

지그비 기반의 심전도 센서노드를 사용한 적응형 심박탐지 모델

An adaptive pulse measurement mechanism using ECG sensor node based on Zigbee

이 병 문*
Byungmun Lee

박 연 희**
Yeonhee Park

이 영 호***
Youngho Lee

요 약

u-헬스케어 시대가 도래 하면서, 심장질환자의 생체신호 모니터링 형태가 바뀌고 있다. 현재의 심장 질환자의 생체신호 모니터링은 각종 심전도 측정기에 달린 케이블 때문에 상당한 불편을 감수해야 했다. 그러나 최근 들어 무선 센서 네트워크를 이용하면 케이블로 인한 불편이 감소되고 이동이 자유로울 수 있기 때문에 심전도 데이터를 무선으로 전송하는 기술이 활발히 연구되고 있다. 물론 무선 데이터전송량을 줄이기 위한 방법으로 심전도 데이터에서 심박을 측정된 데이터를 추출하여 보내는데 이것은 개인마다 심전도 신호 세기가 달라서 오차가 생긴다. 본 논문에서는 서로 다른 심전도 세기에 맞추어 심전도를 보정하여 측정할 수 있는 적응형 심박 탐지 모델을 제안한다. 또 제안된 모델을 검증하기 위해, TinyOS 2.0 환경에서 센서 어플리케이션을 설계하고 구현하여 실험을 실시하였다. 실험과정에서 획득한 데이터를 분석함으로써 적응형 심박 탐지모델의 유용성을 평가하였다.

Abstract

With the upcoming u-healthcare era, a way of measurement for vital sign monitoring of cardiac patients is changing as well. In existing measurement of cardiac patients, various wire in ECG measuring equipment has caused much discomfort and inconvenience. In order to decrease the problem, we are developing an efficient measurement of ECG signal using Wireless sensor network. In this paper, we present a way to reduce amount of data by transmitting ECG data collected from radioelectrocardiogram sensor based on Zigbee after calculating cardiac rate. And in order to control the error which can be caused by the different ECG signal intensity each individual can has, we also suggest an adaptive pulse measurement model which can measure heart rate with correcting according to different ECG intensity. To verify the suggested model, sensor application was developed and the data was acquired in TinyOS 2.0 environment and the adaptive pulse measurement model was evaluated through the data from the experiments.

☞ keyword : u-Healthcare, Zigbee, Sensor Network, ECG

1. 서 론

정보통신기술이 발전하고 인간의 삶이 윤택해지면서 건강관리의 개념변화가 두드러지게 나타

나고 있다. 최근에 들어 u-헬스케어에 대한 관심과 연구가 활발해지고 있는 이유도 그 때문이다. u-헬스케어를 둘러싼 서비스와 기술이 여러 가지 있지만 본 논문에서는 생체신호 모니터링 분야에 국한한다. 일반적으로 생체신호를 측정할 때는 많은 어려움과 불편함이 따른다. 심전도의 경우 신체부위에 전극을 부착하기 때문에 이동에 제약을 받는다. 따라서 측정 장치에 무선센서 네트워크기술(WPAN, Wireless Personal Area Network)을 이용하면 무구속 상태로 생체신호를 측정할 수 있어

* 종신회원 : 가천의과학대학교 IT학과 교수(1저자)
bmlee@gachon.ac.kr

** 정 회 원 : 가천의과학대학교 IT학과/u-헬스케어연구소
dusgml1313@nate.com

*** 정 회 원 : 가천의과학대학교 IT학과 교수(교신저자)
leeyh@gachon.ac.kr

[2008/12/8 투고 - 2008/12/10 심사 - 2009/3/2 심사완료]

이러한 불편을 덜 수 있다.

WPAN은 센서노드를 통해 취득한 다양한 정보를 지그비나 블루투스 프로토콜로 전송하는 기술이다[1]. WPAN은 WLAN(Wireless LAN)에 비하여 저전력 전송이 가능하다는 장점이 있다[2]. 그러나 제한된 양의 배터리로 동작하기 때문에 오랜 시간동안 센서가 동작하려면 소모 전력을 최소화시키는 노력이 필요하며, 이를 위해 TinyOS와 같은 센서전용 운영체제가 필요하다[2].

그러나 심전도 생체신호를 측정하는데 WPAN을 이용하는 기존 경우를 살펴보면 심전도 데이터를 측정하여 그대로 지그비 프로토콜로 전송한다. 그래서 기존의 경우처럼 심전도를 측정하고 그 데이터를 기반으로 맥박을 측정하는 알고리즘은 심전도 데이터의 R파형의 특징을 추출하여 맥박으로 추정된 뒤 맥박이 감지되었을 때만 데이터를 전송하면 전송량을 줄일 수 있었다[3]. 그러나 사람들마다 R파형의 값이 서로 다르기 때문에 심전도 세기가 적게 측정이 되었을 경우에는 고정된 범위 안에 들어오는 심전도 데이터 값이 없으므로 맥박을 추출해 낼 수 없는 문제점이 있다.

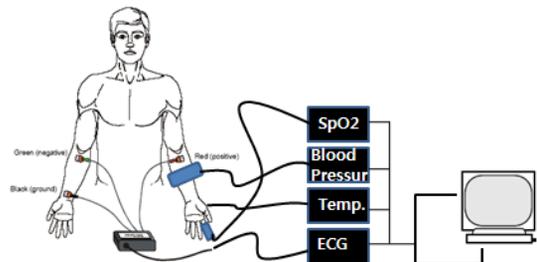
따라서 기존 연구의 이러한 문제점을 보완하기 위해 본 논문에서는 고정된 범위를 사용하지 않고 R파형을 추출하는데 필요한 기준범위를 동적으로 할당한다. 뿐만 아니라 연구결과의 정확성을 높이기 위해 약 250ms의 R-T 시간간격을 보조로 이용하여 정확한 심박시점을 추출해 낼 수 있도록 하였다. 또한 본 논문에서 제시한 모델을 검증하기 위하여 TinyOS 2.0 기반의 nesC 언어로 적응형 심박탐지 알고리즘을 구현하고자 한다. 그리고 구현한 시스템을 이용해서 심전도 데이터를 측정하고 제안 알고리즘으로 데이터를 처리하는 실험을 하여 심전도 원형 파형과 처리된 데이터 파형을 평가하고자 한다.

2. 생체신호 모니터링 시스템

u-헬스케어에서 사용하는 생체신호는 측정하는 데이터의 연속성에 따라 연속적인 데이터와 불연

속적인 데이터로 구분할 수 있다. 생체신호 모니터링은 주로 연속적인 데이터를 실시간으로 측정하는데 이용된다. 그 예로 심전도(ECG), 혈압(Blood pressure), 체온(Temperature), 혈중 산소포화도(SpO2)등이 있으며 측정기기의 센서를 환자에게 부착하여 환자상태를 실시간으로 모니터링한다. 또 생체신호 모니터링 시스템은 같은 공간에서 뿐만 아니라, 별도의 장소에서 많은 환자들의 상태를 확인 할 수 있도록 구성할 수도 있다[4]. 특히 여러 환자로부터 전송되는 데이터가 하나의 모니터에서 볼 수 있다면 환자들을 집중적으로 관리할 수 있어 질 높은 의료 서비스를 제공할 수 있게 된다. 뿐만 아니라 의료진이 지리적으로도 떨어져 있어도 의료 서비스를 제공할 수 있어 보다 진료와 간호에 효과적으로 시간을 활용할 수 있다.

그러나 생체신호 모니터링 시스템은 생체신호를 측정할 때 많은 어려움과 불편함을 준다. 그림1과 같이 생체신호를 측정할 경우 측정기기와 환자 사이의 케이블 때문에 여러 가지 불편함이 생긴다.

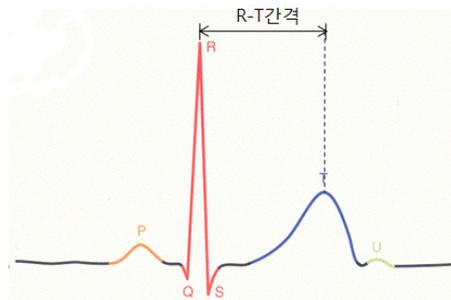


(그림 1) 생체신호 모니터링 시스템

이러한 불편을 줄이기 위해 유선 케이블을 사용하지 않고 무선센서 네트워크로 측정데이터를 전송하면 된다. 이와 같은 맥락에서 본 연구에서는 심전도 신호를 측정하여 데이터를 획득하고 무선센서 네트워크로 전송하게 된다.

심전도 생체신호는 심근세포가 수축과 이완하는 과정에서 발생하는 활동전위를 말한다. 인체의 사지에 부착된 전극으로 이 신호를 검출하면 그

림2와 같은 심전도 파형을 획득할 수 있다[5]. 심전도 신호파형은 심장의 박동변화마다 P, Q, R, S, T의 5개의 특징파형이 반복된다.



(그림 2) 심전도 파형

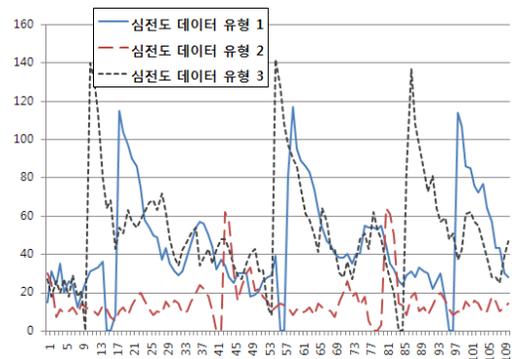
심전도 파형의 주기측정은 가장 특징이 두드러진 P파형이나 R파형으로 할 수 있다. 주기를 계산하면 1분당 심박수가 나온다. 심전도 신호를 측정할 때마다 데이터를 지그비 네트워크로 모두 전송한다면 그만큼 전송량이 많아지게 된다. 그래서 지그비모듈에서 R파형을 측정하고 R-T간격을 통해 T파형이 측정된 시점에서 맥박(또는 심박)정보를 전송한다면 전송량을 줄일 수 있다[3][6]. 그러나 개인마다 심전도 신호세기가 다르므로 정확한 심박측정이 어렵다. 따라서 개인에 따라 맥박측정을 다르게 적용하기 위해서는 본 논문에서 제안한 적응형 심박 탐지모델을 적용하면 된다.

3. 적응형 심박 탐지모델의 제안

심전도 신호의 세기는 개인마다 또는 측정위치마다 그리고 측정 방법이나 상황에 따라 차이가 난다. 그러므로 P파형이나 R파형 또는 T파형을 측정할 때는 각각 상대적인 위치와 간격에 따라 특징화하여 식별할 수 있다. 본 연구에서는 이 같은 점들을 이용하여 전체 심전도 신호에서 R파형의 상대적 위치를 기준으로 심박을 탐지한다. 그림3은 3가지 심전도 측정모델을 보여주고 있다.

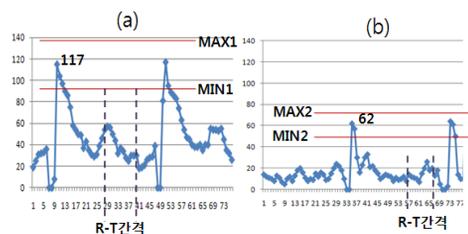
유형1의 R파형의 값은 100 ~ 120의 범위에 있

으며, 유형2의 R파형의 값은 50 ~ 70범위에 있고, 유형3의 R파형의 값은 130 ~ 150범위에 있다. 만약에 유형3을 R파형의 인식기준으로 삼았을 때 유형2의 신호 값에 대해서는 R파형을 인식하기 어렵다. 또한 유형2를 기준으로 삼는다면 유형1의 신호 값으로 R파형을 인식하기 어렵다. 이러한 인식오류는 신호의 세기를 고려하지 않고 R파형을 인식하고자 하였다는 점에서 기인한다. 그러므로 본 연구에서는 R파형을 탐지할 때 사용하는 유효범위를 고정된 값으로 사용하지 않고 동적인 범위로 사용하도록 하며 R-T간격을 이용하여 맥박을 정확히 탐지하고자 하는 것이다.



(그림 3) 3가지 유형의 심전도신호

그림4에서처럼 최초로 측정된 R파형 값을 기준으로 기준 범위 값을 설정하는 것이다. (a)의 예를 들면 유형1의 R파형이 117이므로 $\pm 20\%$ 의 범위로 적용기준을 설정해서 93 ~ 140를 MIN1 과 MAX1의 기준으로 기준범위로 설정하게 하고 유형2의 (b)는 R파형이 62이므로 $\pm 20\%$ 인 49 ~ 74 범위로 설정하도록 한다.

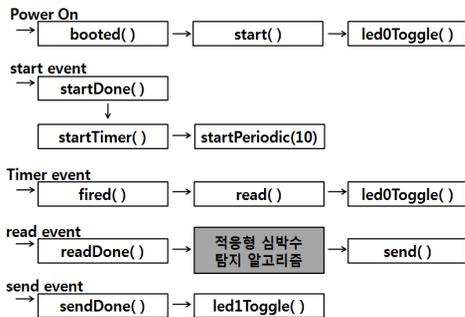


(그림 4) 적응형 심전도모델

또한 R-T 시간간격이 약 250ms임을 이용하여 설정된 MAX와 MIN의 범위 내에서 R파형을 추출해낸 후 약 250ms후에 측정되는 심전도 데이터가 T파형 인지 확인하여 좀 더 정확하게 맥박을 탐지하여 정확성을 높이도록 한다. 이와 같이 적응형 심박 탐지는 R파형의 값에 따라 기준범위를 동적으로 적용하여 R-T간격을 통해 맥박을 추출해 내는 모델이다.

4. 적응형 무선 심전도 센서 구현

적응형 심박 탐지 알고리즘을 평가하기 위하여 TinyOS 2.0 운영환경에서 센서애플리케이션을 설계하고 구현하고자 한다[7]. 그림5는 센서 애플리케이션의 전체 흐름도를 보여주고 있다. 센서 전원을 켜면 센서동작이 시작된다. TinyOS 는 Timer 이벤트, readDone 이벤트 등 센서의 모든 동작을 이벤트 방식으로 처리한다. booted함수에서 센서 애플리케이션을 start시키게 되고 결국 Timer 동작을 가동시킨다.



(그림 5) 시스템 흐름도

startTimer 함수는 일정한 간격의 Timer 이벤트를 주기적으로 발생시켜 fired 이벤트 핸들러 함수가 호출되도록 한다. 본 연구에서는 10ms단위주기로 Timer가 호출되도록 설정하였다. fired 이벤트가 발생하면 센서로부터 심전도 데이터를 측정하도록 한다. 심전도 신호는 10비트 ADC를 사용하여 디지털데이터로 변환되기 때문에 0 ~ 1023

의 범위를 갖게 된다. readDone 이벤트 핸들러 함수에서 심전도 데이터가 측정되며, 이 데이터는 적응형 심박 탐지 알고리즘을 통해서 심전도 세기에 따라 심박 측정기준을 다르게 적용시키게 된다. 그래서 탐지된 결과에 따라 send를 통해 맥박데이터가 베이스 스테이션으로 전송된다.

본 연구에서 제안한 적응형 심박 탐지 알고리즘을 기술하기 위하여 주요상수에 대한 정의를 표1에서 하였다. FILTERING_COUNT는 심전도를 측정할 때 발생하는 오차를 줄이기 위해 필터링할 기준치를 말한다. COUNT_FOR_Rwave_DATA는 기준 R파형(Rwave_data)를 측정하기 위한 최소한의 측정 횟수 값이다. COUNT_FOR_RANGE는 적응형 기준 범위를 설정하기 위한 측정 횟수의 시작 값을 말한다. ADAPTIVE_MAXRATE는 MAX값을 구하기 위하여 기준 R파형에서 고려할 최대 증가율을 의미하며 20% 로 상향 조정한다.

(표 1) 적응형 심박 탐지 알고리즘 상수

상수	기준값
FILTERING_COUNT	70
COUNT_FOR_Rwave_DATA	270
COUNT_FOR_RANGE	271
ADAPTIVE_MAXRATE	1.2
ADAPTIVE_MINRATE	0.8
MIN_RTCOUNT	20
MAX_RTCOUNT	30

ADAPTIVE_MINRATE는 MIN값을 구하기 위하여 기준 R파형에서 고려할 최대 증가율을 의미하며 20% 로 하향 조정한다. MIN_RTCOUNT는 R파형과 T파형의 사이의 시간간격을 측정하기 위해 시간간격 범위의 최소값을 설정한 것이고, MAX_RTCOUNT는 시간간격 범위의 최대값을 설정한 것이다. 최대증가율은 실험을 통해 측정된 R파형들을 서로 비교해 본 결과 20%범위 내에 R파형들이 존재함을 알 수 있었기 때문에 20%로 설정한 것이다.

이와 같은 정한 상수를 고려하여 적응형 심박 탐지 알고리즘을 그림6에서와 같이 기술하였다.

new_data는 새로 측정된 측정값을 의미하고 origin_data는 이전에 측정된 데이터를 의미한다. count는 측정횟수를 나타내고, 센서의 안정화를 위해 측정횟수를 FILTERING_COUNT가 될 때까지는 필터링을 처리한다. 데이터를 필터링한 다음으로 count가 FILTERING_COUNT을 지난 후 약 2000ms MIN과 MAX의 기준범위를 측정하기 위해 R파형의 값을 획득한다. 이 과정에서 획득한 R파형의 값에 $\pm 20\%$ 의 범위를 설정하여 MAX와 MIN의 값으로 정한다.

측정된 데이터가 범위 안에 있는지 확인 후 R파형이 추출된 직후에는 기울기가 바뀌므로 기울기를 이용하여 R파형을 추출한다.

```

Adapted pulse (NEW_DATA)
{
  if (COUNT <= FILTERING_COUNT) /*필터링*/
    COUNT 증가

  /* 2초 동안 Rwave_DATA측정*/
  else if (COUNT > FILTERING_COUNT
    && COUNT <= COUNT_FOR_Rwave_DATA)
  {
    if (Rwave_DATA < NEW_DATA)
    {
      Rwave_DATA<- NEW_DATA
      COUNT 증가
    }
    else
      COUNT 증가
  }
  /* 범위 설정 후 맥박측정알고리즘 통해 맥박 추출*/
  else if (COUNT > COUNT_FOR_Rwave_DATA)
  {
    if (COUNT == COUNT_FOR_RANGE)
    {
      /* Rwave_DATA를 기준으로 15%의 범위를 잡음 */
      MAX = Rwave_DATA * CONSTANT_FOR_MAX
      MIN = Rwave_DATA * CONSTANT_FOR_MIN
      COUNT 증가
    }
    /* 측정된 데이터가 범위로 처음 진입했는지 확인 */
    if (ORIGIN_DATA < MIN && NEW_DATA > MIN)
    {
      if (ORIGIN_DATA > NEW_DATA) /* R파형 추출 */
      {
        if (NEW_DATA < MIN && ORIGIN_DATA > NEW_DATA)
          R파형 추출
      }
    }
  }
  if (R파형 추출)
  {
    RT_count 증가
    if(ORIGIN_DATA < NEW_DATA)
    {
      if(NEW_DATA < Twave.MAX)
      { /*T파형이 RT간격의 범위 안에 있는지 확인*/
        if(MIN_RTcount < RT_count
          && RT_count < MAX_RTcount)
          T파형 추출, 패킷 전송
      }
    }
  }
}
    
```

(그림 6) 적응형 심박 탐지 알고리즘

범위에 진입했었고 R파형을 추출했는지에 대한 두 가지 조건이 참이 된 후 현재 측정되는 데이터가 범위를 벗어나게 되면 R파형과 T파형의 시간간격을 이용하여 알맞은 시간 범위에서 R파형을 추출해낸 방법과 같은 방법으로 T파형이 추출되면 맥박이 측정되었음을 인지하여 패킷을 게

이트웨이로 전송하게 한다. 이로써 적응형 심박 탐지가 가능하게 된 것이다.

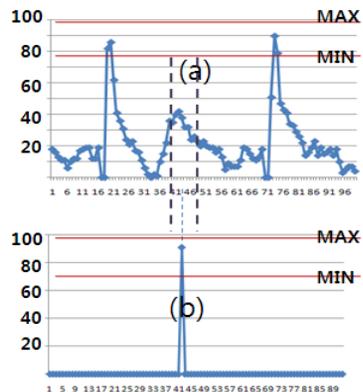
5. 실험 및 평가

5.1 실험 환경 및 실험

알고리즘을 실제로 평가하기 위해 심전도 센서가 부착된 한백전자의 ZigbexII 모듈에 적응형 심박측정 알고리즘을 구현하였다. 피시험자의 왼손과 오른손과 왼발에 각각 심전도 전극 패치를 부착하여 측정된 심전도 데이터를 무선 센서네트워크를 통해 게이트웨이로 전송하게 하였다. 게이트웨이는 센서로부터 오는 데이터를 수신하여 Cygwin기반의 Linux PC로 전송한다. PC에서는 심전도데이터와 심박데이터를 받아 파일에 저장하도록 하였다. 실험은 두 가지 형태로 실시하였다. 첫 번째 형태는 10명의 심전도 데이터를 30초 동안에 10회 측정하여 각각 심전도 데이터를 획득하였다. 두 번째 형태는 10명의 심전도 신호를 30초 동안 2회 측정하여 적응형 심박 알고리즘을 통해 데이터로 변환하여 획득하였다.

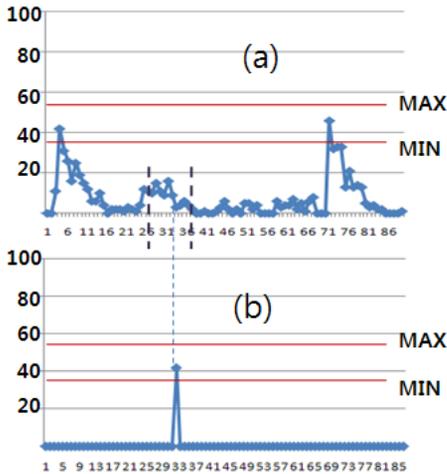
5.2 실험 결과

저장한 실험데이터를 분석한 결과, 그림7과 그림8과 같이 두 가지 형태의 심전도 그래프를 얻을 수 있었다.



(그림 7) 실험결과(유형1)

그림7의 (a)파형은 기준 R파형이 90정도로 비교적 큰 값이다. 그것에 비하여 그림8의 (a)파형은 기준 R파형이 54로 비교적 작은 값을 갖고 있었다. 그림7과 그림8의 (b)파형은 R파형 추출 후 T파형이 R-T간격 범위 내에서 추출 되었을 때 R파형의 값을 전송한 파형이다.



(그림 8) 실험결과(유형2)

심전도 신호세기의 차이로 인해 두 가지 유형을 발견한 것이다. 그림7 유형의 경우에는 표2에서 나타난 것처럼 총 100건의 실험결과 중에서 22건은 그림7의 (a)형태와 유사하게 나타났고 표3의 유형1과 같은 기준R 범위에 들어서 심박탐지 알고리즘을 적용할 때 인식될 수 있었다. 또한 그림8의 유형의 경우에는 표2의 유형2에 분류되는 형태로 표3의 유형2와 같은 기준범위에 들어 심박탐지가 가능한 모델로 적용될 수 있었다. 표2와 표3의 유형2의 경우가 유형1의 경우보다 많은 것으로 나타나 약 60%와 58%로 판별되었다.

(표 2) 심전도 원형 데이터

유형	기준R	MAX	MIN	비율	총수
유형 1	95	114	76	22%	100
유형 2	45	54	36	60%	
기타	-	-	-	18%	

실험과정에서 유형1 또는 유형2에 포함되지 않는 기타의 경우는 실험결과의 측정값이 너무 작거나 너무 커서 정상적인 범위로 판별하기 어려운 경우이다. 표2에서는 18%와 표3은 23%의 로 나타났다. 그 현상은 측정과정에서의 잡음이 발생되었거나 심전도의 전극패치가 잘못 부착되어 발생한 경우이다. 또한 표3의 R-T간격은 R파형이 측정된 이후부터 count 된 것으로 유형 1의 22는 심전도 측정이 10ms로 측정되었기 때문에 T파형이 측정된 시간이 R파형이 측정된 후 220ms로 R-T간격 범위에 포함 되는 것이다.

(표 3) 적응형 심박 탐지 알고리즘 처리 데이터

유형	기준R	MAX	MIN	비율	R-T간격	총수
유형 1	101	121	80	19%	22	20
유형 2	44	52	35	58%	29	
기타	-	-	-	23%		

결론적으로 심전도 원형 데이터와 적응형 심박 탐지 알고리즘으로 적용한 데이터간의 비율을 비교하였을 때 큰 차이가 없음을 알 수 있었으며, 심전도 세기가 다르더라도 측정이 가능하다는 결과를 얻었다.

6. 결론

본 논문에서는 지그비 기반의 무선 네트워크를 이용한 무선 심전도센서를 적용된 심박 탐지 알고리즘의 문제점을 인식하여 이를 해결하기 위한 방안으로 적응형 심박측정 알고리즘을 제안하였다. 또 제안한 알고리즘을 평가하기 위해 TinyOS 2.0 환경에서 nesc로 센서애플리케이션을 설계하고 구현하여 실험에 사용하였다. 실험을 통해 제안한 모델을 평가하고 분석하였다. 이번 실험을 통해 발생한 잡음과 측정 장애, 센서패치 부착의 위치에 따른 차이로 인해 R파형이 인지되지 않았던 문제점을 향후 연구를 통해 보완해야 할 것이다.

참 고 문 헌

- [1] I.E.Lamprinos, A.Prentza, E.Sakka, D.Koutsouris, A Low Power Medium Access Control Protocol for Wireless Medical Sensor Network, Proc. of the 26th Annual Int'l Conference of the IEEE EMBS, pp. 2129-2132, 2004
- [2] 신광식, 권준달, 이영동, 정완영, 무선 센서네트워크기술을 활용한 Ad-hoc 홈 네트워크시스템, 한국센서학회 학회지, 제16권, 제2호, 한국센서학회, 2007, pp.142-149.
- [3] 박연희, 이병문, Zigbee기반의 심전도센서를 이용한 맥박측정시스템의 프로토타입, 추계 학술 발표대회, 제9권, 제2호, 한국인터넷정보학회, 2008, pp. 251-255.
- [4] U.Varshney, S.Sneha, Wireless Patient Monitoring: Reliability and Power Management, Broadband Networks, 2nd Int'l Conference, pp. 111-117, 2005,
- [5] Fumihiko Miyake, 이명혜, 알기쉬운 모니터 심전도, 한국의학, 2005, p.9.
- [6] 이병문, 최진탁, Zigbee기반 무선심전도계에서의 심전도 생체인식을 이용한 사용자인증기법, 한국정보기술학회 하계학술대회 논문집, 한국정보기술학회, 2007, pp. 527-532.
- [7] Philip Levis, TinyOS Programming, 2006.

● 저 자 소 개 ●



이 병 문

1988년 동국대학교 전자계산학과(공학사)
1990년 서강대학교 대학원 전자계산학과(공학석사)
2007년 인천대학교 대학원 컴퓨터공학과(공학박사)
1998년~현재 가천의과대학 의료공학부 IT학과 교수
관심분야 : u-헬스케어, 센서운영체제, 센서네트워크, 네트워크프로토콜.
E-mail : bmlee@gachon.ac.kr



박 연 희

2006년 가천의과대학 의료공학부 IT학과 멀티미디어통신전공
2008년 가천의과대학 u-헬스케어연구소 연구원
관심분야 : u-헬스케어, 센서운영체제, 상황인식
E-mail : dusgml1313@nate.com



이 영 호

1995년 명지대학교 컴퓨터공학과(공학사)
1997년 한국외국어대학교 대학원 응용전산학과(이학석사)
2007년 아주대학교 의과대학 의료정보학과(정보의학박사)
2002년~현재 가천의과대학 의료공학부 IT학과 교수
관심분야 : u-헬스케어, 데이터마이닝, 의료정보
E-mail : leeyh@gachon.ac.kr