

## 최대 및 최소 기울기 갱신에 의한 ECG 압축 알고리즘을 이용한 실시간 3채널 전송시스템 구현

조진호·김명남·원철호·진경찬·강민수

=Abstract=

### Implementation of Real Time 3 channel Transmission System Using ECG Data Compression Algorithm by Max-Min Slope Update

Jin-Ho Cho, Myoung-Nam Kim, Chul-Ho Won, Kyung-Chan Jin, and Min-Soo Kang

An ECG data compression algorithm using max-min slope update is proposed and a real time 3 channel ECG transmission system is implemented using the proposed algorithm. In order to effectively compress ECG data, we compare a threshold value with the max-min slope difference (MMSD) which is updated at each sample values. If this MMSD value is smaller than the threshold value, then the data is compressed. Conversely, when the MMSD value is larger than threshold value, the data is transmitted after storing the value and the length between the data which is beyond previous threshold level. As a result, it can accurately compress both the region of QRS, P, and T wave that has fast-changing and the region of the base line that slope is changing slow. Therefore, it is possible to enhance the compression rate and the percent rms difference. In addition, because of the simplicity, this algorithm is more suitable for real-time implementation.

**Key words** : ECG data compression, Max-Min slope update, Real time ECG transmission system

## 서 론

일반전화회선을 통하여 최근 외딴 무의촌 지역의 심장병 질환 환자나 장기간 모니터링이 필요한 심장병 환자를 진단할 수 있는 심전도(electrocardiogram, ECG) 원격측정시스템이 연구 개발되고 있다. 1972년대 Holsinger 등<sup>1)</sup>의 단일채널 심전도 전송장치에 대한 연구를 시초로 하여 최근의 다중채널 전송시스템에 이르기까지 여러 가지의 형태의 연구가 이루어져 왔다<sup>2~9)</sup>. 1977년 Bertrand 등<sup>8)</sup>은 Delta코딩방식을 이용하여 3채널 ECG를 전송하는 시스템을 처음으로 제안하였으나 인접한 두 데이터간의 차이만을 이용하여 코딩하기 때문에 재샘오차가 커서 실용화되지 못하였다. 1986년 계 등<sup>9)</sup>은 FDM변조방식 및 TP알

고리즘을 이용하여 3채널의 ECG를 전송할 수 있는 시스템을 제안하였다. 그러나 이 시스템에서는 채널별 필터 및 음향 커플러를 써야 하는 등 하드웨어가 복잡하다.

근래에는 대역폭이 넓고 선로의 품질이 우수한 ISDN망을 이용하여 멀티미디어 통신을 하거나 의료정보를 보내기 위한 연구도 이루어지고 있지만, 앞으로도 상당한 기간 동안은 현재의 공중회선을 그대로 이용하여야 하는 실정이다. 이에 따라 일반전화회선을 이용하여 다중채널의 심전도를 실시간 압축하여 판독이 가능한 타지역으로 전송할 수 있는 실용적인 시스템을 만들기 위해서는 실제적으로 하드웨어로 구현이 용이한 심전도 압축알고리즘을 개발하여야 하며 가격 대 성능 비를 높이도록 제반 설계를 하여야 한다.

지금까지 발표된 심전도 압축알고리즘에는 AZTEC (amplitude zone time epoch coding), MAZTEC (modified AZTEC), FOI (first-order interpolation), TP (turning point) 및 CORTEX 등<sup>2-7)</sup>이 있다. 이들 알고리즘의 대부분은 곱셈 및 나눗셈의 복잡한 수치계산과정을 포함하고 있기 때문에 DSP 프로세서나 16비트 마이크로 프로세서보다 성능이 낮은 마이크로 프로세서로서는 실행이 대단히 곤란하며 이에 따른 제작 단가가 높아진다. 따라서 알고리즘을 이루는 기본 연산을 단순히 가감산만으로 하여 8비트 정도의 마이크로 프로세서로 실행할 수 있으면서 높은 압축률과 낮은 재생오차를 갖는 알고리즘과 이에 따른 전송시스템의 개발이 이루어질 수 있다면 매우 유용할 것으로 생각된다.

본 논문에서는 과거 데이터들의 기울기 정보를 갖는 최대 및 최소 기울기를 이용하여 가감산만으로도 효율적으로 심전도 데이터를 압축할 수 있는 알고리즘을 제안하였으며, 이를 이용하여 3채널 심전도 신호를 전송할 수 있는 하드웨어를 구현하였다. 제안된 알고리즘에서는 단지 인접한 전후 두 데이터만의 기울기가 아닌 과거 데이터의 기울기 정보를 담고 있는 최대 및 최소 기울기의 차이가 문턱치를 초과할 경우에만 그 데이터와 길이를 저장한다. 따라서 이 알고리즘은 간단하면서도 높은 압축률과 낮은 재생오차를 가지며 본 알고리즘에 의해 구동되는 심전도 전송시스템의 구현이 용이하다. 제안된 시스템은 3채널 심전도를 효과적으로 실시간 전송을 할 수 있고 수신용 PC 화면에서도 심전도를 실시간 디스플레이 할 수 있다.

## 기존의 알고리즘

### 1. 1 AZTEC 및 MAZTEC 알고리즘

표본화된 심전도 데이터가 고정된 문턱치내에 존재하는지를 비교하는 AZTEC 알고리즘은 데이터가 문턱치를 벗어날 경우 지금까지 문턱치내에 존재하는 중복 데이터의 개수를 검사한다. 그리고 중복 데이터의 개수가 3개 이상일 경우에는 기울기로, 미만일 경우에는 평탄부의 형태로 각각 원 신호를 재생한다. 결국 이 알고리즘에 의해 수행된 심전도 신호는 높은 정보 밀도 영역인 QRS 성분과 P 파 및 T파는 기울기로, 낮은 정보 밀도 영역인 베이스라인은 평탄부로 표현된다. 그러나 이 알고리즘에서는 신호의 정보 밀도 영역과는 무관하게 일정한 문턱치가 존재하기 때문에 처음 문턱치를 낮게 설정할 경우 높은 정보 밀도 영역에서는 압축률과 재생오차가 작아지며, 특히 낮은 정보 밀도 영역에서는 작은 문턱치로 인해 압축률이 크게

떨어져 전체적으로 낮은 압축률과 재생오차를 가진다. 또한 이 문턱치를 높게 설정한 경우에는 압축률은 높아지더라도 높은 재생오차를 가진다. Furht 등<sup>3)</sup>은 AZTEC 알고리즘을 개선한 가변문턱치를 갖는 MAZTEC 알고리즘을 제시하였다. 이들은 AZTEC 알고리즘보다 높은 압축률과 낮은 재생오차를 얻기 위하여 신호의 특성을 고려한 통계적인 변수들을 이용해 정보 영역에 따라 문턱치를 가변시켰다.

MAZTEC 알고리즘에서는 높은 정보 영역인 QRS complex와 P파 및 T파에 대하여 낮은 문턱치를 갖는 한편, 낮은 정보 영역인 베이스라인에서는 높은 문턱치를 갖게 된다. 따라서, 이 알고리즘은 고정된 문턱치를 갖는 AZTEC 알고리즘보다는 개선된 압축률과 재생오차를 갖게 된다. 그러나 여기에서는 복잡한 계산을 하여야 하기 때문에 이의 하드웨어 구현면에서 불리하다.

### 2. FOI (First-order interpolator) 알고리즘

FOI 알고리즘은 전후 데이터들의 기울기를 이용하여 높은 압축률과 낮은 재생오차를 얻는 방법이다. 이 알고리즘은 먼저, 첫 번째 데이터를 저장하고 저장된 데이터와 세 번째 데이터를 직선으로 연결하고 그 사이에 있는 두 번째 데이터가 이 직선의 기울기에 의해 보간된 값의 문턱치내에 있는지를 조사한다. 만약에 두 번째 데이터가 보간된 값의 문턱치내에 존재하면 직선은 첫 번째와 네 번째 데이터 사이에 그어진다. 그 다음 두 번째와 세 번째 데이터값이 보간된 값의 문턱치내에 있는지를 조사한다. 이상과 같은 과정을 계속하여 저장된 데이터와 k번째 데이터와의 직선 기울기상에 있는 실제 데이터들이 보간된 값들의 문턱치를 벗어나면 k-1번째 샘플 데이터는 저장되고 처리는 계속 반복된다. 이 알고리즘은 MAZTEC과 같이 복잡한 수치 계산이 없이 높은 압축률과 낮은 재생오차를 가지나, 프로그램 수행중 마지막에 저장된 데이터와 현재 데이터 사이의 모든 데이터의 저장을 필요로 하고 보간된 값을 계속 구해야 하므로 본 논문에서 제안한 알고리즘보다 복잡하게 된다.

## 최대 및 최소 기울기 갱신 방법을 이용한 알고리즘의 제안

본 알고리즘은 최대 및 최소 기울기 갱신 방법을 이용하여 덧셈 및 뺄셈의 계산만으로 수행되게 함으로써 실시간 처리가 용이하며, 복잡한 수치 계산을 위한 하드웨어가 필요 없다. 제안한 알고리즘의 수행단계는 다음과 같다.

(a) 전 데이터와 현재 데이터의 기울기  $dk$ 를 구한다.

$$dk = X_k - X_{k-1} \quad (1)$$

여기서,  $X_k$ 는 현재 시간  $k$ 에서 표본화된 데이터이다.

(b)  $dk$ 가 기울기의 최대값  $d_{max}$ 보다 크거나 최소값  $d_{min}$ 보다 작을 경우에는  $dk$ 를 새로운  $d_{max}$  및  $d_{min}$ 으로 정한다.

(c)  $d_{max}$ 와  $d_{min}$ 의 차이를 구한다.

$$ddk = |d_{max} - d_{min}| \quad (2)$$

여기서, 구해진  $ddk$ 를 문턱치와 비교하여 문턱치보다 작을 경우에는 과거의 기울기 변화와 비슷한 변화를 가지기 때문에 압축이 되어지고 다음의 수행을 위해 단계 (a)로 간다. 그러나  $ddk$ 가 문턱치보다 클 경우에는 현재의 기울기가 과거의 기울기 변화에서 크게 벗어나므로 데이터 저장에 대해 단계 (d)로 가서 마지막으로 저장된 데이터 위치와 전 데이터 위치의 차이에 해당하는 길이값과  $X_{k-1}$ 을 저장한다.

(d)  $d_{max}$ 와  $d_{min}$ 은 현재의  $dk$ 값으로 대체되어 단계 (a)-(c)를 계속 반복한다.

$$d_{max} = d_{min} = dk \quad (3)$$

단계 (b)에서 최대 및 최소 기울기가 현재의 기울기  $dk$ 와 비교되고 대체됨으로써 과거 데이터의 기울기 변화의 정보를 담고 있음을 알 수 있다. 단계 (c)에서는 현재까지의 기울기 정보를 문턱치와 비교함으로써 지금까지의 기울기 변화에서 크게 벗어나는지를 알기 위해 최대 기울기와 최소 기울기의 차이를 구한다. 여기서 단지 전후 두 데이터의 차이를 문턱치와 비교하지 않고 과거의 기울기 정보를 담고 있는 최대 및 최소 기울기 차이를 문턱치와 비교하기 때문에, 기울기를 다각적으로 이용한 다른 알고리즘에서는 구분이 힘들었던 낮은 정보 영역에서 높은 정보 영역 또는 높은 정보 영역에서 낮은 정보 영역으로의 기울기 변화를 쉽게 인식할 수 있게 된다. 그리고 문턱치를 초과할 때에만 저장되는 직전 데이터값과 길이값으로써 신호를 재생하게 된다. 문턱치와 비교하여 초과될 때의 심전도 파형은 주로 정보 영역의 경계치부분과 각 파형들의 첨두성분이므로 이 영역의 기울기 변화를 따르기 위해 단계 (d)에서는 최대 및 최소 기울기값이 현재의  $dk$ 값으로 대체된다. 압축되는 과정에서 사용된 수식은 단지 덧셈, 뺄셈으로만 이루어짐을 알 수 있고, 또한 전체적으로 간

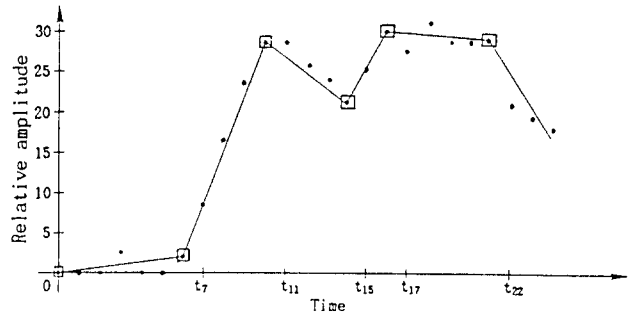


그림 1. 알고리즘의 도식적 설명

Fig. 1. Schematic illustration of the algorithm.

단한 알고리즘임을 알 수 있다. 제안한 알고리즘의 도식적 해석을 위한 설명을 그림 1에 보였다. 그림 1에서 점들은 각 시간에서 표본화된 데이터의 일례를 나타내며, 실선은 이 데이터를 제안한 알고리즘에 따라 수행하여 저장시킨 데이터들에 의해 재생된 파형을 나타낸다. 그리고 각 지점에서의  $d_{max}$ 와  $d_{min}$ 의 변화 및 이들의 차이인  $ddk$ 와 갱신되는  $d_{max}$ 와  $d_{min}$ 은 표 1과 같다. 문턱치를 6으로 잡을 경우에  $t_6$ 까지의  $d_{max}$ 는  $X_{t_3}$ 과  $X_{t_2}$ 의 차이인 +2가 되고  $d_{min}$ 은  $X_{t_4}$ 와  $X_{t_5}$ 과의 차이인 -2가 된다. 그러나  $d_{max}$ 와  $d_{min}$ 과의 차이인  $ddk$ 는 4이며 이 값은 문턱치를 넘지 못하였기에 이제  $t_7$ 에서 현재의 기울기를 구한다.  $t_7$ 에서의 현재의 기울기값은  $X_{t_7}$ 과  $X_{t_6}$ 의 차이값인 6이 된다. 이  $dk$ 는  $d_{max}$ 보다 큰 값을 가지므로  $d_{max}$ 는  $dk$ 값으로 바뀌고  $ddk$ 값을 구한다. 여기서  $ddk$ 는 문턱치를 초과하기 때문에 직전데이터  $X_{t_6}$ 과  $(t_6 - t_0)$ 의 길이값을 저장한다. 마지막으로 급변하는 기울기 변화를 따르기 위해  $d_{max}$ 와  $d_{min}$ 값이 현재의 기울기  $dk$ 값으로 갱신되어서 계속 반복된다. 제안한 알고리즘에 의해 데이터와 길이가 저장되는 지점을 \*로 표시하였다.

앞서 설명한 전체 알고리즘은 다음과 같다.

: COMPRESSION ALGORITHM

```

begin;
  initialize  $d_{max} = d_{min} = 0$ ;
  Save  $X_0$ ;
  Set T;
  do while (ECG sample available)
    do(  $k=1, k++$ , while  $d_{max} - d_{min} < T$ )
      Input sample  $X_k$ ;
      Update  $dk$ ;
      if  $X_k < d_{min}$  then  $d_{min} = X_k$ ;
  
```

표 1. 알고리즘 계산

Table 1. Calculation of algorithm.(T=6)

	$d_k$	$d_{max}$	$d_{min}$	$dd_k$	$d_{max}, d_{min}$
$t_1$	0	0	0	0	0, 0
$t_2$	0	0	0	0	0, 0
$t_3$	2	2	0	2	2, 0
$t_4$	-2	2	-2	4	2, -2
$t_5$	0	2	-2	4	2, -2
$t_6$	2	2	-2	4	2, -2
* $t_7$	6	6	-2	8	6, 6
$t_8$	8	8	6	2	8, 6
$t_{10}$	4	8	4	4	8, 6
* $t_{11}$	0	8	0	8	0, 0
$t_{12}$	-2	0	-2	2	0, 2
$t_{13}$	-2	0	-2	2	0, -2
$t_{14}$	-3	0	-3	3	0, -3
* $t_{15}$	4	4	-3	7	4, 4
$t_{16}$	5	5	4	1	5, 4
* $t_{17}$	-2	5	-2	7	-2, -2
$t_{18}$	3	3	-2	5	3, -2
$t_{19}$	-2	3	-2	5	3, -2
$t_{20}$	0	3	-2	5	3, -2
$t_{21}$	0	3	-2	5	3, -2
* $t_{22}$	-7	3	-7	10	-7, -7

if  $X_k > d_{max}$  then  $d_{max} = X_k$ ;

end;

Save pair( $X_{k-1}$ ,  $k-1$ );

Reset  $d_{min} = d_{max} = d_k$ ;

end;

end;

### 시스템의 하드웨어 설계

본 논문에서 제안한 심전도 데이터 압축알고리즘을 이용하여 8비트 마이크로 프로세서로 다중채널 심전도 데이터를 공중전화선을 통하여 실시간으로 전송할 수 있는 시스템을 구현하였다. 구현한 시스템의 전체 블록도는 그림 2와 같으며 3채널의 심전도 데이터를 실시간으로 전송할 수 있는 이 시스템은 크게 입력부, 제어 및 전송부, 수신부로 구분할 수 있다.

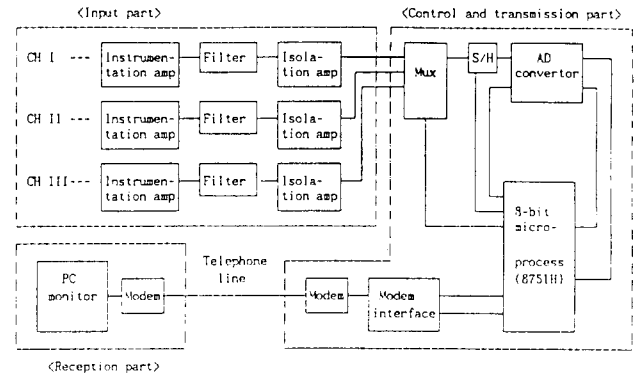


그림 2. 3채널 실시간 심전도 송수신 시스템의 블록도

Fig. 2. Block diagram of the 3-channel real time ECG transmission and reception system.

#### 1. 입력부

입력부는 생체 신호에서 추출된 3채널의 심전도 파형의 잡음을 제거하고 AD변환(analog to digital)을 할 수 있도록 파형을 증폭하는 부분이다. 신호의 전치 증폭은 계측용 앰프(Burr-Brown, INA100)를 이용하였으며, 신호중의 60Hz 상용전원잡음은 노치(notch)필터로 제거하였다. 종단 증폭기는 환자와 기기의 전기적 보호기능을 갖는 격리용 증폭기(Burr-Brown, ISO100)로 구성하였다. 이로써 입력부의 출력은 잡음이 제거된 약 3.5V의 크기를 가지는 심전도 신호가 된다.

#### 2. 제어 및 전송부

제어 및 전송부에서는 입력부의 출력인 3채널의 심전도 파형을 디지털신호로 변환시킨 다음 마이크로 프로세서로써 실시간으로 처리하여 모뎀을 통하여 전송한다. 마이크로 프로세서는 CPU, 메모리, I/O포트 및 직렬 통신부를 단일칩내에 포함하고 있는 Intel사의 MCS-51 계열인 8751H를 사용하였다. 압축된 ECG를 전송하는 데 따르는 모뎀의 baud rate는 ADC 비트수와 샘플링 속도 및 제안한 알고리즘의 압축률을 이용하여 결정하였다. 전송된 ECG가 진단에 이용될 수 있기 위해서는 최소한 200샘플/초 이상의 샘플링 속도와 10비트 이상의 AD변환기를 사용할 필요가 있다. 따라서, 3채널 ECG를 압축하기 전에 초당 생성되는 데이터량은 10비트×200샘플×3채널=6000비트가 된다. 제안한 알고리즘으로 ECG를 압축하면 평균 4:1이상의 압축률이 얻어지므로 6000비트/초/4=1500비트/초 정도로 데이터량이 감소한다. 그러나 3채널 심전도를 동시에 보내기 위해서는 압축된 데이터 외에도 채널

코드가 부가되어야만 수신측에서 복원이 가능하다. 채널 코드에 2비트를 할당하고 각 10비트 데이터를 압축한 후 나타나는 길이 코드를 표시하는데 6비트를 할당하면 도합 8비트의 코드 데이터가 되고, 이 코드를 압축된 각 진폭 데이터에 부가하여 전송하여야 한다. 이 경우 필요한 모뎀의 baud rate는 다음과 같이 계산된다. 즉, 앞서 계산된 1500비트/초 정도의 데이터를 10비트 데이터로 나타내면 150바이트/초 정도가 된다. 이 압축된 150바이트/초의 데이터는 8비트의 코드 데이터를 필요로 하므로 결국 전송되는 데이터량은  $150 \times 8$ 비트/초와 1500비트/초의 합인 2700비트/초 정도가 된다. 이는 2400bps급의 모뎀으로는 전송이 불가능하다. 그러나 압축된 데이터 상에서 임의의 시점을 전후로 하여 두 데이터간의 진폭차는 8비트 이내의 작은 값이 되므로 이 진폭 정보의 차이 8비트와 압축된 데이터의 길이 정보 및 채널 코드를 합하여 16비트 데이터로 만들 수 있다. 이 때 1500비트/초를 8비트 데이터로 나타내면 137.5바이트/초가 된다. 이 압축된 137.5바이트의 데이터에 채널 코드와 길이 코드를 포함하는 8비트 데이터를 부가하면 전송되는 데이터량은 137.5바이트의 2배인 275바이트가 되며 이는 2200비트/초 정도가 된다. 이 데이터는 2400bps급 모뎀으로 전송할 수 있는 정보량이다.

그러나, 최근 PC에서 사용되고 있는 모뎀의 가격 대 성능비가 향상되었고 신뢰도 또한 높아졌기 때문에 PSTN 선로로 4800bps는 물론 9600bps의 속도로 전송이 가능해졌다. 심전도의 진단에 따른 신뢰도를 높이기 위해서는 ECG신호의 샘플링 주파수와 AD변환기의 비트수가 높은 것이 유리하다. 본 논문에서는 4800bps의 baud rate를 갖는 모뎀 (Hanwha, HW-E144VF)를 사용하고 샘플링 주파수는 250Hz, AD변환기는 12비트(ADC 1211)를 사용하도록 하였다. 이에 따라 데이터 전송 포맷은 4비트의 채널 코드, 8비트의 데이터 길이 코드 및 12비트의 진폭 정보 코드로 구성하여 도합 24비트가 되게 하였다. 이 경우 압축전과 후의 전송에 따르는 데이터량을 고찰하면 다음과 같다. 즉, 압축전의 데이터는  $12\text{비트} \times 250\text{샘플} \times 3\text{채널} = 9000\text{비트}$ 가 되지만 4:1로 압축하면 2250비트 정도로서 이를 12비트 데이터로 나타내면 187.5바이트 정도가 된다. 채널 코드와 데이터 길이를 포함하여 위에서 설명한 전송 포맷으로 데이터를 보내야 하므로 12비트의 데이터가 압축된 데이터의 각 바이트마다 추가된다. 그러므로 실제 전송되는 데이터는 초당 24비트 크기의 데이터가 187.5개 전송되는 형태이며 이는 4500bps 정도에 해당하므로 4800bps인 모뎀으로 무난히 전송할 수 있다.

### 3. 수신부

수신시스템은 기존의 상용 4800bps 내장형 모뎀과 IBM PC (80486 DX2-66MHz, 120M HDD)본체 및 super VGA 모니터로 구성하였다. 전송된 데이터를 수신측에서 채널별로 일목 요연하게 관찰하면서 데이터 파일을 만들어 관리함으로써 필요한 데이터를 분석할 수 있도록 소프트웨어를 다음의 사양을 가지도록 유의하여 설계하였다.

- (a) 원격 측정의 시작을 위한 통신요구를 쌍방에서 가능하도록 프로그램한다.
- (b) 채널의 신호를 포착하는 즉시 수신측의 화면상에서 모든 채널의 데이터 변동 추이를 동시에 그래프로 실시간 디스플레이한다.
- (c) 수신된 데이터는 그래프 디스플레이와 동시에 자동적으로 저장된다.
- (d) 프로그램 수행을 위해서 혹은 프로그램 수행 중 상황 변화가 감지될 경우 다음 단계의 작동요령이나 필요한 메시지를 화면상에 표시해 준다.
- (e) Off-line 시에는 데이터를 채널별로 불러내어 그래프의 디스플레이와 분석을 할 수 있게 한다.
- (f) 사전 지식이 없는 초보자라도 쉽게 전송을 할 수 있도록 화면을 설계하며, 메뉴 구동 방식으로 구성하고 스크롤 기능을 갖는다.

본 논문에서 구현한 하드웨어의 모습은 그림 3에서와 같다. 이의 크기는  $430 \times 330 \times 180\text{mm}$ 이다.

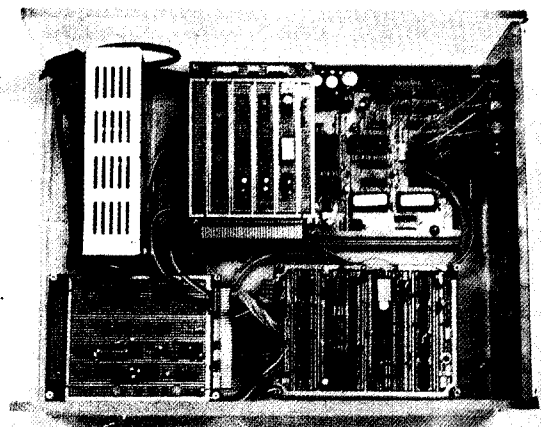


그림 3. 구현된 하드웨어  
Fig. 3. Implemented hardware.

### 실험 결과 및 고찰

먼저 심전도 진단기를 이용하여 정상 성인 5명의 심전도를 얻었다. 이때 심전도기의 출력신호 AD변환 보드(Data Translation, DT 2821)로 연결하였으며, 샘플링 주파수는 300Hz로 하였다. 그리고 수집한 데이터를 컴퓨터 시뮬레이션으로 데이터를 압축한 다음 재생하는 실험을 행하여 그림 4에서와 같은 결과를 얻었다. 그림 4(a)는 실제의 심전도이며 그림 4(b), 4(c) 및 4(d)는 시뮬레이션 결과의 파형이다.

그림 4에서 MAZTEC 알고리즘을 사용하여 얻은 그림 4(b)의 파형을 보면 각 부분의 파형들의 윤곽에서 많은 오차가 있음을 알 수 있고, 특히 파형의 각 첨두성분을 정확히 나타내지 못하고 있다. 이 파형을 그래픽 터미널에 나타낼 경우 계단선 양자화(stepline quantization)로 인하여 진단시 어려움이 있기 때문에 곡선 평활화(curve smoothing) 알고리즘을 사용하여 다시 처리하여야 한다. FOI 알고리즘의 결과인 그림 4(c)의 파형에서는 MAZTEC에 비해 전체적인 심전도 파형의 윤곽이 뚜렷하고 각 첨두성분이 잘 나타난다. 그러나 베이스 부분과 T파 및 P파의 경계치를 정확하게 구분하지 못하는 문제점

이 있다. 이러한 문제점은 기울기를 이용한 기존의 많은 심전도 압축 알고리즘들에서 볼 수 있는것이다. 본 논문에서 제안한 알고리즘을 사용하여 얻은 결과인 그림 4(d)의 파형에서는 MAZTEC과 FOI 알고리즘에 비해 심전도 파형의 윤곽과 첨두성분이 비교적 뚜렷하게 나타나고 전체적인 재생오차가 가장 낮음을 알 수 있다. 또한 T파와 P파 등의 높은 정보영역과 베이스라인과의 뚜렷한 경계치 구분이 이루어져, 낮은 정보 영역과 높은 정보 영역의 구분이 힘들었던 기존의 기울기를 이용한 알고리즘의 문제점들이 개선되었음을 알 수 있다. 각 알고리즘의 성능을 정량적으로 비교하기 위하여, 임상적으로 중요한 정보를 담고 있는 QRS 부분과 SQ 간격의 재생오차 그리고 전체적인 압축률과 재생오차를 구한 결과는 표 2에서와 같았다. 이때, 재생오차는 PRD(percent rms difference)로 나타내며 아래식과 같이 정의된다.

여기서  $X(i)$ 는 원 심전도 신호이며  $\bar{X}(i)$ 는 재생된 신호를 나타낸다. 표 2에서 보면 가변문턱치를 갖는 MAZTEC

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n [X(i) - \bar{X}(i)]^2}{\sum_{i=1}^n X(i)^2}} \times 100 \quad (4)$$

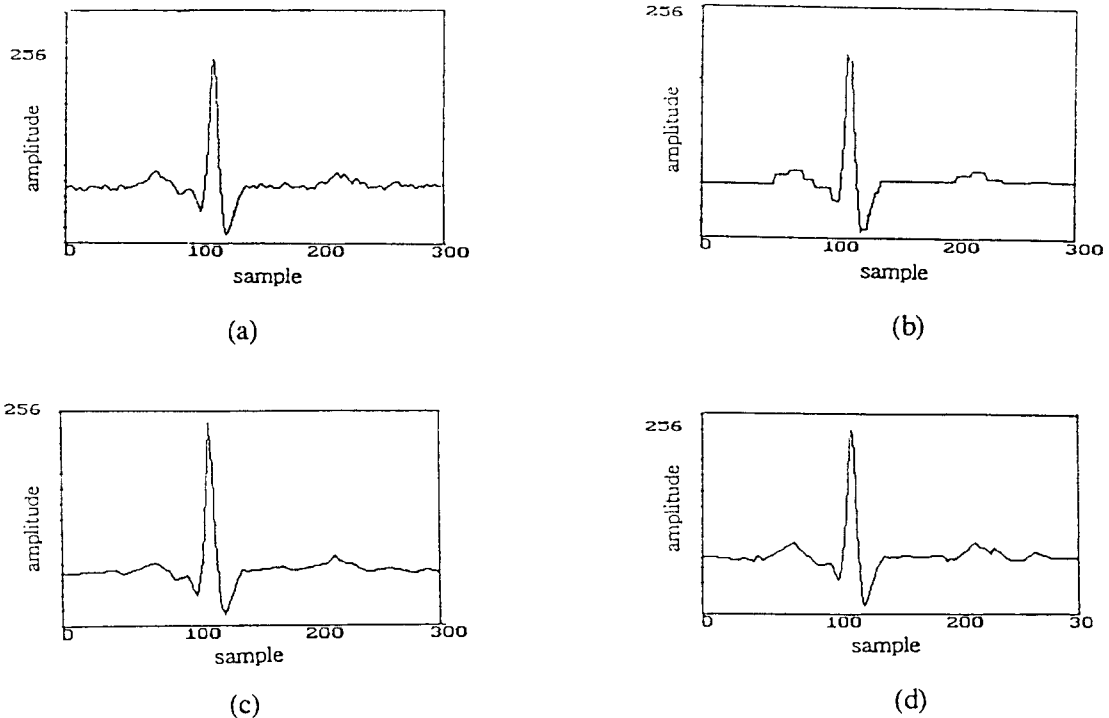


그림 4. (a) 원 신호와 (b) MAZTEC, (c) FOI 및 (d) 제안한 알고리즘의 시뮬레이션 결과  
 Fig. 4. (a) Original ECG signal and simulation results of (b) MAZTEC, (c) FOI, and (d) proposed algorithm.

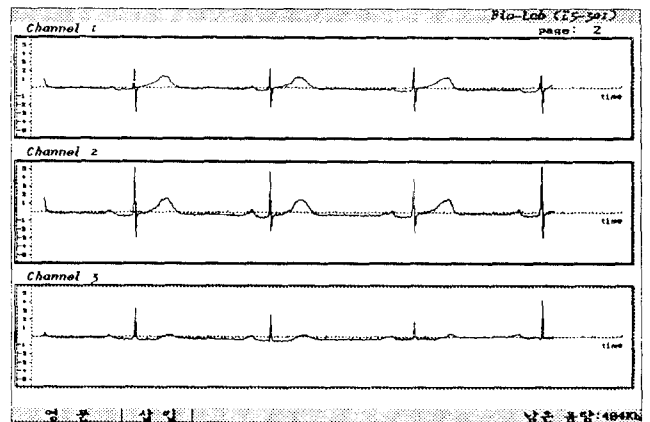
알고리즘에서는 평균 5:1의 높은 압축률(CR)을 지나치게 높게 재생오차가 높고 특히 QRS부분에 많은 왜곡이 발생했다. 반면에 FOI 알고리즘은 평균 압축률이 4.2:1이고 재생오차가 4.0으로서 MAZTEC 알고리즘에 비해 낮은 재생오차를 가지지만, 프로그램 수행중 데이터 저장 문제가 있어 하드웨어 구현시 어려움이 있다. 본 논문에서 제안한 알고리즘은 평균 압축률이 4.2:1로 FOI 알고리즘과 같지만 재생오차는 3.25정도 낮으며, 특히 QRS부분에서의 재생오차가 작기 때문에 QRS부분의 검출에 용이함을 알 수 있다. 제안한 알고리즘의 문턱치 th는 5로 설정하였는데, 이는 문턱치를 높일 때 압축률은 증가하나 재생오차가 증가하는 압축률과 재생오차사이의 trade off 관계를 고려하여 실험적으로 결정할 수치이다. 잡음이 있을 경우 압축비가 떨어지기 때문에 잡음의 진폭에 따라 적응적으로 문턱치를 변화시킬 필요가 있지만, 본 실험에서는 실시간 하드웨어 구현에 따른 MPU의 속도 문제 때문에 고정된 값으로 설정하였다. 12비트의 AD 변환기, 샘플링 주파수 250Hz 그리고 3채널로 전송하였을 때 심전도 데이터량은 12비트×250샘플×3채널=9000비트가 되며, 이를 4:1정도로 압축하면 12비트의 데이터로 표현할 때 187.5 바이트 정도가 된다. 이에 전송된 신호의 복원을 위하여 채널 코드와 데이터 길이를 포함하여 12비트의 코드 데이터를 압축된 각 데이터마다 추가하여 전송한다. 따라서, 실제 전송되는 데이터량은 375바이트/초 정도가 되고 여기에 12를 곱한 4500비트 정도가 초당 전송되는 데이터량이다.

제안한 알고리즘을 탑재한 3채널 심전도 전송 시스템을 구현한 후 전화선을 통해 신호를 전송한 실험의 결과는 그림 5와 같다. 이때 심전도 신호는 43세의 정상인 남자의 신체에 직접 전극을 부착하여 얻었으며 채널 1, 2 및 3단 자에는 12개의 심전도 표준연결법중에서 왼쪽팔(LA)에서 오른쪽 팔(RA)사이의 유도되는 전압 V<sub>I</sub>, 왼쪽 다리(LL)에서 RA사이의 유도되는 전압 V<sub>II</sub> 및 LL에서 LA사

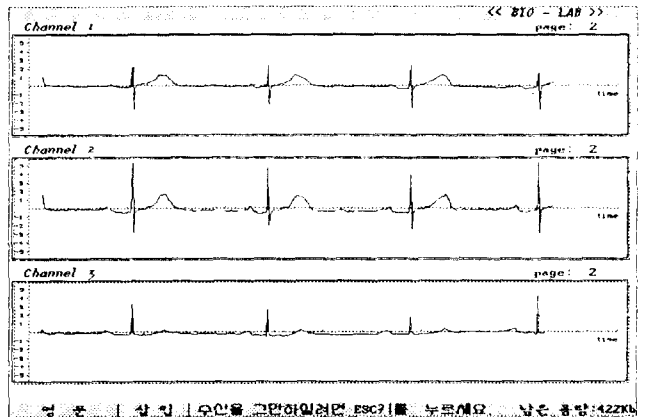
이의 유도 전압인 V<sub>III</sub>를 각각 입력시켰다. 그림 5(a)는 전송 입력파형들이며, 5(b)는 수신된 심전도 신호의 출력 파형들을 나타낸 것으로서, 이로부터 3채널 심전도 파형의 실시간 송수신이 양호하게 이루어졌음을 알 수 있다.

### 결 론

본 논문에서는 과거 데이터들의 기울기정보를 갖는 최대 및 최소 기울기를 이용하여 가감산만으로도 효율적으로 심전도 데이터를 압축할 수 있는 알고리즘을 제안하였으며, 이를 이용하여 3채널 심전도 신호를 전송할 수 있는 하드웨어를 구현하였다. 제안된 알고리즘은 단지 전송 후 데이터만의 기울기가 아닌 과거 데이터의 기울기 정보를



(a)



(b)

그림 5. (a) 전송된 심전도 입력 파형 및 (b) 수신된 3채널 심전도 파형  
 Fig. 5. (a) The transmitted ECG input waves and (b) the received 3 channel ECG waves.

표 2. 각 알고리즘들의 압축률 및 재생오차  
 Table 2. CR and PRD of the various algorithms.

	QRS complex	SQ interval	Total	
	PRD	PRD	CR	PRD
MAZTEC	6.4	4.9	5.0	4.4
FOI (th. = 4)	5.9	3.6	4.2	4.0
Proposed Method (th. = 5)	1.7	3.16	4.2	3.25

담고 있는 최대 및 최소 기울기의 차이를 문턱치와 비교하여 초과시에만 그 데이터와 길이를 저장하였기 때문에, 높은 압축률과 낮은 재생오차를 가지는 동시에 알고리즘이 간단하다. 본 알고리즘을 수행할 수 있게 구현한 전송 시스템은 3채널 심전도 신호를 효과적으로 실시간 전송할 수 있으며, 심전도 파형을 수신용 PC화면에서 디스플레이할 수 있다.

### Reference

1. William P. Holsinger and Kenneth M. Kempner. *Portable ECG telephone transmitter*. IEEE Trans. Biomed Eng., vol. BME-19, no. 4, pp. 321-323, July 1972.
2. Borivoje Furht and Alex Perez. *An adaptive real-time ECG compression algorithm with variable threshold*. IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 35, pp. 489-494, June 1988.
3. Sateh M. S. Jalalendine, Chriswell G. Hutchens, Robert D. Strattan, and William A. Coberly. *ECG data compression technique - A unified approach*. IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 37, pp. 329-342, April 1990.
4. C. A. Andrews, J. M. Davies, and G. R. Schwarz. *Adaptive data compression*. IEEE Proc., vol. 55, pp. 267-277, Mar. 1967.
5. J. P. Abenstein and 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.
6. 김태국, 이명호. 신경회로망을 이용한 심전도 데이터압축 알고리즘에 관한 연구. 의공학회지, vol. 12, no. 3, pp. 191-202, 1991.
7. C. M. Kortman. *Redundancy reduction-a practical method of data compression*. IEEE Proc., vol. 55, pp. 253-263, Mar. 1967.
8. Michel Bertrand, Robert Guardo, Fernand A. Roberge, and Pierre Blondeau. *Microprocessor application for numerical ECG encoding and transmission*. IEEE Proc., vol. 65, pp. 714-722, May 1977.
9. 계신웅, 장원석, 홍승홍. 공중 전화회선용 다중 채널 ECG 데이터 원격 측정시스템 설계. 의공학회지, vol. 7, no. 1, pp. 21-34, 1986.