얻을 수 있다. 그러나, 본 연구에서는 정지영상의 압축 표준화 방식의 하나인 JPEG 알고리즘에서의 DC값 부호화에 사용되는 Huffman 부호화 방법을 도입하기로 한다. 그 이유는 하나의 부호화 방법이 정상 ECG 신호 외에 여러 부정맥 ECG신호 그리고 다른 생체 신호의 압축에 공통적으로 사용되어져야 하는 환경 하에서 이 부호화 방법이 효율적으로 사용될 수 있기 때문이다. 이 경우의 Huffman 부호는 다음 표 3과 같은 범주와 그에 따른 부호어를 가진다[12].

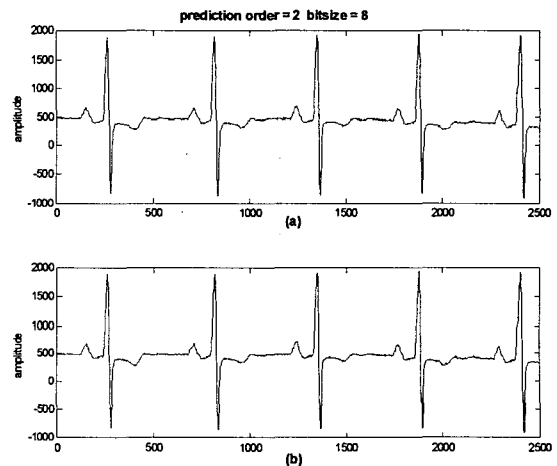


그림 8. A-1의 경우의 DPCM 알고리즘 결과(예측기 차수 = 2, 8-bit quantizer) (a) 원신호 (b) 복원된 신호

Fig. 8. Result of DPCM algorithm(A-1) for ECG signal (order of predictor=2, 8-bit quantizer) (a) original signal (b) reconstructed signal

표 1. A-1의 경우에 대한 각각의 양자화에 대한 실험 결과
Table 1. Results of DPCM algorithm(A-1) for some quantizations

Quantizer	PRD	CR
6-bit quantizer	2.1036	50
7-bit quantizer	1.0654	41.6
8-bit quantizer	0.5346	33.3
10-bit quantizer	0.1451	16.6

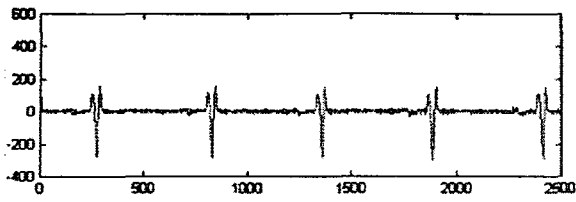


그림 9. 원신호의 한 샘플 간의 차이값
Fig. 9. Difference of original data and one sample previous data

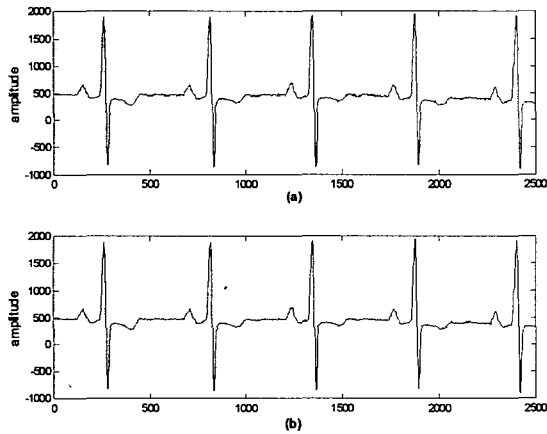


그림 10. A-2의 경우의 DPCM 알고리즘 결과(예측기 없음, 8-bit quantizer) (a) 원신호 (b) 복원된 신호
Fig. 10. Result of DPCM algorithm(A-2) for ECG signal(no predictor, 8-bit quantizer) (a) original signal (b) reconstructed signal

표 2. A-2의 경우에 대한 각각의 양자화에 대한 실험 결과
Table 2. Results of DPCM algorithm(A-2) for some quantizations

Quantizer	PRD	CR
6-bit quantizer	0.8369	50
7-bit quantizer	0.4204	41.6
8-bit quantizer	0.2079	33.3
10-bit quantizer	0.0615	16.6

표 3에 따라서 부호화 하려는 값에 따라 범주가 정해지고 부호어가 정해진다. 부호어가 정해지면 그 범주 내에서 정확한 값을 표현하기 위해 부가비트(additional bit)가 필요하다. 부가비트는 부호와 예측 오차의 크기로 구성된다. 이 값이 양수이면 부호비트는 1이 되며 범주 내에서 표현할 수 있는 비트로 낮은 차수부터 차례로 Huffman 부호어 다음에 붙여진다. 차이값이 음인 경우는 양인 경우의 1의 보수로 표현된다. 예를 들면 5인 경우는 범주는 3이 되고 부가비트는 010 이므로 전체 부호어는 (100 010)이 된다.

무손실 부호인 Huffman 부호화를 행하였음에도 불구하고 영이 아닌 PRD = 0.063의 값을 가지는 이유는 선형예측에 의한 오차 신호는 소수형의 값을 가지나 Huffman 부호기는

정수를 입력 받도록 되어있기 때문에 round off를 수행할 때 손실이 발생하기 때문이다.

CR이 음의 값을 가지는 이유는 Huffman 부호가 적용되는 신호가 영에 가까운 값에 많이 분포되어 있으면 적은 bit의 Huffman 부호화에 따른 압축 효과를 기대할 수 있다. 하지만 예측기를 사용했을 때의 오차는 그림 7에서 볼 수 있듯이 - 600 ~ 1200 사이의 값을 가진다. 따라서 전반적으로 큰 범주의 Huffman 부호어가 생성되며, 이는 각 샘플값에 많은 bit를 할당하여 부호화를 하게 되며 오히려 원신호의 bit보다 부호화의 bit 수가 더 많아 지는 결과를 가져오게 된다.

표 3. Huffman 부호의 범주, 차이값의 범위, 부호어
Table 3. Huffman code table for JPEG

범주	차이값	부호어
0	0	00
1	-1,1	010
2	-3, -2, 2, 3	011
3	-7~-4, 4~7	100
4	-15~-8, 8~15	101
5	-31~-16, 16~31	110
6	-63~-32, 32~63	1110
7	-127~-64, 64~127	11110
8	-255~-128, 128~255	111110
9	-511~-256, 256~511	1111110
10	-1023~-512, 512~1023	11111110

4) B-2의 경우

선형 예측기를 사용하지 않고 이전 샘플의 값을 추정값으로 사용한다. 즉, 인접하는 한 샘플 사이의 차이값을 Huffman 부호화하는 방식으로 그림 12에 결과가 나타나 있다.

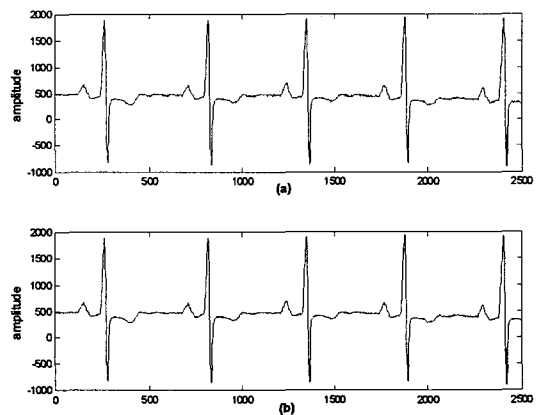


그림 11. B-1의 경우 DPCM 알고리즘 결과(예측기 차수 = 2, Huffman 부호) (a) 원신호 (b) 복원신호
Fig. 11. Result of DPCM algorithm(B-1) for ECG signal (order of predictor=2, Huffman coding) (a) original signal (b) reconstructed signal

Huffman 부호기에 정수인 샘플의 차이값이 입력되기 때문에 무손실(PRD = 0) 압축이 이루어졌으며, 샘플간의 차이값이 영 근처에 대부분 분포하고 있기 때문에 Huffman 부호화에 따른 압축이 효과적으로 이루어졌음을 알 수 있다.

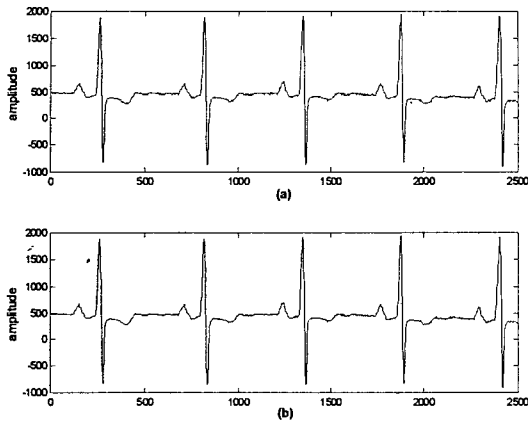
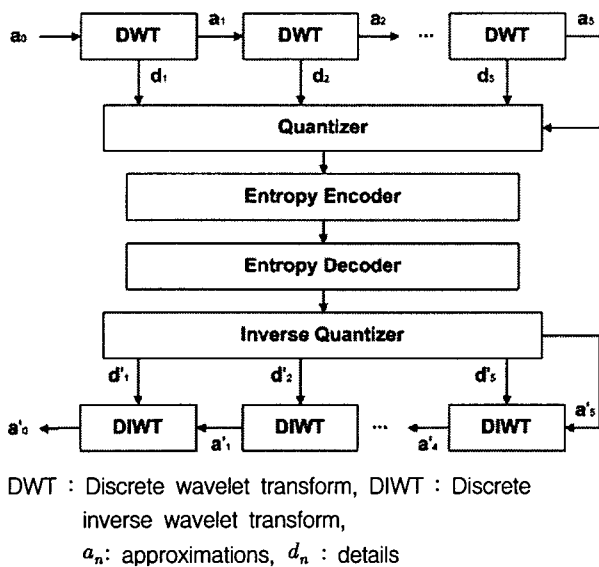


그림 12. B-2의 경우 DPCM 알고리즘 결과(예측기 없음, Huffman 부호) (a) 원신호 (b) 복원신호
 Fig. 12. Result of DPCM algorithm(B-2) for ECG signal(no predictor, Huffman coding) (a) original signal (b) reconstructed signal

2.1.6 Wavelet 변환 부호화 알고리즘

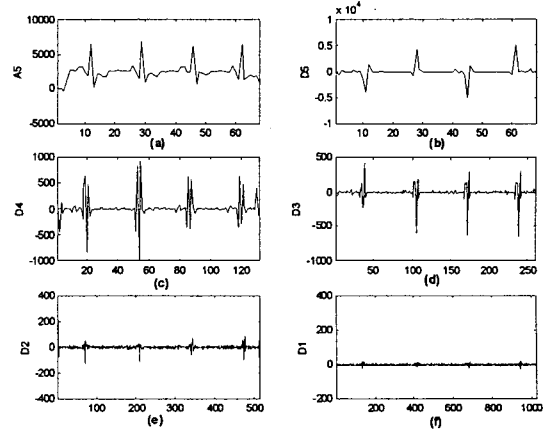
Wavelet 변환은 사용하는 wavelet의 스케일(scale)을 조절함으로써 입력신호를 고주파 성분과 저주파 성분으로 이분할 수 있다. Wavelet이 고 스케일(high scale)이면 저주파 성분을 얻을 수 있고 저 스케일(low scale)이면 고주파 성분을 얻을 수 있는데, 이 때 얻어지는 저주파 성분을 approximation 성분이라 하고 고주파 성분을 detail 성분이라 한다[14][15].



DWT : Discrete wavelet transform, DIWT : Discrete inverse wavelet transform,
 a_n : approximations, d_n : details
 그림 13. Wavelet 변환 부호화의 전체 구조도
 Fig. 13. Schematic diagram of wavelet transform coding

본 연구에서는 그림 13에서와 같이 입력 신호를 5단계의 wavelet 변환을 거쳐 6개의 다른 주파수 성분을 얻었다. 각 성분들은 양자화를 거쳐 엔트로피 부호화되어 전송되어 진다.

이때 사용하는 wavelet 필터의 종류는 길이가 짧아 연산이 간단하면서도 비교적 압축 효율이 좋은 db3 wavelet을 선택하였으며 가장 높은 고주파 성분(여기서는 d1)은 무시하고 부호화를 수행하였다. 그림 14는 각 단계를 거쳐서 생성되는 wavelet 계수들, 즉 서로 다른 주파수 성분에 대한 그래프를 보여준다.



(a) approximation a5 (b) detail d5 (c) detail d4
 (d) detail d3 (e) detail d2 (f) detail d1

그림 14. 5단계 wavelet 변환을 거친 wavelet 계수
 Fig. 14. Wavelet coefficients after 5 stage wavelet transform

처음 단계에서 얻어지는 고주파 성분 d1을 보면 값이 영 값에 대부분 분포되어 전체 신호에서 차지하는 에너지가 작아 중요한 정보를 포함하고 있지 않음을 알 수 있다. 이는 부호화를 할 때 d1 성분을 제외한 이유이다.

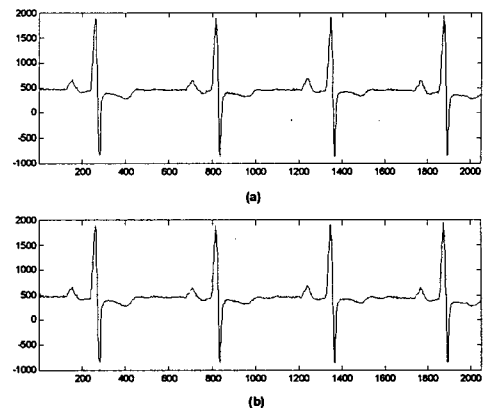


그림 15. wavelet 변환 부호화 실험 결과 (a) 원신호 (b) 복원신호
 Fig. 15. Result of WT coding algorithm for ECG signal (a) original signal (b) reconstructed signal

그림 14에서와 같이 각 성분의 에너지 크기가 다르므로 양자화 비트의 수도 각기 다르게 정한다. 에너지가 큰 저주파 성분에는 많은 비트를, 에너지가 작은 고주파 성분에는 적은 수의 비트를 할당하여 양자화를 행한다. 양자화 된 신호는 압축 효과를 크게 하기 위해서 다시 엔트로피 부호화를 거친 뒤 전송하게 된다. 본 실험에서는 앞의 DPCM 부호화 알고리즘 경우에서 사용한 JPEG 기반의 Huffman 부호화를 사용하였다.

그림 15에 복원된 신호와 원 신호를 비교하여 나타내었고, 표 4에서는 각 대역별로 양자화 비트의 수를 다르게 하여 실험한 결과를 나타내었다.

표 4 대역별 양자화 비트수를 달리한 경우의 Wavelet 변환 부호화 알고리즘의 실험 결과

Table 4 Results of WT coding algorithm for each quantization

	양자화 비트 크기					압축 데이터 길이					PRD	CR
	A5	D5	D4	D3	D2	A5	D5	D4	D3	D2		
1	11	11	10	9	8	730	440	614	957	1,543	1.45	82.5
2	10	10	9	8	7	728	436	607	954	1,495	1.46	82.8
3	9	9	8	7	6	730	432	587	909	1,312	1.51	83.8
4	8	8	7	6	5	730	412	542	796	976	1.72	85.9
5	7	7	6	5	4	730	388	462	612	720	2.13	88.2
6	6	6	5	4	3	720	378	392	488	628	3.47	89.4

지금까지 적용하고 실험한 알고리즘들의 압축 성능을 비교하기 위하여 아래의 표 5에 각 알고리즘의 모의 실험 결과 수치를 표기하였다. 여러의 경우에 대해 실험한 알고리즘은 일반적인 경우를 선택해서 표기하였다.

시간 영역에서 적용되는 알고리즘은 변화가 심하지 않는 신호의 패턴이라면 AZTEC 알고리즘과 같은run length coding 알고리즘에 속하는 알고리즘의 압축률이 상당히 높을 것으로 기대된다. 그렇지만 패턴의 변화가 심한 경우에는 복원된 신호를 임상에서 사용하기에 부적합한 결과를 초래할 수도 있다. 주파수 영역에서의 알고리즘인 wavelet 변환 부호화 알고리즘은 비슷한 값의 PRD 값을 갖는 경우 시간 영역 알고리즘에 비해 더 높은 압축율을 획득할 수 있다. 하지만 시간 영역의 데이터를 주파수 영역으로 변환하기 위해 거치는 연산 과정이 실제 시스템에 적용하기 위한 부하 부담이 될 수 있다.

실제 압축 알고리즘을 구현해야 하는 시스템에서는 요구하는 시스템의 부하의 경중, 전송 시스템의 용량이나 채널 환경에 따라서, 또한 임상에서 원하는 복원된 신호의 신뢰수준 등을 고려하여 시스템을 설계해야 하며 이에 따라 적절한 압축 알고리즘을 선택해야 한다.

2.2 생체 신호 전송을 위한 압축 및 복원 프로그램 개발

2.2.1 압축프로그램의 개요

BSM(Biological Signal Manager)은 인터넷 기반 고품질 멀티미디어 응용 원격 진료(High-quality Multimedia based

Real-time Emergency Telemedicine: HMRET) 서비스 시스템에 있어서 Biosys사의 환자감시 모니터인 'Guardian'으로부터 생체 신호를 실시간으로 획득, 디스플레이, 전송을 하기 위한 프로그램이다. 본 연구에서는 BSM을 위한 생체신호 압축, 복원 프로그램을 개발하였다. 알고리즘이 실제로 이용될 환경은 생체신호 데이터의 실시간 전송을 위하여 어느 정도의 채널 용량이 할당된 유선 인터넷 환경이다. 따라서, 모의 실험된 알고리즘 중에서 압축률보다는 복원되는 신호의 질에 초점을 맞추어서 알고리즘을 선정하였다. 표 5의 CR과 PRD 양쪽 결과를 고려해 볼 때 CR 대비 PRD 측면에서의 성능이 우수한 DPCM 알고리즘과 JPEG 방식의 Huffman 부호화 방식을 채택한 무손실 DPCM 알고리즘(DPCM B-2)으로 하였다. 이 알고리즘을 기반으로한 압축, 복원 프로그램을 MS사의 Visual C++ 6.0 언어로 개발하여 이를 BSM 프로그램에 탑재하였다.

표 5. 각 압축 알고리즘의 결과 비교

Table 5. Summary of the results of each compression algorithm

영역	알고리즘	PRD (%)	CR (%)	비고
시간영역 알고리즘	TP	6.09	50	1번 적용
	AZTEC	11.48	86	V _{th} =30
	CORTES	60.12	70.7	V _{th} =30 V _{ln} =20
	FAN	2.6	55.2	ε=10
	DPCM (A-1)	0.53	33.3	8-bit quantizer
	DPCM (A-2)	0.2	33.3	8-bit quantizer
	DPCM (B-1)	0.06	-30.4	
주파수 영역 알고리즘	DPCM (B-2)	0	49.4	
	Wavelet transform	1.51	83.8	경우 3

BSM 프로그램을 통하여 신호를 압축하여 전송하는데 있어서 고려되어야 할 사항들은 다음과 같다.

- 1) 데이터는 한번에 전송되는 1 패킷의 압축을 기준으로 한다.
- 2) 압축 알고리즘의 프로그래밍은 기존의 BSM 프로그램과 같은 MS사의 Visual C++ 6.0 컴파일러를 이용하며, 기존 BSM 프로그램의 내, 외부적 변화를 되도록 적게 한다.
- 3) BSM 프로그램을 통해서, 데이터 전송 시 압축 또는 비압축 전송을 선택 가능하도록 하고, BSM 프로그램의 사용자에게 쉽게 눈에 띄는 직관적인 인터페이스를 선택하도록 한다.
- 4) 신호 데이터를 제외한 파라미터 값(문자 데이터)들은 압축 대상에서 제외한다.
- 5) BSM 프로그램이 실제로 이용될 환경은 실시간 환경이

므로, 압축(인코딩)과 복원(디코딩)이 추가 되어 발생하는 시간이나 시스템 연산 량의 증가를 최소한으로 할 수 있도록 프로그램 함으로써, 데이터 압축률과 컴퓨터 시스템 및 네트워크 트래픽 간의 적절한 타협점을 맞추어 주도록 한다.

압축의 대상이 되는 신호 데이터는 16bit의 고정 크기를 가지는 short형 정수형 데이터이며, ECG 데이터의 경우 양과 음의 양방향 영역을 대상으로 하는 데이터 값 분포를 가진다.

2.2.2 압축, 복원 프로그램

Biosys사의 환자감시 모니터인 'Guardian'으로부터 RS-232C 방식으로 PC상의 BSM 프로그램에 전송되는 데이터의 구조는 다음 표 6과 같다. 데이터는 초당 1140 bytes가 1 패킷으로 전송된다. 패킷의 마지막에 정해진 문자 데이터를 붙여서 패킷을 구분하게 되고, 기타 파라미터 값들이 이 패킷에 포함되므로, 실제의 신호(wave) 데이터는 이보다 작은 1050 bytes를 가진다. 이 중에서 심전도(ECG)는 600 bytes, 혈압(IBP) 신호는 150 bytes, 호흡(respiration) 신호는 150 bytes, 혈중 산소 포화도(SpO₂) 신호는 150 bytes 이다.

표 6. BSM으로 전송되는 데이터 구조
Table 6. Input data structure of BSM

1 초당 데이터 : 1140bytes (wave + parameter)				
wave (1050 bytes)				parameter (90bytes)
ECG	SpO ₂	IBP	Resp	
600	150	150	150	

먼저, BSM 송신부 프로그램에 유입되는 데이터를 숫자 데이터로 저장하도록 하여, 패킷별로 데이터 값의 분포를 조사하였다. 랜덤하게 10개 정도의 패킷을 조사하여 신호 종류별 데이터 값의 분포를 조사한 결과, ECG를 제외한 신호 데이터의 데이터 값의 범위가 ECG 데이터 값의 범위 내에 존재함을 알 수 있었다. 데이터를 표현한 부호는 signed short 형이며, 패킷 당 데이터 개수는 차지하는 byte의 1/2이 된다. ECG 데이터의 경우 데이터 값의 분포 범위는 대략 (±)몇 천 정도로 천 단위를 상회하는 데이터는 존재하지 않았다. 다른 신호들은 (±)몇 백 정도로 백 단위 내의 데이터 값을 가지므로, 신호 전체에 대하여 같은 방식의 알고리즘을 일괄적으로 대입하여도 무방하다는 것을 알 수 있다. 파라미터 데이터의 경우는 숫자 데이터가 아니므로, signed short 형으로 환산된 부호를 숫자로 살펴보면 몇 만 정도의 데이터를 불규칙하게 가진다. 같은 알고리즘으로 이를 압축하려고 하면, 가변 길이 부호에 의해서 오히려 부호 길이가 길어지는 역효과를 가져올 수 있다.

그러므로, 패킷 당 압축의 대상이 되는 범위는 ECG, SpO₂, IBP, Resp 신호 데이터이며, 크기는 1050 bytes이다. 이는 전체 1140 byte의 92% 정도에 해당하는 양이다. 파라미터 데이터 90 bytes는 압축 알고리즘에서 제외되어 그대로 전송된다.

BSM 프로그램 내에서 압축이 적용되었을 때의 데이터의 진행은 다음 그림 16과 같다. 프로그램은 서버와 클라이언트를 함께 가지고 있으며, 동작은 한번에 한가지만을 선택해서 실행한다. 서버 측에서 모든 설정 및 보내는 데이터의 압축 여부를 결정하고, 클라이언트에서는 압축된 신호를 복원하여 서버와 같은 화면을 표시하게 된다. 그림 17은 BSM에서의 생체신호의 압축 전송/복원 실행 모습 이다.

2.3 실험 및 결과

ECG 데이터만을 압축한 것과 신호 데이터 전체에 대하여 알고리즘을 적용한 결과를 비교하였다.

BIOSYS사의 환자 감시 모니터인 GUARDIAN을 통해서 BSM 프로그램으로 전해지는 데이터에는 ECG, Resp, IBP, SpO₂ 네가지 데이터가 포함되어 있다. 이 중 ECG 신호는 ECG 시뮬레이터(모델명: Kontron Medical Arrhythmia Simulator 994)를 통해 얻었고, SpO₂ 데이터는 측정 프로브를 엄지 손가락에 연결하여 데이터 값을 얻었다. 그 외에 IBP, Resp 신호 데이터들은 본 실험에서는 측정하지 않은 상태이므로 거의 0이거나 0에 가까운 값을 가진다.

생체 신호는 정상인의 데이터와 환자의 데이터에 따라서 파형의 패턴이 많이 차이가 나기 때문에, 압축률의 경우에도 어느 경우나 일정하게 좋은 압축률을 얻을 수는 없다. 그러므로, 시험 가능한 생체 신호를 모두 4가지 종류를 선정했다.

1) Normal ECG 데이터 : ECG 데이터는 ECG 신호 발생 시뮬레이터를 모니터에 연결하여 데이터를 얻을 수 있다. Normal ECG 데이터는 정상상태의 표준 ECG 데이터를 표현한 것으로 ECG 신호 발생 시뮬레이터의 Normal option에 의한 신호 이다.

2) Abnormal ECG 데이터 : 위의 Normal ECG 데이터에서 ECG 데이터를 부정맥이 있는 환자의 데이터와 같은 비표준적인 형태를 가지는 ECG 데이터로 치환한 것이다. 이때 비정상 ECG 데이터는 ECG 신호 발생 시뮬레이터의 Ventricular Tachycardia option에 의한 신호 이다.

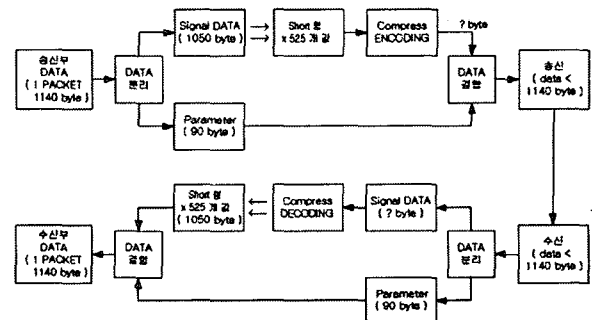


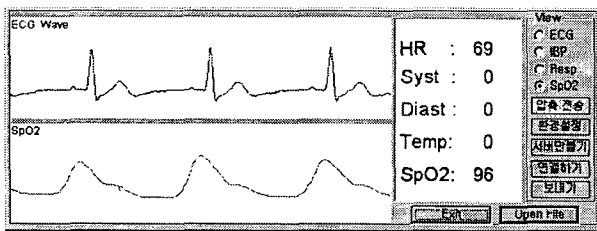
그림 16. BSM 프로그램 내에서의 데이터의 진행
Fig. 16. Data processing procedure in BSM program

3) Normal ECG 데이터 + SpO₂ : 위의 Normal ECG 데이터에 SpO₂ 데이터를 포함시켰다.

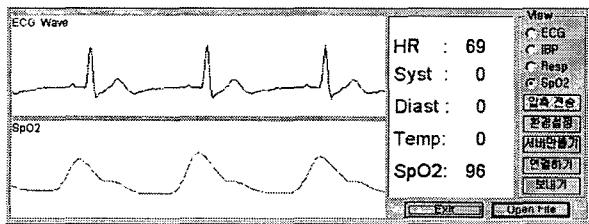
4) Abnormal ECG 데이터 + SpO₂ : 위의 Abnormal ECG 데이터에 SpO₂ 데이터를 포함시킨 것이다.

시험 방법과 압축률의 산정 방법은 다음과 같다. 각 10개씩의 전송 패킷을 선정해서, 평균적인 압축률을 계산한 후 비교하였다. 압축률의 계산은 전송되는 생체 데이터 중 실제 압축 전송되는 신호 데이터 만에 대하여 수행하였다.

- 압축되지 않은 생체신호 데이터 크기 :
600bytes(위의 1), 2)의 경우) 또는 750bytes(위의 3),4)의 경우)
- 압축된 결과 데이터 크기 : ?? bytes
압축된 생체신호 데이터(??bytes : 평균값)



(a)



(b)

그림 17 BSM에서의 압축전송/복원 실행 모습 (a) 서버측 (b) 클라이언트측

Fig. 17 Implementation of compression/reconstruction in BSM (a) server(original signals) (b) client (reconstructed signals)

위에 제시한 4가지 데이터에 대하여 각각 압축률을 계산한 결과가 표 7에 나타나 있다. 평균값에 의한 계산으로, 결과는 소수점 첫째자리 까지만 계산했다.

표 7. 데이터 유형에 따른 압축률 비교

Table 7. Compression results of each biological data type

	압축률
	(원 데이터량 - ??) / 원 데이터량 × 100%
데이터 1)	61.4 %
데이터 2)	56.6 %
데이터 3)	58.4 %
데이터 4)	53.5 %

3. 결 론

본 연구에서는 인터넷 기반 고품질 멀티미디어 응급 원격 진료 서비스인 HMRET 시스템[1] 개발에 있어서의 생체 신호 전송을 위한 프로그램인 BSM 프로그램에 적용하기 위한 실제적인 압축, 복원 프로그램을 개발하였다. 먼저 생체 신호 중에서 파형의 변화가 가장 큰 ECG 신호를 중심으로 기존의 시간 영역에서의 압축 방법들에 대하여 MATLAB에 의하여 모의실험을 수행하여 압축률(CR)과 복원도(PRD)를 살펴보았다. 그런 후 응급 원격진료 시스템의 운용 환경에 적합한 압축 방법을 선택하였다. 알고리즘이 실제로 이용될 환경은 생체신호 데이터의 실시간 전송을 위하여 어느 정도의 채널 용량이 할당된 유선 인터넷 환경이다. 따라서, 모의 실험된 알고리즘 중에서 압축률보다는 복원되는 신호의 질에 초점을 맞추어서 알고리즘을 선정하였다. 최종적으로 JPEG에 이용되는 Huffman 부호 테이블을 기반으로 한 무손실 DPCM 알고리즘을 사용하여 압축, 복원 프로그램을 MSVC++ 6.0 언어로 개발하였고, 이를 HMRET 서비스 내에서의 생체 신호를 실시간으로 획득, 디스플레이, 전송을 하기 위한 프로그램인 BSM 프로그램의 일부분으로 탑재하였다. 그런 후 유선 인터넷을 이용하여 실제 압축 전송 실험을 한 결과를 살펴보았다. 테스트 결과 개발된 압축, 복원 프로그램은 여러 형태의 생체신호 데이터에 대해서 50% ~ 60%의 압축률을 보여주었다.

감사의 글

이 논문은 정보통신부 차세대 인터넷 응용사업과제 지원사업에 의하여 연구되었음.

참 고 문 헌

- [1] 고품질 멀티미디어 기반 응급 원격진료 서비스. 정보통신부 차세대 인터넷 응용사업과제 지원사업 과제 제안서. 연세대학교 Jan. 2001.
- [2] The MIT-BIH ECG data base. available from the Harvard-MIT Division of Health Sciences and Technology 1992.
- [3] U.E. Ruttimann and HV. Pipberger, "Compression of ECG by prediction or interpolation and entropy encoding," IEEE Trans. on BME Vol. 26, No. 11, pp. 613-623, Nov. 1979.
- [4] S. M. S. Jalaeddine, et al, "ECG data compression-techniques-A unified approach," IEEE Trans. onBME, Vol. 37, No. 4, pp.329-343, April 1990.
- [5] W. J. Tompkins, Biomedical Digital Signal Processing, Prentice-Hall, 1993.
- [6] W.J. Tompkins Eds., Design of Microcomputer-Based Medical Instrumentation, Prentice-Hall, 1981.

- [7] N.S. Jayant, Digital Coding of Waveforms, Prentice-Hall, 1984.
- [8] T.J. Lynch, Data Compression, LLP, 1985.
- [9] P.E. Papamichalis, Practical Approaches to Speech Coding, Prentice-Hall, 1987.
- [10] K. Sayood, Introduction to Data Compression, 2nd. Ed., Morgan Kaufmann, 2000.
- [11] 이문호, C언어 영상 통신의 신호처리, 대영사, 1999.
- [12] 황재정, 디지털 영상공학, 도서출판 아진, 1999.
- [13] S.C. Tai, "Designing ECG sub-band coders," Medical & Biological Engineering & Computing, pp.643-647, Nov. 1993.
- [14] J. Chen and S. Itoh, "A Wavelet Transform-Based ECG Compression Method Guaranteeing Desired Signal Quality," IEEE Trans. on BME, pp.1414-1419, Vol. 45, No. 12, Dec. 1998.
- [15] R.M. Rao and A.S. Bopardikar, Wavelet Transforms, Introduction to Theory and Applications, Addison Wesley, 1998.

저 자 소 개



윤 태 성(尹 泰 星)

1956년 6월 22일생. 1978년 연세대 전기공학과 졸업. 1980년 동대학원 졸업(석사). 1988년 동대학원 졸업(공학박사). 1989년~현재 창원대학교 전기공학과 교수
 Tel: 055) 279-7513, Fax: 055) 263-9956
 E-mail: tsoon@sarim.changwon.ac.kr



임 영 호(林 暎 昊)

1973년 9월 30일생. 2001년 창원대 전기공학과 졸업. 2003년 동대학원 졸업(석사). 2003~현재 주)비전아트 주임연구원
 Tel 02) 2109-8100.
 E-mail: zfive@visionite.com



김 정 상(金 正 尙)

1977년 11월 17일생. 2001년 창원대 전기공학과 졸업. 2003년 동대학원 졸업(석사). 2003~현재 동대학원 박사 과정
 Tel: 055) 283-7508, Fax: 055) 263-9956
 E-mail: dsp-sang@hanmail.net



유 선 국(兪 善 國)

1959년 1월 8일생. 1981년 연세대 전기공학과 졸업. 1983년 동대학원 졸업(석사). 1989년 동대학원 졸업(공학박사). 1995년~현재 연세대학교 의학공학교실 부교수.
 Tel : 02) 361-5403
 E-mail : sunkyoo@yumc.yonsei.ac.kr