



# 심전도 데이터 압축 기법

신 재 호

(동국대 공대 전자공학과 교수)

## 1. 서 론

심장질환은 다른 병과 달리 생명에 위급한 상황을 초래하는 경우가 많은데, 심장이 수축함에 따라 심장근육에 생기는 전기현상을 기록한 심전도(electrocardiogram: ECG)는 심장계통 질환의 진단에 필수적으로 이용되고 있는 정보이다. 그러나 단시간 측정으로 진단이 가능한 심장질환도 있지만, 24시간 이상 장시간 측정하지 않으면 정확한 진단이 불가능한 질환도 있다고 한다. 장시간 측정을 위해서 소형 휴대용 심전도 기록장치가 이용되고 있는데, 현재까지 널리 보급되어 이용되고 있는 Holter monitoring system[1]은 자기테이프에 아날로그 파형으로 저장하기 때문에 재생시에도 기록한 만큼의 시간이 소요되며, 자기테이프의 기록/재생 주파수특성으로 인해 재생파형의 충실성이 좋지 못하고, 기계적 작동으로 인한 잡음이 부가되는 것이 문제점이다. 자기테이프 기억장치를 반도체 메모리로 대체하는 방법을 생각할 수 있으나, 심전도 파형을 정확하게 디지털 데이터화하는 데에는 방대한 용량이 소요된다. 대용량의 메모리는 휴대장치의 소형경량화와 저전력화에 어려움을 주고, 가격면에서도 저가격화가 어려워진다[2]. 또한 장기적으로 환자를 관리하기 위한 심전도 데이터베이스를 구축할 경우, 저장용량의 문제 뿐 아니라, 이상유무 판별시 기존 데이터와의 비교/평가 회수가 많아짐으로써 판별시간이 길어진다. 이러한 심전도 측정/감시/기록 장치의 성능향상을 위해서, 심전도 데이터를 압축할 필요성이 대두된다.

또한 장시간 심전도를 측정할 경우, 저장매체의 용량뿐 아니라 공중전송선로나 이동통신을 이용한 원격 진단시스템에서 한정용량의 전송로를 통하여 전과정(Acquisition, Compression, Coding, Transmission, Reception, Decoding, Reconstruction)을 실시간 처리하기 위해서도 심전도 데이터의 압축이 요구되고 있다[3].

일반적으로 데이터 압축에는 필연적으로 복원신호에 왜곡을 수반하는데, 음성, 영상신호 등에서의 왜곡은 단순히 음질, 화질저하로 그치지만, 심전도 신호의 왜곡은 오진을 야기시켜 인간 생명에 위협을 줄 수도 있다. 결국 심전도 압축 기법은

왜곡을 최소화하는 것은 당연하면서 진료상 주요 특징점들을 보존하는 것이 요구사항이 된다. 일단 하드웨어 구현 복잡도가 타당한 범위내에, 의학적으로 허용할 수 있는 복원신호의 질을 유지하면서 될 수 있는 한 많은 비트수를 감축하는 것이 심전도 데이터 압축의 목적이다. 즉 심전도 압축 알고리즘의 필요조건은 다음 네가지로 쓸 수 있다.

- ① 고 압축률을 얻을 수 있을 것.
- ② 심전도 파형에 의한 압축률의 변동이 적을 것.
- ③ 복원 파형의 충실도가 보장될 것.
- ④ 실시간 처리가 가능할 것.

지금까지 연구되어 온 데이터 압축기법은 크게 직접기법과 변환기법 그리고 파라미터추출기법으로 나뉘는데[4], 직접기법은 실제 신호를 직접 분석하여 중복성(redundancy)을 검출하고 제거하는 것이며, 변환기법은 중복성을 검출하기 위하여 스펙트럼분석이나 에너지분포 해석을 주로 이용한다. 한편 파라미터추출기법은 특징점이나 특수 파라미터만을 추출하는 것인데, 불가역적인 압축기법이기에 때문에 심전도 압축에는 이용되지 않는다. 심전도 압축에 이용되는 직접압축기법에는 DPCM, 엔트로피부호화, AZTEC, TP, CORTES, Fan, SAPA, peak-picking, cycle-to-cycle 기법 등이 있고, 변환기법에는 Fourier변환(FT), Walsh변환(WT), Karhunen-Loeve변환(KLT) 기법 등이 있다. 최근에는 웨이브렛 변환을 이용한 심전도 데이터 압축기법이 연구되고 있는데, 다중해상도 해석(multiresolution analysis)에 적절하고 하드웨어 실현(implementation)에 이점이 있다는 웨이브렛 변환의 특성을 이용하고 있다.

심전도 데이터 압축에 관한 연구는 참고문헌에서 보는 바와 같이 선진외국에서는 꾸준히 이루어져 왔지만, 국내에서는 활발하지 못하다. 경미한 심장질환자들이 항상 병원내에 입원하여 간혀있지 않고 자유롭게 사회활동을 할 수 있도록 무선 이동통신을 통한 원격 진단시스템도 연구되고 있으며, 적어도 위급한 상황은 자동 판별하여 경고(warning)해 주고 즉시 의료혜택을 받을 수 있게 해 주는 것도 연구대상이 되고 있다 [1]. 국가가 발전해 나가면서 경제규모에 비례하게 의료기술도 발달하게 되고 국민들의 건강에 관한 관심도 높아지는데,

특히 식생활의 서구화에 의해 심장질환자가 급증하고 있는 시점에, 심장질환자들의 치료와 구명차원에서 판단하건데, 이러한 분야 연구의 필요성이 있다고 본다.

## 2. 심전도 신호[16]

1903년 네덜란드의 Einthoven은, 심근이 흥분하면 수축이 오기 직전에 활동전압이 형성된다는 것을 알아 내고, 이 때 형성된 활동전압을 심장에서부터 먼 부위에 있는 신체표면에서 기록하는 심전도를 착안했다. 즉 심근이 수축할 때 막전위가 활동전위로 변하는데 피부의 표면에 전극을 붙여 전위를 측정하여 파형으로 그린 것이 바로 심전도이다.

심전도 측정은 전극을 정해진 위치에 접촉하고, 이들을 여러 가지로 조합해서 12종의 서로 다른 파형을 기록용지에 그릴 수 있다. 일반적으로, 앞면에서 심장을 바라본 3가지 표준 사지유도(standard limb leads)와 3가지 증폭사지유도(augmented limb leads), 그리고 수평단면에서 바라 본 6개의 흉부유도(chest leads)가 이용된다. 양극유도는 심장에서부터 멀리 떨어진 두 부위에서의 전위차를 측정하는 것이므로 그 측정치가 매우 작는데, 이를 보완하기 위해서 단극유도를 이용한다[17].

- ① 표준사지유도 : 양극유도(bipolar leads)라고도 하며, 이는 전극을 좌우 손목과 좌측 발목의 세지점(I, II, III)에 부착시킨 후, 각 전극 사이의 전위차를 측정하는 것이다.
- ② 증폭사지유도 : 단극유도(unipolar leads)라고도 하며, 표준유도와 같은 위치에 전극을 부착시킨 후, 측정하려는 특정부위와 나머지 두 부위를 합한 것을 기준 전극으로 하여 전위차를 측정하는 것으로써, aVR, aVL, aVF 세 가지가 있다.
- ③ 흉부유도 : 이것도 단극유도인데, 좌우 손목 및 좌측 발목을 기준전극으로하여 흉부의 여러 부위와 전위차를 측정하는 것으로써, V<sub>1</sub>, V<sub>2</sub>, V<sub>3</sub>, V<sub>4</sub>, V<sub>5</sub>, V<sub>6</sub>가 있다.

이상과 같은 12가지의 표준유도로서 심장의 전기적 활동에 대한 정보를 얻어, 조직이나 기관의 활동으로 나타나는 전기

현상을 신체표면에서 기록분석함으로써 심장의 이상여부를 판정한다.

심전도 파형에는 순차적으로 P, Q, R, S, T 등의 이름이 붙여져 있으며, 심방 및 심실의 흥분(탈분극)과 회복(재분극)에 의하여 생성된다. 정상인의 심전도 모양과 명칭은 다음과 같다.

- ① P파(wave)는 심방의 탈분극 때 나타나며, 약 0.08초간 지속된다.
- ② PR간격(intreval)은 방실결절을 통해서 심방에서 심실로 활동전압이 전도되는 기간에 나타나며, 약 0.12~0.20초간 지속된다.
- ③ QRS군(complex)은 심실에서 활동전압이 발생함으로써 생긴 파형이며, 약 0.08~0.1초간 지속된다.
- ④ ST절편(segment)은 심실의 탈분극 때 나타나며, 약 0.08초간 지속된다.
- ⑤ QT간격은 심실의 탈분극이 시작할 때부터 재분극이 시작될 때까지 나타나며, 약 0.4초간 지속된다.
- ⑥ T파는 심실의 재분극(탈분극한 심실근이 다시 분극상태로 회복되는 과정)때 나타나며, 약 0.16초간 지속된다.
- ⑦ U파는 T파 뒤에 가끔 나타난다.

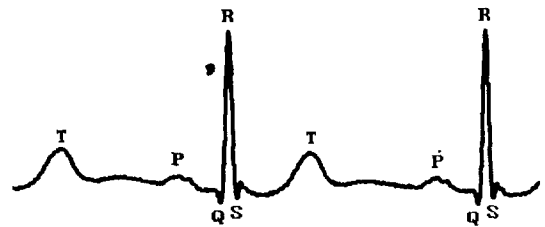


그림 2. 심전도 파형

심전도의 각 파의 모양이나 간격 등은 심근에 이상이 있을 경우, 즉 활동전압의 발생과 전도에 이상이 있거나, 재분극 과정에 이상이 있을 경우에 예민하게 변화한다. 그러므로, 심전도는 심장비대 경향의 여부, 관상동맥경화에 의한 심장의 혈액공급부족의 여부, 심근경색의 여부, 심장동맥경화에 의한 부정맥의 유무 등의 심장질환의 진단에 이용된다.

## 3. 심전도 데이터 압축

압축기법의 목적은 데이터의 양을 최대한 줄이면서, 복원된 심전도신호에서 진료상 필수적인 특징점 부분을 보존하는데 있다. 개념적으로 보면, 데이터 압축은 주어진 데이터에서 중복성을 검출한 후 이를 제거하는 것이다. Shannon은 중복성을 “불필요하고 반복적이면서 그것이 없어도 본질적으로 완전하거나 적어도 완전해 질 수 있는 데이터의 작은 부분”이라고 정의했다[4]. 디지털 신호에서 중복성은 통계적으로 인접 표본치들이 서로 종속적이거나, 양자화된 크기가 동일한

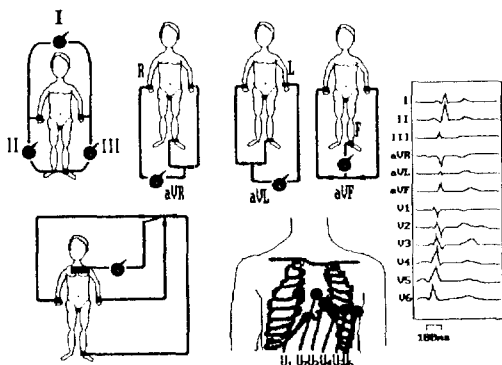


그림 1. 각종 표준 유도법

확률로 발생하지 않을 때 생긴다. 심전도를 더욱 더 많이 압축하기 위해서, 그 신호의 통계적 특성을 이용하기도 한다. 심전도 압축시 고려되어야 할 요소들에는, 대역폭, 표본주파수, 원 데이터의 정밀도, 압축 파라미터의 워드길이, 허용 오차한계, 데이터베이스 크기, 잡음준위, 하드웨어 실현용이도 등이 있고, 처리시간도 중요한 요소이지만 현재의 회로기술로는 항상 실시간 처리가 가능하므로 문제가 되지 않는다.

복원 파형의 충실도는 전문의사들이 직관적으로 판단하는 것이 중요하지만, 대부분은 PRD(percent rms difference)라는 비교척도를 사용하는데, 산출하는 식은 다음과 같다.

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum [x - \hat{x}]^2}{\sum x^2}} \times 100 (\%) \quad (1)$$

### 3.1 직접 압축 기법

직접압축기법에는 부호화 등의 방법으로 신호내에 존재하는 중복성을 감소시킴으로써 본래의 정보량 자체를 변화시키지 않는 일종의 엔트로피 부호화기법인 Huffman 부호화, 가변 길이 부호화 등이 있고, 어느 정도의 허용오차 범위를 설정하여 원 파형을 그 허용범위 내에서 근사시켜 적은 데이터 양으로 표현하는 AZTEC, TP, CORTES, FAN, SAPA 등과 같은 알고리즘이 있다.

대부분의 심전도 직접압축기법은 예측 및 보간 알고리즘을 사용하며, 연속되는 표본값들을 조사함으로써 중복성을 줄여나가는 것이다. 예측 알고리즘은 과거의 표본값들만 참조하지만, 보간 알고리즘은 과거 뿐 아니고 미래의 표본치들에 대한 사전지식이 필요하다.

여기서는 직접압축기법중 대표적인 AZTEC, TP, CORTES, Fan/SAPA 등에 대해 기술한다.

#### 3.1.1. AZTEC 알고리즘

AZTEC(amplitude time zone epoch coding)알고리즘[5]은 본래 Cox 등이 심박(rhythm)분석을 하기 위한 실시간 심전도 전처리용으로 개발했다. 이 기법은 현재 보편적인 심전도(12비트 정밀도, 500Hz 표본화) 모니터시스템이나 데이터베이스에서 10:1 압축 알고리즘으로 쓰인다.

AZTEC 알고리즘에서는 원 표본치들을 평탄선(plateau : 수평선)과 기울기로 변환하는 것이다. AZTEC 평탄선은 그림 3에서 보는 것과 같은 0차보간기(zero-order interpolator : ZOI)를 사용해서 만들며, 각 평탄선에 대해 크기(amplitude)와 길이(하나의 선과 허용오차  $\epsilon$  내에서 보간될 수 있는 표본점 수)를 저장한다. 평탄선을 구성하는 표본점 수가 셋 이하일 때는 기울기로 표시하며, 셋이상의 표본치가 평탄선을 만들 때마다 직전의 기울기가 저장된다. 기울기에 대해서는 존속기간(duration)(기울기의 표본점 수)과 양각(elevation)(최종 표본치)을 저장한다. 신호를 복원할 때는 AZTEC 평탄선과 기울기를 이산 데이터열로 바꾼다.

AZTEC 알고리즘은 데이터 압축률이 큰 반면 계단파형태

양자화로 인한 불연속성 때문에, 복원파형의 충실도가 좋지 않다. 이러한 불연속성은 대개 평활화(smoothing) 필터를 사용해서 줄일 수 있지만, 평탄하거나 기울기가 큰 부분보다 기울기가 작은 부분에서 왜곡이 생긴다는 단점이 있다.

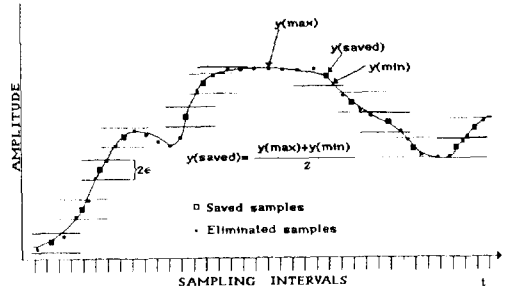


그림 3. 0차 보간기의 동작

1		4		7	
2		5		8	
3		6		9	

Pattern	$s1 = \text{sign}(X_1 - X_0)$	$s2 = \text{sign}(X_2 - X_1)$	NOT(s1)OR(s1+s2)	Saved sample
1	+1	-1	1	$X_2$
2	+1	-1	0	$X_1$
3	+1	0	1	$X_2$
4	-1	+1	0	$X_1$
5	-1	-1	1	$X_2$
6	-1	0	1	$X_2$
7	0	+1	1	$X_2$
8	0	-1	1	$X_2$
9	0	0	1	$X_2$

그림 4. TP 알고리즘

#### 3.1.2. TP 알고리즘

TP(turning point) 알고리즘[4]은 크기가 큰 QRS의 양각을 감소시키지 않고 200Hz의 표본주파수를 100Hz로 줄일 목적으로 개발되었다.

그림 4에서 보는 바와 같이 이 알고리즘에서는 한 번에 세 개씩의 표본점( $X_0, X_1, X_2$ )을 처리하며, 첫째점을 기준으로 하고 둘째  $X_1$ 이나 셋째  $X_2$  중에 하나는 저장시킨다. 이 기법에서는 어떤 점이 원 데이터 세점의 기울기를 유지하느냐를 결정하며, 압축률은 항상 2:1이고, 복원시 약간의 왜곡이 생기지만 파형은 원신호와 거의 유사하여 AZTEC에 비해 PRD를 낮출 수 있다. TP 알고리즘의 가장 큰 단점은 저장값들이 시간영역에서 등간격이 아니라는 것이다.

3.1.3. CORTES 알고리즘

CORTES(coordinate reduction time encoding system)알고리즘[6]은 AZTEC과 TP 알고리즘을 혼합한 것으로서, 심전도 신호의 고주파 영역(QRS complex)에서는 TP알고리즘을, 저주파(isoelectric)영역에서는 AZTEC 알고리즘을 사용한다. 입력 신호에 대해 AZTEC과 TP 처리를 동시에 적용하여, AZTEC 평탄선이 구성될 때, 이 평탄선의 길이로써 AZTEC 또는 TP 데이터의 저장여부를 결정한다. 만약 이 평탄선이 경험적인 임계치보다 길면 AZTEC 평탄선을 저장하고, 짧으면 TP 데이터를 저장하며, 기울기가 변하지 않으면 AZTEC 평탄선들만 생긴다.

CORTES에서는 AZTEC 평탄선들은 이산화시키고, 각 TP 데이터 쌍 사이에는 보간법을 사용해서 복원하며, 복원된 CORTES 신호의 AZTEC 부분에 평활화로서 왜곡을 줄인다.

3.1.4. Fan / SAPA 알고리즘

Fan 알고리즘[4]에서는 직전에 전송된 표본치와 현재점 사이의 모든 데이터들을 저장할 필요가 없이 1차보간기(FOI-2DF) 기법을 이용하여 선형근사시킨 것으로서, 시점과 종점 사이에서 가장 긴 선을 그어, 중간의 모든 값들을 허용오차 범위내에 들게 한다.

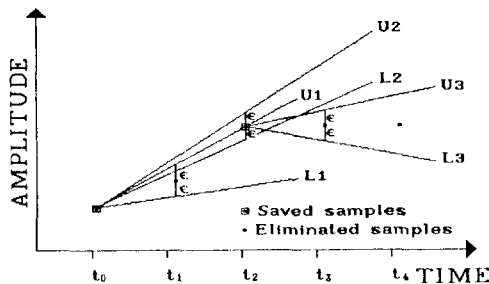


그림 5. Fan 알고리즘

그림 5는 Fan 기법에 대한 설명이다. Fan 알고리즘은 일단 첫점( $t_0$ )을 비중복(영구)으로 결정하여 원점의 기능을 하게 함으로써 시작한다. 원점과 다음 표본치 사이에 허용 임계치 ( $\pm \epsilon$ )로써 두 개의 사선(U1, L1)을 긋는다. 만약 세 번째 점 ( $t_2$ )이 두 사선 안에 있다면, 원점과 세 번째를 기준으로  $\epsilon$ 으로써 새로운 사선들(U2, L2)이 산출된다. 새로운 사선들 (U2, L2)과 앞서 저장한 사선들(U1, L1)을 비교하여, 최대 수렴 사선들만 남긴다(U1, L2). 또 그 다음 표본치들과 최대 수렴사선들을 비교하면서 이 과정을 반복하며, 표본치가 수렴사선 바깥에 있을 때마다 바로 다음에 오는 표본치를 영구 표본치(permanent sample)로 저장한다. 여기서 얻은 영구표본치를 새로운 시점으로 하고 이 과정을 반복한다.

시작점에서 이후 표본치까지 사선들을 그려보면, fan이라는 이름에 걸맞게 방사형을 이루며, 복원시에는 영구 표본치들을 직선으로 연결한다. Fan 기법에서는 임의의 두 영구 표본점

을 연결하는 선과, 그 선을 따르는 임의의 중복 표본치사이의 오차가, 기설정 허용오차( $\epsilon$ )의 크기보다 작거나 같다는 것을 보장한다.

Ishijima[7] 등은 격은 선 근사기법에 근거하여 심전도 신호를 표현하기 위해, 세 가지 SAPA(scan along polygonal approximation)알고리즘을 제시했으며, 그중 SAPA-2 알고리즘이 최고의 성능을 나타냈다. 이 알고리즘에서는 이론적으로, 격은 선들(근사 신호)과 원 신호간의 편차(deviation)가 결코 기설정 허용오차( $\epsilon$ ) 보다는 작다고 본다. Fan 알고리즘에서는 두개의 사선을 계산하는 반면에, SAPA-2 알고리즘에서는 원시 표본치와 실제의 미래 표본치 사이에서 세번째 사선을 산출한다. 중앙 사선값이 두 개의 수렴사선 밖에 있을 때마다, 직전의 표본점을 영구(permanent) 표본점으로 간주한다. 즉 표본치의 영구 혹은 중복(redundant) 여부를 판별하기 위해, Fan 알고리즘에서 실제 표본치들을 판별기준으로 이용하던 것과는 달리, SAPA-2 알고리즘에서는 중앙 사선을 이용한다.

3.2 변환 압축 기법

직접 압축 기법과는 달리, 대부분의 변환 압축 기법은 VCG나 다중유도(multilead) 심전도 압축에 널리 사용되어 왔다. 일반적으로, 변환기법은 선형직교변환을 이용해 입력신호를 전처리하고, 변환된 출력(전개 계수)을 부호화하는 것으로서, 원신호를 정확하게 표현하는데 필요한 데이터양을 줄인다. 급수전개기법으로 산출된 변환계수의 집합으로 주어진 데이터열을 효과적으로 부호화하는 것이 기본 원리이며, 신호를 복원할 때는 일정한 오차내에 원신호를 찾도록 역변환한다.

KLT[8], FT[9], CT(Cosine 변환), WT[10], HT(Haar 변환) 등과 같이 디지털 신호를 표현하기 위해 여러 가지 이산 직교 변환기술이 사용되어 왔다. KLT는 주어진 rms 오차로 입력신호를 표현하는데 필요한 최소의 정규직교(orthonormal)함수의 최소 수를 의미하기 때문에 최적변환이라고 할 수 있다. 뿐만 아니라 KLT는 비상관 변환계수(대각 공분산 행렬)가 되고, 다른 변환과 비교해서 엔트로피를 최소화한다. 하지만, KLT 기저벡터(함수)를 계산하는데 시간이 너무 많이 걸린다. 이것은 KLT 기저벡터로 원 데이터의 공분산행렬의 고유치와 대응하는 고유벡터를 결정하는 것에 기초를 둔다는 사실 때문이다. KLT의 처리시간이 길기 때문에 고속 알고리즘(즉, FT, WT, CT, HT 등)을 이용한 준최적 변환을 이용하게 되었다. KLT와는 달리 위와 같은 준최적 변환에 필요한 기본 벡터들은 입력에 독립이다. 예를 들어, FT는 기본 주파수와 이것의 정수배의 sine값과 cosine값만을 기저 벡터로 하는 반면에, WT는 여러 가지 방형파들을 기저 벡터로 한다. 이러한 준최적 변환들의 성능은 대개 KLT 성능 보다는 좋지 않음을 주목해야 한다.

FT, 정규직교 지수변환, KLT 등을 사용한 심전도 압축기법이 많이 발표되었는데, 그중에서 다중유도 심전도의 경우 KLT가 최고의 압축률을 나타내었다.

P파 및 QRST 부분으로 나뉘는 벡터유도 심전도(Frank 좌

표계에서 VCG의 X, Y, Z 유도)에 KLT를 적용하면 압축률이 12:1이 된다. 첫째 심전도에 부가될 수도 있는 호흡작용의 영향을 줄이기 위해 KLT기법이 적용되면 3×3 행렬의 해를 산출할 필요가 있고, 둘째 KLT진개(150×150 행렬의 해가 필요)를 적용하여 정해진 수의 고유치와 대응하는 고유벡터를 보존함으로써 심전도를 압축하는데 응용된다. 250Hz 표본화된 심전도 신호의 경우, KLT 계수들을 20개(유도 수가 세 개일 경우 60개)만 사용해서 복원할 수 있다.

### 3.3 웨이브렛 변환의 이용[11,12,13,14,15]

이산 2진 웨이브렛 변환은 기본 웨이브렛 함수  $\phi(x)$ 의 2의 멱승의 스케일 변환에 의해 얻을 수 있는 함수계

$$\phi_i(x) = 2^{-i} \phi(2^{-i}x) \quad (2)$$

와信號의內積

$$w_i(n) = \langle \phi_i(x-n), f(x) \rangle \quad (3)$$

에 의해 얻을 수 있다.  $\phi(x)$ 의 Fourier변환  $\Psi(\omega)$ 에 대해서

$$|\Phi(\omega)|^2 = \sum_{i=1}^{\infty} |\Psi_i(\omega)|^2 \quad (4)$$

을 만족하는 스케일링 함수  $\phi(x)$ 를 정의한다. 또 신호  $f(x)$ 를 2'으로 스케일 변환하면서, 컨볼루션하여 얻은 平滑信號를 標本化한 離散時間信號를  $S_i(n)$ 으로 정의한다. 이산시간 신호  $S_0(n)$ 은 M옥타브 이산 2진 웨이브렛 변환  $\{W_i(n)|1 \leq i \leq M\}$ 과 이산시간 신호  $S_M(n)$ 에 의해 복원할 수 있다. 또 이산 2진 웨이브렛 변환  $w_i(n)$ 은 이산시간 신호  $S_i(n)$ 으로부터

$$\Phi(2\omega) = H(\omega) \Phi(\omega) \quad (5a)$$

$$\Psi(2\omega) = G(\omega) \Phi(\omega) \quad (5b)$$

$$|G(\omega)|^2 + |H(\omega)|^2 = 1 \quad (5c)$$

의 관계를 만족하는 高域通過 필터  $G(\omega)$ 와 低域通過 필터  $H(\omega)$ 에 의해 이산시간 시스템으로 계산할 수 있다.

웨이브렛 極值 表現에서는 이산 2진 웨이브렛 변환의 극치와 平滑화 信號로써 원 신호를 표현한다. 영상에의 응용에서는 平滑화 함수의 1차 도함수를 웨이브렛 기저함수로 하여, 웨이브렛 변환의 극치에 의하여 윤곽선(edge)을 검출하기도 한다. 이것에 비하여 심전도 파형에 대해서는 원신호의 피크에서 원신호의 2차 도함수가 극치를 갖기 때문에, 平滑화 함수의 2차 도함수를 기저함수로 이용한 웨이브렛 변환의 극치로써 피크를 표현한다.

웨이브렛 극치표현으로부터 원신호를 복원하는 것은 다음의 두함수  $\Gamma$ (주어진 극치 표현과 같은 극치를 갖는 함수공간),  $V$ (모든 신호의 웨이브렛 변환의 공간)를 정의하고, 그림

6에서 보는 바와 같이 초기함수를  $\Gamma$ 에서  $V$ 로 직교투영과  $V$ 에서  $\Gamma$ 로 비확대 투영을 교대로 반복하는 것으로 실현한다.

$\Gamma$ 에서  $V$ 로의 직교투영은 웨이브렛 역변환, 순변환에 의해 얻고,  $V$ 에서  $\Gamma$ 로의 비확대투영은 각 극치 사이에는 한점이 하의 극치를 갖는다는 성질을 만족하도록 함수를 수정하는 것으로 실현된다.  $\Gamma$ 가 볼록(convex) 폐공간이기 때문에, 투영을 반복함으로써 공통집합들의 하나에 수렴하게 된다. 두 개의 함수공간의 공통집합에서는 어떠한 요소도 원신호 웨이브렛 변환에 가까운 것이 되기 때문에, 얻어진 해를 웨이브렛 역변환하는 것으로 원신호를 복원할 수 있다.

심전도 데이터 압축기법으로 웨이브렛을 이용하는 방법이 여러 가지 발표되고 있는데, 여기서는 웨이브렛 극치표현법을 기술한다[13, 14, 15]. 심전도 파형의 웨이브렛 극치 표현을 하면, PQRST파의 피크 및 개시, 종료 시각에서 극치가 발생하는데, 예리한 피크를 갖는 QRS파에서는 큰 스케일에서 부터 작은 스케일까지 극치가 발생하지만, 완만한 변화를 갖는 P파나 T파에서는 스케일의 감소에 따라 급속히 극치의 진폭이 감소하는 성질이 있다.

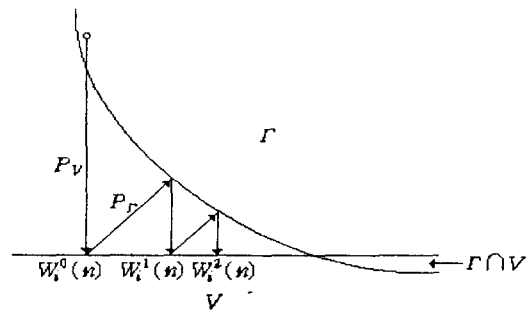


그림 6. 두개의 볼록공간상에서의 투영

신호의 웨이브렛 극치 표현에서는 각 스케일마다 극치  $w_i(m_i, k)$ 와 이산 平滑화신호  $S_M(n)$ 을 얻을 수 있다. 이 離散 平滑化信號  $S_M(n)$ 도 각 스케일의 극치와 마찬가지로 부등간격으로 標本化하여 정보압축을 행한다. 이산 平滑化 信號는 원 신호의 극치를 기록하고 볼록투영의 과정으로 복원한다.

SAPA와 같은 직접압축기법의 경우는 각 파의 개시시각을 알 수가 없거나, 피크의 위치가 벗어날 수 있지만, 웨이브렛 극치 표현의 경우 이러한 것들을 정확히 보존할 수 있다. 이것은 웨이브렛 극치표현이 파형의 피크 위치에서 반드시 標本化하기 때문이다.

## 4. 검토 및 결론

직접 데이터 압축기법은 하드웨어 구현이 쉽기 때문에, 심전도 데이터 압축에 폭넓게 사용되고 있으나, 변환기법에 관한 연구는 아직까지 제한적으로 이루어지고 있는게 사실이다. 이러한 까닭은 무엇보다도 계산량이 많기 때문이며, 때로는

압축률이 낮기 때문이다. 하지만 이러한 연구결과는 VLSI 설계기법과 같은 최첨단 하드웨어 기술을 이용하지 않은 것이기 때문에, 만약 이 기술을 사용한다면 변환기법도 실시간 처리가 가능해질 것이다.

전술한 바대로, 각 압축기법을 압축률로만 비교한다는 것은 불합리하다. 사실 이런 기법들의 압축률 산출은 원 데이터 표본수의 압축파라미터를 비교하는데 바탕을 둔 것이었다. 많은 파라미터 중에서 입력 심전도 데이터의 표본화율(sampling rate)과 정밀도, 그리고 압축률에 직접적으로 영향을 주는 출력의 워드길이는 고려하지 않았다. 표 1에서는 압축률(CR), 표본주파수(SF)와 A/D 정밀도, PRD, 심전도 파형 검출 조건, 그리고 여러 부연설명을 곁들여 심전도 데이터 압축기법들을 요약했다. 여기에 나열된 표본화율과 정밀도는 기법들의 비교 기준으로 제시된 것이다. 예를 들어, AZTEC은 500Hz로 표본화된 경우 압축률이 10:1이 되지만, 200Hz로 표본화된 경우는 압축률이 5:1 정도로 나빠진다는 연구결과도 나와있다.

합리적으로 심전도 압축기법을 비교하기 위해서는, 하나의 심전도 집합만을 공통으로 사용해서 처리해야 하며, 공통된 성능평가 기준을 적용해야 한다. 평가기준으로 자주 쓰이는 PRD는 실용적 가치가 없다. 압축기법의 성능비교에 원 파형과 복원파형의 rms 차를 이용하는 것이 통상적이지만, 그것은 심전도 파형의 임상적인 특징점 보존 여부를 판단하는데

쓰일 수 없다. 즉 압축 알고리즘에 부합되도록 표본주파수, 정밀도 및 잡음준위가 선택되지는 않겠지만, 보존되어야 할 심전도 파형정보에 부합되도록 선택되어야 한다.

다른 의공학분야와 마찬가지로 현재로서는 여러 가지 심전도 데이터 압축기법의 직접적인 비교는 불가능하고, 성능평가 기준의 표본화가 이루어지기 전까지는 어렵다. 신뢰할 수 있는 진료를 보장하는데 필요한 최소의 필수 정보를 보존할 수 있는 허용 오차범위내에서 데이터베이스, 양자화, 표본화, 기타 여러 가지 파라미터들이 이러한 표준화에 포함되어야 한다. 연구팀과 임상팀이 공동으로 압축기법연구와 임상실험에 대한 표준을 설정할 때까지는 막대한 비용, 시간을 비효율적으로 허비하게 될 것이다. 표준화를 이룬다면 다음과 같은 이득이 돌아올 것이다.

- ① 기존 압축기법을 비교함으로써 최적의 기법을 선택할 수 있다.
- ② 다방면으로 분산된 연구인력과 기술적 자원을 집중화 시킨다.
- ③ 의료장비 생산자에 대해서는 목표설정이 용이하게 되고, 판매자나 구매자에 대해서는 객관적 비교가 용이하게 된다.
- ④ 의공학계 연구나 의료장비 생산분야의 독점을 막아서 일관성 있고 보증된 기법으로 최적의 값싼 결과를 도출하여 더 나은 건강관리를 가능하게 한다.

표 1. 심전도 데이터 압축 기법들의 비교

Method	CR (%)	SR(Hz) Precision(Bits)	PRD(%)	Wave — Recognition	Comments
AZTEC	10.0	500 12	28.0	Implied	Poor P and T Fidelity
TP	2.0	200 12	5.3	No	Sensitive to SF
CORTES	4.8	200 12	7.0	Implied	Sensitive to SF, Poor P Fidelity
Enz / SAPA	3.0	250 —	4.0	No	High Fidelity
Entropy Coding of second-difference ECGs	2.8	250 10	—	No	Susceptible to Transmission errors
Peak-Picking(Spline) with Entropy Encoding	10.0	500 8	14.0	Implied	Limited Results
DPCM — Delta Coding with Threshold	4.0	300 8	—	No	Sensitive to SF, Poor P Fidelity, (X, Y, Z) Leads
DPCM — Linear Prediction	2.5	250 12	—	No	High Fidelity
DPCM — Linear Predict, Interpl. & Entropy Coding	7.8	500 8	3.5	No	Sensitive to SF and Quantization
Orthogonal Transforms, CT, KLT, IET	3.0	250 —	—	Yes	Lead-I
Dual application of K-L Transformation	12.0	250 12	—	Yes	(X, Y, Z) Leads
Fourier Descriptors	7.4	250 12	7.0	Yes	(X, Y) Leads
Wavelet Transform (Maxima representation)	13	360 11	8.2	Yes	High Fidelity

참 고 문 헌

[1] Y. Nagasaka, et al., "Data compression of long time ECG recording using BP and PCA neural networks," IEICE Trans., vol. E76-D, no.12, Dec. 1993.

[2] K.Takahashi, "Real-time data compression for digital recording of longtime electrocardiogram," IEICE Trans., vol. J75-D-II, no. 8, Aug. 1992.

[3] S.Tsuda, et al., "Efficient application of coding technique for data compression for ECG," IEICE Trans., vol. E76-D, no. 12, Dec. 1993.

[4] S. Jaladdaine, et al., "ECG data compression techniques - a unified approach," IEEE Trans. Biomed. vol. 37, no. 4, pp. 329-343, 1990.

[5] J.R.Cox, et al., "AZTEC, a preprocessing program for real-time ECG rhythm analyses," IEEE Trans. Biomed., vol. 15, pp. 128-129, Apr. 1968.

[6] J.P. Abernstein, et al., "A new data reduction algorithm for real-time ECG analysis," IEEE Trans. Biomed., vol. 29, no. 1, pp. 43-48, Jan. 1982.

[7] M. Ishijima, et al., "Scan-along polygonal approximation for data compression of electro- cardiograms," IEEE Trans. Biomed., vol. 30, no. 11, pp. 723-729, Nov. 1983.

[8] W. Philips, et al., "Data compression of ECG's high-degree polynomial approximation," IEEE Trans. Biomed., vol. 39, no. 4, pp. 330-337, Apr. 1992.

[9] B.R.S. Reddy, et al., "ECG data compression using Fourier descriptors," IEEE Trans. Biomed., vol. 33, no. 4, pp. 428-434, Apr. 1986.

[10] W. S. Kuklinski, "Fast Walsh transform data compression algorithm: ECG applications," Med.Bio. Eng. & Comput., vol. 21, no. 4, pp. 465-472, Jul. 1983.

[11] J. Chen, et al., "ECG data compression by using wavelet transform," IEICE Trans., vol. E76-D, no. 12, Dec. 1993.

[12] Nakashizuka, et al., "ECG data compression by wavelet zero-crossing representation," IEICE 8th DSP symposium, pp. 369-376, Oct. 1993.

[13] Nakashizuka, et al., "ECG data compression by multiscale peak analysis," IEEE ICASSP '95, pp. 1105-1108, May. 1995.

[14] Nakashizuka, et al., "ECG compression by multiscale peak analysis," IEICE Trans. 1996. (to be published).

[15] 申 幸浩, 菊池久和, "ECG data compression by wavelet maxima representation," 東國大學校 産業技術論文集 제 6집, 1995년 12월.

[16] W.J.Tompkins, Biomedical Digital Signal Processing, Prentice-Hall, 1993.

[17] 김 형목(역), 심전도 해설, 고려의학, 1993.

저 자 소 개



신재호(申宰浩)

1952년 8월 29일생. 1979년 서울대 공대 전자공학과 졸업. 1982년 서울대 대학원 졸업(석사). 1987년 서울대 대학원 졸업(공학박). 1983년-88년 명지대 공대 전자공학과 조교수. 1992년-93년 일본 니이가타대학 객원연구원. 1988년-현재 동국대 공대 전자공학과 교수.