

# 인간 적응형 가전기기를 위한 거주자 심박동 기반 신체활동량 추정

## Metabolic Rate Estimation for ECG-based Human Adaptive Appliance in Smart Homes

김 현 희, 이 경 창, 이 석\*  
(Hyun-Hee Kim<sup>1</sup>, Kyoung-Chang Lee<sup>2</sup>, and Suk Lee<sup>3,\*</sup>)

<sup>1</sup>Industrial Science and Technology Institute, Pukyong National University

<sup>2</sup>Department of Control and Instrumentation Engineering, Pukyong National University

<sup>3</sup>School of Mechanical Engineering, Pusan National University

**Abstract:** Intelligent homes consist of ubiquitous sensors, home networks, and a context-aware computing system. These homes are expected to offer many services such as intelligent air-conditioning, lighting control, health monitoring, and home security. In order to realize these services, many researchers have worked on various research topics including smart sensors with low power consumption, home network protocols, resident and location detection, context-awareness, and scenario and service control. This paper presents the real-time metabolic rate estimation method that is based on measured heart rate for human adaptive appliance (air-conditioner, lighting etc.). This estimation results can provide valuable information to control smart appliances so that they can adjust themselves according to the status of residents. The heart rate based method has been experimentally compared with the location-based method on a test bed.

**Keywords:** human adaptive appliance, HRI (Human Robot Interaction), smart home, PILAS (PIR sensor-based Indoor Location-Aware Systems), location-based service, heart-based service, heart rate, metabolic rate, physical activity, PMV (Predicted Mean Vote)

### I. 서론

최근 들어, 거주자에게 편리하고 안전하고 쾌적한 거주 환경을 제공하기 위하여, 스마트 홈(smart home)에 대한 요구가 증대되면서 전자기기와 사람, 로봇과 사람 간의 상호작용(HRI: Human Robot Interaction)에 대한 관심도 함께 증대되고 있다[1,2].

일반적으로, 스마트 홈은 가전 기기, 가정용 로봇, 멀티미디어 기기나 인터넷 기기가 가사 활동뿐만 아니라, 생산, 연구, 오락 활동 등과 같은 모든 분야에서 거주자의 행동에 능동적으로 반응하고, 거주자가 원하는 상황을 인지하여 가장 적합한 서비스를 제공하는 것을 목적으로 하고 있다. 이를 위하여, 스마트 홈에서는 가전 기기, 가정용 로봇, 멀티미디어 기기나 인터넷 기기들이 홈 네트워크 시스템(home network system)을 통하여 연결되어 있으며, TV나 PDA를 이용하여 원격으로 제어되거나 감시됨으로써, 거주자의 편의성과 안전성을 향상시키는 기능을 수행하고 있다[3,4].

특히, 최근에는 거주자의 존재 여부나 생활 패턴, 건강 상태, 감정 상태 등과 같은 다양한 정보를 바탕으로 보다 질 높은 지능형 서비스를 제공하기 위하여 위치 기반 서비스(location

based service)에 관한 관심이 증대되고 있다[5,6]. 즉, 스마트 홈에서 거주자의 존재 여부나 생활 패턴을 파악할 수 있다면, 가전 기기들이 보다 더 능동적으로 서비스를 수행할 수 있을 뿐만 아니라, 거주자의 요구에 미리 대처할 수 있는 능력을 가지게 될 것이다.

실내에서 거주자의 활동을 살펴보면, 잠을 자고, 씻고 식사 등의 기본 활동과, 청소, 음식 준비 등의 가사 활동, 독서, 음악 청취, TV(영화) 시청 등의 취미 활동, 러닝 머신, 요가 등의 운동 활동 등이 있다. 이렇듯 거주자는 실내에서 다양한 활동(activity)을 할 수 있으며, 거주자가 느끼는 온열감은 활동 별로 차이가 있다. 예로 동일한 실내환경에서, 거주자가 러닝 머신을 뒀을 때 느끼는 온열감은 소파에 앉아서 휴식할 때보다 덥게 느껴질 것이다. 그러나, 현재의 일반적인 냉난방기는 거주자의 상태는 고려하지 않고 설정된 목표온도에 맞춰 실내 온도를 제어한다. 그래서 종종 거주자들은 운동 후 혹은 귀가 후에 현재의 냉난방 설정 값에 만족하지 못하고 직접 실내 온도나 바람의 세기, 바람의 방향을 제어하여 온열감을 낮춘다. 좀 더 고급화된 냉난방기는 fuzzy 제어, AI 제어 등 다양한 지능형 제어 기법을 이용하여 온도 및 바람의 세기를 제어하고 있지만, 여전히 거주자의 활동량과 거주자의 위치, 냉난방기와의 거리 등 거주자의 상태는 반영하지 못하고 있다. 또한, 냉난방기의 실내 설정 온도는 기기 주변의 온도를 측정하여 실내 냉난방 상태를 제어함으로 거주자가 현재 위치하고 있는 곳의 온도와는 차이가 있는 경우가 많다.

이렇게 거주자의 활동에 따라서 신체활동량은 불규칙하게 계속 변화한다. 시시각각 변화하는 신체활동량에 따라 거주

\* Corresponding Author

Manuscript received February 15, 2014 / revised March 15, 2014 / accepted March 30, 2014

김현희: 부경대학교 산업과학기술연구소(hhkim@pknu.ac.kr)

이경창: 부경대학교 제어계측공학과(gclee@pknu.ac.kr)

이 석: 부산대학교 기계공학부(stee@pnu.edu)

※ 이 과제는 부산대학교 교수국외장기파견지원비에 의하여 연구되었음.

자의 온열감도 변화되며 이를 반영할 수 있는 PMV 지표 [7,8]를 냉난방기나 조명기에 이용한다면, 거주자에게 보다 쾌적하고 지능적인 거주 환경을 제공할 수 있을 것이다.

그리하여 본 논문에서는 가전기기 혹은 로봇이 거주자의 상태 즉, 거주자 신체활동량, 거주자의 위치, 거주자와 가전기기와와의 거리 등을 종합적으로 분석하고 인지하여, 현재 거주자에게 적합한 최적의 서비스를 능동적으로 제공할 수 있는 시스템을 제안하고자 한다.

이를 위해 거주자 신체활동량 정보가 필요하며, 신체활동량을 측정하거나 추정하는 방법에는 다음과 같은 세가지 방법이 있다. 첫 번째로 질문지를 이용한 설문조사 방식이다. 질문지를 이용하는 방법은 많은 인구를 대상으로 보다 간편하고 빠르고, 경제적으로 측정할 수 있다는 장점을 가지고 있다. 그 중 1998년 제네바에서 소개된 국제신체활동량질문지 (IPAQ: International Physical Activity Questionnaires)가 가장 널리 사용되고 있으며, 설문 대상자의 지난 7일간의 활동을 묻는 설문지로 직업, 교통수단, 집안일, 여가시간(운동, 스포츠)과 관련된 신체활동과 앉아서 보낸 시간에 대한 질문을 통해 신체활동량을 추정한다[9,10]. 그러나, 설문 대상자가 기억을 통해서 자신의 신체활동량을 추정하는 작업으로 다소 부정확한 신뢰성을 가지며, 실시간으로 신체활동량을 측정할 수 없다.

두 번째로는 가속도계를 이용하여 거주자의 보행횟수를 측정하여 거주자의 신체활동량을 측정하는 방식이다. 가속도계 센서는 1축, 2축, 3축 등 축수에 의해서 타입이 나누어지며, 최근에는 보행 횟수 검출 정밀도를 높이기 위하여 x, y, z를 이용한 3축 방향의 3차원 공간에서 가속도 측정에 관한 연구가 진행되고 있다[11]. 가속도계 센서를 이용한 신체활동량 측정 방식은 실시간 측정이 가능하고 비교적 간단한 절차로 신체활동량을 측정할 수 있지만, 정적인 일은 측정하지 못하는

단점이 있다. 또한, 거주자가 가속도계를 부착하고 있을 때에만 측정이 가능하다.

세 번째로 거주자의 심박수를 측정하는 방식이 있다[12]. 심박동기를 이용한 신체활동량 측정 방식은 실시간 측정이 가능하며, 개개인의 특성을 보다 잘 반영할 수 있는 장점이 있다. 또한, 신체활동량뿐만 아니라 거주자의 건강정보도 함께 측정할 수 있는 장점이 있다. 그러나 심박동기를 부착해야 하는 단점이 있다.

이렇듯 현재 거주자의 상태를 인지하여 적절한 서비스를 제공하기 위해서는 신체활동량 추정이 중요하지만 일반 가정 혹은 사무실에서 신체 활동량을 실시간으로 측정하는 것은 쉽지 않다. 선행 연구[13]에서는 거주자의 위치와 이동 속도 이용하여 신체활동량을 추정하였다. 이 방법은 거주자가 특정위치에서 홀라우프를 이용해 운동하거나, 쇼파에 앉아 전자 게임을 하는 등의 위치별 대표활동이 아닌 활동을 하게 된다면 거주자의 열적변화 대응을 반영하기 어려운 부분이 있었다.

이러한 부분을 보완하기 위하여, 본 논문에서는 거주자 심박동기 기반 신체활동량 추정 알고리즘을 제안하고자 한다. 거주자 심박동을 이용하여 신체활동량을 추정하면, 개인차에 따른 오차 범위를 줄일 수 있으며, 위치와 이동속도, 활동 종류에 상관 없이 거주자의 열적상태가 반영된 신체활동량을 추정할 수 있다.

본 논문은 서론을 포함하여 총 V 장으로 구성되어 있다. II 장에서는 심박동기 기반 인간적응형 가전기기·로봇 지원 시스템의 구조와 심박동기 기반 신체활동량 추정 기법에 대하여 설명한다. III 장에서는 심박동 측정을 위한 RS피크 기울기 알고리즘을 설명하고 그 성능을 평가한다. IV 장에서는 심박동기 기반 신체활동량 추정 기법의 성능을 평가하고 마지막으로 V 장에서는 결론 및 향후 연구 방향을 제시한다.

location awareness system

collect resident's ECG(EKG), location and indoor environmental information such as air temperature, relative humidity, and air quality, etc.

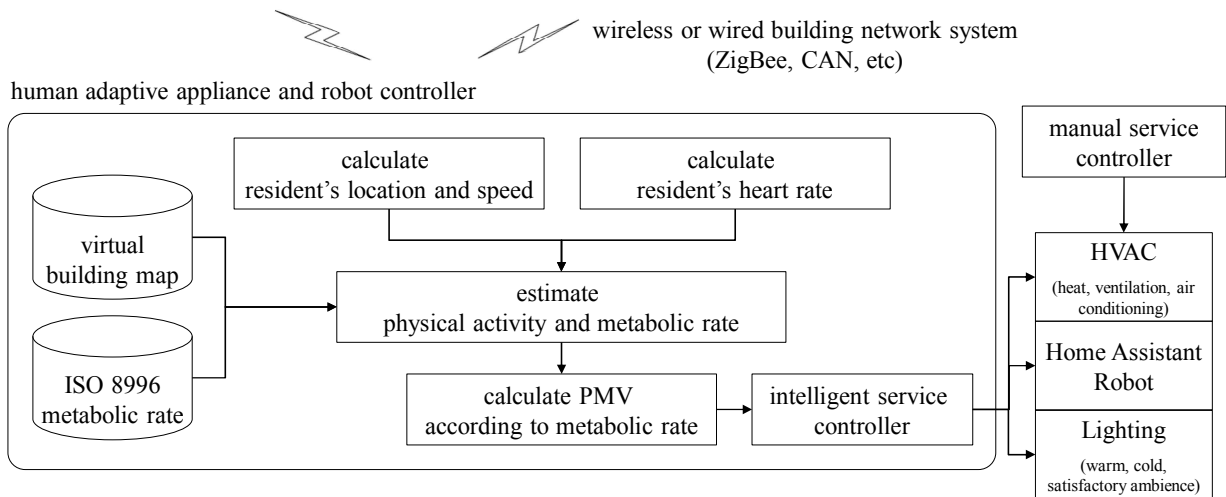


그림 1. 거주자 심박동을 이용한 신체활동량 기반 인간 적응형 가전기기·로봇 지원 시스템 구조.

Fig. 1. Framework of human adaptive appliance and robot using resident's metabolic rate.

II. 심박동 기반 인간적응형 가전기기 시스템

1. 심박동 기반 가전기기 시스템의 구조

본 논문에서는 인간 적응형 지능형 서비스를 제공할 수 있는 그림 1과 같은 맥내 위치 인식 시스템을 이용한 심박동기반 인간 적응형 가전기기·로봇 지원 시스템의 구조를 제안한다. 그림에서, 전체 구조는 위치 인식 시스템과 위치·심전도 기반 인간 적응형 가전기기 제어기 그리고, 인간 적응형 냉난방기기, 조명기기, 가사 도우미 로봇 등의 다양한 형태의 가전기기, 로봇으로 구성되어 있다.

먼저, 거주자에게 지능형 서비스를 제공하기 위해서는 거주자의 위치 정보(resident's location)나 방의 온도(temperature), 습도(humidity), 공기 질(air quality), 거주자 심박동(resident's heart rate) 등과 같은 거주자 상태 정보가 수집되어야 한다. 이러한 정보는 맥내 위치 인식 시스템으로부터 얻을 수 있으며, 홈 네트워크 시스템(home network system)을 통하여 인간 적응형 가전기기 제어기로 전송된다. 인간 적응형 가전기기 제어기는 거주자의 위치와 생활 패턴, 건강 상태 그리고 거주자의 심박동 정보 등을 스스로 파악하여 거주자에게 가장 적합한 생활 환경을 결정하고, 이러한 환경을 만들기 위하여 냉방기구나 HVAC (Heat, Ventilation, Air Conditioning), 조명 기기, 가사 도우미 로봇 등과 같은 다양한 인간 적응형 가전기기·로봇을 능동적으로 제어하게 된다.

인간 적응형 가전기기 제어기에서는 거주자의 위치와 심박동에 따른 지능형 서비스를 제공하기 위하여 다음과 같은 3 가지 기능을 제공한다. 첫째, 거주자 위치 인식기는 주거 환경의 설계도가 저장되어 있는 가상 홈 맵(virtual home map)과 맥내 위치 인식 시스템으로부터 수신된 거주자 정보를 이용하여 거주자의 위치 정보를 계산한다. 그리고 나서, 일련의 거주자 위치 정보를 이용하여 거주자의 이동 궤적을 계산한다. 둘째, 거주자 심박동 계산기(resident's heart rate based metabolic rate calculator)는 거주자의 심전도(electro cardiogram)를 고려하여 현재 거주자의 신체활동량을 추정한다. 셋째, 거주자의 위치와 심박동, 신체활동량 등이 결정되고 나면, 거주자에게 인간 친화적(human friendly)인 서비스를 제공하기 위하여, HVAC 기기나 조명 기기, 로봇 등을 위한 적절한 제어 값을 선택하게 된다. 이렇게 선택된 제어 값은 홈 네트워크 시스템을 통하여 인간 적응형 가전기기로 전달되게 된다. 마지막으로, 맥내 위치 인식 시스템은 인간 친화적인 가전기기의 제어에 따라 변화되는 온도나 습도, 조명 등과 같은 맥내 생활 환경 변화를 감지하여 가전기기 제어기로 전송하게 되고, 가전기기 제어기는 이를 실시간으로 반영하여 보다 더 거주자에게 적합한 제어 값을 결정하게 된다.

2. 심박동 기반 거주자 신체활동량 추정

본 논문에서는 심박동기반 인간적응형 가전기기 시스템을 위한 거주자 신체활동량 추정 방법에 대하여 설명하고자 한다. 신체활동량은 인간의 신체 에너지 소비량을 말하며, 현재 활동상태, 성별, 나이 등에 따라 달라진다. 신체활동량의 기본단위 1 MET (Metabolic Equivalent of Task, 58W/m<sup>2</sup>)은 1시간 동안 사람 체중 1kg당 1Kcal를 소비하는 것을 말하며 이 값이 높을수록 신체가 많은 에너지를 소비한다는 것을 의미하며, 낮을때보다 상대적으로 거주자 온열감이 높은 것을 의미한다

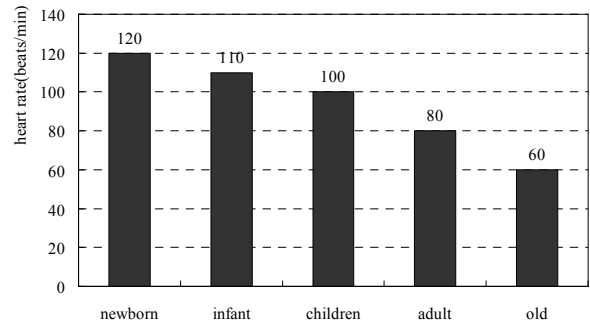


그림 2. 연령별 심박동수.  
Fig. 2. Mean heart rate of age group.

[14]. 즉, 인간적응형 가전기기의 제어 지표인 PMV의 측정을 하기 위해서는 거주자 신체활동량 추정이 매우 중요하다.

따라서 본 논문에서는 앞서 제안하였던 위치기반 신체활동량 추정방법의 위치별 대표활동 중심의 활동량 추정 단점을 보완하기 위하여 거주자 심박동수(heart rate)를 이용한 신체 활동량 추정방법을 이용하고자 한다. 심박동수를 이용하여 신체활동량을 추정하게 되면, 거주자의 신체가 느끼는 활동 상태 및 신체대사 상태를 실시간으로 측정할 수 있기 때문에 PMV 지표 계산을 보다 효과적으로 수행할 수 있다.

인간의 심박동수(HR: Heart Rate)는 그림 2와 같이 연령별로 약간의 차이가 있다. 신생아(newborn)의 경우 분당 120 ~ 140회, 영아(infant)는 분당 85 ~ 130회, 청소년(children)은 분당 75 ~ 110회, 성인(adult)과 노인(old)은 분당 60 ~ 100회의 심박동이 일어난다[15]. 심박동 차이의 영향 요인으로는 운동, 청소 등의 신체 활동뿐만 아니라, 약간의 자세 변화에도 심박동 변화가 발생한다. 예를 들어, 수면 중에는 사람의 움직임이 거의 없어 최소 심박동을 유지하지만, 독서를 하거나 영화를 볼 때는 정신적 요인과 약간의 신체 움직임에 의해 잠을 잘 때 보다는 약간 높은 심박동을 나타낸다. 뿐만 아니라, 런닝머신에서 뛰거나 요가 등의 운동을 할 때는 신체활동량이 많기 때문에 산소 소비를 위해 높은 심박동을 나타낸다. 그리고, 심장박동수는 사람이 특별한 활동을 하지 않더라도 외부 온도나 주변 환경의 변화에 따라 적절히 조절된다.

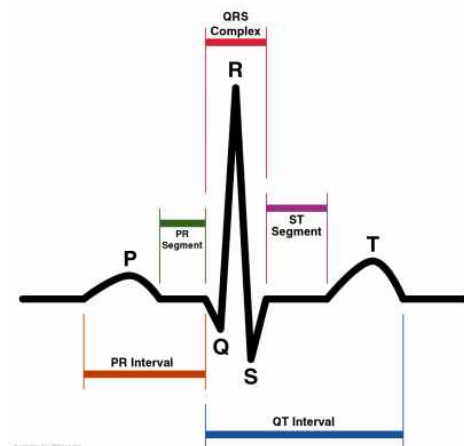


그림 3. 심박동 파형.  
Fig. 3. The electrocardiogram component.

이러한 심박동은 심전도 변화로부터 측정할 수 있다. 여기서 심전도(ECG: electrocardiogram)는 심근 세포가 수축과 이완하는 과정에서 발생하는 활동전위차를 곡선으로 기록한 것이다. 인체에 부착한 심전도 센서로부터 신호를 검출하면 그림 3과 같은 심전도 파형을 획득할 수 있다[16]. 심전도 신호파형은 심장의 박동변화마다 P, Q, R, S, T 의 5개의 특징파형이 반복된다. P파는 심방이 수축하기 전 심방의 탈분극 되는 동안 발생하며, QRS파는 심실근에 탈분극이 이루어지는 동안 발생하고, T파는 심실이 재분극 되는 동안 발생한다. 이러한 PQRST 파의 크기, 간격, 형태, 주기 등이 ECG 신호 해석의 중요한 요소로 사용되며, PQRST 파의 주기를 계산하면 1분당 심박수를 측정할 수 있다[17].

이러한 거주자 심박수를 신체활동량에 적용하기 위해서는 심박동수와 신체활동량 간의 수학적 관계 정의가 필요하며, ISO Standard 8996에서 스트레스와 정신적 부담이 없는 중립 환경에서 심박동수와 신체활동량 사이의 비례 관계를 다음과 같이 정의하고 있다. 즉, 심박동수를 이용하여 신체활동량을 계산할 수 있도록 정의하였다[14].

심박동수와 활동량 간의 관계는 식 (1)과 같다. 여기서 HR 은 분당 심박동수, HR<sub>0</sub> 은 덩지도 춥지도 않은 중립 열 환경에서의 휴식 동안 심박동수를 말한다. RM은 활동량에 따른 심박동수의 증가, M 은 활동량(W/m<sup>2</sup>) 그리고 M<sub>0</sub> 는 휴식 동안의 활동량(W/m<sup>2</sup>) 이다.

$$HR = HR_0 + RM \times (M - M_0) \quad (1)$$

여기서, 활동량에 따른 심박동수(RM)는 최대 작업량과 최대 심박동수에 따라 달라지며, 식 (2)과 같다.

$$RM = (HR_{max} - HR_0) / (MWC - M_0) \quad (2)$$

여기서, 최대 작업량(MWC: Maximum Working Capacity)과 최대 심박동수(HRmax)는 다음 식으로 구할 수 있으며, A는 나이, P는 몸무게를 나타낸다.

$$HR_{max} = 205 - 0.62A \quad (3)$$

$$MWC = (41.7 - 0.22A)P^{0.666} [W/m^2] \quad (male) \quad (4)$$

$$MWC = (35.0 - 0.22A)P^{0.666} [W/m^2] \quad (female)$$

따라서, 식 (2)로부터 아래의 식과 같이 M(신체활동량, W/m<sup>2</sup>)을 계산할 수 있다.

$$M = \frac{HR - HR_0}{RM} + M_0 \quad (5)$$

### III. RS피크 기울기 기반 심박동 검출 알고리즘

#### 1. 신체활동량 추정

본 논문에서는 제안하는 심박동기반 신체활동량 추정 알고리즘을 인간 중심의 가전기기 시스템에 적용하기 위해서는 실시간 심박동 측정이 필요하다. 심박동을 측정하기 위한 심전도 파형은 개인마다 또는 측정 방법, 주변 환경, 측정 위치에 따라 다르게 측정되며, 심전도 파형의 P파형, R파형 또는 T파형의 각각의 상대적인 위치와 간격에 따라 특징화하여 심박동을 식별할 수 있다[17].

일반적인 심박동 측정은 심전도 파형 중에서 크기가 상대적

으로 크며 고주파 성분을 갖는 R피크를 이용하여 측정하는 경우가 많으며, R피크 발생 후 다음 R피크가 나오는 최소시간(불응기)을 이용한 방법도 자주 사용된다. 또한, 심전도 파형이 기저파형보다 높거나 낮게 나타나는 특징을 이용한 임계값에 의한 방법이나 심전도 파형의 피크 값 변화량을 계산하여 검출하는 방법 등이 있다.

심박동 측정 알고리즘에서 심전도 파형의 임계값(threshold)에 의한 방법은 R피크의 특징인 상당히 큰 크기의 피크파를 갖는 위치를 찾기 위해 일정구간 동안 관측하여 적당한 임계값을 곱하여 초기 임계값을 설정한다. 그리고, 일정 구간마다 파형의 최대값과 설정된 초기 임계값과 비교한 후, 임계값 이상이면 그 값을 R피크로 결정하고 그 위치와 값을 저장한 후, 심박동 카운트를 증가시킨다. 다음 R피크의 임계값 설정을 위하여, 현재 검출한 R피크의 값에 임계값을 곱하여 새로운 임계값을 설정하고 그 이상의 값이 있는지를 확인한다. 만약, 현재 찾는 구간의 최대값이 이전에 설정된 임계값 이하이면, 그 다음 구간을 검색하여 R피크를 검출한다. 위의 과정을 되풀이하여 R피크를 검출하면서 심박동을 측정한다. 이 방법은 가장 오랫동안 사용된 검출방법이고 효율적인 방법이지만, 크기가 작은 R피크를 검출하지 못하거나 크기가 큰 T 피크를 R 피크로 잘못 검출하게 되는 오류가 발생된다.

또 다른 방법으로 심전도 값의 변화량을 계산하여 검출하는 방법이 있다. 이 방법은 그림 5와 같이 R피크 부근의 파형에서 작은 시간간격 동안 그 값의 변화량이 크다는 특징과 그 값이 양에서 음으로 변화하는 특징을 이용하여 심박동을 측정한다.

일반적으로 심전도 측정은 의료 목적으로 사용하는 경우가 대부분이어서 심리적으로 안정된 상태를 유지하며 가만히 누워서 측정한다. 본 논문에서와 같이 거주자가 실내에서

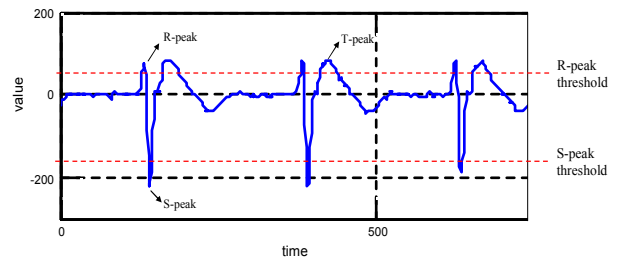


그림 4. 심전도 파형의 R피크와 S피크 간격.

Fig. 4. R-peak and S-peak threshold.

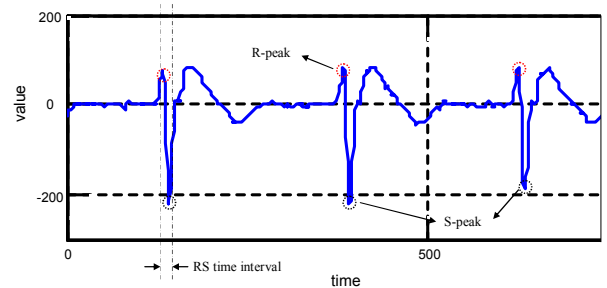


그림 5. 심전도 파형의 R피크와 S피크 간격.

Fig. 5. RS time interval of ECG.

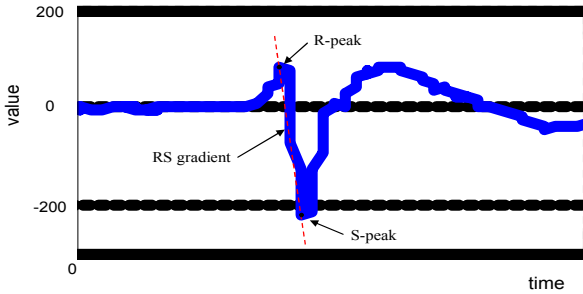


그림 6. 심전도 파형에서의 RS 기울기.

Fig. 6. RS gradient of ECG.

자유롭게 활동하는 환경에서 위와 같은 방법으로 심전도를 측정하게 되면 움직임 잡음(motion artifact)이 증가하여 심박동 측정 정밀도가 떨어지게 된다. 그러므로, 인간적응형 가전기기를 위한 신체활동량을 추정하기 위해서는 실내 거주자의 활동상태를 반영하여 움직임에 강한 새로운 심박동 측정 알고리즘이 필요하다.

본 논문에서는 기존 임계값에 의한 방법과 심전도 파형 변화량에 의한 방법을 융합, 변형하여 실내에서 다양한 활동을 하는 거주자의 움직임 잡음을 최소화할 수 있는 RS피크 기울기 기반 심박동 측정 알고리즘을 제안하고자 한다. 심전도 파형은 R피크와 S피크의 짧은 시간 동안 큰 파형 변화를 가지며 양에서 음으로 변화하는 특징이 있다(그림 6). 이러한 변화량을 RS피크 기울기 값으로 나타낸다. 그리고 임계값 방법에서와 같이 RS피크 기울기에 임계율을 곱하여 기울기 임계값을 적용하고 RS피크 기울기와 임계값을 비교하여 추출하는 기법을 본 논문에서 제안하고자 한다.

그림 7은 본 논문에서 제안하고자 하는 RS기울기 기반 심박동 측정 알고리즘 나타낸 것이다. 먼저, 거주자의 몸에 부착한 심전도 측정 모듈로부터 심전도 파형을 측정하고, 기저선 평활 필터(baseline wandering filter)를 적용하여 심전도

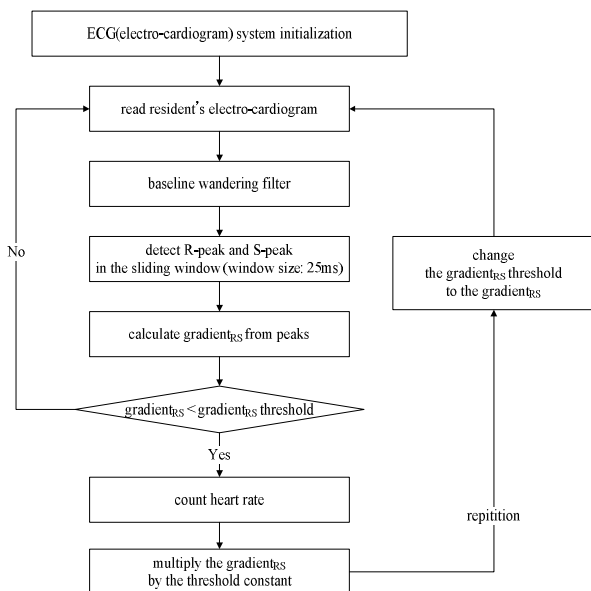


그림 7. 거주자 심전도 RS기울기를 이용한 심박동 알고리즘.

Fig. 7. Resident's heart rate calculating algorithm using RS gradient.

데이터의 저주파 노이즈 성분을 제거한다. R피크 최대값과 S 피크 최대값은 슬라이딩 윈도우(sliding window) 기법을 활용하여 검출한다[18]. 여기서 슬라이딩 윈도우 크기(window size)는 반복 실험을 통해서 얻은 QRS파의 최대 길이인 25ms로 설정하였다. 그리고, 식 (7)을 이용하여 RS피크 기울기 ( $gradient_{RS}$ )를 계산한 후, RS피크 기울기 값에 임계율(threshold rate)을 곱하여 그 값을 초기 RS피크 기울기 임계값( $gradient_{RS} threshold$ )으로 설정한다.

다시 일정 시간 동안 심전도를 측정하고 RS피크 기울기를 계산한다. 새롭게 관측된 값이 초기 RS피크 기울기 임계값 이하이면 그 값을 RS피크로 결정하고 그 위치와 값을 저장한 후, 심박동을 카운트를 증가시킨다. 그 후 다음 임계값 설정을 위하여 현재 검출된 RS피크 기울기 임계값에 임계율을 곱하여 새로운 임계값으로 설정한다.

새로운 RS 기울기가 초기 RS 기울기 임계값 이하의 값을 가질 경우, 심박동이 검출된 것으로 간주하고 RS 기울기 값을 임계값에 임계율을 곱해 다시 설정한다. 위의 과정을 되풀이 하면서 RS기울기와 RS 기울기 임계값을 비교하며 심박동을 검출한다.

$$R\_peak = MAX [ window\ size ]$$

$$S\_peak = MIN [ window\ size ]$$

$$gradient_{RS} = \frac{(S\_peak - R\_peak)}{(T_{S\_peak} - T_{R\_peak})}$$

여기서,  $T_{R\_peak}$  : R-peak 검출 시간,  $T_{S\_peak}$  : S-peak 검출 시간

$$gradient_{RS} threshold = gradient_{RS} \times threshold\ rate$$

## 2. 심박동 추정 알고리즘 성능평가

본 논문에서 제안하는 RS피크 기울기 기반 심박동 측정 알고리즘의 성능을 평가하기 위하여 심박동을 측정하는 일반적인 상태와 거주자가 움직이는 상태를 비교 평가를 수행하였다. 그림 8과 그림 9는 심전도 검출 알고리즘을 적용한 결과 그래프이며 실제로 측정된 심전도와 기저선 제거 필터 사용 후, 임계값 알고리즘을 적용하여 추출한 심박동수, 심전도 파형의 기울기, 기울기 알고리즘을 적용한 결과를 순차적으로 나타내고 있다.

그림 8은 피실험자의 움직임이 거의 없는 정상 상태에서 심전도 결과이다. 그래프의 위의 결과는 R피크 임계값 알고리즘을 적용하였을 때이고, 아래는 본 논문에서 제안하는 RS 기울기 임계값 알고리즘을 사용하였을 때의 결과이다. 정상 상태에서는 두 가지 알고리즘이 모두 정확하게 심박동을 검출하고 있는 것을 알 수 있다.

그림 9는 피실험자의 신체 활동이 많은 상태의 심전도 결과이다. 심전도 원 신호의 경우, 피실험자의 신체활동의 영향으로 인하여 심전도 파형에서 저주파수 성분이 하드웨어에서 모두 걸러지지 않았다. 또한, 심전도 파형이 기저선 평활 필터를 통과하면서 R 피크와 S 피크뿐만 아니라 잡음에도 영향을 주었다. 이 잡음은 R 피크보다 크거나 S 피크 보다 작은 값들을 발생시켰고, 기존 R피크 임계값 알고리즘을 적용한 경우는 심박동 측정에서 오류 값이 나타나는 것을 확인할 수 있다. 하지만 본 논문에서 제안하는 RS 기울기 임계값



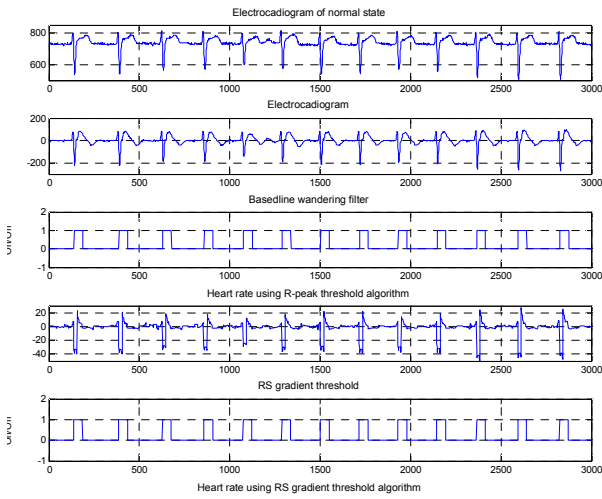


그림 8. RS피크 알고리즘 적용 심전도 - 고정 상태.  
Fig. 8. ECG and heart rate result on normal state.

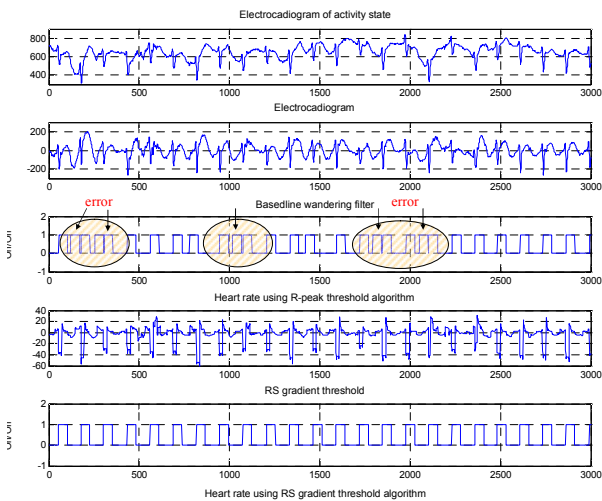


그림 9. RS피크 알고리즘 적용 심전도 - 활동중인 상태.  
Fig. 9. ECG and heart rate result on activity state.

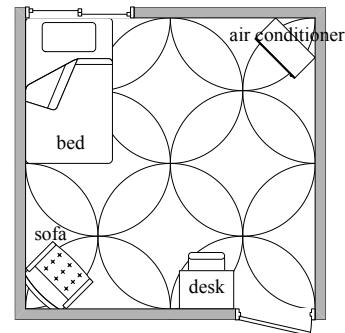
알고리즘을 적용한 경우는 단순 임계값이 아니라 RS 피크 기술을 임계값으로 적용하여 T 피크를 R 피크로 오인하여 심박동으로 측정하는 오류를 막을 수 있음을 확인할 수 있다. 이는 기존의 심전도 측정 알고리즘은 병원에서 정적인 상태를 대상으로 한 경우이기 때문에 본 논문에서 사용하는 것과는 차이가 있어 적용할 수가 없었다. 본 논문에서 제안하는 RS 기술기 임계값 알고리즘은 심전도 파형의 특수한 특징을 적용하여 실내에서 다양한 신체활동을 하는 거주자의 심박동을 측정하는데 매우 우수한 성과를 나타냄을 확인할 수 있다.

**IV. 심박동 기반 신체활동량 추정 방법의 성능평가**

본 절에서는 심박동 기반 인간 적응형 가전기기에서 거주자 심전도 기반 신체 활동량 추정 방법의 적용 가능성을 평가하기 위하여, 실내 실험 장치를 구현하고 거주자 활동에 따른 신체 활동량 변화를 관찰하였다. 성능평가 수행을 위해본 논문에서는 그림 10과 같은 스마트 홈 실험 장치를 구축하였



(a) Experimental test bed.



(b) Placement of furniture.

그림 10. 신체활동량 성능평가 실험 환경.  
Fig. 10. Experimental test bed.

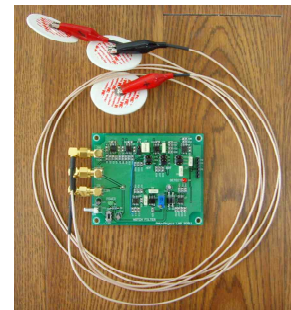


그림 11. 무선 심전도 측정 모듈.  
Fig. 11. The wireless electrocardiogram module.

으며, 크기는 4 m × 4 m × 2.5 m (width × length × height)로서 원룸 형태로 구성하였다. 또한, 거주자 활동상태에 따라 변화하는 신체활동량을 평가하기 위하여 실시간 심박동 측정이 필요하여 그림 11과 같이 거주자 심전도 측정 모듈을 개발하였다. 심전도 모듈은 거주자의 심전도를 5초 단위로 측정하여 분당 심박동수를 ZigBee 무선 통신을 이용하여 중앙 제어기로 전송하여 거주자의 신체활동량을 실시간으로 추정할 수 있다.

본 논문에서 제안하는 거주자 심박동 기반 신체활동량 추정 기법은 기존 거주자 위치기반 신체활동량 추정 기법에서 구별하기 힘든 특정 위치에서 다양한 활동을 하는 거주자의 신체 활동량을 구별하기 위해서 제안되었다. 예로, 거주자 위치기반 시스템은 거주자의 위치와 이동속도를 이용하여 신체활동량을 추정하므로 거주자가 쇼파에 앉아 책을 보거나 TV를 보거나 제자리 뛰기를 하더라도 모두 동일한 신체활동량 추정

표 1. 거주자 활동에 따른 신체활동량(ISO 8996).  
Table 1. Metabolic rates of different activities (ISO 8996).

Activity	Metabolic rate	
	w/m <sup>2</sup>	met
Reclining	46	0.8
Seated, relaxed	58	1.0
Sedentary activity (office, dwelling, school, laboratory)	70	1.2
Standing, light activity (shopping, laboratory, light industry)	93	1.6
Standing, medium activity (shop assistant, domestic work, machine work)	116	2.0
Walking on level ground:		
2 km/h	110	1.9
3 km/h	140	2.4
4 km/h	165	2.8
5 km/h	200	3.4

값을 표 1과 같이 58 W/m<sup>2</sup>로 추정하게 된다. 하지만, 거주자 심박동 기반 신체활동량 시스템은 거주자의 심박동을 기반으로 신체활동량을 추정하므로 위와 같이 동일한 위치에서 다양한 활동을 하더라도 거주자의 활동상태에 따라 신체활동량을 추정할 수 있다.

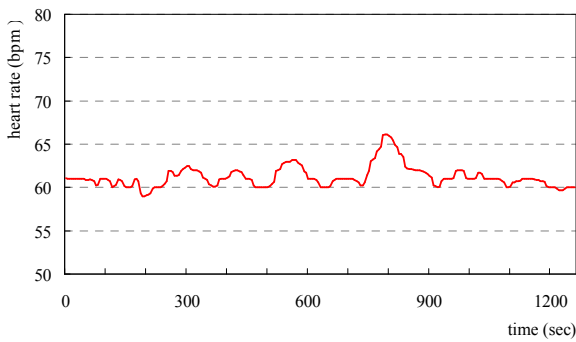
이를 위해, 동일한 조건(실험자, 실험전 실험자의 심박동수 상태 등)에서 거주자가 침대에 누워서 20분(1,200초) 동안 편안히 휴식할 때(reclining)와 침대에 누워서 독서할 때(reading) 심박동수를 측정하고, 거주자의 심박동수(heart rate, bpm)에 맞춰 신체활동량 값이 실시간으로 변동되는지를 관찰하였다. 그리고 심박동기반 신체활동량 추정기법의 개선사항을

확인하기 위하여 위치기반, 심박동기반 추정 기법에 따른 신체활동량 변화를 비교하였다.

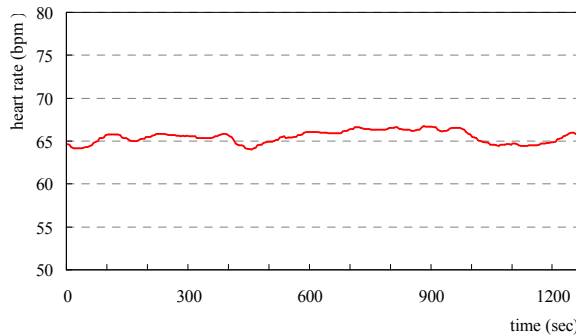
그림 12는 동일한 거주자가 침대에서 20분(1,200초) 동안 휴식을 취할 때와 책을 읽을 때의 거주자 심박동수를 측정하는 것이다. 거주자가 휴식할 때의 평균 심박동수는 61.2 bpm, 독서할 때의 심박동수는 65.5 bpm 로 측정되었고, 거주자의 작은 활동 변화에도 심박동수의 차이가 발생함을 확인할 수 있었다.

그림 13은 거주자의 신체활동량을 위치기반 기법과 심박동기반 기법으로 추정한 것이다. 그림에서 점선(reference value)은 위치기반 기법으로 신체활동량을 추정한 것으로 ISO 8996에 따라 거주자가 침대에서 휴식할 때 기준 값 46 W/m<sup>2</sup>으로 설정된다. 위치기반 신체활동량 기법이기 때문에 이는 침대에서 독서할 때의 거주자 신체활동량도 휴식할 때와 동일하게 46 W/m<sup>2</sup>으로 설정된다. 이는 위치기반 신체활동량 기법을 기준으로 침대에서의 대표 활동은 누워서 휴식이기 때문이다. 반면 실선은 심박동기반 신체활동량 추정 방법에 의하여 추정된 신체활동량을 나타내고 있다. 반면, 실선(heart rate value)은 거주자 심박동기반 신체활동량 추정 방법에 의하여 추정된 신체활동량을 나타내고 있으며, 그림 12의 심박동수를 식 (2-6)을 이용하여 계산한다. 그림 13(a)는 거주자가 침대에서 휴식할 때의 신체활동량 값으로 51 ~ 82 W/m<sup>2</sup>, 그림 13(b)는 거주자가 침대에서 독서할 때의 신체활동량 값으로 73 ~ 85 W/m<sup>2</sup>으로 추정 계산된다.

그림 12, 13에서와 같이 거주자 신체활동량은 거주자 심박동수에 가장 큰 영향을 받으며 이에 따라 연속적으로 변화됨을 확인할 수 있었다. 또한, 거주자 신체활동량은 동일한



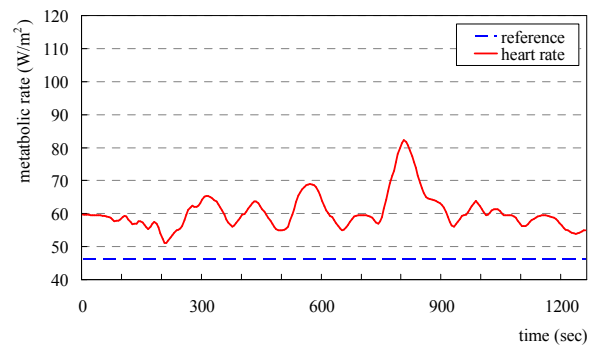
(a) Resident's heart rate on reclining.



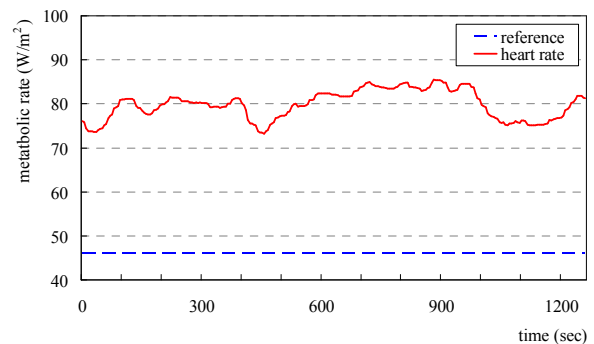
(b) Resident's heart rate on reading.

그림 12. 거주자 심박동수 (휴식, 독서).

Fig. 12. Resident's heart rate (reclining, reading).



(a) Resident's metabolic rate on reclining.



(b) Resident's metabolic rate on reading

그림 13. 거주자 신체활동량 (휴식, 독서).

Fig. 13. Resident's metabolic rate (reclining, reading).

활동을 하더라도 계속 변화됨을 확인할 수 있었는데, 이는 인간의 심박동수는 거주자의 감정, 스트레스 등 심리적인 상태와 뒤척임 등의 동적 상태에 따라 변화되기 때문이다.

본 논문에서 제안하는 거주자 심박동 기반 신체활동량 추정 기법은 기존 거주자 위치기반 신체활동량 추정 기법에서 구별하기 어려웠던 활동 변화에 따라 실시간 변화하는 신체활동량을 측정할 수 있었다. 이러한 결과로 볼 때, 심박동 기반 신체활동량 추정기법을 이용한 신체활동량 추정은 인간 적응형 가전기기에 보다 정확한 거주자의 정보를 제공함으로써, 향상된 인간 친화적인 서비스를 제공 할 수 있을 것이다.

## V. 결론

본 논문에서는 가전기기 혹은 가사용 로봇이 거주자의 상태를 능동적으로 인지, 분석하여 적절한 서비스를 제공할 수 있는 시스템을 제안하고자 하였다. 이를 위해 거주자의 심박동을 이용하여 열적 상태를 분석하고 신체활동량을 추정하는 기법을 제안하였다. 그리고, 거주자의 심박동을 측정하기 위하여, 기존의 R파, S파 임계값 알고리즘을 개선시킨 RS피크 기술기 기반 심박동 측정 알고리즘을 제안하였다.

이를 위하여 본 논문에서는 거주자 위치·심전도 기반 인간 적응형 가전기기·로봇 지원 시스템 구조에 대하여 제안하였으며, 심전도 모듈을 이용하여 거주자의 신체활동량을 추정할 수 있는 심박동 기반 신체활동량을 추정 알고리즘과 정밀한 심박동 측정을 위한 RS 피크 기술기 알고리즘을 제안하였다. 마지막으로 본 논문에서는 거주자 심박동 기반 신체활동량 추정 기법의 성능평가와 인간적응형 가전기기의 적용 가능성을 평가하기 위한 실험 장치를 구현하였고 성능평가로부터 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

첫째, 본 논문에서 제안하는 거주자 심박동기반 신체활동량 추정 기법은 거주자 심박동수를 이용하여 신체활동량을 측정하는 방법으로 거주자의 위치, 활동에 관계 없이 실시간으로 거주자의 신체활동량을 추정할 수 있음을 확인할 수 있었다.

둘째, 거주자의 심박동수는 개인차가 있으며, 이로 인해 신체활동량의 차이도 발생한다. 이는 활동에 따른 표준 신체활동량이 아닌 개개인의 개인 특성에 따른 신체활동량 적용이 필요하다는 것이다. 본 논문에서 제안하는 거주자 심박동 기반 신체활동량 추정 기법은 이러한 개인 특성과 활동에 좀 더 일치하는 실시간 신체활동량 추정이 가능하다.

그러나 본 논문에서는 거주자 심박동 기반 인간 적응형 가전기기·로봇 시스템에서의 능동적 인지를 통한 서비스 적용 가능성을 파악하기 위한 기초 연구로서 신체 활동량 추정 방법에 국한하였다. 향후에는 인간 적응형 가전기기(냉난방기기, 조명기기 등) 및 가사 도우미 로봇 지원 서비스를 위하여 거주자 위치·심박동 기반 PMV(Predict Mean Vote) 추정 방법과 PMV 기반 지능형 가전기기·로봇 제어 알고리즘에 대한 연구가 필요하다.

또한, 본 논문에서는 거주자 심전도 모듈을 이용하여 거주자 신체활동량을 추정하였기 때문에 심전도 모듈을 거주자가 부착하여야 한다는 불편함이 있었다. 향후에는 거주자에게 불편함을 야기시키지 않는 상태에서 거주자의 활동을 보다 더 정밀하게 측정할 수 있는 방법에 관한 연구가 필요하다.

본 논문에서 제안하는 시스템은 거주자의 상태와 주변 환경 정보를 온도센서, 위치 인식 시스템, 심전도 모듈 등의 각종 센서정보를 융합하여 분석함으로써 인간에게 필요한 지원(가전기기 제어, 로봇 제어 등)을 능동적으로 제공할 수 있어 폭넓은 응용할 수 있을 것이다.

## REFERENCES

- [1] S. Arimoto, "Linear controllable systems," *Nature*, vol. 135, pp. 18-27, Jul. 1990.
- [2] R. C. Baker and B. Charlie, "Nonlinear unstable systems," *International Journal of Control*, vol. 23, no. 4, pp. 123-145, May 1989.
- [3] M. R. Cabrer, R. P. D. Redondo, A. F. Vilas, A. Arias, and J. Duque, "Controlling the smart home from TV," *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, vol. 52, no. 2, pp. 421-429, 2006.
- [4] K. H. Um and S. Y. Yoo, "A study for designing of intelligent lighting control LED apparatus," *Journal of the Institute of Webcasting, Internet and Telecommunication (in Korean)*, vol. 5, no. 8, pp. 221-227, Oct. 2008.
- [5] H. Liu, H. Darabi, P. Banerjee, and J. Liu, "Survey of wireless indoor positioning techniques and systems," *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics, Part C*, vol. 37, no. 6, pp. 1067-1080, 2007.
- [6] J. Hightower and G. Borriello, "Location systems for ubiquitous computing," *IEEE Computer*, vol. 34, no. 8, pp. 57-66, 2001.
- [7] P. O. Fanger, "Thermal comfort: analysis and applications in environmental engineering," *McGraw-Hill*, 1972.
- [8] ISO 7730:2005, Ergonomics of the Thermal Environment-Analytical Determination and Interpretation of Thermal Comfort using Calculation of the PMV and PPD Indices and Local Thermal Comfort Criteria.
- [9] D. T. Lee, Y. S. Seo, Y. S. Son, E. M. Moon, and Y. J. Jin, "Estimation of physical activity levels using IPAQ (International Physical Activity Questionnaires) and its reliability for overweight middle aged women," *Journal of the Korean Society Living Environment System*, vol. 14, no. 1, pp. 1-8, 2007.
- [10] International physical activity questionnaire, [online] <http://www.ipaq.ki.se/ipaq.htm>.
- [11] H. M. Yoo, J. W. Suh, E. J. Cha, and H. D. Bae, "Walking number detection algorithm using a 3-axial accelerometer sensor and activity monitoring," *Journal of the Korea Contents Association*, vol. 8, no. 8, pp. 253-260, 2008.
- [12] Y. Schutz, R. L. Weinsier, and G. R. Hunter, "Assessment of free-living physical activity in humans: An overview of currently available and proposed new measures," *Obesity Research*, vol. 9, no. 6, 368-379, 2001.
- [13] H. H. Kim, S. Lee, and K. C. Lee, "Estimation of metabolic rate estimation for location-based human adaptive air-conditioner in smart home," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 16, no. 1, pp. 83-89, 2010.
- [14] ISO 8996:2004, Ergonomics of the thermal environment - Determination of metabolic rate.
- [15] P. SCinelli, V. Leonardis, M. Scalzi, A. Becucci, and M. Grazzini, 2006, "Effect of age on mean heart rate and heart rate variability," *AGE*, vol. 10, no. 4, pp. 146-148.

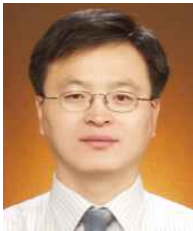


- [16] Wikipedia, <http://en.wikipedia.org/wiki/File:SinusRhythmabels.png>. [online]
- [17] S. V. Darmstadt, Heart Rate as a Determinant of Cardiac Function, Steinkopff-Verlag, 2012.
- [18] L. L. Peterson, and B. S. Davie, Computer Networks: A Systems Approach, 4th Edition, Morgan Kaufmann, 2007.



### 김 현 희

2000년 동명대학교 로봇시스템공학과(공학사). 2003년 부산대학교 지능기계공학과(공학석사). 2010년 부산대학교 지능기계공학과(공학박사). 2010년~2012년 LED 해양 융합기술 연구센터 선임연구원. 2012년~현재 부경대학교 산업과학기술연구소 리서치 펠로우. 관심분야는 human oriented mechanical system, 산업용 네트워크.



### 이 경 향

1996년 부산대학교 생산기계공학과(공학사). 1998년 부산대학교 지능기계공학과(공학석사). 2003년 부산대학교 지능기계공학과(공학박사). 1998년~2003년 기계공학연구정보센터 전임 연구원. 2003년~2005년 울산대학교 네트워크기반 자동화 연구센터 전임연구원. 2005년~현재 부경대학교 전기제어공학부 부교수. 관심분야는 지능형 로봇, 차량용 네트워크, 산업용 네트워크.



### 이 석

1984년 서울대학교 기계공학과(공학사). 1985년 펜실바니아 주립대학교(공학석사). 1990년 펜실바니아 주립대학교(공학박사). 1990년~1993년 신시내티 대학교 기계공학과 조교수. 1993년~현재 부산대학교 기계공학부 교수. 관심분야는 홈 네트워크, 차량용 네트워크, 산업용 네트워크.