

Noise Reduction and Estimating the Similarity of Ambulatory ECG Signals

辛承元* · 金敬燮[†] · 李定桓** · 李康輝*** · 金東浚[§]

(Seung-Won Shin · Kyeong-Seop Kim · Jeong-Whan Lee · Kang-Hwi Lee · Dong-Jun Kim)

Abstract - In this study, we develop an ambulatory ECG acquisition system by implementing a patch-style and wireless electrode. To alleviate the inherent noisy characteristics of the mobile signal, we apply a matched filter and concurrently detect R-peak values. Moreover, the measure for resolving shape distance is computed to estimate the relative similarity between two ECG signals and to decide whether the abnormal characteristics in ECG exist or not.

Key Words : ECG, Ambulatory, Matched Filter, Dynamic Time Warping(DTW), Patch-style

1. 서 론

심전도(ECG:Electrocardiogram) 신호는 심장의 전기적인 활동을 표현한 것이다. 심전도의 측정과 분석은 임상에서 심장관련 질환을 진단하기 위하여 가장 널리 사용되는 검진 방법이다. 오늘날 고령사회에 접어들면서 심전도는 급성 심근경색이나 협심증과 같은 심장 질환이 급증함에 따라 심장질환 진단의 수단으로 그 중요성이 더욱 증가하고 있다. 또한 부정맥과 같이 연속적으로 심전도를 관찰할 필요가 있는 심장질환 환자가 증가함에 따라, 사용자가 언제 어디서나 손쉽게 심전도를 측정할 수 있는 이동성을 갖춘 심전도 측정 모듈과 이를 활용하여 심전도를 분석하는 시스템의 필요성이 크게 증가하고 있다.

현재 일반적으로 사용되고 있는 심전도 측정법으로는 임상 진단용으로 주로 사용되고 있는 '표준 사지 유도법'과 이동환경에서 주로 사용되는 '2 전극' 측정법이다[1]. 이 중 표준 사지 유도법은 심장질환 진단에 사용될 수 있는 정확한 심전도 측정 결과를 보여주지만, 소형화가 어렵고 전극 사이에 연결되어진 유선 케이블에 의하여 잡음의 영향을 많이 받는 단점이 있다. 또한 2 전극 측정법은 이동환경에서의 기본적인 심장의 활동도를 측정하는데 유리하지만, 피검자의 움직임에 의한 측정 오차를 줄이기 위하여 탄력성이 있는 고무 밴드를 이용함으로써 사용자에게 착용의 거부감을 가

중시키는 문제점을 가지고 있다. 따라서 이동성을 갖추면서 정확하게 심전도를 측정할 수 있고, 또한 착용의 거부감을 해소할 수 있는 심전도 측정 시스템이 필요하다.

일반적으로 심장박동의 비율은 시간에 따라 변화하므로 심전도 신호는 주기성과 변동성을 가진다고 할 수 있다[2]. 또한 이동환경에서 측정된 심전도 신호는 주변 환경의 영향을 많이 받기 때문에 잡음에 취약하게 된다. 따라서 심전도 신호의 잡음을 제거하고, 심전도의 특징 값을 도출하여 심전도 신호를 효과적으로 표현하기 위한 방법이 필요하다.

본 연구에서는 기존의 심전도 측정 시스템의 문제점을 해결하기 위하여 이동성을 갖춘 무구속 패치형 무선 심전도 측정 모듈을 구현하고자 하였다. 또한 구현된 심전도 측정 모듈을 이용하여 심전도 신호를 측정하고, Matched Filter를 이용하여 측정된 신호의 잡음을 효과적으로 제거하고자 하였고, 심전도의 특징 값을 효율적으로 도출하고 표현하기 위하여 위핑 기법을 활용하여 두 심전도 신호 사이의 시간 차이를 최소화하여 효과적으로 각각의 심전도 신호 사이의 유사도를 비교할 수 있는 방법을 구현하고자 하였다.

2. 본 론

2.1 무구속 패치형 심전도 측정 시스템

이동성을 갖춘 소형의 패치 형태의 심전도 측정 모듈의 구현을 위하여 무구속 패치형 심전도 측정 시스템을 구성하였다. 저 전력으로 원활한 신호처리를 위하여 시스템에 사용된 프로세서는 소형, 저 전력의 특성을 가지는 Texas Instrument사의 MSP430F1232 칩이다. 이 프로세서는 3.3V의 저전압으로 구동하고, 1MHz에서 300 μ A의 저 전력을 소비하며, 16비트 RISC 코어로 구성되어 있고, 혼합 처리 프로세서로서의 기능으로서 내부에 8채널의 12비트 A/D 변환기를 탑재하고 있어, 생체신호의 양자화에 적합한 성능을 가지고 있다. 또한 내부에 8KB의 플래시 메모리와 1KB의 메인

[†] 교신저자, 正會員 : 建國大 醫療生命大 醫學工學部 副教授
建國大 醫學工學實用技術研究所 · 工博

E-mail : kyeong@kku.ac.kr

* 學生會員 : 建國大 學校 醫學工學部 博士課程

** 正會員 : 建國大 學校 醫學工學部 助教授 · 工博

*** 學生會員 : 建國大 學校 醫學工學部 碩士課程

§ 正會員 : 淸州大 學校 電子正報工學部 教授 · 工博

接受日字 : 2007年 11月 22日

最終完了 : 2007年 12月 27日

메모리를 가지고 있어 간단한 디지털 필터의 구현도 가능하다.

또한 저 전력으로 고속의 무선 데이터 송수신을 위하여 Nordic Semiconductor사의 nRF24L01(2.4GHz 대역)칩을 사용하였고, 측정 모듈의 소형화를 위하여 최근 개발되어 사용되고 있는 세라믹 칩 안테나(Ceramic Chip Antenna)를 사용하여 무선 송수신단을 구성하였다.

그리고 무선으로 전송된 데이터를 개인용 컴퓨터나 단말기에 연결하기 위해서 USB 프로토콜과 RS232C 프로토콜을 연결하는 USB-UART Bridge를 지원하기 위해서 Silicon Lab.사의 CP2102 칩을 사용하여 PC의 USB 단자에 연결하여 원격에서 측정되는 심전도 데이터를 수신할 수 있는 수신모듈을 구현하였다[3][4]. 그림 1은 무구속 패치형 심전도 측정 시스템의 구성도를 보여주고, 그림 2는 구현된 무구속 패치형 심전도 측정 모듈과 무선 송수신부를 보여주고 있다.

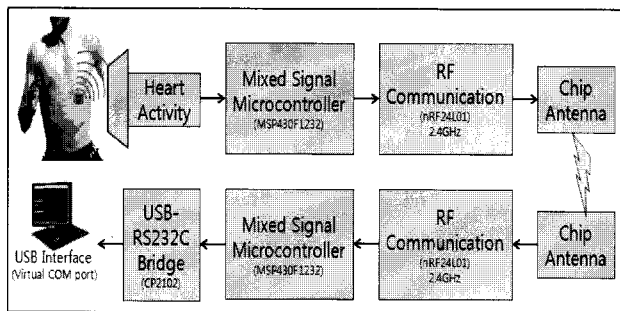


그림 1 무구속 패치형 심전도 측정 시스템의 구성
Fig. 1 The structure of patch-style ECG electrode system

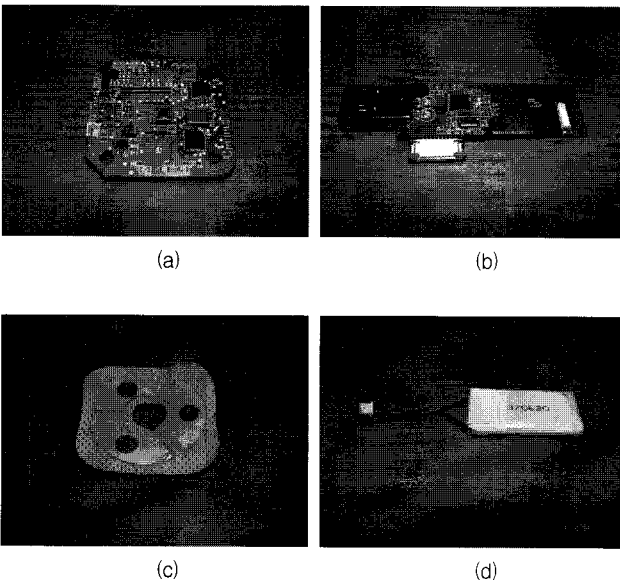


그림 2 구현된 무구속 패치형 심전도 측정 시스템
Fig. 2 Patch-style ECG electrode hardware modules
(a) 심전도 측정 모듈의 송신부
(b) 심전도 측정 모듈의 수신부
(c) 패치형 전극
(d) 측정 모듈 송신부에 사용되는 소형 배터리

또한 그림 3은 구현된 무구속 패치형 심전도 측정 모듈을 이용하여 측정중인 심전도를 오실로스코프를 통하여 본 그림이다.

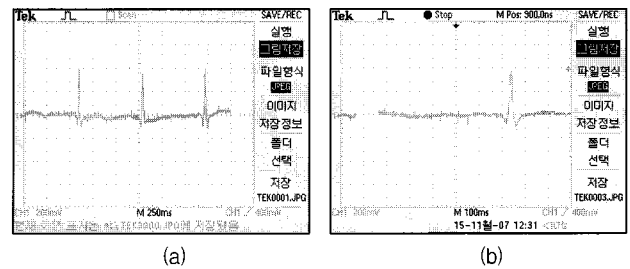


그림 3 무구속 패치형 심전도 측정 신호
Fig. 3 Acquired ECG signal by patch-style ECG electrode system
(a) 250ms 단위로 보았을 때의 심전도 신호
(b) 100ms 단위로 보았을 때의 심전도 신호

2.2 Matched Filter

Matched Filter는 기존 신호의 형태의 특성을 가지고 있으면서, 입력되는 신호의 왜곡에 관계없이 출력 신호의 수준이 최대가 되도록 설계하는 필터이다. 따라서 간섭 잡음의 제거뿐만 아니라 동일한 시간에서 피크 신호가 최대가 되는 특성을 가진다. 심전도 신호에서의 최대 값은 항상 R-peak 이기 때문에 Matched Filter는 R-peak를 검출하는 방법으로 적절하다고 해석할 수 있다. 그림 4는 Matched Filter의 블록 다이어그램을 보여준다[5].

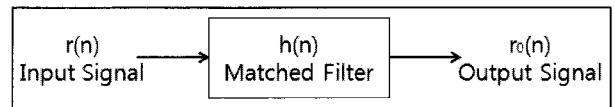


그림 4 Matched Filter의 블록 다이어그램
Fig. 4 A block diagram of a matched filter

식 (1)은 Matched Filter의 특성을 표현하는 임펄스 응답을 보여준다.

$$h(n) = Cs(N-n) \tag{1}$$

여기에서, C는 임의의 상수, s(N-n)은 원 신호로부터 유도된 신호, N은 피크 신호 출력의 시간을 의미한다.

Matched Filter는 동일한 지속시간과 에너지를 가지는 다른 신호에서보다 기준(reference) 신호와 조화되는 신호의 응답에서 몇 개의 특정 시간에 더 큰 출력을 보여준다. 이러한 특성은 심전도와 같이 잘 알려진 파형 형태의 신호 검출에 유용하다. 심전도에서 가장 지배적인 형태는 QRS 파형이기 때문에, 기준 신호로서 QRS 파형을 알고 있으면서 Matched Filter에 심전도 신호가 입력으로 들어간다면, R파에 대응하는 순간에서 최대 값에 도달하는 응답이 발생된다. 따라서 출력이 미리 결정된 값을 초과했을 때 R파의 최대

값을 산출할 수 있다.

2.3 워핑(Warping) 기법

워핑 기법은 비선형의 시간 정규화 효과를 가지는 패턴 정합 알고리즘으로서 산업공학 등에서 많이 연구되고 있는 동적 프로그래밍(Dynamic Programming)을 음성인식을 위한 알고리즘에 이용하기 위해 고안되었다[6][7]. 워핑 기법은 시간 축에서 발생하는 차이를 보상하면서 기준이 되는 신호의 패턴과 입력된 신호의 패턴 간의 유사도 거리(distance)를 동적 프로그래밍을 이용해 구하는 방법이다. 기준이 되는 심전도 신호 A와, 입력되는 심전도 신호 B는 다음과 같이 표현될 수 있다.

$$\begin{aligned} A &= \{x_i(j), 1 \leq j \leq J\} \\ B &= \{x(i), 1 \leq i \leq I\} \end{aligned} \quad (2)$$

두 심전도 신호 사이의 시간 차이를 확인하기 위하여 심전도 신호 A와 B를 각각 i 축과 j 축으로 전개할 수 있다. 여기에서 우리는 두 신호의 시간 차이를 포인트 $c=(i,j)$ 의 연속으로 표현할 수 있다.

$$F = \{c(k), 1 \leq k \leq K\} \quad (3)$$

여기에서, $c(k)=(i(k), j(k))$ 이다.

이 연속적인 관계는 심전도 신호 A를 심전도 신호 B의 시간 축으로 매핑을 수행한 함수로 볼 수 있다. 이것을 워핑 함수(Warping Function)라고 부른다. 워핑 함수의 특징은 심전도 신호 A와 B 사이의 포인트 간의 최소 거리를 측정 한 결과이다. 두 신호 A와 B 사이의 차이를 측정하는 거리 함수 d는 다음과 같다.

$$d(c(k)) = d(i(k), j(k)) = \|x(i(k)) - x_j(j(k))\| \quad (4)$$

여기에서 $\| \cdot \|$ 은 두 신호의 유사도의 계산에 사용되는 기하학적 거리(Euclidean Distance)이다. 즉 유사도가 높을수록 d의 값은 작아진다. 유사한 두 프레임의 거리는 가깝게, 상이한 두 프레임은 멀게 판정해야 하며 수학적으로 다루기에 무리가 없어야 하며 계산량이 적당한 성질을 가져야 한다. 거리함수 d가 주어지면, 최적 경로 m은 다음과 같은 누적 거리 D_T 의 최소 값으로 정해진다.

$$D_T = \min_{\{F\}} \sum_{k=1}^K d(c(k)) \cdot w(k) \quad (5)$$

여기에서 $w(k)$ 는 D_T 의 적응성을 위한 가중치 상수이다. 최적의 경로를 결정하기 위한 효과적인 기법은 동적 프로그래밍이다. 이 기법을 반복적으로 사용하여 어떤 포인트 (i,j) 의 누적 거리를 결정할 수 있다.

$$D(c(k)) = d(c(k) + \min(D(c(k-1))) \quad (6)$$

여기에서 $D(c(k))$ 는 포인트 $(i(k), j(k))$ 에서의 최소 누적 거리를 의미하고, 다음과 같이 표현된다.

$$D(c(k)) = \sum_{p=1}^k d(c(p)) \cdot w(p) \quad (7)$$

3. 결 과

3.1 심전도 신호 Matched Filtering

실험에 사용된 데이터는 구현된 패치형 심전도 측정 시스템을 이용하여 건강한 남성 5명(24±4세)에 대하여 30초 동안 100Hz의 샘플링 주파수로 측정된 심전도 데이터를 획득 하였다. 1차 high-pass butterworth 필터를 사용하여 획득한 심전도 데이터의 기저선 변동을 제거하고 Matched Filter를 이용하여 R-peak를 검출하는 알고리즘을 구현하였다. 그림 5는 Matched Filter를 이용한 R-peak 검출 프로토콜을 보여 준다.

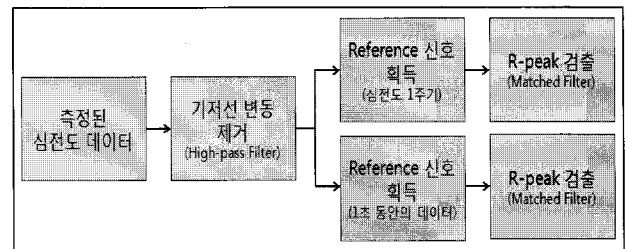


그림 5 Matched Filter를 이용한 R-peak 검출 알고리즘
Fig. 5 A algorithm for R-peak detection by matched filter

여기에서 Matched Filter를 수행한 후 R-peak를 판단하는 경계값은 심전도 신호 데이터의 최대값의 1/2 로 설정하였다. 또한 Matched Filter에 사용되는 기준 신호가 적절한지 확인하기 위하여 두 가지 방법으로 기준 신호를 획득하였다. 그림 6은 Matched Filter를 수행한 결과의 예를 보여 준다.

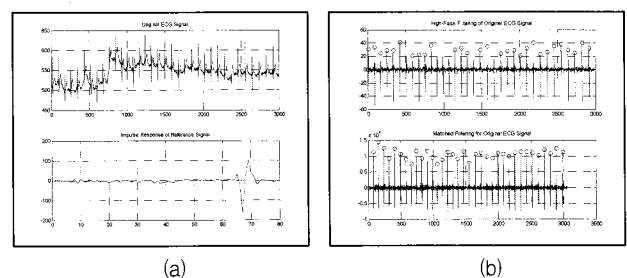


그림 6 Matched Filter를 적용한 결과의 예
Fig. 6 Examples of matched filtering on ECG signals
(a) Original 신호와 Impulse Response 심전도 신호
(b) High-Pass Filter와 Matched Filter를 적용한 심전도 신호

그림 6에서 보는 바와 같이 Matched Filter를 적용한 심전도 신호는 R-peak에서 매우 큰 값을 가지게 되어 R-peak의 검출에 무리가 없으나, Matched Filter를 적용하지 않은 심전도 신호는 R-peak 신호의 크기가 작아 R-peak를 제대로 검출하지 못하는 것을 확인할 수 있다.

임펄스 응답은 Matched Filter의 성능을 결정하는 중요한 요소이다. 이러한 임펄스 응답의 변화에 따른 Matched Filter의 성능을 비교하기 위하여 두 가지 방법으로 임펄스 응답을 도출하였다. 첫 번째로 입력 심전도의 PQRST 임의의 1주기를 기준 신호로 설정하여 임펄스 응답으로 도출하였고, 두 번째로 최초 1초 동안 획득된 데이터를 기준 신호로 설정하여 임펄스 응답을 도출하였다. 이 두 임펄스 응답을 이용하여 Matched Filter의 성능을 비교하였다. 그림 7은 두 가지 임펄스 응답을 이용하여 Matched Filter를 수행한 결과를 보여준다.

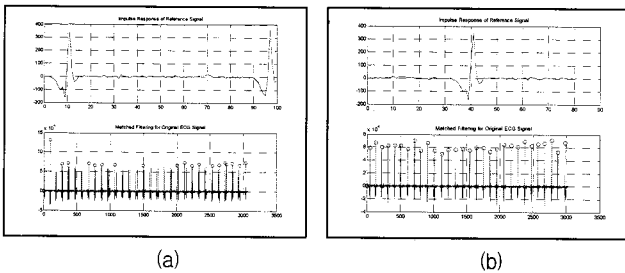


그림 7 두 가지 임펄스 응답을 이용한 Matched Filter의 결과
Fig. 7 Results of matched filtering using two kinds of impulse response

- (a) 1초 동안 획득된 데이터를 이용한 Matched Filtering 결과
- (b) PQRST 1주기를 이용한 Matched Filtering 결과

그림 7에서 보는 바와 같이 피크가 둘 이상 있는 신호를 임펄스 응답으로 사용하게 되면 Matched Filter에서는 대응되는 피크마다 큰 응답을 발생시키기 때문에 입력 심전도 신호의 하나의 R-peak 마다 두 번의 큰 신호를 출력하는 현상이 발생한다. 따라서 Matched Filter에서는 임펄스 응답으로 사용되는 신호를 적절하게 선택하는 것이 매우 중요하다.

3.2 심전도 신호 워핑(Warping)

지금까지 워핑 기법은 음성인식 분야에서 음성 신호의 분할 및 유사도 비교에 많이 활용되어 왔다. 심전도 신호와 음성 신호는 1) 유동적이고, 2) 신호를 프레임으로 나눌 수 있는, 비슷한 특징을 보유하고 있다[8]. 따라서 워핑 기법을 심전도 신호에 적용하면 심전도 신호의 분할과 유사도 비교에 사용할 수 있다. 심전도 신호에서 워핑 기법은 기준 심전도 신호와 입력 심전도 신호 사이의 최적 거리를 계산하는 데 사용된다. 계산된 최적 거리는 최소 누적 거리를 도출하고, 이 거리는 두 심전도 사이의 유사도를 표현한다.

워핑 기법을 적용하기 위해서 먼저 심전도 신호의 특징점인 R-peak의 검출이 필요하다. 본 연구에서는 앞에서 이루어진 Matched Filter를 이용한 R-peak 검출 기법으로 심전도 신호의 R-peak를 검출하였다. 또한 검출된 R-peak를 이용하여 R-R 간격을 검출하여 한 주기의 심전도 신호를 획득하였다.

그림 8은 심전도 신호에 워핑 기법을 적용한 과정을 보여준다.

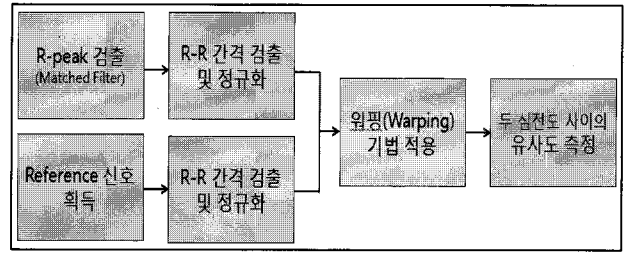


그림 8 심전도 신호에서 워핑 기법의 적용 프로토콜
Fig. 8 A protocol for warping technique in ECG signal

입력 심전도와 기준 심전도의 검출된 R-R 간격은 심전도의 한 주기로 고려된다. 또한, 정규화 과정에서 획득한 심전도의 크기는 0~1 사이의 크기로 정규화 된다. 그리고 워핑 기법의 적용에서는 두 심전도 사이의 최적 거리를 계산하여 최소 누적 거리를 도출한다. 도출된 최소 누적 거리는 두 심전도 사이의 유사도를 판별하는 기준이 된다. 최소 누적 거리가 작을수록 두 심전도는 매우 유사한 것으로 판별한다. 예를 들어, 최소 누적 거리가 0일 경우에는 두 심전도는 완전히 일치하는 것으로 판별한다.

실험에 사용된 데이터는 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스 [9]에서 환자 2명의 심전도 데이터를 선택하여 사용하였다. 그 이유는 앞의 실험에서 사용된 데이터는 현재 건강한 사람들의 데이터만을 획득하였으므로 워핑 기법의 성능을 비교할 수 있는 데이터가 없기 때문이다. 따라서 부정맥 심전도 데이터를 사용하여 워핑 기법의 성능을 비교하고자 하였다. 사용된 데이터는 초당 160개의 샘플링 비율을 가지고 있고, 총 33분 길이의 ECG 신호를 저장하고 있다. 워핑 기법은 MATLAB을 이용하여 알고리즘을 구현하였다. 알고리즘에서 사용된 기준 심전도는 각각의 환자 데이터의 첫 번째 R-R 간격을 기준 심전도 주기로 사용하였고, 입력 심전도는 첫 번째 R-R 간격 이후의 심전도 주기를 사용하였다. R-R 간격을 검출하기 위하여 Matched Filter를 이용하여 R-peak를 검출하였다. 그림 9는 기준 심전도 신호로 사용될 정상 심전도 신호와 입력 심전도 신호로 사용될 부정맥 심전도 신호의 R 피크를 검출한 결과를 보여준다.

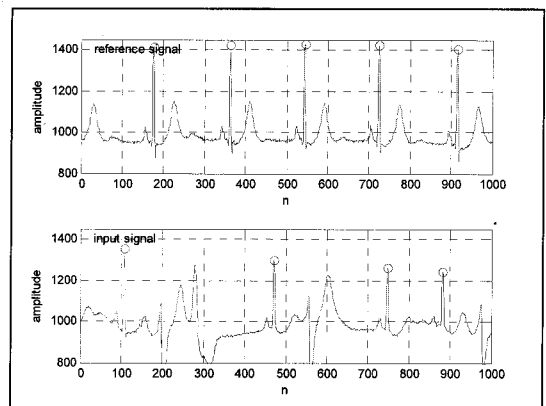


그림 9 심전도 신호에서의 R-peak 검출
Fig. 9 Detection of R-peak in ECG signal.

기준 심전도 신호는 한 주기의 정상 심전도 신호 데이터를 사용하였고, 입력 심전도는 부정맥의 형태를 보이고 있는 한 주기의 심전도 신호를 사용하였다. 그림 10은 획득한 기준 심전도와 입력 심전도의 한 주기를 정규화한 결과를 보여주고, 그림 11은 워핑 기법을 적용한 결과를 보여준다.

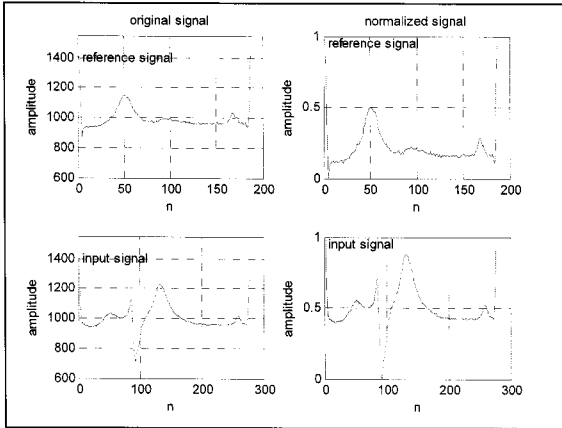


그림 10 심전도 신호의 정규화 결과
Fig. 10 Result of normalizing ECG signal

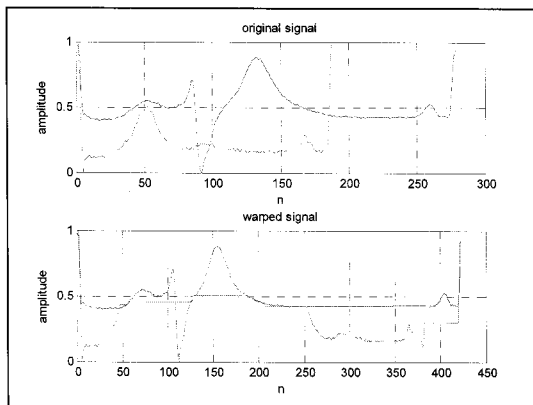


그림 11 워핑 기법의 적용 결과
Fig. 11 Result of applying warping algorithm

그림 10에서 첫 번째 행은 기준 심전도의 한 주기를 정규화한 결과를, 두 번째 행은 입력 심전도의 한 주기를 정규화한 결과를 보여준다. 기준 심전도와 입력 심전도 사이의 시간 간격이 맞지 않는 것을 확인할 수 있다. 또한, 그림 11은 워핑 기법을 적용한 결과를 보여준다. 그림 11의 결과에서 입력 심전도 보다 기준 심전도가 심하게 왜곡됨을 확인할 수 있다. 이는 워핑 기법이 기준 심전도와 입력 심전도의 시간축을 모두 왜곡하는데, 기준 심전도의 신호가 입력 심전도 보다 상대적으로 적은 시간 간격을 가지고 있기 때문에 더욱 많은 시간축 왜곡이 발생했기 때문이다. 이렇게 워핑 기법을 이용하여 두 심전도 신호의 시간 간격을 동일하게 조정 한 후, 두 심전도 사이의 기하학적 거리(Euclidean Distance)를 계산하여 두 심전도 사이의 유사도를 비교하게 된다. 그림 12는 워핑 기법을 이용하여 기준 심전도와 정상 파형을 가지는 입력 심전도 사이의 유사도를 도출한 결과이고, 그림 13은 기준 심전도와 부정맥 파형을 가지는 입력 심

전도를 워핑 기법을 이용하여 유사도를 도출한 결과를 보여 준다.

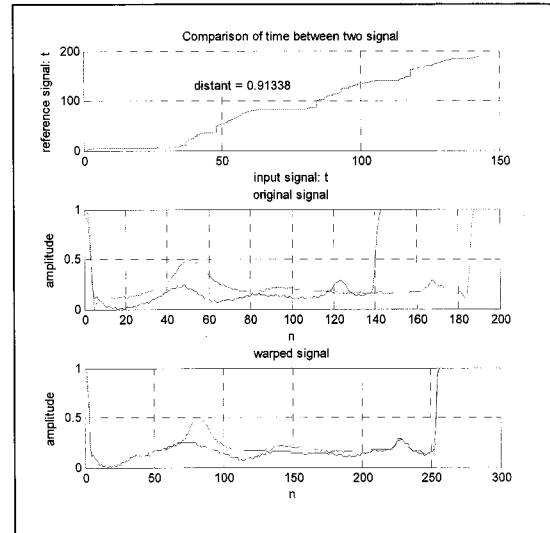


그림 12 정상 심전도 신호의 유사도 비교 결과
Fig. 12 Similarity comparison with normal ECG signal

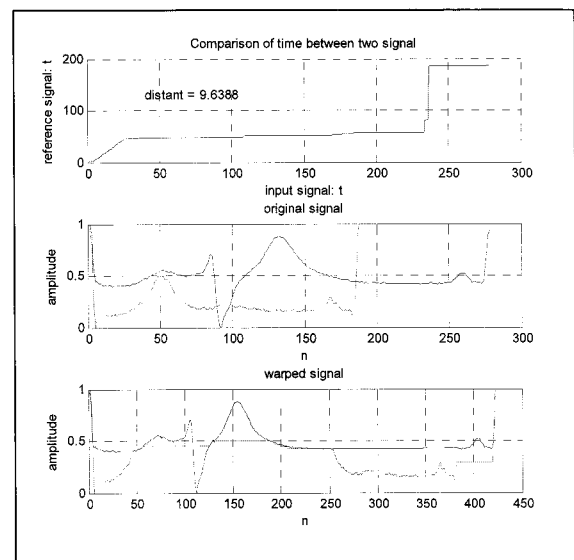


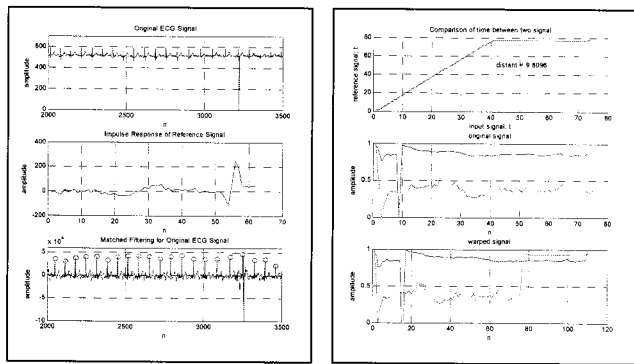
그림 13 부정맥 심전도 신호의 유사도 비교 결과
Fig. 13 Similarity comparison with arrhythmia ECG signal

유사도를 판단하는 기준은 두 심전도 사이의 기하학적 거리가 작을수록 두 심전도의 유사도가 높은 것으로 판단한다. 그림 12에서 기준 심전도 신호와 파형이 정상인 입력 심전도 신호 사이에서 도출된 최소 누적 거리는 0.9134 이고, 그림 13에서 기준 심전도 신호와 부정맥 파형을 가지는 입력 심전도 신호 사이에서 도출된 최소 누적 거리는 9.6388 이다. 따라서 정상 심전도가 기준 심전도와 더욱 유사하다는 것을 확인할 수 있다.

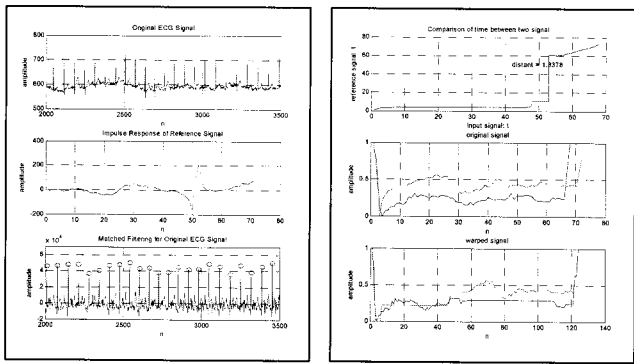
이렇게 워핑 기법을 이용하여 기준 심전도 신호와 입력 심전도 신호 사이의 유사도를 판단함으로써, 형태적으로 이상이 있는 심전도 신호를 판별할 수 있다.

3.3 실험 결과

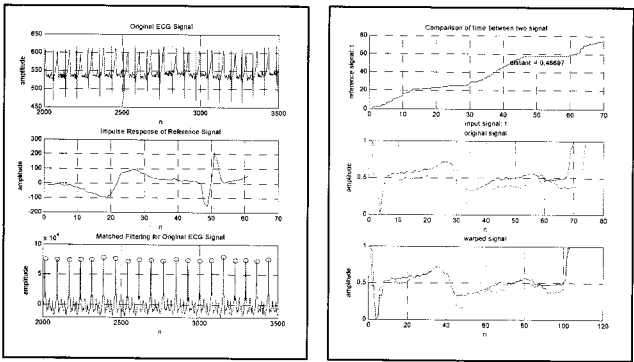
구현된 무구속 패치형 심전도 측정 모듈을 이용하여 획득한 심전도 신호에 Matched Filtering 기법과 워핑 기법을 연속적으로 적용하는 실험을 수행하였다. 실험에 사용된 데이터는 건강한 여성 5명(21±1세)에 대하여 약 5분 동안 100Hz의 샘플링 주파수로 측정된 심전도 데이터를 획득하였다. 1차 고주파 대역 butterworth 필터를 사용하여 획득한 심전도 데이터의 기저선 변동을 제거하고 Matched Filter를 이용하여 R-peak를 검출하고, 워핑 기법을 이용하여 기준 심전도와 테스트 심전도 사이의 기하학적 거리를 도출하여 유사도를 평가하였다. 기준 심전도는 획득한 데이터의 맨 처음의 R-R 간격의 데이터를 사용하였고, 테스트 심전도는 임의의 R-R 간격의 데이터를 사용하였다. 그림 14는 각각의 결과를 보여준다.



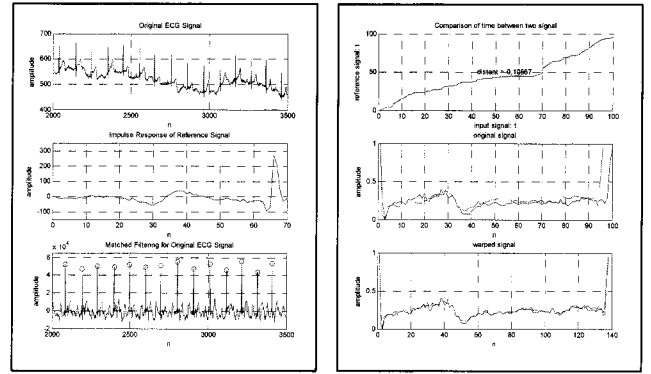
(a)



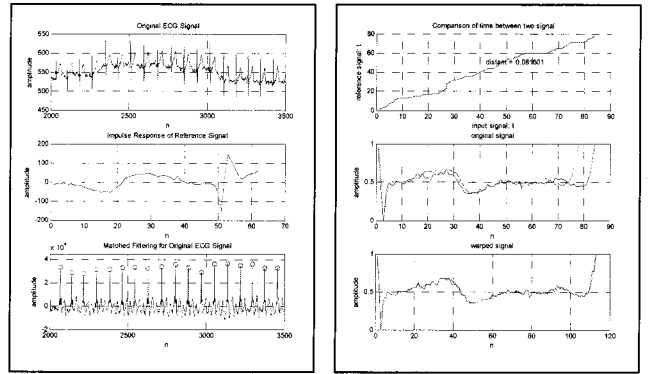
(b)



(c)



(d)



(e)

그림 14 Matched Filter와 워핑 기법을 적용한 결과

Fig. 14 Result of applying Matched Filter and warping algorithm

- (a) subject 1 (b) subject 2 (c) subject 3
- (d) subject 4 (e) subject 5

다음의 표 1은 워핑 기법을 이용하여 도출한 최적 거리를 나타낸다. 이 값은 각각의 심전도의 유사도를 나타내는 지표이다. 이 값이 작을수록 두 심전도 신호 사이의 유사도는 증가하고, 클수록 두 심전도 사이의 유사도는 떨어진다. 이 값이 0이 되면 두 심전도 신호는 완전히 동일한 신호임을 나타낸다.

표 1 피검자 5명에 대한 심전도 신호의 최적 거리

Table 1 The relative distance of ECG signals.

ID	최적 거리
subject 1	9.8096
subject 2	1.3378
subject 3	0.48697
subject 4	0.10567
subject 5	0.081601

위의 표 1에서 subject 1의 최적거리가 9.8096으로서 심전도 신호의 유사도가 가장 떨어지고, subject 5의 최적거리가 0.081601로서 심전도 신호 사이의 유사도가 가장 높은 것을 알 수 있다.

4. 결 론

본 연구에서는 기존의 심전도 측정 시스템이 가지고 있는 문제점을 해결하고, 언제 어디서나 쉽게 심전도를 측정할 수 있는 무구속 패치형 심전도 측정 시스템을 구현하고, 이를 통하여 측정된 심전도 신호의 잡음을 제거하고 R-peak를 검출하기 위하여 Matched Filter를 이용한 심전도 신호의 잡음 제거 및 R-peak 검출 알고리즘을 구현하였다. 또한 심전도 신호의 각각의 주기가 가지는 변동성에 대한 문제를 해결하기 위하여 워핑 기법을 이용한 심전도 신호의 유사도 비교 방법을 구현하였다. Matched Filter는 잡음에 강하고 알려진 신호와 조화되는 신호에서 매우 큰 응답이 발생하기 때문에 심전도 신호의 R-peak 검출 방법으로 매우 적절하다고 생각된다. 또한 워핑 기법에 의한 심전도 신호의 유사도 비교 방법은 심장 박동의 속도에 따른 심전도 신호의 변동성에 대한 문제를 해결할 수 있고, 심전도 신호에서 문제가 있는 위치의 유사도가 확연한 차이를 보이기 때문에 심장 박동의 이상 여부를 검출할 수 있는 방법으로 매우 유용하다고 판단된다. 앞으로 Matched Filter의 임펄스 응답을 최적으로 도출하는 알고리즘을 구현한다면, 부정맥 질환과 같은 심장 박동의 이상 여부를 판단하는 자동진단 알고리즘으로 발전시킬 수 있을 것으로 기대된다. 또한 환자들의 심전도 데이터베이스를 축적하여 축적된 데이터베이스의 심전도와 현재의 심전도 사이의 유사도를 측정하여 건강 모니터링 시스템에도 적용시킬 수 있을 것으로 사료된다.

감사의 글

이 논문은 2007년 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (지방연구중심대학육성사업/충북BIT연구중심대학육성사업단).

참 고 문 헌

[1] John G. Webster, "Medical Instrumentation: Application and Design," Wiley, 1998.
 [2] B. Hunag, W. Kinsner, "ECG Frame Classification Using Dynamic Time Warping," Proceeding of the 2002 IEEE Canadian conference on Electrical & Computer Engineering, pp. 1105-1110, 2002.
 [3] 이강휘, 이정환, 김경섭, 김동준, "생체신호 무선 송수신을 위한 소형, 저전력 통신 시스템 개발," 정보 및 제어 심포지움, 2005.
 [4] Kang-Hwi Lee, Jeong-Whan Lee, Kyeong-Seop Kim, Dong-Jun Kim, "Wearable Heart Monitoring System using Concentric Circular Ring Electrode," ITC-CSCC 2006, July 2006.
 [5] D.C. Reddy, "Biomedical Signal Processing: Principles and Techniques," McGraw Hill, 2005.
 [6] H. Sakoe, S Chiba, "Dynamic Programming Algorithm Optimization for Spoken Word Recognition," IEEE

Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing, Vol. ASSP-26, No. 1, pp. 43-49, 1978.

[7] 한학용, "패턴인식 개론," 한빛미디어, 2006.
 [8] H.J.L.M. Vullings, M.H.G. Verhaegen, H.B. Verbruggen, "Automated ECG segmentation with Dynamic Time Warping," Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Vol. 20, No. 1, pp. 163-166, 1998.
 [9] G.B. Moody, "MIT-BIH Database Distribution," <http://ecg.mit.edu>, July. 2005.

저 자 소 개



신 승 원 (辛承元)

2005년 건국대학교 의학공학부 졸업. 동대학원 석사(2007). 2007년~현재 동대학원 박사과정 재학중.



김 경 섭 (金敬燮)

1979년 연세대학교 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1981). The University of Alabama in Huntsville, USA, Ph.D.(1994). 2001년~현재 건국대학교 의학공학부 부교수.



이 정 환 (李定桓)

1992년 연세대학교 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1994). 동대학원 박사(2000). 2004년~현재 건국대학교 의학공학부 조교수.



이 강 휘 (李康輝)

2006년 건국대학교 의학공학부 졸업. 2006년~현재 동대학원 석사과정 재학중.



김 동 준 (金東浚)

1988년 연세대학교 전기공학과 졸업. 동대학원 석사(1990). 동대학원 박사(1994). 현재 청주대학교 이공대학 전자정보공학부 교수.