

Development and Verification of the System for Heart Rate Detection During Exercise

全榮柱[†] · 申承哲^{*} · 張墉元^{**} · 金承煥^{***}

(Young-Ju Jeon · Seung-Chul Shin · Yong-Won Jang · Seung-Hwan Kim)

Abstract - The aim of this paper is to develop and verify the system which can detect heart rate during exercise by using conductive fabric electrode and transportable measurement module. The experiment was performed under 4 conditions(resting, walking, jogging, running) and 18 subjects data are used. By using the ECG measurement system used in cardiac stress testing as reference value in order to verify the accuracy of the developed system, the relative error and correlation coefficient was calculated for each subject at every 3 seconds. The results have shown that the high correlation between the developed system and the reference system for detecting heart rate during exercise. Relative error and correlation coefficient are 2.27% and 0.9877, respectively. 7 subjects data are omitted in these calculations because of severe noises. Therefore, it is expected that this system could be used as a health monitoring system in ubiquitous environment in the future.

Key Words : Bioshirt, ECG, Heart Rate, Ubiquitous Healthcare

1. 서 론

사회가 발전함에 따라 건강에 대한 관심이 증가하고 있으며, 개인의 건강관리를 위해 운동을 하는 사람들 또한 증가하고 있지만 운동 중 심장에 과도한 부하가 걸려 심장마비 또는 심장발작을 일으켜 사망하는 사례가 종종 보고되고 있다. 적당한 운동은 심혈관 질환을 예방하는데 도움이 되지만 무리한 운동은 돌연 사의 원인이 되기도 한다[1-2]. 따라서 운동 중에 심전도 신호에서 검출한 심박수를 통하여 적정 운동 상태를 제시할 수 있는 시스템 개발이 요구되며, 이러한 시스템 개발을 위해 우선 운동 중 심박수 검출이 가능할 정도의 심전도 신호를 측정할 수 있는 시스템 개발이 선행되어야 한다.

심박수는 심전도, 산소포화도, 심음 등 여러 가지 방법으로 측정할 수 있지만 운동 중에는 과도한 움직임에 의해 센서 접촉부나 lead 선에서 발생하는 동잡음 때문에 심박수 측정이 용이하지 않다[3-5]. 특히 검사의 목적이 아닌 실제 운동을 수행하면서 심박수를 측정하기 위해서는 운동에 최대한 방해가 되지 않으면서 심전도를 측정 할 수 있는 시스템을 개발할 필요성이 있다.

이러한 필요성에 따라 Polar의 running computer series, Alivete의 heart rate monitor 등의 장비들이 개발되고 있다

[6-10]. 이러한 장비들은 측정 모듈을 소형화하여 센서와 측정 모듈을 직접 연결하기 때문에 lead 선에 의한 잡음을 원천적으로 제거할 수 있고, 실제 운동 시 lead 선에 의한 방해를 받지 않는 장점들을 갖고 있다. 하지만 운동의 강도가 높은 경우 이러한 장비들이 신뢰할 만한 수준의 심전도를 측정하고 있는지를 확인하기에는 한계가 있다. Polar의 running computer series는 심박수 정보만을 제공하며, 실제 running 과 같은 운동 시 심전도 신호의 정확성에 대해 파악하기 힘들다는 단점이 있다. Alivete의 heart rate monitor는 lead 선 없이 사용할 수 있는 형태와 lead 선이 필요한 형태 두 가지가 있는데, 모두 일회용 전극을 사용하고 있어 장시간 사용으로 인한 피부 트러블이나 접촉력 저하 등의 문제점들이 존재한다.

본 연구에서는 심전도 측정을 위한 센서를 전도성 섬유를 이용하여 밴드형태의 벨트로 제작하였는데, 이는 일회용 전극의 단점을 보완할 수 있으며, 밴드의 센서로부터 측정된 신호는 가슴 부위에 부착된 모듈(XPOD)에서 심전도를 측정하고 저장하도록 개발하였다. 본 연구의 목적은 개발한 측정 시스템의 정확성을 알아보기 위하여 뛰고 있는 동안 운동부하 검사 시 사용하는 시스템(Q-Stress, QUINTON, USA)과 개발한 측정 시스템에서 동시에 심전도를 측정 후 심박수를 비교하여 봄으로써 본 연구에서 개발한 시스템의 정확성을 검증하고자 하였다.

[†] 교신저자, 正 會 員 : 한국한의학연구원 선임연구원
E-mail: jyj92@kiom.re.kr

^{*} 學生會員 : 한국전자통신연구원 선임연구원

^{**} 學生會員 : 한국전자통신연구원 연구원

^{***} 學生會員 : 한국전자통신연구원 책임연구원

接受日字 : 2007年 4月 30日

最終完了 : 2007年 7月 27日

2. 본 론

2.1 실험 설계

실험은 Q-Stress를 이용한 심전도와 개발한 chest belt 및

XPOD를 통하여 측정된 심전도를 비교하기 위하여 수행되었으며, 피험자는 신체 건강한 18명의 성인남자(age: 20.2±1.32세, height: 175.4±4.7cm, weight: 62.7±3.74kg)를 대상으로 실시하였다. 또한 chest belt를 대, 중, 소 세 가지 형태로 제작하여 피험자의 가슴 사이즈에 맞춤으로써 달리는 동작에 의한 잡음의 영향을 최소화 하고자 하였다.

표 1은 실험 프로토콜을 나타낸 것으로서, 실험은 1분의 안정 상태를 가진 후 천천히 걷기부터 시작하여 매 2분 간격으로 treadmill의 속도를 증가시키고, 속도가 15.4km/h 이상일 경우는 treadmill의 하판 각도를 표 1과 같이 올려 운동 부하를 증가시키도록 하였다. 데이터는 안정 상태부터 피험자가 실험을 중단할 때까지 측정하였으며, 측정된 데이터는 개발한 시스템의 정확성을 검증하기 위하여 상대오차와 상관계수를 계산하여 비교하였다.

표 1. 실험 프로토콜

Table 1. Experiment protocol

Stage	Time(min)	Speed(km/h)	Grade(%)
Rest	1:00		0
1	2:00	4.8	6
2	2:00	6.8	6
3	2:00	7.8	6
4	2:00	9	6
5	2:00	10.2	6
6	2:00	11.4	6
7	2:00	12.6	6
8	2:00	13.8	6
9	2:00	15	6
10	2:00	15.4	7.5
11	2:00	15.4	9.5
12	2:00	15.4	12
13	2:00	15.4	14
14	2:00	15.4	16
15	2:00	15.4	18.5
16	2:00	15.4	20.5
17	2:00	15.4	21.5
Recov	:	1.9	

2.2 시스템 개발

XPOD는 2 electrode 심전도 측정을 위한 아날로그 회로부와 ATmega128을 이용한 마이크로 컨트롤러부로 구성되어 있으며, 아날로그 회로부에는 입력 임피던스 매칭을 위한 계측 증폭기(20배)와 2차 대역통과 필터(1Hz~30Hz), 그리고

주 증폭기(50배)로 구성되어 있다. 그림 1에 XPOD에 대한 전체 블록도를 나타내었으며, 그림 중에 3축 가속도 센서는 운동량, 속도 등의 정보를 얻기 위하여 제작 되었지만, 분석 알고리즘이 개발 중에 있어 본 논문에서는 제외하였다. A/D는 10bit의 해상도를 가지며, 샘플링 주파수는 200Hz로 설정하였고, 측정된 데이터의 저장을 위하여 128M 플래쉬 메모리를 장착하였다. 3g의 배터리를 포함한 전체 무게는 23g이며 가로, 세로, 높이가 각각 68mm, 36mm, 13mm로 운동 시 장애가 최소화 될 수 있도록 편의성을 고려하여 제작하였다.

심전도 측정을 위한 chest belt는 가슴 부위에 전도성 천을 포함한 밴드를 옷에 삽입할 수 있도록 제작하였으며, XPOD 모듈을 부착하기 위해 도트 버튼을 이용하였다. 그림 2에 XPOD 모듈, chest belt 및 XPOD 모듈과 chest belt를 착용한 그림을 나타내었다. 전도성 천은 전도성 섬유와 비전도성 섬유를 혼합하여 제작하였으며, 전도성 섬유는 은코팅 처리를 통해 피부에 접촉할 때 트러블이 최소가 되도록 설계하였다.

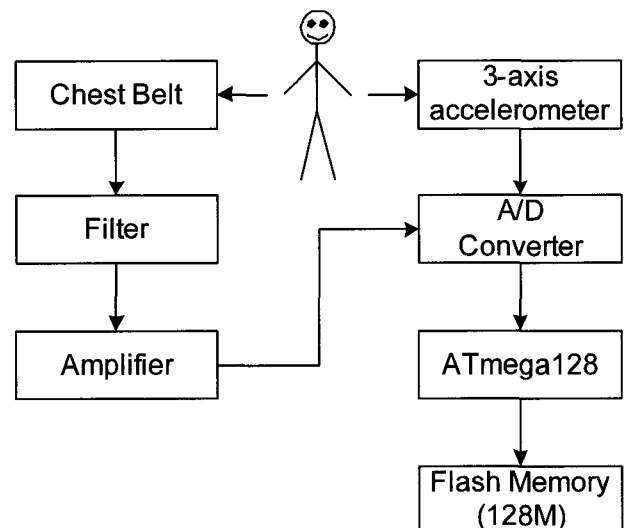


그림 1. XPOD 블록다이어그램
Fig. 1. Block-diagram of XPOD

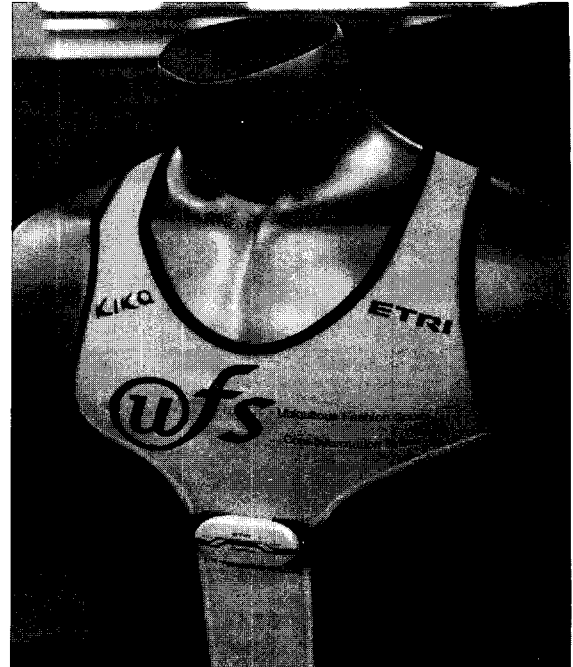
2.3 데이터 수집 및 분석

데이터 수집은 실험 전 1분간의 안정 상태 때부터 측정을 시작하여 피험자가 실험을 중단할 때까지 지속하였으며, 평균적으로 17분가량 소요되었다. 그림 3은 실제 데이터 수집을 하고 있는 실험 장면을 나타낸 것이다. 측정된 XPOD 심전도 데이터의 분석 알고리즘은 심전도 신호에서 R-peak를 검출할 때 일반적으로 사용되는 Hamilton과 Tompkins[11-12]의 알고리즘을 이용하여 심박수를 계산하였으며, 그림 4에 알고리즘에 대한 블록도를 나타내었다. 먼저 차단주파수가 20Hz인 저역통과필터와, 5Hz인 고역통과필터를 통과한 후, R-peak 부분을 강조하기 위한 5-points 미분을 시행하였으며, 신호의 절대 값을 취한 후, 80ms 윈도우에서 이동 평균 값을 구하였다. Peak detection부에서는 몇 가지 규칙에 의해 R-peak가 결정되는데 그 규칙들에 대해 간략히 요약하면 다

음과 같다. 첫째, 200ms 이후에서 한 개의 peak를 선택하고 그 peak가 원 신호에서 양의 기울기와 음의 기울기를 갖는지 확인한다. 둘째, peak가 직전의 peak로부터 360ms 이내에서 발견되면, 기울기를 조사하여, 이전 peak에서의 기울기 값보다 최소 1/2이상일 경우에만 R-peak로 간주한다. 셋째, peak의 높이가 문턱치 값보다 클 때만 R-peak로 간주하고 문턱치 값보다 작으면 잡음으로 간주한다. 마지막으로, 이전의 R-R 간격의 1.5배 범위에서 새로운 R-peak가 찾아지지 않으면, 그 이전을 조사해서, 문턱치 값 절반 이상의 peak가 있으면 그것을 R-peak로 간주한다. 문턱치 값은 시작부터 8초 동안의 데이터 중에서 각 1초마다 가장 큰 값들 8개를 찾아서 이들의 중앙값의 0.475배를 초기 값으로 정하였다.

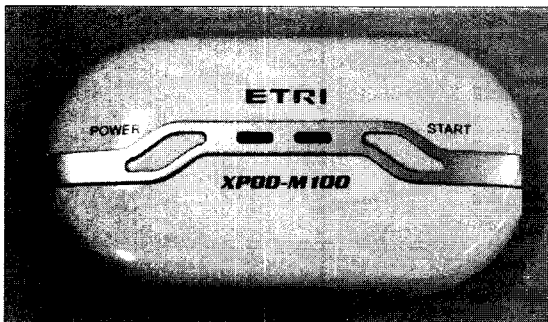
Q-stress의 심박수는 3초 간격으로 저장되도록 하였으며, 이 데이터와 XPOD를 통하여 측정된 심박수와 비교하기 위하여 XPOD의 심박수 데이터를 spline interpolation[13]하여 두 심박수간의 상대오차 및 표준편차와 상관계수를 계산하였다. 다음 식은 Q-stress 심박수와 XPOD 심박수를 이용하여 상대오차를 계산하는 수식을 나타낸 것이다.

$$Relative\ Error(\%) = \frac{|Q-stress_HR - XPOD_HR|}{Q-stress_HR} \times 100 \quad (1)$$



c. Exercise shirt with XPOD and Chest belt

그림 2. XPOD와 Chest belt
Fig. 2. XPOD and Chest belt



a. XPOD



b. Chest belt



그림 3. 데이터 수집 장면
Fig. 3. Data acquisition

3. 결과 및 고찰

그림 5는 XPOD를 통하여 실제 측정된 심전도 신호를 안정 상태, 걷기, 가볍게 뛰기, 전력질주의 네 구간으로 나타낸 것으로서, 걷기는 표 1의 실험 프로토콜에서 stage 2(6.8 km/h)에 해당되고, 가볍게 뛰기와 전력질주는 각각 stage 5(10.2km/h)와 stage 8(13.8km/h)에서 측정된 심전도

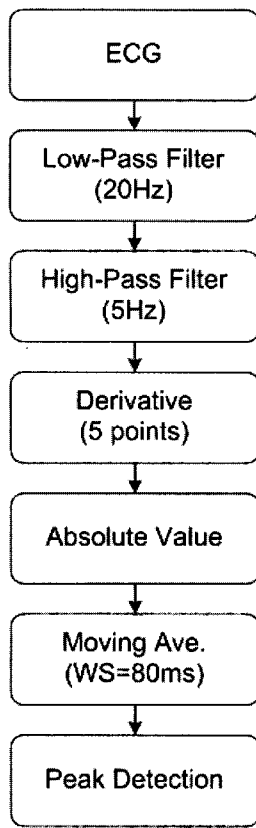


그림 4. R-peak 검출 알고리즘
Fig. 4. Algorithm of R-peak detection

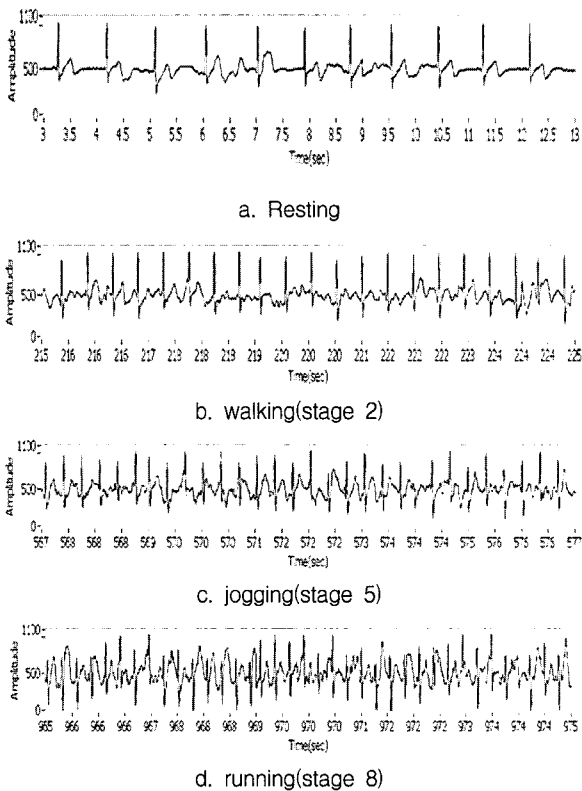


그림 5. 운동 단계에 따른 심전도 파형
Fig. 5. ECG waveform according to the stage of exercise

파형을 나타낸 것이다. 그림에서 알 수 있듯이 전력질주와 같은 큰 움직임이 있는 상태에서도 R-peak를 검출할 수 있을 정도의 심전도 파형이 나타나는 것을 확인할 수 있다.

그림 6은 XPOD를 통하여 계산된 심박수와 Q-stress를 통하여 측정된 심박수 데이터 간의 분석 결과를 두 피험자를 예로 들어 나타낸 것으로서, 두 변수 간에 높은 상관관계가 있음을 알 수 있다. 표 2는 각 피험자별로 XPOD를 이용하여 계산된 심박수와 Q-stress를 통하여 계산된 심박수 간의 상대오차 평균, 표준편차 및 상관계수를 분석한 결과를 측정시간과 함께 나타낸 것이다. 상대오차 평균이 2.27%로 두 시스템 간의 심박수 차이는 미미하며 임상적으로도 허용오차 범위 안에 포함된다.

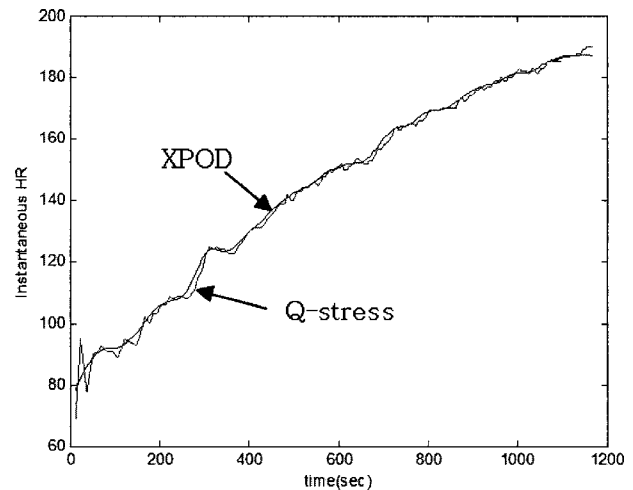
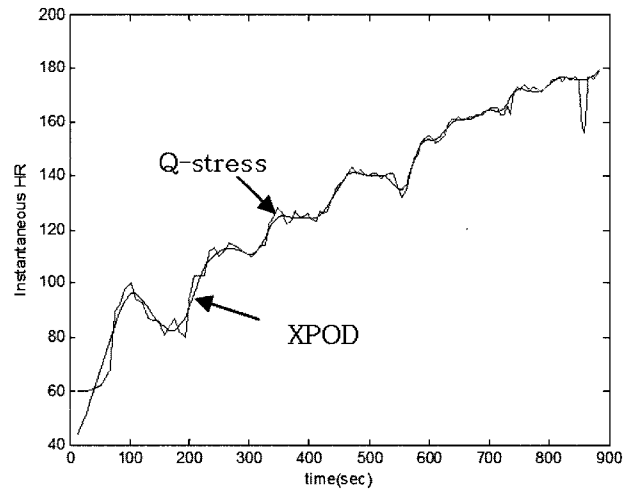


그림 6. Q-stress와 XPOD 심박수 비교
Fig. 6. Heart rate comparison between Q-stress and XPOD

데이터 분석에 있어서 실제 측정된 피험자 중 11명의 데이터만 분석에 이용하였고 나머지 7명은 데이터 분석에서 제외되었는데, 7명의 데이터에서 인가된 잡음들은 랜덤하게 몇몇 구간에 나타났지만, Q-stress와 비교 분석할 때 전 구간에

대하여 비교하였기 때문에 분석에서 제외시켰다. 그림 7에 제외된 심전도 파형의 한 예를 나타내었는데, 그림에서도 볼 수 있듯이 제외된 7명의 데이터는 일부 구간일지라도 심박수 계산이 불가능할 정도로 심전도 신호에 잡음이 많이 인가된 것을 확인할 수 있다. 이러한 잡음이 발생된 이유로는 chest belt 사이즈가 피험자에게 적절치 않아 전력질주 시 상체의 움직임에 의해 chest belt와 가슴과의 접촉면에 잡음이 많이 인가된 것이 원인으로 판단된다. 또 다른 이유로 추정되는 것은 측정 시 도트 버튼과 XPOD와의 접촉이 불안정해서 움직임에 의한 잡음이 많이 인가되었기 때문이라고 판단된다.

표 2. XPOD와 Q-stress 간의 심박수 상대오차 평균 및 상관관계

Table 2. Mean relative error and correlation of heart rate between XPOD and Q-stress

Subject	측정시간 (min)	상대오차 평균(%)	STDEV (%)	상관계수
A	14.8	1.91	3.54	0.9938**
B	18.7	2	2.76	0.9952**
C	22.5	3.15	4.46	0.9926**
D	19.5	0.95	1.68	0.9982**
E	18.5	2.63	5.6	0.9876**
F	16.1	1.21	2.82	0.9934**
G	17.0	2.76	2.55	0.9933**
H	16.2	2.87	4.26	0.9518**
I	17.2	1.19	2.96	0.9952**
J	18.0	2.25	2.49	0.9917**
K	15.0	4.01	5.08	0.9722**
Mean	17.6	2.27	3.47	0.9877

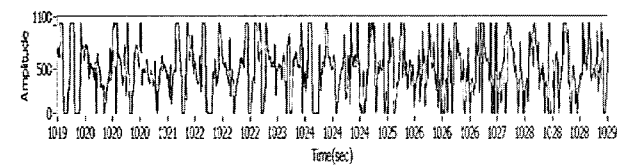


그림 7. 분석에서 제외된 심전도 파형
Fig. 7. ECG waveform excluded from analysis

4. 결 론

본 연구는 실제 달리기 중 심전도 신호를 측정할 수 있는

시스템을 개발하여 측정된 심전도 데이터로부터 심박수를 계산하며 동시에 운동부하검사 시 심전도 측정에 이용되는 장비에서 제공하는 심박수 데이터간의 비교를 통하여 개발한 시스템의 정확성을 판단하고자 수행하였다. 총 18명의 피험자 중 11명의 데이터를 분석한 결과 본 시스템에서 측정된 심전도로부터 계산한 심박수와 Q-stress에서 측정된 심박수가 높은 상관계수를 갖는 것으로 나타났다. 하지만, 7명의 데이터는 측정 시 잡음의 영향으로 분석에서 제외되었는데, 향후 이러한 부분은 chest belt와 가슴 부위의 접촉에 있어 움직임의 영향이 최소가 될 수 있는 형태에 대한 디자인을 연구하고, chest belt와 측정 모듈 간에 접촉성을 높여 잡음의 영향을 최소화 한다면 해결될 수 있을 것으로 판단된다. 본 연구에서 개발한 XPOD 모듈은 향후 가속도 센서나 온도센서 등을 추가하여 운동량, 에너지 소모량, 피부온도 등의 생체정보를 제공할 수 있는 시스템으로 발전시킨다면 유비쿼터스 환경에서 건강모니터링 시스템으로 활용할 수 있을 것이다.

감사의 글

본 연구는 정보통신부 및 정보통신연구진흥원의 IT 신성장동력핵심기술개발사업의 일환으로 수행하였음. [2006- S007-01, 유비쿼터스 건강관리용 모듈/시스템]

참 고 문 헌

- [1] C. Falcone, M. P.Buzzi, C. Klersy, and P. J. Schwartz, "Rapid Heart Rate Increase at Onset of Exercise Predicts Adverse Cardiac Events in Patients With Coronary Artery Disease," *Circulation*, Vol. 112, pp.1959-1964, 2005
- [2] Sandvik L, Erikssen J, Ellestad M et al. "Heart rate increase and maximal heart rate during exercise as a predictor of cardiovascular mortality: a 16-year follow-up study of 1960 healthy men," *Coron. Artery Dis.*, Vol. 6, pp. 667 - 679, 1995
- [3] F.M. Coetzee, Z. Elghazzawi, "Noise Resistant pulse oximetry using a synthetic reference signal," Vol. 47, No. 8, pp. 124-130, 2000
- [4] J.G. Webster, *Design of Pulse Oximeters*, Bristol, U.K.: IOP, 1997
- [5] Y. Xiao, S. Xiao, Z. Cao, S. Zhou, and J. Pei, "The Phonocardiogram Exercise Test," *IEEE Eng. in Medicine and Biology*, Vol. 18, pp. 111-115, 1999
- [6] M. Kingsley, M. J. Lewis, R. E. Marson, "Comparison of Polar 810s and Ambulatory ECG System for RR Interval Measurement During Progressive Exercise," *Int J Sports Med*, Vol. 26, pp. 39-44, 2005
- [7] F. X. Gamelin, S. Berthoin, and L. Bosquet, "Validity of the Polar S810 Heart Rate Monitor to Measure R-R Intervals at Rest", *Medicine & Science in Sports & Exercise*, Vol. 38, No. 5, pp. 887-893, 2006

[8] P. Leijdekkers, V. Gay, Personal "Heart Monitoring System Using Smart Phones To Detect Life Threatening Arrhythmias," Proceedings of the 19th IEEE Symposium on Computer-Based Medical Systems, pp. 157-164, 22-23 June 2006

[9] 신승철, 전영주, 정연희, 김승환, "u-헬스케어 위한 웨어러블 모니터링 시스템," 제19회 신호처리합동학술대회, 19권 1호, 2006

[10] 장용원, 신승철, 전영주, 김승환, "전도성 섬유를 이용한 운동 중 생체신호 측정 및 분석," 대한전자공학회 추계 종합학술대회 29권 2호, pp. 800~803, 2006

[11] P.S. Hamilton and W.J. Tompkins, "Quantitative investigation of QRS detection rules using the MIT/BIH arrhythmic database," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.33, pp. 1157-1165, 1986

[12] W.J. Tompkins, Biomedical Digital Signal Processing, Prentice Hall PTR, 1995

[13] C. de Boor, A Practical Guide to Splines, Springer, 2001

저 자 소 개



전 영 주(全榮柱)

1999년 : 인제대학교 의용공학과 졸업(공학사)
 2001년 : 전북대학교 의용생체공학과 졸업(공학석사)
 2006년 : 전북대학교 메카트로닉스공학과 졸업(공학박사)
 2006년~2007년 3월 : 한국전자통신연구원
 2007년 3월~현재 : 한국한의학연구원 선임연구원
 <주관심 분야> 생체신호 계측 및 신호처리, 유비쿼터스 헬스케어



장 용 원(張 壩 元)

2004년 : 경북대학교 전자전기공학부 졸업(공학사)
 2006년 : 서울대학교 대학원 의용생체 협동과정 졸업(공학석사)
 2006년~현재 : 한국전자통신연구원 연구원
 <주관심 분야> 생체신호처리, 유비쿼터스 헬스케어



신 승 철(申承哲)

1992년 : 경북대학교 전자공학과 졸업(공학사)
 1995년 : 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 졸업(공학석사)
 2000년 : 한국과학기술원 전자전산공학과 졸업(공학박사)
 2000년~현재 : 한국전자통신연구원 선임연구원
 <주관심 분야> 생체신호처리, 유비쿼터스 헬스케어, 임베디드 시스템



김 승 환(金承煥)

1988년 : 서울대학교 물리학과 졸업(이학사)
 1990년 : 서울대학교 대학원 물리학과(이학석사)
 1995년 : 서울대학교 대학원 물리학과(이학박사)
 1995년~현재 : 한국전자통신연구원 책임연구원
 <주관심 분야> 생체신호 모니터링, 유비쿼터스 헬스케어, 컴퓨터 도움 진단