

광전용적맥파 센서를 이용한 맥파전달시간의 측정

최병철 · 정동근* · 정도운** · 노정훈*** · 전계록****,†

Measurement of Cardiac Pulse Transit Time using Photoplethysmography Sensor

Byeong Cheol Choi, Dong Keun Jung*, Do Un Jeong**,
Jung Hun Ro***, and Gye Rok Jeon****,†

Abstract

In this study, we implemented the pulse transit time (PTT) system to examine usefulness of the monitoring method of distensibility and elasticity using photoplethysmography sensor in vivo. PTT is defined as the time interval between the peak of QRS complex in ECG signal and the maximum slope point of photoplethysmography. these two signals were converted to digital data by means of A/D converter, then PTT was evaluated by heartbeat using PC. Results of analysis were displayed as a graph using spline interpolation method. The variance of PTT was measured repetitiously to verify efficiency of PTT system in resting state and hyperemic state. Repeated measurement of PTT was not same value but showed that coefficients of correlation were related with each other as 0.8302 ($P < 0.01$) in resting state. And also repeated measurement of PTT showed significant correlation as 0.868 ($P < 0.01$) in the hyperemic state. These result showed that PTT is reflect on transient pressure variance in the artery and is very useful method for the evaluation of prognosis of the hypertension and arteriosclerosis.

Key Words : pulse wave velocity, pulse transit time, photoplethysmography

1. 서 론

혈관계에 있어 혈관의 지름, 두께, 강도와 같은 기계적인 특성들은 인체의 순환 생리를 결정하는 매우 중요한 요인으로 작용한다^[1]. 그리고 혈관벽의 유순도(compliance)와 탄성(elastance)은 심혈관시스템(cardiovascular system, CVS)의 이상 징후를 나타내는 중요한 지표로 사용되고 있다. 특히 고혈압(hypertension), 당뇨병성신경병증(diabetic neuropathy), 동맥경화(arteriosclerosis), 노화(aging) 등에 의해 발생하는 CVS 질환들은 동맥의 신진성(distensibility), 탄력성(elasticity), 저항(resistance) 등의 기능 변화와 매우 밀접한 연관성

을 지니고 있다^[2].

CVS의 질환 중 특히 혈관의 노화나 동맥경화 등을 조기에 발견하여 치료 계획을 수립할 수 있는 방법에 관한 관심이 고조되고 있다. 현재 임상에서는 심혈관 시스템의 정보를 획득하고 획득된 신호를 다양한 신호 처리 및 알고리즘을 적용하여 심질환 및 혈관질환의 진단에 이용하고 있으며, 주요 방법은 다음과 같다. 진단방사선과 영역에서는 주로 혈관촬영기 및 디지털감산혈관촬영기(digital subtract angiography, DSA), 자기공명영상(magnetic resonance imaging, MRI), 컴퓨터 단층촬영(computer tomography, CT) 등을 이용하여 CVS의 영상을 획득하여 진단에 이용하고 있다. 그리고 순환기 내과에서는 CVS 질환 진단을 위해 심전도(electrocardiography, ECG), 운동부하시스템(exercise ECG), 심초음파기(echocardiography), 심혈관질환 진단 및 치료기(cathlab) 등을 사용하여 진단에 이용하고 있다. 그 외 다른 임상 각과에서는 혈압계를 이용하여 혈압을 측정하고 초음파를 이용하는 방법 등을 사용하고 있다. 임상에서 적용되는 이러한 여러 가지 측정법들

춘해대학 의료공학과(Dept. of Biomedical Engineering, Choonhae College)
*동아대학교 의과대학 의공학교실(Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Dong-A University)
**부산대학교 대학원 의공학협동과정(Dept. of Interdisciplinary Program in Biomedical Engineering, Pusan National University)
***부산대학교 의과대학 의공학교실(Dept. of Biomedical Engineering, College of Medicine, Pusan National University)

†Corresponding author: grjeon@pusan.ac.kr
(Received : August 10, 2004, Accepted : September 10, 2004)

중에서 가장 일반화된 임상 측정법은 혈압 측정과 심전도이다. 이러한 검사 방법 중에서 침습적인 혈관 검사법은 단지 혈관의 폐쇄 정도만을 파악하는 수준이고, 혈액검사 방법은 동맥경화 발생의 위험도를 예측할 뿐 동맥의 유순도를 직접적으로 평가하지는 못한다. 따라서 동맥경화의 조기 발견이 어렵고, 혈관계의 신전성과 탄력성을 정량적으로 파악할 수는 없다. 이러한 단점의 보완을 위하여 심전도와 병행하여 말초부위의 맥파(pulse wave)를 관찰하여 동맥계 전체의 혈관의 상태에 관한 정보를 종합적으로 관찰하는 방법을 사용하고 있다.

CVS에서 발생하는 맥파는 맥동성 압력 파형으로 심장에서 박출되는 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^{3,4)}.

인체로부터 맥파를 검출하는 방법은 크게 침습적(invasive)인 방법과 비침습(noninvasive)적인 방법으로 구분할 수 있다. 먼저 침습적인 방법은 스트레인지 게이지를 이용한 압력변환기(pressure transducer)를 피검자의 혈관에 직접 삽입하여 맥파를 검출하는 방법으로서 피검자로 하여금 통증을 유발시키므로 많이 사용하지는 않는다. 이에 반해 비침습적인 맥파 검출법은 피검자로 하여금 통증을 유발시키지 않으며 간편한 방법으로 맥파를 검출할 수 있어 현재 많이 사용하고 있다. 비침습적인 맥파의 검출을 위하여 현재 적용되고 있는 방법으로는 광학적 검출법, 초음파 검출법, 마이크로웨이브(microwave) 검출법 등이 사용되고 있으며, 이 중 초음파 검출법과 마이크로웨이브 검출법은 구경이 큰 동맥에서는 측정이 가능하나 말초부위에서는 혈관계의 특성 변화를 검출할 수 없는 단점이 있다.

상기에서 언급한 맥파 검출법 중 광소자를 이용한 발광부와 수광부를 구성하고 광원을 인체에 주사한 후 투과하는 광을 수광부에서 검출하는 광학적 맥파 검출 기법이 가장 많이 사용되고 있으며, 이때 사용하는 발광원으로는 발광다이오드(light emitted diode, LED)를 사용하고, 광 검출 소자로는 포토다이오드(photo diode)나 포토트랜지스터(photo transistor, PTR)를 사용한다. 현재 임상에서는 적외선 발광원을 적용한 광변환 센서를 이용하여 광전용적맥파(photoplethysmography, PPG)를 측정하는 연구가 활발하게 수행되고 있다. PPG 센서를 이용하여 맥파를 측정하는 부위는 혈관 밀도가 높은 귓볼, 손가락, 발가락 등 조직의 말초 부위에서

측정하며 측정된 신호는 신체 부위에 따라 파형의 강도와 모양이 다르며, 측정 시점에 따라서도 변화하는 양상을 나타낸다.

이러한 PPG를 심전도 신호와 같이 측정하여 혈관의 신전성과 밀접한 관련성 갖는 맥파전달시간(pulse transit time, PTT)을 분석함으로써 동맥의 신전성 및 혈관의 탄력성 등을 평가할 수 있다. PTT는 맥동성 압력파가 대동맥 판막으로부터 말초 부위까지 전달되는 시간으로 정의될 수 있으며, 맥파전달속도(pulse wave velocity, PWV)와는 반비례 관계에 있다. PWV는 동맥경로에서 거리를 알고 있는 두 지점의 맥파 발생시간 차이를 측정하는 방법으로 비침습적으로 손쉽게 측정할 수 있으나 측정하고자 하는 두 측정부위 사이의 실질적인 거리를 정확하게 측정하기 어려우며, 대동맥에서 말초 동맥까지 혈관경로에 따라 각기 다른 값을 갖는다^{5,6)}. 그리고 PWV와 반비례 관계에 있는 PTT는 혈관의 탄력성의 반대 개념인 신장성에 비례하며 혈관의 거리, 구경, 혈관벽의 구조적인 특성에 의존하는 경향을 지니고 있다.

1988년 Jago⁷⁾은 맥파는 심장에서 박출되는 혈액의 압력에 의해 발생하는 압력 파가 말초 모세혈관에서 용적의 변화로 나타난다고 발표하였다. 그리고 1995년 Asmar⁸⁾은 인체에서 혈압이 상승하게 되면 동맥의 유순도가 감소하게 되어 PTT가 감소한다고 보고하였고, 2002년 Nitzan⁹⁾은 정상 성인을 대상으로 하여 귀볼, 손가락 및 발가락 부위의 양측에서 PPG를 측정하여 심전도 신호의 R파로부터 PTT를 구하는 신호처리 알고리즘을 제안하였으며, 정상 성인을 대상으로 PTT와 혈압의 상관관계에 대하여 발표하였다.

본 연구에서는 PTT를 측정하기 위하여 심전도 신호와 동시에 양손에서 맥파 신호를 측정하기 위한 PPG 측정센서를 개발하였으며, 심전도 및 PPG 신호의 검출과 증폭, 그리고 필터링을 위한 아날로그 회로를 설계하였고, 아날로그 신호를 PC에서 분석 가능한 디지털 신호로 변환하기 위하여 아날로그-디지털 변환(analog digital conversion, ADC)회로 및 PC와의 통신회로를 구성하였다. 그리고 PC 상에서 심전도 및 PPG 신호로부터 특징점을 검출하고 PTT를 계산하기 위하여 미분 심전도의 제로교차점으로부터 심전도 신호의 특징점을 추출하고 2차 맥파 신호와 비교신호를 이용한 맥파 신호 특징점 추출 알고리즘을 구현하였다. 또한 PC 기반의 운용프로그램에서는 심전도, PPG 그리고 PTT 신호의 저장과 재생, 그리고 출력력을 할 수 있도록 하였다. 그리고 구현된 PTT 시스템의 유용성 및 재현성을 평가하기 위하여 안정상태에서의 PTT와 과혈류

유발 시 PTT를 반복적으로 측정하여 상관관계를 분석하였다.

2. 실험 방법

2.1. 시스템 구성

본 연구에서 구현한 PTT 시스템은 크게 하드웨어부와 소프트웨어부로 구분할 수 있다. 먼저 하드웨어부는 심전도의 측정을 위한 전극과 용적맥파의 측정을 위한 투과형 PPG 센서로 구성된 센서부, 심전도 및 맥파 신호의 검출과 증폭, 그리고 필터링을 위한 아날로그 신호처리부, 아날로그 신호를 디지털 신호로 변환하기 위한 신호변환부, 변환된 디지털 신호를 PC로 전송하기

위한 직렬통신부 등으로 구성하였다. 그리고 소프트웨어부는 Visual C++(Microsoft ver. 6.0, MS Co., USA)를 사용하여 개발하였으며, 하드웨어부로부터 전송된 신호를 수신하기 위한 데이터 수신부, 수신된 데이터로부터 특징점을 검출하여 PTT를 계산하기 위한 신호처리부, 데이터의 화면출력 및 저장과 재생을 위한 데이터 처리부 등으로 구성하였다. 본 연구에 의해 구현된 PTT 시스템의 구성도는 그림 1과 같으며, 실제 구현된 시스템의 외형을 그림 2에 나타내었다.

2.1.1 PPG 센서의 구성과 동작 원리

본 연구에서는 광투과 방식의 PPG 센서를 설계 및 구현하고자 하였다. 이를 위하여 930 nm 파장의 근적외선 LED를 광원으로 사용하고 Photo Tr을 수광소자로 사용하는 센서를 구현하였다. 본 연구에서 적용한 적외선 광원은 혈액에 쉽게 흡수되어 혈액량이 증가함에 따라 적외선을 많이 흡수할 뿐만 아니라 광학적 경로를 길게 하여 수광부에 도달하는 광량의 감소를 유발하며 수광부 신호의 크기는 작아지는 현상을 보인다. 즉 혈액의 양과 투과되는 광량은 반비례 관계에 있으므로 수광부의 신호를 검출함으로써 혈액량의 변화를 측정할 수 있다.

본 연구에 적용한 투과형 PPG 센서의 모식도와 실제 제작된 손가락형 광전용적센서의 조립 전 구성물과 조립 후 완성된 센서 모듈의 사진을 그림 3과 그림 4에 각각 나타내었다.

2.1.2 심전도 신호 증폭 및 필터링

심전도 신호의 검출 및 증폭과 필터링을 위하여 다음과 같은 방법을 적용하였다. 먼저 심전도 신호의 검출을 위하여 고입력 임피던스를 갖는 차동증폭기를 구성하여 리드선을 따라 유입되는 전류량을 감소시켜 전극과 피부사이의 접촉면에서 발생하는 피부 접촉 전압과 동상신호를 최소화 하고자 하였다. 또한 신호에 포

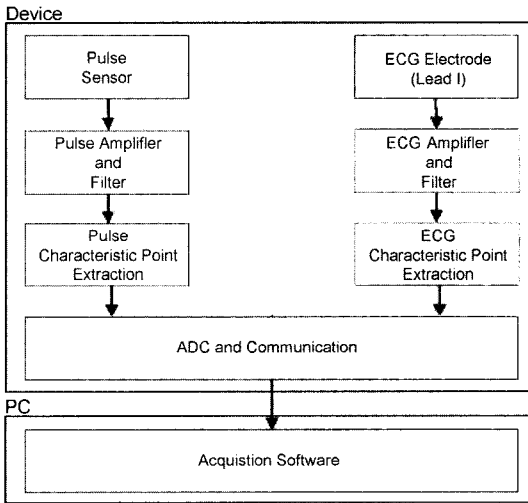


그림 1. PTT 시스템의 하드웨어 구성도
Fig. 1. Hardware diagram of PTT system.

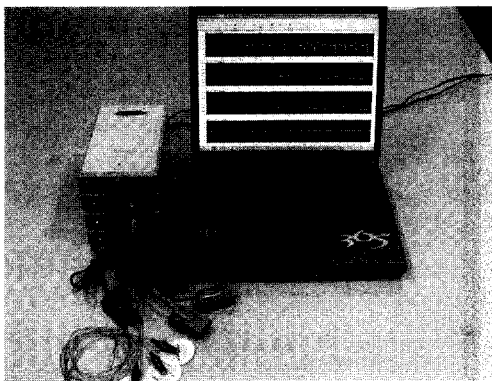


그림 2. PPG 센서를 이용한 PTT 시스템의 외형
Fig. 2. The External appearance of pulse transit time system using photoplethysmography sensor.

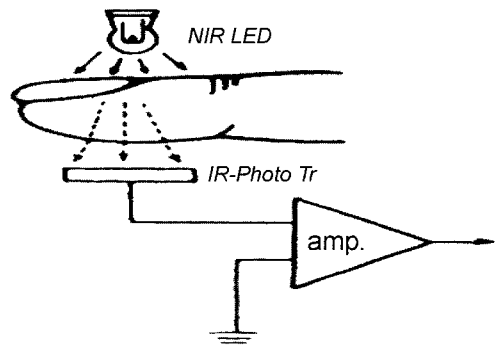


그림 3. 투과형 광전용적 센서 모식도
Fig. 3. A block diagram of transmissive PPG sensor.

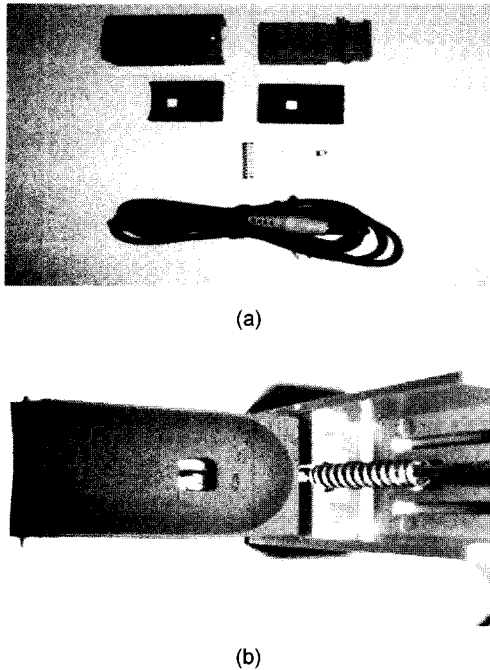


그림 4. PPG 센서의 구성 부품 조립 전(a) 및 조립 후(b)
Fig. 4. The assemble the parts into a sensor before (a) and after (b) construction.

함된 잡음의 제거를 위하여 60 Hz 노치필터(notch filter, NF)와 기저선 변동의 감쇠를 위한 0.3 Hz 고역통과필터(high pass filter, HPF), 그리고 관심 주파수 이외의 노이즈 제거를 위한 35 Hz의 차단주파수를 갖는 저역통과필터(low pass filter, LPF)를 설계하였다. 그리고 심전도 신호의 개인차 효과를 감안하여 증폭율을 1000, 2000, 5000배로 가변 할 수 있는 회로를 설계하였다. 본 연구에 의해 구현된 심전도 신호 증폭 및 필터부의 사양을 표 1에 나타내었다.

표 1. 심전도 신호 증폭 및 필터부 사양

Table 1. The specifications of ECG amplifier and filter parts

Gain	1,2,5 V/mv	Output Impedance	0.1 Ω
Low Pass Filter	35 Hz	Output Voltage Swing	± 5 V
High Pass Filter	0.3 Hz	60 Hz Notch	On

표 2. PPG 센서 증폭 및 필터부 사양

Table 2. The specifications of photoplethysmography sensor amplifier

Gain	8~170 V/uA	Output Impedance	0.1 Ω
Low Pass Filter	10 Hz	Output Voltage Swing	± 5 V
High Pass Filter	0.3 Hz	Current Source (Nir Led)	10 mA

2.1.3 PPG 신호 증폭 및 필터링

본 연구에 사용된 PPG 센서는 전원 에 의한 잡음과 광원 자체가 지니고 있는 광 특성의 변동에 따른 잡음이 존재할 수 있다. 따라서 PPG 센서로부터 출력된 신호는 많은 고주파 잡음을 포함하고 있으며, 이들 잡음의 제거를 위하여 차단 주파수가 10 Hz인 LPF를 설계하였다. 그리고 PTr에 의해 검출되는 광신호는 미약한 신호이므로 신호의 증폭을 위하여 연산증폭기를 사용하였다. 또한 본 연구에서 활용하고자 하는 신호는 혈류량의 변화에 의해 나타나는 교류신호이므로 PPG 센서가 포함하고 있는 직류 성분의 오프셋(offset) 전압을 제거하여 교류신호의 증폭도를 높일 필요성이 있다. 따라서 직류성분의 제거를 통한 교류성분의 증폭도를 높이기 위하여 HPF를 설계하였다. 본 연구에 의해 구현된 PPG 신호 증폭 및 필터부의 사양은 표 2와 같다.

2.2. 데이터 수집

본 연구에서는 20 - 30대의 건강한 성인 13명을 대상으로 다음과 같은 방법으로 PTT를 측정하였다. 먼저 심전도 신호의 획득을 위하여 Ag/AgCl 표면전극을 Lead I 위치에 부착시켰으며, PPG의 계측을 위하여 좌, 우의 집게손가락에 PPG 센서를 부착시켰다. 그리고 심전도 전극과 PPG 센서를 부착한 상태로 실험에 대한 간단한 설명과 함께 피검자가 실험을 하게 될 좌, 우 팔의 전완부 자세를 연습하도록 요구하였다. 이때 실험실 내에는 피검자가 외부 자극에 영향을 받지 않도록 조용한 분위기를 10분간 유지한 후 데이터를 계속하였다.

데이터는 자체 개발한 4 채널의 버퍼를 내장한 A/D 변환 모듈을 이용하여 획득하였으며, 심전도 신호는 채널 1, PPG 신호는 채널 2(좌측 집게손가락)와 3(우측 집게손가락)에 각각 입력하여 12-bit의 분해능과 1 KHz

의 샘플링 속도로 데이터를 수집하여 115.2 Kbps 속도의 직렬통신을 이용하여 PC로 데이터를 전송하였다.

2.3. 데이터 처리 및 분석

수집된 심전도 및 맥파 신호로부터 정확한 피크의 검출을 위하여 전처리과정을 수행하였다. 먼저 1 분간 측정된 신호에는 여러 가지 아티팩트(artifact) 성분이 존재할 가능성이 있어 분석의 대상에서 제외하였으며, 21 차의 이동평균필터를 2 회 적용하여 잡음을 최소화하는 전처리과정을 수행하였다. 전처리과정을 수행 후 PTT를 계산하기 위하여 적용한 방법들은 아래와 같다.

2.3.1 심전도와 PPG 신호의 특징점 검출

본 연구에서는 심전도 신호와 맥파 신호로부터 특징점을 검출하기 위하여 다음과 같은 방법을 적용하였다. 먼저 심전도의 경우 기저선의 변동이 심하기 때문에 특징점 검출 알고리즘의 적용이 어려우므로 미분을 수행하여 기저선의 영향을 최소화하였다. 그리고 미분된 심전도 신호로부터 제로 교차점을 추출하여 최대치 다음의 제로 교차점 즉, 심전도 신호의 R 피크에 해당하는 시점을 추출하여 특징점으로 사용하였다.

다음으로 맥파 신호로부터 특징점을 검출하기 위해서는 맥파 신호를 1 차 미분한 후 다시 한번 미분을 수행하여 2 차 미분된 맥파 파형의 정점을 검출하여 특징점으로 하였다. 2 차 미분 맥파 파형으로부터 정점의 검출을 위하여 지수함수적으로 감소하는 비교 파형을 발생시켰으며, 2 차 미분 맥파 신호가 비교 파형보다 큰 경우는 2 차 미분 맥파 신호를 따라서 비교 파형이 증가하도록 하고, 작은 경우는 비교 파형이 지수함수적으로 감소하게 하였다. 따라서 비교 파형이 2 차 미분 맥파 신호 보다 크기 시작하는 시점에서 임의의 펄스를 발생 시켰으며, 이 펄스가 발생한 시점이 2 차 미분 맥파 신호의 정점 즉, 맥파 신호의 특징점이 된다. 상기에서 설명한 맥파 신호 특징점의 검출법을 그림 5에 나타내었다.

2.3.2 PTT 측정

심전도 신호의 특징점과 맥파 신호의 특징점 사이의 시간차를 그림 6과 같은 방법으로 검출하여 PTT라 정의하였다. PTT의 계산에 있어 심전도나 맥파의 특징점 검출 시 잡음에 의한 오류가 발생할 때는 자동으로 한 주기를 생략하도록 하였으며, PTT 데이터의 표시에 있어서는 스플라인보간법을 적용하여 그래프로 표시할 수 있도록 하였다.

2.4. 운용 소프트웨어

PTT 시스템의 소프트웨어는 환자정보, 데이터 획득

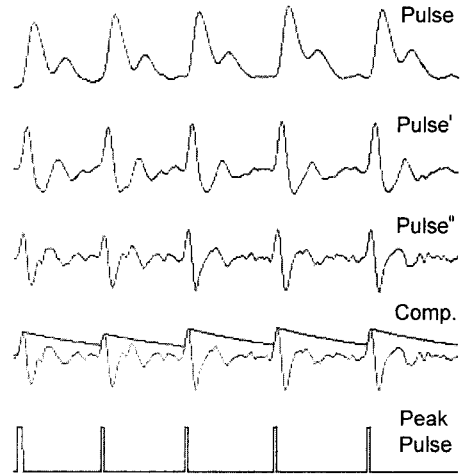


그림 5. PPG 신호에서의 특징점 검출
Fig. 5. A characteristic point extraction from photoplethysmography signal.

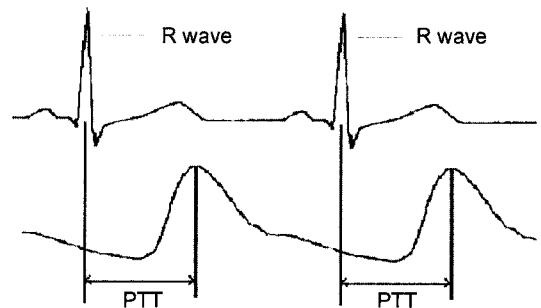


그림 6. PTT의 측정
Fig. 6. A measurement of PTT.

과 처리영역의 선택, 데이터 처리 결과, 그리고 종합 결과를 보여줄 수 있는 몇 개의 프레임으로 구성되었다.

먼저 환자정보 창에서는 날짜, 검사 수행자, 검사실의 정보 등 기본 정보와 환자의 ID, 환자명, 성별, 생년월일, 신장, 몸무게, 혈압, 그리고 환자의 병력을 입력할 수 있도록 프레임을 구성하였다. 그리고 데이터 획득 및 처리를 위하여 심전도 신호와 양손의 PPG 데이터를 그래프로 표시할 수 있도록 프레임을 구성하였으며, 획득 및 처리된 데이터의 결과 표시를 위하여 8개의 창으로 프레임을 구성하고 심전도 및 맥파 신호의 특징점 추출 결과, 추출된 특징점으로부터 계산된 양손에서의 PTT 결과를 표시하도록 하였다. 뿐만 아니라 양손에서의 PTT 차이를 계산하여 또 다른 그래프에 표시하도록 하였으며, 심전도 신호의 특징점 사이의 시간을 검출하여 심박동변이율도 표시하였다. 그리고 종합결과 창에서는 환자정보와 양손에서의 PTT의 차이,

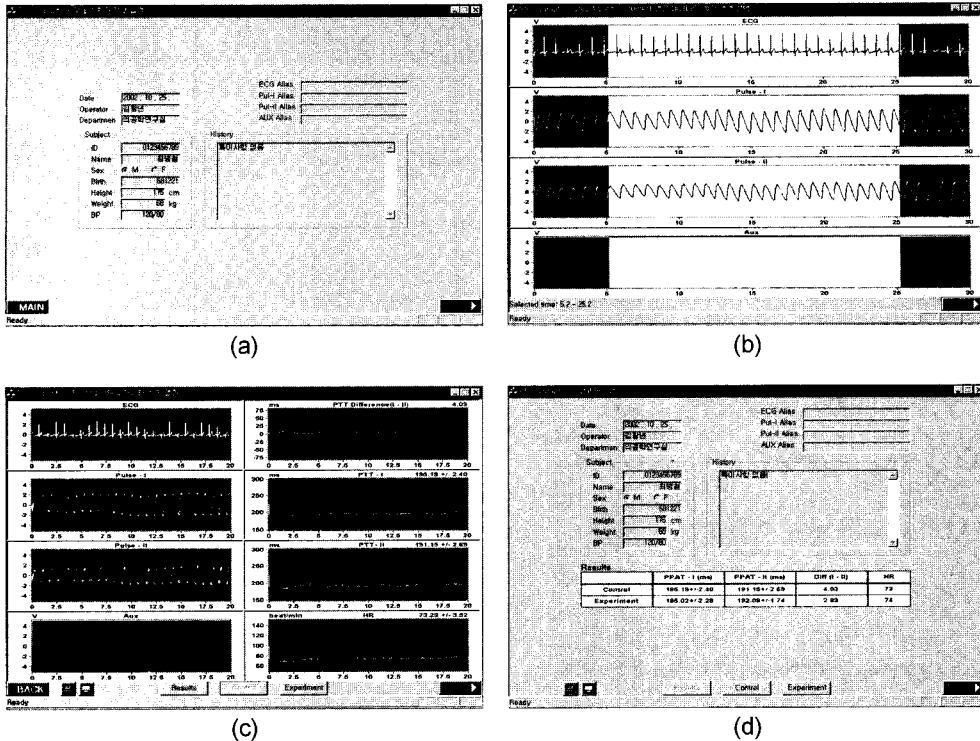


그림 7. 시스템 운용 소프트웨어 (a) 환자정보 입력창, (b) 데이터 처리를 위한 영역의 선택, (c) 데이터 처리 결과창, (d) 종합결과 창

Fig. 7. The application software of system (a) Input window of patient information, (b) Data acquisition and region selection for calculation, (c) The result window of processed data, and (d) Total result.

그리고 심박동수를 테이블로 제시하였으며, 환자 병력을 수정 및 편집할 수 있도록 하였다. 본 연구에 의해 구현된 운용 소프트웨어를 그림 7에 나타내었다.

3. 결과 및 고찰

본 연구에서 구현한 PTT 시스템을 이용하여 13명의 건강한 피검자들을 대상으로 PTT 데이터를 획득하였

으며, 본 실험에 응한 피검자들에 대한 통계적 임상정보는 표 3과 같다. PTT의 획득에 있어 피검자는 의자에 편하게 앉은 상태에서 두 손이 심장과 같은 높이에 위치하도록 자세를 취한 후 데이터를 획득하였고, 30분 후에 다시 한번 측정하여 시간차에 따른 상관관계를 규명하고자 하였다.

안정상태에서 각 피검자들로부터 2회에 걸쳐 획득한 PTT 측정 결과를 표 4에 나타내었다. 실험 결과 반복 측정에 의한 PTT의 측정 결과가 동일한 값을 보이지는 않았으나, 피어슨 상관계수가 0.8032(P<0.01)로 유의한 상관관계가 있음을 관찰할 수 있었으며, 안정상태에서의 반복측정에 따른 상관관계 분석 결과를 그림 8에 나타내었다.

다음으로 과혈류 유발 시 PTT의 변화를 측정하기 위하여 상완에 비관혈적인 혈압 측정에 사용하는 커프(cuff)를 감고 압력을 인가하여 5분간 혈류를 차단시킨 후 순간적으로 압력을 해제하여 과혈류를 유발시키고 이 때 PTT의 변화를 측정하였다. 실험 결과 혈관의 탄성도는 PTT의 변화를 유발하므로 PTT가 증가함을 알

표 3. 피검자 그룹에서의 임상정보
Table 3. Clinical history information of experimental group

	Mean ± SD	Min - Max
Age (yr)	29.8 ± 3.1	26 - 35
Height (cm)	175.4 ± 6.2	162 - 187
Weight (kg)	74.5 ± 6.8	61 - 84
SBP (mmHg)	114.5 ± 7.4	102.4 - 132.2
DBP (mmHg)	68.2 ± 4.8	56.4 - 74.8
Heart Rate	72.3 ± 11.5	57 - 96

표 4. 안정상태에서의 반복 측정시 PTT 결과

Table 4. PTT result on the data of repetitive measurement in resting state

	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10	E11	E12	E13
1st (ms)	236.69	179.44	210.50	209.36	192.44	214.23	226.33	200.63	214.96	196.07	193.78	235.44	239.68
2nd (ms)	237.10	194.34	213.57	204.94	190.86	210.25	223.28	192.14	221.51	205.33	198.10	236.33	240.51

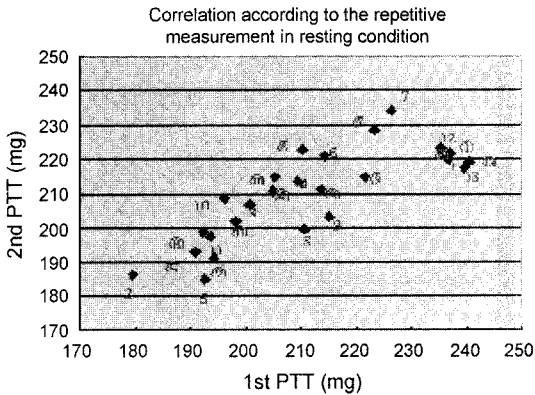


그림 8. 안정시 반복 측정에 따른 상관관계
Fig. 8. Correlation according to the repetitive measurement after resting state.

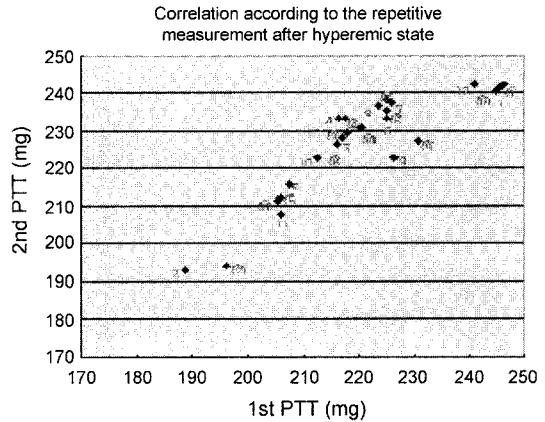


그림 9. 과혈류후 반복 측정에 따른 상관관계
Fig. 9. Correlation according to the repetitive measurement after hyperemic state.

수 있었으며 과혈류 유발 시 PTT의 반복 측정에서도 상관 계수가 0.868($P < 0.01$)로 유의한 상관관계가 있음을 관찰 할 수 있었다. 표 5에 과혈류 유발 시 PTT 반복 측정 결과를 나타내었고, 그림 9에 과혈류 후 PTT 반복 측정에 따른 상관관계를 나타내었다.

또한 안정 상태 시 PTT를 X축으로 하고 과혈류 시 PTT를 Y축으로 하여 두 가지 실험 조건에 따른 상관 관계를 그림 10에 나타내었다. 그림 10에서 전체적으로 기울기가 1인 직선의 상부에 데이터들이 분포하고, 피어슨 상관계수는 0.8805($P < 0.01$)로 나타났었다. 이러한 실험결과는 동맥의 신전성 및 혈관의 탄력성을 PTT로부터 검출할 수 있음을 나타내었다.

4. 결론 및 고찰

본 연구에서는 비침습적인 방법을 이용하여 간편하게 혈관의 신전성과 탄력성을 평가하기 위하여 PPG 센서를 이용한 PTT 시스템을 구현하였다. 구현된 PTT

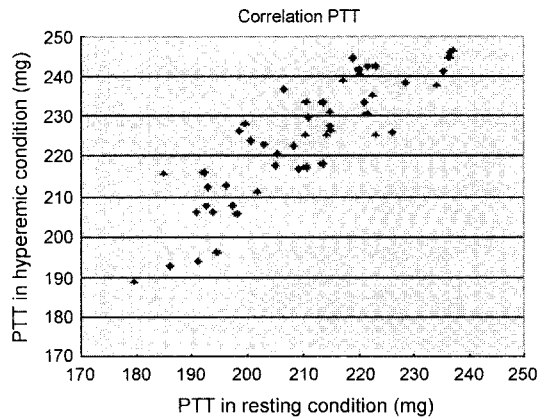


그림 10. 안정시와 과혈류시의 PTT 상관관계
Fig. 10. Correlation of PTT in resting and hyperemic state.

시스템은 1개 채널의 심전도와 2개 채널의 맥파를 측정할 수 있도록 구성하였으며, 심전도 신호는 Lead I을

표 5. 과혈류 유발시 각 피검자들의 반복 측정시의 PTT 결과 데이터

Table 5. PTT result on the data of repetitive measurement after hyperemic state

	E1	E2	E3	E4	E5	E6	E7	E8	E9	E10	E11	E12	E13
1st (ms)	245.61	188.67	217.15	216.57	207.52	225.13	225.95	223.73	226.51	212.58	206.01	240.96	256.32
2nd (ms)	246.24	196.19	218.00	217.73	205.96	225.24	225.22	216.06	230.64	220.55	205.53	244.65	254.32

기록하였고, 맥파는 투과형 PPG 방식을 사용하였다. PTT를 계산하기 위하여 미분 심전도의 제로교차점으로 부터 심전도 신호의 특징점을 추출하였으며, 2차 맥파 신호와 비교신호를 이용한 맥파 신호의 특징점을 검출하여 심전도 신호의 특징점과 맥파 신호의 특징점 사이의 시간차로서 PTT를 획득하였다.

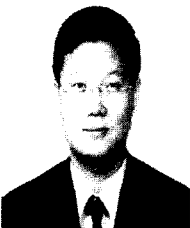
구현된 시스템의 유효성을 평가하기 위하여 안정상태에서의 PTT와 과혈류 유발 시 PTT를 반복적으로 측정하여 반복측정에 따른 상관관계를 분석하였다. 분석 결과 안정상태에서 반복측정된 PTT는 동일한 값을 보이지는 않았으나 상관계수가 0.8032($P < 0.01$)로 유의한 상관관계가 있음을 보여주었다. 그리고 과혈류 유발 시 PTT의 반복 측정에서도 상관 계수가 0.868($P < 0.01$)로 유의한 상관관계를 관찰할 수 있었다. 이러한 결과는 PTT가 동맥경로의 특성 변화를 잘 반영함을 의미하며, PTT의 분석을 통한 혈관의 물리적 특성변화를 검출할 수 있음을 시사한다. 즉 PTT 시스템은 인체의 상태 천이 및 환경 변화에 따른 CVS의 변화 양상을 비침습적으로 측정할 수 있으며, 임상에서 환자의 진단 및 치료 계획의 수립을 위한 보조 시스템으로 활용이 가능하리라 사료된다.

감사의 글

본 연구는 보건복지부 의료공학융합기술 개발사업(02-PJ3-PG6-EV05-0001) 지원에 의하여 이루어진 것임.

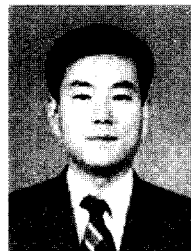
참고 문헌

- [1] N. Elaine, "Human anatomy and physiology", The Benjamin/Cummings Publishing Company, pp. 594-662, 1989.
- [2] C. Guyton, "Textbook of medical physiology", W.B. Saunders Company, 1986.
- [3] A. C. Burton, "Physiology and biophysics of the circulation", Year book Medical Publishers, Chicago, 1971.
- [4] Latham, R. D., Westerhof, N., Sipkema, P., Rubal, B. J., Reuderink, P., and Murgu, J.P., "Regional wave travel and reflections along the human aorta: a study with six simultaneous micromanometric pressures", *Circulation*, vol. 72, pp. 1257-1269, 1985.
- [5] R. Asmar, A. Benetos, and J. Topouchian *et al.*, "Assesment of arterial distensibility by automatic pulse-wave velocity measurement validation and clinical studies", *Hypertension*, vol. 26, pp. 485-490, 1995.
- [6] M. Okada, "Possible determinants of pulse-wave velocity in vivo", *IEEE Trans Biomed*, vol. 35, pp. 357-361, 1998.
- [7] Jago, J. R. and Murray, A., "Repeatability of peripheral pulse measurements on ears, fingers and toes using photoelectric plethysmography", *Clin Phys Physiol Meas*, vol. 9, no. 4, pp. 319-30, 1988.
- [8] Asmar, R., Benetos, A., and Topouchian, J. *et al.*, "Assesment of arterial distensibility by automatic pulse wave velocity measurement validation and clinical application studies", *Hypertention*, vol. 26, pp. 485-490, 1995.
- [9] M. Nitzan, B. Khanokh, and Y. Slovik, "The difference in pulse transit time to the toe and finger measured by photoplethysmography", *Physiol. Meas*, vol. 23, pp. 85-93, 2002.
- [10] 김민수, 서희돈, "웨이브렛 계수를 이용한 부정맥 판정용 퍼지시스템 설계", *센서학회지*, vol. 11 no. 4, 2002.
- [11] 정도운, 전계록, 배진우, 김길중, 심윤보, "휴대형 혈액가스분석 시스템의 구현 및 성능평가", *센서학회지*, vol. 12 no. 1, 2003.



최 병 철 (Byeong-Cheol Choi)

- 1995. 8 인제대학교 보건대학 의용공학과 (공학사)
- 1998. 2 부산대학교 대학원 의공학협동과정 (공학석사)
- 2004. 2 부산대학교 대학원 의공학협동과정 (공학박사)
- 2000. 3 ~ 현재 춘해대학 의료공학과 조교수
- 주관심분야 : 모델링 및 시뮬레이션, 생체계측



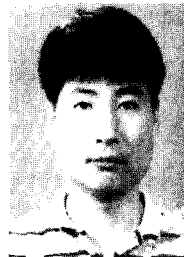
정 동 근 (Dong-Keun Jung)

- 1989. 2 부산대학교 의과대학(의학사)
- 1991. 2 부산대학교 의과대학(의학석사)
- 1993. 8 부산대학교 의과대학(의학박사)
- 1997. 5 ~ 현재 동아대학교 의과대학 의공학교실 부교수
- 주관심분야 : 생리학, 생체신호처리



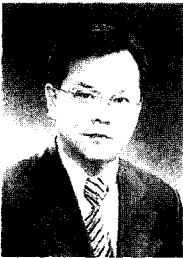
정 도 운 (Do-Un Jeong)

- 2000년 동서대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
- 2002년 부산대학교 대학원 의공학협동과정 졸업(공학석사)
- 2002년 ~ 현재 부산대학교 대학원 의공학협동과정 박사과정
- 주관심분야 : 생체계측시스템, 생체신호처리



노 정 훈 (Jung-Hun Ro)

- 1984. 2 부산대학교 자연과학대학 물리학과(이학사)
- 1986. 2 부산대학교 자연과학대학 물리학과(이학석사)
- 2001. 2 부산대학교 자연과학대학 물리학과(이학박사)
- 2003. 3 ~ 현재 부산대학교 의과대학 의공학교실 기금조교수
- 주관심분야 : 의광학



전 계 록 (Gye-Rok Jeon)

- 1978년 부산대학교 공과대학 전기기계공학과 졸업(공학사)
- 1982년 부산대학교 공과대학 전자공학과 졸업(공학석사)
- 1993년 동아대학교 공과대학 전자공학과 졸업(공학박사)
- 1985년 ~ 현재 부산대학교 의과대학 교수
- 2000년 ~ 현재 부산대학교 의과대학 의공학교실 주임교수
- 주관심분야 : 의용계측, 영상신호처리, 생체시스템 모델링