

부정맥 심전도 신호에서 특이 파형 검출

Unusual Waveform Detection Algorithm in Arrhythmia ECG Signal

박길흠* · 김진섭* · 류춘하* · 최병재** · 김정준†*

Kil-Houm Park, Jin-Sub Kim, Chunha Ryu, Byung-Jae Choi and Jungjoon Kim†

*경북대학교 전자공학부, **대구대학교 전자전기공학부

† School of Electronics Engineering, Kyungpook University,
School of Electronic and Electrical Engineering, Daegu University

요 약

본 논문에서는 불응기(Refractory Period)에 기반한 부정맥 심전도 신호의 특이 파형 검출 알고리즘을 제안한다. 부정맥 심전도 신호는 대부분 평균 10% 정도의 특이 파형을 갖는다. 따라서 장시간 심전도 신호를 관찰 및 분석해야 하는 의료진에게 심전도 신호 샘플의 90% 이상이 축소된 특이 파형만을 제공함으로써 시간과 비용 측면에서 매우 큰 효과를 볼 수 있다. 제안 알고리즘은 R-파의 특징과 가변 불응기를 이용하여 R-peak를 검출한다. 검출된 R-peak에 대해 특이 파형에 포함되지 않은 R-peak들의 진위 및 첨도의 평균과 표준편차를 이용하여 특이 파형을 검출한다. 제안한 알고리즘을 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스의 모든 레코드에 적용한 결과 평균 90% 이상의 압축률을 보였다.

키워드 : 심전도 신호, 불응기, 첨도, R 피크 검출, 특이 파형

Abstract

In this paper, unusual waveform detection algorithm based on Refractory Period in arrhythmia ECG signal is proposed. Most of arrhythmia ECG signals consist of unusual waveforms with average 10% rate. Thus tremendous benefit can be obtained in terms of time and cost by providing unusual waveform samples reduced more than 90% to medical staffs who have to monitor and analyze for a long time. The proposed algorithm detects the R-peak using the features of R wave and variable refractory period. For the detected R-peak, unusual waveforms are found using means and standard deviation of electric potential and kurtosis of the R-peaks which are not included in unusual waveform. The proposed algorithm was applied to all records of the MIT-BIH arrhythmia database and showed more than average 90% of compression ratio.

Key Words : ECG Signal, R-wave Detection, Refractory Period, Kurtosis, Electric Potential, Unusual Waveform

1. 서 론

접수일자: 2013년 2월 19일

심사(수정)일자: 2013년 8월 5일

게재확정일자: 2013년 8월 6일

*본 연구는 미래창조과학부 및 한국산업기술평가관리원의 산업융합원천기술개발사업(SW·컴퓨팅)의 일환으로 수행하였음. [10041145, 자율군집을 지원하는 웹빙형 정보기기 내장 소프트웨어 플랫폼 개발]

*본 과제(결과물)는 교육부의 재원으로 지원을 받아 수행된 산학협력 선도대학(LINC) 육성사업의 연구결과임.

† 교신저자

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

최근 국내의 경제성장과 생활환경이 서구화됨에 따라 심장질환이 암, 뇌혈관질환과 더불어 한국인의 주요 사망원인 중 하나로 부각되고 있다. 대표적인 심장질환의 종류에는 관상동맥질환(coronary artery disease: CAD), 부정맥(arrhythmia), 심부전(heart failure) 등으로 분류할 수 있다. 이러한 심장질환의 사전진단 및 예후관측에 있어서 가장 중요한 신호는 심장의 활동에서 발생하는 심전도(electrocardiogram; ECG) 신호로서, 특히 심장의 전기 자극 형성 및 전도 장애에 기인한 부정맥 진단에 효과적이다.[1] 또한 심장질환의 조기발견을 위해서는 장시간 측정과 정확한 관측을 필요로 한다. 이와 더불어, 초고속통신망의 발달과 유비쿼터스(ubiquitous) 시대가 도래함에 따라 언제, 어디서나 질병예방 및 관리 등의 서비스를 받을 수 있는 U-헬스케어 시스템의 개발이 활발히 이루어지고 있다.

심장 질환의 부정맥과 같은 신호들은 일상생활 중에는 잘 발견되지 않을 때가 많기 때문에 24시간 이상의 측정 및 저장에 필요하다. 따라서 방대한 데이터양을 저장하기 위하여 데이터 압축 또한 필요하다. 그러나 압축된 데이터의 복

QRS군은 1단계에 속하며 T파는 3단계에 속하고, 여기서 R-R 간격은 경우에 따라 최소 절대 불응기나 또는 상대 불응기까지의 시간을 반드시 가지는 것을 알 수 있다. 그러나 R파는 심실의 탈분극 시기에 이루어지는데 여러 가지 요인(전도, 생성 장애)에 의해서 그 모양이 정상파형과 차이를

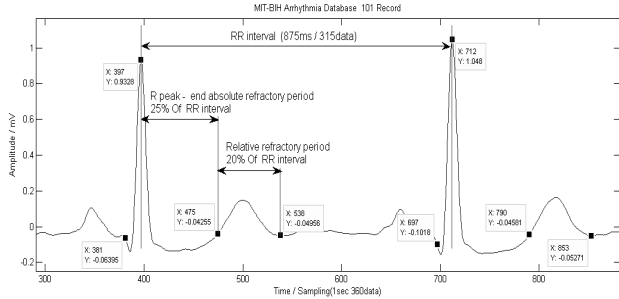


그림 3. MIT-BIH 101번 레코드의 R파 불응기
Fig. 3. The R wave refractory period of MIT-BIH 101 record

보인다. 이런 장애요인들은 심실이 재분극하거나, 다시 탈분극까지의 주기에 영향을 미치는데, 이는 R파가 탈분극 후 다른 자극에도 반응을 하지 않는 시간인 불응기가 달라진다. 따라서 가변 불응기의 정확한 계산은 파형 검출의 성능을 크게 향상시킬 수 있다.

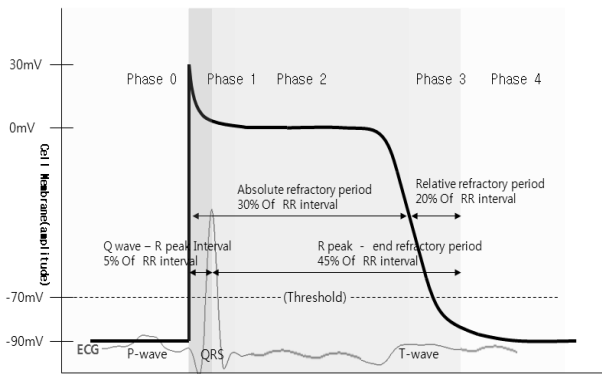


그림 4. 세포막 활동전위와 ECG신호의 파형 비교
Fig. 4. Comparison of active electric potentials of membranes and the ECG signal waveform

부정맥 심전도 신호는 평균 10% 정도의 특이 파형을 가지므로, 장시간 심전도 신호를 관찰 및 분석해야 하는 경우에 심전도 신호 샘플의 90% 이상이 압축된 특이 파형을 검출하는 것은 매우 중요하다. 본 논문에서는 가변 불응기에 기반한 부정맥 심전도 신호의 특이 파형 검출 알고리즘을 제안한다. 제안 알고리즘은 후보 R-peak의 전위, 심근의 가변 불응기, 그리고 이웃한 파형 간의 침도를 사용하여 정확한 R-peak를 검출하고, 검출된 R-peak에 대해 특이 파형에 포함되지 않은 R-peak들의 전위 및 침도의 평균과 표준편차를 이용하여 특이 파형을 검출한다. 제안 알고리즘의 성능은 R-peak 검출의 정확도에 달려있다. R-peak 검출에 관한 많은 연구들 중 대표적인 방법인 Pan and tomkins가 제안한 실시간 QRS군 검출 알고리즘이 있다.[10] 이 알

고리즘은 정상 파형에 대해서는 좋은 결과를 나타내지만, R파 검출하는 데에는 많은 계산량을 필요로 하며, 특히 파형이 많이 존재하는 부정맥 신호에서는 현저히 낮은 R파 검출률을 보인다. 제안 알고리즘의 적응적 불응기를 이용한 R-peak 검출 방법은 99% 이상의 검출률을 가지며 계산량도 작아 실시간 처리가 가능한 방법이다. 본 논문에서는 R-peak 검출을 적응적 불응기를 이용한 R-peak 검출방법을 사용한다. 그림 5는 제안 알고리즘의 블록도이며, 전처리, 후보 R-peak 검출, 불응기 계산, R-peak 검출, 그리고 특이 파형 검출 등의 과정으로 이루어져 있다.

단계1: 심전도 신호의 전처리를 수행한다. 기저선 평활화 등의 전처리를 위해 Morphology Pair 방법을 사용한다.[11]

단계2: 상대적으로 높은 전위 점을 R-peak 후보로 추출한다. 앞서 검출된 R-peak 전위의 20% 이상인 peak로 후보 R-peak를 추출한다.

단계3: 단계 2에서 추출된 후보 R-peak에 대해 침도와 전위에 기반한 불응기 RP를 계산한다. 후보 R-peak에 대해 RP는 식(1)에서 계산된다.

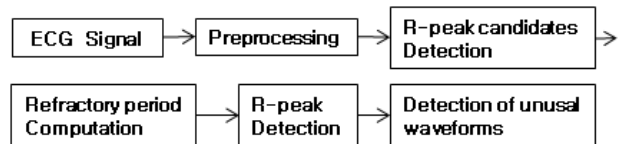


그림 5. 제안 알고리즘의 블록도
Fig. 5. The block diagram of the proposed algorithm

$$RP = RP_{ref} + S_k \times (0.125) \times \frac{(K_{R_peak} - K_{R_peak_prev}) \times 100}{K_{R_peak_prev}} + S_v \times (0.125) \times \frac{(V_{R_peak} - V_{R_peak_prev}) \times 100}{V_{R_peak_prev}} \quad (1)$$

$$S_k = \begin{cases} +1 & \text{for } K_{R_peak} \leq K_{R_peak_prev} \\ -1 & \text{for } K_{R_peak} > K_{R_peak_prev} \end{cases}$$

$$S_v = \begin{cases} +1 & \text{for } V_{R_peak} \leq V_{R_peak_prev} \\ -1 & \text{for } V_{R_peak} > V_{R_peak_prev} \end{cases}$$

여기서 RP_{ref} 는 기준 불응기로서 이전 R-R간격의 35%이고, K_{R_peak} 는 후보 R-peak의 침도이고, $K_{R_peak_prev}$ 는 이전 R-peak의 침도이고, V_{R_peak} 는 후보 R-peak의 전위이고, $V_{R_peak_prev}$ 는 이전 R-peak의 전위이다. 또한 침도는 곡률을 나타내어 그 값이 클수록 파형의 형태가 뾰족해진다. 즉 침도는 후보 R-peak의 전위 기울기를 이용하여 구할 수 있다. 그림 6에서 보듯이 상향파와 하향파에 대하여 샘플 간격 2.778msec(표본주파수 360Hz)인 경우, R-peak 전위의 1/2 전위부근을 기준으로 하여 후보 peak의 침도는 식(2)와 같다.

$$Kurtosis = \frac{|V_3 - V_2|}{2.778} + \frac{|V_1 - V_4|}{2.778} \quad (2)$$

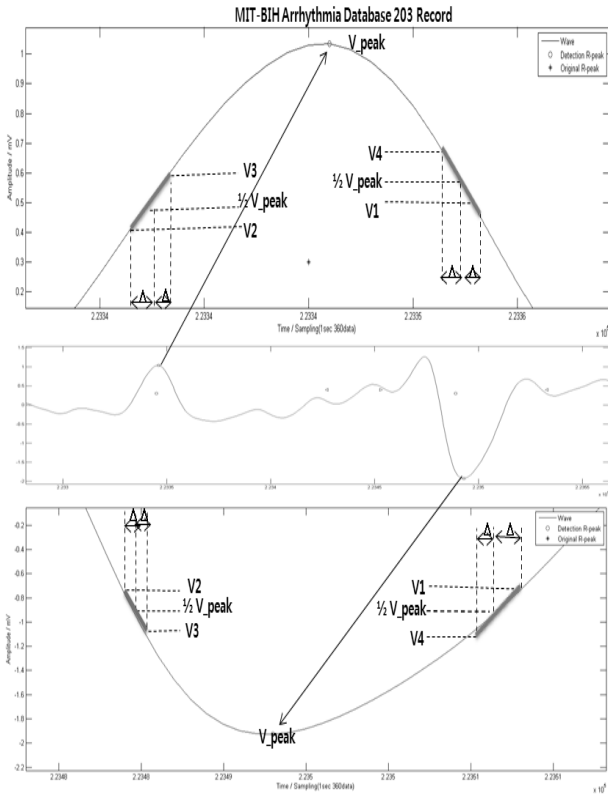


그림 6. R-peak의 첨도

Fig. 6. Kurtosis of R-peak

단계4: 불응기내에서 R-파가 갖는 높은 전위의 특징을 이용하여 R-peak를 검출한다. 불응기내에 R-peak 후보 보다 더 높은 전위가 없으면 현재 후보 peak를 R-peak로 결정하고, 더 높은 전위가 있으면 현재 후보 peak는 버리고 더 높은 전위를 갖는 peak가 새로운 후보 peak가 된다.

단계 5: 검출된 R-peak의 전위와 첨도 값에 따라 특이 파형을 검출한다. 현재의 R-peak 전위 값(V_{R_peak})과 첨도 값(K_{R_peak})이 식(3)과 (4)를 동시에 만족하지 못하면 특이 파형의 R-peak이고, 이를 포함한 beat를 특이 파형으로 검출한다.

$$m_V - k_1 \sigma_V < V_{R_peak} < m_V + k_1 \sigma_V \quad (3)$$

$$m_K - k_2 \sigma_K < K_{R_peak} < m_K + k_2 \sigma_K \quad (4)$$

여기서 m_V 과 σ_V 는 이전 특이 파형에 포함되지 않은 R-peak들의 전위 평균과 표준편차이고, m_K 과 σ_K 는 이전 특이 파형에 포함되지 않은 R-peak들의 첨도 평균과 표준편차이다. 그리고 k_1 과 k_2 는 각각 전위와 첨도의 문턱값이다. 식(3)과 (4)는 장시간 획득된 심전도 신호의 전위와 첨도의 분포가 정규분포를 따른다는 가정 하에 제안 되었다.

새로운 R-peak에 대해 단계 3에서 5까지를 반복한다.

3. 실험 및 고찰

제안 알고리즘의 성능 평가를 위해서 심전도 신호 처리 연구에 사용되는 표준 DB인 MIT-BIH ADB를 사용하였다. DB의 모든 레코드에 포함된 신호들은 표본화 주파수가 360Hz로 30분 동안 획득된 신호들이다. 그리고 102번과 104번 레코드는 리드 5신호이고, 그 외 모든 레코드는 리드 2신호이다. 실험에서 사용한 PC환경은 Intel i3 550 CPU, 4G DDR3 RAM이고, 운영체제는 Windows XP Professional이고, 시뮬레이션은 MATLAB version 7.8 32bit를 사용하였다. 다음 (5)식의 압축률(CR)을 사용하여 제안 알고리즘의 특이 파형 검출 성능을 확인하였다.

$$CR = \frac{(Total\ beats - Unusual\ beats)}{Total\ beats} \times 100 \quad (5)$$

여기서 Total beats는 MIT-BIH ADB 23개 레코드에 포함된 총 beat 수이고, Unusual beats는 제안 알고리즘이 검출한 특이 파형의 총 beat 수이다.

표 1은 MIT-BIH ADB 23개 레코드에 대한 제안 알고리즘의 실험 결과이다. 표에서 확인 할 수 있듯이 제안 알고리즘은 평균 90% 높은 압축률을 보인다. k_1 과 k_2 는 전위와 첨도의 표준편차 값에 따라 결정하였다. 표1의 실험 결과는 k_1 과 k_2 를 평균 1.65로 했을 때의 결과이다.

그림 7, 8 그리고 9는 MIT-BIH ADB 101번, 108번, 그리고 208번 레코드들에 대한 특이 파형 검출 결과를 나타낸다. 그림에서 확인 할 수 있듯이 제안 알고리즘이 정확하게 특이 파형을 검출함을 알 수 있다.

표 1. MIT-BIH ADB 23개 레코드에 대한 실험 결과

Table 1. Experimental results on the MIT-BIH ADB

Record no.	Total Beats	Unusual beats	CR
100	2273	22	99.03
101	1865	26	98.61
102	2187	49	97.76
103	2084	30	98.56
104	2230	650	70.84
105	2572	83	96.77
106	2027	1048	48.30
107	2137	278	86.99
108	1763	556	68.46
109	2532	377	85.11
111	2124	419	80.27
112	2539	34	98.66
113	1795	23	98.72
114	1879	77	95.90
115	1953	12	99.39
116	2412	596	75.29
117	1535	21	98.63
118	2275	95	95.83
119	1987	1	99.95
121	1863	106	94.31
122	2476	1	99.96
123	1518	4	99.74
124	1619	75	95.37
23 Record	47,645	4,583	90.38

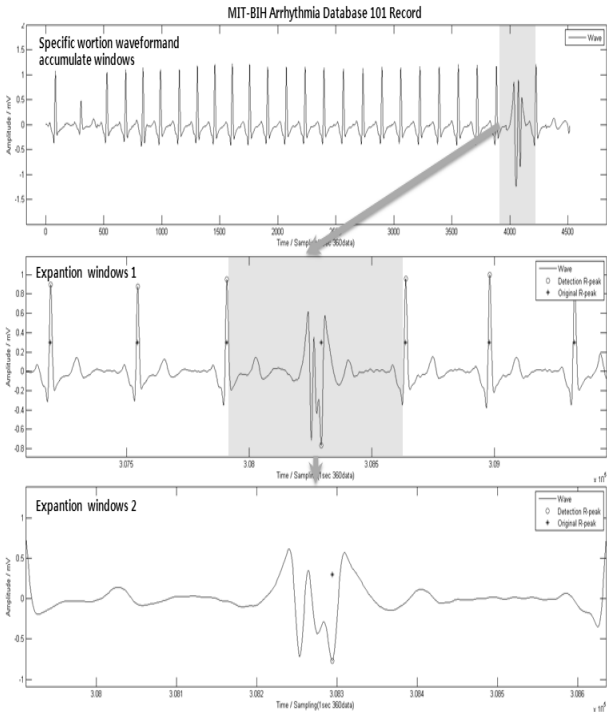


그림 7. MIT-BIH ADB 101번 레코드의 전체 파형과 특이 파형 일부
 Fig. 7. Specific portion of entire waveform and unusual waveform of MIT-BIH ADB 101 record

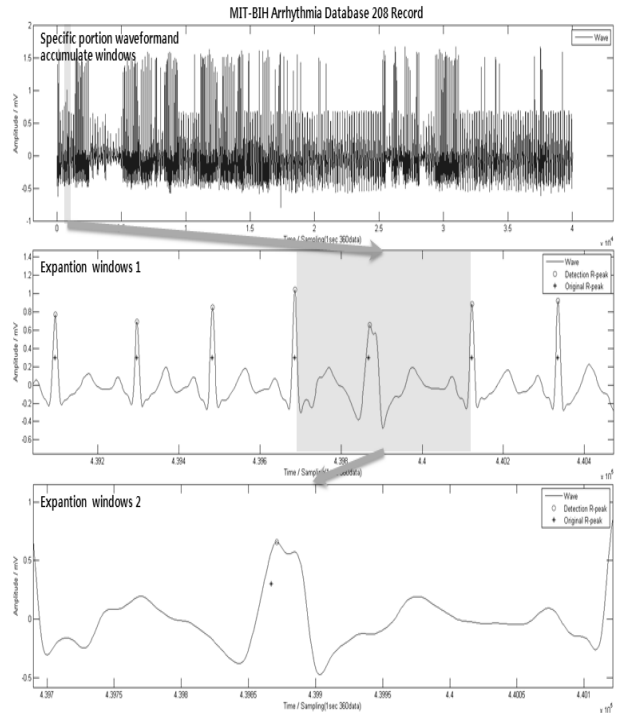


그림 9. MIT-BIH ADB 208번 레코드의 전체 파형과 특이 파형 일부
 Fig. 9. Specific portion of entire waveform and unusual waveform of MIT-BIH ADB 208 record

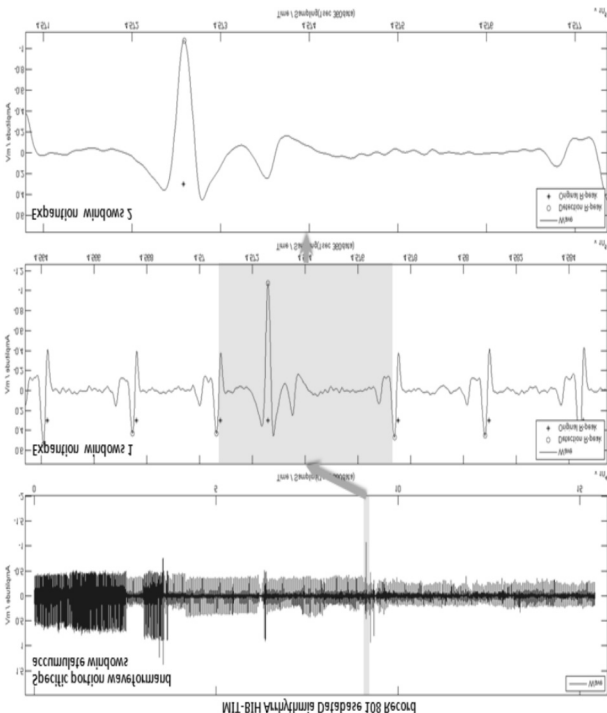


그림 8. MIT-BIH ADB 108번 레코드의 전체 파형과 특이 파형 일부
 Fig. 8. Specific portion of entire waveform and unusual waveform of MIT-BIH ADB 108 record

4. 결 론

본 논문에서는 불응기에 기반한 부정맥 심전도 신호의 특이 파형 검출 알고리즘을 제안하였다. 먼저 가변 불응기에 기반하여 R-peak를 검출하고 검출된 R-peak에 대해 특이 파형에 포함되지 않은 R-peak들의 전위 및 첨도의 평균과 표준편차를 이용하여 특이 파형을 검출하였다. 제안한 알고리즘을 MIT-BIH 부정맥 데이터베이스의 모든 레코드에 적용한 결과 평균 90% 이상의 데이터 압축율을 보였다. 따라서 장시간 심전도 신호를 관찰 및 분석해야 하는 의료진에게 심전도 신호 샘플의 90% 이상이 축소된 특이 파형만을 제공함으로써 시간과 비용 측면에서 매우 큰 효과를 볼 수 있다. 또한 검출된 특이 파형을 이용하여 부정맥 심전도 신호 분류를 위한 알고리즘 연구는 향후 과제로 남겨 둔다.

References

- [1] B. Schijvennaars et al., "Intraindividual variability in electrocardiograms," *Journal of Electrocardiology*, Vol. 41, Iss. 3, pp. 190-196, May-June 2008.
- [2] H. Kim et al., "ECG signal compression and classification algorithm with quad level vector for ECG holter system," *IEEE Trans. Information Technology in Biomedicine*, Vol. 14, no. 1, pp. 93-100, Jan. 2010.
- [3] SangJoon Lee, Jungkuk Kim and MyoungHo Lee,

"A Real-Time ECG Data Compression and Transmission Algorithm for an e-Health Device," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 58, no. 9, pp 2448-2455, September 2011.

[4] L. Y. Shyu, Y. H. Wu and W. C. Hu, "Using wavelet transform and fuzzy neural network for VPC detection from the holter ECG", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol.51, pp.1269-1273, 2004.

[5] S.Kadambe, R. Murray, and G. F. B. Bartels "Wavelet Transform based QRS complex detector", *IEEE Trans Biomed Eng.*, 46(7):838-848, 1999.

[6] Ik-Sung Cho and Hyeog-Soong Kwon, "R Wave Detection Algorithm Based Adaptive Variable Threshold and Window for PVC Classification", *The Journal of Korea Information and Communication Society*, Vol.34, No.11, pp.1289-1295, 2009.

[7] M. Benmalek and A. Charef, "Digital fractional order operators for R-wave detection in electrocardiogram signal," *IET Signal Processing*, Vol. 3, Iss. 5, pp. 381-391, May-June 2009.

[8] Q. Zhang et al., "An algorithm for robust and efficient location of T-wave ends in electrocardiograms," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol. 53, no. 12, pp. 2544-2552, Dec. 2006.

[9] J. Abenstein and W. Tompkins, "A new data reduction algorithm for real-time ECG analysis," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, Vol. BME-29, no.1, pp. 43-48, Jan. 1982.

[10] J. Pan and W. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," *IEEE Trans. on Biomedical Engineering*, vol. 32, no. 3, pp. 230-236, March 1985.

[11] Sung-Wan Kim, Se-Yun Kim Tae-Hun Kim, Byung-Jae Choi and Kil-Houm Park, "Minimizing Algorithm of Baseline Wander for ECG Signal using Morphology-pair," *Journal of Korean Institute of Intelligent Systems*, Vol.20, No.4, pp. 574-579, 2010.

저 자 소 개



박길흠(Kil-Houm Park)
한국지능시스템학회 논문지, 제20권 제5호 참조



김진섭(Jin-Sub Kim)
2010년 : 경북대학교 이학사
2012년 : 경북대학교 공학석사
2013년 ~ 현재: 경북대학교 정보보호학과 박사과정, (주)아시아컴퓨터네트웍 대표

관심분야 : 신호처리, 멀티미디어, 무선통신
Phone : +82-53-940-8849
E-mail : jinsub@knu.ac.kr



류춘하(Chunha Ryu)
한국지능시스템학회 논문지, 제20권 제5호 참조



최병재(Byung-Jae Choi)
한국지능시스템학회 논문지, 제20권 제5호 참조



김정준(Jungjoon Kim)
1981년 : 경북대학교 전자공학과 공학사
1983년 : 한국과학기술원 전자공학과 석사
1997년 : 루이지애나 주립대 공학박사
1984년~2011년 : (주)케이티 상무
2012년~현재: 경북대학교 전자공학부 부교수

관심분야 : 신호처리, 임베디드 devices, IT Convergence
Phone : +82-53-950-5524
E-mail : jungkim7@ee.knu.ac.kr