

반전 용적맥파 신호를 이용한 심박 모니터링 시스템

이 준 연*

The Heart Rate Monitoring System using Inverted Photoplethysmography

Jun-Yeon Lee*

요 약

광용적맥파는 심박과 동맥 혈액의 산소포화도 등을 측정하기 위하여 널리 사용된다. 본 논문에서는 요골동맥에서 780nm와 940nm 적외선 LED를 사용하여 PPG 신호를 측정할 수 있는 모니터링 시스템을 구현하였다. 구현된 시스템은 여러 상황에서 특성이 서로 다른 8종의 LED와 2종의 광전 센서를 조합하여 요골동맥에서 광전용적맥파를 측정하였다. 요골동맥에서 측정된 파형들은 반전되어서 기록된다. 이렇게 반전된 파형은 수축기의 신호는 감소시키고, 확장기의 신호는 증가시킨다. 시스템을 통하여 투과형 방식과 반사형 방식에서 각각의 신호 검출이 적합한 환경과 최적의 센서 조합을 파악하여 모니터링 시스템을 구현하고, 각 조합별 그 결과 피검자의 요골동맥에서 안정적으로 사용할 수 있는 심박신호 측정 시스템을 개발하였다.

▶ Keyword : 반전 용적맥파, 심박신호, 요골동맥

Abstract

Photoplethysmogram is widely used to measure heart rate and arterial blood oxygen saturation in human. This paper describes implementation a photoplethysmography monitoring system that uses 780nm and 940nm length infrared light in radial artery. That system used combinations of 8 LEDs and 2 photoelectricities. When recorded on the skin over radial artery, the radial pulse wave was inverted. The mechanism of inverted pulse wave skin, which was reduced during systolic period and increase during diastolic period of the cardiac cycle. Through this system, we discovered optimal environments and combinations of sensors in both penetration type and reflection type. These results suggest that radial arterial wall way reflect infrared ray.

▶ Keyword : inverted photoplethysmography, Heartrate signal, radial artery

• 제1저자 : 이준연
• 투고일 : 2011. 11. 04, 심사일 : 2011. 12. 07, 게재확정일 : 2011. 12. 27.
* 동명대학교 미디어공학과(Dept. of Media Engineering, Tongmyung University)

I. 서론

맥파는 심장의 물리적 특성을 보여주는 것으로, 심장에서 분출되는 혈액이 동맥을 따라 온몸으로 전파될 때 혈관에 미치는 압력 및 파동의 변화를 검출하여 그 파형을 기록한 것이다. 개인에 대한 의료서비스는 응급상황 발생전, 응급상황 발생시, 이후의 병원에서의 치료로 분류할 수 있다. 응급상황이 발생하기 전의 개인에 대한 일상적인 검진과 기록은 응급상황에서는 효과적이고 정확한 대처를 돕고 병원에서의 치료과정에서도 중요한 자료가 될 수 있다.

응급상황에서는 초기대응 및 대응시간이 매우 중요한데, 특히 응급상황에서 대처능력이 현저히 떨어지는 노인이나 환자들을 위해서는 보호자나 의료기관에 빠르게 도움을 요청하는 것이 필요하다. 한편 헬스케어 응용을 위해서는 센서네트웍 기술뿐만 아니라 인간의 신체로부터 여러 가지 생체신호를 획득하고 분석하는 기술이 필수적이다. 헬스케어를 위한 생체신호로는 ECG, EEG, 심박, 혈압, 혈당 등이 있는데 이 가운데 심박 신호는 가장 간편하게 얻을 수 있으면서도 기본적으로 유용한 정보를 많이 가지고 있다[1].

심혈관시스템에서 발생하는 맥파는 맥동성 압력파형으로 심장에서 나오는 혈액이 혈관계를 따라 전파되는 파형의 변화를 나타내며, 혈관의 기계적 특성에 따라 파형의 모양이 달라진다. 그리고, 맥파가 전파되는 속도는 혈압의 상승 또는 혈관의 수축 정도에 따라 달라지며, 동맥 혈관의 긴장도(vascular tone)에 비례하는 특성을 가지고 있다. 심혈관시스템의 질환 중 특히 혈관의 노화나 동맥경화 등을 조기에 발견하여 치료 계획을 수립할 수 있는 방법에 대한 관심이 고조되고 있다. 현재 임상에서는 심혈관 시스템의 정보를 획득하고, 획득된 신호를 다양한 신호 처리 및 알고리즘을 적용하여 심질환 및 혈관질환의 진단에 활용을 시도하고 있다.[2]

광전용적맥파(photoplethysmograph, PPG)측정법은 생체조직의 광학적 특성을 이용하여 혈관에 흐르는 혈류량을 측정함으로써 심박활동 상태를 추정하는 맥파 측정방법이다. 맥파는 혈액이 심장에서 파상하며 나타나는 맥동성 파형으로, 심장의 이완 수축 작용에 의한 혈류량의 변화 및 그에 따른 혈관의 용적 변화를 통하여 측정이 가능하다. 광전용적맥파는 빛을 이용하여 혈관의 용적 변화시 나타나는 생체조직의 빛 반사율, 흡수율, 투과율 등의 광특성을 관찰하며, 이 변화를 통해 심박을 측정한다[3].

이 방법은 비침습적 방법으로 생체 신호 측정이 가능하여 널리 사용되고 있으며, 측정장치의 소형화, 사용편의성 등의

장점을 가지고 있어 착용형 생명신호 감지 센서개발에 용이하다.

광전용적맥파 센서는 빛을 방출하는 발광부와 방출된 빛을 감지하는 수광부로 구성되며, 이 두 요소의 위치에 따라 투과형(transmissive type)과 반사형(reflective type)으로 구분한다. 기존에 개발된 광전용적맥파 센서는 대부분 [그림 1]과 같은 신체 말단에 부착하는 투과형이 많이 사용되어 왔으며, 이는 신호가 강하다는 장점이 있지만, 빛의 이동거리가 반사형에 비해 길어 잡음의 영향이 상대적으로 많고, 비투과성 물체인 뼈 등이 존재하지 않는 신체의 말단 부위에만 사용 가능하다는 단점이 있다.

또한 광전용적맥파는 피측정자의 움직임으로 인한 생체신호와 움직임 신호의 중첩 및 물리적 힘에 의하여 신호가 왜곡되어 정확한 신호의 획득이 어려운 단점이 있다[5].

기존 연구에서는 주로 사용된 손가락 부위에서 측정하였으며, 센서들은 반사형과 투과형의 조합으로 사용된다. 하지만, 신체 중 가장 많이 움직이는 부위로 센서장치의 착용감 및 센서로 인하여 행동에도 제약을 받게 된다.

따라서 본 논문에서는 실생활에서 착용한 상태에서 활동할 수 있는 심박신호 측정 시스템을 개발하고자 한다. 이를 위하여 요골동맥이 위치한 손목 부위에서 맥파를 검출하였으며, 이 때 기록되는 맥파의 정확도를 측정하고자 한다. ...

II. 관련 연구

1. 투과형 광전용적맥파

PPG 센서는 수광부와 발광부의 위치에 따라 투과형과 반사형으로 구분한다. 투과형은 [그림 1]과 같이 발광부와 수광부가 피부조직을 사이에 두고 서로 반대편에 위치하여 입사된 빛 중에서 투과된 빛을 감지하므로 비투과성 조직(뼈)이 없는 신체의 말단부위에만 제한적으로 사용할 수 있다[6].

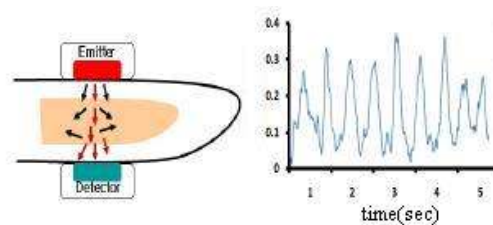


그림 1. 투과형광전용적맥파 센서
Fig. 1. Penetration type PPG sensor

2. 반사형 광전용적맥파

일반적으로 반사형 발광부와 수광부가 피부 위에 동일하게 위치하여 입사된 빛 중에서 반사된 빛을 감지하므로 비투과성 조직에 영향을 받지 않는다.

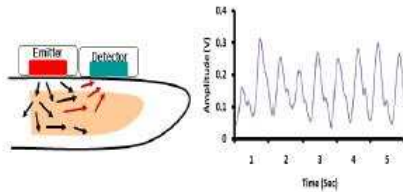


그림 2. 반사형광전용적맥파 센서
Fig. 2. Reflection type PPG sensor

따라서 팔단 부위 뿐만 아니라 팔, 다리, 심장과 같은 혈관이 분포되어 있으면서 비투과성 조직이 위치하고 있는 몸의 중심부 부위에서도 측정이 가능하다. 중심부에서의 측정은 말단부에 비하여 인체의 움직임 가운데서도 진동이 가장 적어 움직임 노이즈의 영향을 적게 받는다. 또한 반사형은 투과형에 비해 빠른 감지속도로 움직임에 의한 잡음의 영향이 적은 장점이 있다[7].

투과형과 반사형에서 측정된 신호의 특성은 아래 표 1과 같다.

표 1. 투과형과 반사형 신호 비교
Table 1. The comparison of penetration and reflection type

항목	투과형	반사형
측정위치	말단부위	제한없음
동잡음	높음	낮음
펄스검출 오류	14%	7%

기존 연구에서는 주로 사용된 손가락 부위에서 측정하였으며, 센서들은 반사형과 투과형의 조합으로 사용된다. 하지만, 손가락은 신체 중 가장 움직임이 많은 부위로서 센서 장치의 착용감 및 센서로 인한 움직임의 불편함으로 인하여 상시 착용에 문제점이 많고, 또한 동잡음에 대하여 민감하게 작동할 수밖에 없다.

따라서 본 연구에서는 움직임의 영향을 상대적으로 적게 받는 요골동맥이 주행하는 손목 부위에서 맥파 검출에 가장 적합한 센서를 찾고, 이를 이용하여 심박측정 시스템을 구현하고자 한다.

III. 본 론

1. 시스템 설계

PPG 센서는 광원을 이용한 특성상 광의 변동에 의한 잡음과 동잡음 등에 따른 잡음 등이 존재할 수 있다. 따라서 고주파 잡음을 제거하기 위해서 차단 주파수가 6Hz인 저역 통과 필터를 사용하였다. 그리고 신호의 포화방지를 위해서 직류 성분의 변동을 줄이기 위해서 차단 주파수가 0.15Hz 인 고역 통과 필터를 사용하였다. 또한 포토트랜지스터로부터 검출된 신호는 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하기에는 미약한 신호이므로 수축기의 신호를 줄이고, 확장기의 신호크기는 증가하도록 반전시킨 후 이를 증폭하는 반전앰프를 사용하였다.

이렇게 증폭된 신호를 기반으로 피크 신호를 검출한 후 디지털 변환을 거쳐 전송 모듈인 지그비 모듈로 보내진다.

2. 요골동맥 측정 실험 및 고찰

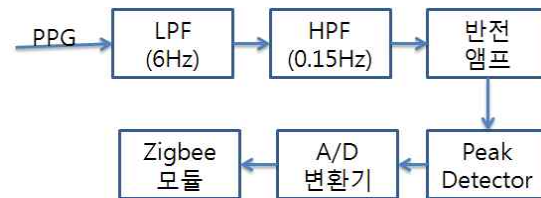


그림 3. 심박 측정 시스템 블록도
Fig. 3. The block diagram of heartbeat measuring system

정확한 심박 신호를 측정하기 위하여 사용하는 PPG 센서는 350~750nm의 파장을 가지는 가시광선 영역대를 포함하는 TSL230과 800nm 이상의 적외선 영역만을 취하는 TSL245 두가지 센서를 대상으로 하였다. 이 두 센서의 특성은 [그림 4]과 같다.

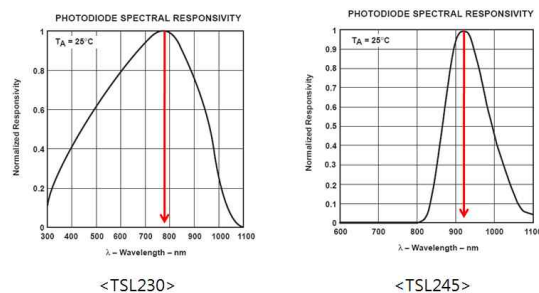


그림 4. LED 파장에 따른 각 센서의 특성

Fig. 4. The characteristics of each sensor according to LED wavelength

맥파를 측정하는데 TSL230과 TSL245 광센서를 사용하는 이유는 TSL 광센서는 물체에 반사되거나 혹은 투과한 빛의 강약으로 전류의 세기를 변화시키는 특징이 있기 때문이다. 또한 적색 고휘도 LED를 사용함으로써 다른 빛의 간섭을 억제하고, 단지 혈류량에 비례한 값만을 TSL 광센서로 측정할 수 있다.

각 센서가 보이는 최고 응답 파장대가 790nm 와 920nm로 차이를 보인다.

이에 적합한 응답성 반응이 좋은 LED를 선정하기 위해 표 2와 같이 파장이 다른 여러 타입의 LED를 선정하여 실험하였다.

표 2 각 LED별 피크파장
Table 2 Peak wavelength of each LEDs

LED 종류	피크파장(nm)
BI-B5141	750
BL-B5134	750
EL-1CL3	900
EL-1KL2	900
EL-23G	900
SI3317-H	900
SI5312	900
PD410	1000

본 연구에서는 PPG 검출에 가장 적합한 센서를 선정하기 위하여 제안된 두가지 광전소자를 이용하여 손목 부위 요골동맥을 측정하여 광전용적맥파를 검출하였다.

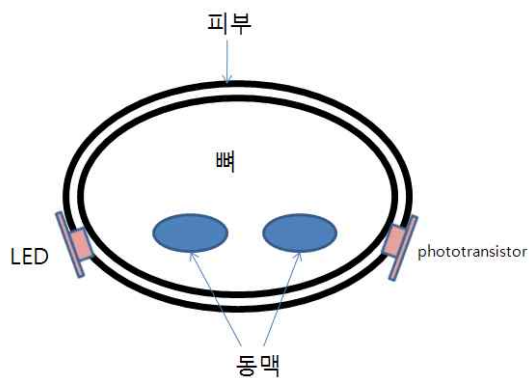


그림 5. 요골동맥 맥파 측정방법
Fig. 5. The measuring method of radial artery

용적맥파 신호 증폭기는 PhysioLab Pulse-amp를 사용

하였으며, PhysioLab P400을 이용하여 12bit 1KHz로 A/D 변환하여 측정하였다. Pulse-amp의 저역차단 주파수는 0.1Hz이며 고역차단주파수는 10Hz로 설정하였다.

실험을 위한 피검자는 순환계에 질환이 없는 건강한 성인 8명(23~27세)을 대상으로 하였다. 센서를 요골동맥이 지나가는 손목의 내측면에 부착하여 고정된 자세로 신호를 측정하였으며, 요골동맥의 맥박을 촉진하여 피부 부위에 주행 경로를 표시한 후 센서의 위치를 옮겨가며 맥파를 기록하였다. 피검자마다 3회 이상 반복측정하여 일관성이 있는 실험결과들을 대상으로 각 측정에서 대표성이 있는 기록의 10초간 광전용적맥파 신호를 정리하여 [표 3]과 [표 4]에 제시하였다.

[표 3]에서 나타난 바와 같이 TSL-230은 300nm ~ 1,100의 가시광선과 적외선 파장대를 모두 포함한다. 가변저항을 이용하여 LED의 조사량을 조절하여 실험하였을 때, 예상한 바와 같이 조사량이 늘어나면 반사 또는 투과량의 변화가 더 뚜렷해짐을 알 수 있다.

또한, 750nm의 파장을 가진 적색 LED는 TSL-230의 피크 파장 780nm에는 근접하지만, 혈액에 대한 반응성이 낮아 최소 주파수(Fmin)와 최대 주파수(Fmax)의 차이가 현저하게 드러나지 않는다.

[표 4]의 TSL-245는 900~1000nm의 적외선 파장대만을 실험하였다. 가변저항을 이용하여 TSL-230의 실험과 마찬가지로 조사량을 조절하였을 때 조사량이 늘어남에 따라 반사 또는 투과량의 변화가 더 뚜렷해짐을 알 수 있다.

이 실험에서는 적색 LED(750nm) 이하는 센서의 응답영역에 포함하지 않아 실험에서 제외하였다.

반사식은 혈류량의 반응을 잘 보여주지만, 측정환경의 영향을 많이 받고, 투과식은 반사식에 비해 반응성은 조금 낮지만 더 안정적으로 측정됨을 알 수 있다.

3. LED와 광전소자의 상관관계 분석

[그림 5]는 광전소자 TSL-230에 저항 600옴을 사용했을 때 반사식으로 측정된 최소파장과 최대파장의 차이값을 보여준다. [표 3]의 측정값에서 알 수 있듯이 TSL-230을 사용했을 경우에는 900nm의 파장을 가진 EL-1CL3와 SI3317-H가 심박 신호를 측정하는데 가장 적합함을 알 수 있다.

표 3. TSL-230의 각 LED별 응답성

Table 3. Response rate of TSL-230 to each LED

LED	피크파장	형태	100Ω		350Ω		600Ω	
			Fmin	Fmax	Fmin	Fmax	Fmin	Fmax
BL-B5141	750	반사	3.4	3.6	2.5	2.8	1.71	1.73
		투과	3.6	3.66	1.25	1.55	1.33	1.35
BL-B5134	750	반사	2.7	2.9	1.5	1.6	1.2	1.2
		투과	2.32	2.38	1.33	1.88	1.42	1.45
EL-1CL3	900	반사	53	56	15.5	16.5	11.4	12
		투과	15.7	16.3	5.3	5.7	3.38	3.5
EL-1KL2	900	반사	11.6	12.3	3.1	3.3	1.74	1.89
		투과	31	34	11.5	11.8	3.46	3.57
EL-23G	900	반사	30.7	32	8.8	9	3.3	3.5
		투과	20	22	6.6	6.9	2.8	3
SI3317-H	900	반사	62	65	14.5	15.5	7	7.7
		투과	47	51	15	15.7	5.9	6.3
SI5312	900	반사	84	88	17.6	18.2	6.7	6.9
		투과	56	61	14.2	15.5	6.4	6.9
PD410	1000	반사	81	95	7.5	8.1	3	3.1
		투과	32	34	7.2	7.8	9	9.2

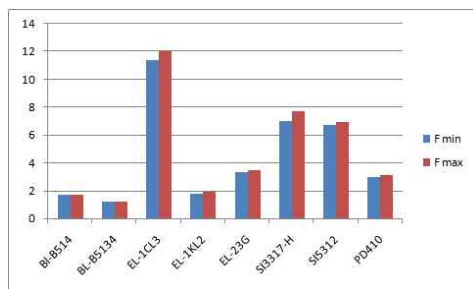
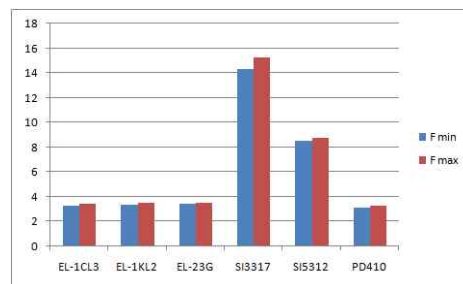
그림 6. TSL-230의 600Ω 반사식 분석
Fig. 6. Reflective analysis of TSL-230 in 600Ω

표 4. TSL-245의 각 LED별 응답성

Table 4. Response rate of TSL-245 to each LED

LED	피크파장	형태	100Ω		350Ω		600Ω	
			Fmin	Fmax	Fmin	Fmax	Fmin	Fmax
EL-1CL3	950	반사	10.0	10.5	3.32	3.45	1.37	1.73
		투과	23	23.8	9.2	9.6	1.33	1.35
EL-1KL2	950	반사	12.6	13.1	3.38	3.5	1.2	1.2
		투과	18.8	19.9	5.0	5.2	1.42	1.45
EL-23G	950	반사	10.6	11	3.47	3.56	11.4	12
		투과	81.9	84	30.1	30.9	3.38	3.5
SI3317	950	반사	51	53	14.3	15.3	1.74	1.89
		투과	72	74	21.8	22.7	3.46	3.57
SI5312	950	반사	28	29.5	8.5	8.75	3.3	3.5
		투과	105	107	36.9	37.9	2.8	3
PD410	1000	반사	10.5	10.8	3.1	3.3	7	7.7
		투과	111.7	113.5	35.1	35.6	5.9	6.3

그림 7. TSL-245의 350Ω 투과식 분석
Fig. 7. Penetrative analysis of TSL-245 in 350Ω

또한, [그림 6]과 [그림 7]은 광전소자 TSL-245에 저항 350옴과 600옴을 각각 사용했을 때 측정된 최소파장과 최대 파장의 차이값을 보여준다. 투과식 측정방법에서는 반사식과

달리 각 저항값에 따라 LED의 특성이 달라짐을 알 수 있다. 350옴에서는 SI3317-H가 가장 적합하지만, 600옴에서는 EL-1KL2가 적합함을 알 수 있다.

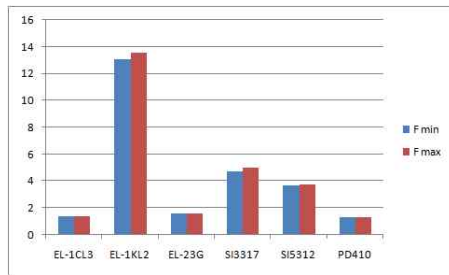


그림 8 TSL-245의 600Ω 투과식 분석
Fig. 8 Penetrative analysis of TSL-245 in 600Ω

IV. 신뢰성 평가

피측정자에게 본 논문에서 개발한 광용적맥파 모니터링 시스템을 착용시킨 후, 10분간 피측정자에게 아무런 제약을 가하지 않은 채, 모니터링 시스템으로부터 심박수를 받아 그 데이터의 히스토그램 분석 및 분산을 구한 후, 피측정자 4명대 한 히스토그램을 [그림 9]과 [그림 10]에 나타내었다. 통상적으로 건강한 사람의 경우, 심박 변이가 복잡하고 주기적이지 않으며, 다양하게 분포하고 그 심박수의 히스토그램은 삼각형 모양을 가지고 있고, 그 분산은 30~110 사이로 알려져 있다[8].

동작음으로 인하여 심박수의 계산이 정확하지 않은 경우가 발생하면 심박수 측으로 넓게 분포하는 모양의 히스토그램이었겠지만, 각 실험의 히스토그램은 모두 정확한 측정 값의 결과로 정상적인 삼각형 형태를 이루고 있음을 확인할 수 있었다.

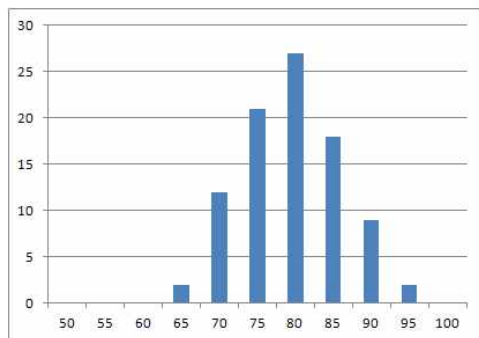


그림 9. 심박 히스토그램(26세, 남)
Fig. 9. Histogram of heart rate(26, male)

[그림 9]의 피측정자는 26세의 남자이고, 평균 심박수는 79이며 분산은 60.49로 정상 범위내에 분포하고 있음을 알 수 있다.

또한 [그림 10]의 피측정자는 23세의 여성이고, 평균 심박수는 79.6이며 분산은 60.33로 정상 범위내에 분포하고 있음을 알 수 있다.

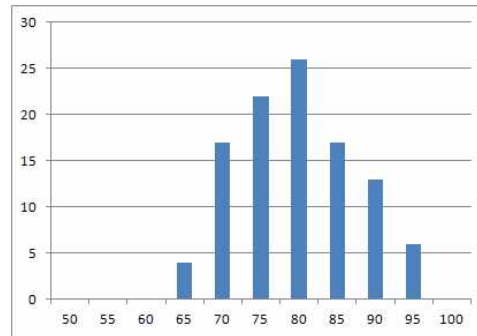


그림 10. 심박 히스토그램(23세, 여)
Fig. 10. Histogram of heart rate(23, female)

V. 결 론

무선기술과 반도체 기술의 발달로 전자기기들이 소형화되면서 생체신호 모니터 장비에서도 착용형으로 많이 진보되고 있다. 그러나 생체신호는 다른 신호들에 비해 미약하여 안정적인 생체 신호 획득을 위해서는 신호 측정 위치 및 개인별 특성에 맞는 측정 시스템이 필요하다.

따라서 본 논문에서 개발한 장치는 실생활에서 불편을 줄이기 위하여 PPG 신호 검출을 위해 필요했던 손가락 프로브를 없애고, 손목시계형으로 개발하였으며 밴드에 광다이오드 및 광센서를 장착하여 요골동맥으로부터 용적맥파 신호를 모니터링 하였다. 또한 미약한 용적맥파를 안정적으로 분석하기 위하여 신호를 반전시켜 본 연구에서 개발된 시스템은 가변 저항과 여러 종류의 LED 및 광센서를 조합하여 반사식과 투과식 두가지 방식에서 최적의 용적맥파를 검출하였다. 본 실험에서는 23세 ~ 27세까지의 순환계 질환이 없는 건강한 피검자들 대상으로 실험을 실시하여 안정적으로 사용할 수 있었다. 따라서 기능과 재현성의 연구목적에 부합하였으며, 실용성이 있음을 확인할 수 있었다.

생체신호는 움직임이 직접적으로 원 신호에 잡음원으로 작용하는 동작음으로 작용되고 있다. 따라서 본 연구에서 개발된 시스템을 상용화하기 위해서는 동작음 제거에 대한 연구가 추가적으로 필요하다.

참고문헌

- [1] B.C. Choi, D.K. Jung, D.U. Jeong, J.H. Ro, G.R. Jeon, "Measurment of Cardiac Pulse Transit Time using Photoplethysmography Sensor." Journal of Korean Sensor Society Vol.13 No.5 pp.383-391. 2004.10.
- [2] J.Y. Lee, "Heartbeat-signal monitoring system using Fine-pressure Sensor.", Journal of The Korea Academia-Industrial Cooperation Society Vol.8 No.6, 2010
- [3] Hyonyoung Han, Yunjoo Lee, Jungsik Kim1 and Jung Kim, "Development of a Reflected Type Photoplethysmograph (PPG) Sensor with Motion Artifacts Reduction", Journal of the Korean Society for Precision Engineering Vol. 26, No. 12, pp. 146-153 2009.12.
- [4] Asada H., Shaltis, P., Reisner A., Rhee S. and Hutchinson, "Mobile monitoring with wearable photoplethysmographic biosensors," IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, Vol. 22, No. 3, pp.28-40, 2003.
- [5] Kelleher, J. F., "'Pulse oximetry,'" Journal of Clinical Monitoring and Computing, Vol. 5, No. 1, pp. 37-62, 1998.
- [6] Grajales, L. and Vicolaeescu, L., "'Wearable multisensory heart rate monitor,'" International Workshop Implantable Body Sensor Network, pp.154-157, 2006.
- [7] Pujary, C. J., "'Investigation of Photodetector Optimization in Reducing Power Consumption by a Noninvasive Pulse Oximeter Sensor,'" Biomedical Engineering, Degree of Master of Science, Worcester Polytechnic Institute, 2004.
- [8] TAS9 v2.0 Manual, Hanil Meditech, 11.

저 자 소 개



이 준 연

1990: 중앙대학교 전자계산학과 공
학사.

1992: 중앙대학교 컴퓨터공학과 공
학석사.

2000: 중앙대학교 컴퓨터공학과 공
학박사

현 재 동명대학교 미디어공학과 교수

관심분야: 유비쿼터스 컴퓨팅

Email : jylee@tu.ac.kr