

템플릿 매칭 기반의 심전도 압축 전송

ECG Compression and Transmission based on Template Matching

이 상 진¹ 김 상 곤² 김 태 곤^{3*}
Sang-jin Lee Sang-kon Kim Tae-kon Kim

요 약

심전도(electrocardiogram)는 심장의 주기적인 활동을 전기적인 신호로 기록한 것으로 심근의 리듬을 측정하고 판단하여 개인건강을 진단할 수 있는 중요한 신체정보이다. 특성상 대용량의 정보를 발생하는데 특정 질병의 진단을 목표로 하는 경우 상당한 기간의 누적 신호를 필요로 한다. 따라서 의학적인 손실 없이 정보용량을 대폭 줄이기 위한 압축 및 저장 처리에 관한 연구가 활발하게 진행되어 왔다. 최근 일상생활에서 착용할 수 있고 신호를 실시간 전송할 수 있는 스마트한 측정기기의 개발로 심전도는 그 활용도가 더욱 높아지고 있다. 측정기기는 일반적으로 사용자의 편리성을 위해 성능과 전력소모가 제한적인데, 이런 환경에서 대용량의 신호를 수 초안에 처리하고 전송할 수 있는 기법의 개발이 요구되고 있다. 본 논문에서는 심전도의 단위 파형의 누적 평균(template)을 활용하여 효율적으로 신호를 압축 전송하는 기법을 제안한다. 압축은 템플릿 매칭을 활용하며 무손실(lossless)이 가능하다. 제안하는 기법은 기존의 대표적인 압축방식과 비교해서 고압축 환경에서 우수한 성능을 보여주며, 복잡도는 상대적으로 높지 않은 것으로 분석된다. 그리고 template 매칭 차이 값에 대한 기존의 압축 기술의 적용도 가능하다.

☞ 주제어 : 심전도, 압축 전송, 템플릿, 압축 성능, 복잡도

ABSTRACT

An electrocardiogram(ECG) is a recoding of electrical signals of the heart's cyclic activity and an important body information for diagnosing myocardial rhythm. Large amount of information are generated continuously and a significant period of cumulative signal is required for the purpose of diagnosing a specific disease. Therefore, research on compression including clinically acceptable lossy technique has been developed to reduce the amount of information significantly. Recently, wearable smart heart monitoring devices that can transmit electrocardiogram(ECG) are being developed. The use of electrocardiogram, an important personal information for healthcare service, is rapidly increasing. However, devices generally have limited capability and power consumption for user convenience, and it is often difficult to apply the existing compression method directly. It is essential to develop techniques that can process and transmit a large volume of signals in limited resources. A method for compressing and transmitting the ECG signals efficiently by using the cumulative average (template) of the unit waveform is proposed in the paper. The ECG is coded losslessly using template matching. It is analyzed that the proposed method is superior to the existing compression methods at high compression ratio, and its complexity is not relatively high. And it is also possible to apply compression methods to template matching values.

☞ keyword : electrocardiogram(ECG), compression and transmission, template matching, compression performance, complexity

1. 서 론

의학과 기술의 발전으로 인류의 기대수명이 높아졌으며, 건강에 대한 기대와 관심은 더욱 커지고 있다. 이에 따라 스마트 헬스/E-health 등의 새로운 개념의 건강관리 서비스가 개발되고 있다. 즉, 병원 기반의 질병관리 중심

서비스에서 개인의 건강한 삶을 위한 효율적이고 복합적인 해법을 찾기 시작한 것이다. 초기에는 주거환경에서 혈당, 혈압 등의 개인용 측정기기를 활용한 모니터링에 집중되었지만, 최근에는 편리한 기기들이 개발 되고 있어 심전도(electrocardiogram), 뇌전도(electroencephalograph) 등의 대용량 정보의 활용을 포함한 진보된 건강관리 시스템이 가능해 졌다. 통신기술의 발전으로 실시간 모니터링 서비스가 가능해 지고 있으며, 시간과 장소에 구애받지 않는 만족도 높은 관리 서비스로 진화하고 있다 [1-2].

심전도는 심장의 주기적인 활동을 전기적인 신호로 기록한 것이다. 200hz~250Hz사이의 주파수로 샘플링하기 때문에, 짧은 시간에도 상당히 큰 데이터를 발생한다.

¹ R&D, InBody Corp., Seoul, 06106, Korea.

^{2,3} Dept. of Electronics & Information Engineering, Korea University, Sejong, 30019, Korea.

* Corresponding author (taekonkim@korea.ac.kr)

[Received 28 October 2021, Reviewed 4 November 2021(R2 23 November 2021), Accepted 25 November 2021]

예를 들어, 200Hz 이상의 샘플링과 12 비트 이상의 해상도를 가정했을 경우, 초당 약 3.5 Kbytes의 데이터가 발생한다. 또한 심전도 채널수에 따라서 용량은 비례해서 증가하며, 부정맥(arrhythmia)과 같은 질병의 진단을 목표로 하는 경우 수 일 이상의 기록이 요구되기도 한다. 많은 환자의 심전도 신호들을 처리하고 저장하는 경우 이 용량은 큰 부담이었고, 의학적인 손실 없이 용량을 줄이기 위한 압축 연구가 요구되었다.

과거의 심전도 측정은 의료기관에서 일정기간 이동의 제약을 받으며 진행되었고, 측정 장치는 신호를 저장하고 의료기관의 시스템을 통해 다운로드하는 방식으로 처리되었다. 그러나 심전도 측정기기의 발전은 일상생활에서 기기의 착용이 가능케 하고 있으며, 신호를 의료기관에 직접 전송하여 건강관리를 받을 수 있는 방향으로 발전하고 있다. 즉, 측정기기는 수 초안에 심전도를 전송할 수 있도록 진화하고 있으며, 효율적인 전송을 위한 적절한 신호처리는 필수적인 요소가 되고 있다. 사용자의 편리성을 고려하면 무선통신이 적합한데 개인 또는 근거리 영역 네트워크 환경에서는 일반적으로 전송용량이 제한적이다. 또한 측정기기는 메모리 용량, 계산능력, 전력 소비 등의 성능 제한을 받게 된다. 그러나 일반적으로 고성능의 압축 기법은 많은 계산량을 요구하고 이에 비례하여 전원 소모도 증가하게 된다. 따라서 심전도 압축 기법은 제한된 환경에 적합한 형태로 개발될 필요가 있다.

심전도 압축 방식은 시간영역 방식, 변환 방식, 그리고 특성추출 방식으로 분류할 수 있다. 시간영역 직접압축 방식으로는 AZTEC[3], TP[4], CORTESI[5], SLOPE[6] 등이 개발되었다. 이 방식들은 상대적으로 복잡도가 낮은 장점이 있다. 푸리에 변환(Fourier transform), 이산 코사인 변환(Discrete cosine transform), 웨이블릿 변환(Wavelet transform) 등을 활용하는 압축 방식은 효율적인 성능을 기대할 수 있으나 복잡도(complexity)가 높다. 특성추출 방식은 syntactic methods[7], linear prediction[8] 등이 있는데 상대적으로 낮은 복잡도로 좋은 성능을 보여준다. 최근 들어, 압축 기기의 복잡도는 가능한 한 줄이는 반면 복원 시스템에 보다 많은 계산을 요구하는 compressed sensing(CS)[9]을 적용한 기법들이 제안되고 있다.

본 논문에서는 측정된 단위 심전도 파형들의 평균을 template로 누적하고, 이를 이용하여 심전도 신호를 효율적으로 압축 전송하는 방법을 제안한다. 누적 연산된 template와 현재의 심전도 신호와의 매칭 차이를 구하여 추가 전송한다. 신호를 전송받는 관리기기는 공유하고 있는 template와 매칭 차이를 활용하여 심전도를 복원한

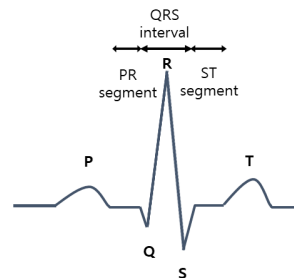
다. template를 이용하게 되면 매칭 차이 값 전송 전에도 높은 복원률을 갖는 장점이 있다. 대표적인 압축방식인 DCT, DWT, CS와의 압축 성능과 복잡도 분석 비교는 제안하는 기법의 우수성을 보여준다. 그리고 매칭 차이 값을 압축하여 전송하는 방법도 제안하는 기법과 추가로 비교 분석하였다.

2. 배경(Background)

2.1 심전도의 이해와 잡음제거

심장은 신체에 혈액을 공급하는 기관으로, 심방과 심실의 상대적인 확대와 수축운동을 통해 정맥에서 혈액을 받아 동맥으로 내보낸다. 심장에서 전기적 자극이 시작되어 심근세포의 흥분상태가 되는 것을 탈분극(depolarization)이라고 하고, 흥분되었던 세포가 안정 상태로 회복되는 것을 재분극(repolarization)이라 한다. 심전도는 피부에 부착된 리드와 신체 외부의 장치에 의해 기록되는데 탈분극과 재분극 과정을 주기적으로 거치면서 전기적 신호가 나타난다.

심전도 파형은 그림과 같이 P파, QRS군, T파가 차례로 나타난다. P파와 T파는 작은 파형, Q파, R파, S파는 큰 파형으로 나타난다. P파는 심방의 탈분극으로 인해 형성되며, 정상적인 P파는 폭은 0.12s 미만이다. QRS군은 Q파부터 S파까지의 파형으로 심실의 탈분극 과정에서 형성된다. 정상파형은 0.06초에서 0.10초 내에 발생한다. T파는 심실의 재분극에 의해 형성되며 작고 완만하다. 정상인의 경우 P파와 T파는 같은 방향으로 향하고, QRS군보다는 낮은 파형을 갖는다. 그림 1은 전형적인 심전도 파형을 보여준다.



(그림 1) 심전도 파형
(Figure 1) Electrocardiogram

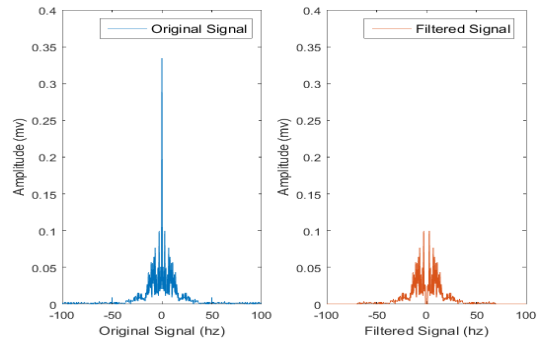
심전도 측정방법은 표준 쌍극사지 유도(3개), 증폭 단

극사지 유도(3개)와 흉부 유도 범(6개)이 있고, 이를 합치면 표준 12유도 범(standard 12-leads)이 된다. 12개의 리드는 각각 다른 각도에서 심장의 전기적 활동을 기록한다. 심전도 신호는 서로 연관되어 있기 때문에 8개의 신호는 독립적이고, 나머지 4개의 신호는 독립된 신호로부터 계산할 수 있다. 심전도는 대략 0.4~80Hz 성분으로 구성되어 있으며, 200Hz 정도로 샘플링 되지만 특수한 경우에는 250~300Hz로 샘플링 되기도 한다. 그리고 심전도의 해상도는 최소 7bit, 즉 128 레벨 이상의 정확도를 가지고 있어야 한다.

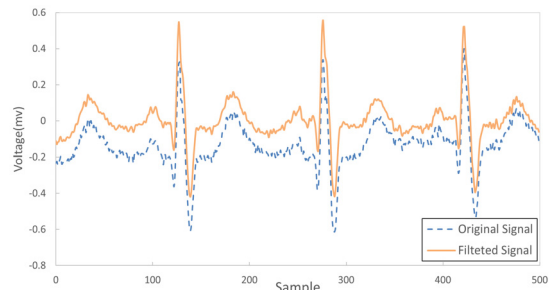
측정된 심전도에는 잡음이 포함되어 있는데, 올바른 질병진단을 위해서는 아래의 3가지 잡음을 제거해야 한다[10].

- 1) 근(electromyogram) 잡음과 impulse한 잡음: 근 잡음은 근육의 움직임에 의한 것으로 넓은 대역의 주파수 특성을 보이며, impulse한 잡음은 수 ms 이내에 아주 짧은 바늘모양으로 발생한다. 일반적으로 잡음 제거 시 고주파 성분인 QRS군 왜곡에 주의해야 한다.
- 2) 50/60Hz 잡음: 전원에 의해서 발생한다. P파와 Q파의 경우 각각 부정맥과 경색증 진단에 중요한 변수가 되는데, 이 파형과 유사한 주파수 성분을 갖기 때문에 왜곡을 발생시킬 수 있다.
- 3) 기저선 변동(baseline wander) 잡음: 안정된 기저선은 심전도의 peak점을 찾는 데 있어서 중요하기 때문에 제거되어야 한다. 주로 호흡이나 환자의 움직임에 의해서 발생되며, 대부분이 1Hz 미만의 주파수 성분을 갖는다. 특히 Q파와 ST segment와 같이 낮은 주파수 성분을 갖는 파형의 왜곡을 가져온다. 심근경색이나, 심근허혈 같은 ST segment에 의해 진단되는 파형의 왜곡을 유발할 수 있다.

그림 2의 왼쪽은 일반적인 심전도의 주파수 분포를 보여준다. 기저선 변동 잡음에 의해서 저주파 대역에 많은 신호가 포함되어 있고, 근 잡음을 포함한 고주파 대역이 분포하고 있다. 오른쪽 그림은 저주파 부분의 기저선 변동잡음, 50Hz 근처의 전원잡음, 그리고 고주파 성분이 제거된 것을 볼 수 있다. 그림 3은 원 신호와 잡음이 제거된 신호를 시간 영역에서 나타내고 있다. 교정된 신호는 0mv를 중심으로 진동하는 형태로 나타나며, 잔 떨림의 고주파성분이 제거되어 있다.



(그림 2) 심전도의 주파수 성분 분포
(Figure 2) Frequency distribution of electrocardiogram

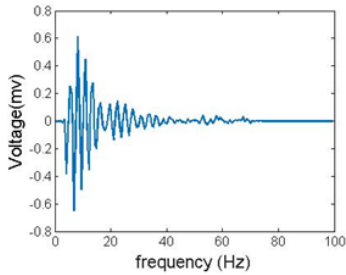


(그림 3) 잡음이 제거된 심전도
(Figure 3) Denoised electrocardiogram

2.2 Discrete cosine transform(DCT)

DCT는 이산 푸리에 변환(DFT)과 유사한 변환이다. 신호를 시간 영역(time domain)에서 주파수 영역(frequency domain)으로 변환하며, 영상처리에 널리 사용된다. 영상을 포함한 일반적인 신호는 저주파 영역에 대부분의 에너지가 집중되어 있는데 이를 활용하는 압축방식에 적용된다. 일반적으로 DCT라고 하는 것은 DCT 타입 II이고, 이것의 역변환(Inverse)이 DCT 타입 III이다. DCT 변환은 일반적으로 $O(N^2)$ 의 연산이 필요하지만, 계산 과정을 분해하여 고속 푸리에 변환(fast fourier transform) 형식으로 계산하면 $O(N \log_2 N)$ 만큼 줄어든 연산으로 변환할 수 있다.

심전도에 DCT를 적용하면 그림 4와 같이 나타난다. 신호는 잡음이 제거되었기 때문에 초저주파 대역과 고주파 부분에 신호는 거의 존재하지 않는 것을 볼 수 있다. 그리고 신호가 저주파 대역에 몰려있는 전형적인 DCT의 특징을 나타내고 있다.



(그림 4) DCT 영역의 심전도
(Figure 4) Discrete cosine transform

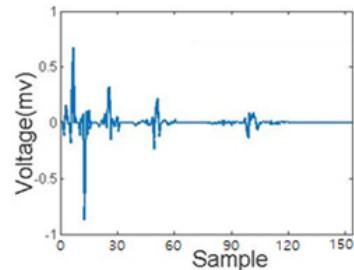
2.3 Discrete wavelet transform(DWT)

DWT는 DCT와 더불어 신호처리 분야에서 많이 활용되고 있다. DCT는 신호의 시간과 주파수 정보를 동시에 파악하기 어렵다는 단점을 가지고 있다. 웨이블릿 변환은 이러한 단점을 보완하여 DCT와는 달리 정현파(sinusoidal) 주기함수를 사용하지 않고, 웨이블릿 기저함수(basis function)를 사용하여 신호를 분석한다. 각 주파수 영역에 따라 변화하는 다양한 기저함수를 사용할 수 있어 시간-주파수 분석이 가능하다. 또한 다중 해상도(multi-resolution) 변환을 기반으로 다양한 응용이 가능하다.

DWT를 위해서는 연속영역의 스케일링(scaling)함수와 연관된 이산 저역통과필터(low pass filter)와 웨이블릿 함수와 관련된 이산 고역통과필터(high pass filter)의 연속적인 적용이 필요하다. 신호는 각각 2개의 필터를 통과한 후 1/2로 다운샘플링 된다. 즉, 이 과정을 통해 입력신호는 저주파와 고주파 부분으로 분해된다. 신호는 저주파 부분에 에너지가 집중되기 때문에 다음 과정 레벨에서 저주파 신호를 같은 방식으로 반복하여 변환시킨다. 이것을 다중분해(multi-level decomposition)라고 한다. 각각의 해상도 신호는 계층적인 연관성을 갖게 되는데 이러한 구조를 일차원적인 트리(tree) 구조라고 한다. 이 구조에서는 높은 해상도 신호를 조상(ancestor), 같은 위치의 낮은 해상도 신호를 자손(descendant) 이라고 부르는데, 상호 연관성이 높기 때문이다. 조상의 정보가 적을 때 관련된 자손의 정보는 중요하지 않을 확률이 높기 때문에 특별히 이 구조를 zero-tree라고 하며 활용도가 상당히 높다[11].

대표적인 웨이블릿 기저함수로는 Haar가 있다. Haar는 가장 일반적이고 간결한 형태로서 계산속도가 빠르고 쉽게 구현 가능한 장점이 있다. 그러나 불연속 특성으로 매끄러운 신호나 영상처리에 효과적이지 못한 경우가 많

다. 자주 사용되는 필터로는 CDF 9/7 (Cohen-Daubechies-Feauveau 9/7)이 있다. 대칭 필터로 길이가 9 와 7인 스플라인(spline) 필터로 구성되어 있으며 심전도에 좋은 성능을 보인다. 그러나 Haar 필터에 비해 계산 량이 크게 증가하며, DCT 변환과 비교해도 복잡도가 증가한다. 그림 5는 심전도 신호의 DWT 적용 결과를 보여준다. 각 해상도별 신호의 트리구조를 보여주며 저주파 신호에 에너지가 집중되어 있음을 보여준다.



(그림 5) DWT 영역의 심전도
(Figure 5) Discrete wavelet transform

2.4 Compressed sensing (CS)

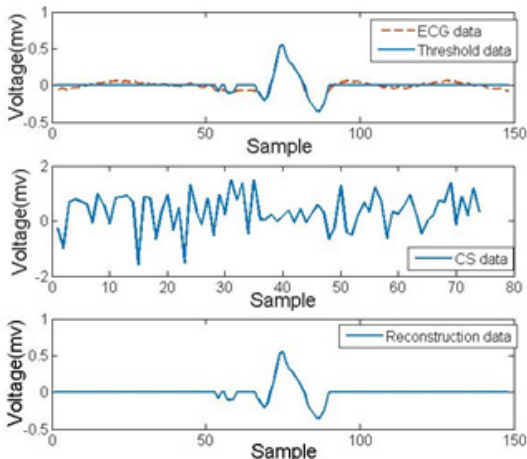
신호는 원칙적으로 Shannon/Nyquist 표본화정리를 만족하는 정보로 완벽히 복원될 수 있지만, 원 신호가 일정한 조건을 만족하는 성긴(sparse) 신호라면 보다 적은 정보량으로 원 신호를 복원할 수 있다. 신호의 이러한 특성을 활용하여 표본화 주파수보다 작은 주파수로 코딩하는 것이 CS의 원리이다. CS는 측정신호에 센싱 행렬()을 곱하여 인코딩 한다.

CS를 적용하기 위해서는 신호는 아래의 3가지 조건을 만족되어야만 한다.

- 1) sparsity: 통상적으로 신호의 대부분의 값이 0이며, 나머지 희소한 값들만 0이 아닌 요소를 가지고 있다. 최대 K개의 0이 아닌 값을 갖는 신호를 K-sparse 하다고 한다.
- 2) restricted isometry property(RIP) 조건: 센싱 행렬은 K개 신호 정보를 포함하기 위해 full rank이어야 하며, 이를 RIP 조건이라고 한다.
- 3) incoherence: 신호 X를 성기계 구성하기 위한 변환 행렬 와 센싱 행렬 의 상호결합성은 작아야 한다. 비 상호결합성은 신호 X의 특징을 보존함을 보장하며, 작다면 신호를 복원을 신뢰할 수 있다.

심전도 신호를 성기(sparsification)게 만들기 위해 변환 행렬이 적용되고, 적절한 thresholding과정이 필요하다. thresholding은 절대적 또는 동적인 방식을 적용할 수 있다. 절대적 방식은 일정한 값 보다 큰 경우만 신호를 남기고, 동적인 방식은 적절한 크기의 신호 평균값을 활용한다.

CS 기법은 압축과 복원 과정이 비대칭이며 상대적으로 압축이 상당히 간단하다. 압축은 행렬을 곱하는 간단한 과정으로 진행되는데, 복원 과정은 복잡한 알고리즘이 필요하다. 압축신호 M 개의 크기는 측정신호 N 에 비해 상대적으로 매우 작는데($M \ll N$), 적은 신호로부터 복원하기 때문에 무수히 많은 해가 존재할 수 있다. 따라서 신호 복원을 위해서는 다양한 최적화 기법들이 필요하다. 이를 위하여 L1 optimization, orthogonal matching pursuit(OMP), gradient projection sparse reconstruction(GPSR) 등의 복원 알고리즘들이 개발되었다. 알고리즘들은 대체로 convex optimization 기법과 greedy pursuit 기법으로 분류될 수 있다. convex optimization 기법은 선형으로 변환하여 문제를 해결하는 방법으로 basis pursuit이 있으며, 계산 복잡도는 $O(N^3)$ 이다. greedy pursuit 기법은 신호 복원 시 상대적으로 높은 정확도와 적은 계산량 때문에 많이 사용되고 있으며, 대표적으로 OMP가 있다. 그림 6은 CS를 적용하기 위한 전처리 신호, CS 적용 신호, 그리고 복원신호를 보여준다.



(그림 6) CS 기반의 심전도 신호처리
(Figure 6) Compressed sensing

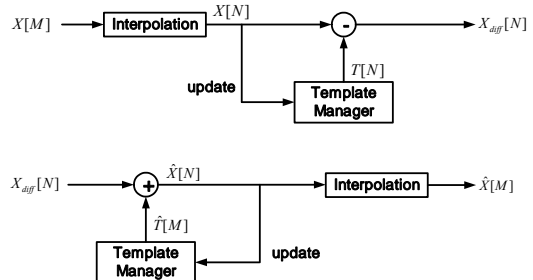
2.5 Template matching

템플릿 매칭은 물체추정이나 얼굴인식 등에 널리 사용된다. 매칭 방법은 고정된 template와 새로 측정된 입력 값 사이에 유사도를 분석하는 방법이다. 유사도 측정에 주로 사용되는 방법은 평균제곱오차(mean squared error)가 사용된다. 각각의 매칭 차이 값을 잔차(residual)라고 한다.

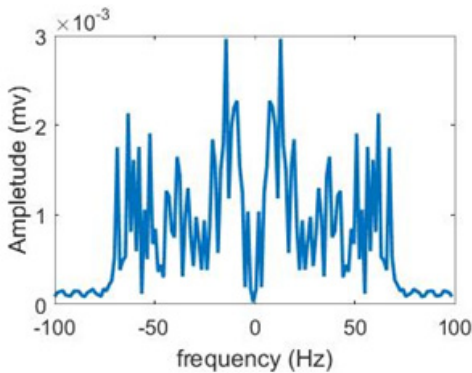
3. Proposed scheme

제안하는 압축 전송 기법은 단위 심전도의 누적 평균 값인 template를 활용하여 측정기기의 계산량과 압축 성능을 향상시키고, 무손실(lossless)과 손실(lossy) 코딩 방법을 모두 지원한다. 그리고 기존의 압축 방식을 매칭 차이에 추가로 적용하면 추가적인 성능 향상을 기대할 수 있다.

심전도의 peak-to-peak point를 이용하여 단위 신호를 추출하고 하고 template과의 매칭 차이($X_{diff}[N]$)를 구하여 전송한다. 심전도의 주기는 일반적으로 동일하지 않은데 적절한 보정(interpolation)을 이용하여 template와 같게 만들어 준다. 본 논문에서는 적은 연산량으로 적용할 수 있는 Lagrange 보간법을 활용하였다. 측정기와 관리기 모두 현재 신호를 처리하고 난 뒤, template를 연속적으로 또는 주기적으로 업데이트 한다. 즉, 양 기기가 동일한 template를 유지하도록 하여 오류의 발생을 방지한다. 매칭 차이($X_{diff}[N]$)는 신호의 특성상 0mv를 중심으로 작은 진동으로 잡음과 같은 형태를 보인다. 그림 8은 이 신호의 주파수 성분을 보여주는데 상대적으로 넓은 대역에 분포한다.



(그림 7) 블록도 (위: 측정기기, 아래: 관리기기)
(Figure 7) Block diagrams



(그림 8) 매칭 차이 신호의 주파수 성분

(Figure 8) Frequency distribution of template matched signal

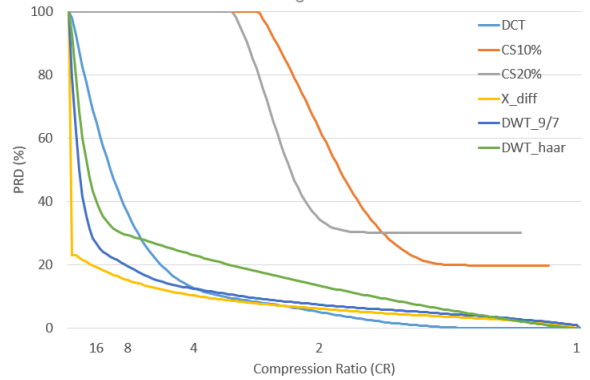
$X_{diff}[N]$ 을 그대로 전송하여도 높은 복원률을 얻을 수 있지만, 압축 성능향상을 위해서 앞서 언급한 DCT와 DWT, CS 등의 압축방식을 적용할 수 있다. 각각의 방식은 무손실 압축 가능여부, 압축 성능 및 연산량을 포함한 복잡성에 따라 장단점을 가지고 있다. 심전도의 특성과 활용 방법에 따라서 적절한 방식의 적용이 가능하다. DCT 경우는 각 주파수마다 연산이 가능한 장점이 있기 때문에 연산량을 조절할 수 있고, DWT 경우는 높은 연산량을 갖는 반면 압축 성능이 우수하다. CS은 무손실 압축 적용이 어렵지만 연산량이 비교적 적어 제한된 사양을 갖는 측정기에 적합하다.

측정기와 관리기 사이에 무손실 압축 전송이 이루어진 경우 양쪽의 template는 같은 값을 유지하게 된다. 그러나 손실 압축 전송이 이루어진 경우 두 기기간의 template는 오차가 발생하게 된다. 비대칭 template는 측정 신호와 복원신호의 차이의 원인이 될 수 있다. 그리고 오차는 일반적으로 시간이 지남에 따라 차이가 선형적으로 커지게 되는데, 측정기가 정기적으로 자신의 template를 관리기에 전송하여 값을 재설정해 줌으로써 문제를 해결할 수 있다.

4. 실험결과 및 성능분석

본 장에서는 제안된 기법의 압축 전송 성능을 비교 검증하였고, 임베디드 실험환경에서의 결과를 기반으로 각 압축방식의 복잡도를 분석하였다. 심전도는 MIT-BIH Arrhythmia Database를 활용하였다. 본 논문에서는 심전도 신호들의 전송에는 오류가 없는 이상적인 채널을 가정하

였으며, 성능 평가를 위해서는 신호의 압축률(Compression Ratio)과 평균 제곱근 편차(Percent Root Mean Difference)를 활용하였다.



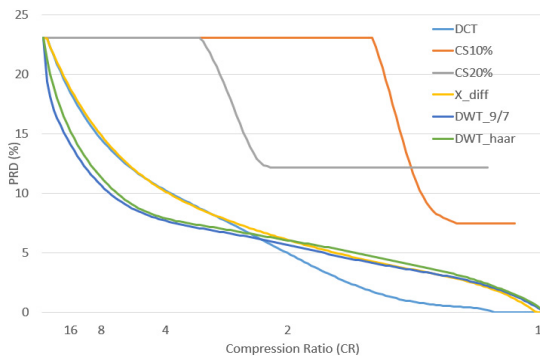
(그림 9) 심전도의 압축 성능 비교

(Figure 9) Electrocardiogram compression performance

그림 9는 제안하는 압축 전송 기법과 기존의 방식들의 성능을 비교한다. PRD 값이 0인 경우는 오류가 없는 원래 신호를 의미하고 값이 100인 경우는 신호의 정보가 전혀 없는 상황을 가정하였다. 압축률 값 1은 압축이 없는 원래신호를 의미하며 압축률 값 무한대는 신호 정보가 전혀 없는 상황을 표시한다. 즉, x 축은 1에서 왼쪽으로 압축률을 표시하는데 지수함수로 증가한다. 압축률에 따른 복원 성능을 각각의 기법에 따라서 그래프로 표시하였다. 즉, 구간별 기울기의 절대 값이 클수록 복원 신호의 정보 향상을 기대할 수 있다. 압축률이 높은 경우에는 DWT(9/7)와 DWT(Haar) 방식이 높은 효율을 보인다. 압축률이 약 5 부근에서 DWT과 DCT 방식이 효율성에서 역전을 보여준다. 즉, 상대적으로 낮은 압축률에서는 DCT 방식이 가장 좋은 성능을 보여준다. CS는 손실 압축 방식으로 압축률 약 2 부근에서 성능이 우수하다. 이 방식은 계산량을 상당부분 줄일 수 있어 제한된 사양의 측정기에 적합할 수 있다. 제안하는 방식은 누적된 template 정보를 활용하기 때문에 시작부터 정보의 정확한 복원이 가능하다. 고 압축률 상황에서 가장 좋은 성능을 보여준다. 그리고 이후 $X_{diff}[N]$ 을 복원하는 구간에서는 완전한 기울기를 보여준다. 즉, 전송용량이 제한된 경우 또는 전송의 신뢰도가 낮은 경우에 가장 적합한 방식이 될 수 있다. 낮은 압축률에서는 CS를 제외한 모든 방식들이 비슷한 성능을 보인다.

그림 10은 매칭 차이를 전송하는 경우의 성능을 보여 준다. x 축 0, 원점은 template 정보만을 가정하고 있으며, x 축 1은 모든 정보가 전송되는 경우를 의미한다. 앞서의 실험결과와 동일하게 높은 압축률에서는 DWT가 가장 좋은 성능을 보여주며, 낮은 압축률에서는 DCT가 가장 좋다. 그러나 심전도 원래의 신호에 압축을 적용한 경우에 비해 성능차이가 크지 않다. 즉, 매칭 차이에 압축 기법을 적용하면 추가적인 성능향상을 기대할 수 있지만 복잡도의 증가는 고려해야 한다. 매칭 차이 신호는 원래의 심전도에 비해 주파수 영역이 넓게 분포되어 있는데 이것은 매칭 차이의 전송과 압축 전송의 성능 차이가 크지 않음을 설명해 준다.

제안하는 압축 전송 기법의 실시간 구현과 복잡도 분석 비교를 위해서, 측정기기는 임베디드 보드를 이용하였고 관리기기는 PC에 구현되었다. 임베디드 보드 사양은 Arm920T core(s3c2410), uart 통신 2port, 10bit adc timer 8channel, 64kb memory, 203Mhz clock 등 이다. PC는 Matlab을 이용하여 직렬(serial)통신을 하였다. 임베디드 보드의 중앙처리장치(CPU) 중심 복잡도 분석을 진행했으며, 수행 명령 사이클을 측정하였다. DWT(9/7) 압축은 약 80K 사이클의 가장 많은 계산 량을 필요로 하며, CS 방식은 10K 사이클 미만의 가장 적은 계산 량을 요구한다. 제안하는 압축 전송 방식, DCT, DWT(Haar), 모두 약 30K 사이클 정도의 복잡도를 보여준다.



(그림 10) 심전도 매칭 차이 값의 압축 성능 비교
(Figure 10) Compression performance of template matched signal

5. 결 론

본 논문에서는 심전도의 단위 파형의 누적 평균인

template를 활용하여 효율적으로 신호를 압축 전송하는 기법을 제안한다. 단위 심전도는 template 매칭을 이용하여 압축이 진행되며 무손실이 가능한 방식이다. 대표적인 압축방식인 DCT, DWT, CS와의 비교 실험 결과는 제안하는 기법이 고압축 환경에서 우수함을 보여준다. 물론 고압축률 경우에 DWT(9/7)도 우수한 성능을 보이지만 복잡도가 상당히 높아진다. 상대적으로 낮은 압축률에서는 DCT 방식이 좋은 성능을 보여주며, CS는 손실 압축 방식으로 복잡도를 상당부분 낮출 수 있어 제한된 환경에 적합하다. 임베디드 시스템을 활용한 실시간 구현 검증과 복잡도 분석은 제안하는 압축 전송 방식이 상대적으로 높지 않음을 보여준다. 그리고 template 매칭 차이 값에 대한 압축 기술의 적용도 검증하였다. 성능향상을 기대할 수 있지만 원래의 신호에 압축을 적용한 경우에 비해 기대치가 크지 않으며, 상당한 복잡도 증가는 피할 수 없다.

참고문헌(Reference)

- [1] S. Raj and K. C. Ray, "A Personalized Point-of-Care Platform for Real-Time ECG Monitoring," *IEEE Trans. on Consumer Electronics*, Vol. 64, No. 4, pp. 452-460, November, 2018. <https://doi.org/10.1109/TCE.2018.2877481>
- [2] X. Wang and Z. Jin, "An Overview of Mobile Cloud Computing for Pervasive Healthcare," in *IEEE Access*, Vol. 7, pp. 66774-66792, May, 2019. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2019.2917701>
- [3] J. Cox and F. Nolle, "AZTEC, a Preprocessing Program for Real-Time ECG Rhythm Analysis," *IEEE TRANS. ON BIOM. ENG.*, April, 1968. <https://doi.org/10.1109/TBME.1968.4502549>
- [4] M. Womble, J. Halliday, S. Mitter, M. Lancaster and J. Triebwasser, "Data Compression for Storing and Transmitting ECG's/VCG's," *Proceeding of the IEEE*, Vol. 65, Issue 5, May, 1977. <https://doi.org/10.1109/PROC.1977.10550>
- [5] J. Abenstein and W. Tompkins, "A New Data-Reduction Algorithm for Real-Time ECG Analysis," *IEEE TRANS. ON BIOM. ENG.*, Vol. 29, No. 1, JAN., 1982. <https://doi.org/10.1109/TBME.1982.324962>
- [6] P. Trahanias and E. Skordalakis, "Syntactic pattern

- recognition of ECG," *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, Vol. 12, Issue 7, pp. 648-657, 1990.
<https://doi.org/10.1109/34.56207>
- [8] U. Ruthann and H. Pipberger, "Compression of the ECG by prediction or interpolation and entropy encoding," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 26, pp. 613-623, Nov. 1979.
<https://doi.org/10.1109/TBME.1979.326543>
- [9] V. Cambareri, M. Mangia, F. Pareschi, R. Rovatti and G. Setti, "A Case Study in Low Complexity ECG Signal Encoding How Compressing is Compressed Sensing," *IEEE SIGNAL PROC. LETT.*, Vol. 22, No. 10, OCT., 2015.
<https://doi.org/10.1109/LSP.2015.2428431>
- [10] S. Nayak, M. Soni and Bansal, "Filtering Techniques for ECG Signal Processing," *IJREAS*, Vol. 2, Issue 2, Feb. 2012.
- [11] L. Sharma, S. Dandapat and A. Mahanta, "Multichannel ECG Data Compression Based on Multiscale Principal Component Analysis," *IEEE TRANS. ON INFOR. TECH. IN BIOM.*, Vol. 16, No. 4, July, 2012.
<https://doi.org/10.1109/TITB.2012.2195322>

● 저 자 소 개 ●



이 상 진(Sang-jin Lee)

2014년 고려대학교 전자 및 정보공학과(공학사)
2016년 고려대학교 대학원 전자·정보공학과(공학석사)
2017년~현재 (주)인바디 혈압계팀 연구원
관심분야 : 생체신호, 헬스케어, 인공지능, 머신러닝, 딥러닝
E-mail : gjjfgo@korea.ac.kr



김 상 곤(Sang-kon Kim)

2008년 서울대학교 전기컴퓨터공학과(공학박사)
2016년~현재 고려대학교 전자및정보공학과 부교수
관심분야 : 유무선 통신 네트워크 및 보안, 유헬스, 지능형 분산제어시스템
E-mail : paulka@korea.ac.kr



김 태 곤(Tae-kon Kim)

2001년 Pennsylvania 주립대학교 전자공학과(공학박사)
2001년~2002년 Intel Corp.
2003년~2004년 삼성전자(주) 디지털미디어 연구소
2005년~현재 고려대학교 전자및정보공학과 교수
관심분야 : 영상 및 통신 신호처리, 통신네트워크
E-mail : taekonkim@korea.ac.kr