

왈쉬 변환을 이용한 심전도 데이터 압축 및 재생

이경중 · 윤형로 · 이명호*

= Abstract =

ECG Data Compression and Reconstruction Using a Walsh Transform

Kyung-Joong Lee, Hyung-Ro Yun, Myoung-Ho Lee*

We have implemented data compression and reconstruction by using a fast Walsh transform. The ECG signals were generated by an ECG simulator(KONT-RON). The sampling frequency was 480 Hz and the data point number used was 512. In order to eliminate the 60 Hz noise and baseline drift, a digital notch filter was designed. We obtained a compression ratio of 5 : 1 and at this ratio it was possible to obtain a true diagnosis and an ECG morphology analysis.

1. 서 론

컴퓨터 기술과 디지털 신호처리 기법을 생체공학 분야에 도입한 이래 생체 신호처리기술은 상당한 발전을 보게 되었다. 그중 컴퓨터를 이용하여 심전도 신호를 처리 및 분석하려는 여러가지 방법이 제시되고 있는데 이들 경우에서 중요한 것은 많은 양의 데이터를 처리해야 한다는 점이다^{1,2)}. 많은 양의 데이터를 처리하는 것은 이용가능한 저장공간을 경제적으로 활용하는데 의존하므로 원파형을 쉽게 재생시킬 수 있는 압축된 형태로 심전도 파형을 저장한다는 것은 매우 바람직한 일이다. 특히 통신선로를 통하여 심전도 데이터를 전송시킬 때 전송선로의 용량문제로 인하여 전송되는 심전도 데이터의 압축이 요구된다³⁾. 데이터의 압축시 주의할 점은 환자로부터 얻은 많은 양의 데이터 중에서 실제로 진단에 꼭 필요한 정보만을 고려하여 압축시켜 저장시켜야 한다.

데이터를 압축시키는 방법은 크게 세 가지로 분류된

다. 즉 (1) LPC(linear prediction code), Interpolation 등과 같이 신호로부터 매개변수를 추출하여 신호를 분류하는 매개변수 추출방법, (2) AZTEC, Turning point 등과 같이 직접 데이터를 처리하는 방법, (3) 데이터를 변환시켜서 변환된 영역에서의 데이터를 처리하는 변환방법이 있다⁴⁾. 본 연구에서는 변환압축 방법중 직교변환(orthogonal transform)을 이용하여 데이터를 압축하려 한다. 이 변환방식은 데이터를 변환시켜 구한 직교함수의 갯수만을 저장 또는 전송시키는 방식으로 basis 함수를 어떻게 선정하는가에 따라 KLT(Karhunen-Loeve transform), DCT(discrete cosine transform), IT(identity transform), WFT(Walsh Fourier transform)등으로 분류된다.

이 변환방식중에서 가장 최적변환방식은 KLT 인데 실제 실행상의 상당한 시간적 제약때문에 부최적(sub-optimal)변환방식중의 하나인 왈쉬변환(Walsh transform)을 이용하여 데이터를 압축하려고 한다. 왈쉬변환은 1970년대 초부터 생체신호처리를 위하여 도입되었다. 특히 EEG, EMG, 신호분석에 대한 연구가 많이 이루어졌으며 ECG 신호에 대한 응용은 Kuklinski⁵⁾에 의해 시도되었으나 프로그램의 실행이 미니컴퓨터에서 이루어진 것이며 각 압축률(compression rate: CR)에 따른 오차의 정량화가 제시되지 못한 문제점을 갖고 있다. 그러므로 본 연구에서는 이와같은 문제점

1986. 6. 12 접수

연세대학교 원주의과대학 의생명공학교실

*연세대학교 공과대학 전기공학과

Dept. of Biomedical Engineering, College of Wonju Medicine, Yonsei University

*Dept. of Electrical Engineering, Yonsei University

을 해결하고, 기저선 변동 및 60 Hz 잡음 성분에 의한 영향을 제거하기 위하여 심전도 신호를 디지털 notch 필터를 통하여 전처리(preprocess)한 후 이 데이터에 대하여 고속워쉬변환 알고리즘을 적용시켜 각각의 경우 압축률과 재생오차를 구하고 부정맥검출 및 QRS 형태(morphology) 추출과 같은 임상적 진단을 하는데 있어서의 적용가능성을 고찰하여 보고자 한다.

2. 왈쉬함수에 의한 데이터 압축 및 재생

왈쉬함수는 비정현과 직교 함수이며 함수를 표시하는 순차(order)에 의하여 Walsh ordering, Paley ordering, Hadamard ordering 으로 구분된다. 이때 시간함수의 주파수에 대응되는 파라미터는 시퀀스 신호의 단위시간당 평균계로 교차점수의 1/2이다. 즉 단위시간당 신호의 부호변화수가 m 일때 시퀀스는 $n/2$ 또는 $(n+1)/2$ 이다. 왈쉬함수는 단지 두가지의 상태 1 또는 -1만을 유지하기 때문에 샘플링된 심전도 신호를 특정한 시퀀스로 서로 더해주거나 빼줌에 의하여 왈쉬변환을 쉽게 계산할 수 있다. 일반적으로 샘플링된 신호를 표시하기 위하여 왈쉬프리에 급수(Walsh Fourier series)가 사용되는데 샘플링된 신호의 데이터 갯수가 N 개라면 샘플링된 신호 $f(n)$ 은

$$f(n) = \sum_{m=0}^{N-1} a_m \phi_m(m) \quad (2-1)$$

으로 표시된다. 단 $\theta_m(m)$ 은 m 번째 이산왈쉬함수(discrete Walsh function)이며 a_m 은 이때의 계수를 나타낸다. 이때 N 점 이산신호 $f(n)$ 의 왈쉬프리에 변환 $F(m)$ 은

$$F(m) = \sum_{n=0}^{N-1} f(n) \text{Wal}(m, n) \quad m=0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (2-2)$$

이며 역변환은

$$f(n) = \frac{1}{N} \sum_{m=0}^{N-1} F(m) \text{Wal}(n, m) \quad n=0, 1, 2, \dots, N-1 \quad (2-3)$$

로 표시된다. 여기서 $\text{Wal}(m, n)$ 은 다음과 같이 정의된다⁶⁾.

$$\text{Wal}(0, n) = 1, \quad n=1, 2, \dots, N \quad (2-4)$$

$$\text{Wal}(1, n) = \begin{cases} 1 & n=1, 2, \dots, N/2 \\ -1 & n=(N/2)+1, \dots, N \end{cases} \quad (2-5)$$

$$\text{Wal}(m, n) = \text{Wal}(\lfloor m/2 \rfloor, 2n) \quad (2-6)$$

$$\text{Wal}(m-2\lfloor m/2 \rfloor, n) \quad (2-6)$$

단 $\lfloor m/2 \rfloor$ 은 $m/2$ 의 정수부분이다.

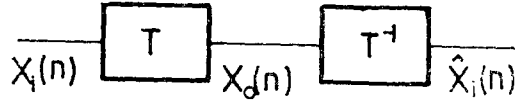


그림 2-1. 데이터 압축 및 재생시스템블럭선도
Fig. 2-1. Block diagram of data compression and reconstruction system.

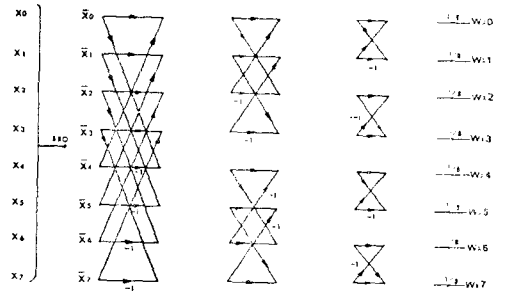


그림 2-2. $N=8$ 일때의 WFT 흐름도
Fig. 2-2. WFT Signal flow graph, $N=8$

일반적인 데이터 압축 및 재생블럭선도는 그림 2-1과 같다.

샘플링된 N 개의 심전도 신호 $X_i(n)$ 을 변환기 T 로 입력시켜서 압축시키려는 출력신호 $X_o(n)$ 을 얻는다. 이때 $X_o(n)$ 은 $X_i(n)$ 을 N 차원의 벡터공간으로 배열시킨 크기이다. $\hat{X}_i(n)$ 은 $X_o(n)$ 을 구성하는 데이터 중에서 (N/M) 개를 선택하고, $N-(N/M)$ 개의 데이터는 상수로 하여 역변환기 T^{-1} 을 통과시켜 얻은 데이터로 재생시킨 파형의 데이터이다. 단 (N/M) 은 전체 N 개의 데이터중에서 압축시키려는 데이터의 갯수가 M 개임을 의미한다.

데이터를 재생시 원파형과 재생파형과의 오차가 발생하는 데 이 오차함수는 $e(n)$ 으로 표시하며 다음과 같다.

$$e(n) = X_i(n) - \hat{X}_i(n) \quad (2-7)$$

이와같은 개념을 이용하여 본 연구에서는 Manz가 제시한 왈쉬순차⁷⁾를 갖는 고속왈쉬변환 알고리즘을 이용하여 데이터를 압축 및 재생시켜보고자 한다.

N 이 8일 때의 신호흐름도는 그림 2-2와 같다. 이 알고리즘의 첫 단계는 입력데이터를 bit-reverse 시켜 상승인덱스(ascending index) 순으로 배열시킨다. 만약 $\{X(m)\} = \{X(0), X(1), \dots, X(N-1)\}$ 이 주어진 데이터 시퀀스라면 bit-reverse 시퀀스는 $\{\hat{X}(m)\} = \{\hat{X}(0), X(1), \dots, \hat{X}(X-1)\}$ 로 표시한다. 두번째 단계는 reversal을 정의하는 단계인데 신호흐름도에서 반복적으로 발생하는 덧셈은 뺄셈으로 뺄셈은 덧셈으로 만들어 주는 것이다. 마지막으로 블럭을 정의하는데 이것은 인접해 있거나 또는 상하에 위치한 데이터점들과

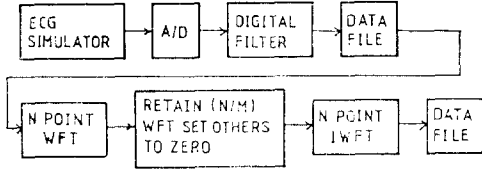


그림 3-1. 데이터 압축 및 재생시스템 블록선도
Fig. 3-1. Block diagram data compression and reconstruction system.

분리되어 있는 덧셈이나 뺄셈을 그룹으로 묶는 것이다. 이 알고리즘의 특징은 직교변환방식의 다른 어떠한 방식보다 연산속도 면에서 상당히 빠르다. 즉 데이터 갯수가 N 개일때 FFT인 경우 $N \log_2 N$ 의 곱셈과 덧셈이 소요되는 반면 $N \log_2^2$ 의 덧셈만이 소요되기 때문이다.

3. 실험 방법

본 연구에서 구성한 데이터 압축 및 재생시스템은 데이터 아퀴지션(data acquisition), 디지털필터 데이터 압축 및 재생등으로 구성되며 시스템 블록선도는 그림 3-1과 같다.

3-1. 데이터 아퀴지션

데이터 압축에 이용한 심전도 파형은 심전도 시뮬레이터(KONTRON 제품)의 출력파형을 이용하였다. 데이터 아퀴지션은 하드웨어 인터발 타이머에 의해 1/480 초에 한번씩 인터럽트 요구를 발생시켜 이에의해 A/D 변환된 심전도 신호를 받아들인다. 이때 A/D는 12비트 A/D 변환기를 사용하였고 마이크로 컴퓨터와 A/D 로직의 인터페이스를 위하여 8255 I/O 포트를 이용하였다.

포트 A의 비트 0~2는 아나로그 멀티플렉서의 채널 선택신호로, 비트 3, 4는 샘플링비(sampling rate) 제어신호로, 비트 6은 변환시작(conversion start) 제어 출력으로 사용하였다. 포트 B의 비트 0~7과 포트 C의 비트 0~3은 12비트 A/D 데이터 입력포트로 사용하였고 데이터 압축을 위해 이용한 마이크로 컴퓨터는 8087 Co-processor를 사용한 IBMPC-XT를 이용하였다.

3-2. 디지털 필터

심전도 신호를 분석할 때 신호에 포함된 잡음이나 기저선의 변동은 전체적인 정확도에 절대적인 영향을 미친다. 따라서 입력신호에 대한 필터링은 상당히 중

요한 의미를 갖는다. 이를 위하여 본 연구에서는 DC, 60 Hz 및 그 고조파를 제거하기 위한 notch필터를 구성하기 위해 먼저 빗살형(comb)대역 필터를 설계한 후 대역필터의 지연데이터수만큼 입력신호를 지연시켜 대역필터의 출력을 빼줌에 의해 일정한 주파수 성분이 제거된 출력을 얻을 수 있게 하였다⁸⁾. 빗살형 대역필터를 설계하기 위해 Z 평면의 단위원상에 R 개의 영점(zero)중 극점(pole)을 적당히 선정하면 2의 승수의 계수를 갖는 대역필터의 설계가 가능하며 필터의 전달함수는 다음과 같다.

$$H(z) = Q^{-1} \frac{1-z^{-R}}{1-z^{-P}} \quad (3-1)$$

이 경우의 부엽(side lobe)의 크기는 주엽(main lobe)의 약 21%가 되므로 제곱을 위하여 부엽의 크기를 약 45%로 한다.

$$H(z) = Q^{-2} \left(\frac{1-z^{-R}}{1-z^{-P}} \right)^2 \quad (3-2)$$

따라서 notch필터를 구성하기 위해서는 대역필터의 지연시간만큼 입력신호를 지연시킨 후 필터출력을 빼주면 된다. 그러므로 notch필터의 전달함수는

$$H(z) = z^{-(R-P)} - Q^{-2} \left(\frac{1-z^{-R}}{1-z^{-P}} \right)^2 \quad (3-3)$$

과 같으며 주파수 특성은

$$H(e^{j\omega T}) = \exp[-j(R-P)\omega T] \left[1 - Q^{-2} \left(\frac{\sin(R/2)\omega T}{\sin(P/2)\omega T} \right)^2 \right] \quad (3-4)$$

이다. 여기서 $Q = R/P$, $\frac{1}{T} = f_s$ (샘플링 주파수)이다.

알고리즘의 간소화를 위해 $P = 2^\alpha$, $R = 2^\beta$ 로 하면

$$H(e^{j\omega T}) = \exp[-j(2^\beta - 2^\alpha)\omega T] \left[1 - Q^{-2} \left(\frac{\sin(2^{\beta-1})\omega T}{\sin(2^{\alpha-1})\omega T} \right)^2 \right] \quad (3-5)$$

가 되며 $f_s/2$ Hz의 사이간격 $2^{-\alpha} f_s$ Hz마다 저지대역을 만드는 notch필터가 구성되어질 수 있다. 그러므로 α 를 3으로 할때 f_s 는 480 Hz가 된다. 또 계산에 의해 R 을 256으로 하여 필터의 대역폭을 1.79 Hz만이 되도록 하여 구한 notch필터의 전달함수 및 주파수 응답은

$$H(z) = z^{-248} - 32^{-2} \left(\frac{1-z^{-256}}{1-z^{-8}} \right)^2 \quad (3-6)$$

$$H(e^{j\omega T}) = \exp(-j248 \omega T) \left[1 - 32^{-2} \left(\frac{\sin 128 \omega T}{\sin 4 \omega T} \right)^2 \right] \quad (3-7)$$

여기서 필터의 이득을 1로 하기 위하여 각 단에서 이득을 조정하면 그림 3-2와 같은 흐름도를 구할 수 있으며 이 필터를 이용하여 잡음이 심전도 신호를 필터링하면 그림 3-3과 같은 출력을 얻을 수 있다.

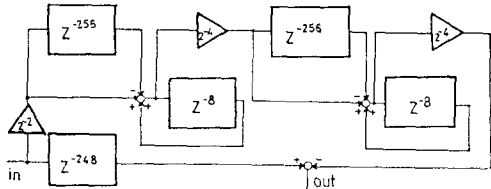


그림 3-2. 구성된 notch 필터의 블럭선도
Fig. 3-2. Block diagram of the notch filter.

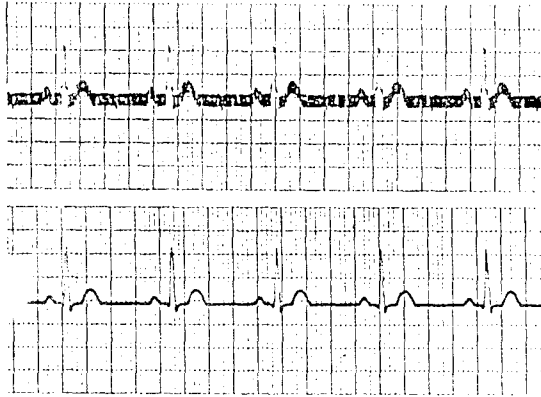


그림 3-3. 필터 입력파형과 출력파형
Fig. 3-3. Input and output waveforms of the digital filter.

3-3. 데이터 압축 및 재생

본 연구에서 이용한 심전도는 초당 480개로 샘플링된 512개의 12비트 데이터이다. 이 데이터를 고속 Walsh 변환시키면 대응되는 512개의 Walsh 계수를 얻는다. 그림 3-4는 전형적인 정상심전도 파형과 이에 대응되는 Walsh 변환을 나타낸 것이다. 데이터의 압축은 Walsh 변환 데이터 스펙트럼의 일부분만을 택하여 압축시키는 방법으로 전체 데이터수가 N 개이고 압축시킨 데이터수가 M 개이면 압축률은 N/M 이다.

압축된 데이터를 재생시키기 위해 압축시킨 데이터 (N/M) 개와 ($N-N/M$) 개의 데이터는 상수값을 할당하여 역변환을 취한다¹⁰⁾. 이때 이 상수값은 재생시의 오차를 최소로 하기 위하여서는 변환된 데이터의 기대값이 되어야 한다. 그러나 계산을 빠르게 하기 위해서는 상수값을 0으로 해야하는데 이 조건을 만족시키기 위해서는 원래의 심전도 데이터를 전처리하여 기대값을 0으로 만들어야 한다. 이것은 다음의 수식들에 의해 결정된다.

T 가 식 (3-8)에 의해 표시되는 직교변환이라 하면

$$T^T = [\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_N] \quad (3-8)$$

여기서 ϕ_i 는 N 벡터이고 T^T 는 T 의 전이행렬(trans-

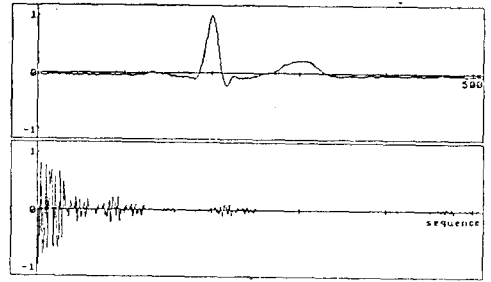


그림 3-4. 정상심전도 파형과 Walsh 변환 데이터 스펙트럼

Fig. 3-4. Normal ECG waveform and its Walsh transformed data spectrum.

pose matrix)이며 basis 벡터 $\{\phi_n\}$ 은 실수이며 직교한다고 가정한다. 즉

$$\phi_i, \phi_j = \begin{cases} 1 & i=j \\ 0 & i \neq j \end{cases} \quad (3-9)$$

벡터 X 가 데이터 벡터일 때 변환 벡터 Y 는 식 (3-10)과 같다.

$$Y = TX \quad (3-10)$$

여기서 $X^T = [x_1, x_2, \dots, x_n]$, $Y^T = [y_1, y_2, \dots, y_n]$ 이다.

식 (3-8)과 (3-9)에 의하여 $T^T T = I$ 이므로

$$X = T^T Y = [\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_N] Y \quad (3-11)$$

로 표시된다. 여기서 I 는 identity 벡터이다.

파형의 재생시에는 Walsh 변환에 의해 압축된 N/M 개의 데이터만을 취하여 원파형 벡터 X 를 추정해야 한다. 이때 나머지 $N-N/M$ 개의 데이터는 미리 선정할 일정한 상수값 b_i 로 놓는다. 이때 재생한 파형을 벡터로 표시하면

$$\hat{X} = \sum_{i=1}^M y_i \phi_i + \sum_{i=M+1}^N b_i \phi_i \quad (3-12)$$

과 같으며 $\hat{X}(M)$ 는 재생 파형으로 X 의 추정 벡터이다. 이때 오차를 ΔX 라 하면 $\Delta X = X - \hat{X}(M)$ 가 된다. 즉

$$\Delta X = X - \sum_{i=1}^M y_i \phi_i - \sum_{i=M+1}^N b_i \phi_i \quad (3-13)$$

가 되며 이 식은 $\Delta X = \sum_{i=M+1}^N (y_i - b_i) \phi_i$ 가 된다.

이때 m.s.e(mean square error) $\epsilon(M)$ 은

$$\epsilon(M) = E\{|\Delta X|^2\} = E\{(\Delta X)^T (\Delta X)\}$$

이 되며 이 식은 다시

$$\epsilon(M) = E\left\{ \sum_{i=M+1}^N \sum_{j=M+1}^N (y_i - b_i)(y_j - b_j) \phi_i' \phi_j \right\} \quad (3-14)$$

로 정리되며 식 (3-9)에 의해

$$\epsilon(M) = \sum_{i=M+1}^N E\{(y_i - b_i)^2\} \quad (3-15)$$

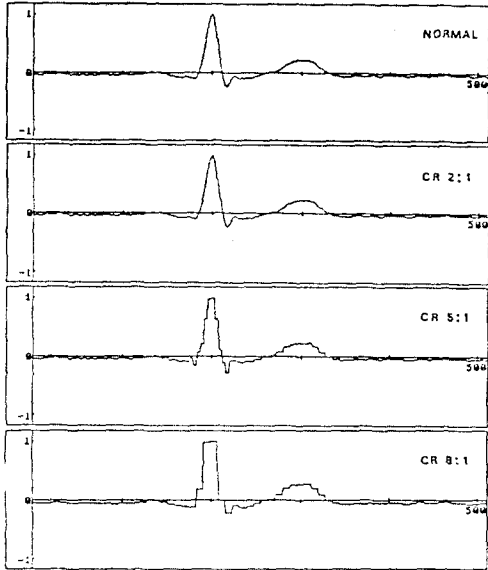


그림 4-1. 압축률에 따른 정상심전도 재생파형
Fig. 4-1. Reconstructed normal ECG waveforms of various CR.

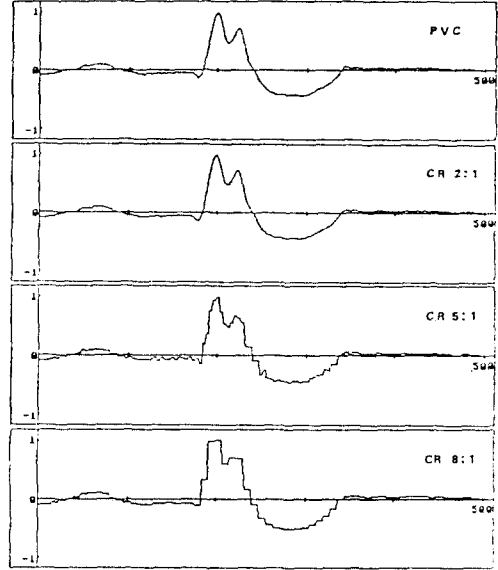


그림 4-2. 압축률에 따른 PVC 재생파형
Fig. 4-2. Reconstructed PVC waveforms in terms of various CR.

가 된다.

이때 오차벡터 $\epsilon(M)$ 을 최소로 하기 위해 b_i 를 선택하면

$$\frac{\partial}{\partial b_i} E \{ (Y_i - b_i)^2 \} = -2[E(Y_i) - b_i] = 0$$

에 의해

$$b_i = E\{Y_i\} \text{가 된다.}$$

이 식에 $Y_i = \phi'_i \cdot X$ 를 대입하면

$$b_i = \phi'_i E\{X\} = \phi'_i \hat{X} \quad (3-16)$$

이 된다. 이때 b_i 를 0으로 하려면 \hat{X} 를 0으로 하여야 한다. 그러므로 데이터를 압축하기 전에 전처리하여 압축시킬 데이터의 기대값 \hat{X} 를 0으로 하여야 파형의 재생시 재생오차를 최소로 감소시킬 수 있다.

4. 결과 및 고찰

본 연구에서는 NORMAL, PVC, C-BLOCK, VES RUN, R on T 등의 심전도 파형을 디지털필터링 시킨 후 이 데이터를 이용하여 압축 및 재생하였다.

압축률을 정량적으로 평가하기 위한 지수로써 파형 재생오차를 PRD(Percent root-mean-square difference)로 표시하면 식 (4-1)와 같이 나타낼 수 있다.

$$PRD = \frac{\sqrt{\sum_{n=1}^N [X_i(n) - \hat{X}_i(n)]^2}}{\sqrt{\sum_{n=1}^N [X_i(n)]^2}} \times 100 \quad (4-1)$$

여기서 $X_i(n)$ 은 원파형이고 $\hat{X}_i(n)$ 는 재생파형이다. 그림 4-1과 그림 4-2는 NORMAL 및 PVC 파형인 경우에 대하여 각 압축률에 대한 재생파형을 나타낸 것이다. 압축률이 6:1이상일 때부터는 파형이 상당히 왜곡됨을 볼 수 있으며 이 결과에 의하면 심전도 신호에 대한 대부분의 스펙트럼성분이 전체 스펙트럼의 처음 1/5범위에 분포하고 있음을 예측할 수 있으며 또 QRS 이외의 부분에서는 압축률이 높더라도 파형의 왜곡이 심하지 않음을 관측할 수 있다.

그림 4-3과 그림 4-4는 각각 NORMAL 및 PVC 파형에 대하여 각 압축률에 따른 재생시의 오차파형을 나타낸 것으로 QRS 부분에서 최대의 오차가 발생하는 것을 볼 수 있다. 또 압축률을 증가시킴에 따라 심전도 전체 파형의 오차는 증가하지만 QRS 이외의 부분에서 오차는 상대적으로 감소하는 것을 볼 수 있는데 이 결과에 의하면 이 압축방식을 이용하였을 경우에 QRS 이외의 부분에 대한 압축에 상당히 큰 효과를 얻을 수 있음을 알 수 있다.

파형 재생시 왜곡왜곡의 주원인이 되는 고주파 잡음을 감소시키기 위해 디지털 저역통과필터를 통과시켜 데이터를 평활시켰으며 진단 및 형태분석에 도움이 되도록 하였다. 그림 4-5와 그림 4-6은 필터를 통과시킨 파형을 나타내며 압축률이 5:1일때까지는 형태 분석을 하는데 이용될 수 있는 파형을 얻었다.

이때 이용한 필터는 Hamming 윈도우를 이용한 저

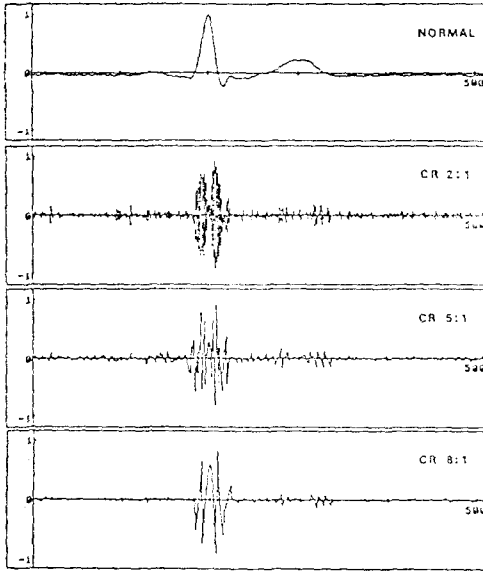


그림 4-3. 압축률에 따른 정상심전도 재생오차 파형
Fig. 4-3. Reconstructed normal ECG error waveforms in terms of various CR.

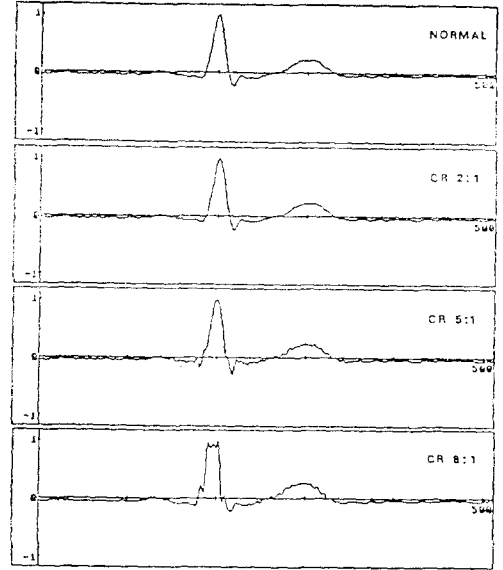


그림 4-5. 압축률에 따른 정상심전도의 필터링된 재생 파형
Fig. 4-5. Reconstructed normal ECG waveforms filtered in terms of various CR.

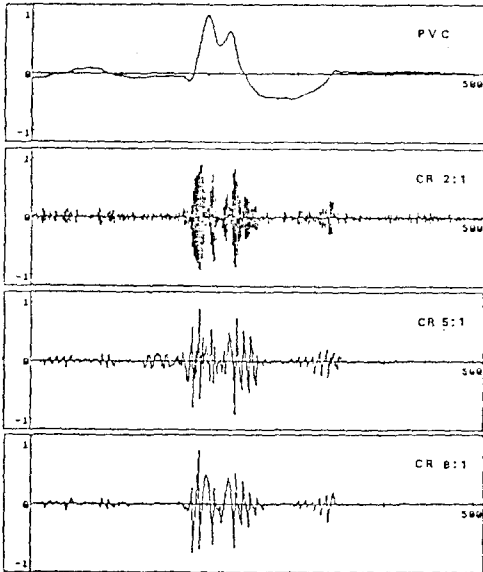


그림 4-4. 압축률에 따른 PVC 재생오차 파형
Fig. 4-4. Reconstructed PVC error waveforms in terms of various CR.

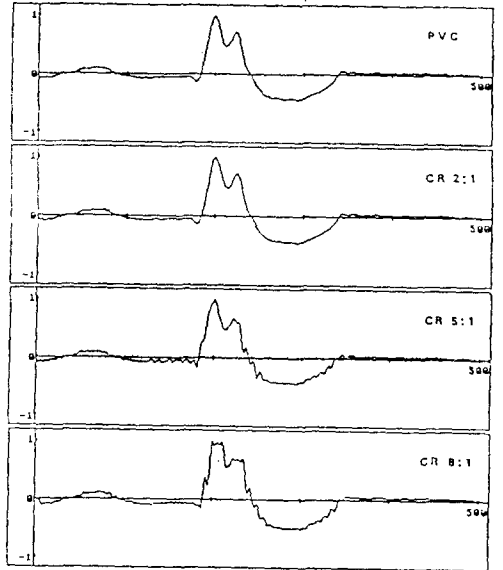


그림 4-6. 압축률에 따른 PVC의 필터링된 재생파형
Fig. 4-6. Reconstructed PVC waveforms filtered in terms of various CR.

역통과 필터이며 차단주파수는 100 Hz로 하였다.

그림 4-7은 압축률에 따른 5개 파형에 대한 재생오차를 식 2-7을 이용하여 그린 것이다. 이 그림에 의하면 NORMAL과 C-BLOCK인 경우 재생오차가 다른 파형에 비하여 상대적으로 크게 나타났으며 5개 파형은

비교해 볼때 정상적인 심전도보다 비정상적인 심전도 파형을 압축하였을 경우 재생오차가 상대적으로 작았다. 이 결과를 고려하면 심장에 이상이 있다고 판단되는 환자의 파형을 윌쉬합수를 이용하여 압축 및 저장시킬 경우에 동일 압축률일 경우 기존의 AZTEC 방식

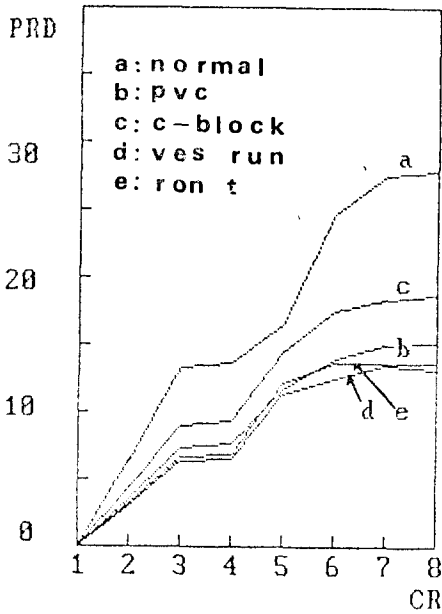


그림 4-7. 압축률에 따른 평균재생 오차파형
Fig. 4-7. PRD waveforms in terms of various CR.

보다 재생오차가 더 작았다⁴⁾. 또 재생시 이용한 스펙트럼의 데이터 갯수가 클수록 PRD는 감소하며 이 그림에 의하면 정상적인 심전도 파형보다는 비정상적인 심전도 파형인 경우의 스펙트럼이 시퀀스가 낮은 부분에 많이 분포한다는 것을 예측할 수 있다.

또 데이터를 아키텍처할 때 디지털필터를 이용하여 데이터를 전처리하였기 때문에 기저선의 변동 및 60 Hz 잡음등이 섞인 경우에도 매우 효과적으로 데이터를 압축시킬 수 있었다. 이 압축방법은 압축률이 3:1인 KLT 나 DCT 에 비하면 계산시간의 향상 및 압축률 크기면에서 더좋은 방법임을 알 수 있으나 변환을 이용한 다른 압축 방법들이 갖고 있는 실시간 처리의 어려운 문제가 있기 때문에 하드웨어 및 소프트웨어의 개발이 뒤따르면 더 효과적으로 데이터를 압축시킬 수 있다.

5. 결 론

왈쉬함수를 basis 로 한 왈쉬변환 압축방법은 KLT, DCT 등의 기존의 다른 직교변환 데이터 압축방식보다 연산속도의 향상 및 압축방법이 간단하여 실행시키기가 쉽다. 이 방식에 의해 얻은 데이터를 이용하여 진단 및 형태 분석이 가능한 압축률은 5:1이다. 또 재생시 압축률의 증가에 따른 QRS 이외의 부분에서 오

차가 상대적으로 작기 때문에 임상적으로 중요한 의미를 갖지 않는 신호성분에 대한 압축을 크게하여 많은 양의 데이터를 저장시킬 수 있다.

또 정상적인 심전도 파형보다는 비정상적인 파형에 대한 압축률이 높으며 재생오차도 작았다.

REFERENCES

- 1) Lewis J. Thomas, Jr., Kenneth W. Clark, Charles N. Mead, Kenneth L. Ripley, et al, "Automated cardiac dysrhythmia analysis," *Proc. of the IEEE* vol. 67, No. 9, pp. 1322~1337, Sept. 1979.
- 2) Tompkins W.J and Webster J.G, Eds., *Design of microcomputer based medical instrumentation*. Englewood Cliffs, NJ: prentice-Hall, 1981.
- 3) Urs E. Ruttimann, and Hubert V. Pipberger, "Compression of the ECG by prediction or interpolation and entropy encoding," *IEEE Trans. BME-26*, pp.613~623, 1979.
- 4) Shankara Reddy B.R and Murthy I.S.N. "ECG data compression using Fourier descriptors," *IEEE Trans. BME-33*, pp.428~434, 1986.
- 5) Kuklinski W.S, "Fast walsh transform data-compression algorithm: e.c.g. application," *Med. & Biol. & Comput.* vol. 21, pp.465~472, 1983.
- 6) Brown R.D. "A recursive algorithm for sequency-ordered fast walsh transform," *IEEE Trans. vol., c-28*, 1977.
- 7) Ahmed N and Rao K.R., *Orthogonal transforms for digital signal processing*. Springer Verlag. Berlin 1975.
- 8) Lynn, P.A, "On line digital filters for biological signals; some fast designs for a small computer," *Med. & Biol. Eng. Comput.* 15, 534~540, 1977.
- 9) 윤형로, "실시간 부정맥검출을 위한 컴퓨터 시스템에 관한 연구" 연세대학교, 대학원 박사학위 논문. 1986.
- 10) Nasir Ahmed, Paul J. Milne, and Stanley G. Harris, "Electro cardiographic data compression via orthogonal transforms," *IEEE Trans. BME-22*, pp.484~487, 1975.