

R 피크 검출 정확도를 개선한 홀터 심전도 모니터의 개발

최정현¹, 강민호¹, 박준호¹, 권기구², 배태욱², 박준모^{3*}
¹에어랩, ²한국전자통신연구원, ³연세대학교 디지털헬스케어학부

Development of Holter ECG Monitor with Improved ECG R-peak Detection Accuracy

Junghyeon Choi¹, Minho Kang¹, Junho Park¹, Keekoo Kwon², Taewuk Bae², Jun-Mo Park^{3*}

¹AIRLab

²Electronics and Telecommunications Research Institute

³Dept. of Digital Healthcare, Yonsei University

요약 의료현장에서는 최근 디지털 헬스케어의 중요성이 대두되면서, 다양한 형태의 생체신호 측정 관련 연구가 활발히 진행되고 있다. 생체신호 중 가장 중요한 신호로 심전도를 들 수 있으며, 특히 부정맥 환자에 있어 심전도 신호의 연속 모니터링은 매우 중요하다. 부정맥은 동결절(sinus node), 동빈맥(sinus tachycardia), 심방조기수축(atrial premature beat, APB), 심실세동(ventricular fibrillation) 등으로 그 발병원에 따른 형태가 다양하며, 발병 이후의 예후가 좋지 않으므로 일상 중 연속 모니터링은 부정맥의 조기 진단과 치료방향 설정에서 매우 중요하다. 부정맥 환자의 심전도 신호는 매우 불안정하며, 부정맥을 자동 검출하기 위한 주요 특징점으로 작용하는 정확한 R-peak 포인트의 검출이 어렵다. 본 연구에서는 연속 측정하는 홀터 심전도 모니터링 기기와 분석용 소프트웨어를 개발하였으며, 부정맥 데이터베이스를 통해 심전도 신호의 R-peak 효용성을 확인하였다. 향후 연구에서는 다양한 발병원인으로 인한 부정맥의 형태적 구분 및 예측을 위한 알고리즘과 임상 데이터에 근거한 유효성 검증에 관한 추가 연구가 필요하다.

• 주제어 : 부정맥, 연속측정, 심전도, 홀터모니터, R-피크

Abstract An electrocardiogram (ECG) is one of the most important biosignals, and in particular, continuous ECG monitoring is very important in patients with arrhythmia. There are many different types of arrhythmia (sinus node, sinus tachycardia, atrial premature beat (APB), and ventricular fibrillation) depending on the cause, and continuous ECG monitoring during daily life is very important for early diagnosis of arrhythmias and setting treatment directions. The ECG signal of arrhythmia patients is very unstable, and it is difficult to detect the R-peak point, which is a key feature for automatic arrhythmias detection. In this study, we developed a continuous measuring Holter ECG monitoring device and software for analysis and confirmed the utility of R-peak of the ECG signal with MIT-BIH arrhythmia database. In future studies, it needs the validation of algorithms and clinical data for morphological classification and prediction of arrhythmias due to various etiologies.

• Key Words : arrhythmia, continuous measurement, ECG, Holter monitor, R-peak

Received 15 April 2022, Revised 10 May 2022, Accepted 21 June 2022

* Corresponding Author Jun-Mo Park, Dept. of Digital Healthcare, Yonsei University, Wonju, Gangwon-do, Korea.
E-mail: jmp0521@yonsei.ac.kr

I. 서론

의료현장에서는 최근 디지털 헬스케어의 중요성이 대두되면서 다양한 생체신호 및 생리현상을 측정하는 기기의 연구가 활발히 진행되고 있으며, 특히 무선통신 기술을 활용한 연속적인 심전도 (Electrocardiogram, ECG)를 측정할 수 있는 정확도 높은 홀터 심전계에 대한 관심이 높아지고 있다[1-2].

생체신호 중 심전도 신호는 심혈관계 질환을 진단하는 지표로서 가장 많이 연구되고 있는데, 심전도의 지속적인 모니터링은 개인의 건강 상태를 측정하는 중요한 판단기준으로 작용하기 때문이다. 심장질환은 불규칙한 심전도 신호를 나타내는 경우가 많으며, 이 경우 환자는 갑자기 위험 상황에 빠질 확률이 높다[2-3].

부정맥은 고혈압, 관동맥질환과 함께 3대 심장질환으로 분류되며, 부정맥은 발병 원인에 따라 크게 서맥성 부정맥과 빈맥성 부정맥으로 나누어진다. 이러한 초기 부정맥들은 심장질환에 의해 이차적으로 발생하는 경우가 많기 때문에[4], 효과적인 예후 및 치료를 위해 가장 중요한 것은 부정맥을 조기에 진단하여 선제적으로 예방하는 것이다.

현재 부정맥 환자를 진단하기 위해 사용하는 휴대용 홀터 감시장치의 경우 심전도 파형의 변화를 지속적으로 저장할 수는 있지만 파형을 실시간으로 분석하거나 응급상황의 발생을 예측 또는 경고하지 못하는 한계가 있다[3]. 그동안 다양한 연구자들이 유무선 통신기술을 활용하여 실시간으로 심전도 신호를 전송할 수 있는 기술을 개발하였으나, 그 관련 연구들은 단순히 심전도 신호의 측정 및 전송을 그 목적으로 한다[5-8]. 또한, 일부 연구에서는 가속도 센서 등을 사용하여 응급구조 요청 신호를 발생하기 위해 사용하는 경우가 있으나 신호 검출의 정확도를 위한 연구는 아니다[9-10].

최근 홀터 심전계에 내장된 고성능 관성센서로부터 얻어진 신호를 실시간 동작 분석하거나, 심전도 R-peak 자동 검출 정확도 제고를 위한 연구가 활발히 진행되고 있고, 본 연구진도 관련 연구를 진행한 바 있으며[11] 휴대용 홀터 심전계의 신호 검출 편의성 개선을 위한 노력을 기울여왔다.

본 연구에서는 관성센서 이용한 실시간 동작 감지를 통해 환자의 신체 상태를 구분하고, 그와 연동한 심전도 신호의 R-peak 검출 및 분석 도중 발생할 수

있는 오류 제거를 통한 높은 측정 신뢰도의 홀터 심전계를 개발하였다.

II. 연구방법

2.1 연구의 구성

본 연구에서 제안하는 홀터 심전도 모니터는 몸에 부착하여 생체신호를 입력해주는 패치와 케이블 (Patch & Cable), 입력된 심전도 및 생체활동 신호를 처리하는 ECU (Electric Circuit Unit), 데이터를 저장하는 저장부 (Storage Unit), 데이터분석용 소프트웨어 (Analysis Software) 등으로 구성된다. ECU 내부에서 심전도 데이터를 수집하여 디지털 데이터로 변환하기 위해서는 Analog Front End (AFE)가 사용되며, 동시간대 신체의 활동도 계산을 위해 관성센서인 IMU(Inertial Measurement Unit)가 사용된다.

그림 1은 시스템을 구성하는 블록도 이다. 말단의 측정 센서 패치에서 측정된 신호를 제어부의 MCU에서 변환하여 연산하고, 그 결과를 저장하도록 설계하였으며 사용된 주요 부품 및 사양을 간략하게 표기하였다.

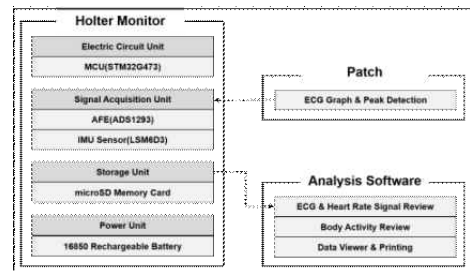


Fig. 1. System Configuration

2.2 심전도 모니터 디바이스의 개발

2.2.1 디바이스 외장 설계

홀터 심전도 모니터 디바이스의 외장은 가로 125mm, 세로 85mm, 두께 25mm의 직사각형 형태이며, 모서리는 착용성을 고려하여 둥글게 처리되어 있다. 전면부에 2.4인치 LCD와 5개의 버튼이 있으며, 이를 사용하여 사용자 UI를 구성하였다. 후면에는 탈착 가능한 커버가 있으며, 커버를 제거하면 내부에 microSD 메모리 카드 슬롯 및 18650 규격의 리튬이온 배터리를 삽입할 수 있는 공간이 있다. ECG 케이블은 (썬메드니

스에서 제작한 5구 일체형 스냅 버튼 케이블을 사용하였다. 케이블의 총길이는 약 85cm이며, 장치 상단의 9-Pin 커넥터를 사용하여 연결된다. 전극은 4.0mm 스냅버튼을 사용하는 범용 ECG 전극을 사용할 수 있으며, 본 연구에서는 3M의 2223H 제품을 사용하였다. 그림 2는 제작된 디바이스의 외장 케이스와 케이블이다.



Fig. 2. Enclosure and Cable

2.2.2 센서 제어 회로 설계 및 제작

그림 3은 센서로부터 입력되는 피험자의 심전도 및 체위 변환 정보를 인식하고 처리하며, 무선으로 데이터를 송수신하고 원본 데이터를 저장하기 위한 제어회로를 나타낸다. AFE는 ECG 데이터를 수집하기 위해 Texas Instruments의 ADS1293을 사용하였다. 내부에 3채널의 ADC가 내장되어 있으며, 각 입력에 디지털 분배기가 있어 채널별 신호 선택이 가능하다. 5개의 전극을 RA, LA, LL, RL, V1에 위치하도록 하여 Lead I, Lead II, V1 3개 채널에 대한 데이터를 수집할 수 있도록 하였다. IMU 제어회로는 가속도 데이터를 수집하기 위해 STMicroelectronics의 LSM6DS를 사용하였다. 내부에 3축 가속도 센서와 3축 자이로센서를 포함하고 있으며, high-performance mode에서 1.25mA를 소비하는 저전력 모델이다. MCU 제어회로는 전체 보드 제어를 위해 STMicroelectronics의 STM32F473CE가 2개 사용하였다. 1번 MCU는 신호획득 / 신호처리 / 데이터저장을 담당하며, 2번 MCU는 LCD 제어 / 스위치 입력을 담당한다. 사용된 MCU는 FPU와 Math Accelerator가 내장되어 있어 신호획득 및 처리에 적합하다. 전원회로는 주전원을 교체하는 중에도 정상동작을 유지하기 위해 내장된 보조전원을 사용한다. 주전원을 승압하여 보조전원을 충전하는 회로, 주전원과 보조전원을 변경하는 스위칭 회로, 병렬로 적용된 레플레이터 회로로 구성되어 있다. 홀터심전계는 의료기기로 분류되기 때문에 관련규격을 만족하여야 한다. 현재 국내에 적용되고

있는 규격은 [78. 홀터심전계 (관련 규격: IEC 60601 - 2 - 47 : 2012)]이며, 관련 규격에서 제시하는 기준을 적용하여 절연 회로를 설계하였다.

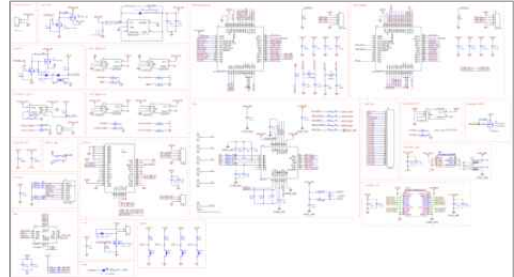


Fig. 3. Circuit Diagram

그림 4는 디바이스 내부에 삽입되는 PCB를 나타낸 것이다. PCB는 2-layer로 설계되었으며, 1608사이즈의 SMD 부품을 사용하여 제작하였다.

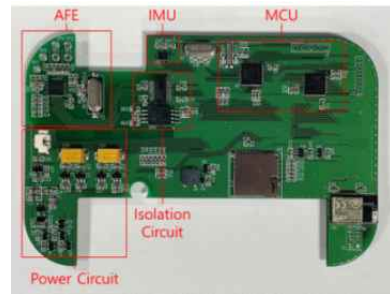


Fig. 4. Printed Circuit Board

2.3 신호 측정 방법

2.3.1 심전도 패치 부착 방법

심전도 모니터 디바이스는 그림 5와 같이 5-electrode ECG를 기반으로 5개의 전극(RA, RL, LA, LL, V1)을 사용한다. RA 전극은 오른쪽 쇄골 아래에 부착하며, LA 전극은 왼쪽 쇄골 아래에 부착한다. RL 전극은 흉곽의 오른쪽 아래 가장자리에 부착하며, LL 전극은 흉곽의 왼쪽 아래 가장자리에 부착한다. V1 전극은 흉곽의 오른쪽, 네 번째 늑간에 부착한다. 전극을 부착한 후 리드 와이어의 당김을 방지하기 위해 테이핑하여 고정한다.



Fig. 5. Sensor Attachment

2.3.2 심전도 시뮬레이션

본 연구에서는 제어용 회로 및 소프트웨어를 개발하기 위해 Fluke 사의 ProSim2 시뮬레이터를 사용하여 시뮬레이션을 수행하였다.

2.4 신호처리 소프트웨어

2.4.1 심전도 신호의 R-peak 검출

심전도 데이터는 125Hz의 Sampling rate로 수집하였다. 심전도 데이터는 홀터심전계의 관련 규격에 맞추어 디지털 필터가 적용된 상태로 microSD에 저장된다. 0.5Hz 차단주파수를 가지는 IIR-HPF와 40Hz의 차단주파수를 가지는 FIR-LPF를 사용하였다.

신호처리는 무빙 윈도우(moving window)방식을 사용하여 각 구간에 대해 진행하였는데, 윈도우의 크기는 데이터 저장 주기인 10초를 기준으로 하였으며, 윈도우가 50% (5sec)씩 중첩되는 형태를 사용하여 윈도우의 양 끝에서 발생할 수 있는 오류 발생을 줄였다. 그림 6은 본 연구에서 사용한 무빙 윈도우 처리 방식을 나타낸다.

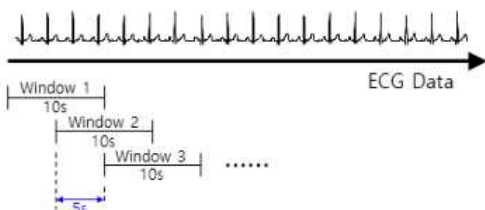


Fig. 6. Moving Window

한 개의 윈도우는 장치의 데이터 저장 주기인 10초

에 맞추어 1250개의 데이터를 윈도우의 크기로 지정하였다. 각 윈도우에서 ECG 데이터를 사용하여 그림 7에서와 같이 심전도 샘플 포인트가 그리는 삼각형의 면적을 계산하여 QRS 특징을 추출한다. 삼각형 설정에 40ms 간격의 3개의 데이터 샘플 포인트를 사용하였으며, 윈도우 내의 모든 데이터에서 동일한 계산을 반복하였다. 양 끝점의 간격은 80ms이며, 이는 성인의 QRS complex 넓이를 기준으로 설정하였다. (그림 7)

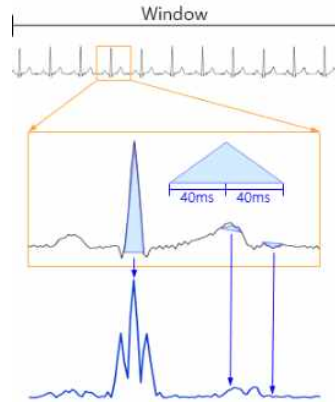


Fig. 7. Triangulation processing for ECG Signal

넓이를 계산하는 데 사용한 식은 아래 식 1과 같다 [12]. 식 1에서 $T(n)$ 은 계산된 삼각형의 면적을 의미하며, $I(n)$ 은 ECG 데이터를 의미한다. t 는 데이터의 인덱스이며, b 는 고정된 상수로 삼각형의 밑변과 관련이 있다. b 는 Triangle Base Step와 동일하며, 여기에서 $b=5$ 이다.

$$T(t) = \frac{1}{2} | ((t-b) \times I(t) + t \times I(t+b) + (t+b) \times I(t-b) - ((t-b) \times I(t+b) + (t+b) \times I(t) + t \times I(t-b)) |$$

Sampling rate : 125Hz

Window size : 1,250 sample(10 sec)

Step size of window moving : 625 sample(5 sec)

Triangle Base Step(b) : 5 sample(40 ms)

Max filter size : 5 sample(40 ms)

Eq. 1. Calculation of the ECG Signal Area

이후 정규화, 최댓값 필터, 문턱치 적용을 통해 R-peak 영역을 선별하고(그림 10), 각 영역에 해당하는 ECG 데이터에서 Peak 값을 찾는 형태로 R-peak를 검출하였다. (그림 11)

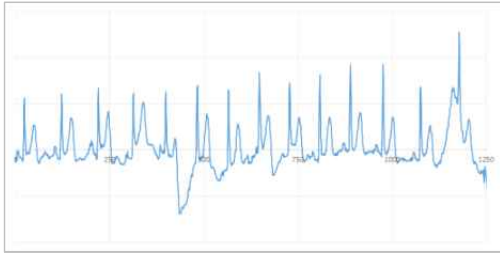


Fig. 8. ECG Data with HPF & LPF

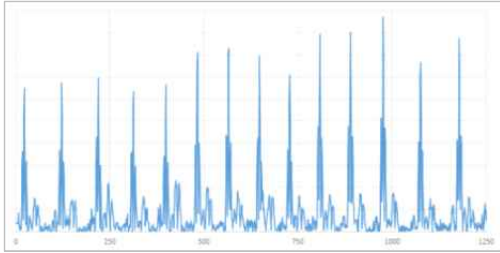


Fig. 9. Calculation of The Area Using 3-Points

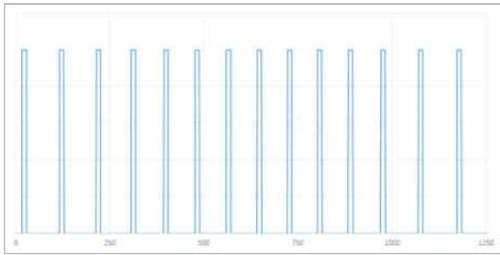


Fig. 10. Extraction of R-peak Region

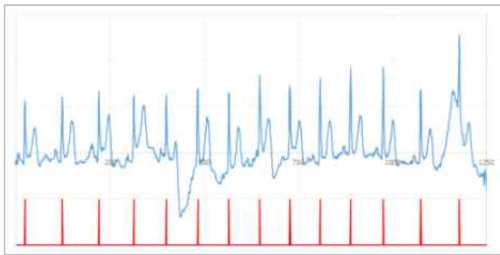


Fig. 11. Verification of R-peak detection in ECG Data

2.4.2 가속도 신호의 계산

본 연구에서는 관성센서를 이용한 실시간 체위 정보를 측정하고 이를 바탕으로 심전도 데이터 분석의 정확도를 높이기 위해 신호 벡터 크기를 기준으로 신체 활동 정도를 눕기/앉기 및 서기, 걷기, 달리기 네 가지 항목으로 분류하였다. 눕기/앉기 및 서기의 구분은 신호 벡터 크기 외에 가속도를 기준으로 계산한 각도를 사용하여 구분하였다.

생체정보를 분석하기 위한 가속도 값의 계산에서는

MAD(Mean Amplitude Deviation) 분석법이 주로 사용된다[13-14]. MAD는 일정 길이의 epoch 단위로 계산되며, epoch 내의 가속도 크기의 평균과 순간의 가속도 크기의 차이를 구한 뒤, 그 절댓값을 평균하여 계산한다. 가속도 데이터 측정의 Sampling Rate는 104Hz, 센서의 측정범위는 $\pm 16G$, epoch의 길이는 5초로 설정하였다. 식 2는 MAD를 계산하기 위한 식이다[14].

$$MAD := \frac{1}{n} \times \sum_{i=1}^n |r_i - \bar{r}|$$

$r_i = \sqrt{x_i^2 + y_i^2 + z_i^2}$: vector magnitude at each time point

\bar{r} : mean vector magnitude within the time period of interest)

n : length of the time period

Eq. 2. Equation of MAD

2.4.3 심전도 신호 뷰어

그림 12는 메모리카드에 저장된 심전도 및 맥박 신호를 분석하기 위한 PC용 어플리케이션 프로그램이다. 홀터 장치에 저장되어있는 기록을 볼 수 있도록 뷰어 프로그램을 개발하였다. microSD 카드에 저장된 내용을 사용하기 때문에 실시간 데이터 확인은 불가능하나, 장치 사용기간 전체에 대한 원본 데이터 확인이 가능하다. 경고 기준에 따라 발생한 이벤트 내역만 확인할 수도 있어 사용자의 확인 시간을 줄여주며, 그래프의 확대 및 축소, 심박수 그래프 표시 및 지정 위치 이동 등의 사용자 편의 기능을 제공한다.

심전도 데이터의 출력은 기본적으로 속도 25mm/s, 이득 10mm/mV으로 설정되어 있으며, 일정 범위(x0.5 ~ x2.0)에서의 확대 및 축소가 가능하다. BPM(Beat Per Minute)은 0~240 사이에서 원하는 범위를 보여주는 형태로 설정 가능하며, MAD는 0~1000mG로 고정되어 있다. 특이성이 있는 데이터는 프린터를 사용하여 출력할 수 있도록 하였다. 심전도 기록지와 같이 속도 25mm/s, 이득 10mm/mV으로 출력한다. 출력되는 데이터의 길이는 10초이며, 같은 시간의 BPM/MAD 그래프가 함께 출력된다.



Fig. 12. Monitoring Viewer Program

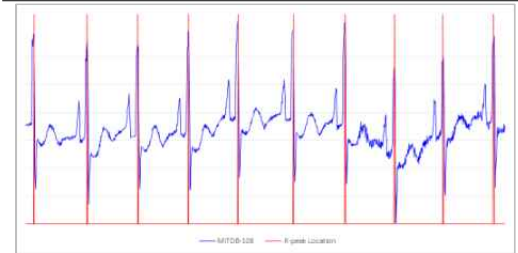
III. 연구결과

본 연구에서는 환자의 몸에 착용하여 심전도 및 생체활동 정보를 수집, 분석하는 홀터 심전도 모니터를 구성하는 센서 디바이스 및 모니터링 소프트웨어를 개발하였다.

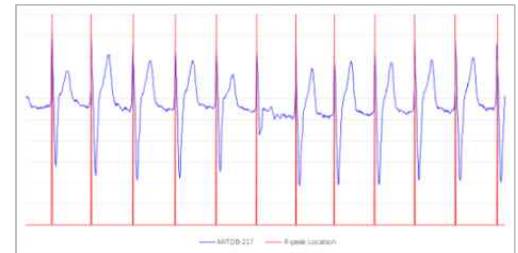
심전도 모니터는 환자의 흉부에 부착하는 의료용 전극 패치, 연결 케이블을 이용하여 신호를 입력받으며, 제어회로인 ECU에는 AFE 및 IMU 센서를 포함하고 있다. 개발된 심전도 모니터는 장시간 환자의 몸에 부착하여 측정하는 형태로, 크기가 작고 무게가 가볍도록 소형 웨어러블 디바이스로 제작하였다.

측정된 심전도 및 생체활동 데이터는 신호처리 알고리즘에 의해 변환되며, 의료진이 손쉽게 모니터링할 수 있도록 별도 제작된 분석 소프트웨어를 통해 사용 편의성을 높였다.

각 모듈별 성능 테스트를 진행하여, 심전도 및 생체활동 정보, 데이터의 저장 및 통신 기능이 정상적으로 출력됨을 확인하였으며, 그림 13에서 부정맥 환자의 오픈 데이터인 MIT-BIH 데이터베이스의 108, 218번 데이터를 활용하여 신호 검출의 가능성을 검증하였다.



(a) No.108



(b) No.217

Fig. 13. R-peak Detection using MIT-BIH Arrhythmia DB

IV. 고찰

본 연구를 통해 심전도 신호에서 특징점을 이용하여 R-peak 검출 성능이 개선되었으며 맥박, 생체활동의 상태를 실시간으로 측정 및 모니터링 할 수 있는 홀터 심전도 모니터를 개발 완료하였다. 개발된 홀터 심전도 모니터는 레퍼런스 데이터를 이용한 R-peak 검출 테스트 결과를 통해 심전도 신호의 R-peak 및 부정맥 검출의 정확도 향상 가능성을 확인하였다.

향후 연구에서는 다양한 발병 원인으로 인한 부정맥의 구분 및 예측을 위한 알고리즘 및 유효성 검증에 관한 추가 연구가 필요한 것으로 생각된다.

ACKNOWLEDGMENTS

본 연구는 한국전자통신연구원 김해시보조금사업의 일환으로 수행되었음.[21AD1210, 김해지역 AI 제조혁신 기술 공동개발 및 지원사업]

REFERENCES

- [1] Seunghwan Kim, “유비쿼터스 헬스케어 위한 생체 신호 모니터링 기술”, IT SoC Magazine, No. 25, pp.40-47, 2008
- [2] J. Kim, M. Lee, K. Ko, K. So, “Technique for the ECG Bio-sounds Visualization Analysis Based on the MIT-BIH Database”, Journal of Digital Contents Society, vol.17, no.2, pp.97-103, 2016
- [3] Joohyun Hong, Eunjong Cha, Taesoo Lee, “Evaluation of CDMA Network Based Wireless 3 Channel ECG Monitoring System”, Journal of Biomedical Engineering Research, vol.29, no.4, pp.295-301, 2008
- [4] Jeonggwon Cho, “Recent Advancement in the Management of the Cardia Arrythmia”, Journal of Korean Medical Association, vol. 53, no. 3, pp.190-195, 2010
- [5] J.H.Hong et al.m “A PDA-Based Wireless ECG Monitoring System for u-Healthcare”, Journal of Medical Informatics, vol.12, no.2, 99.153-159, 2006
- [6] R. Fensli, E. Gunnarson and O. Hejlesen, “A wireless ECG system for continous event recording and communication to a clinical alarm station”, Proceeding of the 26th Annul International Conference of the IEEE EMBS, San Francisco, USA, Sept. 2004, pp2208-2211
- [7] A. I. Hernandez, F. Mora, G. Villegas, G. Passariello and G. Carrault, “Real-Time ECG Transmission Via Internet for Nonclinical Applications”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.5, no.3, pp.253-257, 2001
- [8] J. Andreasson, M. Ekstorm, A. Fard, J.G. Castano and T. Johnson, “Remote System for Patient Monitoring Using Bluetooth”, Proceedings of IEEE, 2002, pp.304-307
- [9] L.W. Keijsers, M. Horstink and S. Gielen, “Automatic Assessment of Levodopa-Induced Dyskinesias in Daily Life by Neural Networks”, Movement Disorders, vol.18, no.6, pp.711-723, 2003
- [10] B. Jajafi, K. Aminian, F. Loew and C.J. Bula, “Ambulaory system for human motion analysis using a kinematic sensor: monitoring of daily physical activity in the elderly”, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol.50, no.6, pp.711-723, 2003
- [11] Junghyeon Choi, et al., “Development of Continuous ECG Monitor for Early Diagnosis of Arrhythmia Signals”, Journal of the Institute of Convergence Signal Processing, vol.22, no.2, pp.45-50, 2021
- [12] Tae Wuk Bae, et al., “Vital Block and Vital Sign Server for ECG and Vital Sign Monitoring in a Portable u-Vital System”, Sensors, 20(4):1089, 2020
- [13] Kishan Bakrania, et al., “Intensity Thresholds on Raw Acceleration Data: Euclidean Norm Minus One (ENMO) and Mean Aplitude Deviation (MAD) Approaches”, PLoS One, 11(10):e0164045, 2016
- [14] Henri Vähä-Ypyä, et al., “Validation of Cut-Points for Evaluating the Intensity of Physical Activity with Accelerometry-Based mean Amplitude Deviation (MAD)”, PLoS One, 10(8):e0134813, 2015

저자소개

최 정 현 (Junghyeon Choi)



2007년 2월 : 인제대학교
의용공학과(공학사)
2009년 2월 : 인제대학교
의용공학과(공학석사)
2016년 11월~현재 :
AIRLab 연구소장
관심분야 : 재활의료기기,
생체신호, 의료영상

배 태 옥 (Taewuk Bae)



2004년 2월 : 경북대학교
전자공학과(공학사)
2006년 2월 : 경북대학교
전자공학과(공학석사)
2010년 2월 : 경북대학교
전자공학과(공학박사)
2014년 03월~현재 : ETRI
관심분야 : 의료기기,
의료신호처리

강 민 호 (Minho Kang)



2013년 2월 : 인제대학교
의용공학과(공학사)
2015년 8월 : 인제대학교
의용공학과(공학석사)
2015년 8월~현재 :
AIRLab 과장
관심분야 : 재활의료기기,
생체신호, 의료영상

박 준 모 (Jun-Mo Park)



1993년 2월 : 인제대학교
의용공학과(공학사)
1996년 2월 : 인제대학교
의용공학과(공학석사)
2008년 8월 : 부산대학교
의공학협동과정(공학박사)
2022년 3월~현재 : 연세대학교
디지털헬스케어학부 부교수
관심분야 : 신호처리,
뇌 신경계 신호 분석

박 준 호 (Junho Park)



2007년 2월 : 인제대학교
의용공학과(공학사)
2009년 8월 : 인제대학교
의용공학과(공학석사)
2014년 03월~현재 :
AIRLab 대표
관심분야 : 재활의료기기,
인공지능, 의료영상

권 기 구 (Keekoo Kwon)



1997년 2월 : 인제대학교
전자공학과(공학사)
2000년 2월 : 경북대학교
전자공학과(공학석사)
2004년 2월 : 경북대학교
전자공학과(공학박사)
2004년 03월~현재 : ETRI
관심분야 : 영상처리, 머신비전,
지능형 차량