

IP 기반 무선네트워크에서의 혈관상태 평가를 위한 무구속 헬스케어 시스템

정상중 · 권태하 · 정완영*

Non-Intrusive Healthcare System for Estimation of Vascular Condition in IP-Enabled Wireless Network

Sang-Joong Jung, Tae-Ha Kwon, and Wan-Young Chung*

Abstract

A real-time wireless monitoring and analysis methods using the wearable PPG sensor to estimate cardiovascular condition is studied for ubiquitous healthcare service. A small size and low-power consuming wearable photoplethysmogram (PPG) sensor is designed as a wrist type device and connected with the IP node assigned its own IPv6 address. The measured PPG waveform in the IP node is collected and transferred to a central server PC through the IP-enabled wireless network for storage and analysis purposes. A monitoring and analysis program is designed to process the accelerated plethysmogram (APG) waveform by applying the second order derivatives to analyze systolic waves as well as heart rate variability analysis from the measured PPG waveform. From our results, the features of cardiovascular condition from individual's PPG waveform and estimation of vascular compliance by the comparison of APG-aging index (AI) and ratio of LF/HF are demonstrated.

Keywords : Wearable PPG sensor, Accelerated plethysmogram waveform, Heart rate variability, Vascular compliance, Aging index, IP-enabled wireless network

1. 서 론

최근 인터넷과 정보기술의 발달로 실시간 원격진단에 대한 관심이 고조되고 있으며, 무선 및 프로세서 기술의 발달로 작고 저전력의 무선통신 장비로 구성된 네트워크를 구성하여 상황에 따른 데이터를 수집하여 활용하고자 하는 연구가 활발히 진행되고 있다. 또한 급속한 고령화 사회 및 질 높은 의료서비스에 대한 필요성과 기대를 부각시키고 있다. 지금의 헬스케어 서비스는 여러 가지의 형태의 기술들과 접목되어 건강상태 확인을 위한 기존의 수동적이고 행위적인 방식에서 주도적이고 무구속적인 접근방식으로 전환되어 건강상태에 대한 치료 및 판단의 의미에서 초기 판단, 장기간 모니터링 및

예방 차원으로 서비스 제공의 초점이 바뀌고 있는 실정이다. 따라서 일상생활 중 언제 발생할지 모르는 질병을 조기에 발견하고 신속하게 의료진에게 전달하여 증상에 따른 대처를 하는 방법은 의료서비스 질의 개선에 크게 기여할 수 있을 것이다[1, 2].

이런 사회적 변화는 언제 어디서나 사람의 생체신호를 측정할 수 있는 기술을 요구하고 있으며, 건강상태 모니터링에 대한 강조와 개인의 헬스케어를 위한 건강 관리에 대한 새로운 방향을 제시하고 있다. 특히 웨어러블 센서를 통한 지속적이고 반복적인 생체신호의 모니터링은 심혈관 질환의 진단 및 치료를 위해 매우 중요하다. 더욱이 이러한 모니터링 기술은 비정상 및 질병에 대한 조기 진단에 대한 판단을 제공함으로써 잠재적으로 환자들의 생활을 개선할 수 있다. 웨어러블 센서를 이용한 생체신호의 모니터링 시스템으로는 가슴부착형[3], 손목시계형[4], 신발[5], 의복형[6] 등에 생체신호를 측정할 수 있는 센서를 내장하고 사용자가 직접 착용함으로써 개인의 생체신호를 지속적으로 측정하기 위한 웨어러블 센서에 관한 활발한 연구가 진행되고 있다. 현재 국내외적으로 웨어러블 시스템을 위한 많은 제품들이 출시되고 있으며, 그 다양성에 있어서도 규모가 커지고 있다. 하지만 기존의 생체신호 모니터링을 위한 웨어러블 시스템은 주로 심전도를 이용한 모니터링 및 분석 시스템들로 연구되

부경대학교 전자공학과(Department of Electronic Engineering, Pukyong National University)
Daeyeon Campus, Pukyong National University, 48 Yongso-ro, Nam-gu, Busan 608-737, Korea
*Corresponding author: wychung@pknu.ac.kr
(Received : Nov. 29, 2012, Revised : Jan. 10, 2013, Accepted : Jan. 15, 2013)

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License(<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

고 있으며[7, 8], 그 측정범위도 Bluetooth, ZigBee 통신 등과 같이 근거리 무선통신을 이용한 방법으로 그 적용범위가 다소 제한되어 있는 실정이다[9, 10].

따라서 본 논문에서는 심장관련 정보를 내포하고 있는 심장관련 정보를 내포하고 있는 용적 맥파(PPG)를 사용하여 혈관상태를 평가하기 위한 헬스케어 시스템을 제안하였다. PPG 신호는 손끝의 혈액용적 변동을 맥파로 표시한 것으로 인체에서 간단히 측정 가능하며, 가속도 맥파(APG) 및 심박변이도(Heart Rate Variability: HRV) 신호를 추출할 수 있어 PPG 원신호에서 분석이 난해한 혈관 상태에 대한 평가를 가능하게 하였다. 이로 인해 측정된 신호의 APG 및 HRV 분석에 대한 객관적인 비교 분석을 통해 연령대별로 혈관 상태를 평가하였다. 또한 기존의 헬스케어 시스템에서 제안된 근거리 무선통신과는 달리 IP 기반의 무선네트워크를 구현하여 측정가능한 네트워크의 범위를 확장하여 사용자에 대한 접근성과 이동성을 보장하고자 하였다.

2. 가속도 맥파 및 심박변이도

PPG 신호는 Fig. 1(a)와 같이 심장의 박동에 따른 흥벽 및 대혈관의 박동을 파형으로 기록한 것으로 근적외선 빛을 생체 조직에 투과하여 혈관의 용적변화로 생긴 근적외선의 투과도 측정을 기록한 광전식으로 측정하는 방식이다[11, 12]. PPG 신호는 심장 그 자체의 기능은 추정할 수 있는 심전도와는 달리 심장에서 밀어낸 혈액의 말초에 대한 순환을 측정하는 것으로 말초혈액순환 상태에 대한 진단이 가능하다.

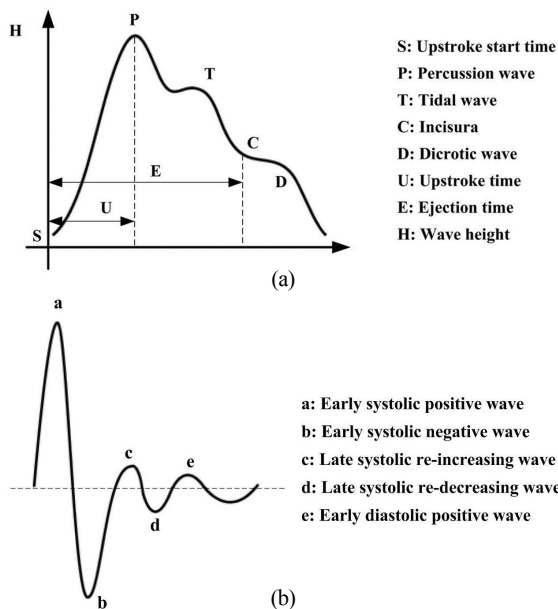


Fig. 1. Characteristics of PPG and APG waveforms; (a) PPG waveform, (b) APG waveform.

Fig. 1(b)는 APG 신호의 일반적인 파형을 보여주고 있다[13]. PPG 신호의 2차 미분을 통해 얻어진 APG 신호는 5가지의 다른 파형으로 구성되어 있으며, 각각의 파형에 대한 분석을 통해 말초혈관의 탄성도(vascular compliance)에 대한 분석이 가능하다[14, 15]. a, b 파는 좌심실의 심박출에 의해 나타나는 PPG 원신호의 첫 번째 맥동성분인 초기 수축기와 관련이 깊다. a 파(early systolic positive wave)는 증가하는 곡선이며, b 파(early systolic negative wave)는 감소하는 곡선으로서 PPG 원 신호에서 첫째 변곡점까지 급격히 올라가는 초기 수축기의 가속도 성분을 나타낸다. c 파(late systolic re-increasing wave), d 파(late systolic re-decreasing wave), e 파(early diastolic positive wave) 파는 초기 수축기 이후의 가속도 성분으로 구성된다.

a 파는 양(+)의 값, b 파는 음(-)의 값으로 나타나고, 이에 따라 식 (1)과 같이 a 파와 b 파의 비율인 b/a는 음(-)의 값으로 나타난다. PPG 원 신호의 초기 수축기에서는 혈관벽의 탄력 변화가 크게 나타나고 초기 수축기 이후보다 말초혈관의 반사파의 영향이 매우 작게 나타난다. b/a 값은 손가락 말초혈관의 탄성도 변화를 반영하며 말초혈관의 경화가 심해질수록 반사파가 크게 나타나 얻어진 초기 수축기 맥동 성분에 영향을 많이 주어 b/a의 절대값은 감소하게 된다. 각각의 피크 값으로 계산되는 비율로부터 다음과 같이 혈관의 탄성도나 노화 정도를 지표화하여 나타내었다[16, 17].

또한 분석된 변곡점들의 피크값을 통해 식 (2)와 같이 APG-AI (APG-Aging Index) 값을 도출할 수 있는데, 이 지표는 초기 수축기 맥동 성분에 대한 후기 수축기 맥동 성분 값들의 비로 나타내어 혈관의 탄성 및 상태를 판단한다. 특히 APG-AI 값은 음의 값을 가지며, 연령대별로 나이가 증가함에 따라 APG 신호의 변곡점들이 변하게 되어 이 지표의 값이 높아지므로 혈관의 건강 나이를 평가를 위해 사용되고 있다.

$$\text{vascular compliance} = b / a \tag{1}$$

$$\text{APG - AI} = (b - c - d - e) / a \tag{2}$$

또한, PPG 신호의 간격을 시계열 신호로 변환하여 시간 축에서 재배열하면 시간에 따라 변화하는 심박동 변화를 알 수 있는데 이것을 HRV 분석 방법이며, 심전도, PPG 신호, 혈압등과 같은 파라미터에서 검출이 가능하다[18]. HRV 신호는 PPG 파형에서 나타나는 최대/최소 분당 심박수의 변화를 말하는 것이 아니라 하나의 심박 주기로부터 다음 심박 주기 사이의 변이를 측정하는 것이다. 즉, HRV 신호는 끊임없이 변화하는 심혈관계 제어 메커니즘에 있어 PPG 파형의 간격에 대한 변동 특징을 관찰하고 심장박동의 변화 추이와 교감신경과 부교감신경이 활동을 정량화한 것으로 사용된다[19].

일반적인 HRV 분석으로는 시간 영역 분석, 주파수 영역 분석, 그리고 비선형 동역학적인 분석이 있지만 본 연구에서는 전력스펙

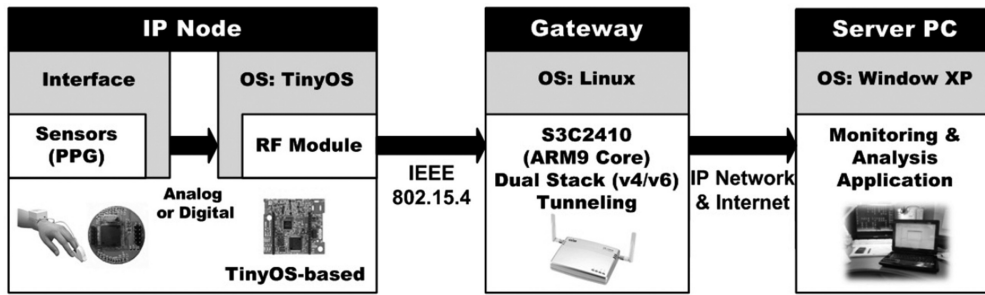


Fig. 2. System architecture for measurement system.

트럼밀도(Power Spectrum Density: PSD)를 적용한 주파수 영역 분석을 사용하여 APG 분석 결과와 비교하고자 하였다[20]. HRV 신호를 주파수 영역에서 분석하면 자율신경 활동을 객관적이고도 신뢰성 있게 평가할 수 있는 지표로 나타낼 수 있다. 주파수 영역 해석은 HRV 파형을 분석하여 각 주파수 성분의 신호가 상대적으로 어떤 강도로 있는지 보는 방법으로 자율신경계의 교감신경과 부교감신경계의 길항적인 활동을 추정할 수 있는 매우 유용한 정보를 제공한다. 주파수 영역에서 사용되는 분석 파라미터는 각각의 주파수 대역에 따라 VLF (Very Low Frequency, 0.003-0.04 Hz), LF (Low Frequency, 0.05-0.15 Hz), HF (High Frequency, 0.15-0.45 Hz)로 구분되며, HF 대역에 대한 LF 대역의 강도(ratio of LF/HF)를 교감신경과 부교감신경의 균형도로 해석하였다.

3. 시스템 구성

Fig. 2는 연속적인 생체신호 측정 및 모니터링을 위해 제안된 시스템의 전체 구성도로 보여주고 있으며, PPG 신호 측정을 위한 웨어러블 센서, 무선통신을 위한 IP 노드 및 게이트웨이, 그리고 모니터링 및 분석을 위한 서버로 구성되어 있다. 기존의 유선이나 무선으로 구축된 통신 네트워크를 IPv6 기술을 적용한 IP 기반의 무선 네트워크를 구축하여 측정 범위를 넓히고자 하였다.

3.1 웨어러블 PPG 센서

PPG 센서는 Fig. 3과 같이 Nonin Medical Inc.사의 펄스 옥시미터(ipod, USA) 측정기를 사용하여 IP 노드와 결합한 형태로 구성하였으며, PPG 신호의 측정은 프로브에서의 적색광(660 nm)과 적외선광(940 nm)의 파장을 이용하여 적색광과 적외선광 LED를 1 ms 주기로 500 us 동안 교대로 점등하면서, 각 LED에 의한 광이 손가락을 투과하여 반대편에 전달된 광을 광센서로 받아들임으로써 신호를 획득한다. 펄스 옥시미터에서 측정되는 데이터는 산소포화도 값, PPG 신호, 그리고 심박수이며, 연결된 IP 노드로 시리얼로 전송된다.

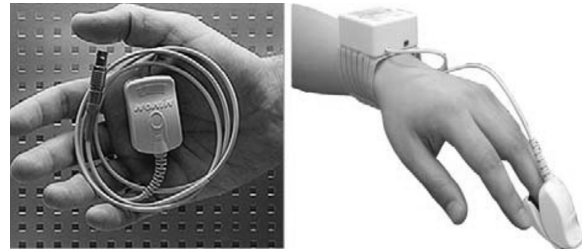


Fig. 3. Designed wearable PPG sensor.

웨어러블 PPG 센서는 45 mm × 45 mm × 25 mm 크기로 케이스를 제작하여 IP 노드와 연동하여 함께 내장 하였으며, 웨어러블 장치에 장점을 살려 손목부위에 탈 부착할 수 있도록 제작하였다. 동작 전압이 2.7-3.3 V의 저전압에서 활용되므로 32 mm × 43 mm × 3 mm의 사이즈의 리튬폴리머 충전 배터리를 활용하여 IP 노드와 PPG 센서를 함께 사용하도록 하였다. 이로써 제안된 웨어러블 PPG 센서를 통해 손가락에서 광센서를 이용하여 빛의 흡수에 따른 비율로 PPG 신호 및 산소포화도 측정이 가능하였다. 특히, 손목 착용형 웨어러블 PPG 센서의 특징은 비침습적이고 연속적인 모니터링이 가능하며, 사용이 간편하고 휴대하기가 쉽다. 이러한 장점으로 측정시 사용자 및 환자들의 불안감을 덜어주며, 다른 생체신호와 쉽게 연동이 가능하다는 장점이 있다.

3.2 IP 기반 무선네트워크

무선통신 및 데이터 수집을 위해 사용되는 IP 노드는 지금까지의 IEEE 802.15.4 프로토콜 기반의 통신[21]과는 달리 IETF (Internet Engineering Task Force) WG에서 제안된 IPv6 기술(을 적용한 6LoWPAN (IPv6 Low-power Wireless Personal Area Networks)을 구축하여 각각의 노드에 고유의 IP를 할당하였다[22-24]. 또한 IP 계층과 MAC 계층 사이에 적응계층(adaptation layer)을 적용하여 패킷의 단편화와 재조합 과정을 수행하도록 하였다. 이로써 IEEE 802.15.4 MAC/PHY 상위 계층에 IP와 TCP/UDP 등 기존 인터넷에서 사용하는 통신 프로토콜을 그대로 사용할 수 있다.

Table 1. Hardware specifications of IP node and gateway

Item	Specification
MCU	MSP430 (16 bit RISC: 3 MHz) (IP Node) S3C2410 (ARM9 Core) (Gateway)
RF	IEEE 802.15.4
RF chip	TI (Chipcon) CC2420 (2.4 GHz)
OS	TinyOS-1.x/2.0 (IP Node) Embedded Linux (Gateway)
Protocol Stack	IPv4/IPv6 Dual Stack (TCP, UDP, ICMP v4/v6)
6LoWPAN	Transmission of IPv6 Packet over 802.15.4

실제 실험을 위한 네트워크 구축을 위해 2개의 글로벌 IPv4 주소가 IPv6 주소로 변환되어 게이트웨이(2002:d27d:7edb::1, 210.125.126.219)와 서버(2002:cbfa:79d2::cbfa:79d2, 203.250.121.210)에 각각 할당되었으며, 할당된 IPv6 주소는 현재 사용되고 있는 IPv4 주소에서 변환하여 사용하였다. 특히 게이트웨이는 IP 노드(2002:d27d:7edb:100:22:ff:fe00:a)에 IPv6 주소를 할당함으로써 6LoWPAN 내의 IP 노드 또한 외부 네트워크에 있는 호스트와 통신이 가능하기 때문에 인터넷과 센서네트워크 간의 능동적 연계에 적합한 구조를 가지게 하였다. 따라서 IEEE 802.15.4 표준 프로토콜과 6LoWPAN 프로토콜을 이용한 인터넷 연동을 통해 외부에 있는 네트워크의 호스트가 6LoWPAN 내의 IP 노드에 직접 접근해 통신할 수 있으므로 서로 다른 지역에서의 생체신호 측정, 분석 및 모니터링을 가능하게 하였다. Table 1은 IP 기반의 무선네트워크에 사용된 IP 노드와 게이트웨이의 특징을 나타내었다.

3.3 서버 프로그램

웨어러블 PPG 센서에서의 데이터 전송은 UART 시리얼 통신을 통해 IP 노드의 마이크로 컨트롤러로 측정된 데이터가 수집되며, 수집된 데이터는 1초에 5 바이트씩 75번으로 획득되는 데이터를 25 바이트의 6LoWPAN 데이터 패킷으로 구성하여 게이트웨이를 통해 서버로 전송하도록 하였다. Fig. 4는 IP 노드에서 구성된 패킷의 모습을 보여주고 있으며, 6 LoWPAN 헤더와 IEEE 802.15.4 패킷을 포함하여 총 100 바이트의 패킷으로 구성하였다. 또한 IP 기반의 무선네트워크와의 연동을 위해 고유 IP를 노드에 적용한 6 LoWPAN환경에서 테스트 하였다.

또한 다른 데이터와는 달리 PPG 데이터는 연속적으로 값이 전송되므로 PPG 그래프를 이용하여 정확한 데이터 전송이 이루어졌는지에 대한 확인이 필요하다. 서버 측으로 전송된 데이터는 주기적인 상태 관찰을 위해 실시간으로 저장되며, 측정된 PPG 신호에 대한 모니터링 프로그램을 LabVIEW를 사용하여 구현하였다. Fig. 5(a)는 실제 실험으로부터 얻은 PPG 신호를 시간축으로 2차 미분하여 획득한 APG 신호에서의 각각의 변곡점인 피크값 (a, b, c, d, e)을

산출하는 결과를 보여주고 있으며, Fig. 5(b)는 주파수 영역에서의 HRV 분석을 통한 전력스펙트럼밀도 결과값을 보여주고 있다.

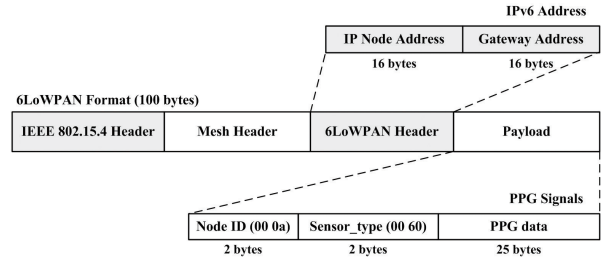
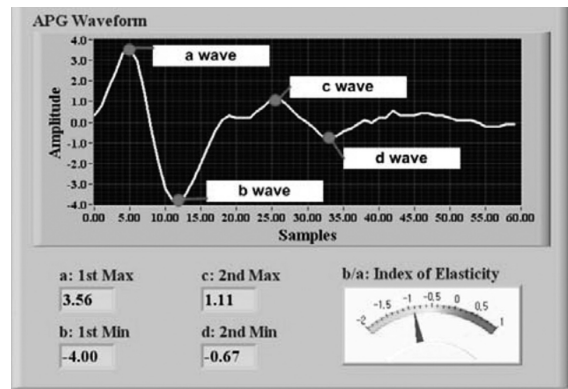
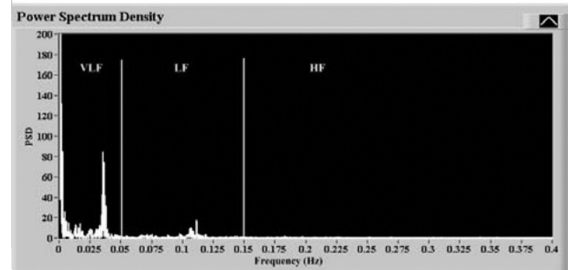


Fig. 4. Packet structure for 6LoWPAN.



(a)



(b)

Fig. 5. Monitoring program in real time; (a) Peak wave detection of APG waveform, (b) HRV analysis in frequency domain.

4. 실험 및 결과

실험은 웨어러블 PPG 센서를 측정자의 검지 손가락에 프로브를 착용하여 비교적 안정된 상태에서 3분 동안 측정하였으며, 저장된 데이터에서 안정된 30초 구간을 선택하여 PPG 파형을 분석하였다. 손가락에서의 PPG 신호는 크기가 크고, 심장과 가깝기 때문에 심박출에서 말초혈관까지의 체순환에 있어서 비교적 영향을 적게 받으므로 본 연구에서는 손가락에서의 PPG 신호를 측정하였다. Table 2는 모니터링 프로그램을 통해 실제 측정을 통한 APG 분석

Table 2. Analysis performance of APG waveform

Age	20 - 25		26 - 30		31 - 35		36 - 40	
	Male	Female	Male	Female	Male	Female	Male	Female
b/a	-0.79 ± 0.08	-0.80 ± 0.11	-0.81 ± 0.11	-0.72 ± 0.11	-0.72 ± 0.11	-0.60 ± 0.11	-0.57 ± 0.13	-0.54 ± 0.11
c/a	0.01 ± 0.13	0.007 ± 0.10	0.01 ± 0.12	-0.01 ± 0.12	-0.08 ± 0.13	-0.10 ± 0.07	-0.18 ± 0.11	-0.20 ± 0.08
d/a	-0.10 ± 0.13	-0.10 ± 0.16	-0.17 ± 0.15	-0.24 ± 0.09	-0.29 ± 0.11	-0.30 ± 0.08	-0.38 ± 0.14	-0.36 ± 0.12
e/a	0.21 ± 0.12	0.19 ± 0.08	0.21 ± 0.09	0.17 ± 0.05	0.22 ± 0.08	0.19 ± 0.05	0.19 ± 0.08	0.20 ± 0.05
APG-AI	-0.91 ± 0.23	-0.95 ± 0.31	-0.86 ± 0.28	-0.64 ± 0.26	-0.57 ± 0.28	-0.36 ± 0.23	-0.20 ± 0.19	-0.16 ± 0.27

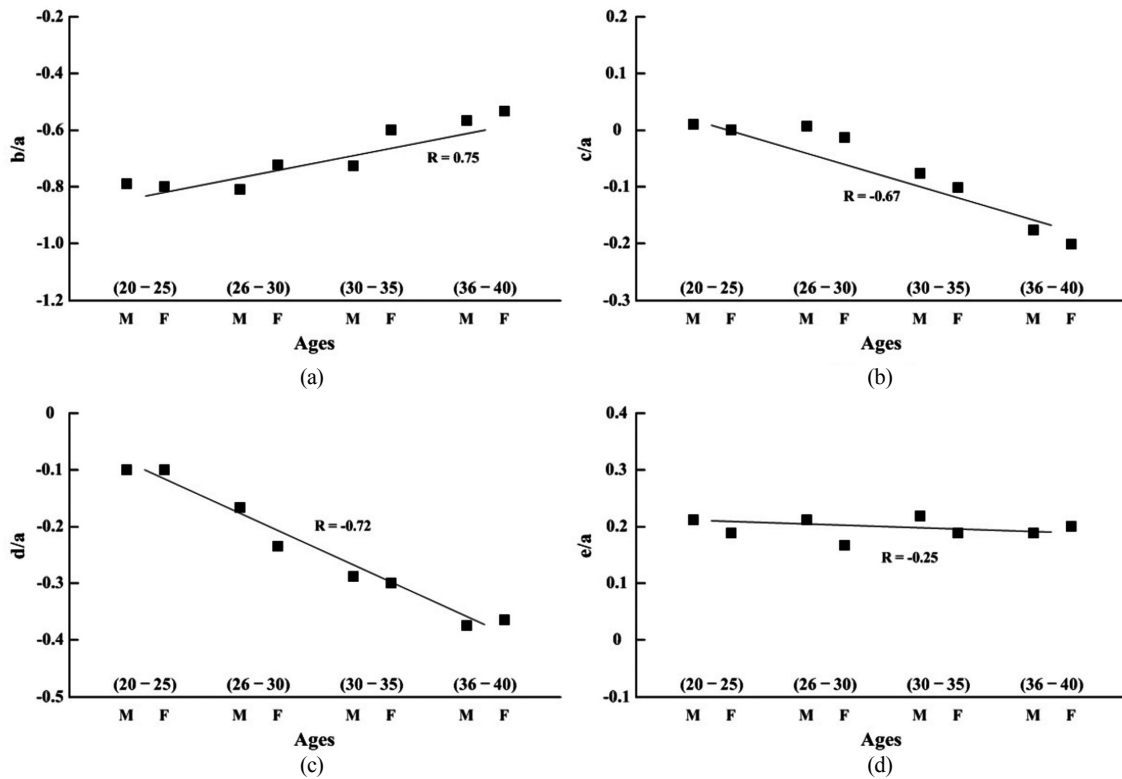


Fig. 6. Comparison of APG analysis parameters; (a) b/a value, (b) c/a value, (c) d/a value, (d) e/a value.

결과를 나타내며, 정확하고 신뢰성 있는 데이터 확보를 위해 실험에 대한 동의를 얻은 연령대가 서로 다른 성인남녀 20명의 측정자로부터 측정된 데이터를 보여주고 있다. 측정된 값은 서로 다른 연령대 별로 남녀 구분하여 측정하였으며, 연령대별로 평균한 값과 표준편차를 나타내었다.

웨어러블 PPG 센서를 통해 획득된 측정자들의 심장박동수는 PPG 신호의 피크 값을 통해 1분에 약 70-80회 정도의 범위 내의 수치를 기록하였으며, 산소포화도 값(%)은 프로브에서 얻은 각각의 빛의 흡수도를 이용하여 안정된 상태에서 97% 이상의 수치를 기록하였다. 측정된 신호에 의해 분석된 APG 신호는 각각의 변곡점이 혈관 벽의 탄성 변화에 대한 정보를 포함하고 있어 혈관 벽의 탄성도를 나타내는 지표로 사용된다. 통상 젊은 사람에게 나타나는 혈액

순환이 좋은 상태를 나타내는 파형은 a점의 파고에 대해 b점의 강하가 크고 c점은 기선 또는 그보다 위에 있어서 d점의 강하는 적게 나타나고 있다. 반면에 혈액순환이 나쁜 상태를 나타내는 파형은 c점이 b점과 d점 사이에 있는 상태라 볼 수 있으며, c점이 더 강하되어있는 파형을 나타낸다. APG 신호의 초기 수축기의 변곡점 분석에 따라 20명의 측정자의 a 변곡점(최대값)의 값들과 b 변곡점(최소값)의 값들을 연령대별로 나누어 통계적으로 분석한 결과를 나타내었으며, 동시에 a, b 변곡점의 값으로부터 계산된 b/a 값은 말초혈관의 탄성도 지수를 나타내고 있다.

Fig. 6(a)는 Table 2를 바탕으로 하여 혈관탄성도를 비교하였다. 연령대별 평균을 통해 남성의 경우 20대 초반에서는 -0.79로 가장 낮았고 30대 후반에서는 -0.57로 가장 높은 값을 보였으며, 여성의

경우 20대 초반에서는 -0.80로 가장 낮았으며 30대 후반에서는 -0.54로 연령대가 높아질수록 높은 탄성도 값을 확인하였다. 위의 결과에서와 같이 일반적인 PPG 파형의 초기 수축기에서는 혈관 벽의 탄력변화가 가장 크게 나타나게 되므로 APG 신호를 통해 나타나는 b/a 값은 손가락 말초혈관의 탄성도 변화를 반영하게 되며, b/a 값은 나이가 많아지거나 혈관의 탄성도가 떨어질수록 그 값이 상대적으로 증가하게 되므로 손가락에서의 혈관 탄성도가 감소하는 결과를 나타낸다.

또한 c/a, d/a, 그리고 e/a 값을 나타내어 분석 결과의 신뢰성을 더하였으며, APG-AI 값을 산출하여 APG 신호를 통한 혈관의 나이 평가를 판단하였다. APG 신호의 패턴은 a에 대한 b, c, d와 e값의 비율에 의해 판단되므로 Fig. 6(b), (c), (d)에서 보는 바와 같이 각각의 c/a, d/a, 그리고 e/a 값과 연령에 대한 분석 결과이며, b/a 값과는 반대로 연령대가 높아질수록 낮은 값을 나타내는 것을 확인할 수 있었다. 이는 혈관의 탄성도가 나이가 많아짐에 따라 낮아지므로 초기 수축기 이후 반사파의 탄성이 떨어짐을 의미한다.

Table 3. HRV analysis in frequency domain

Parameter	LF (ms ²)	HF (ms ²)	Ratio of LF/HF
20 - 25	619.96	270.72	2.29
26 - 30	602.57	249.43	2.41
31 - 35	605.23	238.28	2.54
36 - 40	589.45	227.59	2.59

혈관상태 판단에 대한 신뢰성을 높이기 위하여 주파수 영역에서의 HRV 신호 분석을 실시하여 Table 3과 같이 PSD를 획득하였다. PSD는 검출된 HRV 신호에 얼마만큼의 파워가 서로 다른 주파수 대역에 분포되어 있는지에 대한 기본적인 정보를 제공하며, 심혈관 관련 자율신경계에 대한 정보를 제공함으로써 앞서 제시한 APG 분석 결과와 함께 비교 분석하고자 하였다. 연령대별로의 주파수 영역에서의 LF 및 HF값의 결과는 20대 초반의 경우, 각각 619.96 ms²과 270.72 ms²인데 반해 30대 후반의 경우 각각 589.45 ms²과 227.59 ms²로 나타내는 것을 확인하여 연령대가 높아 질수록 그 값들이 감소 및 증가하는 것을 확인하였다. 이러한 결과를 바탕으로 연령대에 따라 두드러지게 변화하는 LF와 HF 영역을 이용하여 LF/HF 비의 결과를 통해 더 정확한 심혈관에 대한 판단을 할 수 있으며, APG-AI 값과 LF/HF 비의 값을 비교함으로써 분석 결과에 대한 신뢰성을 높이고자 하였다.

이러한 결과를 바탕으로 APG-AI 값을 Fig. 7과 같이 나타내며, 남성의 경우 20대 초반에서는 -0.91로 가장 낮았고 30대 후반에서는 -0.20로 가장 높은 값을 보였으며, 여성의 경우 20대 초반에서는 -0.95로 가장 낮았으며 30대 후반에서는 -0.16로 연령대가 높아질수록 높은 값을 확인하였다. 혈관 탄성도를 의미하는 b/a 값과 마찬가지로 APG-AI 값 역시 연령대가 높아질수록 증가하는 결과

를 보여준다. 또한 HRV 분석을 통해 제시된 LF/HF 비의 값 역시 연령대가 증가함에 따라 그 값이 증가하여 심혈관에 대한 평가를 판단하였다. 이것은 자율신경계 혈관 시스템에 관련하여 작용을 적절히 하고 있다는 의미를 내포한다. 따라서 제시된 APG 및 HRV 분석 결과에 대한 비교 평가를 통해 혈관상태 판단을 가능하고자 하였다.

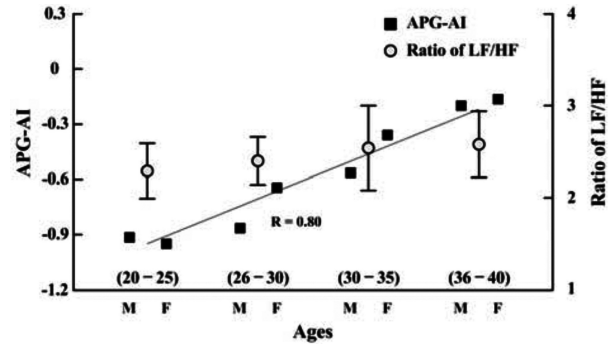


Fig. 7. Comparison of AI and ratio of LF/HF in age group.

5. 결론

PPG 신호를 활용한 혈관상태 평가를 위한 실시간 신호 측정 및 모니터링 헬스케어 시스템을 제안하였다. 웨어러블 PPG 센서를 제작하여 신호 계측 및 데이터 전송을 보장하여 서버에서 지속적인 생체신호 측정 및 모니터링을 가능하게 하였으며, IPv6 주소가 할당된 저전력 IP 기반의 무선네트워크 환경을 구축하여 생체신호 측정에 있어 사용자에 대한 접근성과 이동성 향상을 고려하였다.

제안된 웨어러블 PPG 센서를 통해 측정된 PPG 신호를 활용하여 APG 및 HRV 분석을 통해 연령대별 사용자의 혈관 탄성도에 대한 지표를 제시하여 객관적인 혈관상태 평가를 판단하였다. 시간축으로 2차 미분한 APG 신호의 각각의 파에 대한 피크 값을 산출하여 혈관 탄성도 및 나이에 대한 판단과 주파수 영역에서의 HRV 신호 분석을 통해 서로 다른 주파수 대역에 분포된 전력밀도를 통해 혈관 시스템에 대한 자율신경계의 반응을 확인하였다. 20명의 측정자들이 참가한 실험을 통해 APG-AI 값과 LF/HF 비의 값을 비교 분석한 결과, 20대 초반 남녀 평균 각각 -0.93과 2.29로 나타났으며, 30대 후반 남녀 평균 각각 -0.18과 2.59로 연령대별로 나이가 증가함에 따라 APG-AI 값과 LF/HF 비의 값이 증가하는 것을 비교분석 하고자 하였다.

따라서 본 연구 결과를 바탕으로 기존의 근거리 무선 통신을 사용하는 헬스케어 시스템에서 원거리 및 확장된 네트워크에서의 헬스케어 시스템 구현이 가능하며, 혈관 탄성도 및 혈관 나이 평가에 관련된 더욱 더 심도 깊은 연구가 이루어질 것으로 예상된다.

감사의 글

본 연구는 교육과학기술부와 한국연구재단의 지역혁신 인력양성 사업으로 수행된 연구결과임.

REFERENCES

- [1] J. G. Ko, C. Y. Lu, M. B. Srivastava, J. A. Stankovic, A. Terzis, and M. Welsh, "Wireless sensor networks for healthcare", *Proc. IEEE*, Vol. 98, No. 11, pp. 1947-1960, 2010.
- [2] C. W. Mundt, K. N. Montgomery, U. E. Udoh, V. N. Barker, and G. C. Thonier, "A multiparameter wearable physiologic monitoring system for space and terrestrial applications", *IEEE Trans. Inf. Technol. Biomed.*, Vol. 9, No. 3, pp. 382-391, 2005.
- [3] Y. D. Lee and W. Y. Chung, "Wireless sensor network based wearable smart shirt for ubiquitous health and activity monitoring", *Sens. Actuators B*, Vol. 140, pp. 390-395, 2009.
- [4] U. Maurer, A. Rowe, A. Smailagic, and D. P. Siewiorek, "eWatch: A wearable sensor and notification platform", *Proc. of the International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, pp. 142-145, Cambridge, Massachusetts USA, 2006.
- [5] W. Donkrajang, N. Watthanawisuth, J.P. Mensing, and T. Kercharoen, "A wireless networked smart-shoe system for monitoring human locomotion", *Proc. of the Biomedical Engineering International Conference*, pp. 54-58, Chiang Mai, Thailand, 2011.
- [6] J. H. Kim, S. C. Lee, B. G. Lee, and W. Y. Chung, "Mobile healthcare system based on bluetooth medical device", *J. of Sensor Sci. & Tech.*, Vol. 21, No. 4, pp. 241-248, 2012.
- [7] T. Yilmaz, R. Foster, and Y. Hao, "Detecting vital signs with wearable wireless sensors", *Sensors 2010*, Vol. 10, No. 12, pp. 10837-10862, 2010.
- [8] A. Lymperis and A. Dittmar, "Advanced wearable health systems and applications, research and development efforts in the European Union", *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, Vol. 26, No. 3, pp. 29-33, 2007.
- [9] M. C. Rodriguez-Sanchez, S. Borromeo, and J. A. Hernandez-Tamames, "Wireless sensor networks for conservation and monitoring cultural assets", *IEEE Sensors J.*, Vol. 11, No. 6, pp. 1382-1389, 2011.
- [10] X. Shen, N. Kato, and X. Lin, "Wireless technologies for e-healthcare", *IEEE Wireless Commun.*, Vol. 17, No. 1, pp. 10-11, 2010.
- [11] J. G. Webster, *Design of Pulse Oximeters*, IOP Publishing Inc, 1997.
- [12] M. W. Wukitsch, M. T. Petterson, D. R. Tobler, J. A. Pologe, "Pulse oximetry: Analysis of theory, technology, and practice", *J. Clin. Monit.*, Vol. 4, no. 4, pp. 290-301, 1988.
- [13] Y. Iketani, T. Iketane, K. Tanakawa, and M. Murata, "Second derivate of photoplethysmogram in children and young people", *Jpn. Circ. J.*, Vol. 64, pp. 110-116, 2000.
- [14] J. Hashimoto, K. Chonan, Y. Aoki, T. Nishimura, T. Ohkubo, A. Hozawa, M. Suzuki, M. Matsubara, M. Michimata, T. Araki, and Y. Imai, "Pulse wave velocity and the second derivative of the finger photoplethysmogram in treated hypertensive patients: Their relationship and associating factors", *J. Hypertens.*, Vol. 20, no. 12, pp. 2415-2422, 2002.
- [15] J. Simek, D. Wichterle, V. Melenovsk, J. Malik, S. Svacina, J. Widimsk, "Second derivative of the finger arterial pressure waveform: An insight into dynamics of the peripheral arterial pressure pulse", *Physiol. Res.*, Vol. 54, pp. 505-513, 2005.
- [16] R. P. Kelly, C. S. Hayward, A. P. Avolio, M. F. O'Rourke, "Noninvasive determination of age-related changes in the human arterial pulse", *Circulation*, Vol. 80, No. 6, pp. 1652-1659, 1989.
- [17] G. F. Mitchell, H. Parise, E. J. Benjamin, M. G. Larson, M. J. Keyes, J. A. Vita, R. S. Vasan, and D. Levy, "Changes in arterial stiffness and wave reflection with advancing age in healthy men and women", *Hypertension*, Vol. 43, No. 6, pp. 1239-1245, 2004.
- [18] M. Malik, "Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use", *Circulation*, Vol. 93, No. 5, pp. 1043-1065, 1996.
- [19] U. Dulleck, A. Ristl, M. Schaffner, and B. Torgler, "Heart rate variability, the autonomic nervous

- system, and neuroeconomic experiments”, *J. Neurosci. Psychol. Econ.*, Vol. 4, No. 2, pp. 117-124, 2011.
- [20] A. Malliani, F. Lombardi, and M. Pagani, “Power spectrum analysis of heart rate variability: A tool to explore neural regulatory mechanisms”, *Brit. Heart J.*, Vol. 71, No. 1, pp. 1-2, 1994.
- [21] S. J. Jung and W. Y. Chung, “Flexible and scalable patient's health monitoring system in 6LoWPAN”, *Sens. Lett.*, Vol. 9, No. 2, pp. 778-785, 2011.
- [22] S. C. Lee, Y. S. Seo, T. H. Kwon, and W. Y. Chung, “Design and evaluation of wireless sensor network routing protocol for home healthcare”, *J. of Sensor Sci. & Tech.*, Vol. 19, No. 4, pp. 297-305, 2010.
- [23] Internet Engineering Task Force, <http://www.ietf.org/> (retrieved on Nov. 22, 2012).
- [24] Z. Shelby and C. Bormann, *6LoWPAN: The Wireless Embedded Internet* (1st Edition), Wiley, pp. 1-244, 2009.