

ECG와 PPG를 이용한 실시간 연속 혈압 측정 시스템*

Development of continuous blood pressure measurement system using ECG and PPG

김종화**† · 황민철*** · 남기창****

Jonghwa Kim**† · Mincheol Whang*** · Kichang Nam***

상명대학교 컴퓨터 과학과**†

Division of Computer Science, Sangmyung University, Seoul**†

상명대학교 디지털미디어학부***

Division of Digital Media Technology, Sangmyung University, Seoul***

한국전기연구원****

Korea Electrotechnology Research Institute, Ahnsan****

Abstract : This study is to develop automatic extraction system of continuous blood pressure using ECG (Electrocardiogram) and PPG(Photoplethysmography) for u-health care technology. PTT (Pulse Transit Time) was determined from peak difference between ECG and PPG and its inverse made to get blood pressure. Since the peaks were vulnerable to be contaminated from noise and variation of amplitude, this study developed the adaptive algorithm for peak calculation in any noise condition. The developed method of the adaptive peak calculation was proven to make the standard deviations of PPT decrease to 28% and the detection of noise increase to 18%. Also, the correlation model such as blood pressure = $-0.044 \cdot PTT + 133.592$ has successfully been determined for predicting the continuous pressure measured without using cuff but with using PPG and ECG, only.

Key words : PTT(Pulse Transit Time), Blood Pressure, Photoplethysmography, Electrocardiogram, Adaptive algorithm

요약 : 본 연구는 언제 어디서나 건강관리를 할 수 있는 u-health care를 위해 cuff를 사용하지 않고 손쉽게 혈압을 측정할 수 있는 기술을 개발 하였다. ECG와 PPG 시그널(signal) 만을 이용하여 혈압을 실시간으로 측정할 수 있는 기존 기술은 PTT를 분석 할 때 노이즈나 진폭의 변화로 인해 Peak

* 본 연구는 2007년도 한국전자통신연구원 정보통신연구개발사업의 위탁연구과제인 “연속측정형 무구속 생체신호감지”의 연구비 지원으로 수행되었습니다.

† 교신저자 : 김종화(상명대학교 컴퓨터 과학과)

E-mail : rmx2003@naver.com

TEL : 02-2287-5473

FAX : 02-2287-5474

추정의 오류가 자주 발생한다. 본 연구에서는 이를 해결하기 위해 적응적 peak 추정 기술을 개발하여 Peak 추정의 정확도를 향상시켰다. 이를 적용하여 측정데이터를 분석한 결과 PTT의 표준편차는 28%감소하였으며, 노이즈 탐지 성능은 18%증가하였다. 또한 PTT와 혈압간의 상관성에 대해 분석한 결과 수축기 혈압= $-0.044 \cdot \text{PTT} + 133.592$ 의 상관식을 도출하였다. 도출된 상관식을 적용하여 PPG와 ECG 만으로 수축기 혈압을 연속적으로 측정할 수 있는 시스템을 구축하였다.

1. 서론

최근에 들어 컴퓨터의 패러다임이 개인용 컴퓨터 환경에서 유비쿼터스 환경으로 변화하고 있다. 유비쿼터스 환경이란 컴퓨터 작업을 언제 어디서나 할 수 있는 환경을 말한다. 이러한 환경은 health care에 큰 영향을 끼치고 있다. Health care에 유비쿼터스 기술을 융합한 U-health care의 등장으로 사용자는 의료 혜택을 삶의 현장에서 받을 수 있게 된 것이다. 다시 말해서, 가정에서 일상적인 활동을 하면서 또는 일을 하면서 간단한 측정으로 건강 상태를 점검하고 관리하는 것이 가능해진 것이다. 언제 어디서나 건강 상태 진단 할 수 있다면 궁극적으로 질병을 미리 예방하고 건강을 유지하도록 하여 삶의 질을 높일 수 있을 것이다. 이를 위해 진단을 손쉽게 할 수 있는 무구속 측정 기술과 시스템과 같은 진단용 의료기기 및 의료기술이 필요하게 되었다. 그러나 무구속 측정 기술은 실현이 어려운 기술이므로 우선 최소 침습의 측정 기술로 발전을 하고 있는 추세이다.

본 연구에서는 U-health care에 적용할 최소 침습 측정 기술로 혈압측정이 가능한 기술을 개발 하고자 하였다. 혈압은 사람의 건강상태를 측정에 있어서 매우 중요한 변수 중에 하나로 보고 되고 있다. 혈압과 관련된 질병인 고혈압성 질환은 주요한 사망원인의

하나이다. 고혈압으로 인한 사망률은 2004년 인구 십만명당 21.1명(20세 이상 80세 이하)에서 2006년 인구 십만명당 16.3명(20세 이상 80세 이하)으로 감소하고 있다. 하지만 아직도 고혈압성 질환은 주요 사망원인의 9 번째이며 자살이나 교통사고를 제외하면 7 번째이다. 특히 60~70대에서는 인구 십만명당 45.9명(2006년)이 고혈압성 질환이었다 [10]. 고혈압을 예방하기 위해서는 다양한 치료요법도 중요하지만 이와 병행하여 환자가 직접 자신의 혈압을 측정하여 스스로 목표를 설정하게 하는 것이 중요하다. 더욱이 지속적인 혈압자가측정은 혈압조절률의 향상과 이완기혈압의 감소효과를 가져올 수 있다[1].

혈압의 측정은 혈관에 가는 튜브를 삽입하여 측정하는 방법(Invasive blood pressure, IBP)과 상완에 공기 가압이 가능한 커프(Cuff)를 부착하여 측정하는 방식(Non invasive blood pressure, NIBP)으로 사용된다. 하지만 IBP 방식의 경우 침습적이기 때문에 일상생활에서 활용이 불가능하며, NIBP방식의 경우 연속적인 혈압의 측정이 힘들고 장치의 부피 역시 휴대에 불편하다. 이러한 이유에서 PPG(Photoplethysmography)와 ECG(Electrocardiogram)를 이용하여 혈압을 최소 구속으로 측정하는 기술의 개발이 활발하다[4,6,9].

PPG와 ECG는 같은 심장 반응에 대해 Peak delay현상을 보이는데 이것을 PPT(Pulse Transit Time)라고 한다. PTT는 혈류가 심

장 대동맥판(aortic valve)에서 말초까지 흐르는 시간을 나타내며, 수축기 혈압과 반비례 관계를 갖는다. PWV(pulse wave velocity)는 맥파 전달 속도로서 심장과 말초혈관까지의 거리를 PTT로 나누면 계산된다. PWV는 수축기 혈압과 이완기 혈압의 차이와 관계가 있다 [5,8]. 또한 PTT는 혈압간에 회귀모형을 구현하여 측정된 혈압을 국제표준에서 제시하는 혈압측정의 오차를 만족하도록 하였다[2]. 하지만 개인이 아닌 전체 피실험자의 데이터로 확대했을 때 국제 표준 오차를 만족하지 못하였다. 최근의 연구에서는 이를 보완하기 위해 혈압과 신체변수 그리고 PTT간의 유의성에 대해 연구하였다. 신체변수는 체중, 체지방, 팔길이, 팔 굽기, 신장을 측정하였다. 분석결과 PTT와 체중 그리고 팔길이가 혈압과 유의하였다. 분석 결과를 토대로 PTT와 체중 그리고 팔길이를 적용한 회귀식을 도출한 결과 PTT만을 사용한 회귀식보다 오차가 감소됨을 알 수 있었다[3]. 이러한 연구들은 수집된 데이터를 오프라인(offline)분석을 통해 노이즈 제거하는 작업을 하고 PTT를 얻는 방식을 사용하였다.

U-health care에 PTT를 이용한 혈압측정 방식을 활용하기 위해서는 지속적인 혈압을 측정하도록 실시간으로 PTT를 측정해야 하는 필요성이 있다. 실시간 처리시 기존의 연구에서 사용한 PTT 측정 알고리즘을 사용하게 되면 측정 정확도가 떨어짐을 알 수 있었다. 그 이유는 실시간 데이터 수집 시 변화가 심한 Peak를 검출하는 데에 고정된 임계치 값을 사용하기 때문이다. 이를 해결하기 위해 임계치 값이 측정 데이터에 따라 실시간으로 결정하는 Adaptive Peak 측정 알고리즘 방식을 적용하여야 한다. 따라서 본 연구에서는 임계치 값을 상황에 맞게 자동으로 Peak를 분석 할 수 있는 Adaptive Peak 측정 알고리즘을 구현 하여 실시간

PTT를 추출하는 기술을 개발하고 이를 이용한 새로운 회귀모형을 도출하여 혈압을 측정하는 시스템을 개발하고자 하였다.

2. 연구 방법

2.1. PTT 측정 방법

혈압을 결정하기 위한 PPT를 도출하기 위해서는 PPG와 ECG 측정이 필수적이다. PPG는 Biopac의 수직접촉식 PPG센서(TSD200, Biopac, USA)를 Biopac의 PPG100C를 이용하여 신호를 증폭한 뒤 신호수집장치인 NI-DAQ 6015(National Instruments, USA)를 이용하여 PC로 받아들였다. 신호수집시 샘플링은 200Hz로 설정하였다. 수집된 데이터는 Labview 8.2(National Instruments, USA)를 통하여 처리 하였다. ECG는 Monitoring Electrode(3M, USA)에 Lead110S(Biopac, USA)를 연결한 뒤 ECG100C(Biopac, USA)를 이용하여 신호를 증폭한 후 NI-DAQ 6015를 이용하여 PC로 받아들였다. 샘플링은 200Hz로 설정하였다. 수집된 데이터는 National Instruments의 Labview 8.2를 통하여 처리 하였다.

PTT 분석 알고리즘은 그림 1에서 제시된 바와 같이 수집된 PPG 신호와 ECG 신호를 Adaptive Peak 측정 알고리즘을 통해 Peak 시점을 계산 한 뒤, ECG 신호의 Peak 시점과 PPG 신호의 Peak시점을 차이를 분석하여 PTT 값을 도출하였다.

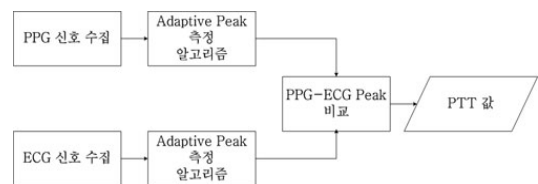


그림 1. PTT 신호처리 알고리즘

2.2. Adaptive Peak 측정 알고리즘

PTT 도출에서 가장 중요한 것은 PPG 신호와 ECG 신호에서 Peak를 정확하게 측정하는 것이다. 기존의 Peak 검출은 수집된 데이터를 대상으로 평균값을 분석하는 방식을 주로 사용하였다. 이 방법은 PTT와 혈압의 상관성을 밝히는 연구에서는 유용하게 사용될 수 있지만 일상생활에서 실시간으로 혈압을 모니터링 하기에는 무리가 있다. 또한 일상생활에서 생체신호를 측정하게 되면 측정대상은 실험조건과 같은 고정상태가 아니라 자유롭게 이동하기 때문에 움직임으로 인한 노이즈가 발생한다. 더욱이 PPG 신호는 호흡으로 인해 진폭에 변화가 발생하고 ECG 신호 역시 사용자의 움직임으로 인한 진폭의 변화가 심하다. 따라서 노이즈가 발생할 경우와 진폭의 변화에도 혈압의 측정이 가능한 Adaptive Peak 측정 알고리즘을 구현하도록 하였다.

그림 2는 본 연구에서 제안하는 Adaptive Peak 측정 알고리즘을 제시하고 있다. Adaptive Peak 측정 알고리즘은 5초간의 데이터의 평균값에 임계치 폭을 적용하여 임계치를 계산한다. Peak측정은 앞서 계산된 임계치값 보다 높은 값을 대상으로 수행한다. Peak 측정시 5초의 데이터를 사용하는 이유는 PTT 측정시 입력하는 신호의 양이 증가할수록 PTT 값의 표준편차가 증가하게 되는데 5초 이후부터 표준편차가 급격하게 증가하는 것을 그림 3과 같이 분석 되어 졌기 때문이다. 5초보다 짧은 시간으로 수집시간을 설정하게 되면 임계치 폭이나 예상 Peak를 측정하는데 있어서 이전의 데이터가 반영되는 정도가 작아지게 되는 경향을 보였다. 그림 3은 가장 효율적인 PTT 측정 시간을 찾기 위해 5명에서 수집한 20개의 PTT 데이

터 간에 시간대비 PTT 값간의 분산도를 나타낸 것이다. 예상 Peak수는 ECG 신호에서 추출한 심장 박동을 바탕으로 5초 동안의 심장 박동수를 계산하였다. 이때 ECG 신호 자체의 노이즈로 인하여 심장박동이 잘못 계산되는 경우를 방지하기 위하여 최대 심장 박동수를 구하여 그 이상을 넘지 않도록 하였다. 만약 범위를 벗어나게 되면 노이즈로 판단하였다. 노이즈가 발생한 경우의 값은 제외하는 방식으로 노이즈를 제거하였다. 최대 심장 박동수는 220에서 사용자의 나이를 뺀 값으로 설정하였다[7].

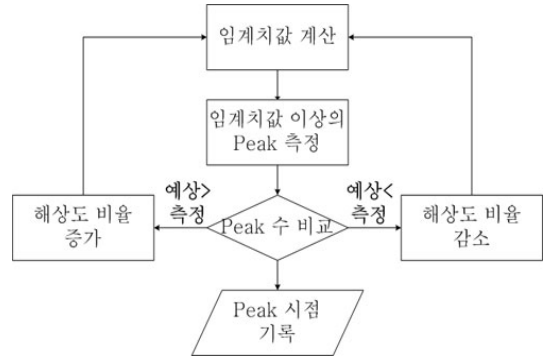


그림 2. PTT 신호처리 알고리즘

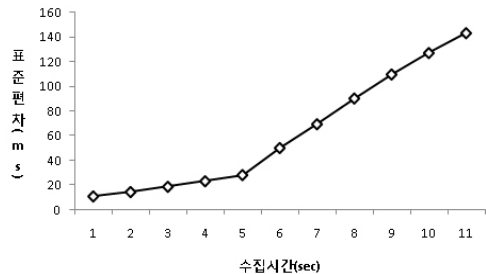


그림 3. PTT 신호처리 알고리즘

2.3. 실험설계

PTT 측정 알고리즘을 이용하여 측정한 결과와 NIBP방식의 디지털 혈압계(HEM-780,

OMRON)를 이용하여 측정한 결과와 비교하여 상관계수를 도출하기 위해 실험을 수행하였다. 혈압의 측정은 수축기 혈압을 측정하였으며, 3번을 반복 측정하여 평균값을 사용하였다. 실험은 표 1의 방법으로 진행하였다. ECG의 부착위치는 6개의 흉부유도 부착위치중 V1과 V4에 부착하였으며 접지는 쇄골뼈에 부착하였다. 피실험자는 심장질환이 없고 건강한 대학생 3명이 4번을 반복하여 실험을 실시하였다. 실시간으로 데이터를 처리하고 실험간 실험자로 인한 방해를 최소화하기 위해 그림 4와 같이 ECG-PPG측정 프로그램을 제작하였다. 그림 4에 제시된 바와 같이 피실험자의 정보를 입력(좌측)과 실험자에게 혈압측정 시점을 알려줄 수 있도록(좌측) 제작되었다. 또한 현재 수집되고 있는 ECG신호(우측화면의 위쪽 신호)와 PPG 신호(우측화면의 아래쪽 신호)의 상태를 알려줄 수 있도록 하였다.

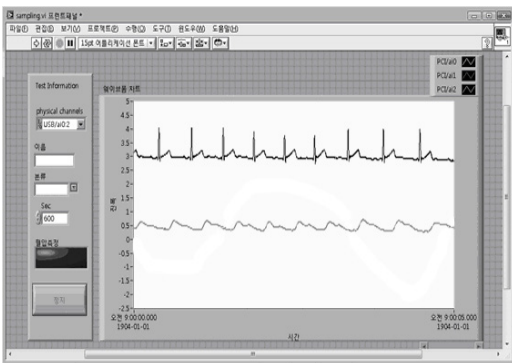


그림 4. ECG-PPG 측정 프로그램

표 1. PTT와 혈압 상관계수 도출을 위한 실험 순서

순서	실험 지시
1	피실험자는 눈을 감고 5분간 휴식
2	오른쪽 팔에서 혈압 3회 측정 * 혈압측정 시 팔꿈치를 팔걸이에 올리고 측정 커프는 심장과 같은 높이에 위치
3	피실험자는 5분동안 계단을 오르내리거나 팔굽혀 펴기와 같은 운동을 통해 혈압을 상승시킴
4	오른쪽 팔에서 혈압 2회 측정
5	ECG를 피실험자의 몸 왼쪽에 부착 (부착위치는 검은색 쇄골뼈, 흰색 V1, 빨간색 V4)
6	PPG를 피실험자의 왼손 검지에 부착
7	프로그램에 피실험자의 이름과 분류를 선택
8	ECG와 PPG 측정시작 (측정시간 6분) * 측정이 시작되면 피실험자는 눈을 감고 휴식
9	측정 시작 후 60초가 지난 뒤 혈압 2회 측정 * 프로그램에 혈압측정은 1분 간격으로 점멸
10	매 혈압측정 시작 후 60초 뒤 다시 혈압 2회 측정 * 프로그램에 혈압측정은 1분 간격으로 점멸, 불이 들어왔을 때 2회 측정
11	측정 종료 후 오른쪽 팔에서 혈압 3회 측정

3. 연구 결과

3.1. PTT 측정 성능 분석

실험 결과에 대해 피실험자별로 360의 연속적인 PTT(개인당 3번의 반복 반복실험 * 1번의 반복마다 6분간 데이터 수집 * 분당 20개의 PTT를 측정)를 측정하였다. 이때 PTT의 측정은 기존의 방법과 Adaptive Peak 알고리즘을 적용한 방법을 사용하여 측정하고 그 결과를 분석해 보았다. 기존의 측정 방법은 Adaptive Peak 알고리즘과 달리 임계치 값을 하나의 값으로 설정하여 Peak를 측정하였다. 두 방법으로 측정한 결

과의 분석은 표 2와 표 3과 같다.

표 2는 ECG에서 예측한 심장 박동 수보다 많은 수의 Peak가 검출된 경우를 노이즈로 판단하여 제거한 수를 비교한 결과이다. 표 2에서 보면 Adaptive Peak 알고리즘을 적용하여 노이즈를 평균 18%더 찾아 낼 수 있었다. 또한 노이즈가 많고 적용에 관계없이 높은 노이즈 제거 성능을 보인 것을 알 수 있다.(피험자 1의 노이즈는 30~40개 정도 이지만 피험자 3의 노이즈는 80~100개 정도로 피험자 3이 실험시 더욱 많은 노이즈를 발생하였다.)

표 3은 측정된 PTT들의 편차를 비교한 결과이다. 표 3에서 보면 Adaptive Peak 알고리즘을 적용한 결과 표준편차의 크기가 평균 28%가 감소됨을 보였다. 편차의 감소는 피험자 별로 44.2%에서 16.1%로 차이는 있었으나 모두 감소하는 경향을 보였다. 표준편차가 감소한 것은 Peak가 이전 5초의 측정 결과에 따라 최적의 Peak를 검출할 수 있는 값으로 지속적으로 수정되었기 때문이다. 편차가 감소한 것은 실시간으로 PTT를 측정하여도 Peak를 잘못 검출하는 수가 줄어들어 Adaptive Peak 알고리즘을 적용하기 전보다 정확하게 PTT를 측정할 수 있는 것으로 볼 수 있다.

표 2. 노이즈제거결과 비교(제거된 노이즈 수, 개)

	피험자 1	피험자 2	피험자 3	평균
Adaptive Peak 적용	44.8	45.9	107.0	-
Adaptive Peak 적용안함	34.6	40.9	86.7	-
노이즈 탐지 성능 증가	23%	11%	19%	18%

표 3. 측정성능분석 (PTT 표준편차, ms)

		피험자 1	피험자 2	피험자 3	평균
Adaptive Peak 적용	평균	385.5	384.6	408.9	-
	표준편차	65.1	85.2	145.1	-
Adaptive Peak 적용안함	평균	388.4	379.2	456.1	-
	표준편차	116.6	101.6	190.1	-
표준편차 크기 감소		44.2%	16.1%	23.7%	28.0%

3.2 .PTT와 혈압 상관모델

Adaptive Peak 측정 알고리즘을 사용했을 때의 장점을 알아보기 위해, 알고리즘을 사용했을 때와 사용하지 않았을 때의 혈압간의 상관관계수 R²값을 비교하였다. PTT값은 총 6분의 수집데이터를 1분 간격으로 평균값을 계산하였다. PTT 평균값은 실험 중 측정된 수축기 혈압에 대한 PTT 값으로 사용하였다.

Adaptive Peak 측정 알고리즘을 적용한 결과 수축기 혈압과 PTT간의 상관성이 증가하였을 것으로 예상하여 상관분석을 사용하여 유의확률을 표 4와 같이 계산하였다. 표 4에 제시된 바와 같이 Adaptive Peak 측정 알고리즘을 적용하여 유의수준(α)이 0.004에서 0.002로 감소하였다. 이는 Adaptive Peak 측정 알고리즘을 사용하였을 때의 PTT측정 결과가 사용하지 않았을 때의 PTT측정 결과 보다 수축기 혈압과 상관관계를 가질 확률이 높은 것을 나타낸다.

표 5는 PTT 평균값과 수축기 혈압간의 선형회귀분석 결과이다. 표 5에서 나타는 결과는 이전 결과들과 비교해서 회귀식의 R²값이 약간 낮은 결과를 보였다. 이전 연구결과들에서 R²값은 박은경 등(2004)의 연구에서

는 개인별 회귀식의 R²값은 개인별로 0.766~0.89 였고 전체 회귀식의 R²값은 0.315였다. 또한 이상민 등(2005)의 연구에서 전체 회귀식의 R²값은 0.228 이었다[2, 3]. 이처럼 회귀식의 R²값이 낮은 것은 실시간 연속측정 방법을 사용하게 되면 노이즈와 잦은 진폭의 변화로 인한 것이다. 하지만 표 5에서 제시된 바와 같이 Adaptive Peak 측정 알고리즘을 사용할 경우 그렇지 않은 경우보다 회귀식의 R²값이 2배 이상 증가하였다. 또한 Adaptive Peak 측정 알고리즘을 적용한 결과를 사용하여 도출한 상관식은 실시간임에도 불구하고 회귀식의 R²값이 기존 연구 결과의 비슷한 수준인 0.207 결과를 보였다. 따라서 본 연구의 실시간 상관모델은 일반적인 유의수준에서 성공적으로 구현되었다고 할 수 있다.

PTT와 수축기 혈압 간에 선형회귀분석을 통해 식 1과 같은 상관 모델을 도출하였다. 도출한 상관식은 실시간임에도 불구하고 기여율(R²)값은 0.207로 기존 연구 결과의 비슷한 수준의 결과를 보였다. 기존 연구에서 제시한 상관모델은 PTT뿐만 아니라 개인별로 체중, 신장, 심장과 PPG 측정위치의 거리 등의 신체 파라미터를 늘려서 회귀분석한 결과 기여율(R²)이 0.228로 나타났다[3]. 그러므로 일반적으로 기여율이 0.2정도가 혈압을 예측할 수 있는 상관 유의성으로 인정되고 있다. 본 연구의 실시간 상관모델은 일반적인 유의수준에서 성공적으로 구현되었다고 할 수 있다.

표 4. 상관분석 결과

	상관계수	유의수준(α)
Adaptive Peak 적용	-0.791	0.002
AdaptivePeak 적용안함	-0.761	0.004

표 5. 선형회귀분석 결과

피험자	Adaptive Peak	회귀식(BP=수축기 혈압)	R ²	유의확률
A	○	BP=-0.342 · PTT+244.106	0.543	0.095
	X	BP=-0.044 · PTT+129.670	0.026	0.761
B	○	BP=-0.064 · PTT+153.264	0.748	0.000
	X	BP=-0.011 · PTT+132.463	0.020	0.002
C	○	BP=-0.078 · PTT+151.686	0.398	0.002
	X	BP=-0.053 · PTT+98.477	0.159	0.016
전체	○	BP=-0.044 · PTT+133.592	0.207	0.000
	X	BP=-0.033 · PTT+129.187	0.095	0.000

4. 결론 및 논의

U-health care 시장의 확대에 따라 최소 구속 측정기술이 요구되고 있다. 최소구속 측정기술의 하나로 PPG와 ECG를 이용한 혈압의 연속 측정 기술을 개발하고자 하였다. 혈압의 연속측정은 고혈압의 판단 및 예방에 중요한 역할을 하고 있기 때문이다.

PTT는 ECG의 R peak와 PPG의 peak의 시간 차로 계산하였다. ECG와 PPG신호의 노이즈와 진폭의 변화로 인해 PTT의 연속적인 측정이 어려운 단점을 보완하기 위해 Adaptive Peak 측정 알고리즘을 성공적으로 개발하였다. Adaptive Peak 측정 알고리즘은 수집된 ECG와 PPG 데이터를 바탕으로 새로운 임계치 값이 연속적으로 갱신하기 때문에 진폭의 변화에도 peak의 측정이 가능하다. 또한 노이즈가 발생한 신호가 수집되었을 때에도 노이즈를 인식하고 제거하도록 하였다.

Adaptive Peak 측정 알고리즘의 효율을 검증하기 위해 3명을 대상으로 운동 전후의 ECG, PPG 그리고 혈압을 반복 측정하는 실험을 수행했다. 실험결과를 바탕으로 Adaptive Peak 측정 알고리즘이 적용된 측정방법과 적용하지 않은 측정방법으로 각각 PTT를 계산하였다. 그 결과 적용전과 비교해서 표준편차는 28% 감소하였으며 노이즈 탐지성능은 18% 상승하였다. 따라서 Adaptive Peak 알고리즘으로 노이즈 제거 및 정확한 Peak의 측정을 통해 동작 시에도 측정의 효율을 높일 수 있다.

또한 Adaptive Peak 알고리즘 적용하여 혈압 예측을 할 수 있는 PTT와 혈압간 상관모델을 도출한 결과 그렇지 않은 경우보다 R^2 값이 2배 이상 증가한 것을 확인하였다. 또한 실시간 처리임에도 불구하고 선행 연구결과에 제시한 일반적 유의수준의 R^2 를 보였다. 그러므로 본 연구는 PPG와 ECG 측정장치로 지속적인 혈압을 실시간으로 측정할 수 있는 기술을 성공적으로 개발하였다. 하지만 이전의 연구 결과들과 같이 전체 회귀식의 R^2 값이 개인별 회귀식의 R^2 값보다 낮은 결과를 보였다. 따라서 회귀식의 R^2 값을 높이기 위한 추가 연구는 계속 진행이 되어야 할 것으로 보인다. 이 기술은 지속적인 혈압 자가 진단으로 말미암아 혈압 질환을 예방할 수 있고, 건강관리를 할 수 있는 시스템에 적용 가능하다.

참고문헌

- [1] 박영임(2007), 고혈압 환자의 혈압자가 측정에 관한 문헌고찰, 한국간호교육학회지, 제 13권 1호, 95-104.
- [2] 박은경, 이상민, 한영호, 이종연, 권세윤, 김인영 & 김선일(2004), PTT를 이용한 수축기 혈압의 측정에 관한 연구, 의 공학회 논문지 제 25권 제 6호, 605-609.
- [3] 이상민, 박은경, 김인영 & 김선일 (2005), 맥파전달시간과 파라미터를 이용한 수축기 혈압측정, 전자공학회 논문지 제 42권 제 3호, 41-46.
- [4] Barschdorff & Zhang(1994), Respiratory Rhythm Detection With Photoplethysmo-graphic Methods, Medicine And Biology Society: Proc. 16th Ann. Int. Conf. Of The Ieee, 912-913.
- [5] Bramwell J. C. & Hill A. V.(1922), The Velocity Of Pulse Wave In Man, Proc. Soc. Exp. Biol. Med., 93, 298-306.
- [6] Chen W., Kobayashi T., Ichikawa S., Takeuchi Y. & Togawa T.(2000), Continuous estimation of systolic blood pressure using the pulse arrival time and intermittent calibration, Medical & Biological Engineering & Computing 38(5), 569-574.
- [7] Christopher R. Cole, Eugene H. Blackstone, Fredric J. Pashkow, Claire E. Snader & Michael S. Lauer(1999), Heart-Rate Recovery Immediately after Exercise as a Predictor of Mortality, N Engl J Med 341 1351-1357.
- [8] Foo, J. Y. A., Lim C. S., Wang & Ping(2006), Evaluation of blood pressure changes using vascular transit time, Physiological Measurement 27(8), 685-694.

- [9] Naschitz J. E., Bezobchuk S., Mussafia-Priselac R., Sundick S., Dreyfuss D., Khorshidi I., Karidis A., Manor H., Nagar M., Peck E. R. , Peck S., Storch S., Rosner I. & Gaitini L.(2004), Pulse Transit Time by R-Wave-Gated Infrared Photoplethysmography: Review of the Literature and Personal Experience, Journal of Clinical Monitoring and Computing 18(5-6), 333-342.
- [10] 국가통계포털, www.kosis.kr

원고접수 : 08/04/16
수정접수 : 08/04/22
게재확정 : 08/04/25

