creative commons

COMMONS DEED

저작자표시 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.
- 이차적 저작물을 작성할 수 있습니다.
- 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:

저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 이용허락규약(Legal Code)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

Disclaimer

dCollection

[UCI]I804:24011-200000263884

2 0 1 3 년 2월

석사학위논문

홀터 심전도 적용을 위한 CSS AZTEC 압축 알고리즘에 관한 연구

조선대학교 대학원

정보통신공학과

구 정 주

2013년 2월 석사학위논문

홀터 심전도 적용을 위한 CSS AZTEC 압축 알고리즘에 관한 연구

구 정 주

홀터 심전도 적용을 위한
CSS AZTEC 압축 알고리즘에 관한 연구

A Study of CSS AZTEC Compression Algorithm
for Holter ECG Apply

2 0 1 3 년 2월 25일

조선대학교 대학원

정보통신공학과

구 정 주

홀터 심전도 적용을 위한 CSS AZTEC 압축 알고리즘에 관한 연구

지도교수 최 광 석

이 논문을 공학석사학위신청 논문으로 제출함

2012 년 10월

조선대학교 대학원

정보통신공학과

구 정 주

구정주의 석사학위 논문을 인준함

위원장 조선대학교 교수 박 종 안 印

위 원 조선대학교 교수 신 영 숙 印

위 원 조선대학교 교수 최 광 석 印

2012 년 11 월

조선대학교 대학원

목 차

1. 서론 ····· 1
1.1 연구 배경 ····· 1
1.2 연구 목적 및 구성 ····· 2
2. 기본 이론 ····· 3
2.1 심장의 전기 전도계 ····· 3
2.2 심장 세포 ····· 4
2.2.1 탈분극과 재 분극 ····· 4
2.2.2 심장세포의 전기 생리학적 특성 ····· 5
2.3 심전도 개요 ····· 7
2.3.1 다중 리드 심전도 ····· 8
2.3.2 12 리드 심전도 판독 ····· 13
2.3.3 심전도 파형의 파와 군 ····· 16
2.3.4 심전도 파형의 간격과 분절 ····· 20
2.3.5 인공흔적 ····· 22
2.4 심전도 압축 알고리즘 ····· 23
2.4.1 심전도 압축 알고리즘 종류 ····· 23
2.4.2 심전도 압축 알고리즘 성능 평가 ····· 24
2.5 홀터 심전도 ····· 27
2.5.1 AZTEC 압축 알고리즘 ····· 28
3. 제안한 CSS AZTEC 압축 알고리즘 ····· 30
3.1 제안하는 압축 알고리즘의 순서 ····· 30
3.2 리드 2 심전도 신호의 특징 ····· 31
3.3 입력 심전도 신호의 전처리 ····· 31
3.3.1 심전도 신호의 평활화 ····· 32
3.3.2 CSS(Curvature Scale Space) 기법을 이용한 파형 구분 ····· 34
3.4 차이 신호 추출 및 압축 ····· 36
4. 실험 및 결과 ····· 37
4.1 실험 환경 ····· 37
4.1.1 MIT-BIH ····· 37

4.1.2 구현 ····· 39
4.2 실험 결과 ····· 42
5. 결론 ····· 46
참고문헌 ····· 48

그 림 목 차

그림 2.1 심장의 구조 ····· 3
그림 2.2 심장 세포의 탈분극과 재 분극 ····· 5
그림 2.3 심장 내의 전기 자극 전달경로 ····· 7
그림 2.4 사지 리드를 위한 전극의 위치 ····· 9
그림 2.5 사지유도 구성 각 ····· 10
그림 2.6 표준유도와 증폭사지유도의 위치 ····· 11
그림 2.7 흉부유도를 위한 전극의 위치 ····· 12
그림 2.8 12 리드 심전도 파형 ····· 13
그림 2.9 심장의 탈분극 활동방향 ····· 14
그림 2.10 심실의 탈분극 활동방향 ····· 14
그림 2.11 심실의 재 분극 파형 ····· 15
그림 2.12 심방의 탈분극에 의한 파형(P파) ····· 16
그림 2.13 심실의 탈분극에 의한 파형(QRS군) ····· 17
그림 2.14 심실의 재 분극에 의한 파형(T파) ····· 17
그림 2.15 심실의 후기 재 분극에 의한 파형(U파) ····· 18
그림 2.16 등전위선 ····· 19
그림 2.17 QRS군의 여러 가지 모양 ····· 19
그림 2.18 심전도 파형의 간격과 분절 ····· 21
그림 2.19 심전도 파형의 심실활성 시간 ····· 21
그림 2.20 디지털 홀터 심전도 ····· 28
그림 2.21 ZOI의 원리(O : pixels, X : missing pixels) ····· 29
그림 2.22 ZOI기반 AZTEC 압축 알고리즘 ····· 29
그림 3.1 CSS AZTEC 압축 알고리즘 순서 ····· 30
그림 3.2 심장의 활동방향에 따른 파형의 형태 ····· 31
그림 3.3 가우시안 필터 처리 과정 ····· 32
그림 3.4 가우시안 함수 ····· 33
그림 3.5 심전도 파형의 특징 점 ····· 34
그림 4.1 MIT-BIH 데이터베이스 리드 2파형(Record : 100) ····· 38
그림 4.2 MIT-BIH 데이터베이스 리드 2파형(Record : 101) ····· 38

그림 4.3 MIT-BIH 데이터베이스 리드 2파형(Record : 103) ····· 39
그림 4.4 심전도 데이터 ····· 41
그림 4.5 심전도 신호 입출력 ····· 42
그림 4.6 심전도 원신호 ····· 42
그림 4.7 가우시안 함수를 적용한 신호 ····· 43
그림 4.8 압축 후 복원된 신호 ····· 43

표 목 차

표 2.1 심장조직에 따른 전기 자극 전달 속도 ····· 6
표 2.2 바이폴러 리드 조합 ····· 9
표 2.3 유니폴러 리드 조합 ····· 10
표 2.4 흉부유도 리드 조합 ····· 12
표 2.5 심전도 판독 지침 ····· 16
표 2.6 심전도 파형 특징 ····· 18
표 2.7 간격과 분절의 특징 ····· 20
표 2.8 심전도 압축 알고리즘 구분 ····· 24
표 2.9 WDD 비교 영역 ····· 26
표 4.1 MSP430 기능 ····· 40
표 4.2 기존 AZTEC 압축 알고리즘의 압축률 및 재생 오차 ····· 44
표 4.3 제안한 방식의 압축률 및 재생 오차 ····· 44

ABSTRACT

A Study of CSS AZTEC Compression Algorithm for Holter ECG Apply

Koo, Jung Joo
Advisor : Prof. Choi, GoangSeog, Ph.D.
Department of Information and Communication Engineering
Graduate School of Chosun University

In this thesis, New compression technique shortcoming of AZTEC is introduced. AZTEC is relatively simple to implement and entry level Holter ECG easy to apply. ECG signals are continuously generated waves PQRST, each waveform is important in the diagnosis. Diagnostic ECG's done by subjective judgment, but the ultimate goal to determine abnormalities of the heart will. Typical waveforms of the P wave, QRS complex, T wave is measured, each waveform is characterized by activity of heart of atrium and ventricle. AZTEC algorithm to restore a few errors about small variation of the signal of P wave, T wave. but QRS complex is large restore error. Thus, the variation of the measured ECG signal waveforms with low signal to go through pre-processing not been pre-existing AZTEC algorithm to be less than the restore error can be expected.

1.서론

1.1 연구배경

현재 건강에 관한 관심이 높아져 이전에는 상상하지도 못한 의료 기술의 비약적인 발전을 이루었다. 또한, 현대인의 생활수준의 향상은 평균수명 증가로 이어져 노인 복지 및 건강이 사회의 큰 이슈로 대두하고 있다. 특히 노인성 질환 및 만성질환에 관한 관심이 증대되고 있지만 고혈압, 동맥경화 등 심혈관계 질환에 의한 사망률이 47%에 육박할 정도로 급격하게 증가하고 있다. 하지만 건강에 대한 관심 증대 및 만성질환자의 증가에 따른 의료 수요를 충족하기에는 현재 병원중심의 의료서비스로는 부족한 상태이다. 환자가 직접 의료기관을 방문하여 진료를 받아야 하는 병원 중심의 의료서비스는 공간적, 시간적 등 서비스의 제한성을 가지고 있어 최근에는 언제 어디서나 건강을 관리하고자 하는 유비쿼터스 헬스케어가 많은 관심을 받고 있다.

유비쿼터스 헬스케어는 정보통신 기술이 의료와 접목되어 시간과 공간에 구애받지 않고 언제 어디서나 건강을 관리하고 증진하며 질병을 예방하고 관리하는 새로운 형태의 의료서비스로서 가정 등 실생활 영역에서의 의료서비스가 가능하고, 단발성 질병치료의 의료서비스가 평생치료 개념으로 확대된다. 특히 심장의 불규칙한 상태를 나타내는 부정맥은 단시간 기록에 의해 일과성으로 출현하는 그 증상을 포착하기는 어렵다.

이러한 이유로 홀터에 의해 장시간 연속 심전도 기록장치(홀터 심전도)가 개발되어 심전계를 환자에게 휴대시켜, 자유로운 생활 속에서 심전도를 24시간 또는 48시간에 걸쳐서 측정하는 것이 가능케 되었다. 하지만 홀터 심전도는 휴대성이라는 특징으로 소형, 경량의 저 전력으로 시스템의 제한된 메모리 용량을 지니고 있다. 따라서 시스템의 성능을 높이기 위해 고성능, 고효율의 진단과 신뢰성 있는 압축, 전송기법이 필요하다. 최근 30년 동안 심전도 신호에 대한 많은 압축 알고리즘이 개발되었지만, 알고리즘의 연산이 복잡하면 오히려 전체 연산시간에 영향을 미치게 되고 연산이 비교적 간단한 압축 알고리즘 같은 경우에도 복원 후 원신호와의 차이 때문에 진단에 영향을 끼치게 된다. 이에 본 논문은 홀터 심전도에 적용하기 쉬운 연산이 간단한 기존의 AZTEC(Amplitude Zone Time Epoch Coding) 압축 알고리즘의 단점을 극복하는 방안을 모색해 본다.

1.2 연구 목적 및 구성

기존의 심전도 압축 알고리즘은 성능향상을 위해 개선되어야 할 문제점들을 가지고 있으며, 이 문제점들을 효과적으로 개선한다면 좀 더 효율적이고 실용 가능한 심전도 압축 알고리즘이 될 수 있다. 따라서 본 논문에서는 기존의 심전도 압축 알고리즘 AZTEC의 단점을 보완하는 방법을 모색해 본다. AZTEC 압축 알고리즘은 비교적 구현이 간단하고 압축률이 높다는 장점을 지니고 있어 홀터 심전도 같은 저사양의 시스템에 적용할 수 있지만 입력되는 신호의 변화량이 많으면 복원 후 오차율이 커지게 된다[1]. 심전도 신호는 신호의 변화량이 큰 구간과 작은 구간의 조합으로 이루어져 있고, 각각의 구간은 모두 진단에서 꼭 필요한 영역이다[2-6]. 디지털 압축은 손실과 무손실 압축방법이 있고, 압축률을 높이기 위해서는 손실압축이 이루어져야 하지만 신호의 진단에 영향을 끼치지 않는 범위에서 수행되어야 한다[7]. 따라서 AZTEC의 문제점을 해결하기 위하여 본 논문에서는 측정된 심전도 신호에 대한 전처리 과정을 거쳐 변화량이 적은 신호로 변환한다. 이는 심전도 신호가 비슷한 파형의 반복이라는 특징에 기반을 둔 것으로 처음 측정된 신호를 기준구간으로 선정하고, 이후에 입력되는 신호와 기준구간의 차이신호를 압축 알고리즘에 입력한다.

본 논문의 구성은 총 4장으로 구성되어 있으며 그 내용은 다음과 같다. 1장에서는 심전도에 대한 기본적인 이론에 관해 서술하고, 다중리드 심전도와 심전도 압축 알고리즘, 홀터 심전도에 관해 기술한다. 2장에서는 제안한 심전도 압축 기법을 소개한다. 3장에서는 성능 분석을 통한 연구 결과를 기술하고, 4장에서는 결론을 맺으며 향후 연구 과제를 기술한다.

2.기본 이론

2.1 심장의 전기 전도계

심장은 근육으로 구성된 펌프(Pump)기관으로 신체 전 조직에 혈액을 공급하고 산소를 공급하는 역할을 한다. 심장은 우심방(Right Atrium), 우심실(Right Ventricle), 좌심방(Left Atrium), 좌심실(Left Ventricle)의 4개 구역으로 나누어져 있다. 심방은 다소 작고, 심장 상부에 있어 혈액을 받아들이며 좌심방과 우심방을 분리하는 벽을 심방중격(Interatrial Septum)라 한다. 심실은 심장 하부에 있어 혈액을 분출하는 역할을 담당하고 심실중격(Interventricular Septum)이라는 벽에 의해 우심실과 좌심실로 구분된다. 우심실에서는 산화되지 않은 혈액을 심장과 매우 가까운 거리에 있는 폐로 분출하고, 좌심실에서는 신체 전 순환계로 산화된 혈액을 분출하여야 하므로 좌심실 벽은 우심실 벽보다 더 두꺼워야 한다.

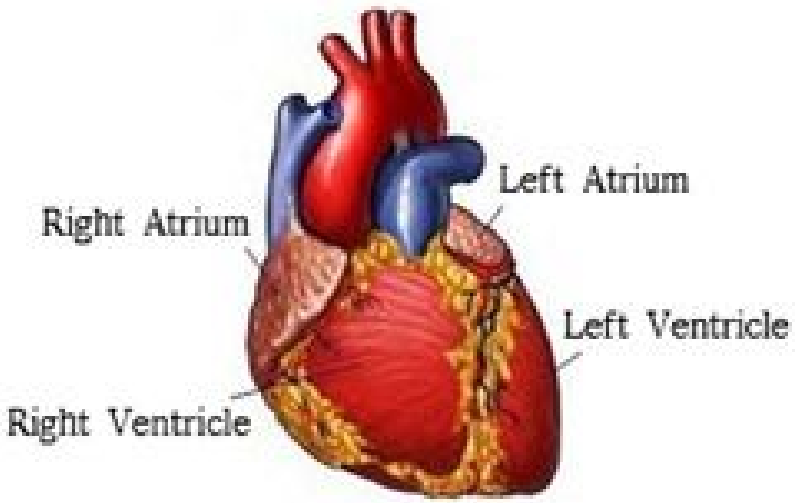

그림 2.1 심장의 구조

그 외에 심장은 박동을 시작하고 유지하는 데 필요한 전도도로 이루어져있다. 이것을 전기 전도계(Electrical Conducting System)라 한다. 전기 전도계는 동결절(SA node), 결절 간 심방 경로(Internodal pathways), 방실결절(AV node), His 속(His bundle), 우각(Right bundle branch)과 좌각(Left bundle branch) 및 좌각 전 섬유 속(Left anterior division, fascicle)과 좌각 후 섬유 속(Left posterior division, fascicle), Purkije 섬유(Purkije fivers)로 구성되고, 각 영역은 전기적인 활동을 수행한다.

2.2 심장 세포

심장세포내외에는 이온을 포함한 용액으로 차 있으며 중요한 세 가지의 이온은 소디움(Sodium, Na^{+}), 포타시움(Potassium, K^{+}) 그리고 칼슘(Calcium, Ca^{++})이다. 심장세포 안정 시(resting period of the cell)에 세포 내는 음성의 전위를 띠고(negatively carded), 세포 외는 양성의 전위(positively charged)를 띤다. 이러한 이온이 세포막 내외를 이동 투과함으로써 심전도 상에 전기적 활동이 기록된다.

2.2.1 탈분극과 재 분극

심장에서 전기적 자극(electrical impulse)이 시작되면 세포 내 전압은 매우 빠른 속도로 양성으로 변화되며, 세포 외 전압은 음성으로 변화된다. 전기적 자극으로 심근세포는 흥분상태(excited state)가 되고 이러한 전극의 변화(charge of polarity)를 탈분극(depolrization)이라고 한다. 전기적 자극은 심장 세포 한쪽 끝에서 시작되며 탈분극파는 반대쪽으로 끝으로 퍼져 나간다. 흥분되었던 심장 세포가 안정 상태로 회복되는 것을 재 분극(repolarization)이라 한다. 재 분극 시 심장 세포 내 전압은 안정 시 전위인 음성으로 돌아오며 재 분극은 탈분극이 끝난 부위에서부터 시작된다. 안정상태는 다음 탈분극이 시작될 때까지 지속한다. 일단 심장세포가 탈분극되면 첫 번째 탈분극이 완전히 끝나기 전까지는 두 번째 탈분극이 이루어질 수 없어 이것을 절대적 불응기(absolute refractive period)라 한다. 절대적 불응기 직후 재 분극 동안에 강한 전기자극으로 심장 세포의 탈분극이 일어날 수 있으며 이를 상대적 불응기(relative refractory period)라 한다.

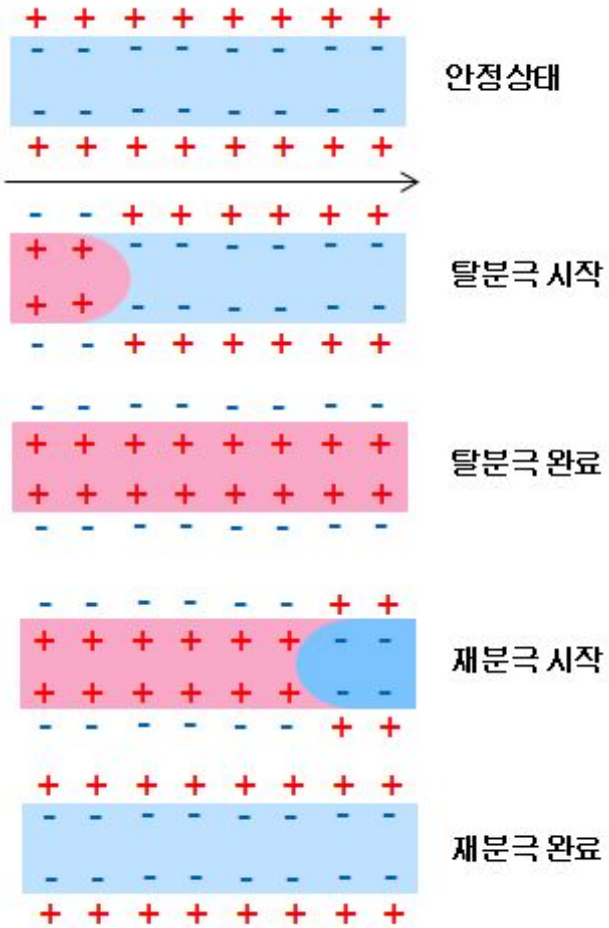

그림 2.2 심장세포의 탈분극과 재 분극

2.2.2 심장 세포의 전기 생리학적 특징

심장은 신경계의 도움 없이 율동적인 박동을 일으키고 유지한다. 신체에서 적출한 심장도 일정한 시간 동안 스스로 박동할 수 있는 능력을 가진다. 이를 자동성(Automaticity)이라 하고 자동성이 가장 큰 심장부위는 동결절(sinus node)의 심박조율 세포(pacemaker cells)이다. 심방(atria), 방실결절(atrioventricular node, AV

node), His 속(His bundle), 각(Bundle branches), Purkije 섬유 그리고 심실 근육은 동결절보다는 자동능이 저하되어 있다. 또한, 심장 세포는 심장 세포 내의 전위를 급격하게 변화시키면서 전기 자극에 반응한다. 전기 자극을 받은 심장 세포는 세포 내외의 이온을 이동시켜 세포 내의 전압을 양성으로 세포막 외의 전압을 음성으로 변화시킨다. 일단 심근세포 내에서 전위 변화가 시작되면 심근세포 전체가 양성으로 변화될 때까지 지속하며 이를 흥분성(Excitability)라 한다. 마지막으로 심장 세포는 매우 빠른 속도로 주변에 있는 심장 세포로 전기 자극을 전도하는데, 이는 한 번에 심장 전 부위가 탈분극되도록 하기 위함이다. 이러한 원리는 크리스마스트리의 전등과 전선을 연결하여 빛을 내게 하는 원리와 같은 것이다. 이는 짧은 순간에 전선은 전기 자극을 연속적으로 각각의 전등으로 파급 전달시켜, 모든 전등불이 함께 빛을 내는 것처럼 보이도록 하는 것이다. 전기전달 속도(Velocity of transfer)는 심장 조직에 따라 다르다. 이를 전도성(Conductivity)이라 한다.

표 2.1 심장조직에 따른 전기 자극 전달 속도

심장 조직	전기 자극 전달 속도 (Velocity of trasfer)
방실결절	200 mm per second
심실근육	400 mm per second
심방근육	1000 mm per second
Purkije	4000 mm per second

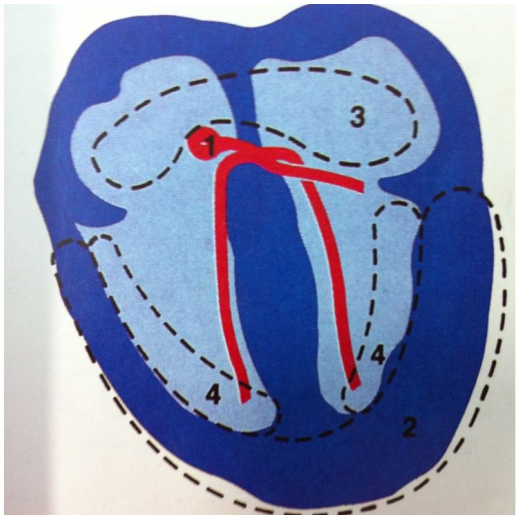

그림 2.3 심장내의 전기 자극 전달경로

2.3 심전도 개요

심전도(Electrocardiography, ECG)란 심장이 박동할 때마다 심장 내에서 발생하는 전기적 활동(Electrical Activity)을 기록한 것으로 1903년 네덜란드의 빌렘 에인트호벤이 처음 고안하였다. 심장 안에는 동방결절(Sinoauricular node/SA node, 주기적으로 전기를 생성하여 심장 수축을 유도함으로써 심장박동을 조절하는 심장의 특정한 부분)이란 곳이 있는데 여기서 전기적 신호를 만들어 낸다. 이렇게 만들어진 전기는 심장 내의 전기 전도 시스템을 따라 심장 전체에 전달되고 심장의 각 부위에 전달된 전기 신호로 심장 근육을 이루는 세포가 수축하게 되며 이 때문에 인해 심장이 뛰게 된다. 심전도 검사는 관상동맥 질환(협심증[8][9], 심근경색[10],[11])이나 부정맥[12][13]의 진단과 치료 방침 결정 및 치료 평가를 위해 시행된다. 그 뿐만 아니라 스트레스 측정을 위해서도 사용되며 많은 관련 연구가 진행 중에 있다[14][15][16].

심전도 신호는 심장의 여러 영역의 피부에 부착된 전극을 사용하여 얻어지며 이를 통해 심장 각 부위의 전기적 현상을 잘 이해할 수 있다. 이는 마치 3차원적인 사물을 볼 때 한쪽에서만 관찰하는 것보다는 앞, 뒤, 옆, 위, 아래 등 다양한 관찰 지점에서 봐야 그 사물을 좀 더 정확히 이해할 수 있다는 것과 같은 원리로 볼 수 있다. 각 부

위의 전극에서 검출된 신호의 크기(전압, y축)를 시간(x축)에 대한 그래프로 나타내고 이를 통해 심장 각 부위에서 전압이 약하거나 강해진 것을 분석할 수 있으며, 심장의 리듬이 불규칙한지, 빠른지, 느린지를 알 수 있게 된다. 또한, 심근의 비정상적인 전도, 심방 및 심실의 크기 변화, 심근의 손상, 그리고 심장 박동 수의 이상 등을 밝히는데 유용하게 사용된다.

2.3.1 다중 리드 심전도

심전도 신호를 측정하기 위한 피부 전극의 심장 방향 시점은 리드(Lead)라고 한다. 미국 심장 협회(American Heart Association)의 발표로는 심전도 신호는 최소 3개의 개별적인 리드로 구성해야 하지만 임상에 의해 기록된 표준 심전도는 12개 리드로 구성하고, 10개의 전극을 사용한다. 12개의 리드는 심장의 전면부(Front Plane)에서 기록한 3개의 표준유도(Standard Lead)와 3개의 증폭사지유도(증폭유도, Augmented Lead), 그리고 심장을 수평면(Horizontal Plane)에서 기록한 6개의 흉부유도(Precordial or Cheat Lead)로 구성된다. 각 리드에서 얻어지는 신호들은 서로 그 형태가 다르고, 극성도 다르다.

표준유도와 증폭사지유도 기록을 위해선 전극을 환자의 두 팔과 두 발에 부착한다. 아래 그림과 같이 오른쪽 팔(RA), 왼쪽 팔(LA), 왼쪽 다리(LL)의 위치에서 심전도를 측정할 경우 각각 쌍으로 하나의 전극이 양극이 될 경우 다른 한쪽은 음극이 되기 때문에 이를 바이폴라(Bipolar)라고 하고, 리드 1, 리드 2, 리드 3가 생성된다. 오른쪽 다리(RL) 전극은 심전도 신호를 얻기 위해 사용되지는 않지만 그라운드 기준 전극이 되며, 심전도 장비의 간섭을 줄일 수 있다.

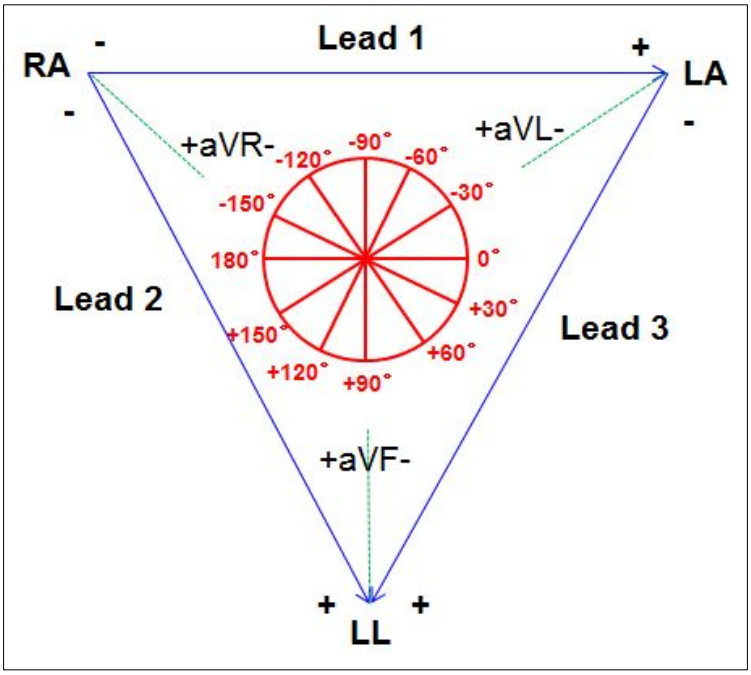

그림 2.4 사지 리드를 위한 전극의 위치

바이폴러의 결합은 아래 표2.2과 같고 그림2.5와 같이 사지 전극으로부터의 신호는 위치를 더 조합하여 사용될 수 있다. 추가된 aVL, aVF, aVR 리드는 유니폴라(Unipolar)라 하고 각 결합은 아래 표2.3와 같다.

표 2.2 바이폴라 리드 조합

Lead	Electrode + (real)	Electrode − (real)	Signal Combination	Medical angle	Mathematical angle
1	LA	RA	LA−RA	0 °	0 °
2	LL	RA	LL−RA	+60 °	−60 °
3	LL	LA	LL−LA	+120 °	−120 °

표 2.3 유니폴라 리드 조합

Lead	Electrode + (real)	Electrode − (real)	Signal Combination	Medical angle	Mathematical angle
aVL	LA	RA, LL	LA−1/2(RA+LL)	−30 °	+30 °
aVF	LL	RA, LA	LL−1/2(RA+LA)	+90 °	−90 °
aVR	RA	LA, LL	RA−1/2(LA+LL)	−150 °	+150 °

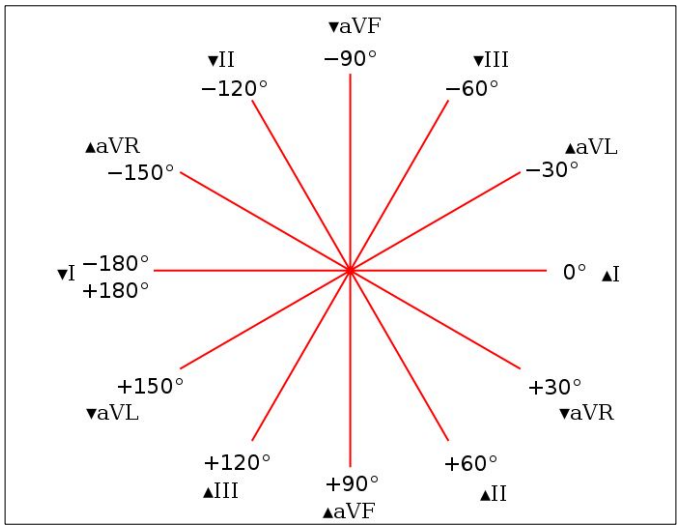

그림 2.5 사지유도 구성 각

aVL은 심장의 왼팔 방향, aVR은 심장의 오른팔 방향, aVF는 심장의 기저부에서 심장의 전기적 활동을 기록한다. 사지 전극에서 얻은 총 6개의 리드가 생성되고, 그것은 약간씩 다른 각도에서 심장 신호를 얻을 수 있다.

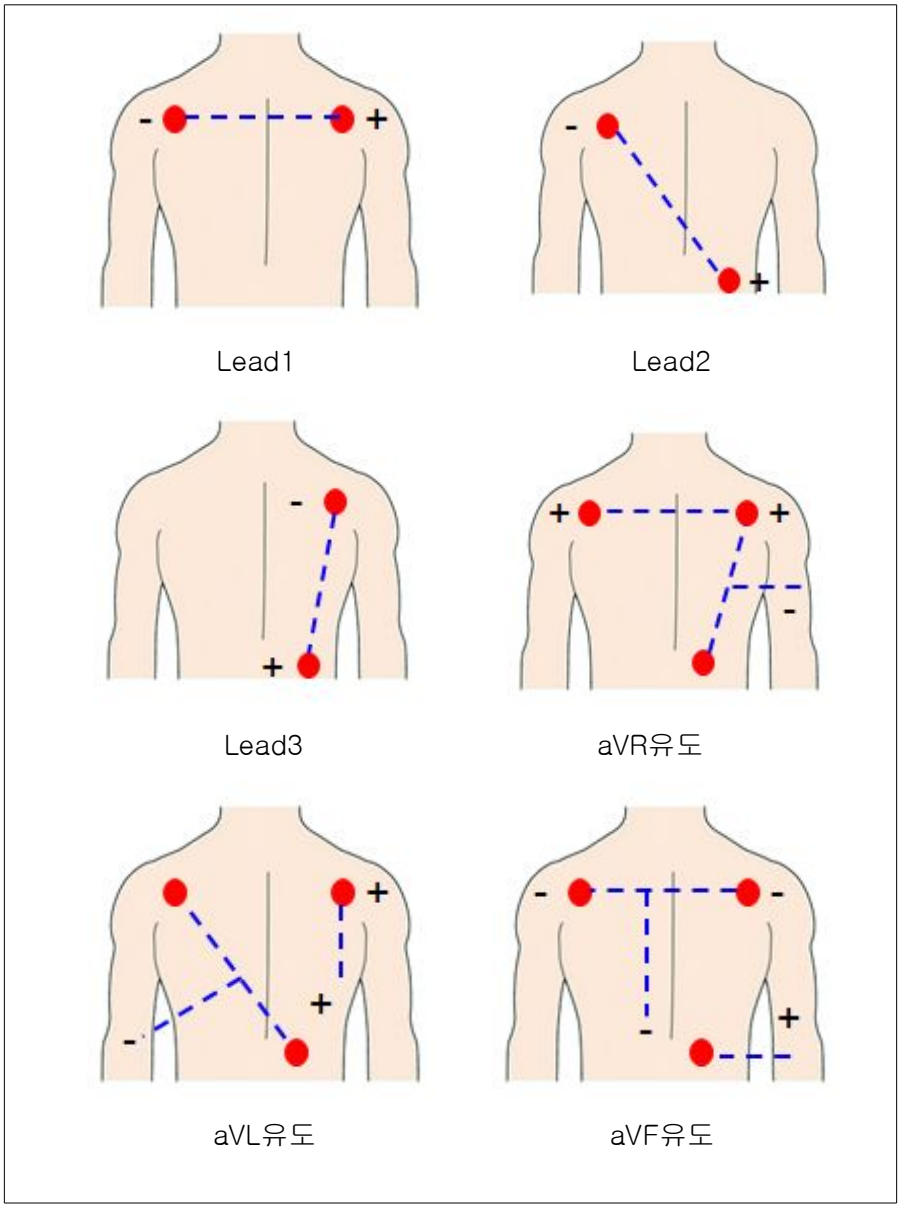

그림 2.6 표준유도와 증폭사지유도의 위치

흉부유도 기록을 위해선 흉부의 전면에 6개의 전극을 추가하여 각각 다른 각도로 리드를 생성한다. 흉부유도는 심장의 수평면에서 심장의 전기적 활동을 기록한 것이다. 이때 흉부의 전극은 양극이 되고, 세 전극 LA, RA, LL로부터 신호의 평균은 음극이

된다. 사지 리드를 포함하여 흉부에 부착된 전극에 의한 총 12개의 리드는 표준 12 리드 심전도 결과로 진단을 위해 사용된다.

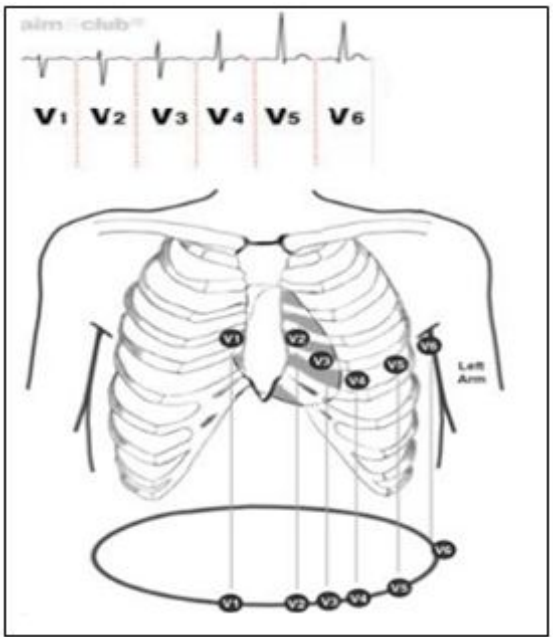

그림 2.7 흉부유도를 위한 전극의 위치

표 2.4 흉부유도 리드 조합

Lead	Electrode + (real)	Electrode − (real)	Signal Combination	Approx Medical angle	Mathematical angle
V1	V1	LA, RA, LL	V1−1/3(LA+RA+LL)	+120 °	−120 °
V2	V2	LA, RA, LL	V2−1/3(LA+RA+LL)	+90 °	−90 °
V3	V3	LA, RA, LL	V3−1/3(LA+RA+LL)	+60 °	−60 °
V4	V4	LA, RA, LL	V4−1/3(LA+RA+LL)	+30 °	−30 °
V5	V5	LA, RA, LL	V5−1/3(LA+RA+LL)	+0 °	+0 °
V6	V6	LA, RA, LL	V6−1/3(LA+RA+LL)	−30 °	+30 °

2.3.2 12 리드 심전도 판독

12 리드 심전도는 각각 다른 심장의 방향 시점(리드 1, 리드 2, 리드 3, aVL, aVR, aVF : 심장의 전면, V1~V6 : 심장의 수평면)에서 심장내의 전기적 활동을 측정하므로 각각 다른 모양의 파형으로 그래프의 가로축은 1초당 25mm가 이동하고 세로축은 1mV의 전압 발생에 대해 100mm로 기록된다. 12 리드 심전도는 두 가지 장점을 가지고 있다. 첫 번째는 심장이 영향을 받는 부분을 유추할 수 있고, 두 번째는 탈분극 파형의 전반적인 방향을 유추할 수 있다.

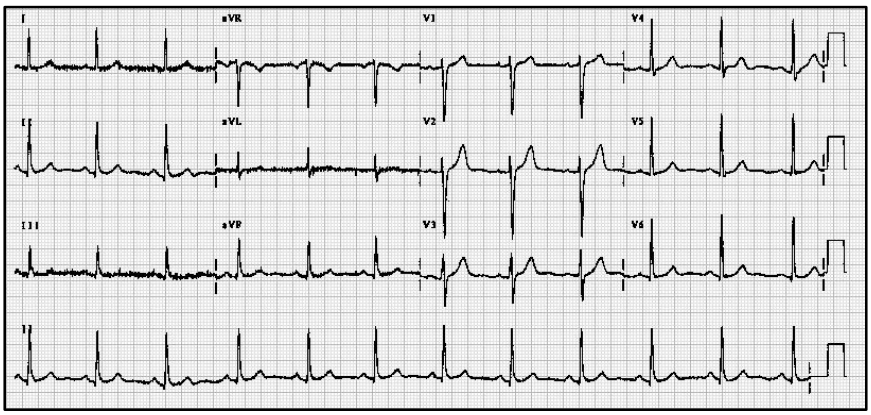

그림 2.8 12 리드 심전도 파형

심장의 활동은 심방의 탈분극, 심실의 탈분극, 심실의 재 분극의 단계를 거치고, 각 활동에 따른 파형을 T파, QRS군, R파라한다. 가장 처음으로 심방의 탈분극 파(P파)는 리드 2방향으로 향하기 때문에 리드 2에서 가장 큰 상향으로, aVR에서는 하향으로, 리드 3와 aVL에서는 매우 작은 파가 형성된다.

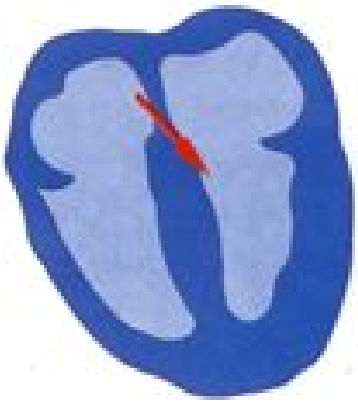

그림 2.9 심방의 탈분극 활동방향

두 번째로 심실의 탈분극 파(QRS군)는 세 단계에 걸쳐 발생한다. 처음 심실중격의 왼쪽에서 오른쪽으로 일어나며 우심실의 조기 탈분극도 발생한다. 두 번째는 우심실과 좌심실의 심첨부이며 우심실 탈분극이 완료된다. 세 번째는 측벽 쪽으로 탈분극이 진행된다. 따라서 각 리드의 파형은 아래그림과 같이 나타난다.

그림 2.10 심실의 탈분극 활동방향

마지막으로 심실의 재 분극 파(T파)는 리드 1, 리드 2, aVL, aVF, V2~V6에서 상향으로, 리드 3와 V1에서는 다양하게, aVR에서는 하향으로 기록된다.

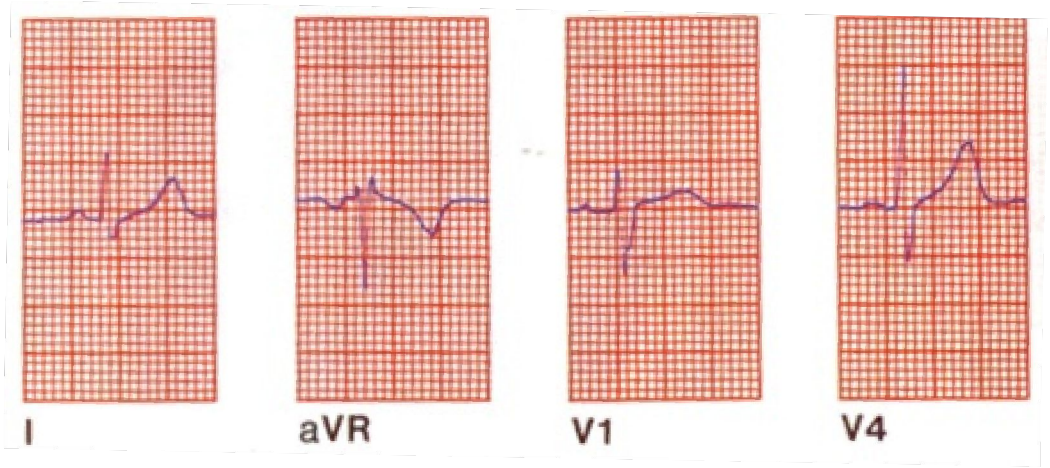

그림 2.11 심실의 재 분극 파형

다중 리드 심전도는 그것이 생성하는 데이터 증가에도 불구하고 많은 장점을 지닌다. 랜덤 노이즈는 리드 간에 독립적으로 발생하고, 심전도 파형이 정확하게 기록됐는지 확인하기 위해선 각 12 리드 심전도 파형을 확인해야 한다. 예를 들어 Einthoven의 방정식에 의해 리드 1의 높이와 리드 3의 높이의 합이 리드 2와 같아야 한다. 또한 P파는 리드 2에서 상향이고 aVR에서는 하향으로 나타나야 한다. 흉부유도의 경우 정상적인 경우 R파는 V1에서 가장 작고, V6로 갈수록 점점 커진다. 각 리드의 파형은 기술적으로 정확한 기록 확인뿐만 아니라 외부의 영향에 의해 간섭을 받았는지 확인하는데도 필요하다. 또한, 진단에서 중요한 특징은 하나의 리드에서만 두드러지게 나타나기도 한다. 기본적인 심전도 판독에 필요한 지침은 아래 표와 같고 각 단계에서 비정상적인 점이 없다면 정상 심전도라고 결론지을 수 있다.

표 2.5 심전도 판독 지침

단 계	측 정 요 소
1단계	리드 2에서 PR간격을 측정하였을 때 0.12~0.20초 이내인지 확인한다.
2단계	QRS군의 폭을 측정하여 0.04~0.11초 이내인지 확인한다.
3단계	각 리드의 R파를 이용하여 심박동수와 율동(rhythm)을 측정한다.
4단계	각 리드의 QRS군의 축을 측정한다.
5단계	ST 분절이 등전위선보다 1mm 이상의 상승 또는 하강이 있는지 확인한다.
6단계	T파는 aVR, V1 때때로 리드 3을 제외한 모든 유도에서 상향이어야 한다.

2.3.3 심전도 파형의 파와 군

심전도는 심박동 1주기가 지나는 동안에 P파, QRS군, T파가 차례로 나타난다. 가장 처음 나타나는 P파는 심방의 탈분극에 의해 나타나며 보통은 상향으로 약간 둥근 모양이 타나게 된다. 기록에 의한 폭은 0.6~0.10.초 이내, 높이는 2.5mm 이하로 심방 탈분극은 0.10초 이내에 끝나고 전압은 0.25mV 이하임을 뜻하게 된다.

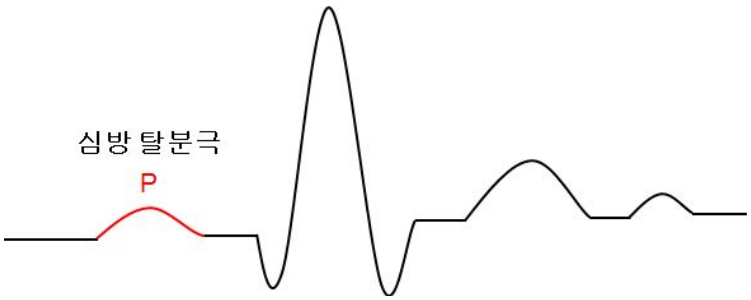

그림 2.12 심방의 탈분극에 의한 파형(P파)

심장 세포의 탈분극이 이루어 진 후, 심장세포는 안정전위로 되돌아가는 재 분극이 이루어진다. 심방의 재 분극은 P파의 반대방향인 Ta파로 나타나지만 주로 QRS군과 동시에 발생되어 심전도 기록에서는 흔하게 보이지 않는다. QRS군은 Q파, R파, S파로 구성되는 날카로운 파형으로 심장 좌, 우 심실벽 및 심실중격의 복합흥분소견이다. 기록에 의한 그 폭은 0.069~0.08초(0.10초 이내), 높이는 26mm(2.6v)이하이다. 심실

비대나 심근 경색증이 나타나게 되면 QRS군의 높이가 증가한다.

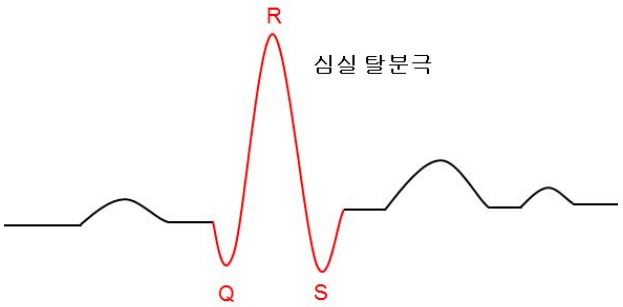

그림 2.13 심실의 탈분극에 의한 파형(QRS군)

마지막으로 T파는 심실 재 분극에 의해 기록되며 QRS군 보다는 훨씬 폭이 넓으나 높이는 낮다. T파는 정상적인 경우 상향으로 약간 둥근 모양을 보인다.

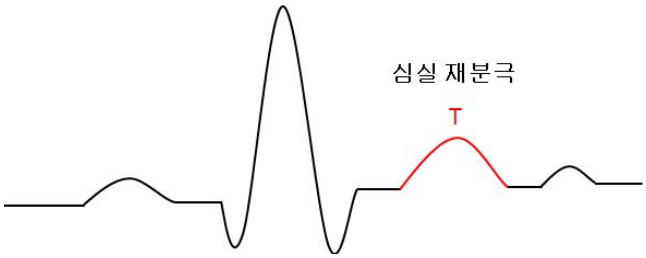

그림 2.14 심실의 재 분극에 의한 파형(T파)

T파 다음에 간혹 U파가 나타나는 경우가 있다. U파는 심실의 Purkije 섬유의 후기 재 분극(late repolarization)으로 나타나는 것을 추측한다. U파 방향은 T파 방향과 동일하게 나타난다.

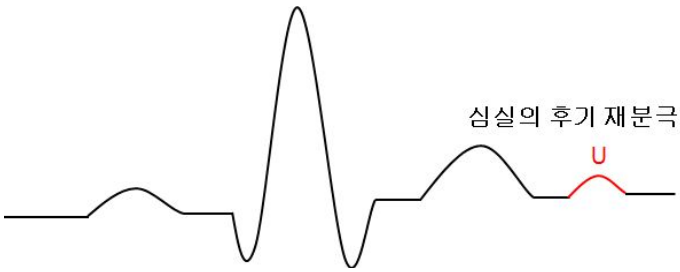

그림 2.15 심실의 후기 재 분극에 의한 파형(U파)

표 2.6 심전도 파형 특징

심전도 파형	특 징
P파	심방 흥분 전파기 : 0.06~0.10초, 0.25mV이하
QRS군	심실 흥분 전파기 : 0.06~0.10초
T파	심실흥분 회복기 : 0.16초, 0.25mV이상
U파	T파 후의 작은 파형으로 간혹 나타남 원인은 알 수 없으며 K^+ 감소 진단에 유용

심전도 기록 시 기준이 되는 점은 등전위선(Isoelectric Line)이다. 등전위선이란 P파전에 일직선으로 그려진 평평한 선이나 T파나 U파 후의 평평한 선이다. 심전도 기록침이 등전위선 위로 그려지면 상향이라 하고 등전위선 아래로 그려지면 하향이라 한다.

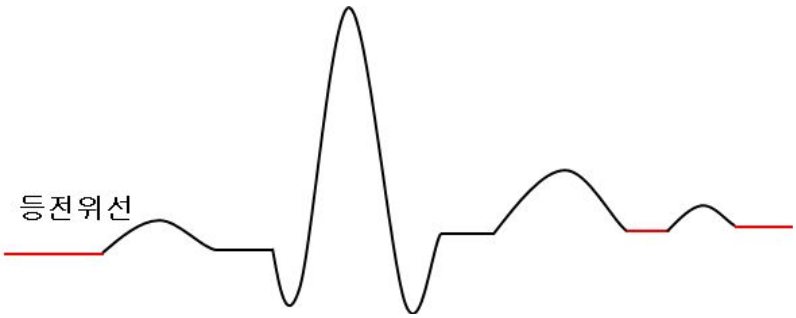

그림 2.16 등전위선

QRS군은 Q파, R파, 그리고 S파로 구성되거나 다양한 조합으로 기록되고 처음 기록된 상향파인 R파를 기준으로 R파 앞에 기록되면 Q파, R파 뒤에 기록되면 S파로 Q파와 S파는 하향으로 나타난다. 때때로 Q, R, S파 3개의 파가 전부 나타나지 않는 경우도 있고, 한 개 이상의 상향파가 존재할 수 있다. 하지만 한 개 이상의 상향파라도 이 상향파는 R파라 하고 두 개의 R파가 기록된 경우 첫 번째 파를 R파로, 두 번째 파를 R'(R Prime)파로 구분한다. 마찬가지로 S파가 두 개 나올 경우에도 첫 번째 파를 S파로, 두 번째 파를 S'파(S Prime)로 구분한다.

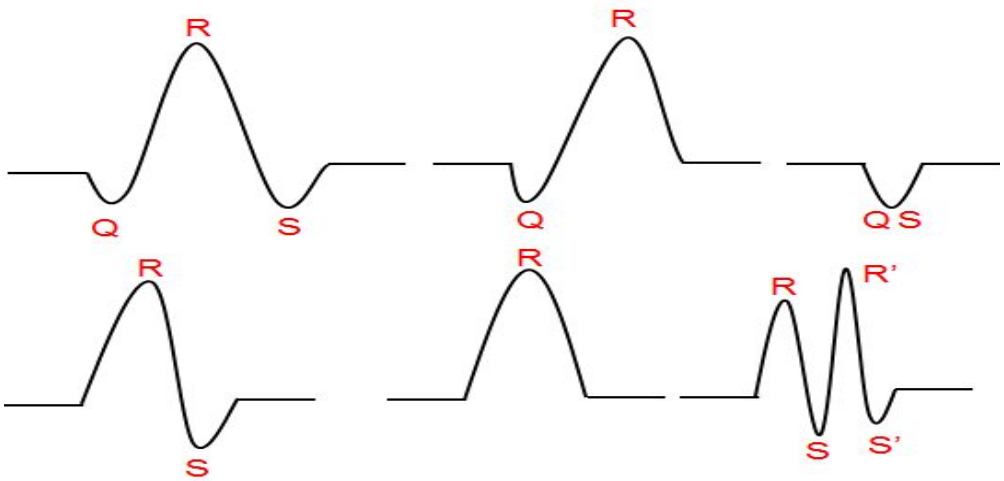

그림 2.17 QRS군의 여러 가지 모양

2.3.4 심전도 파형의 간격과 분절

심전도 파형에서 간격(Intervals)은 파를 포함한 거리를 뜻하며 분절(Segments)은 파를 포함하지 않고 파와 파사이의 거리를 의미한다. PR간격(PR Interval), PR분절(PR Segment), ST분절(ST Segment), QT간격(QT Interval), 심실 활성 시간(Ventricular Activation Time)의 5종류로 각각의 특징은 아래 표와 같다.

표 2.7 간격과 분절의 특징

간격과 분절	특징
PR 간격	P파 시작부터 QRS군 시작까지의 거리 심방의 탈분극과 방실전도까지의 시간
PR 분절	P파 끝부터 QRS군 시작까지의 거리
ST 분절	QRS군 끝부터 T파 시작까지의 거리 (QRS군의 끝(J Point)과 T파 상향이 시작되는 점과의 거리) 심근허혈 또는 심근 손상을 나타내는 민감한 지표
QT 간격	QRS군 시작부터 T파 끝까지의 거리 양심실의 탈분극과 재 분극까지의 시간
심실 활성 시간	QRS군 시작부터 R파의 정점까지의 시간 심내막으로부터 심외막까지의 탈분극에 필요한 시간

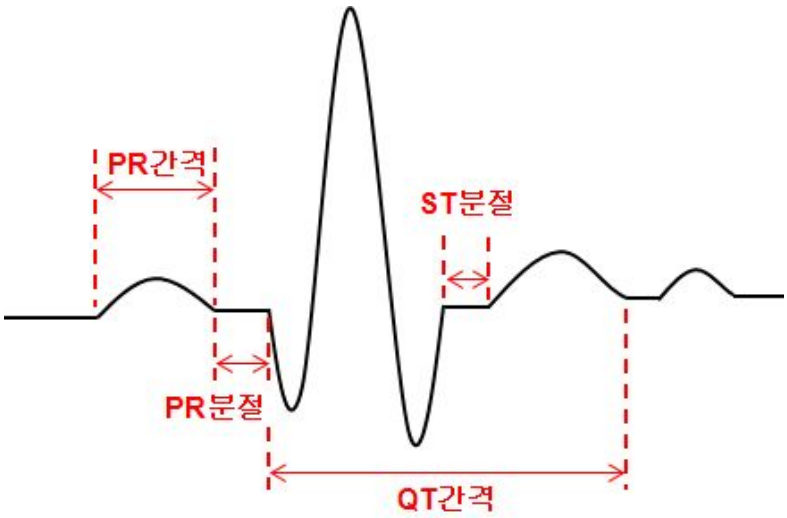

그림 2.18 심전도 파형의 간격과 분절

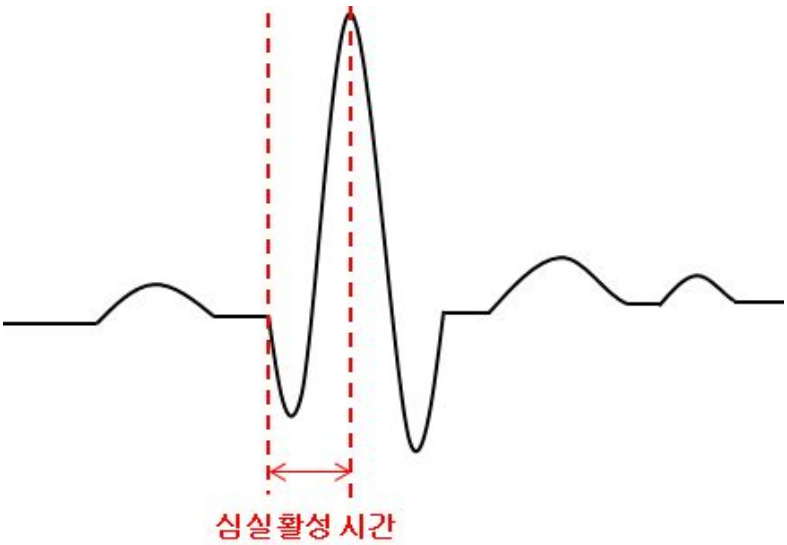

그림 2.19 심전도 파형의 심실활성 시간

2.3.5 인공흔적

기술적으로 정확하게 심전도를 기록했다 하더라도 기록이 얼마나 잘 되었는지 그 질에 대한 이상 유무를 판단해 볼 필요성이 있다. 일반적으로 심전도 기록 시 심전도 기록 선에 전파의 간섭이 없고 심전도 파와 간격이 선명한 선으로 그려 나오길 기대하지만, 외부의 간섭 때문에 원하지 않는 잡음이 섞일 수 있다. 심전도 이외의 기록을 인공흔적(artifact)라 하고 흔히 볼 수 있는 인공흔적의 유형으로는 교류 간섭(AC interference), 근육의 떨림(Somatic muscle tremor), 그리고 기저선 요동(Wandering baseline)이 있다.

교류 간섭에 의한 인공흔적은 측정자의 외부에서 발생하며, 전기적인 간섭으로 유발된다. 교류 간섭의 대표적인 전원 라인 간섭으로 60Hz로 이루어진 전원선 간섭은 사인(Sign Curve)곡선의 조합으로 이루어져 있다. 두 번째 인공흔적인 근육의 떨림은 측정자의 근육 강직(tense muscles)이나 근육의 움직임(muscle movement)에 의해 발생한다. 마지막으로 기저선 요동은 측정자의 피부와 부착된 전극의 접촉이 불량할 때 발생한다. 측정자의 피부가 기름지거나, 지저분할 때, 비늘이 붙어있거나 털이 많을 때도 전극과 피부의 접촉이 불량해진다. 이러한 인공흔적이 있는 심전도 기록에서는 간격을 측정하거나 분절과 파를 평가하기가 어려워진다. 또한, 심전도에 들어오는 인체 신호는 수 mV도 채 되지 않는 매우 작은 신호이다. 따라서 심전도를 측정하기 위한 회로는 증폭기와 필터가 필수적으로 필요하다. 심전도 회로는 보통 차동증폭기(Differential Amplifier), 노치필터(Notch Filter), 하이패스 필터(HPF, High Pass Filter), 로우패스 필터(LPF, Low Pass Filter)로 구성되어 있다.

가장 첫 단의 차동증폭기는 외부에서 들어오는 동상의 신호를 제거하여 잡음 대부분을 제거한다. 노치필터는 특정한 주파수만 제거하는 필터로써 전원잡음 60Hz를 제거한다. 또한, 사람의 호흡이나 움직임에 의한 잡음을 제거해야 하는데 이 신호는 심전도 주파수보다 매우 느리므로 하이패스 필터를 사용한다. 마지막으로 필요 이상의 높은 주파수는 잡음성분이 대부분이므로 36Hz 이상의 신호를 제거하기 위해 로우패스 필터를 사용한다.

2.4 심전도 압축 알고리즘

심전도 신호는 일반적으로 200Hz 이상의 높은 표본화 주파수로 기록되므로 짧은 측정 시간에도 매우 많은 양의 데이터를 생성하게 된다. 따라서 심전도 파형을 정확하게 디지털 데이터화 하기 위해서는 고성능 프로세서와 대용량의 저장 장치를 필요로 하게 된다. 또한, 장기적으로 환자의 심장 상태를 관리하기 위해서는 심전도 파형에 대한 효율적인 데이터 관리가 필요하다. 즉, 시스템의 제한된 용량[17][18][19], 전송 대역폭 한계[20-24], 에너지 소비 감소를 위한 데이터양 최소화[25][26]를 보완하기 위해 압축을 필수적이다.

심전도 데이터는 진단에 필요한 특정 영역이 중요하므로 압축할 때 진단에 중요한 정보를 손실 없이 압축할 필요성이 있다. 따라서 심전도 신호의 주요파형 P파, QRS군, T파가와 파와 파사이의 간격과 분절은 유지된다는 가정하에 높은 압축률을 위해 심전도 신호에 대한 손실압축이 수행되어야 한다[27].

2.4.1 심전도 압축 알고리즘 종류

지난 30년간 심전도에 대한 많은 압축 알고리즘이 제안되었고, 이는 직접 압축 방식, 변환 식을 이용한 방식, 신호의 특징과 매개변수 추출방식으로 분류할 수 있다. 또한 심전도 파형의 정확한 기술을 위해 수치 미분, 패턴 인식, 수학적 모델 등에 기반을 둔 다양한 접근 방법이 제안되었다.

직접 압축 방식은 심전도 데이터의 값을 직접 사용하여 중복성을 검출하여 압축률은 높으나 복원율이 다소 떨어진다는 단점을 지닌다. 변환식을 이용한 방식은 중복성을 검출하기 위해 스팩트럼 분석이나 에너지 분포해석을 사용한다. 이 방식은 계산이 복잡 한 단점을 지닌다. 마지막으로 신호의 특징과 매개변수 추출방식은 세 가지 방식 중에서 압축률은 가장 높은 편이나 심전도 파형에서 진단에 필요한 부분을 왜곡시킬 수 있다는 위험성을 지닌다.

표 2.8 심전도 압축 알고리즘 구분

직접 압축 방식	변환 식을 이용한 방식	신호의 특징과 매개변수 추출방식
TP(Turning Point)	Fourier Descriptor	Linear Prediction Method[33]
AZTEC[28] (Amplitude Zone Time Epoch Coding)	KLT[30] (Karhunen-Loeve Transform)	
CORTES (Coordinate Reduction Time Encoding)	DCT[31] (Discrete Cosine Transform)	
Fan[29] 알고리즘	Wavelet Transform[32]	

2.4.2 심전도 압축 알고리즘 성능평가

대부분의 심전도 압축 알고리즘은 PRD로 평가되며 식 (1)과 같이 나타난다.

$$PRD = \sqrt{\frac{\sum_{n=1}^{K}\left(x(n)-\tilde{x}(n)\right)^2}{\sum_{n=1}^{K}x^2(n)}} \tag{1}$$

여기서 $x(n)$은 압축하기 전 원래의 신호를 $\tilde{x}(n)$은 압축 후 복원된 신호를 K는 PRD가 계산되는 동안의 계산범위를 나타낸다. 이때 원신호와 복원된 신호의 차이점을 계산하기 위해 SNR(Signal-to-Noise Ratio)를 계산한다. SNR은 신호에 대한 잡음을 나타내는 척도로 신호전력을 S, 잡음전력을 N이라 할 때 식 (2)와 같다.

$$SNR = 10\log(S/N) \tag{2}$$

여기서 신호전력 S는 원래의 신호를 의미하고, 잡음전력 N은 원래의 신호에서 복원

된 신호의 차이 즉, 왜곡된 범위를 뜻한다. 따라서 SNR은 식 (3)과 같이 다시 나타낼 수 있다. 또한 식 (4)와 같이 PRD와의 관계가 성립된다. PRD는 대체로 식 (5)에 나타나는 압축률(CR, Compression Ratio)에 영향을 받는다. 식 (5)에서 N_{INP}은 압축되기 전 원신호의 비트 수, N_{OUT}은 압축된 신호의 총 비트 수를 나타낸다.

$$SNR = 10\log\left(\frac{\sum_{n=1}^{K} x^2(n)}{\sum_{n=1}^{K} (x(n) - \tilde{x}(n))^2}\right) \tag{3}$$

$$SNR = -20\log(0.01\,PRD) \tag{4}$$

$$CR = \frac{N_{INP}}{N_{OUT}} \tag{5}$$

심전도의 손실 압축 알고리즘은 원신호에 대한 압축 후 복원된 신호의 오차를 최소화한다고 하여도 어느 정도 손실이 발생하게 된다. 따라서 계산의 범위가 넓을수록 재생 오차는 커지게 되므로 성능평가를 하면서 절대적인 기준보다는 기존의 압축 알고리즘에 대해 같은 길이의 신호를 이용한 비교적인 검증이 이루어진다. 또한 최근에는 새로운 성능평가로 WDD(Weighted Diagnostic Distortion)가 소개되었다[34]. 이는 심전도 신호의 압축 및 복원 사이의 왜곡을 비교하도록 설계된 척도이다. 이는 심전도 신호의 P파의 길이, QT간격, T파의 모양, ST의 상승 등 PQRST의 복잡한 구조를 기본으로 한다. 기존의 심전도 압축 알고리즘의 성능평가인 PRD가 심전도를 진단하는 진단자의 관점에서 문제가 발생할 수 도 있다는 점에서 제안되었다. 심전도 파형의 PQRST파를 기준으로 원신호와 복원된 신호 간의 시간과 형태의 특징, 베이스 라인 등을 비교하는데 이는 심전도 진단에 있어 필요로 하는 요소를 포함하는 영역이다.

표 2.9 WDD 비교 영역

기 호	비교 영역	단 위
RR_{INT}	현재 R파와 이전 위치 사이의 시간 간격	msec
QRS_{dur}	QRS군의 오프셋 시작과 사이의 시간 간격	msec
QT_{INT}	QRS_{on}과 T_{off}사이의 시간 간격	msec
QTP_{INT}	QRS_{on}과 T_p사이의 시간 간격	msec
P_{dur}	P_{on}과 P_{off}사이의 시간 간격	msec
PR_{INT}	P_{on}과 QRS_{on}사이의 시간 간격	msec
QRS_{peaks}	QRS군의 피크와 가장자리 수	(>=1)
QRS_{sign}	QRS군의 첫 번째 피크의 기호	(1 or −1)
Δ_{wave}	델타 파의 존재	(0 or 1)
T_{shape}	T파의 모양	
P_{shape}	P파의 모양	
ST_{shape}	ST 세그먼트의 모양	
QRS^{+}_{amp}	QRS군의 최대 양성 진폭	mm
QRS^{-}_{amp}	QRS군의 최대 음성 진폭	mm
P_{amp}	P파의 진폭	mm
T_{amp}	T파의 진폭	mm
$ST_{elevation}$	ST 상승	mm
ST_{slope}	ST 기울기	mm/sec

2.5 홀터 심전도

심전도는 부정맥 발생 여부를 판단하기 위한 것으로 이는 비 간헐적으로 발생하기 때문에 짧은 시간 동안 측정하는 일반 진단 심전계로는 진단하기 어렵다. 이를 극복하는 방법으로 활동 중 심전도를 기록하기 위한 심전계의 개발이 필요하게 되었고, 휴대용 심전계 홀터 심전도가 개발되었다. 홀터 심전도는 1960년대에 홀터(Holter)에 의해 장시간 연속기록이 가능한 모델이 제품에 처음으로 도입되었다.

최근 연구에 따르면 단순 심전도 상에서 보이지 않는 심방조기 수축과 심실조기 수축은 24시간 홀터 심전도 상에서 각각 67.7%, 35.5%가 관찰되었고, 심방세동 또한 4명의 환자에서 관찰되었으며 이중 3명은 단순 심전도 검사에서는 정상으로 진단되었다[35].

홀터 심전도는 환자에게 휴대시켜 자유로운 생활 속에서 장시간 심전도를 기록하고 재생하는 것이 가능하게 한다. 환자가 심전도 상에서 나타나지 않는 심장의 문제가 일상생활에서 나타나는지를 관찰하는데 일과성 부정맥이나 불안전 협심증 허혈성 심장질환 등 병원에서 검사 시 나타나지 않는 경우가 많아 하루 동안 심전도를 관찰하면서 발현 여부를 검사한다.

홀터 심전도는 1 리드부터 12 리드까지 다수의 리드로부터 신호를 입력받는다. 2채널을 사용하면 5개의 전극을 사용하고, 3채널의 경우 7개의 전극을 사용한다. 또한 소형, 경량의 저 전력시스템으로 제한된 메모리 용량을 가지고 있어 측정된 심전도 신호에 대한 진단이나 압축, 전송에 대한 고성능, 고효율의 알고리즘이 필요하다.

심전도 압축 알고리즘은 데이터의 압축률을 높이기 위해 두 가지 이상의 방법들이 결합하여 사용되기도 하지만 연산이 복잡한 압축알고리즘은 전체 시스템의 연산 시간에 영향을 미칠 수 있고 저급 성능의 시스템에서는 간단한 압축 알고리즘을 사용해야 한다.

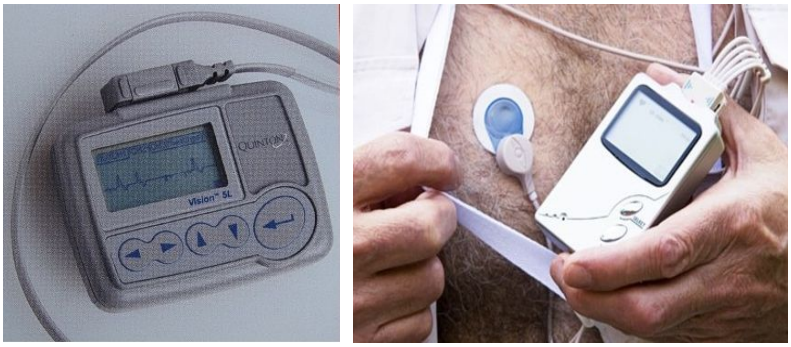

그림 2.20 디지털 홀터 심전도

2.5.1 AZTEC 압축 알고리즘

본 연구에서는 홀터 심전도와 같은 장비에서 사용할 수 있는 압축 방법에 초점을 두었다. 일반적으로 심전도 데이터를 받으면 잡음을 제거하기 위해 전처리 과정을 거치게 되고, 진단을 위한 처리가 수행된다. 따라서 최종적으로 진단을 위한 심전도 파형을 얻기 위해선 많은 처리 과정을 거치게 되고 각 과정은 긴 수행시간이 필요하다. 홀터 심전도 같은 경우 소형, 경량, 저 전력시스템으로 전체 시스템의 성능을 높이기 위해선 각 과정의 처리시간을 줄이고, 고성능, 고효율의 알고리즘을 갖추어야 한다.

심전도 압축은 효율을 높이기 위해 두 가지 이상의 알고리즘을 결합하여 사용되기도 하지만 이는 많은 연산시간이 필요하다. 특히 변환 식을 이용한 압축 알고리즘은 계산 과정에 소수점이 발생하게 되고, 이는 정수의 연산보다 배로 많은 시간을 소요하게 된다. 홀터 심전도 같은 경우 연산이 간단한 알고리즘이 적용되어야 하고 본 논문에서는 비교적 연산이 간단한 AZTEC 압축 알고리즘을 수정하여 홀터 심전도에 적용이 가능한 압축 알고리즘을 제안하고자 한다.

AZTEC 압축 알고리즘은 ZOI(Zero-Order Interpolator)기반의 손실 압축 알고리즘이다. ZOI방식은 이미지 보간 방식 중 하나로써 라인 반복 방법이라고도 하며, 생략된 라인의 위 라인을 그대로 반복하는 방식으로서 이 방식은 구현은 간단하나 제한된 적용성을 가진다[36]. AZTEC 압축 알고리즘은 시간 t에 일정 간격으로 전위 값을 예상하는 방식이다.

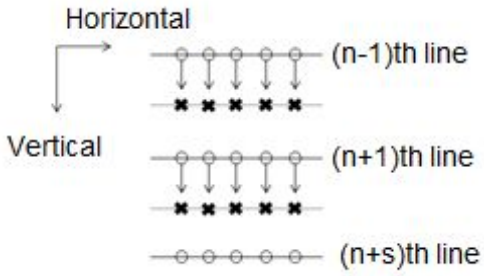

그림 2.21 ZOI의 원리

(o : pixels, x : missing pixels)

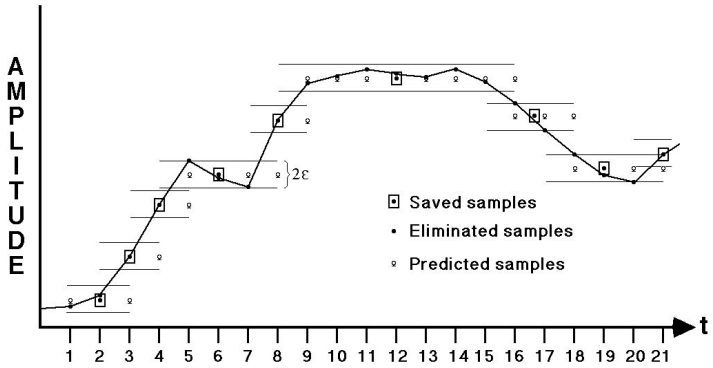

그림 2.22 ZOI기반 AZTEC 압축 알고리즘

AZTEC은 구현이 간단하다는 장점이 있지만, 심전도 신호의 QRS군과 같은 변화량이 심한 부분에서 많은 오차를 나타낸다.

3. 제안한 CSS AZTEC 압축 알고리즘

3.1 제안하는 심전도 압축 알고리즘 순서

본 논문에서 제안하는 심전도 압축 알고리즘의 순서는 아래 그림과 같다.

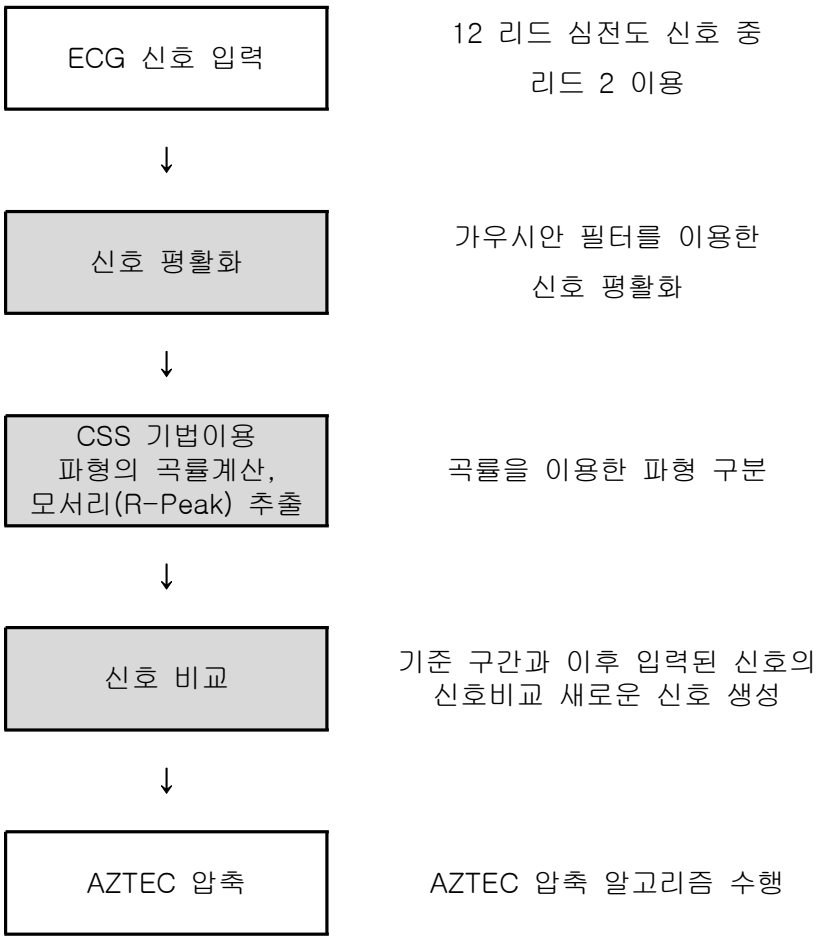

그림 3.1 CSS AZTEC 압축 알고리즘 순서

첫 번째로 심전도 신호에 대해 압축을 할 때 리드 2파형만을 이용한다. 두 번째로 심전도의 신호에 가우시안 필터를 적용하여 평활화를 수행한다. 세 번째는 CSS 기법

을 사용하여 심전도 파형을 구분하여 기준구간에 대한 차이의 신호를 추출한다. 마지막으로 추출된 신호에 대해 AZTEC 압축 알고리즘을 수행한다.

3.2 리드 2 심전도 신호의 특징

본 논문에서 사용된 리드 2파형은 다른 리드에 의한 파형보다 크고 뚜렷하게 기록된다는 특징을 지녀 심전도 압축을 수행하는데 많이 사용된다. 심장은 수직축으로부터 60° 기울어져 있고 리드 2가 생성하는 각도도 60°로 일치하고 심장의 활동(심방과 심실의 활동)이 리드 2 방향 또는 반대 방향으로 향하기 때문에 되기 때문이다[27].

아래 그림과 같이 심장의 활동 방향이 측정 전극으로 향하는 경우 가장 큰 양의 파형, 전극에서 멀어지는 경우 가장 큰 음의 파형으로, 전극을 통과하는 경우 양의 파형과 음의 파형이 순차적으로 발생한다.

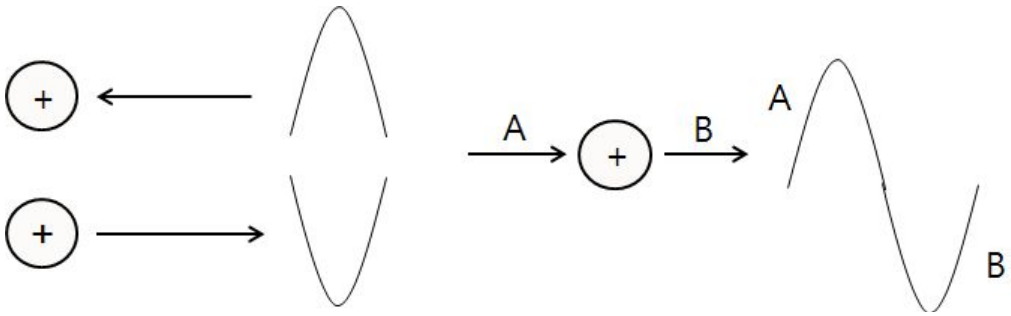

그림 3.2 심장의 활동방향에 따른 파형의 형태

3.3 입력 심전도 신호의 전처리

심전도 신호는 비슷한 파형이 연속적으로 발생한다. 따라서 이점을 이용하여 기준구간에 대한 이후에 입력되는 신호간의 차로 새로운 신호를 생성한다. 이 새로운 신호는 기존의 원신호보다 변화량이 적을 것으로 기대할 수 있다. 변화량이 적은 신호는 AZTEC 압축 알고리즘의 단점을 보완할 수 있는 신호가 된다. 이때 원신호에 대한 기준구간을 선정하는 작업이 선행되어야 하고 본 논문에서는 CSS(Curvature Scale Space) 기법을 사용한다.

3.3.1 심전도 신호의 평활화

최초의 심전도 신호는 잡음에 의해 불필요한 값들이 존재하므로 가우시안 필터를 이용하여 평활화를 수행하였다.

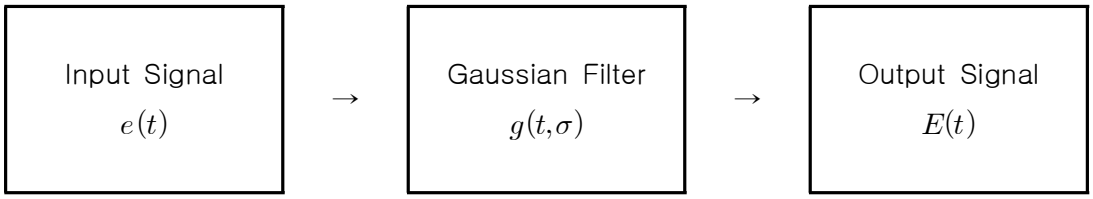

그림 3.3 가우시안 필터 처리 과정

위 그림에서 입력신호 $e(t)$는 심전도 신호의 전위 값을 나타내고 t는 시간을 뜻한다. 가우시안 필터는 신호의 저주파 성분만을 통과시키는 저역통과 필터(Low Pass Filter)중 하나이다. 가우시안 필터를 식으로 나타내면 아래와 같다.

$$g(t,\sigma) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\,\sigma} exp - \frac{(t-\mu)^2}{2\sigma^2} \tag{6}$$

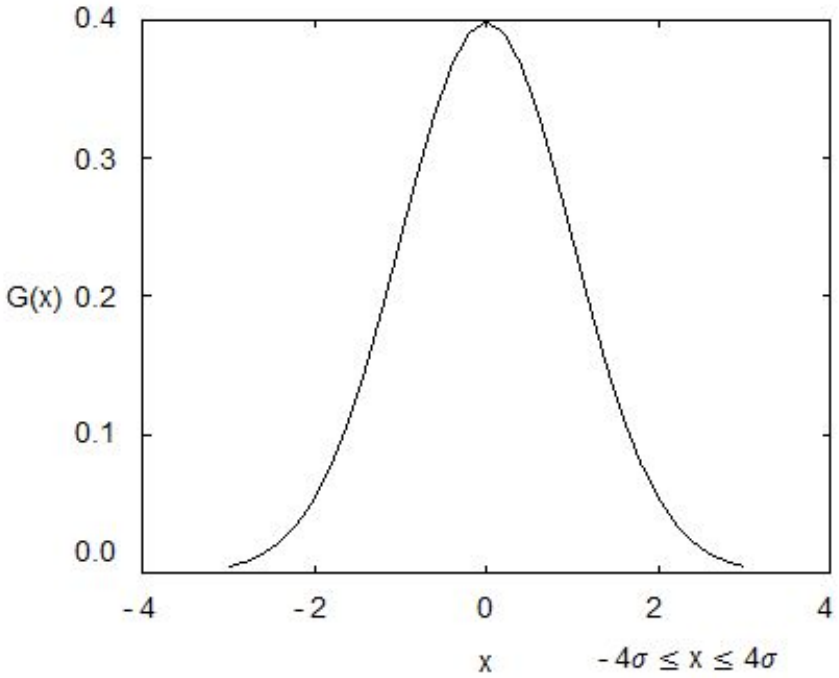

그림 3.4 가우시안 함수

입력신호(심전도 신호) $e(t)$에 가우시안 필터를 적용한 평활화된 출력신호 $E(t)$는 식 (7)과 같이 콘볼루션 연산으로 표현한다.

$$E(t) = e(t) \otimes g(t,\sigma) = \int_{-\infty}^{+\infty} e(\mu) \frac{1}{\sqrt{2\pi}\,\sigma} exp(\frac{-(t-\pi)^2}{2\sigma^2}) d\mu \qquad (7)$$

일반적인 로우패스 필터는 필터를 수행하는 현재의 값과 주변 값에 같은 가중치를 두어 입력신호의 모서리부분이 손상되지만 가우시안 필터는 현재의 값에 가까운 부분의 값들에 큰 가중치를 두어 모서리 부분이 유지된다. 가우시안 함수는 확률밀도 함수로써 평균을 중심으로 확률변수 값들이 몰려있어 확률변수가 평균 근처에 존재할 확률이 가장 높다.

3.3.2 CSS(Curvature Scale Space)기법을 이용한 파형 구분

CSS(Curvature Scale Space) 기법은 이미지의 특징을 잘 표현하는데 가장 널리 사용되는 기법의 하나다. 이미지의 특징을 표현하는 방법에 관한 연구는 컴퓨터 비전이나 패턴 인식 분야 등에서 많은 연구가 이루어지고 있다. 이미지의 특징을 표현하는 여러 가지 기법 중 CSS 기법은 곡률이 큰 특징 점들을 선택하는 데 우수한 성능을 나타내며, MPEG-7에서 물체의 특징을 표현하는 기술자(descriptor)로 현재 사용되고 있다.

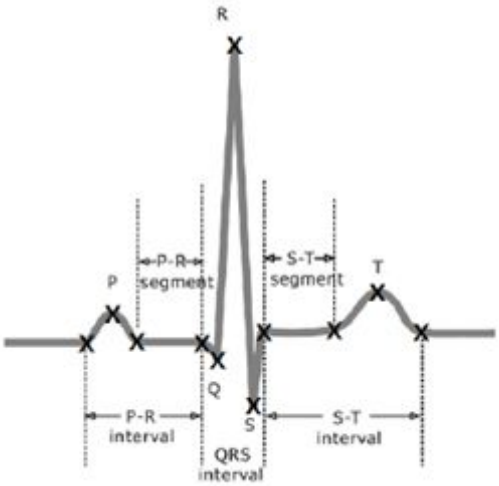

그림 3.5 심전도 파형의 특징 점

심전도 파형을 곡선이라 할 때 각 파의 시작과 끝, 극값은 다른 정점에 비해 곡률(곡선 위의 한 점이 일정한 속도로 이동할 때 이동방향에 따른 거리의 변화율. 즉, 곡선 또는 곡면의 휨 정도)값이 크므로 이점을 이용하여 R파형의 극값을 찾아낸다.

평활화가 적용된 윤곽선에 대해 곡률을 계산하여 그 값이 국부적 최대 값(local maxima)가 된다면 그 점은 윤곽선 상의 모서리 점이 된다. 이미지에서 윤곽선을 C라 할 때 이미지는 2차원 평면상에 표현되므로 윤곽선의 길이를 나타내는 매개변수 l에 의해 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$C(l) = (x(l), y(l)) \tag{8}$$

여기서 l은 $0 \le l < N$의 범위를 지니고, N은 윤곽선의 화소수를 뜻한다. 또한 이 윤곽선에 가우시안 필터를 통과시키면 아래 식 (9), (10)과같이 나타난다.

$$C(l,\sigma) = (X(l,\sigma),\ Y(l,\sigma)) \tag{9}$$

$$X(l,\sigma) = x(l) \otimes g(l,\sigma) \tag{10}$$
$$Y(l,\sigma) = y(l) \otimes g(l,\sigma)$$

가우시안 필터를 통과한 윤곽선 $C(l,\sigma)$로부터 곡률 $K(l,\sigma)$는 아래와 같이 구한다 [37].

$$k(l,\sigma) = \frac{X'(l,\sigma)Y''(l,\sigma) - X''(l,\sigma)Y'(l,\sigma)}{(X'(l,\sigma)^2 + Y'(l,\sigma)^2)^{3/2}} \tag{11}$$

$$X'(l,\sigma) = \frac{\partial}{\partial t}(x(l) \otimes g(l,\sigma)) = x(l) \otimes g'(l,\sigma) \tag{12}$$
$$X''(l,\sigma) = \frac{\partial^2}{\partial t^2}(x(l) \otimes g(l,\sigma)) = x(l) \otimes g''(l,\sigma)$$

$$Y'(l,\sigma) = \frac{\partial}{\partial t}(y(l) \otimes g(l,\sigma)) = y(l) \otimes g'(l,\sigma) \tag{13}$$
$$Y''(l,\sigma) = \frac{\partial^2}{\partial t^2}(y(l) \otimes g(l,\sigma)) = y(l) \otimes g''(l,\sigma)$$

이미지의 윤곽선 상의 모서리의 곡률은 절대 값이 국부적 최대 값(local maxima)을 가지는 점으로 정의된다. CSS 모서리 선택 기법은 이러한 국부적 최대 값을 가지는 곡률 값들만 선택한다. 가우시안 필터를 사용하여 잡음을 제거하더라도 원형 모서리에 의한 곡률 값이 국부적 최대 값을 갖는 화소가 존재한다. 이러한 점들은 실제 모서리들이 아니므로 문턱 값(TH)을 사용하여 제거할 수 있다. 실제 모서리의 곡률 값은 원형 모서리의 곡률 값보다 크고, 인접한 두 개 점에 대한 곡률보다 적어도 2배 이상이어야 한다. 이 문턱 값은 가우시안 필터의 σ에 의해 결정된다.

심전도 신호 E에 대해 x축은 시간 T를, y축은 전위 V를 나타낸다. 따라서 심전도 신호에 대한 곡률은 아래와 같은 식 (14)로 나타낼 수 있다.

$$K_E(t) = \frac{t' \times v'' - v' \times t'}{((t')^2 + (v')^2)^{(3/2)}} \tag{14}$$

심전도 신호의 각 t시간에서의 곡률을 구해 곡률 값이 문턱 값 이상일 때와 인접한 시간보다 2배 이상의 곡률 값을 갖는 시간에서의 전위 값은 R파형의 극값(R-Peak)이 된다.

3.4 차이 신호 추출 및 압축

심전도 신호는 주기적으로 P파, QRS군, T파의 비슷한 파형이 발생하는 특징이 있다. 따라서 입력 심전도 신호를 변화량이 적은 신호로 변환시키기 위해서는 신호에 대한 기준구간을 선정하여 이후에 입력되는 신호와 기준구간을 한 비트씩 비교하여 차이값에 대한 새로운 신호를 추출한다.

기준구간은 최초의 R파형의 극값에 대한 시간과 다음 R파형의 극값에 대한 시간까지 길이로 선정하고 이 신호는 $E_s(t)$라 하고 비교되는 구간에 대한 신호를 $E_c(t)$라 한다. 신호간의 차는 식(15)와 같이 구한다.

$$y(t) = E_s(t) - E_c(t) \tag{15}$$

차이신호인 $y(t)$는 기준구간과 이후에 입력되는 신호가 유사할수록 0에 가까운 값들이 많이 존재한다. 따라서 이 신호를 AZTEC 압축 알고리즘에 적용하면 압축률이 높아진다.

4. 실험 및 결과

4.1. 실험 환경

심전도 신호는 MIT-BIH 데이터베이스에서 임의로 추출한 5개의 심전도 신호를 사용한다. 이 신호의 샘플링 주파수는 360Hz이며, 각 심검자로부터 약 30분(약 1800초) 동안 측정한 데이터이다. 심전도 신호의 잡음 제거를 위한 처리는 심장 질환 진단에서 중요한 요소를 가지고 있는 주파수 대역인 1Hz ~ 25Hz의 BPF(Band-pass Filter)를 사용하였다. 이 신호에 대해 CSS 기법을 적용하여 R파형의 극점을 검출 후 기준구간(최초로 입력된 R파형의 극점과 다음 R파형의 극점의 간격)과 이후 입력되는 비교구간간의 비교를 통해 차이 값에 대한 새로운 신호를 추출하여 AZTEC 알고리즘에 적용하였다. 최종적으로 수행된 압축에 대한 성능평가를 위해 재생 오차와 압축률을 계산하였다.

4.1.1 MIT-BIH

본 논문에서 제안한 방식을 검증하기 위하여 MIT-BIH 데이터베이스의 압축 테스트용 데이터(CDB)를 사용한다. MIT-BIH 데이터베이스란 심전도 신호를 연구목적으로 측정한 생리학 신호 데이터베이스이다. 심전도 처리에 관한 연구를 하거나 기법을 개발하여 그것에 관한 결과를 일반화하기 위해 많은 사람에게 적용하고 기존의 기법들과 정당하게 비교하기 위해서 동일한 데이터를 이용해야 하는데 이때 MIT-BIH 데이터베이스를 사용한다.

MIT-BIH 데이터베이스는 웹 사이트 “ecg.mit.edu”에서 제공되며 Arrhythmia, Atrial Fibrillation, Noise Stress Test, Normal Sinus Rhythm, ECG Compression Test 등 심전도 신호에 대한 많은 테스트용 데이터를 제공한다. 그 중 ECG Compression Test 데이터는 심전도 신호 압축에 대한 테스트용 데이터이다. 아래 그림은 MIT-BIH 데이터베이스에서 추출한 심전도 신호의 사지유도 리드 2파형을 보여준다.

(출처 : www.physionet.org/cgi-bin/atm/ATM)

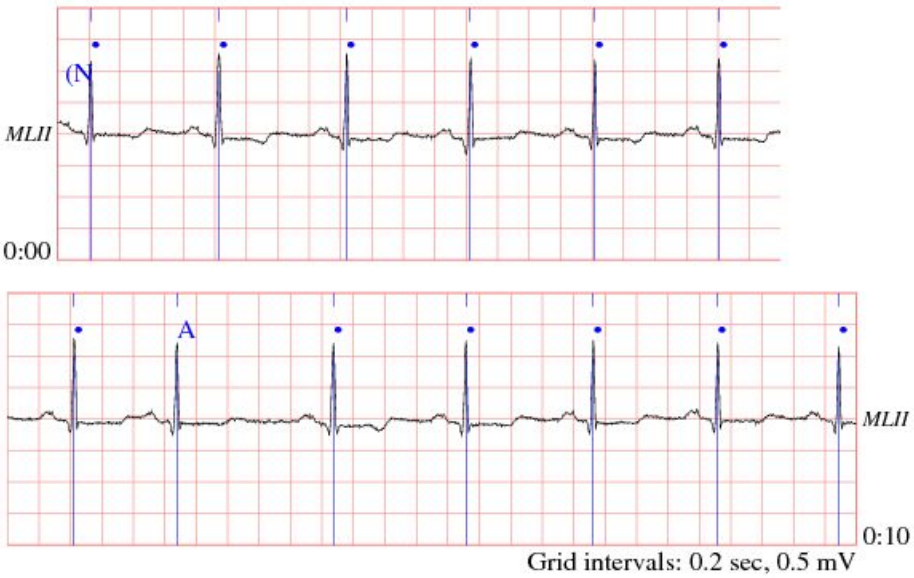

그림 4.1 MIT-BIH 데이터베이스 리드 2파형(Record : 100)

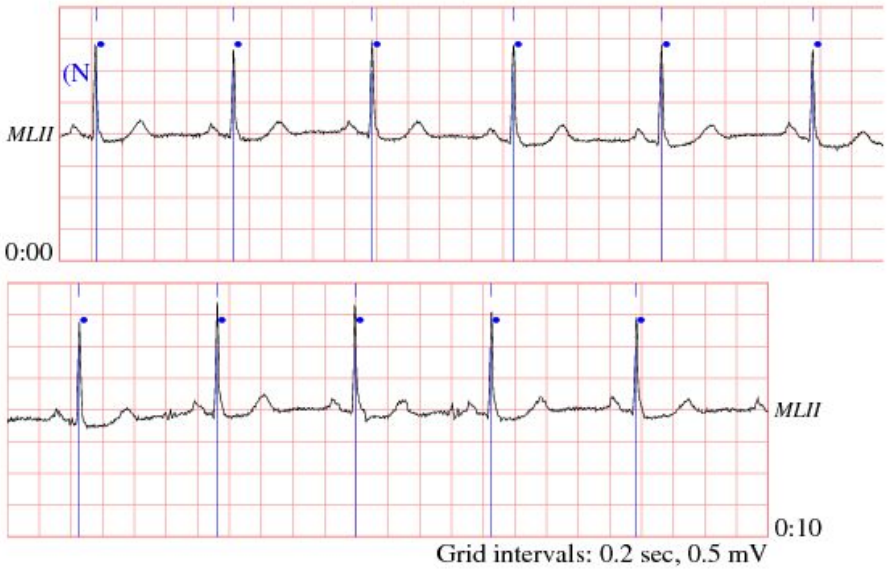

그림 4.2 MIT-BIH 데이터베이스 리드 2파형(Record : 101)

그림 4.3 MIT-BIH 데이터베이스 리드 2파형(Record : 103)

4.1.2 구현

제안한 알고리즘은 MSP430으로 검증하였다. MSP430은 Texas Instrument사에서 개발한 칩으로 초 전력형 마이크로 컨트롤러로 저 전력의 플래쉬 메모리 모듈 내장능력을 갖추고 있다. 이 내장 플래쉬 메모리는 휴대용제품 등과 같은 전력 소모량을 낮춰야 하는 제품을 제작하는데 유리하다. 따라서 MSP430은 홀터 심전도 같은 휴대용 심전계 제작에 많이 쓰이며, 본 논문은 홀터 심전도에 적용하기 위한 새로운 압축 방식을 제안한 것이므로 실제로 MSP430을 통해 구현해 봄으로써 신뢰성을 높이고자 한다.

MSP430은 16Bit MCU로써 저전압 저전류 구동이 가능하며, 5가지의 power save모드가 지원되어 최적의 소비전류를 제어 할 수 있도록 설계되어 있다. 아래 표는 MSP430의 기능을 보여준다.

표 4.1 MSP430 기능

1.8[V] ~ 3.6[V]의 동작범위		
활성화모드 : 330[μA]	스탠바이모드 : 1.1[μA]	오프모드 : 0.2[μA]
5종류의 파워 절약 모드		
3개의 DMA 채널		
12비트 D/A 컨버터, 12비트 A/D 컨버터		
타이머 및 캡처 기능이 있는 타이머 2개		
USART 및 SPI, I2C 기능		

MIT-BIH 데이터베이스에서 추출한 데이터를 MSP430에 입력하기 위해선 Serial 통신을 이용한다. Serial 통신은 UART(Universal Asynchronous Receiver/Transmitter)라고도 하며 전송거리가 짧고, 잡음에 약하지만 필요한 배선수가 적고 간단하다는 장점이 있기 때문에 데이터 전송 표준으로 많이 사용된다. 이는 5~9비트의 데이터 비트로 구성되어있기 때문에 12비트로 추출한 심전도 데이터를 8비트와 4비트로 두 번 전송하고, MSP430 내부에서 다시 12비트로 재구성하도록 구현하였다.

sample #	MLII
0	995
1	995
2	995
3	995
4	995
5	995
6	995
7	995
8	1000
9	997
10	995
11	994
12	992
13	993
14	992
15	989
16	988
17	987
18	990
19	993
20	989
21	988
22	986
23	988
24	993
25	997
26	993
27	986
28	983
29	977
30	979
31	975
32	974
33	972
34	969
35	969
36	969
37	971
38	973
39	971
40	969
41	966
42	966
43	966
44	966
45	967
46	965
47	963
48	967
49	969
50	969
51	968
52	967
53	963
54	966
55	964
56	968
57	966
58	964
59	961
60	960
61	957
62	952
63	947
64	947
65	943
66	933
67	927
68	927
69	939
70	958
71	980
72	1010
73	1048
74	1099
75	1148
76	1180
77	1192
78	1177
79	1128
80	1058
81	991
82	951
83	937
84	939
85	950
86	958
87	959
88	957
89	955
90	958
91	959
92	961
93	962
94	960
95	957
96	956
97	959
98	955
99	957
100	958
101	957
102	958
103	959
104	958
105	958
106	955

그림 4.4 심전도 데이터

압축된 심전도 데이터에 대한 성능검증을 위해선 다시 PC로 데이터를 전송해야 한다. 이를 위해 다시 Serial(UART) 통신을 이용한다. 이후 PC에서 전송된 압축된 데이터의 압축률과 재생 오차를 측정한다. 본 논문에선 기존의 심전도 압축 알고리즘인 AZTEC의 성능을 개선한 새로운 방식을 제안하였으므로 AZTEC 알고리즘의 압축률,

재생 오차와 제안한 방식의 압축률, 재생 오차를 비교한다.

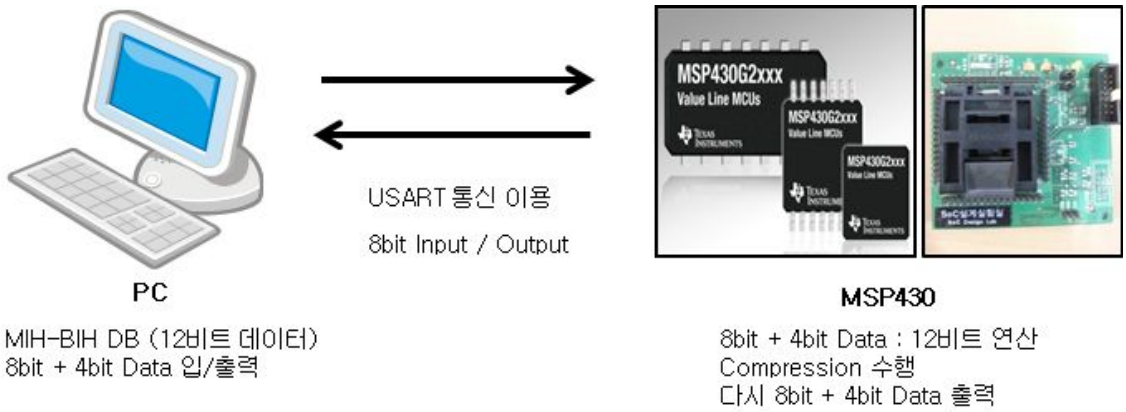

그림 4.5 심전도 신호 입출력

4.2 실험 결과

그림 4.5는 MIT-BIH 데이터베이스에서 추출한 심전도 파형을 MATLAB을 이용하여 출력한 것이다. 그림 4.6은 원신호에 가우시안 함수를 적용한 신호를 그림 4.7은 압축 후 복원된 신호를 보여준다.

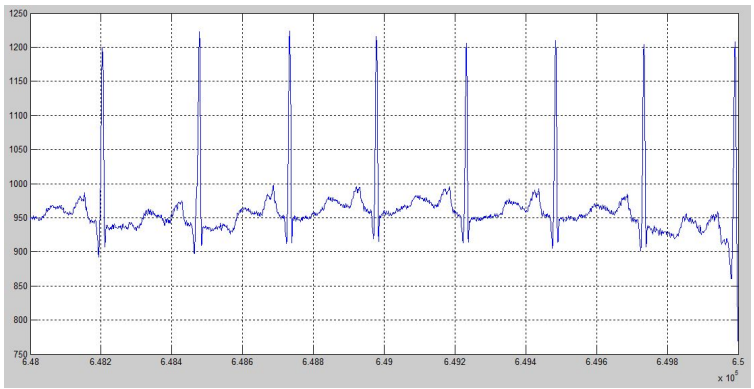

그림 4.6 심전도 원신호

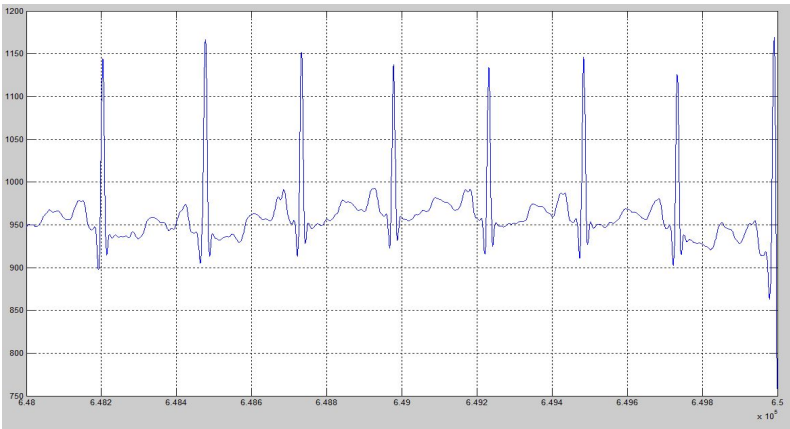

그림 4.7 가우시안 함수를 적용한 신호

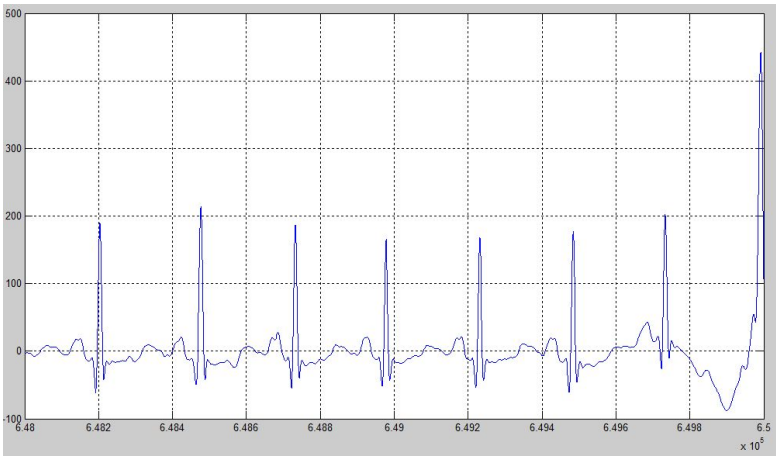

그림 4.8 압축 후 복원된 신호

샘플링 주파수는 250Hz, 12Bit로 심검자로부터 약 30분 동안 측정한 것이다. 압축 테스트용 데이터에 있는 임의의 5가지 심전도 데이터를 선정하여 실험하였다. 기존의 심전도 압축 알고리즘인 AZTEC의 성능을 개선한 새로운 알고리즘을 제안하였으므로, AZTEC 알고리즘과 개선된 알고리즘의 성능을 비교한다. 아래 표는 선정된 5개의 데이터에 대해 AZTEC과 제안된 알고리즘의 압축률과 재생 오차를 보여준다.

표 4.2 기존 AZTEC 압축 알고리즘의 압축률 및 재생 오차

CDB	압축률(CR)	재생 오차(PRD)
12621_04.dat	6.0	29.7 %
11442_04.dat	4.9	34.5 %
12936_03.dat	5.3	17.9 %
12431_02.dat	4.6	35.6 %
12621_01.dat	5.3	16.6 %

표 4.3 제안한 방식의 압축률 및 재생 오차

CDB	압축률(CR)	재생 오차(PRD)
12621_04.dat	7.2	12.1 %
11442_04.dat	5.3	16.0 %
12936_03.dat	5.0	6.6 %
12431_02.dat	4.5	19.7 %
12621_01.dat	5.6	8.5 %

AZTEC 압출 알고리즘은 세부적으로 심전도신호에서 변화량이 큰 QRS군의 재생 오차가 크기 때문에 전체적인 결과에도 영향을 미친다. 또한 일반적으로 압축 알고리즘은 압축률이 높을수록 높은 재생 오차를 갖지만 압축 알고리즘의 종류와 입력되는 신호의 특성에 따라 어느 정도 차이를 갖는다.

심전도 신호는 주기성이 강한 동시에 심박동수에 따라 R파형의 극점과 다음 R파형의 극점(R-R Interval)사이의 간격이 달라진다. 본 논문에서는 R-R Interval을 기준구간으로 선정하였기 때문에 심박동수에 영향을 많이 미쳐 심박동수의 변동량이 큰 12431_02.dat 데이터가 상대적으로 재생 오차 값이 큰 것으로 보인다.

기존의 AZTEC 압축 알고리즘과 제안한 방식에 대해 같은 길이의 심전도 신호를 사용하였다. 위 표에서 기존의 AZTEC 압축 알고리즘의 재생 오차의 평균은 26.86%, 제

안한 방식의 재생 오차의 평균은 12.85%로 전처리를 거치지 않은 신호보다 약 14.01% 정도 낮게 나타나는 것을 알 수 있다. 이는 심전도 원신호에 대해 전처리를 거쳐 변화량이 적은 신호를 적용했기 때문이다.

또한 AZTEC 압축 알고리즘의 압축률 평균은 5.22고 제안한 방식의 압축률은 5.52로 기존의 AZTEC 압축 알고리즘보다 압축률 또한 약 0.3 정도 개선된 것을 알 수 있다. AZTEC 알고리즘은 구현이 간단하므로 홀터 심전도 같은 시스템에 적합하고 알고리즘의 단점을 보완하기 위해 신호의 전처리를 통해 압축을 수행한다면 재생 오차를 줄이고 압축률을 높일 수 있다.

5. 결론

본 논문에서는 홀터 심전도에 적용이 쉬운 기존의 심전도 압축 알고리즘 AZTEC의 단점을 보완한 변형된 압축 기법을 제안하였다. 심전도 파형에 대해 엔지니어의 관점에서 본다면 압축을 위해 신호의 일부분을 손실한다면 진단에 영향을 미칠 수 있다. 심전도 파형은 기본적으로 P파, QRS군, T파로 이루어져있으므로 각각에 대한 형태와 위치 등 기본적인 신호의 특성은 손실되지 않는 범위에서 압축이 수행되어야 한다. 따라서 AZTEC 압축 알고리즘의 단점을 보완하기 위해서 아래와 같은 전처리 과정을 수행하였다.

- 12리드 심전도 신호 중 리드2 파형 입력(MIT-BIH DB)
- 가우시안 필터를 이용하여 심전도 신호 곡선상의 불필요한 정점 제거
- CSS 기법을 이용하여 심전도 신호의 R파형의 극점 선택
- 최조의 R파형의 극점과 다음 R파형의 극점을 기준구간으로 선정
- 기준구간과 이후에 입력되는 구간사이의 차이 값에 대한 새로운 신호 추출
- 추출된 신호의 AZTEC 압축 수행

기존의 AZTEC 압축 알고리즘은 구현이 간단하여 저사양, 저전력의 특징을 지니는 홀터 심전도에 적용이 가능하지만 신호의 변화량이 큰 부분에 대해 높은 재생 오차를 발생시킨다. 본 논문에서 전처리를 통해 새로 추출된 신호는 기준구간에 대한 차이에 대한 신호이므로 원 신호보다 변화량이 낮다. 따라서 AZTEC 압축 알고리즘을 이용하여 압축을 수행하더라도 기존의 방식보다 재생 오차가 낮을 뿐만 아니라 압축률 또한 높아진다. 또한 앞으로 제안된 시스템을 더 개선시키기 위하여 연구되어야할 사항들을 아래에 정리하였다.

- 기준구간에 대한 관리
- 리드 2뿐만 아니라 12 리드 심전도 파형에 대한 전처리

이와 같은 방향으로 개발이 진행된다면 더 뛰어난 성능을 갖는 심전도 압축 알고리

즘이 될 것이다. 앞으로 심장에 대한 진단이나 각종 질병을 위해 좀 더 효율적인 심전도 압축 알고리즘은 필수적이다. 심전도의 압축 알고리즘을 통해 저사양의 프로세서에서의 심전도 측정이 가능하게 됨으로써 언제 어디서나 건강을 관리하고자 하는 유비쿼터스 헬스케어 시스템의 발전이 가속화될 것으로 생각된다.

참고 문헌

[1] S. M. S. Jalaleddine, R. D. Strattan, “ECG Data Compression Techique A Unified Approach,” IEEE Tans. on BME, Vol. 37, pp.329-343, April 1990.

[2] I. C. Ivaylo, “Real Time electrocardiogram QRS detection using combined adaptive threshold,” Biomedical Engineering Online, Vol. 3, no.8, 2004.

[3] Y. sun, S. Suppappola and T. A. Wrublewski, “Micro controller-based real-time QRS detection,” Biomedical Instrumentation and Technology, vol. 26, no.6, pp.477-484, 1992.

[4] J. Garcia, L. Sommon, S. Olmos and P. Laguna, “Automatic detection of ST-T complex changes on the ECC using filtered RMS difference series: application to ambulatory ischemia monitoring,” IEEE Transaction on Biomedical Engineering, vol.47, no.9, pp.1195-1201, 2000.

[5] P. Langley, E. J. Bowers, J. Wild, M. J. Drinnan, J. Allen and N. Brown, “An Algorithm to Distinguish Ischaemic and Non-ischaemic ST Changes in the Holter ECG,” Computers in Cardiology, vol.30, pp.239-242, 2003.

[6] G. Y. Jeong and K. H. Yu, “Development of Ambulatory ECG Monitoring Device with ST Shape Classification,” International Conference on Control, Automation and System, pp.1591-1595, 2007.

[7] Jung-joo Koo, Goang-seog Choi, “Performance Evaluation of ECG Compression Algorithm using Classigication of Signal based PQRST Wave Features,” 한국통신학회 논문지, vol.37C, No.44, pp.313-320, 12-04.

[8] Jin Won Kim, Chang Gyu Park, “Current Clinical Practice : Diagnosis and treatment of stable angina,” 대한내과학회지, 75권, 5호, pp. 525-529, 2008.

[9] Seong-Ran Lee, “A Case-control Study of Risk Factors in Angina Pectoris Incidence,” 한국산학기술학회 춘계 학술발표논문집, 2부, pp.922-923, 2011.

[10] Jin Bae Lee “Relationship between Signal Averaged Electrocardiogram Variable and Premature Ventricular Contraction in Acute Myocardial,” 경북대학교 대학원, 2005.

[11] Won Suk Choi, “Prognostic value of standard electrocardiographic parameters for predicting major adverse cardiac events after acute myocardial infarction,” 경북대학교 일반대학원, 2 2011.

[12] 장형종, “A Real-Time Arrhythmia Diagnosis System Using ECG Interval and Beat Analyses,” 경원대학교 일반대학원, 2 2009.

[13] 김성완, “규칙기반 리듬 분류에 의한 심전도 신호의 부정맥 검출 및 유형 분류,” 경북대학교 일반대학원, 12 2011.

[14] 한정연, “심첨부 비후성 심근증과 스트레스성 심근증에서 심전도 소견의 차이,” 조선대학교 일반대학원, 12. 2009.

[15] 심민수, “Development of De-noiing Algorithm for Measurement of ST-segment in the stress ECG,” 연세대학교 일반대학원, 6 2000.

[16] 박광리, “Disign of WAF and WIF for de-noising in the stress ECG,” 연세대학교 일반대학원, 8 2000.

[17] S. -j. Lee and M. Lee, “A real-time ECG data compression algorithm for a digital Holter system,” in Proc. IEEE 30th Annu. Int. Conf. Eng. Med. Biol. Soc., pp.4736-4739, Aug 20-25.

[18] Shen-Chuan Tai, Chia-Chun Sun, and Wen-Chien Yan, “A 2-D ECG Compression Method Based on Wavelet Transform and Modified SPIHT,” IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 52, pp.999-1008, June 2005.

[19] Zhitao Lu, Dong Youn Kim, and William A. Pearlman, “Wavelet Compression of ECG Signals by the set Partitioning in Hierarchical Trees Algorithm,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 47, pp. 849-856, July 2000.

[20] Y. Zigel, A. Cohen, and A. Katz, “ECG signal compression using analysis by synthesis coding,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 47, no. 10, pp. 1308-1316, Oct 2000.

[21] Ziya Arnavut, “ECG Signal Compression Based on Burrows-Wheeler Transformation and Inversion Ranks of Linear Prediction,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 54, pp. 410-418, March 2007.

[22] Robert S. H. Istepanian, Leontios J. Hadjileontiadis, “ECG Data Compression Using Wavelets and Higher Order Statistics Methods,” IEEE Trans. Biomed. Eng.,

vol. 5, pp. 108-115, June 2001.

[23] Byung S. Kim, Sun K. Yoo, and Moon H. Lee, “Wavelet-Based Low-Delay ECG Compression Algorithm for Continuous ECG Transmission,” IEEE Biomed. Inf. Tec., vol. 10, pp. 77-83, Jan 2006.

[24] Amjed S. Al-Fahoum, “Quality Assessment of ECG Compression Techniquies Using a Wavelet-Based Diagnostic Measure,” IEEE Biomed. Inf. Tec., vol. 10, pp. 182-191, Jan 2006.

[25] Kim, H., R. F. Yazicioglu, et al, “ECG signal compression and classification algorithm with quad level vector for ECG holter system Information Technology in Biomedicine,” IEEE Transactions on 14(1): 93-100, 2010.

[26] Hossein Mamaghanian, “Compressed Sensing for Real-Time Energy-Efficient ECG Compression on Wireless Body Sensor Nodes,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 58, pp. 2456-2466, Sept 2011.

[27] Dale Davis. “Quick and Accurate 12-Lead ECG Interpretation”, 군자, pp.55-66.

[28] B. Furht and A.Perez, “AN adaptive real-time ECG compression algorithm with variable threshold,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 35, pp.489-494, June 1988.

[29] R. C. Barr. S. M. Blanchard, and D. A. Dipersio, “SAPA-2 is the Fan,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BEM-32, no. 5, pp. 337, May 1985.

[30] M. E. Womble, J. S. Halliday, S. K. Mitter, M. C. Lancaster, J. H. Triebwasser, “Data Compression for storing and Transmitting ECG’s / VCG’s,” Processing of the IEEE, Vol. 65, No. 5, pp/ 703-706, May 1977.

[31] V. A. Allen, J. Belina J., “ECG data compression using the discrete cosinge transform,” Proc. of Computers in Cardiology, IEEE Computer Society Press, PP. 687-690, Silverspring, MD, 1992.

[32] Z. Lu., D. Y. Kim, and W. A. Pearlman, “Wavelet compression of ECG signals by the set partitioning in hierarchical trees algorithm,” IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.47, no.7, pp.849-856, July 2000.

[33] Sang-il Ko, Jing-suk Chio and Byoung-hoon Kim, A. G. Ramakrishnan and S. Saha, “ECG coding by wavelet-based linear prediction,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 44, pp. 394-402, May 1997.

[34] Yaniv Zigel, Arnon Cohen, and Amos Katz, “The Weighted Diagnostic Distortion(WDD) Measure for ECG Signal Compression,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 47, pp. 1422-1430, Nov 2000.

[35] Song Il Han, Kim Seong Un, Yang In Myeong, Kim Jin U, Kim Yeong Seol, Kim Gwang Won, Choe Yeong Gil, “Original Articles : Significance of 24-hour Holter ECG Monitoring in Patients with Hyperthyroidism,” 대한내과학회잡지, 제 42권, 제 1호, pp. 39-42, 1992.

[36] R. S. PRODAN, “Multidimensional Digital Signal Processing for Television Scan Conversion,” Philips J.Res. 41, pp. 576-603, 1986.

[37] Seong-Dae Kim, “Curvature-based Vertex Selection for Reducing Contour Information,” 한국과학기술원, 11. 2001.

감사의 글

석사를 시작한지 2년째 학업 진도가 안 나갈 때마다 정말 시간이 느리다고 생각 했었는데 지나고나니 금방이다. 학부 4년 석사2년 군대 3년 긴 시간동안 조선대캠퍼스에서 20대의 시절을 보냈다. 항상 혼자서 감당하고 혼자 수행한다고 느꼈는데 지금 생각해보니 정말 많은 사람들에게 도움을 받았던 것 같다. 감사한 일들과 감사한 분들이 너무 많기에 논문을 쓰는 것보다 감사의 글이 더 어려운 것 같다.

성심성의껏 지도해주신 지도교수님 최광석 교수님. 많이 혼나고 많이 배웠습니다. 학부 2학년 때부터 지금까지 약 4년 반 동안 지도교수님이 안계셨다면 이런 소기의 결과조차 나오지 못했을 것입니다. 그리고 바쁘신 중에도 논문 심사를 맡아주신 박종안 교수님, 신영숙 교수님 정말 감사드립니다. 긴 캠퍼스 생활동안 언제나 격려를 아끼지 않으시고 학부 석사과정동안 좋은 강의 기회를 베풀어 주신 한승조 교수님, 변재영 교수님, 권구락 교수님, 최동유 교수님, 김영식 교수님 감사합니다. 집에서 보낸 시간보다 더 많은 시간을 함께 보낸 실험실 사람들 철홍이, 준철이, 범석이. 신입생 장균이 지금은 졸업했지만 항상 자신감을 주고 조언을 아끼지 않았던 일영이형, 경식이형, 후배 종헌이, 논문 방향을 잡아준 옆 실험실 박희종 선생님, 학부 4년 동안 항상 붙어다녔던 의승이 논문 꼼꼼히 읽어주고 수정해준 성민이 모두 고맙다. 다들 각자의 자리에서 열심히 생활 하는 것을 알기에 좋은 결과들을 이끌어낼 것을 믿는다.

신앙심 깊은 13년 친구 성록이, 우리편 창용이, 현민이형, 군대간 나라, 곧 호주로 떠나는 민호, 영재, 친동생 같은 송민호, 세훈이, 준호, 두암동 사단 진수형, 성필이, 우영이, 동준이 모두 보고 싶습니다.

마지막으로 고향에서 뒷바라지 아끼지 않으시고 항상 기도해 주신 아버지, 어머니, 형님께 감사드리며 이 논문을 받칩니다.

2 0 1 2 년 12 월