

개인병사의 생존성 증대를 위한 생체신호 모니터링 기법의 설계 및 구현

Design and Implementation of Biosignal Monitoring for Enhancement of Soldier Survivability

이 승 열* 박 상 훈* 이 춘 우* 김 현 준** 채 제 욱**
Seung-Youl Lee Sang-Hoon Park Choon-Woo Lee Hyun-Jun Kim Jae-Wook Chae

ABSTRACT

Recently, personal health monitoring system using intelligent biosensors and equipments has been realized. This system can be adopted for soldier's biosignal monitoring system. In this paper, we propose a soldier biosignal monitoring system using personal biosensors, such as the ECG sensors and accelerometer.

Keywords : Biosignal, Biosensor, ECG sensor, Accelerometer

1. 서 론

최근 IT 융복합 기술의 발전으로 유헬스(u-health)의 실현이 가속화되고 있다. 유헬스는 IT 기술을 이용하여 시간과 공간에 구애받지 않고 언제 어디서나 건강과 생활을 관리하여 건강한 삶을 유지시키는 새로운 형태의 서비스이다. 유헬스는 진단과 치료에서 예방과 관리로 변화하는 헬스케어 패러다임의 변화, 고령화 등 인구구조의 변화, 전문 의료진의 부족과 같은 사회경제적 요인들로 인하여 많은 관심을 받고 있다. 유헬스 서비스가 고도화될수록 지능화된 의료센서나 기기에 의해 개인 생체정보에 대한 모니터링이 가능해지고 이에 따라 원격 진료 및 치료가 가능해졌다^[1].

현재 유헬스는 민수분야에서 많은 연구개발이 집중되고 있으며, 향후에는 군수분야에서도 많은 수요가 있을 것으로 예상되고 있다. 보통 병원에서는 환자가 누워 있는 상태에서 심박수 측정을 수행하지만 최근 운동 상태에서 심박수를 측정하여 갑작스러운 죽음을 예측하는 연구들이 다양하게 수행되었다^[2,3].

개인전투체계는 미래 전장환경에서 개인 병사가 각종 첨단 전자장비를 부착하고 전투임무를 수행함으로써 전투능력을 극대화한다. 이에 따라 개인 병사의 작전활동 반경이 현재 병사보다 획기적으로 증대될 것으로 예상된다. 따라서 지휘관과(예: 분대장, 소대장) 개인 병사간의(예: 분대원) 효과적인 지휘통제 및 전투 임무를 수행하기 위해서는 지휘관이 개인 병사의 신체 상태를 실시간으로 파악하고, 이에 따라 지휘관은 각 병사의 임무를 유동적으로 운용할 수 있어야 한다.

본 논문에서는 상기한 유헬스 기술을 개인전투체계에 적용하는 개인병사용 생체신호 모니터링 시스템을 제안한다. Fig. 1은 제안시스템의 전체 프레임워크를

† 2013년 7월 1일 접수~2013년 10월 18일 게재승인

* (주)삼성탈레스(Samsung Thales Co., LTD.)

** 국방과학연구소(ADD)

책임저자 : 박상훈(sh75.park@samsung.com)

보여준다. 각 분대원이 부착하는 생체신호 모니터링 시스템은 심전도 센서, 가속도 센서, 센서신호처리기로 구성된다. 이러한 생체신호 모니터링 시스템은 심전도 센서와 가속도 센서를 활용하여 분대원의 심박수와 움직임 여부를 측정하고 이러한 정보를 바탕으로 신체상태(사망상태 또는 정상상태)를 판단한다. 신체상태는 분대 무선통신망을 통해 분대장 및 동료 분대원에게 자동 전송된다. 동료 분대원도 동일한 과정을 거쳐 자신의 신체정보를 공유할 수 있다.

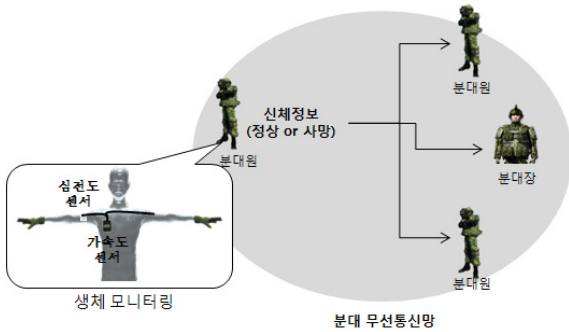


Fig. 1. Soldier's biosignal monitoring and sharing framework

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2절에서는 개인병사용 생체신호 모니터링 시스템과 신체정보 검출기법에 대해 설명한다. 3절에서 실험결과를 통해 제안기법의 성능을 검증하고 4절에서 결론을 맺는다.

2. 개인병사용 생체신호 모니터링 시스템

가. 시스템 개요

Fig. 2는 생체신호 모니터링 시스템의 신호 흐름 관점에서 전체 블록도를 보여준다. 병사의 신체상태를 판단하기 위해 적용되는 센서는 심전도센서, 가속도센서로 구성된다. 심전도센서는 병사의 신체에 직접 부착이 되어 심전도 신호를 측정한다. 가속도센서는 센서신호처리기에 내장되며 병사의 속도, 운동량, 활동량을 측정한다. 생체신호처리부는 두 개의 센서로부터 모니터링되는 생체정보를 입력받아 신호처리를 통해 신체상태를 판단하는 기능을 수행한다. 신체상태는 분대장/분대원으로 전송을 위해 통신부와 연동된다. 또한 본인이 직접 확인하기 위해 정보처리부와 연동된다.

전원모듈은 각 센서와 생체신호처리부로 전원을 공급한다.

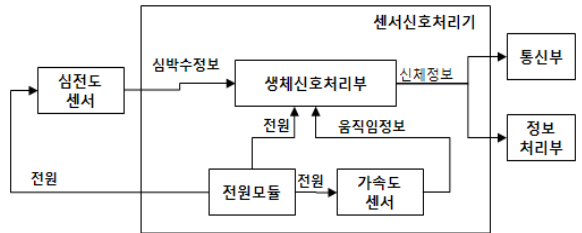


Fig. 2. Blockdiagram of the biosignal monitoring system

나. 심박수 검출 기법

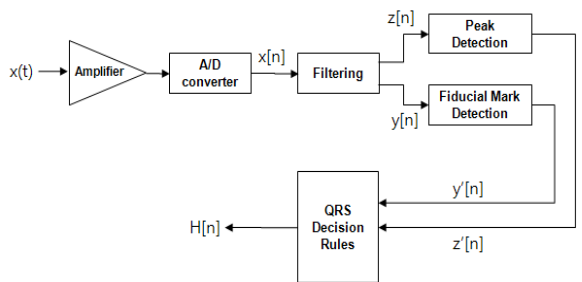


Fig. 3. Signal flow for QRS detection

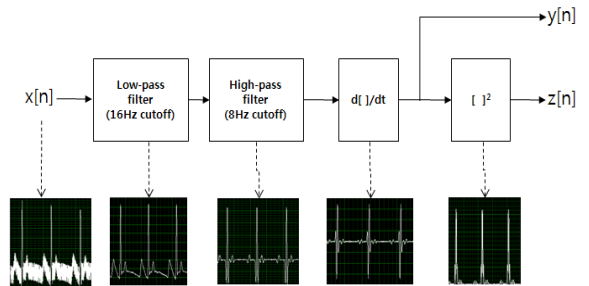


Fig. 4. Filtering processing for noise signal cancellation

Fig. 3은 심전도 센서를 활용하여 QRS를 검출하는 신호 흐름도를 보여준다. 우선 심전도 센서에 의해 모니터링된 입력신호($x(t)$)는 기본적인 디지털 변환 과정을 거쳐 디지털 신호인 $x[n]$ 으로 변환된다. 이후에는 신호잡음을 제거하기 위해 필터링(Filtering) 과정을 거친다. Fig. 4는 이러한 필터링 과정을 보여주며 $x[n]$ 은 LPF(Low-Pass Filter)와 HPF(High-Pass Filter)를 거친 후 제공값인 $z[n]$ 과 인접 값 간의 기울기 값을 의미하는 $y[n]$ 으로 분리된다. 이후 피크 값 검출(Peak Detection)

과 기준점 검출(Fiducial Mark Detection) 과정을 거쳐 피크 값인 $y[n]$ 과 기준점인 $z[n]$ 을 구한다. 마지막으로 QRS 값인 $H[n]$ 을 구하기 위해 ‘QRS Decision Rules’) 과정을 거친다^[4].

상기한 과정은 샘플링주기(f_s) 마다 이루어지기 때문에 일정주기마다 수집되는 $H[n]$ 값들을 활용하여 심박수 형태로 변환되어야 한다. $H[n]$ 값이 N 번 수집될 때마다 평균심박수를(H_{avg}) 계산하는 알고리즘을 보여준다. 알고리즘의 입력신호는 심전도 센서 측정값인 $x(t)$ 가 되며 f_s 간격마다 Cal_QRS 함수를 호출하여 Fig. 3에서 제시된 과정을 통해 $H[n]$ 을 구한다. $H[n]$ 값이 NULL 값이 아닌 경우에는 심박수 값이 검출된 것을 의미하며 N 번의 NULL 값이 아닌 $H[n]$ 값이 구해질 때까지 P_{sum} 에 값을 누적하게 된다. 최종적으로 현 주기에서 NULL 값이 아닌 $H[n]$ 값이 N 번 구해졌을 경우에는 P_{sum} 값을 이용해 H_{avg} 값을 구한다.

Algorithm Heart_rate_detection()

```

01: INPUT:  $x(t)$ ,  $N$ 
02: OUTPUT:  $H_{avg}$ 
03: while (! End of signal ) do
04:      $H[n] = Cal\_QRS(x(t))$ 
05:     if  $H[n] \neq NULL$  then
06:          $P_{sum} += H[n] - P_{prev}$ 
07:          $P_{prev} = H[n]$ 
08:         if  $cnt++ \geq N$  then
09:              $H_{avg} = P_{sum} / (N * 60)$ 
10:             send_external_device( $H_{avg}$ )
11:              $P_{sum} = cnt = 0$ 
12:         end if
13:     end if
14: end while
    
```

Fig. 5. Average heart-rate detection algorithm

다. 움직임 검출 기법

Fig. 6은 3축 가속도 센서를 활용한 움직임 검출 블록 다이어그램을 보여준다. 움직임 검출에(Movement Detection) 사용되는 $A_x[n]$, $A_y[n]$, $A_z[n]$ 은 3축 가속도 센서로부터 추출된 3축 움직임 신호인 $A_x(t)$, $A_y(t)$, $A_z(t)$ 의

디지털 변환 데이터를 의미한다. 움직임 검출 과정에서는 이러한 3축 움직임 정보를 활용하여 속도값을 구한 후 사전정의된 움직임판단 임계값(TH_{move}) 값과의 비교를 통해 움직임 여부를(IS_{move}) 판단한다.

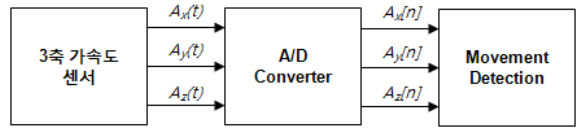


Fig. 6. Movement detection blockdiagram

라. 신체 상태 검출 기법

Fig. 7은 앞에서 설명된 H_{avg} 값과 IS_{move} 값을 입력값으로 하여 병사의 신체상태를(B_s) 판단하는 알고리즘을 보여준다. B_s 값이 0인 경우에는 병사가 사망한 것을 의미한다. TH_{heart} 는 병사의 움직임이 없는 상태에서 H_{avg} 값을 통해 병사의 사망여부를 판단하는 심박수 임계 값을 의미한다. 즉, IS_{move} 값이 FALSE라도 H_{avg} 값이 TH_{heart} 이상인 경우에는 병사의 상태를 정상으로($B_s = 1$) 판단한다.

Algorithm Body-state_detection()

```

01: INPUT:  $H_{avg}$ ,  $IS_{move}$ ,  $TH_{heart}$ 
02: OUTPUT:  $B_s$ 
03: if  $IS_{move} == TRUE$  then
04:      $B_s = 1$ 
05: else
06:     if  $H_{avg} \geq TH_{heart}$  then
07:          $B_s = 1$ 
08:     else
09:          $B_s = 0$ 
10:     endif
11: endif
12: return  $B_s$ 
    
```

Fig. 7. Body-state detection algorithm

3. 실험 결과

심전도 센서의 측정 방식은 병사의 착용성을 고려하여 기존의 쌍극 측정 방식을 변화시킨 방식을 적용하

1) 민간 의료분야에서 심전도장비를 활용해 심박수를 모니터링하기 위해 널리 채택되는 방식으로서 구체적인 알고리즘은 [4]에 제시된다.

였다. 기존의 쌍극 측정 형태는 기준전극에 대해 측정하고자 하는 근육에 두 개의 측정 전극을 놓아 전위를 측정하는 방식이다⁵⁾. 따라서 쌍극 측정 방식을 그대로 적용할 경우에는 센서를 신체 세부위에 부착해야 한다. 이에 반해 적용된 방식은 기준전극은 배치하지 않고 두 개의 측정 전극을 양쪽 팔뚝에 배치함으로써 신체 부착 위치의 수를 줄이는 방식이다.

Fig. 8은 심전도 센서가 양팔에 부착된 화면을 보여준다. 또한 심전도 센서의 신체고정을 위해 착탈식형의 고정밴드를 활용하였다. 센서신호처리기는 우측 가슴쪽에 부착이 되고 심전도 센서와는 유선케이블로 연결되며 실제 병사가 착용시 방탄조끼 탈부착형의 파워치 내부에 내장이 가능하다. 가속도 센서는 센서신호처리기 내부에 위치한다.

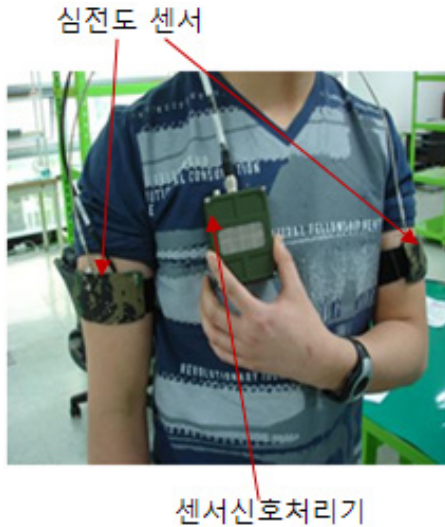


Fig. 8. Configuration of the biosignal monitoring system

가. 심박수 측정

본 실험에서는 보행자의 기동 유형을 ‘정지’, ‘도보’, ‘구보’등 세 가지로 분류하여 각 기동 유형에 대해 심박수를 측정하였다. Fig. 9는 보행자의 기동 유형 별로 5분 동안 평균 심박수(H_{avg})를 측정한 결과를 보여준다. 실험자가 ‘도보’로 기동시에는 평균 심박수가 약 85에서 110의 범위를 보였다. 이에 반해 ‘도보’시와 ‘구보’시에는 약 78에서 140의 범위에서 심박수가 측정되었다. 또한 기동 유형이 ‘도보’ 및 ‘구보’시에는 ‘정지’시와 비교하여 평균 심박수의 변동폭이 커지는 결과를 얻었다.

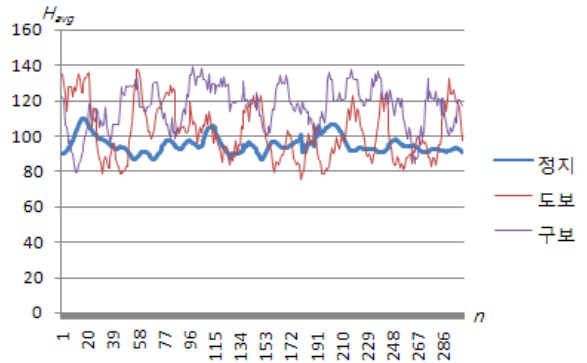


Fig. 9. Measurement result of average heart-rate using ECG sensor

나. 움직임 측정

Fig. 10은 가속도 센서를 사용한 보행자의 속도측정 실험결과를 보여준다. 보행자의 속도는 Fig. 6에서 제시된 움직임 검출(Movement Detection)에서 보행자의 움직임 여부(IS_{move})를 판단하기 위한 입력 값으로 사용된다. 즉, 보행자의 속도가 일정 속도값($TH_{IS_{move}}$) 이상이면 IS_{move} 는 TRUE(= 1) 값으로 설정되고, 반대인 경우에는 FALSE(= 0) 값으로 설정된다. Fig. 10의 실험 결과는 보행자가 정지 상태에서 속도 측정치는 대부분 0.02m/s의 값을 보이며 최대 오차범위는 $\pm 0.02m/s$ 이내임을 알 수 있다²⁾.

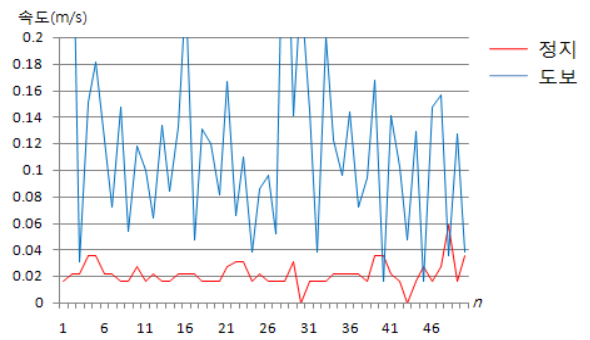


Fig. 10. Measurement result of movement using accelerometer sensor

이에 반해 보행자가 도보로 이동시에는 대부분 0.06 m/s 이상의 속도값을 보였다. 간혹 속도값이 0.04m/s

2) 정지시에도 속도값이 0값 이상으로 측정된 이유는 실험자의 미세한 움직임이 센서에 의해 감지되었기 때문이다.

이하를 보인 경우도 있지만 보행자의 도보 이동속도가 일정치 않기 때문에 나타나는 현상이다. 따라서 IS_{move} 값을 신뢰성 있게 결정하기 위해서는 매 주기마다 측정된 이동속도 값을 그대로 적용하지 않고 최근 N 개의 값과의 평균치를 적용하였다³⁾. 또한 앞에서 정의한 IS_{move} 를 판단하기 위한 속도 임계치인 $TH_{IS_{move}}$ 는 0.06 m/s 값을 적용하였다.

다. 신체상태 측정

본 실험에서는 H_{avg} 와 IS_{move} 값을 이용하여 신체상태 (B_S)를 판단하는 실험을 수행하였다. 사망상태를 모의하기 위하여 센서신호처리기와 심전도센서간의 연동케이블을 임의로 연결하지 않은 상태에서 실험을 수행하였다. 이 경우에는 심전도센서로부터 센서신호처리기로 보행자의 심전도 신호가 전달되지 않기 때문에 이론적으로는 H_{avg} 값이 0값이 되어야 하나, 실제 실험 환경에서는 잡음신호가 감지될 수 있기 때문에 0값 이상의 H_{avg} 값이 측정될 수 있다.

Table 1은 다양한 조건에서 B_S 를 판단하기 위해 세 가지($exp1 \sim exp3$) 실험에 대한 실험변수값 설정과 이에 따른 B_S 값을 보여준다. 실험변수는 기동유형과 케이블 연결상태로 구성되며 케이블 연결상태는 상기한 바와 같이 임의로 정상 또는 사망조건을 주기 위한 변수를 의미한다. Fig. 11은 Table 1의 조건에 따른 H_{avg} 값의 측정 결과를 보여준다. $exp1$ 의 조건에서는 기동유형이 도보인 상태로 H_{avg} 값은 대부분 90 이상의 값이 측정되었다. 이에 반해 $exp2$ 의 조건은 기동유형은 정지 상태이나 H_{avg} 값이 90 이상의 값을 보임으로서 B_S 는 1값으로 판단된다. 마지막으로 $exp3$ 는 기동유형은 정지이며 H_{avg} 또한 60 미만의 값을 보인다. 이 경우에는 Fig. 7에서 제시된 알고리즘에 따라 H_{avg} 가 $TH_{heart}(=60)$ 보다 작기 때문에 B_S 는 0으로 판단된다⁴⁾.

Table 1. B_S of experimental parameter value

구분	exp1	exp2	exp3
기동유형	도보	정지	정지
케이블 연결상태	O	O	X
B_S	1	1	0

3) 본 실험에서는 Smoothing Filtering을 위한 윈도우 크기를 10을 적용하였다.
 4) 케이블이 미연결인 상태이지만 신호잡음이 감지됨으로서 H_{avg} 값이 20에서 50의 범위를 보였다.

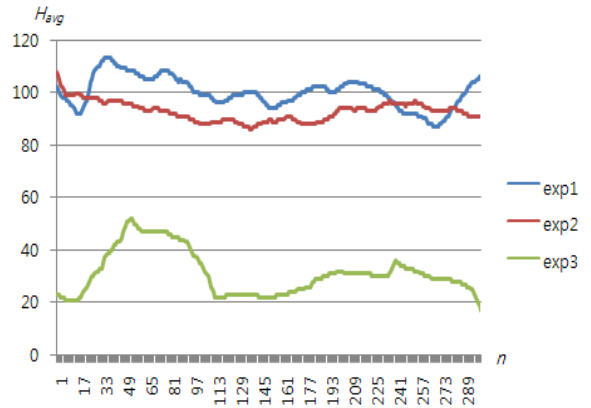


Fig. 11. Measurement result of H_{avg} for diverse experimental condition

4. 결론

본 논문에서는 심전도센서와 가속도센서를 활용하여 병사용 생체신호 모니터링 시스템을 제안하였다. 제안 시스템은 병사의 착용성을 고려한 센서 부착방법 및 휴대성을 고려한 소형경량화 H/W 설계기법을 적용하였다. 심박수, 이동상태 및 신체상태 측정 실험은 개인병사가 제안시스템을 휴대로 부착한 환경에서도 신체상태를 적절하게 측정할 수 있음을 보였다.

제안시스템은 향후 상황에 유연한 개인병사 임무할당 기법에 적용할 수 있을 것이다. 이렇게 함으로서 궁극적으로는 각 개인병사의 생존성을 증대시킬 뿐만 아니라 소부대의 전투능력을 극대화할 수 있다. 또한 제안 시스템은 향후 지능적인 알고리즘을 적용하여 좀더 세밀한 신체 상태를 판단할 수 있는 시스템으로 쉽게 진화할 수 있을 것이다.

References

[1] W. Thoyib, E. S. Lee and M. G. Park, "Ubiquitous Healthcare System : A Design on the Remote Monitoring Based on Walking Activities", IEEE Int. Conf. Elec. Eng. and Inf.(ICEEI), pp. 1~6, 2011.
 [2] X. Jouven, J. P. Empana and P. Schwartz, et al., "Heart-Rate Profile During Exercise as a Predictor of Sudden Death", The New England Journal of

- Medicine, Vol. 352, pp. 1951~1958, 2005.
- [3] C. R. Cole, E. H. Blackstone and F. J. Pashkow, et al., "Heart-Rate Recovery Immediately After Exercise as a Predictor of Mortality", The New England Journal of Medicine, Vol. 341, pp. 1351~1357, 1999.
- [4] J. Pan, W. J. Tompkins, "A Real-Time QRS Detection Algorithm", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. BME-32, pp. 230~236, 1985.
- [5] Joseph J, John M. Brown, Introduction to Biomedical Equipment Technology, 경문사, pp. 153~156, 1999.