

DCT 압축률에 따른 심전도 및 심박 신호의 임상적 활용도 평가

신항식, 이명호
연세대학교

Practical Usage Evaluation of ECG and HR signal related on DCT Compression Ratio

Hang-Sik Shin, MyoungHo Lee
Yonsei University

Abstract - 모든 심전도 압축에서는 압축율과 신호왜곡간의 관계를 다루며 이는 매우 중요하다. 특별히 임상적인 의미를 가진다고 평가되는 5%의 Percent Root mean square Difference(PRD)값을 만족 시키면서 높은 압축율을 얻기 위한 연구는 필수적이다. 본 논문에서는 DCT를 사용하여 심전도 압축을 수행하였을 때, 심전도의 주요한 파라미터인 파형과 RRI(R-R Interval)가 압축율에 따라 어떻게 변화하는지를 평가하고 심전도의 두 가지 주요 파라미터를 진단정보의 왜곡 없이 압축할 수 있는 DCT계수 및 압축율을 도출해 내었다. 실험에는 MIT-BIH ECG Compression Test Database를 사용하였으며 DCT압축을 수행하였을 때 5 % 이하의 PRD를 확보하기 위해서는 81개 샘플에 대하여 평균 4.496 : 1, 최하 3.422 : 1 의 CR을 가지는 것을 확인할 수 있었으며, QRS를 올바르게 검출하는 범위에서의 78개의 샘플에 대하여 평균 CR은 17.3 : 1 최저 CR은 4.6512 : 1 로 나타났다. QRS 검출 한계에서의 RRI 시간 왜곡은 평균 3.7149 ± 4.3147 ms로 나타났으며, 최대 시간왜곡은 13.0256 ± 14.2035 ms 로 조사되었다.

1. 서 론

홀터 모니터로 대표되는 휴대형 심전도측정기에 주로 사용되는 심전도 압축 기술은 지난 30년간 심도 있게 연구되어 왔다[1]. 일반적으로 단일리드에서 12-bit해상도, 360 Hz로 샘플링된 24시간 심전도 신호는 대략 45MB의 용량을 가진다. 이러한 신호를 원격전송 및 진단하기 위해서는 데이터의 용량을 줄여주는 작업이 필수적이다. 심전도 압축에 있어서 가장 중요한 것은 원본 신호에서 진단에 필요한 정보를 보존하는 것이다. 생체신호의 특성상 손실 압축을 지향해야 하지만 비 손실 압축의 경우 손실압축에 비해 압축률이 현저하게 낮기 때문에 최근연구에서는 최소의 손실로 최대의 압축율을 얻는 것을 목적으로하는 손실압축 기반의 심전도 압축 기법에 대한연구가 주를 이루고 있다[2]. 무손실 압축방식의 경우 매우 높은 품질이 보장되지만 압축율이 낮다는 단점이 있는 반면, 손실압축알고리즘의 경우 높은 압축율을 얻을 수 있지만 의료 전문가의 진단에 영향을 주지 않는 원본의 품질을 보장하지 못할 수 있다.

초기의 심전도 압축 방식은 AZTEC(Amplitude Zone Time Coordinate Epoch Coding)[3], Turning Point[4], COordinate Reduction Time Encoding System(CORTES)[5], FAN[6], Slope[7], AZTDis[8]등의 휴리스틱(heuristic)한 방법에서부터 LTP(Long Term Prediction)[9], Analysis by Synthesis ECG Compressor (ASEC)[1], Cardinality constrained shortest path technique[10][11] 등의 최적화 알고리즘으로 발전해 왔으며 근래에는 음성이나 영상, 비디오에 사용되는 일반적인 압축 방식인 차분펄스부호변조(Differential Pulse Code Modulation, DPCM)나 부대역부호화(Subband Coding, SC)[13][14], 변환 부호화(transform coding)[15-20], 벡터 양자화(Vector Quantization, VQ)[21-24]에 의한 압축 방식이 응용되어 사용된다. 이러한 압축방식은 크게 세 가지 분류로 구분할 수 있다. 첫 번째는 원신호와 동일한 시간 영역에서 압축을 수행하는 방식으로 신호의 사용되지 않는 여분을 제거하며 압축을 수행할 수 있다. 변환을 기초로하는 방법은 이산웨이블릿변환(Discrete Wavelet Transform, DWT), 이산코사인변환(Discrete Cosine Transform, DCT), 이산푸리에변환(Discrete Fourier Transform, DFT)등을 사용하는 방법으로 높은 압축율을 얻을 수 있다. 이외에 모델 기반 알고리즘의 경우 직교다항함수를 사용하는 방법[25-26], 이상(biphasic)함수를 사용하는 방법[27], 다층퍼셉트론 신경망[28] 등을 사용하여 심전도로부터 몇가지의 모델 파라미터를 추출하고 가능한 한 원본 신호에 충실하게 신호를 복원한다. 특별히 wavelet에 기반한 압축 방식은 높은 압축율과 낮은 왜곡으로 활발히 연구되고 있다[29-38].

모든 심전도 압축에서는 압축율과 신호왜곡간의 관계를 다루며 이는 매우 중요하다. 특별히 임상적인 의미를 가진다고 평가되는 5 %의 Percent Root mean square Difference(PRD)값을 만족 시키면서 높은 압

축율을 얻기 위한 연구는 필수적이다[39]. 본 논문에서는 DCT를 사용하여 심전도 압축을 수행하였을 때, 심전도의 주요한 파라미터인 파형과 RRI(R-R Interval)가 압축율에 따라 어떻게 변화하는지를 평가하고 심전도의 두 가지 주요 파라미터를 진단정보의 왜곡 없이 압축할 수 있는 DCT계수 및 압축율을 도출해 내었다.

2. 본 론

본 논문에서는 DCT를 이용하여 심전도 신호를 압축할 때, 압축율(CR)의 변화에 따른 PRD의 변화를 관찰하고, QRS 검출이 가능한 범위 안에서의 DCT압축 한계를 측정한다. 시뮬레이션을 수행하기한 심전도 신호로는 MIT-BIH ECG Compression Test Database를 사용하였으며 QRS 검출은 Pan-tompkins 알고리즘을 사용하여 수행하였다.

2.1 Evaluation Methods

2.1.1 Percent Root mean square Difference (PRD)

심전도신호를 압축하는 연구에서 손실 압축기법을 사용하는 경우 신호의 왜곡을 나타내는 지표로 PRD값을 널리 사용한다. PRD는 원본 신호와 압축 후 복원된 신호의 MSE(Mean Square Error)를 비교하는 것으로 N개의 샘플을 가지는 신호의 원 신호를 $x[n]$, 압축 후 복원된 신호를 $\tilde{x}[n]$ 라 할 때 (수식 1)과 같이 정의된다.

$$PRD(\%) = \sqrt{\frac{\sum_{n=0}^{N-1} (x[n] - \tilde{x}[n])^2}{\sum_{n=0}^{N-1} (x[n])^2}} \times 100\% \quad (\text{수식 } 1)$$

2.1.2 Compression Ratio (CR)

CR은 신호의 압축 성능을 평가하는 지표로 정보압축 알고리즘에 의하여 데이터가 압축되는 정도를 나타낸다. 일반적으로 압축 후 데이터의 크기를 1로 하여 원본 데이터의 크기와의 비율로 나타내며 (수식 2)와 같이 나타내지만 심전도 신호 압축율을 나타낼 때에는 (수식 3)과 같은 표기가 주로 사용된다.

$$CR = \frac{\text{Uncompressed Size}}{\text{Compressed Size}} = \frac{\text{Uncompressed Data Rate}}{\text{Compressed Data Rate}} \quad (\text{수식 } 2)$$

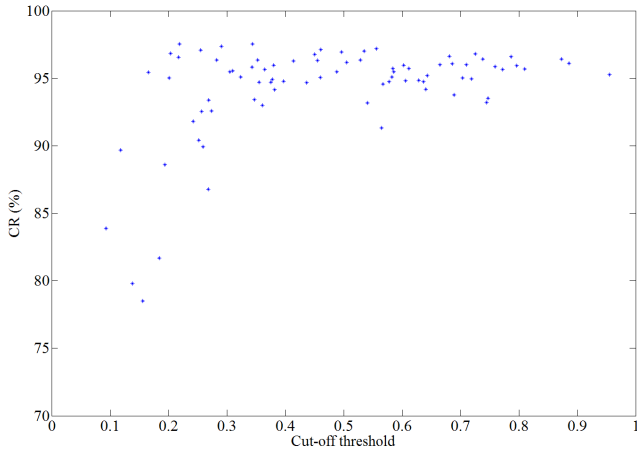
$$\frac{\text{Uncompressed Size}}{\text{Compressed Size}} : 1 \quad (\text{수식 } 3)$$

2.2 The MIT-BIH ECG Compression Test Database

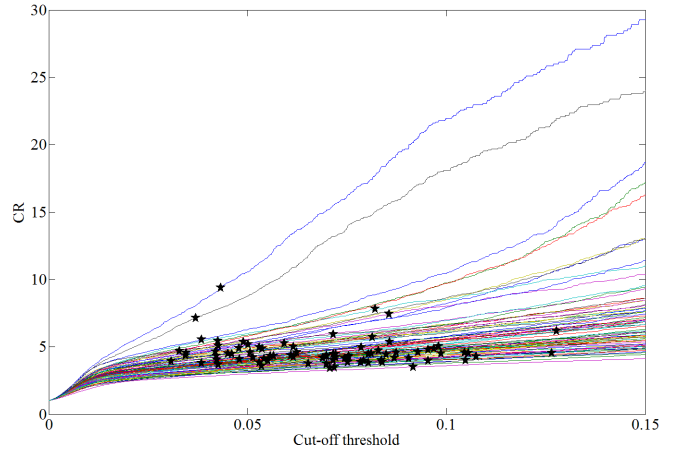
MIT-BIH ECG Compression Test Database는 250 Hz의 샘플링 주파수를 가지는 20.48초의 길이의 168가지의 심전도 신호로 구성되어 있다. 데이터베이스는 다양한 심전도 압축 알고리즘, 특별히 손실 알고리즘의 성능 평가를 위해 사용된다. 본 논문에서는 압축율에 따른 QRS검출 및 RR간격의 시간왜곡에 대한 연구를 수행하기 위하여 78개의 심전도 신호를 선정하여 시뮬레이션을 수행하였다.

2.3 QRS, RRI detection

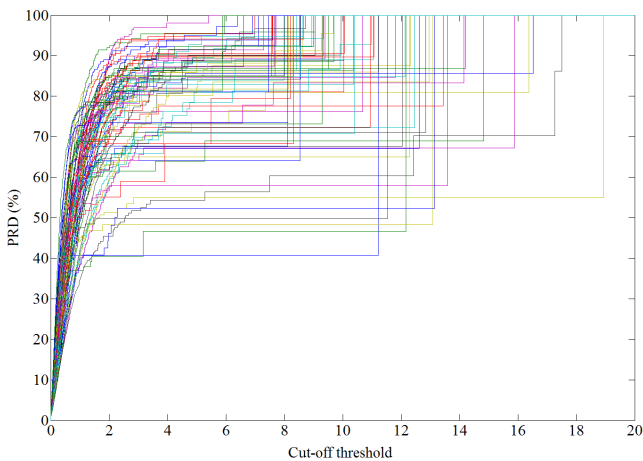
Pan-Tompkins 알고리즘은 심전도 신호의 QRS를 검출하기위해 널리



〈그림 1〉 심전도 압축(5 %) PRD시 임계치 변화에 따른 CR의 분포 (N=81)



〈그림 3〉 심전도 압축시 임계치 변화에 따른 CR의 변화, ★는 5 % PRD일 때의 임계치 및 CR의 위치 (N=81)



〈그림 2〉 심전도 압축시 임계치 변화에 따른 PRD의 변화 (N=81)

사용된다. 특별히 영위상필터(zero-phase filter)를 사용할 경우 필터링에 의한 왜곡없이 QRS를 검출할 수 있다. 본 논문에서는 각각 0.5 Hz, 15 Hz의 차단주파수를 가지는 91-tap 고역통과필터, 31-tap 저역통과필터를 사용하여 대역통과필터를 구현하였고, Pan-tompkins 알고리즘을 사용하여 QRS 및 RRI를 측정하여 비교하였다.

2.4 DCT Compression

DCT를 사용하여 심전도를 압축하기 위해서는 먼저 DCT를 수행하여 DCT계수(DCT coefficient)를 획득한 뒤 임의로 지정한 임계치(threshold) 미만의 파워를 가지는 DCT 계수를 제거한다. 본 논문에서는 임계치의 값을 조절함에 따라 CR 및 PRD, QRS 검출여부가 어떻게 변화하는지를 관찰한다. 임계치는 10^{-3} 부터 20까지 10^{-3} 씩 증가시키는 방법으로 20만 단계에 대하여 변화를 관찰 하였다.

3. Changing CR under PRD(<5 %) condition

〈표 1〉 5 % 이하의 PRD를 가질 때 심전도신호의 압축을 비교 (N=81)

	Threshold	≤ 5 % PRD	CR (%)
Mean Value	0.6883	4.9906	77.6240(4.496 : 1)
Standard Deviation	0.0222	0.0083	3.5229(0.96 : 1)
Maximum Value	0.1277	4.9999	89.3550(9.939 : 1)
Minimum Value	0.0308	4.9603	70.7810(3.422 : 1)

〈표 1〉은 DCT 압축의 임계치를 PRD가 5 % 미만 이면서 최대값을 가지도록 설정 하였을 때의 PRD 및 CR을 측정 한 것이다. 총 81개의 샘플에 대한 시뮬레이션은 수행한 결과 평균 임계치 값은 0.6833 이었고 이 때 CR은 대략 4.496 : 1로 나타났다. 임계값의 표준편차는 대략 0.0222정도로 나타났다. DCT계수는 소수의 큰 값을 가지는 계수와 다수의 작은 값을 가지는 계수로 나누어 지는 것을 고려할 때, 낮은 임계값에서의 작은 차이가 PRD나 CR에 큰 영향을 줄 수 있다. 시뮬레이션 결과를 바탕으로 고려할 때에는 PRD 5 %이내 범위에서 DCT는 최소 3.422 : 1의 CR을 확보하였음을 알 수 있다. 〈그림 1〉은 5 % PRD를 만족시키는 범위 안에서 임계치 변화에 대한 CR값을 나타낸 것이다. 〈그림 2〉는 임계치 변화에 대한 PRD의 변화를 나타낸 것으로 각 신호의 PRD가 초기에는 선형적으로 증가하다가 비선형적, 계단식으로 증가하는 것을 확인 할 수 있다. 〈그림3〉은 임계값과 CR의 상관관계를 나타낸 것이다. 부분의 샘플들은 임계값 0.01-0.15 구간에서 근(near)선형적인 특성을 보임을 알 수 있다. 이것은 주어진 구간에서 각 코사인 주파수 성분이 비교적 고르게 분포한다는 것을 의미한다. 그림의 ★은 5 % PRD일 때의 임계값과 CR의 위치를 나타낸다. 실험 결과에서 확인할 수 있듯이 DCT압축을 수행하였을 때 5 % 이하의 PRD를 확보하기 위해서는 대부분의 샘플이 5 : 1 이하의 CR을 가지는 것을 확인할 수 있었다.

4. RRI Detection Limit by changing PRD

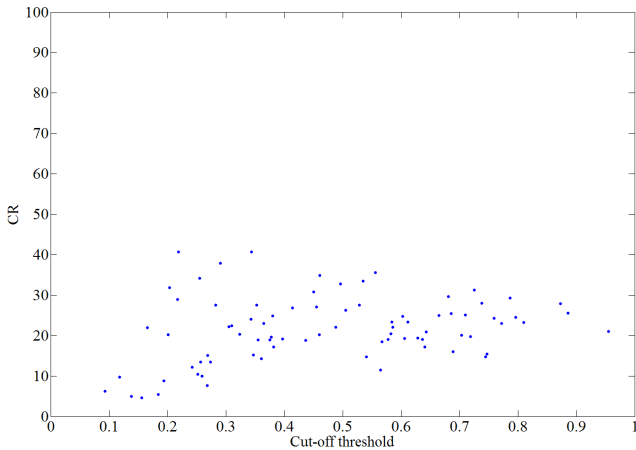
RRI의 검출을 위해서 Pan-tompkins 알고리즘을 사용하여 QRS를 검출한다. 시뮬레이션은 임계값을 0.001부터 0.001 단위로 증가시켜가며 최초로 QRS를 검출하지 못 할 때까지 수행하였으며 선택적으로 78개의 샘플을 사용하였다. 결과적으로 QRS를 올바르게 검출할 수 있는 범위에서 가장 높은 CR값을 조사함으로써 QRS검출을 주목적으로 하는 경우에 대한 최대 압축율을 조사하였다.

〈표 2〉는 QRS를 올바르게 검출하는 범위에서의 임계값 및 PRD, CR을 조사한 결과로 평균 CR은 17.3 : 1 최저 CR은 4.6512 : 1로 나타났다. 이때의 PRD는 평균 35.4680으로 나타났다. 〈그림 4〉는 QRS 검출 한계에서의 CR값을 나타낸 것으로 대부분의 CR값이 40 : 1 이하에 위치함을 알 수 있다. 단 CR값의 표준편차는 8.0532 : 1로 상대적으로 크게 나타났다.

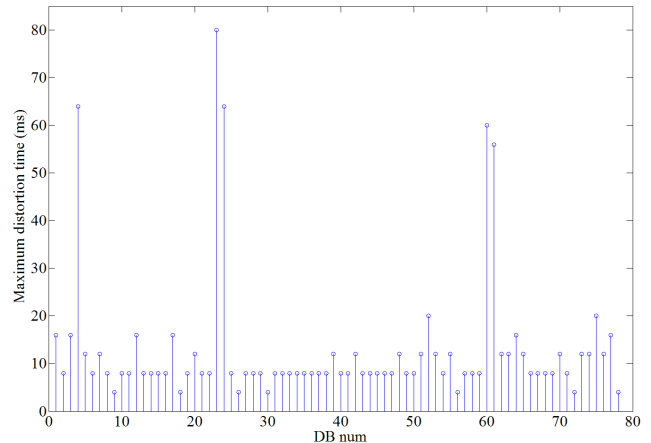
QRS를 올바르게 검출하는 조건에서 RRI의 시간왜곡을 조사한 결과 평균 RRI 시간왜곡은 3.7149 ms, 표준편차는 4.3147 ms로 나타났고 최

〈표 2〉 QRS 검출 가능 한계에서의 압축 및 PRD값 비교 (N=78)

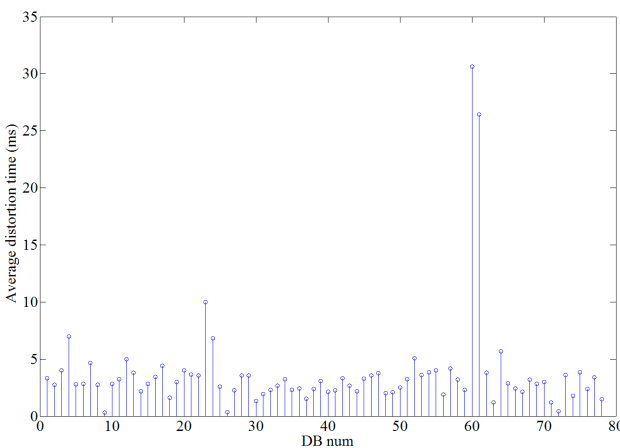
	Threshold	PRD	CR (%)
Mean Value	0.4775	35.4680	94.2240 (17.3 : 1)
Standard Deviation	0.2157	12.1680	3.7445 (8.0532 : 1)
Maximum Value	0.9550	55.7530	97.5390 (40.6 : 1)
Minimum Value	0.0930	7.8756	78.496 (4.6512 : 1)



〈그림 4〉 QRS 측정시 검출 한계에서의 임계치와 CR 비교



〈그림 6〉 심전도 압축시 QRS 위치의 최대 시간왜곡 (ms)



〈그림 5〉 심전도 압축시 RRI의 평균 왜곡 (ms)

대 RRI 시간왜곡의 평균은 13.0256 ms, 표준편차는 14.2035 ms로 나타났다. 총 78개의 샘플 중 대부분의 샘플에서는 10 ms 안팎의 최대 시간 왜곡이 나타났지만 5개 샘플에서는 50ms 이상의 큰 RRI왜곡이 발생하였다.

〈그림 5〉는 심전도를 압축하였을 때 RRI의 왜곡을 표현한 것으로 2개의 샘플을 제외하고는 평균적으로 5 ms 내외의 시간왜곡을 가지는 것을 확인할 수 있다. 〈그림 6〉은 심전도를 압축하였을 때 RRI의 최대 시간왜곡을 기록한 것으로 평균시간왜곡이 크지 않아도 특정 비트에 대하여 큰 시간 왜곡이 발생할 수 있음을 보이고 있다.

· 결 론

본 연구를 통하여 DCT를 이용하여 심전도를 압축할 때, 압축된 신호가 임상적으로 의의를 가질 수 있는 최대 압축율과 PRD를 도출하였다. 생체신호의 특성상 오진을 예방하기 위해서 정보의 정확한 전달은 필수적이다. 연구의 결과로 5% PRD를 만족시키는 최적 CR이 3.422 : 1, QRS 검출가능 한계에서의 최대 CR이 4.6512 : 1임을 확인할 수 있었다. 하지만 각 샘플의 특성에 따라 압축율의 차이가 현저히 드러났다. QRS 검출의 경우 샘플의 특성 및 심전도의 종류별로 큰 압축율의 차이를 보이는 것으로 드러났다. 또한 RRI의 경우 평균적인 시간왜곡은 임상적으로 인정될 수 있는 수준으로 드러났으나 몇몇 샘플의 경우 임상적인 진단 기준에 부적합한 결과값을 보였다. 이는 역으로 통계적인 CR을 기준으로 도출한 압축프로토콜에 기반하여 압축을 수행하였을 경우 파형의 특이성에 따라 압축으로 인한 오차가 급격히 커질 수 있음을 의미하며 이는 복원 파형의 왜곡으로 인한 직접적인 오진의 원인이 될 수 있다. 결과적으로 임상적 오차 한계 내에서 최대의 압축율을 얻기 위해서는 통계적으로 도출해낸 CR에 따른 압축을 수행하는 것보다는 각 파형별 특성에 따른 적응형 압축방법을 적용해야 할 필요가 있다. 임상적 평가기준을 만족시키기 위해서 심전도 신호의 파형별 분류와 특성분석, 압축율 비교를 통하여 최적의 압축율을 찾아내는 방법이나, 신경망을 이용한 PRD-적응형 압축법 등을 고려하여야 한다.

본 논문에서는 가장 단순한 심전도 신호 압축 기법 중의 하나인 DCT를 이용한 5% PRD에서의 통계적 CR 분석 및, QRS 검출가능 한계, RRI의 변화를 관찰 하였다. DCT를 이용한 압축은 알고리즘의 단순성과 유연성이 크다는 장점이 있어 간단하게 시뮬레이션을 수행 할 수 있지만 압축율은 최근에 개발되는 알고리즘에 비해 낮은 수준이다. 최근에 사용되는 웨이블릿 기반이나 SPIHT[40]등을 적용할 경우 더 높은 압축율을 가지면서 임상적 유의 범위를 만족시키는 결과를 얻을 수 있을 것으로 생각된다.

감 사 의 글

본 연구는 지식경제부 및 정보통신연구진흥원의 IT핵심기술개발사업의 일환으로 수행하였음. [2005-S-093-03, 생체신호처리기반의 Implantable System 개발]

[참 고 문 헌]

- [1] S. Jaleddine, C. Hutchens, R. Strattan, and W. Coberly, "ECG data compression techniques-A unified approach," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 37, pp. 329-343, 1990.
- [2] D.A.Huffman, "A method for constructing minimum redundancy codes," Proc. IRE, vol., pp. 1098-1101, 1952.
- [3] J.Cox, F. Noelle, H. Fozzard, and G. Oliver, "AZTEC: A preprocessing program for real-time ECG rhythm analysis," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-15, pp. 128-129, 1968.
- [4] W. Mueller, "Arrhythmia detection program for an ambulatory ECG monitor," Biomedical Science Instrument, vol. 14, pp. 81-85, 1978.
- [5] J. Abenstein and W.Tompkins, "New data-reduction algorithm for real-time ECG analysis," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-29, pp. 43-38, 1982.A.Chatterjee, A.Nait-Ali, and P.Siarry, "An input-delay neural-network-based approach for piecewise ECG signal compression," IEEE. Trans. Biomedical Eng., vol. 52, pp. 945-947, 2005.
- [6] D. A. Dipersio and R. C. Barr, "Evaluation of the FAN method of adaptive sampling on human electrograms," Med. Biomedical. Engineering Computing, vol., pp. 401-410, 1985.
- [7] S. C. Tai, "Slope-A real-time ECG data compressor," Med. Biomedical. Engineering Computing, vol. 29, pp. 175-179, 1991.
- [8] S. C. Tai, "AZTDIS-A two phase real-time ECG data compressor," J. Biomedical Engineering, vol. 15, pp. 510-515, 1993.
- [9] G.Nave and A.Cohen, "ECG compression using long-term prediction," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 40, pp. 877-885, 1993.
- [10] D. Haugland, J.Heber, and J.Husoy, "Optimization algorithm for ECG data compression," Med. Biomedical. Engineering Computing, vol. 35, pp. 420-424, 1997.
- [11] R. Nygaard and D.Haugland, "Compressing ECG signals by piecewise polynomial approximation," Proc. Int. Conf. Acoust. Speech, Signal Processing, Seattle, Washington, vol., pp. 1809-1812, 1998.
- [12] M. C. Aydin, A. E. Cetin, and H. Koymen, "ECG data compression by sub-band coding," Electron. Lett., vol. 27, pp. 359-360, 1991.

- [13] S. C. Tai, "Six-band sub-band coder on ECG waveform," *Med. Biomedical. Engineering Computing*, vol. 30, pp. 187-192, 1992.
- [14] J. H. Husoy and G. T., "Computational efficient subband coding of ECG signals," *Med. Eng. Phys.*, vol. 18, pp. 132-142, 1996.
- [15] M.Nakashizuka, H.Kikuchi, H.Makino, and I.Ishii, "Data compression by wavelet zero-crossing representation - Application of ECG data," *IEICE*, vol. CAS 95-63, pp. 57-64, 1993.
- [16] M.Blanco-Velasco, F.Cruz-Roldam, J.I.Godino-Llorente, and K.E.Barner, "ECG compression with retrieved quality guaranteed," *Electron. Lett.*, vol. 40, pp. 1466-1467, 2004.
- [17] B.R.S.Reddy and I. S. N. Murthy, "ECG data compression using Fourier description," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-33, pp. 428-434, 1986.
- [18] V.A.Allen and J.Belina, "ECG data compression using the discrete cosine transform(DCT)," *Comput. Cardiol.*, vol., pp. 687-690, 1992.
- [19] V.K.Murthy, J.Propst, R.Huss, and L.J.Haywood, "ECG waveform characterization by discrete cosine transform," *Comput. Cardiol.*, vol., pp. 239-241, 1983.
- [20] R.Benzid, F.Marir, A.Bousaand, M.Benyoucef, and D.Arar, "Fixed percentage of wavelet coefficients to be zeroed for ECG compression," *Electron. Lett.*, vol. 39, pp. 830-831, 2003.
- [21] X.Wang and J.Meng, "A 2-D ECG compression algorithm based on wavelet transform and vector quantization," *Digital Signal Processing*, vol. 18, pp. 179-188, 2008.
- [22] C.P.Mammen and B.Ramamurthi, "Vector quantization for compression of multichannel ECG," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 37, pp. 821-825, 1990.
- [23] H.About and Ed., "Vector Quantization," Piscataway, NJ, IEEE PRESS, vol., 1990.
- [24] J.Cardenas-Barreras and J.Lorenzo-Ginori, "Mean-shape vector quantizer for ECG signal compensation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 46, pp. 62-70, 1999.
- [25] W.Philips, "ECG data compression with time warped polynomials," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 40, pp. 1095-1101, 1993.
- [26] R.Borsail, A.Nait-Ali, and J.Lemoine, "ECG compression using an ensemble polynomial modeling: Comparison with the DCT based technique," *Cardiovasc. Eng.*, vol. 4, pp. 237-244, 2004.
- [27] I. S. N. Murthy and G.S.S.D.Prasad, "Analysis of ECG from pole-zero models," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 39, pp. 741-751, 1992.
- [28] A.Chatterjee, A.Nait-Ali, and P.Siarry, "An input-delay neural-network-based approach for piecewise ECG signal compression," *IEEE. Trans. Biomedical Eng.*, vol. 52, pp. 945-947, 2005.
- [29] G.Tohumoglu and K. E. Sezgin, "ECG signal compression by multi-iteration EZW coding for different wavelets and thresholds," *Comput. Biol. Med.*, vol. 37, pp. 173-182, 2007.
- [30] A.Djohan, T.Q.Nguyen, and W.J.Tompkins, "ECG compression using discrete symmetric wavelet transform," presented at the 17th IEEE Int. Conf. Medicine and Biology, Montreal, QC, Canada, vol., 1995.
- [31] K.Nagarajan, E.Kresch, S.S.Rao, and Y.Kresh, "Constrained ECG compression using best adapted wavelet packet bases," *IEEE Signal Proc. Lett.*, vol. 3, pp. 273-275, 1996.
- [32] J.Chen, J.Ma, J.Zhang, and J.Shi, "ECG compression based on wavelet transform and Golomb coding," *Electron. Lett.*, vol. 42, 2006.
- [33] M. A. Sabah, A.Al-Shrouf, and M.Abo-Zahhad, "ECG compression using optimum non-orthogonal wavelet transform," *Med. Eng. Phys.*, vol. 22, pp. 39-46, 2000.
- [34] B. A. Rajoub, "An Efficient Coding Algorithm for the Compression of ECG Signals Using the Wavelet Transform," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, pp. 355-362, 2002.
- [35] M.L.Hilton, "Wavelet and wavelet packet compression of electrocardiograms," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 44, pp. 394-402, 1997.
- [36] M. S. A. Manikandan and S.Dandapat, "Wavelet threshold based ECG compression using USZZQ and Huffmann coding of DSM," *Biomed. Signal Process. Control*, vol. 1, pp. 261-270, 2006.
- [37] S.G.Miaou, H.L.Yen, and C.L.Lin, "Wavelet-based ECG compression using dynamic vector quantization with tree codevectors in single codebook," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 49, pp. 671-680, 2002.
- [38] Y.Zigel, A.Cohen, and A.Katz, "The weighted diagnostic(WDD) measure for ECG signal compression," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 47, pp. 1422-1430, 2000.
- [39] P. LINDQVIST, "Compression and Storage of Medical Data in Pacemakers," Master degree thesis, Royal Institute of Technology, Stockholm, Sweden, 2005.
- [40] Z. Lu, D.Y.Kim,W.A.Pearlman, "Wavelet compression of ECG signals by the set partitioning in hierarchical trees algorithm", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol 47(7), pp. 849-856, 2000