

맥파 전달 속도(PWV) 측정을 위한 특징점 검출 알고리즘 개발

최정현¹ · 조욱현² · 박준호³ · 김남훈⁴ · 성향숙⁴ · 조종만^{4,+}

Development of Feature Points Detection Algorithm for Measuring of Pulse Wave Velocity

Junghyeon Choi¹, WookhyunCho², JunhoPark³, NamhoonKim⁴, HyangsookSeong⁴, and Jongman Cho^{4,+}

Abstract

The compliance and stiffness of artery are closely related with disease of arteries. Pulse wave velocity(PWV) in the blood vessel is a basic and common parameter in the hemodynamics of blood pressure and blood flow wave traveling in arteries because the PWV is affected directly by the conditions of blood vessels. However, there is no standardized method to measure the PWV and it is difficult to measure. The conventional PWV measurement has being done by manual calculation of the pulse wave transmission time between coronary arterial proximal and distal points on a strip chart on which the pulse wave and ECG signal are recorded. In this study, a pressure sensor consisting of strain gauges is used to measure the blood pressure of arteries in invasive method and regular ECG electrodes are used to record the ECG signal. The R-peak point of ECG is extracted by using a reference level and time windowing technique and the ascending starting point of blood pressure is determined by using differentiation of the blood pressure signal and time windowing technique. The algorithm proposed in this study, which can measure PWV automatically, shows robust and good results in the extraction of feature points and calculation of PWV.

Keywords : Pulse Wave Velocity, Aortic Pressure, Blood Flow

1. 서 론

연령이 증가함에 따라 대동맥의 혈관벽은 두꺼워지고 탄력성 (compliance)이 낮아지며 혈관의 경직성 (stiffness)이 증가하는 것으로 알려져 있으며, 또한 동맥경화와 같은 대동맥 질환이 발생하면 혈관벽내의 콜레스테롤, 혈전 등의 영향으로 혈관의 탄력성은 낮아지고 경직성은 증가하게 된다. 따라서 혈관의 탄력 및 경직도를 수치화하여 나타낸 결과는 대동맥 혈관의 건강 상태를 평가하는데 매우 유용한 지표로 활용될 수 있다[1, 2].

동맥혈관의 경화도를 비롯한 임상 데이터는 실제 임상에서 동맥 혈관의 건강 상태를 판단하는 중요한 인자로 활용되며, 맥파 전달 속도는 동맥 경화 등 심혈관계 질환의 상태를 판단하는 중요한 척도가 된다. 그 동안 많은 연구자에 의해서 맥파 전달 속도의 중요성이 제기되었으며 맥파 전달 속도와 경화의 연관성에 대해 연구가 활발히 이루어졌다[3, 4].

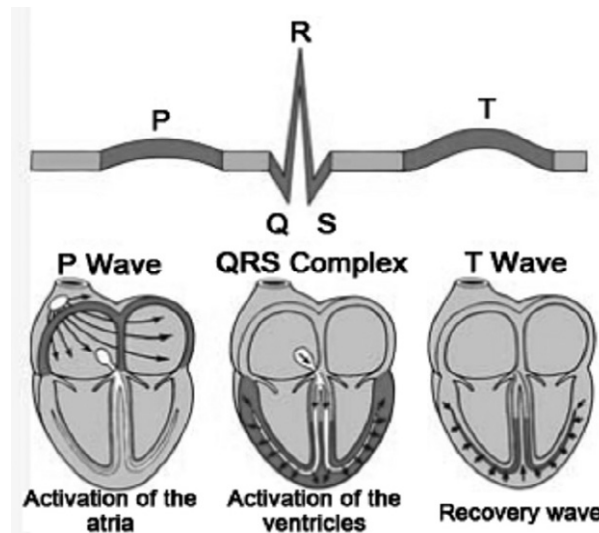


Fig. 1. The phase of cardiac excitation associated with particular parts of the ECG single.

심장 운동에서 심장 근육의 주기적 수축-이완 반복 운동에 따라 심장의 동방결절(SA node)에서 시작된 미세한 전기자극은 방실결절(AV node), 히스 결절(His Bundle), bundle branch, 푸킨제 섬유(Purkinje fibers) 등의 순서로 전달되며 이런 전기적 신호가 피부 표면으로 전도되어 측정되는 것을 심전도(electro cardiogram)

¹ (재)김해의생명센터 (Gimhae Biomedical Center)

² 삼육의료원(Samyook Medical Center)

³ 겜텍(Gem Tech Co., Ltd)

⁴ 인제대학교 의용공학과 (Department of Biomedical Engineering, Inje University)

+ Corresponding author : minerva@inje.ac.kr

(Received : Sep. 1. 2011, Accepted : Sep. 14. 2011)

라고 한다. Fig. 1은 심장의 수축-이완 운동에 따른 혈류의 변화와 그에 따른 ECG 파형의 형태와 신호 특성(P-QRS-T파의 발생)을 나타낸다[4].

혈류는 심장의 수축에 따라 심장으로부터 흘러나와 신체의 각 말단에까지 이르게 되는데, 흘러나오는 혈액의 흐름에 따라 나타난 혈류파를 맥파라고 하고 각 말단에 맥파가 전달되는 속도를 맥파 전달 속도(Pulse Wave Velocity, PWV)라고 하며 이는 동맥의 경화 등 피검자의 혈관 건강 상태에 따라 개인차를 보인다.

맥파 전달 속도는 대동맥의 경직성이나 탄력성을 평가하는 기준으로 활용되는 것으로서 혈관의 탄력성이 감소하면 혈류의 완충능력이 저하되어 혈류속도는 빨라지게 되고, 맥파 전달 속도도 증가하게 되는 원리에 근거하므로 맥파 전달 속도 변화는 동맥의 탄력성의 변화를 간접적으로 반영하는 지표로 사용될 수 있다[4-6].

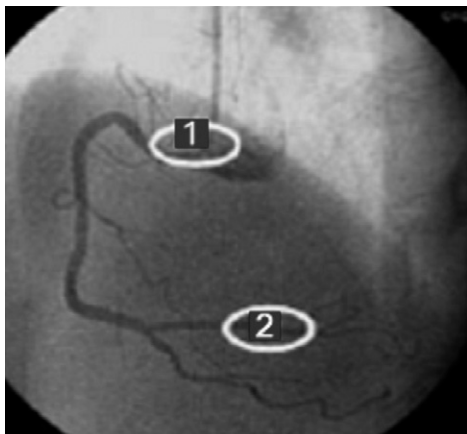
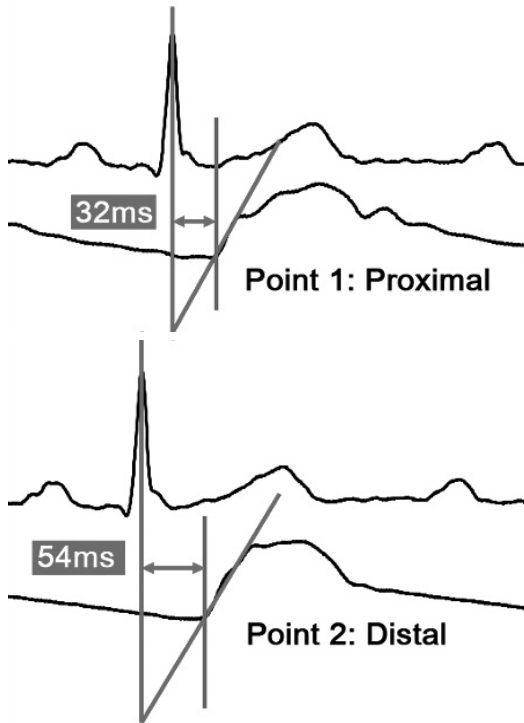


Fig. 2. Manual measuring of pulse wave velocity(Point 1 : Proximal, Point 2 : Distal).

맥파 전달 속도는 맥파가 전달되는 통로 즉, 동맥 혈관에서 측정할 수 있으며, 일정 시간(dt)동안 맥파가 전달되는 통로의 길이(length, L)로 도출되는 속도를 의미한다. 이때, 혈관의 길이(L)는 두 측정 지점간의 거리이고 시간(dt)은 시간 지연을 나타내며 일반인들의 맥파 전달 속도는 약 500 cm/sec~2,000 cm/sec를 보인다 [4, 7]. 식 1은 맥파 전달 속도를 도출하는 일반적인 계산식이다.

$$PWV = \frac{L(P_1 \leftrightarrow P_2)}{\Delta t (|T_1 - T_2|)} \quad (1)$$

Fig. 2는 기존 맥파 전달 속도를 구하기 위하여 임상 결과지를 사용하여 측정하는 고전적 측정 방법을 나타낸 그림이다. 기존에 임상에서 활용되는 맥파 전달 속도 측정 방법은 의사가 환자의 임상 결과지상의 ECG와 맥파 스트립 차트를 보고 수작업에 의해 접선을 그어 ECG R피크와 맥파 상승 시작점간의 시간차를 구하고, 이를 이용하여 맥파 전달 속도를 계산하는 방법을 사용한다. 연구자에 따라 맥파 전달 속도를 계산하기 위해 설정하는 기준점이 달라질 수 있으나, 일반적으로 시간대역에서 기준점 및 특징점 검출을 용이하게 하고, 구분이 용이한 ECG의 R피크를 맥파 상승 시작점 도출을 위한 기준으로 설정하고 맥파 전달 속도에 따른 맥파의 상승 시작점을 특징점으로 적용하여 식 1에 따라 결과값을 구한다.

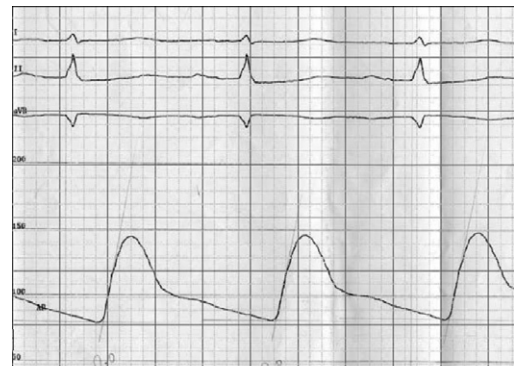


Fig. 3. ECGs and blood pressure graph used for calculation of pulse wave velocity by classical method.

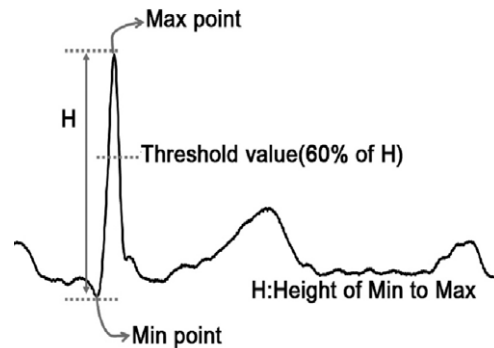


Fig. 4. Calculation of the threshold level for detection of R peak in ECG.

하지만 기존에 사용되는 방법인 임상시에 의한 수작업은 계산 시간이 오래 걸리고 번거로움과 부정확한 결과를 보여주었으며[8-10] 상기 문제를 인지한 임상사들의 요구로 인하여 시간차를 자동으로 계산하고, 측정 지점간의 거리 차이를 입력해주면 맥파 전달 속도를 자동으로 계산하여 나타내는 장치가 개발되었으나, 시간 분해능이 낮고(4 ms) 수치 정확도가 낮아 그 활용도 및 정확도가 낮은 수준이다[11]. 기존의 맥파 전달 속도 측정 방법에서 적용된 방법을 이용하면 ECG상의 기준인 R피크의 자동 검출은 비교적 용이하나, 혈압 파형의 판별 및 맥파 전달 속도의 수치에 영향을 미치는 중요한 요소인 혈압 파형의 상승 시작점을 검출한 결과는 맥파 특징점으로 대표되는 상승 시작점 구간을 측정함에 있어, 연구자에 따라 다른 알고리즘을 적용함에 따라 그 수치 및 분석 결과값이 큰 개인차를 보인다.

맥파 전달 속도의 많은 임상적 활용에도 불구하고, 아직 맥파의 특징점 검출을 위한 표준적인 방법이 제시되어 있지 않고 있다. 맥파 전달 속도는 두 맥파 시작점 간의 시간 간격을 기반으로 계산되기 때문에 시작점의 결정은 결과값에 영향을 미치는 매우 중요한 인자이다. 따라서 본 연구에서는 맥파 전달 속도 판정의 중요 결정 기준이 되는 혈압 파형의 상승 시작점을 자동으로 측정할 수 있는 알고리즘의 개발 및 그 검증을 목표로 한다.

2. 실험 방법

2.1 신호 판별 알고리즘 개발

2.1.1 ECG R피크 자동 검출

ECG의 R피크는 측정 초반 약 2초간 측정된 값의 최고값과 최저값을 측정하여 각 값의 범위를 설정하고 실시간 측정 시 측정값이 문턱치 값을 초과하기 시작한 시점부터 데이터 저장을 실시하여 유효한 범위 내 데이터를 저장한다. 이때 2초간 신호를 수집한 이유는 한 주기의 온전한 ECG 신호를 측정하기 위한 충분한 시간값이며, 문턱치 값은 2초간 측정된 ECG 신호 최고값의 60 %값으로 설정한다. 문턱치 값을 설정한 이유는 대량의 데이터 측정을 실시하는 시스템에서 불필요한 메모리의 소진을 방지하고 신호 검출의 효율 및 데이터 처리 속도 향상을 위해 적용된 방법이다. 상기 과정 이후에 측정된 ECG 신호 10주기에 해당하는 유효 신호 범위 내 측정값을 분석하여 최고값으로 추정되는 값을 ECG의 R피크로 설정하고 맥파 전달 속도 측정의 근거가 되는 시간 기준값으로 설정된다.

2.1.2 기존 맥파 상승 시작점 자동 검출 알고리즘 분석

맥파 특징점은 일반적으로 두 가지 직선의 교점(intersection) 방법이 널리 이용되는데, 맥파의 1차 미분 최고점에서 발생한 접선과 최저점의 수평선의 교점을 검출하는 접선-교점 방법(intersecting tangent method)이 일반적으로 사용되고 있다. 또

한 수축기 초반에 나타나는 상승부분을 따르는 직선과 이완기에 진행되는 파형의 하강부분을 따르는 직선과의 교점을 이용하는 방법이 있고, 수축기 상승부분의 파형을 따르는 직선과, 최저점을 통과하는 수평선의 교점을 이용하는 방법이 있다[12].

Chiu 등은 맥파 시작점 검출을 위한 방법으로 이완기 파형의 최저점, 1차 미분의 최고점, 2차 미분의 최고점, 그리고 1차 미분의 최고점에서 발생한 접선과 최저점을 통과하는 수평선과의 교점을 이용하는 접선-교점 방법(intersecting tangent method)의 4가지 컴퓨터 알고리즘을 적용하여 각 방법간의 상관계수를 비교하였다. 그 결과 맥파의 특징점 검출을 위한 자동 알고리즘으로 2차 미분 최고점과 접선-교점 방법이 가장 적합한 것으로 제안되었다[12].

2.1.3 새로운 맥파 특징점 검출 알고리즘의 개발

2.1.3.1 신호 검출 알고리즘

본 연구에서 제안하는 특징점 검출 및 맥파 전달 속도 검출 알고리즘은 Fig. 5와 같은 절차로 진행된다.

카테터의 말단이 Fig. 2의 측정지점 1 (P1)에 위치할 때 측정이 시작되면 ECG와 맥파를 10초간 측정하여 그 데이터를 저장하고(과정 4~8), 카테터 말단을 이동시켜 측정 위치를 변경하여 측정지점 2 (P2)로 카테터를 이동시켜 측정지점 1에서와 동일한 방법(과정 4~8)으로 측정을 반복한다. 각 지점에서 측정된 데이터를 바탕으로 제안된 알고리즘을 이용하여 ECG의 R피크, 맥파의 특징점 등의 분석(과정 9.1~9.5)을 실시하고 그 결과를 바탕으로 맥파 전달 속도를 도출한다.

2.1.3.2 맥파 특징점 검출

맥파 전달 속도의 결과에 영향을 미치는 요소인 맥파의 상승 시작점을 결정짓는 것은 매우 중요한 과정이다. 임상에서 사용하는 manual strip chart의 경우 측정자의 주관적인 견해에 따라 그 특징점의 위치 및 결과값이 달라지므로 이러한 문제를 개선하기 위한 본 연구에서 제안하는 특징점 검출 알고리즘은 다음과 같다.

Fig. 6은 제안된 알고리즘이 적용된 접선 교점 원리를 나타낸 그림이다. 측정된 ECG 신호로부터 유효한 맥파의 상승 구간을 2차 미분하여 수축기의 시작점으로 추정 가능한 미분 최고점에서 이완기의 시작점으로 추정 가능한 미분 최저점 사이 구간에 걸쳐 최소 제곱 회귀 분석(least-squares regression analysis)을 실시하여 선형 회귀접선 방정식을 도출한 다음 이완기 최저점을 기준으로 도출한 수평선과의 교점을 구하여 그 점을 맥파 수축기의 시작점으로 설정하였다. 검출된 특징점과 ECG의 R피크와의 시간차(dt)를 구하고 측정지점간의 길이(L)에 따른 속도(L/dt)를 계산한 값이 맥파 전달 속도(PWV)가 된다.

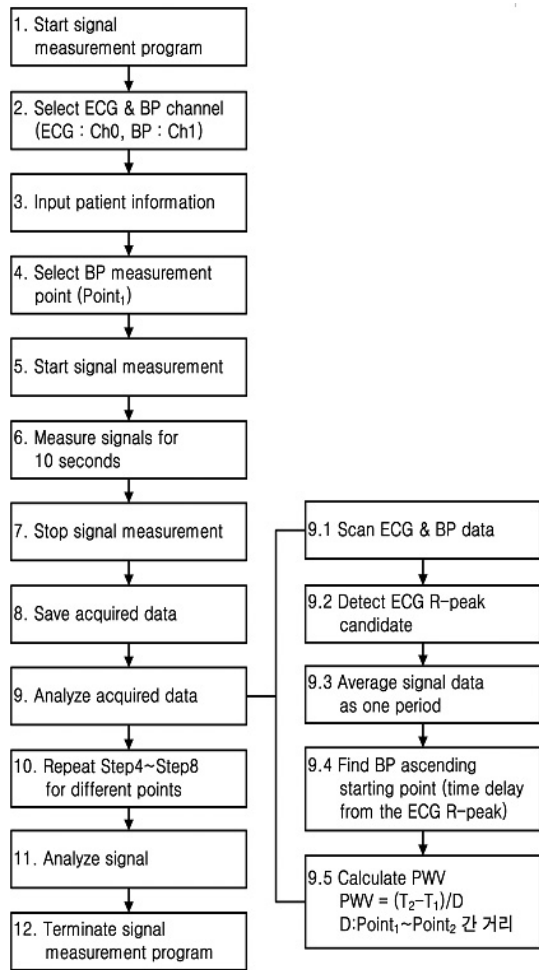


Fig. 5. The flow chart for the detection and analysis of ECG and BP signals.

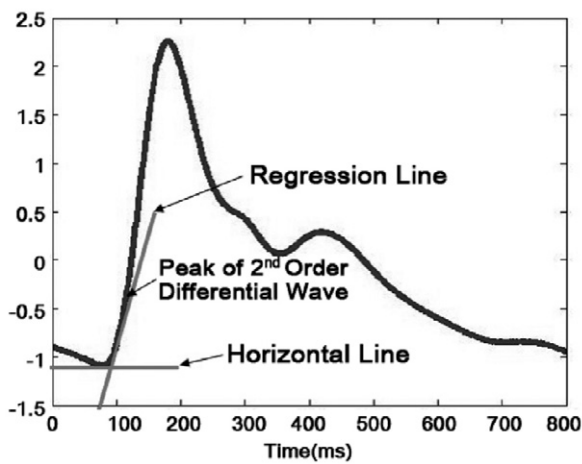


Fig. 6. The tangent intersection method proposed in this study.

맥파의 상승 시작점을 경화도 판단의 근거로 삼는 이유는 맥파 수축기의 시작부분에서는 동맥 가지의 진동현상과 같은 맥파 변형이 관찰되지 않고 반사파에 의한 영향을 받지 않으므로 상승 시작점은 맥파 분석의 특징점으로 가장 널리 이용되고 있기 때문이다[13, 14].

3. 결과 및 고찰

3.1 시스템 개발

3.1.1 시스템의 구성

Fig. 7는 본 연구를 통해 개발된 장치의 블록 다이어그램이며 Fig. 8은 개발된 장치이다.

리드 II법을 사용하여 electrode에 의해 측정된 ECG 신호는 신호 검출 장치(P400, Physiolab)에 의해 5,000배 증폭되고 Notch 필터, 0.1 Hz~35 Hz Band Pass Filter를 지나 DAQ(Digital Acquisition) 보드(USB-9215A, National Instrument)에 입력된다. 압력 트랜스듀서(Deltran II, Utah Medical)로부터 획득한 맥파 신호는 100배 증폭(AD524, Analog Devices)되어 DAQ 보드에 입력된다. DAQ보드를 통해 입력된 신호는 신호 분석용 컴퓨터에 입력되고 앞에서 제안한 알고리즘을 Visual C++로 구현한 전용 분석 프로그램(PWV Analyzer)에 의해 맥파 전달 속도의 연산이 이루어진다. 본 연구에서 사용된 디지털 신호 변환 장치는 4개 채널의 16 bit의 분해능을 가지며 샘플링 속도는 100 kS/s를 가진다. 신호 획득 장치와 컴퓨터는 상용 전원에 의한 60 Hz 주파수 잡음을 없애기 위하여 배터리로 구동하였다.

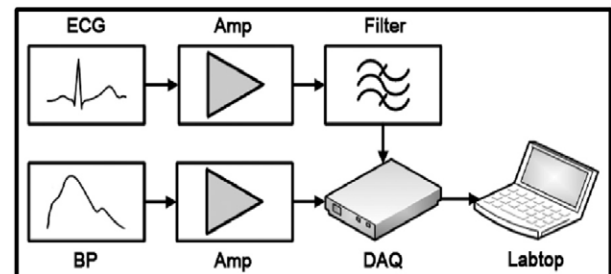


Fig. 7. System block diagram.

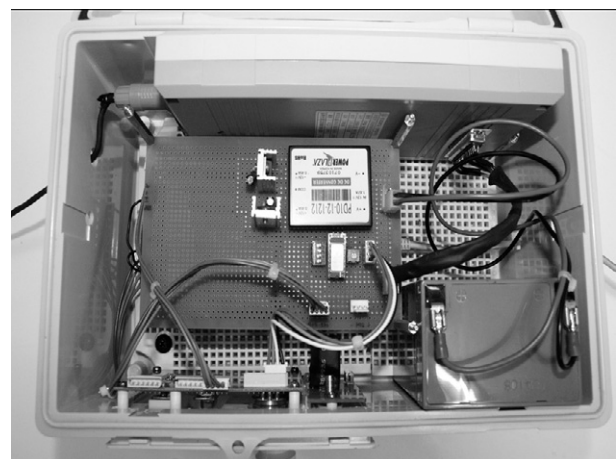


Fig. 8. The implemented prototype for the measurement of pulse wave velocity.

3.1.2 신호 분석 프로그램 구성

ECG를 측정하기 위해 환자의 가슴에 1회용 심전도 전극인 EKG2223(3M, 미국)을 부착하고 Lead II법으로 흉부에서 ECG를 측정하는데, ECG를 측정하는 방법은 표준 12가지 방법이 있으며 단극을 사용하는 Lead II법이 측정 결과가 우수하여 임상에서는 가장 흔히 쓰인다. Fig. 10은 Lead II법을 이용한 ECG 측정방법을 설명하였다.

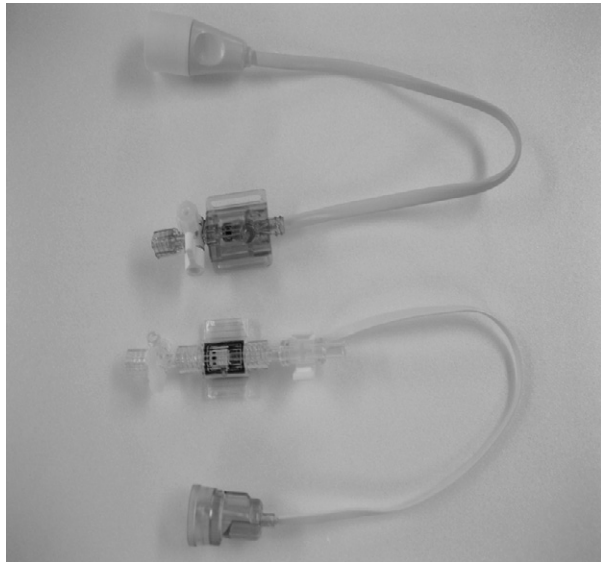


Fig. 9. Pressure sensors used for the measurement of blood pressure.

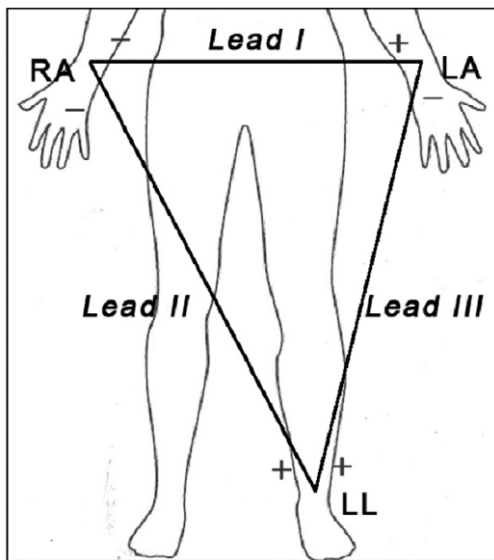


Fig. 10. Standard configuration for ECGs recording.

3.2 맥파 전달 속도 자동 측정 및 분석 프로그램 개발

Fig. 11은 제안된 알고리즘을 적용하여 맥파 전달 속도를 도출하기 위하여 제작된 PWV Analyzer의 사용자 인터페이스이다. 이 프

로그래를 이용하여 맥파속도를 다음과 같은 순서로 측정한다.

혈관 카테터 말단에 혈압 트랜스듀서를 연결하여 혈관으로부터 압력을 측정할 수 있도록 준비한 다음 신호 측정 프로그램을 시작한다. 이 때 혈압 트랜스듀서는 침습적인 시술임을 고려하여 임상에서 널리 사용하고 있는 혈압 센서인 DELTRAN II(Utah Medical, 미국)를 사용하였으며, 트랜스듀서에 의해 압력 신호에서 전기적 신호로 변환된 혈압 신호는 신호 검출 회로에 의해 분석 가능한 디지털 신호로 변환된다.

측정 프로그램에서 ECG는 채널 0에 할당되어 있으며, 혈압 신호는 채널 1에 할당되어 있으므로 개발된 신호 분석 프로그램인 PWV Analyzer V2.2 패널의 <Dev3/ai0>, <Dev3/ai1>로 측정 채널값을 세팅한 다음 환자의 이름 및 날짜, 측정 부위 등의 부가적 기재사항을 입력한다.

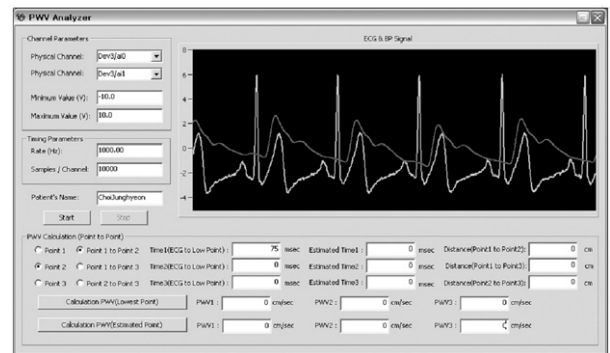


Fig. 11. User interface for the developed program. The light gray-colored waveform shows ECG and the dark gray-colored one indicates PPG single.

신호 측정 프로그램의 패널에는 신체 중 최대 3곳의 위치에서 심전도 및 혈압 파형을 측정할 수 있는데 먼저 측정 위치 1 (Point 1)을 선택한 후, 신호 측정 시작 버튼 (Start)을 클릭한다. 측정된 심전도 및 혈압 신호는 실시간으로 디스플레이 되며 10초간의 측정 후 측정 종료 버튼 (Stop)을 클릭하면 신호 측정은 종료되고 측정된 신호 데이터는 메모리에 저장된다. 측정위치를 위치 2 (Point 2)로 이동하여 상기 측정 과정을 반복하면 동맥 혈관 내 두 곳에서의 혈압 파형이 획득된다. 추가적으로 침습적 동맥 혈관 경직도의 판별 방법인 맥파 전달 속도를 구하는데, 측정 위치가 위치 1과 위치 2라면 맥파 전달 속도 검출 구간을 (Point 1 to Point 2)로 설정하고 맥파 전달 속도 검출 버튼 (PWV Calculation)을 클릭하면 해당 구간의 맥파 전달 속도 값이 표시되며, (Point 1 to Point 2), (Point 2 to Point 3), (Point 1 to Point 3) 구간에서의 맥파 전달 속도 값 검출도 가능해진다.

이때, PWV Analyzer V2.2의 신호 분석 과정은 다음과 같다. 먼저 ECG와 혈압 신호 전체를 스캐닝하고 ECG의 R-peak 시간(t)을 검출한다. R-peak의 시간값은 혈압 신호 분석의 기준점으로 사용되는데, 이를 기준으로 혈압 신호를 구분하여 보정한다 다음 10개 주기의 각 신호를 누적 합산한다. 누적 합산된 혈압 파형은 평균화된

파형의 형태를 보이지는 불규칙 잡음(random noise)이 모두 제거 되어 신호 분석 과정을 위해 필요하며, 상기 과정을 통해 최종적으로 한 주기의 ECG와 혈압 파형이 구해진다.

3.3 유효성 검증 개요

제안된 알고리즘의 유효성을 시험하기 위하여 심혈관계 질환(관상동맥 협착증, 혈전증) 환자 15명(남자 11명, 여자 4명)에 적용하여 측정하였으며 그 결과값을 비교 실험하였다. Table 1은 피검 대상 환자의 기본 인적 정보를 나타낸 표이다.

Table 1. Subjects participated in the experiment.

Subject(n=15)	Mean ± SD	Min~Max
Age(yr)	55.00 ± 18.21	35~77
Height(cm)	166.67 ± 6.89	155~173
Weight(kg)	65.32 ± 5.85	56~73
Systolic BP(mmHg)	132.50 ± 16.05	115~150
Diastolic BP(mmHg)	80.83 ± 14.29	60~90
Mean BP(mmHg)	98.06 ± 11.76	82~110

**BP : Blood Pressure

3.4 유효성 검증 결과

Fig. 12는 본 연구를 통하여 제안된 알고리즘 적용한 실험 결과를 바탕으로 통계 분석을 실시한 결과표이다. 개발된 장치를 이용하여 시험한 피검자의 데이터의 유의성 분석을 위해 표준 편차를 이용한 성능 검증을 실시하였다.

Fig. 12에는 15명의 피검자로부터 본 연구에서 개발된 장치를 이용하여 침습적인 방법으로 측정된 맥파 전달 속도를 세로축(INJE)에 나타내었으며, 비교를 위해 MacLab 시스템(GE Healthcare社, 미국)을 이용하여 비침습적인 방법으로 측정된 맥파 전달 속도값을 가로축(MacLab)에 나타내어 두 장치간의 상관관계를 그래프로 도시화하였다. 실험 결과값은 환자의 [Subcalvian-Iliac Artery] 구간과 [RCA Proximal-RCA Distal] 구간으로 측정 구간을 한정하여 실험하였으며 그 결과 선형성을 보임으로 개발 기술의 유의성을 확인하였다. 이 때, 그래프의 세로축은 본 연구를 통하여 제안된 알고리즘을 적용하여 측정된 PWV 결과값을 나타낸 것이며, 가로축은 수술중 실시간 환자의 모니터링이 가능한 GE MacLab 시스템을 통하여 측정된 PWV 결과값이다. Fig. 12를 통하여 두 기기를 통한 측정값의 상관분석을 실시한 결과를 도시화하였으며, 따라서 제안 기술의 신뢰성을 검증하였다.

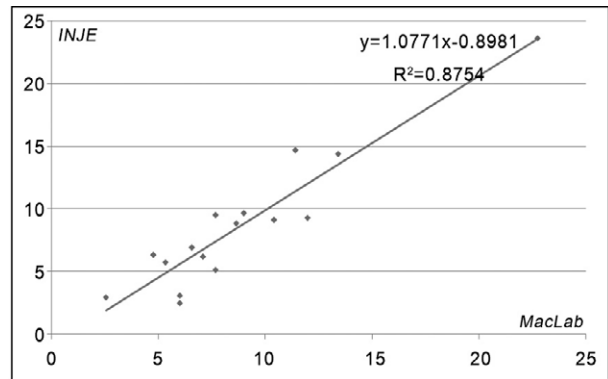


Fig. 12. Comparison of the PWV measurement result obtained by the proposed system with the one obtained by MacLab system.

4. 결 론

4.1 연구 독창성 및 우수성

기준에 사용되는 임상 결과치를 이용하여 수작업으로 행해지던 맥파 전달 속도 검출을 자동으로 검출할 수 있는 시스템을 개발 완료하였으며, 맥파 전달 속도 값에 중요한 영향을 미치는 맥파의 특징점 검출 알고리즘을 개발 및 적용하여 맥파 전달 속도 분석 프로그램을 개발하였다.

개발한 결과물을 이용하여 심혈관계 질환자 15명의 맥파 전달 속도 수치를 측정하였으며, 상승 동맥을 비롯한 동맥 혈관 대부분에서 맥파 전달 속도 측정이 안정적으로 이루어졌고 그 결과값의 유의성을 확인함으로써 본 연구의 독창성 및 우수성이 검증되었다.

4.2 관상동맥 맥파 측정의 한계성

개발된 시스템 및 특징점 검출 알고리즘을 적용하여 15명의 환자에게 적용한 결과 상승 동맥을 비롯한 대동맥에서의 측정값이 매우 정확하나 LAD(Left Anterior Descending), RCA(Right Coronary Artery) 등의 관상동맥에서는 측정값이 일부 불안정하거나 파형의 위상 변동 현상을 보였으며 이는 맥파 전달 속도값 변화의 원인이 되었다. 이는 삽입된 카테터의 직경에 비해 혈관 내부의 직경이 좁아 내부 압력 증가에 따른 맥파 전달 속도값 변동에 영향을 미친 것으로 분석된다.

4.3 향후 연구계획

본 연구를 통하여 중심동맥, 경동맥, 상완동맥, 액와동맥, 요골동맥 등 대부분의 동맥에서 적용 가능한 맥파 전달 속도 자동 검출 시스템 및 특징점 검출 알고리즘이 성공적으로 개발되었으나 일부 관상동맥의 측정에서 측정값의 변동을 보임으로써 관상동맥을 포함하

여 범용으로 적용 가능한 맥파 측정 센서의 개발 또는 좁은 관상동맥의 내부 직경을 고려한 수치 분석 알고리즘의 개발이 필요한 것으로 보인다.

감사의 글

이 논문은 2007년 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (KRF-2007-521-D00606)

REFERENCES

- [1] E.R. Gozna, A.E. Marble, A. Shaw, and J.G. Holland, "Age-related changes in the mechanics of the aorta and pulmonary artery of man", *J. Appl. Physiol.*, vol. 36, pp. 407-411, 1974.
- [2] A. Schmidt-Trucksass, D. Grathwohl, A. Schmid, R. Boragk, C. Upmeier, and J. Keul, M. Huonker, "Structural, functional, and hemodynamic changes of the common carotid artery with age in mail subjects", *Arterioscler Thromb. Vasc. Biol.*, vol. 19, pp. 1091-1097, 1999.
- [3] R. Asmar, *Arterial stiffness and pulse wave velocity: Clinical applications*, Elsevier, 1999.
- [4] W.W. Nichols and M.F. O'Rourke, *McDonald's blood flow in arteries, 5th ed.*, A Hodder Arnold, 2005.
- [5] P. Hollock, "Arterial elasticity in man in relation to age as evaluated by the pulse wave velocity method", *Arch. Internal Medicine*, vol. 54, pp. 770-794, 1934.
- [6] T. Young, "The Croonian lecture: On the function of the heart and arteries", *Philosophical Transactions of the Royal Society of London*, vol. 99, 1809.
- [7] M.F. O'Rourke, *Arterial Function in Health and Disease*. Edinburgh, Churchill, 1982, pp 27-32.
- [8] J.C. Bramwell, A.V. Hill, "Velocity of transmission of the pulse wave and elasticity of arteries", *Lancet*, vol. 1, pp. 891-892, 1922.
- [9] F.W. Haynes, L.B. Ellis, S. Weiss, "Pulse wave velocity and arterial elasticity in arterial hypertension, arteriosclerosis, and related conditions", *Am. Heart J.*, vol. 11, pp. 385-401, 1936.
- [10] W. Klip, "Difficulties in the measurement of pulse-wave velocity", *Am. Heart J.*, vol. 56, no. 6, pp. 806-813, 1958.
- [11] Mennen Medical Ltd., *HORIZON 9000 WS CATHLAB Service manual*, 2001.
- [12] Y.C. Chiu, P.W. Arand, S.G. Shroff, T. Feldman, and J.D. Carroll, "Determination of pulse wave velocities with computerized algorithms", *Am. Heart J.*, vol. 121, no. 5, pp. 1460-1470, 1991.
- [13] R. Kelly, C. Hayward, A. Avolio et al. "Noninvasive determination of age-related changes in the human arterial pulse", *Circulation*, vol. 80, pp. 1652-1659, 1989.
- [14] M.F. O'Rourke and R.P. Kelly. "Wave reflection in the systemic circulation and its implications in ventricular function", *Journal of Hypertension*, vol. 11, pp. 327-337, 1993.
- [15] P. Hallock, "Arterial elasticity in man in relation to age as evaluated by the pulse wave velocity method", *Arch. Internal Medicine*, vol. 54, pp. 770-794, 1934.
- [16] F.W. Haynes, L.B. Ellis, and S. Weiss, "Pulse wave velocity and arterial elasticity in arterial hypertension, arteriosclerosis, and related conditions", *Am. Heart J.*, vol. 11, pp. 385-401, 1936.



최 정 현(Jung Hyun Choi)

- 2009년 인제대학교 의용공학과(공학석사)
- 2009년-2010년 (주)윤원테크 R&D팀 전 연구원
- 2010년-현재 김해시 차세대 의생명융합 산업 지원센터 연구원
- 주관심분야: 신호처리, 이미지프로세싱



조 옥 현(Wook Hyun Cho)

- 1994년 경북대학교(의학박사)
- 인제대학교 서울백병원 교수
- 미국 국립의료원(NIH)/국립노화연구소(NIA) 심혈관연구소 교환교수
- 2010년-현재 삼육서울병원 심장내과 과장
- 주관심분야: 협심증, 심근경색증, 고혈압, 심부전증, 부정맥



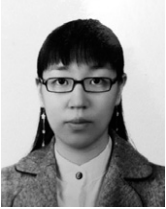
박 준 호(Jun Ho Park)

- 2009년 인제대학교 의용공학과(공학석사)
- 2010년-현재 젬텍(Gem Tech) 연구원
- 주관심분야 : 신호처리, 이미지프로세싱



김 남 훈(Nam Hoon Kim)

- 현재 인제대학교 의용공학과 석사과정 재학 중
- 주관심분야 : 신호처리, 이미지프로세싱



성 향 숙(Hyang Sook Seong)

- 현재 인제대학교 의용공학과 석사과정 재학 중
- 주관심분야 : 신호처리, 이미지프로세싱, 재활공학



조 종 만(Jong Man Cho)

- 1994년 인하대학교(공학박사)
- 1990년-현재 인제대학교 의용공학과 교수
- 1996년 -1998년 미 국 Rutgers University 교환교수
- 2002년-현재 (주)세미닉스 기술자문교수
- 2010년-현재 김해시 차세대 의생명융합 산업 지원센터 연구원
- 주관심분야 : 신호처리, 인공신경회로망, 원격진료