醫工學會誌 : 第11卷, 第1號, 1990
J. of KOSOMBE : Vol. 11, No. 1

研 究 論 文
90- 1 -21

심전도 데이타 압축 알고리즘의 성능개선에 관한 연구

이 병 채·황 선 철·이 명 호

A Study on Performance Improvement of ECG Data Compression Algorithm

Byung-Chae Lee, Seon-Cheol Hwang, and Myoung-Ho Lee

-Abstract-

In this paper, fast Fourier transform and fast Walsh transform algorithm are studied for ECG data compression. ECG data-12 bit samples digitized at 480 samples-are segmented into QRS complexes and SQ intervals by digital derivative filter, which used for detection of QS width and difference compressed in Fourier or walsh domain.

And also the existing techniques for data compression-TP, MTP, CORTES, AZTEC, MCORTES-, which have not been evaluated with a common measurement of goodness, were processed to get absolute terms of values in the same condition.

1. 서 론

심전도 데이타 압축의 주된 목적은 데이타의 임상적인 정보를 손상하지 않고 최대의 압축비를 얻는 데 있다.

현재의 데이타 압축 기술은 크게 3 가지로 분류되는데 1) 매개변수 추출방법 2) 직접 데이타 처리 방법 3) 변환 방법으로 나뉜다.

매개변수 추출 방법은 LPC(linear prediction code), Interpolation 등인데 이 방법은 신호로 부터 매개변수를 추출하여 신호를 압축하는 방법이다. 이 방법은 노이즈, 샘플비, 샘플간격등에 따라 큰 영향을 받는다. 직접 데이타 처리방법에는 TP(turning point), MTP(modified turning point), AZTEC (amplitude zone time epoch system), CORTES (coordinated reduction time encoding system), MCORTES(modified CORTES) 등의 방법이 있는데 알고리즘이 단순한 TP는 실시간 처리에는 적합하지만 압축비가 매우 낮으며, 압축비가 비교적 높은 AZTEC은 재생오차가 커서 심전도 형태에 의한 진단에는 부족하다. CORTES는 알고리즘에 따른 연산이 매우 복잡하며 의사등이 쉽게 알아 볼 수 있게 하기 위해서는 후처리가 필요하다. KLT, DCT 등의 변환 방식은 off-line 이기때문에 단점이 있으나 최근 fast algorithm의 개발로 PC급의 컴퓨터에서도 거의 실시간으로 계산이 이루어 질 수 있으며 신호처리에 다양하게 쓰이는 transform을 변형 없이 그대로 쉽게 적용 시킬 수 있으므로 image, speech data 압축등에 많이 쓰이고 있다.

전술한 바와 같이 많은 심전도 데이타 압축 방법이 제시되어 있으나 여러가지 데이타를 사용하여 각기

〈접수 : 1990년 5 월14일〉

연세대학교 전기공학과
*Dept. of Electrical Engineering Yonsei University

다른 샘플비, bit 수, 샘플간격, 노이즈 상태에서 실험이 이루어 졌기 때문에 실험 결과에 있어서도 정량적으로 정리되지 못한 것이 많았다. 이러한 문제점으로 인하여 연구자가 새로운 데이타 압축 알고리즘을 개발할때, 또는 새로운 시스템에 알맞도록 압축 알고리즘을 선택 할때, 다른 압축 알고리즘과의 비교시에 어려운 점이 발생하였다. 그래서 본 연구에서는 데이타 압축 방법중에 직교변환을 이용한 방법, 즉 FFT(fast fourier transform), FWT(fast walsh transform)을 이용한 압축방법을 개선함과 동시에 동일한 샘플비, 정확도, 노이즈 상태에서 여러 압축 알고리즘을 처리하여 압축비, PRD를 정량적으로 정리하고 부정맥 검출및 QRS 형태 추출과 같은 임상적인 진단에 있어서의 적용가능성을 고찰하고자 한다.

2. 변환방식에 의한 심전도 데이타 압축

본 논문에서는 알고리즘이 간단하고 구현하기 쉬우며 압축비 및 재생 오차에서 좋은 효과를 가져올 수 있는 변환방식에 의한 압축방식을 고려하였다.

본 논문에서 이용한 변환방식은 FFT, FWT이며 그림 2.1은 변환방식에 의한 데이타 압축 및 재생의 블럭선도를 나타낸 것이다.

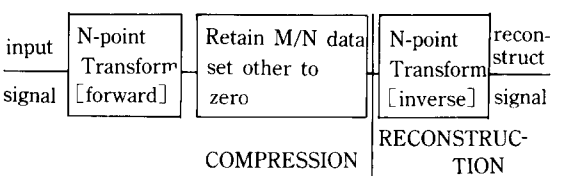

그림 2.1 변환방식을 이용한 데이타 압축및 재생의 블럭선도

Fig. 2.1 A block diagram of data compression and reconstruction in orthogonal transform

2.1 압축율의 결정

변환영역에서의 압축율을 결정 하기위한 방법으로 본 논문에서는 에너지 스펙트럼을 이용하여 상관관계가 적은 데이타를 null 로 보냄으로서 압축을 실행하였다. 기존의 알고리즘에서 압축율과 효율성을 높이기 위해 심전도 파형에서 임상적으로 중요한 정보를 가지고 있는 QRS 부분과 거의 손상되어도 임상적인 의미에 변함이 없는 나머지 SQ 간격의 에너지 밀집도를 조사하여 진단상 무리없는 압축을 실현하기 위한 각각의 압축 가능성을 조사하였다.

그림 2.2는 정상 심전도 파형에 대한 FFT의 스펙트럼을 나타낸 것이며, 그림 2.3는 정상 심전도 파형에 대한 FWT의 스펙트럼을 나타낸 것이다.

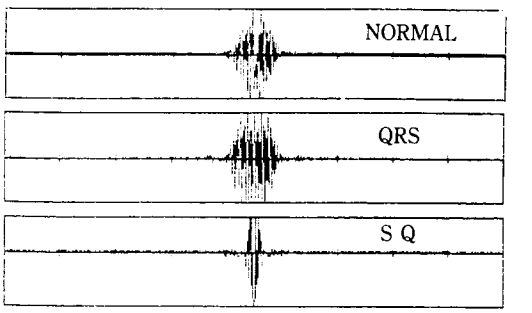

그림 2.2 정상 심전도 파형의 FFT 스펙트럼

Fig. 2.2 FFT spectrum of normal ECG

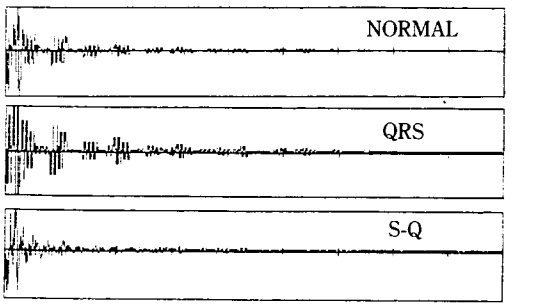

그림 2.3 정상 심전도 파형의 FWT 스펙트럼

Fig. 2.3 FWT spectrum of normal ECG

3. 실 험

그림 3.1은 마이크로 컴퓨터를 이용하여 심전도 데이타 압축을 실험하기 위해 구성한 전체 시스템의 구성도이다. 심전도 시뮬레이터 또는 환자로 부터 얻은 데이타는 샘플비가 480 Hz인 12 bit A/D 변환기및 8255를 거쳐 80287 coprocessor를 내장한 IBM

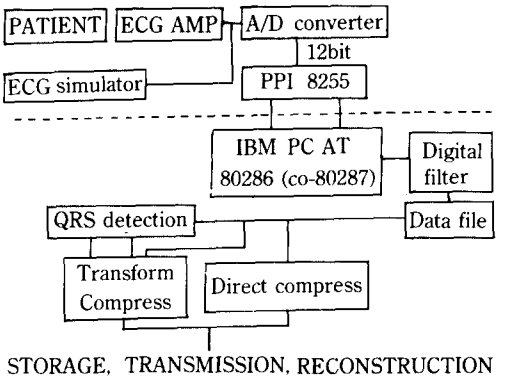

그림 3.1 전체 실험 시스템의 개략도

Fig. 3.1 The schematic diagram of the experimental system

PC AT로 입력된다. 여기서 60 Hz 및 기저선 변동 등의 잡음을 없애기 위한 디지탈 필터를 통과한 후 데이타 파일로 저장이 된다. 이 데이타 파일은 압축 방식을 임의로 선택하여 처리된다. 처리된 데이타는 저장, 전송 또는 재생 시킬 수 있다.

3.1 심전도 데이타 구성

본 논문에서 데이타 압축을 하기 위해 사용한 심전도 파형은 Kontron사의 ECG 시뮬레이터 999와 원주기독병원의 환자 데이타를 사용하여 480 Hz로 샘플링한 심전도 신호이다. 샘플비는 AHA(Amerian Heart Association)의 추천 기준인 0.14～50 Hz(＝0.5 dB 이하), 0.05～100 Hz(＝3dB 이하)를 만족시키고 전원 잡음 60 Hz를 제거 하기 위하여 480 Hz로 하였다. 이 샘플비는 원신호와의 오차를 1% 이내로 줄여 신호가 안정되도록 하였다.

3.2 디지탈 필터

심전도에는 근잡음과 기저선 변동, DC성분, 60 Hz 및 그 고조파등이 혼입 되는데 이러한 잡음을 제거 하는 것은 자동화 처리에서 뿐만 아니라 임상적인 시각 진단에서도 중요한 의미를 갖는다. 이를 위하여 본 연구에서는 시불변 선형 위상 시스템으로서 종전의 아날로그 필터에 비해서 안정도화 정확도가 좋으며 선형 위상을 쉽게 얻을 수 있는 장점을 가진 디지탈 필터를 사용하였다. 그러나 신호의 주파수 대역폭이 0～100 Hz에 있는 심전도 신호의 디지탈 필터는 저주파 특성이 좋아야 하기 때문에 임펄스 응답과 이에 대응하는 필터의 계수가 많이 필요하므로 계산량이 많은 것이 단점이다. 이 단점을 주파수 응답의 대칭성에 착안하여 계수의 차수를 줄여 전체적인 소프트웨어의 부담을 줄였다. 그림 3.2는 본 논문에서 설계한 디지탈 필터의 주파수 특성이다.

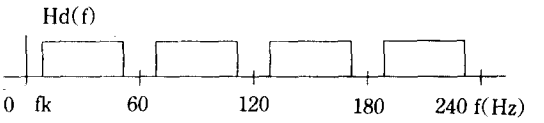

그림 3.2 디지탈 필터의 주파수 특성

Fig. 3.2 Frequency characteristics of digital band-pass filter

그림 3.2에 대한 스펙트럼의 수식은

$$H(f)=0 \text{ 단 } |f-n\,50|<fk,\ n=\cdots-1,0,1,2\cdots \tag{3.1}$$

$$H(f)=1 \tag{3.2}$$

이다. 이 스펙트럼을 퓨리에 급수로 확장하면

$$H(f)=a_0/2+\sum_{n-1}^{\infty}\{a_n\cos(2\pi fn\ Tp)\} \tag{3.3}$$

b_n은 f=0에서 H(f)의 대칭성 때문에 영이 된다. shift 후 truncation된 임펄스 응답의 스펙트럼은

$$H_{tp}(f)=EXP\ (-j2\pi f(M-1)Tp/2)\ H_t(f) \tag{3.4}$$

이 결과 나온 임펄스 응답은

$$h(nTp)=\frac{\sin(2\pi(n-(M-1)/2)\ f_k\ T_p)}{\pi\,(n-(M-1)/2)}$$

$$0\le n\le M-1,\ n=(M-1)/2$$

$$M=\text{odd}$$

$$h(M-1)Tp/2)=1-2f_k/f_p$$

$$h=0\ (\text{단 } n<0,\ n>M-1) \tag{3.5}$$

3.3 QRS와 SQ의 구분

압축율을 높일때 임상적으로 중요한 의미를 갖는

QRS complex는 많은 손상을 입게 되므로 QRS 파형과 나머지 SQ 간격의 신호로 파형을 나누어 손상을 입지 않고 최대의 압축비를 얻을 수 있도록 1차 미분을 통한 QRS 폭을 검출하여 QRS와 SQ파형으로 구분하였다.

QRS 폭의 검출은 입력된 데이타를 미분하여 미분치가 5 point 이상 일정치 이하를 유지하는 점을 S점으로 잡고 threshold를 기준으로 back search하여 다시 5 point 이상 유지하는 점을 포착하여 그 시작점을 Q점으로 잡았다. 이때 사용한 미분식의 차동방정식은 식(3.6)과 같다.

$$Y(n-2)=(1/8)\,[-X(n-4)-2X(n-3)+2X(n-1)+X(n)] \qquad (3.6)$$

그림 3.3은 위의 방법에 의해 분류된 정상 심전도의 QRS 파형과 SQ 파형이다.

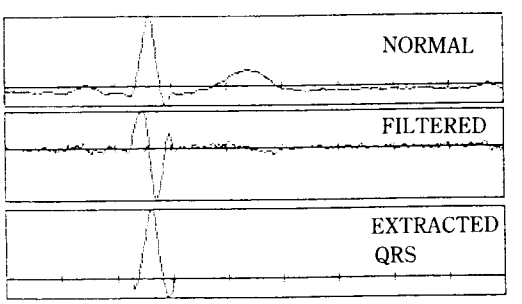

그림 3.3 디지탈 미분필터에 의해 분류된 심전도 파형
Fig. 3.3 ECG waveforms chassified by digital derivative filter

4. 결과 및 고찰

본 연구에서는 ECG 시뮬레이터의 NORMAL, R on T, PVC, C_BLOCK, VES_RATE 등의 심전도 파형을 디지탈 필터로 필터링 한 후 데이타 파일로 저장하였고 이를 이용하여 압축및 재생 실험을 행하였다. 각각의 압축비와 이에 따른 평가의 지수로서 재생오차를 PRD (percent root mean square difference)로 나타내었고 각 알고리즘의 비교를 위한 APRD (average percent root mean square difference), 그리고 심전도 파형의 임상적인 정보의 손실여부등을 알아보기 위하여 피이크치와 이 피이크치의 데이타 점을 조사 비교 하였다.

4.1 FFT를 이용한 압축

3.1절에서 구성한 데이타에 FFT를 이용한 압축 알고리즘을 적용한 결과 압축비는 10 : 1정도가 적당하였고 10 : 1 이상 부터는 QRS 부분에 왜곡이 발생하기 시작하였다. 이에 본 논문에서 적용한 차동 압축 방식을 적용한 결과 최대 압축비는 NORMAL 파형인 경우 압축비가 18 : 1이었고 이때의 PRD는 8.36% 이었다. 동일한 압축비일 경우 기존의 방식에 의한 압축의 PRD는 30%이었다. 압축비는 8 : 1 이

표 4.1 FFT의 압축비에 따른 재생오차(PRD)
Table 4.1 The values of PRD with FFT compression ratios

압 축 비	5 : 1	10 : 1	12 : 1	14 : 1	20 : 1	10_20 : 1
재생오차	2.42	6.83	13.67	23.75	55.45	8.36

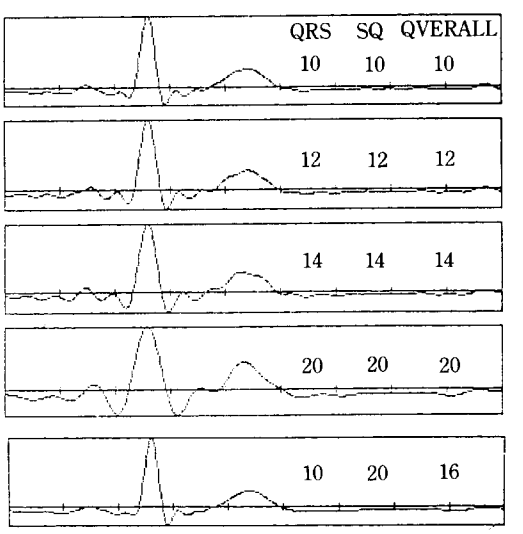

그림 4.1 정상심전도 파형의 FFT 압축에 의한 재생 파형
Fig. 4.1 Normal ECG waveforms reconstructed by FFT compression

상 상승하였고 PRD는 21.64% 감소하였다. 이때의 파형은 리듬 분석 및 morphology 분석에 적합하였고 후처리를 하지 않아도 임상의가 진단하는데 무리가 없었다. 표 4.1은 NORMAL 파형의 압축비에 따른 PRD를 그림 4.1은 NORMAL 파형과 압축비를 달리한 각 파형을 나타낸다.

4.2 FWT에 의한 압축

4.1절의 방식과 같은 방식으로 실험을 한 결과 압축비는 5 : 1 정도가 적당하였고 5 : 1 이상에서는 파형의 왜곡이 심하였다. 차동압축 방식에 의하여 QRS 부분은 5 : 1의 압축비를 SQ 부분에는 10 : 1의 압축비를 적용하여 NORMAL 파형인 경우 9 : 1의 압축비를 얻었으며 이때의 PRD는 16.32%로서 동일한 압축비일 경우 기존의 방식의 PRD는 33%이었다. 압축비는 4 : 1 이상 상승하였으며 PRD는 16.68% 감소시킬 수 있었다. 표 4.2는 NORMAL 파형일 때 압축비에 따른 PRD를 그림 4.2는 이때 원파형과 재생 파형을 비교하였다. 또 FWT 알고리즘이 직선형 변환이므로 재생 파형이 갖는 고주파 잡음을 제거하고 시각 진단에 도움을 주기 위해 디지탈 저역통과 필터를 사용하여 알아보게 쉽게 하였다.

표 4.2 FWT 압축 알고리즘의 압축비에 따른 PRD
Table 4.2 The values of PRD with FWT compression ratiosratios

압 축 비	2 : 1	4 : 1	5 : 1	6 : 1	8 : 1	4 10 : 1
재생오차	6.41	13.86	22.26	25.99	27.95	16.31

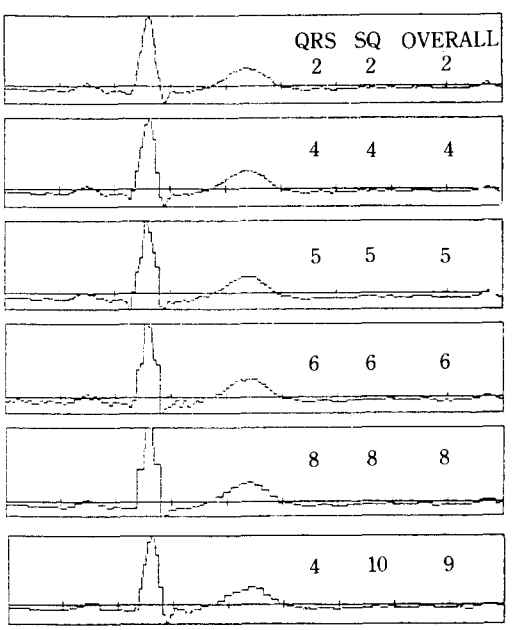

그림 4.2 정상심전도 파형의 FWT 압축에 의한 재생 파형
Fig. 4.2 Normal ECG waveforms reconstructed by FWT compression

4.3 데이타 압축 알고리즘의 비교

여러 데이타 압축 알고리즘을 같은 샘플비, 노이즈 상태등에서 처리하여 압축비 및 PRD, APRD 그리고 피이크치 및 피이크점의 데이타 점을 조사함으

표 4.3 압축 알고리즘에 따른 심전도 파형의 재생 오차
Table 4.3 The values of PRD with various compression algorithms

	NORMAL	R ON T	PVC	C_BLOCK	VES_RATE
TP	6.94	3.61	2.80	3.51	3.45
MTP	10.66	5.88	4.30	5.13	5.28
AZTEC	18.47	10.18	13.31	9.44	9.94
CORTES	12.22	3.57	4.00	5.14	5.45
MCORTES	12.67	4.32	4.48	5.62	5.70
FFT	8.35	7.23	4.83	4.38	4.30
FWT	16.32	10.12	9.04	10.90	5.57

표 4.4 각 알고리즘에 따른 압축비
Table 4.4 Compression ratio with various compression algorithms

	NORMAL	R ON T	PVC	C BLOCK	VES_RATE
TP	2 : 2	2 : 1	2 : 1	2 : 1	2 : 1
MTP	3 : 1	3 : 1	3 : 1	3 : 1	3 : 1
AZTEC	9.5 : 1	8.1 : 1	8.5 : 1	8.9 : 1	9.3 : 1
CORTES	6.2 : 1	4.5 : 1	5.1 : 1	5.9 : 1	5.6 : 1
MCORTES	7.7 : 1	6.2 : 1	6.5 : 1	7.6 : 1	7.8 : 1
FFT	18.0 : 1	14.9 : 1	14.2 : 1	16.8 : 1	17.3 : 1
FWT	9.0 : 1	6.3 : 1	6.2 : 1	7.8 : 1	8.1 : 1

로써 비교, 분석하였다.

TP 알고리즘은 평균 압축비가 2 : 1이며 APRD가 4.06%로서 가장 정확하파형을 재생할 수 있으나 압축비가 매우 낮다. R 피이크치의 오차는 0.738이었다.

MTP 알고리즘은 평균 압축비가 3 : 1이며 APRD가 6.25%이고 피이크 오차는 1.123이었다. VES_RATE 등과 같은 변화가 완만한 파형에서는 피이크 데이타 점이 여러개가 생성되어 QS 폭 검출에 문제가 있었다.

AZTEC 알고리즘은 평균 압축비가 8.9 : 1로 아주 뛰어나나 APRD가 12.4%로 오차가 크다. 이 알고리즘은 QRS 부분에 많은 왜곡을 발생시키므로 거의 모든 파형에 피이크 데이타 점이 여러개가 생성되었으며 피이크 오차도 2.125로서 가장 컸다.

CORTES 알고리즘은 평균 압축비가 5.5 : 1이었으며 APRD는 6.08%이었다. 이 알고리즘 역시 완만하게 변화되는 파형에서는 피이크 데이타 점이 여러개 발생하였다. 피이크 오차는 1.138이었다.

MCORTES 알고리즘은 평균 압축비가 7.2 : 1이었으며 APRD는 6.56%이었다. MCORTES 알고리즘도 CORTES 알고리즘과 같은 피이크 데이타 점이 여러개 발생하였으나 피이크 오차는 1.043으로 CORTES 알고리즘보다 낮아졌고 압축비는 1.7이 향상되었고 APRD는 0.48 증가하였다.

이제까지 직접 데이타 압축방법에 대해 비교 고찰하였다. 위에서 언급한 것과 같이 TP,MTP 알고리즘은 알고리즘이 간단하나 압축비가 낮은 것이 흠이고 CORTES, MCORTES는 압축비도 높고 압축비에 따른 재생오차도 비교적 적어 실용화에 좋은 점을 가지고 있으나 알고리즘이 복잡하고 morphology 분석에는 문제가 있다.

FWT에 의한 압축 알고리즘은 기존의 변환을 그대로 압축방식에 적용시키므로 구현이 쉬우며 변환방식중에서 가장 빠르므로 (약 0.4ms) AZTEC 알고리즘과 비교할 수 있다. 같은 압축비일 경우는 AZTEC 알고리즘보다 재생 오차가 작으며 평균 압축비는 7.5 : 1이고 APRD는 10.40%이었다. 그러나 피이크 오차는 AZTEC 보다 작은 1.412였다.

FFT에 의한 압축 알고리즘은 신호처리에서 가장

표 4.5 각 알고리즘에 따른 심전도 파형의 피이크점

Table 4.5 Peak point of ECG wave with various compression algorithms

	NORMAL	R ON T	PVC	C BLOCK	VES RATE
original	149	42	358	182	300
TP	149	43	359	183	301
MTP	148	43	358	181	292,301-304
AZTEC	147-149	40-43	356-359	181-183	275-307
CORTES	149	43	358	182	275-307
MCORTES	148	42	358	181	276-308
FFT	148	42	358	182	300
FWT	148-149	40-41	358-359	180-181	293

표 4.6 각 알고리즘에 따른 심전도 파형의 피이크 에러

Table 4.6 peak value error of ECG wave with various compression algorithms

	NORMAL	R ON T	PVC	C BLOCK	VES RATE
original	73.738	80.934	117.768	56.769	31.481
TP	0.738	0.934	0.768	0.769	0.481
MTP	0.262	1.934	0.232	1.769	1.481
AZTEC	1.738	2.934	1.768	1.769	2.481
CORTES	0.738	0.934	0.768	0.769	2.481
MCORTES	0.262	0.934	0.768	0.769	2.481
FFT	0.768	0.969	0.190	0.671	0.534
FWT	2.892	1.295	0.375	1.102	1.359

표 4.7 각 알고리즘에 따른 평균 압축비, 평균 재생오차, 첨두치오차

Table 4.7 Average compression ratio, APRD and peak error with various compression algorithms

	평균압축비	평균오차	R-PEAK 오차
TP	2 : 1	4.06	0.738
MTP	3 : 1	6.25	1.123
AZTEC	8.9 : 1	12.41	2.125
CORTES	5.5 : 1	6.08	1.138
MCORTES	7.2 : 1	6.56	1.043
FFT	16.3 : 1	5.82	0.626
FWT	7.5 : 1	10.40	1.412

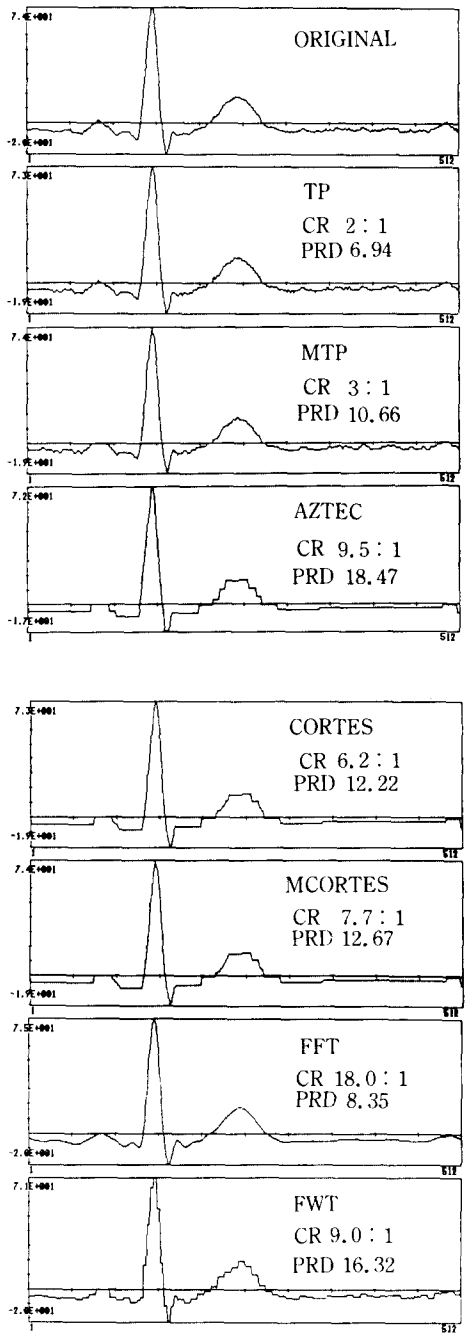

그림 4.3 압축알고리즘에 따른 정상심전도 파형의 재생 파형

Fig. 4.3 Reconstructed normal ECG waveforms with various compression algorithms

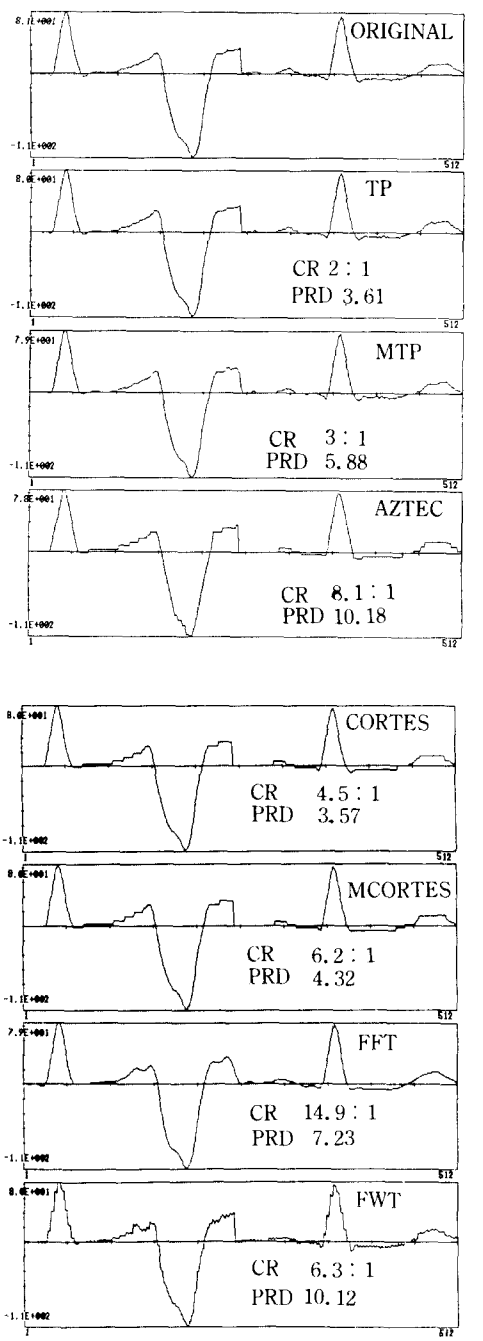

그림 4.4 R on T 파형의 재생 파형

Fig. 4.4 Reconstructed R-on-T waveforms with various compression algorithms

많이 쓰이고 응용 범위가 매우 넓은 FFT를 그대로 적용할 수 있었으며 평균 압축비 16.8 : 1, APRD 5.82%로서 뛰어난 압축비와 재생오차도 TP 알고리즘과 비슷한 수준이었으며 피이크 오차도 TP 알고리즘보다도 적은 0.626이었다. 그러나 변환 방식의 공통적인 문제점인 실시간 처리를 위해서는 하드웨어와 소프트웨어의 병행이 뒤따라야 한다.

5. 결 론

AHA의 추천 기준에 알맞도록 12bit 480Hz로 샘플링한 심전도 파형을 TP, MTP, AZTEC, CORTES, MCORTES등의 직접데이타처리 압축 알고리즘에 적용시켜 비교하였으며 FFT, FWT에 의한 압축 알고리즘을 디지탈 미분필터를 이용하여 임상적으로 중요한 정보를 포함하고 있는 QRS 부분과 나머지 SQ 간격으로 분리, 각각의 압축비를 달리하여 압축함으로써 다음의 결론을 얻었다.

1. FFT 방식에 의한 압축 알고리즘을 심전도 파형에 적용한 결과 QRS 부분에 10 : 1, SQ간격에 20 : 1의 압축이 가능하였으며 평균 압축비는 16.3 : 1 이었다. 이때의 APRD는 5.82% 이었다.

2. FWT의 경우에는 QRS에 4 : 1, SQ간격에 10 : 1의 압축이 가능하였으며 평균 압축비는 7.5 : 1 이었고 이때의 APRD는 10.40%이었다.

3. FFT에 의한 압축 알고리즘은 심전도 파형의 time interval과 morphology분석에 모두 유용하였다. 그리고 노이즈 제거에 큰 효과를 가져오므로 후처리를 하지 않아도 진단에 무리가 없었다. FWT에 의한 압축 알고리즘은 AZTEC 방식과 비교하여 알고리즘이 간단하고 계산속도도 변환방식중에서는 가장 빠르기때문에 압축방식으로서 유용하였다.

4. 기존의 각 알고리즘을 동일한 환경에서 처리하였기 때문에 각 알고리즘의 성능을 정량적으로 비교할 수 있었다.

5. 특히 변환 방식에 의한 압축 알고리즘은 일반적인 압축 알고리즘보다 압축비가 훨씬 높을뿐아니라 재생오차도 적어 압축방식으로 유용하다는 것을 알 수 있으나 연산속도면에서 고려해 볼때 범용 프로세서에 의한 처리는 실시간 처리에 취약점이 있으므로 DSP 프로세서를 이용한 하드웨어의 설계로 실시간 처리의 연구를 진행해야 한다.

참 고 문 헌

1) B. R. Shamkara Reddy, I. S. N. Murthy, "ECG Data compression using fourier descriptors," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-33, pp. 428-434, April. 1986.

2) J. Abenstein, W. J. Tompkins, "A new data reduction algorithm for real time ECG analysis," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-29, pp. 43-48, Jan. 1982.

3) N. Ahmed, P. J. Milne, S. G. Harris, "Electrocardiographic data compression via orthogonal transforms," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-22, pp. 484-492 Nov. 1975.

4) Kuklinski W. S, "Fast walsh transform data compression algorithm : ecg appli.," Med. & Biol. & Comput. Vol. 21, pp. 465-472, 1983.

5) C. J. Marvell and D. L Kirk, "A simple software routine for the reproducible processing of the electrocardiogram," J. Biomed. Eng., Vol. 2, pp. 236-240, 1980.

6) B. G. Lee, "A new algorithm to compute the discrete cosine transform", IEEE Trans. Acoustics, speech, and signal pro., Vol. Assp-32, No. 6, pp. 1243-1245, 1984.

7) 이경중, 윤형로, 이명호, "왈쉬변환을 이용한 심전도 데이타 압축및 재생", 의공학회지, Vol. 7, No. 1 pp. 67-73, 1986.