

Development of a Characteristic Point Detection Algorithm
for the Calculation of Pulse Wave Velocity李樂範* · 任在重[†]
(Lark-Beom Lee · Jae-Joong Im)

Abstract – Shape of the pulse waveform is affected by the visco-elasticity characteristics of the arterial wall and the reflection waves generated at the bifurcations of arterial branches. This study was designed to improve the accuracy for the extraction of pulse wave features, then proved the superiority of the developed algorithm by clinical evaluation. Upstroke point of the pulse wave was used as an extraction feature since it is minimally affected by the waveform variation. R-peak of the ECG was used as a reference to decide the minimum level, then intersection of the least squares of regression line was used as an upstroke point. Developed algorithm was compared with the existing minimum value detection algorithm and tangent-intersection algorithm using data obtained from 102 subjects. Developed algorithm showed the least standard deviation of 0.29~0.44 m/s compared with that of the existing algorithms, 0.91~3.66 m/s. Moreover, the rate of standard deviation of more than 1.00m/s for the PWV values reduced with the range of 29.0~42.4%, which proved the superiority of the newly developed algorithm.

Key Words : PWV, Pulse wave velocity, Intersecting tangent method, Least square method

1. 서 론

동맥경화와 당뇨, 심혈관 질환과 같은 혈관관련 질환은 잠재적 형태로 존재하고 질환의 발병 시 높은 사망률을 나타내고 있다. 또한, 질환의 예후도 좋지 않기 때문에 질환에 대한 조기검진이 매우 중요하며 이러한 질환들은 동맥의 특성변화로 인해 나타나므로 동맥의 특성에 대한 평가는 매우 중요한 역할을 한다. 동맥의 상태를 평가하는 방법은 크게 침습적 방법과 비침습적 방법으로 나누어지는데 침습적 방법 중 가장 널리 이용되고 있는 방법은 혈관조영술(angiography)이다[1]. 침습적 측정방법은 환자에게 위험성이 따르고 시술이 매우 복잡하며, 고가의 장비가 요구되어지기 때문에, 환자에게 큰 경제적 부담을 줄 뿐만 아니라 다양한 임상적 활용에 제약을 받게 된다. 비침습적 방법으로 이용되어지고 있는 방법 중의 하나는 높은 해상도를 가지는 초음파 도플러 센서를 이용하는 초음파나, 자기공명영상 등의 영상장비를 이용하여 동맥의 상태를 평가하는 방법이다[2,3]. 하지만 이러한 방법들 역시 세밀한 측정 기술이 요구되어지기 때문에 측정에 어려움이 있다는 단점을 가지고 있다. 비침습적 측정 방법의 또 다른 하나는 동맥벽을 따라 전달되는 맥파의 속도를 나타내는 맥파전달속도(PWV, pulse wave velocity)로서 이는 혈관의 강도와 기하학적 구조를 포함하는 혈관의

물리적 특성에 의존한다. 이러한 PWV는 다양한 질환의 진행이 동맥의 경직성의 변화에 의해 나타나는 것으로 알려진이 후 혈관 시스템의 변화를 평가하는 매우 유용한 지표로 활용되어지고 있다[4]. 이렇듯 혈관의 탄력성과 경직성을 간접적으로 측정하는 PWV는 간편한 측정과 정확성, 높은 재현성으로 인해 현재 널리 이용되어지고 있다[5,6].

심장에서 분출되는 혈액은 대동맥 벽을 확장시키고, 유한한 속도로 동맥가지로 전달되는 맥파를 발생시킨다. 동맥에서 발생하는 맥파는 혈류맥파(flow wave), 직경맥파(diameter wave), 압맥파(pressure wave)의 맥동들을 근거로 분석이 가능하다. 혈류맥파는 일정 동맥부위에서 심장의 박동에 의해 분출된 혈액의 흐름을 파형화한 것이며, 일반적으로 초음파 도플러 방법에 의한 측정을 통해 평가되어진다. 직경맥파는 심장 박동에 의해 변화되는 일정 부위에서의 혈관 직경 변화를 파형화한 것이다. 즉 수축기 압력의 증가로 인해 혈관벽 탄력성이 신장되고, 직경 변화는 압력곡선의 발생과정을 밀접하게 따르는데 이러한 혈관의 직경은 혈관의 용적과도 밀접한 관계를 가지기 때문에 압력변화에 따른 용적변화를 파형화한 용적맥파로 표현되기도 한다. 직경맥파의 진폭은 일반적으로 매우 작기 때문에, 이에 대한 평가에는 매우 정교한 방법이 요구되어진다[7,8]. 압맥파는 좌심실의 수축과 대동맥에서 혈액의 방출에 의해 발생되어지며 동맥벽을 따라서 인체에 전달된다. 이러한 파형은 처음에는 유속과 함께 급속히 증가하다가 이 후 서서히 증가하여 혈류맥파가 최대에 이른 후에 압맥파가 최대가 되며, 수축이 완료된 시기에 이르면 압력은 대체로 수축의 시작 때보다 훨씬 높게 나타난다. 이완기 말에는 소위 절흔(dicrotic notch)이

[†] 교신저자, 正會員 : 전북대학교 전자정보공학부
부교수 · 공학박사

E-mail : jjim@chonbuk.ac.kr

* 非會員 : 전주비전대학 의료기정보과 겸임교수
接受日字 : 2008年 2月 26日
最終完了 : 2008年 4月 7日

라고 하는 짧고 급속한 압력 강하가 나타나는데 이는 심실의 이완과 대동맥관이 갑자기 닫힐 때 발생하는 혈액의 역류에 의해 야기된다. 남은 이완기 동안에는 일정한 압력 감소가 나타나고, 혈류맥파와 달리 압맥파는 대동맥 판막의 정류효과와 동맥의 탄력성, 말초저항 때문에 기저선까지 떨어지지 않는다[9]. 심혈관 수축과 동맥계의 특성에 의존하는 압맥파는 중앙과 말초에서 수축기 혈압과 이완기 혈압 사이의 관계를 결정하는 파형의 진행과 반사에 의해 결정된다. 즉 압맥파는 심장에서 말초로 진행되는 정상파와 말초에서 심장으로 진행되는 반사파의 두 가지 분리된 파형이 겹쳐서 나타난다. 정상파는 좌심실 분출과 동맥 경직성에 의존하는데 비해 반사파는 동맥 경직성과 잠재적인 부위에서 발생하는 파형의 반사와 관련되어 있다. 이러한 반사파는 혈관이 좁아지는 곳에서 저항이 증가되어 나타나고, 대동맥에서도 탄력성이 감소되어 나타나지만, 가장 강하게 작용하는 반사파는 모세혈관으로 진행되기 전의 말초부위 혈관에서 발생하여 압맥파에 영향을 준다. 반사파는 혈관수축에 의해 촉진되고 혈관이완에 의해 감소한다. 최근에 고재현성 특성을 가지는 외부 압력 센서의 개발을 통해 당뇨, 비만, 고혈압, 약물투여 효과 등의 다양한 조건에서의 동맥시스템에 대한 연구가 적용되고 있다[10]. 진행파와 반사파의 특성에 의존하는 압맥파를 이용하여 PWV를 계산하기 위해서는 매우 신중한 결정이 요구되어지며, 동맥의 점탄성 특성, 파형 반사, 심실과 동맥의 상호작용 등과 관련된 연구에서는 매우 중요한 요소이다.

PWV는 1922년 Bramwell과 Hill에 의해 동맥 탄력성의 임상적 지수로서 사용되었고, 이 후 많은 연구자들이 여러 가지 방법들을 이용하여PWV를 측정하였다. 혈관벽의 탄력성 특성과 PWV와의 관계는 이론적, 실험적 관점에서 널리 연구되어져 왔으나 PWV의 비침습적 측정, 정확성, 뛰어난 재현성 등의 여러 가지 장점에도 불구하고 PWV 결정은 기록과 계산의 어려움, 분석에 있어 많은 시간적 소모 등으로 인해 실질적인 임상에는 적용되지 않았다. 사실 맥파의 측정은 간단하고 짧은 시간 내에 수행되어지는 반면에 맥파 시작점의 수동적인 결정과 두 파형 사이의 맥파전이시간 결정, 평균값 계산 등에 매우 많은 시간이 소요되었다[11]. 최근 들어 초음파 도플러, 압력센서 등을 이용한 비침습적 측정방법의 개발을 통해 PWV 계산 알고리즘의 적용을 통해 PWV를 이용하는 임상적 연구가 널리 활용되고 있다. 이러한 PWV의 임상적 활용에도 불구하고, 표준화된 방법이 없고, 정확성과 재현성에 관련된 연구들은 거의 이루어지지 않고 있다.

심장에서 혈액 분출에 의해 발생하는 맥파는 혈관 내에 포함된 혈액의 점탄성 특성과 동맥벽의 기하학적 특성에 의해 결정되어지는 속도로 동맥 가지를 통하여 말초로 전달된다. 그리고 에너지의 전달은 동맥벽을 따라서 나타나며, 혈액을 통하여 전달되지는 않는다. 따라서 동맥벽의 두께와 구조적인 특성은 PWV의 중요한 인자가 된다. 동맥의 탄력성을 나타내는 지표로서의 PWV는 그림 1에 나타난 것처럼

다른 두 지점에서 측정되어진 압맥파의 특징점들 사이의 시간차와 두 측정 지점간의 거리를 이용하여 계산되어진다. 맥파 파형변화의 주요 요인들은 동맥벽의 점탄성 특성 변화에 기인한 파형의 감소, 맥파의 다양한 주파수 성분 에 따른 다양한 전달속도에 의한 파형의 분산, 맥파를 변형시키고 증폭시키는 말초부위에서의 반사파, 동맥가지의 근본적인 진동현상, 말초동맥의 높은 경직도에 의한 파형의 증폭 등이 있다. 파형의 수축기나 이완기에서 맥파 형태의 변형이 발생하지만 수축기의 시작부분에서는 그 변형이 관찰되지 않고, 반사파에 의한 영향에 상대적으로 자유롭기 때문에 맥파의 시작점은 위에서 고려된 여러 가지 요인들에 의한 영향이 최소화 되는 지점으로 고려되어지고 있으며, 가장 일반적인 맥파 특징점으로 널리 이용되어지고 있다[12,13].

침습적 방법처럼 동맥 내의 압력을 측정하는 것은 수축 상승부분의 시작이나 최저 이완기 압력 지점을 쉽게 규명할 수 있지만, 비침습적 방법이나 수동적인 분석을 실시할 때 특징점 추출은 쉽지 않다. Chiu[4] 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 방법 간의 상관계수를 비교하였다. 그 결과 맥파의 특징점 검출을 위한 자동 알고리즘으로 접선-교점 방법이 가장 적합한 것으로 제안 되었다.

본 연구에서는 PWV 결정을 위해 사용되어지고 있는 기존 맥파 특징점 검출 알고리즘의 문제점을 고찰하고, 정확한 PWV의 계산이 가능한 맥파 특징점 검출 알고리즘을 개발하고, 임상실험을 통해 개발된 알고리즘의 우수성을 평가하고자 하였다. 본 연구를 통해 개발된 맥파 특징점 검출 알고리즘 및 이를 이용한 PWV의 계산은 PWV를 이용하는 임상적 연구에 기여할 것이다.

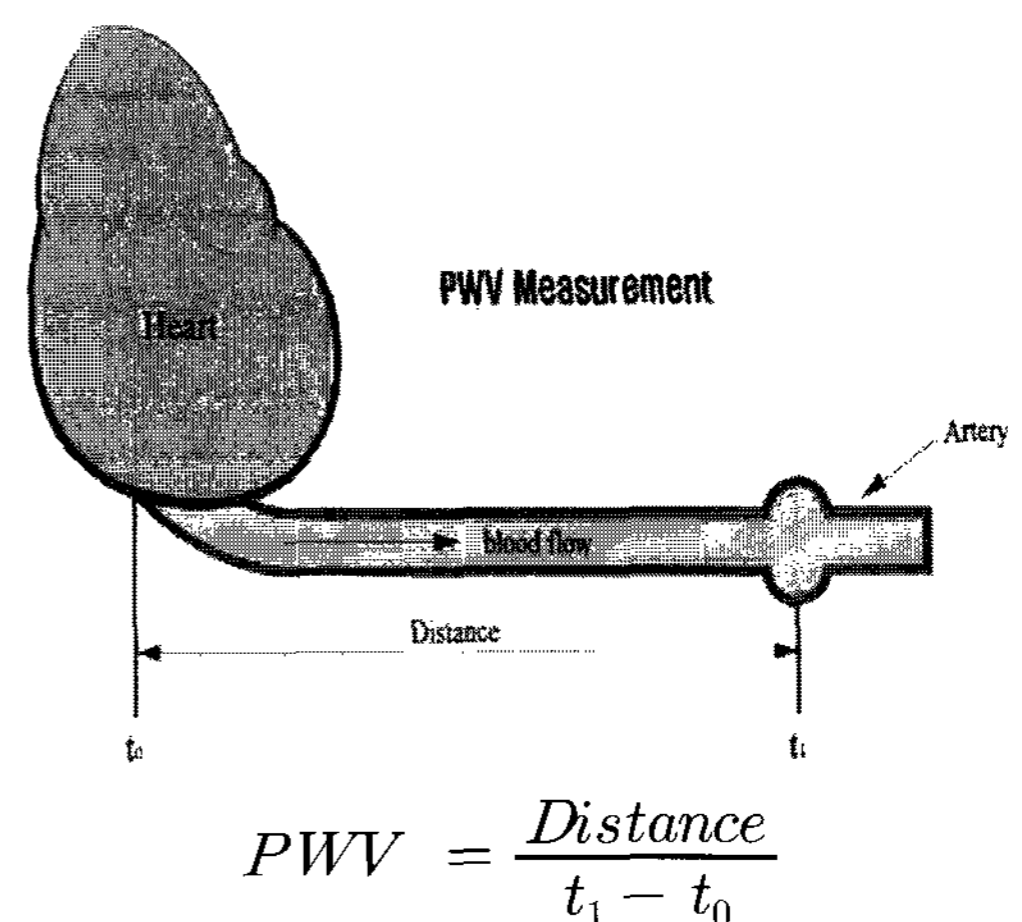


그림 1 맥파전달속도의 결정
Fig. 1 Determination of pulse wave velocity(PWV)

2. 본 론

2.1 맥파 특징점 검출 알고리즘 개발

현재 맥파전달속도 계산을 위한 맥파 시작점 검출에 가장 널리 활용되고 있는 접선-교점 알고리즘은 맥파 특징점 검출의 자동적인 계산이 이루어지기 이전에 수동적인 방법에 의한 특징점 검출에서도 적용된 방법으로 우수한 특징점 검출 알고리즘으로 알려져 있다. 이 방법은 측정된 맥파의 1차 미분 최고점에 위치하는 접선과 최저점을 통과하는 수평선 사이의 교점에 의해 시작점을 결정하는 방법이다. 먼저 최저점 검출은 문턱치-기울기 기술에 의해 검출되는데, 문턱치는 맥파 파형의 30%에 위치하도록 결정하고 최저점은 문턱치 아래에 존재하는 양의 기울기와 음의 기울기를 가지는 파형상의 두 지점에 의해 구분되어지며 적절한 영역을 결정하기 위하여 파형의 연속적인 최저점은 최저 270 ms와 최고 1500 ms에 의해 분리한다. 만일 이 조건을 만족하지 않으면 문턱치를 변화시켜, 시간제한이 만족할 때까지 과정을 반복하여 최저점을 결정하고, 최저점을 통과하는 수평선에 대한 1차 방정식을 만들어 준다. 그리고 1차 미분 최고점에서의 접선 발생은 먼저 측정 맥파를 식 (1)과 같이 5-point 미분 알고리즘에 의해 미분하고, 최저점에서부터 최저점 175 ms 이후까지의 영역범위 내에서 최고값에 해당하는 지점에서 접선을 발생한다.

$$F(n) = \frac{F(n + [m/2]) - F(n - [m/2])}{\Delta T_s} \quad (1)$$

이후 실제 맥파 파형의 양쪽으로 포인트를 늘려 나가면서 맥파 파형과 접선사이의 상관계수가 0.999보다 작아지면 그때의 접선을 1차 미분에 의한 최종적인 접선으로 결정하고, 접선에 대한 1차 방정식을 만들어 준다. 이렇게 결정되어진 두 1차 방정식의 해를 구하여 그 교점에 해당하는 시간을

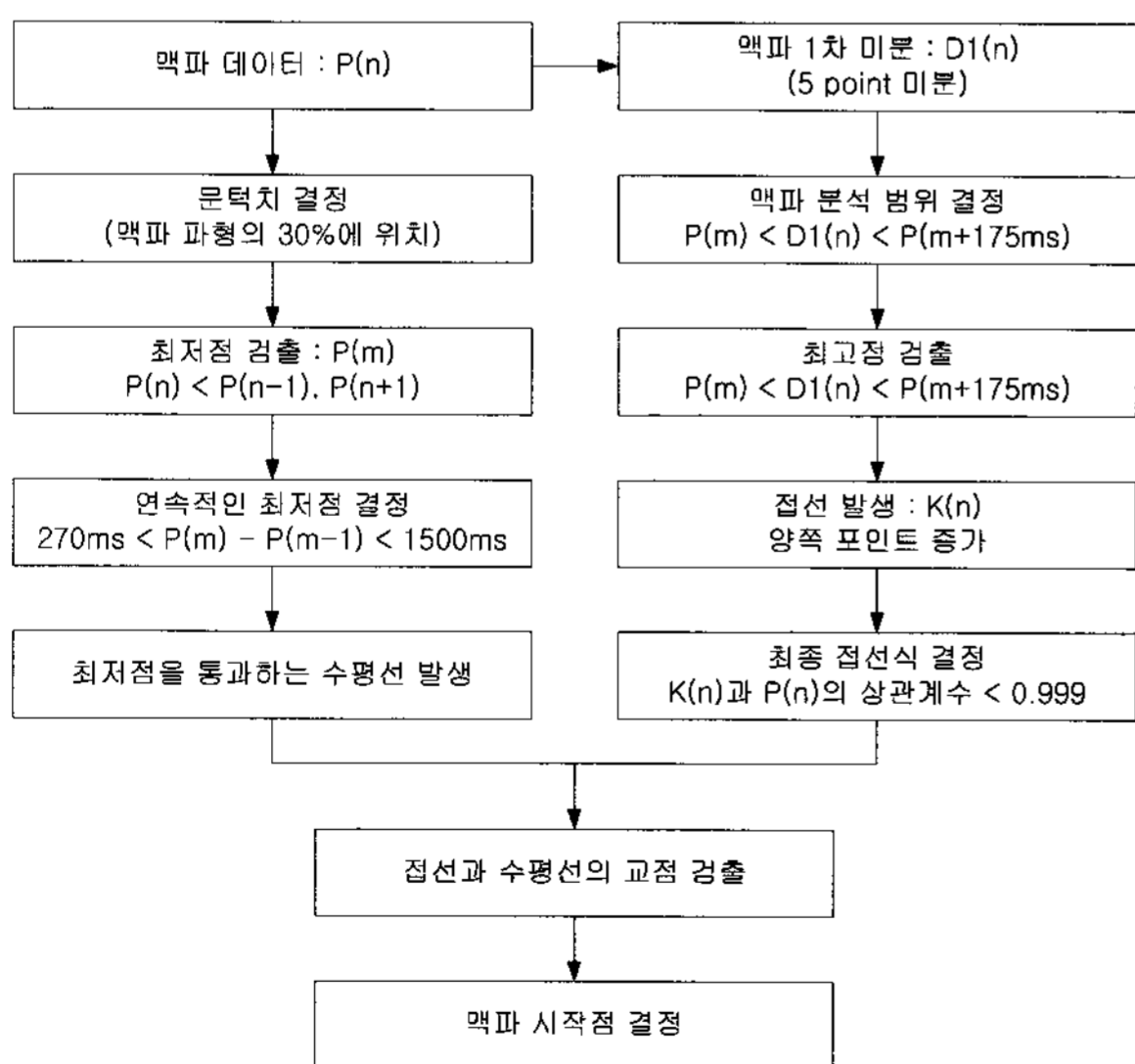
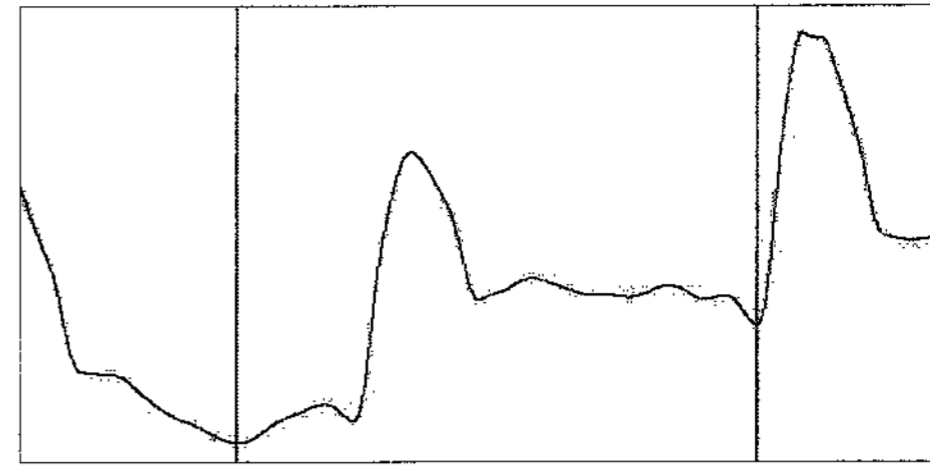
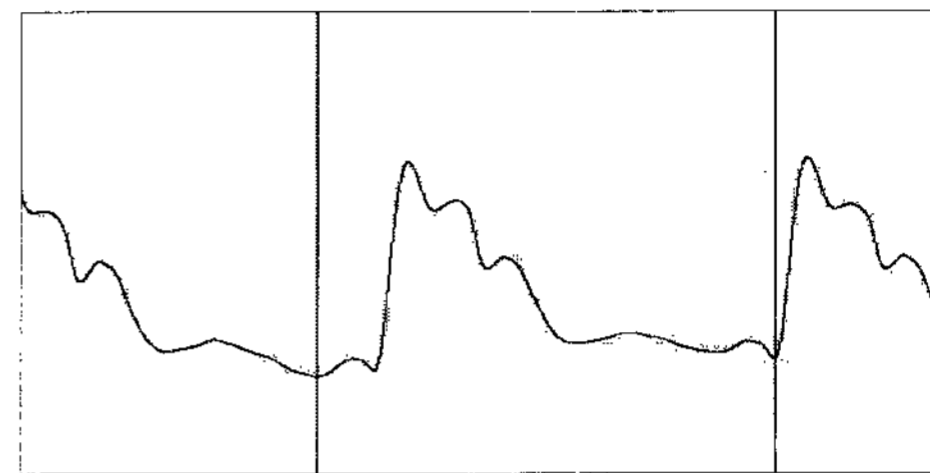


그림 2 맥파 시작점 결정을 위한 접선-교점 알고리즘
Fig. 2 intersecting tangent algorithm for the determining upstroke time



(a) 기저선 변동에 의한 대퇴동맥의 이상 파형



(b) 잘못된 측정 부위에 의한 경동맥 이상 파형

그림 3 이상 파형에 대한 최저점 알고리즘의 잘못된 맥파 시작점 검출

Fig. 3 Wrong the determining upstroke time at the abnormal pulse wave

맥파 시작점 시간으로 결정하는 방식이 접선-교점 알고리즘이다. 그림 2에 기존 접선-교점 알고리즘을 이용한 맥파 시작점 검출과정을 나타내었다.

기존의 접선-교점 알고리즘이 최저점 검출 알고리즘이나 1차 미분 최고점 알고리즘보다 우수한 방법이라고 하였지만 이 방법은 결국 최저점 검출 알고리즘과 1차 미분 최고점 알고리즘을 포함하고 있다는 문제점을 안고 있다. 그리고 맥파 검출의 임상적 활용에 있어서는 환자의 상태와 측정부위의 잘못된 검출 등으로 인해 다양한 파형의 형태가 발생하기 때문에, 최저점 검출 알고리즘은 맥파 측정 시 기저선 변동이나 피험자의 특성에 따라 그림 3과 같이 발생하는 맥파 신호에 적용하면 실제와는 다른 잘못된 지점을 시작점으로 결정하게 되고, 이는 접선-교점 알고리즘에 의한 시작점 결정에도 영향을 주게 된다.

따라서 본 연구에서는 기존에 제시된 접선-교점 알고리즘을 이용한 맥파 시작점 결정 방법의 문제점 개선을 위해 심전도 R-피크를 이용한 맥파 분석범위 결정 및 최저점 검출을 수행하고, 1차 미분 최고점에서의 접선 방정식 대신에 최소자승법(least square method)을 이용한 방정식을 활용하여, 맥파 이완기 부분의 파형이상이나 수축기 상승부분에서의 기울기 변화에 대한 영향을 최소화 하였다. 먼저 맥파의 최저점 검출 알고리즘은 맥파 최저점 검출의 문제점을 개선하기 위한 방법으로 심전도 R-피크를 이용하여 맥파의 범위를 결정하여 최저점을 검출하는 방법을 적용하였다. 심전도 신호는 제 II 심음 시작점 검출이나 맥파의 절흔점 검출에도 기준이 되는 신호이기 때문에 심전도 R-피크 검출은 매우 중요한 역할을 수행한다. 따라서 심전도 R-피크의 검출은 두 가지 방법을 조합하여 결정되도록 하였다. 측정된

심전도 신호는 30 Hz의 저역통과 디지털 필터와 1 Hz의 고역통과 디지털 필터를 거침으로써 잡음과, 기저선 변동을 최소화 하였다. 그리고 심전도 신호에서 처음 2초 동안의 범위에서 최고값을 검출하여 최고값의 0.6배에 해당하는 크기를 문턱치(threshold)로 결정하고, 문턱치 이상의 신호에서 피크를 검출한 다음 심전도 분석을 위한 시간영역을 1초씩 증가해 가면서 R-피크를 검출하였다. 검출된 R-피크의 시간 간격이 0.3~1.2초 이내의 범위에 있지 않을 경우는 문턱치를 변화시켜 검출을 수행하였고, 이러한 R-피크 검출은 T파형이 R-피크보다 높게 나타나는 비정상적인 파형의 경우와 잡음 발생으로 인해 R-피크보다 큰 신호가 발생할 경우 심전도 R-피크 검출에 문제점을 지니게 된다. 따라서 이를 보완하기 위해 맥파의 측정이 가장 쉽고, 파형의 침예도가 높은 요골동맥 파형의 피크를 검출하여 심전도 R-피크 검출과 비교하여 결정하였다. 요골의 침두치를 결정하기 위해 맥파를 5-point 미분을 수행한 후, 미분된 파형을 이용하여 우선 심전도 R-피크 검출과 동일한 방법으로 요골의 침두치를 결정하고, 결정된 요골맥파의 침두치를 이용하여 R-피크의 검출을 위한 시간영역을 결정하고, R-피크를 검출하였다. R-피크 검출의 처리과정이 그림 4에 나타나 있다. 그리고 R-피크는 맥파 시작점 보다 시계열 상에서 일찍 나타나기 때문에 10초에 근접한 R-피크 발생의 경우에는 해당 심전도 주기에 대응하는 맥파 주기가 나타나지 않게 된다. 따라서 R-피크를 기준으로 전체 분석시간 결정을 위해 초기 0.2초 이전과 9초 이후에 발생하는 R-피크는 분석에서 제외하였다.

검출된 심전도 R-피크를 이용하여 R-피크에서 R-피크 이후 0.4초까지의 시간 영역에서 맥파의 최고점을 검출한다. 검출된 최고점에서 최고점보다 0.2초 이전부터 최고점까지의 시간영역을 맥파의 시작점 검출을 위한 맥파 분석범위로 결정하고 최저점을 검출한 후에 최저점을 지나는 수평선에 대한 방정식을 결정한다. 그리고 이 영역에서 3점 데이터

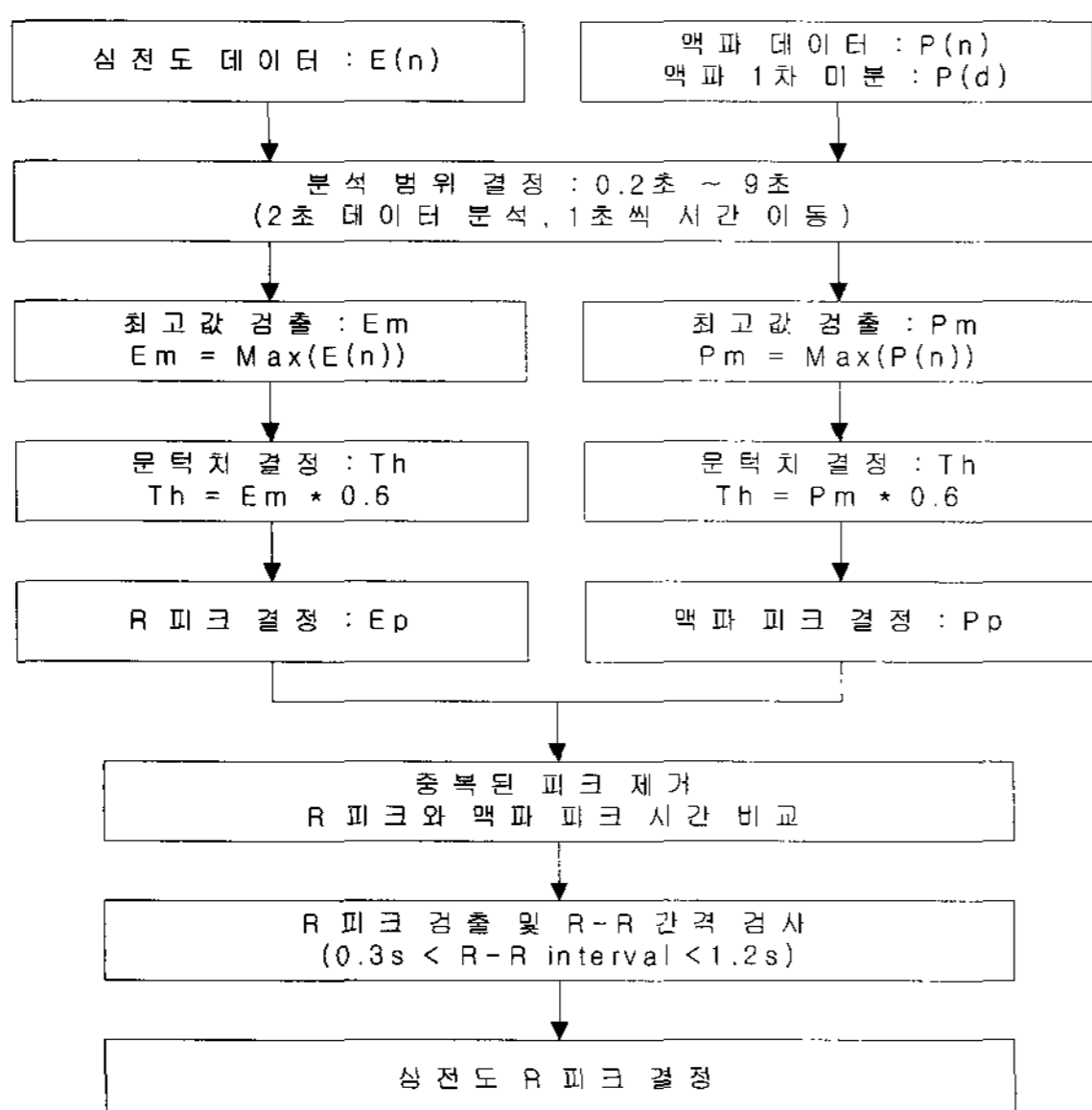


그림 4 심전도 R-피크 검출과정
Fig. 4 Processing of the ECG R-peak detection

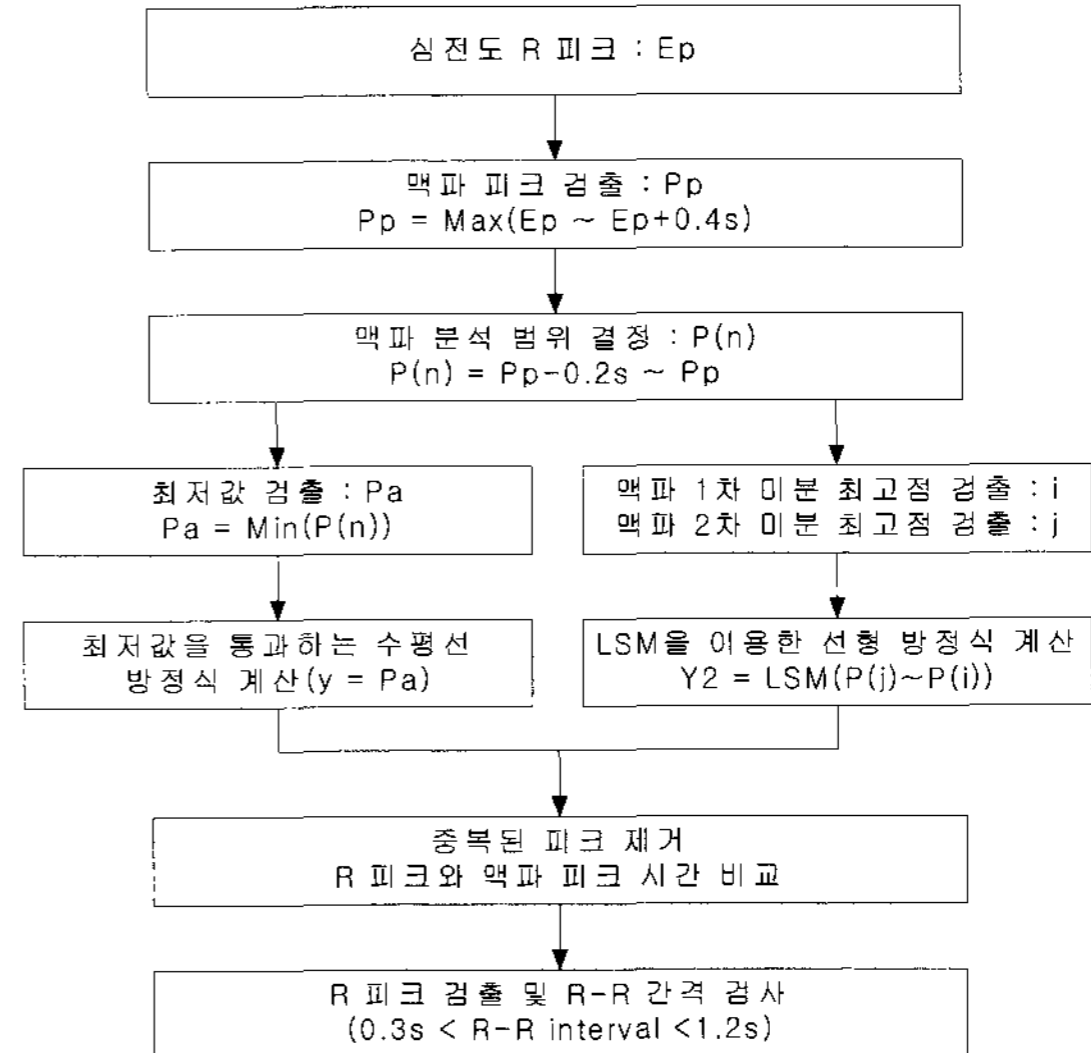


그림 5 개선된 시작점 검출 알고리즘의 처리과정
Fig. 5 Processing of the developed algorithm for the determining upstroke time

에 대한 1차 미분을 수행하여 최고점을 검출하고, 2차 미분을 수행하여 1차 미분 최고점 이전 0.1초에서부터 1차 미분 최고점까지의 영역에서 2차 미분의 최고점을 검출한다. 검출된 2차 미분 최고점과 1차 미분 최고점의 두 지점 사이에 존재하는 미분되지 않은 맥파 신호 데이터를 이용하여 최소자승법을 이용한 선형회귀방정식을 결정하고, 최종적으로 결정된 두 방정식의 해를 계산하여 맥파 시작점을 결정하였다. 그림 5에 개선된 알고리즘의 처리과정을 나타내었다.

2.2 임상 실험 및 분석결과

기존의 맥파 시작점 검출 알고리즘들과 새롭게 제안된 맥파 시작점 검출 알고리즘에 대한 우수성을 검증하기 위한 실험을 경희대학교 한방병원 진단기기과 진료실에서 수행하였다. 다양한 피험자에게서 얻어진 실험 데이터를 분석하기 위해 병원에 내진한 정상인 및 환자 중에서 실험 참여에 동의한 피험자를 대상으로 실험을 수행하였다. 피험자는 넓은 범위의 연령층(21세~82세)을 가지고 있는 102명(남 36명, 여 66명)이 실험에 참여하였으며, 피험자 임상정보가 표 1에 나타나 있다. 데이터 수집은 압맥파를 이용한 맥파전달속도 측정장치(PP-1000, Hanbyul Meditech Co. Ltd.)를 이용하여 좌측 경동맥, 대퇴동맥, 요골동맥, 족배동맥의 4채널과, 심전도 1채널, 심음도 1채널의 신호가 동시에 측정되고 저장되었다. 측정 주파수는 2kHz로 설정하였고, 측정시간은 10초로 설정하였다.

개발알고리즘의 우수성을 검토하기 위해서는 10초 동안 얻어진 맥파 주기에 대한 PWV 값들의 평균보다는 표준편차가 더욱 중요한 의미를 가진다. 즉 생리학적으로 안정된 상태에서의 심박출량은 거의 일정하고, 이에 따른 PWV도 거의 일정하기 때문에, 10초 동안에 얻어진 PWV 값들은 매우 근사한 값을 나타내어야 한다. 따라서 10초 동안에 얻

표 1 PWV 알고리즘 평가실험에 참여한 피험자 임상정보
Table 1 Subjects clinical information

Subjects (n=102)	Men(n=36)		Women(n=66)	
	Mean±SD	Min~Max	Mean±SD	Min~Max
Age(yr)	49.8±12.4	29~78	43.3±15.0	21~82
Height(cm)	171.1±5.1	158~182	158.8±5.0	148~171
Weight(kg)	75.5±11.2	64~105	55.6±9.0	37~82
BMI(kg/m ²)	25.7±3.1	21.4~35.5	22.1±3.5	15.8~33.3
Sys. BP. (mmHg)	132.4±14.8	114~170	117.9±17.6	98~186
Dia. BP. (mmHg)	84.9±8.5	70~105	74.5±10.5	59~103
Mean BP. (mmHg)	100.7±9.6	83.8~123.3	89.0±12.3	73.3~130.7
Heart Rate (bpm)	65.1±10.8	51.3~86.5	68.2±10.3	46.4~100.2

어진 PWV 값들의 편차가 크게 나타난다는 것은 맥파 시작점 검출에서 정확하지 못한 검출이 발생한다고 할 수 있다. PWV의 표준편차가 1 m/s 이상이 되면, 시각적으로 잘못 검출된 시작점을 인지할 수 있다. 각 측정 방법에 따른 PWV의 표준편차 값과 표준편차 값이 1 m/s 이상이 경우를 잘못 검출된 맥파전달속도로 결정하고 그 비율을 계산하였다. 최저점 검출 알고리즘은 10초 동안에 측정된 PWV 값들의 표준 편차 값에 대한 102명의 평균값이 대동맥 부위에서는 3.66 m/s, 하지 부위에서는 2.08 m/s, 상지 부위에서는 2.28 m/s로 나타났으며, 접선-교점 알고리즘은 대동맥 부위에서는 1.62 m/s, 하지 부위에서는 1.04 m/s, 상지 부위에서는 0.91 m/s로 나타났다. 그리고 개발 알고리즘의 경우는 대동맥, 하지, 상지 부위에서 각각 0.44 m/s, 0.29 m/s, 0.37 m/s로 나타났으며, 그림 6에 나타내었다. 그리고 표준편차 값이 1.00 m/s 이상이 되는 피험자의 수는 최저점 검출 알고리즘의 경우 대동맥, 하지, 상지 부위에서 각각 62명, 40명, 45명으로 나타났고, 접선-교점 알고리즘에서는 49명, 29명, 28명, 그리고 개발 알고리즘에서는 8명, 4명, 5명으로 나타났다.

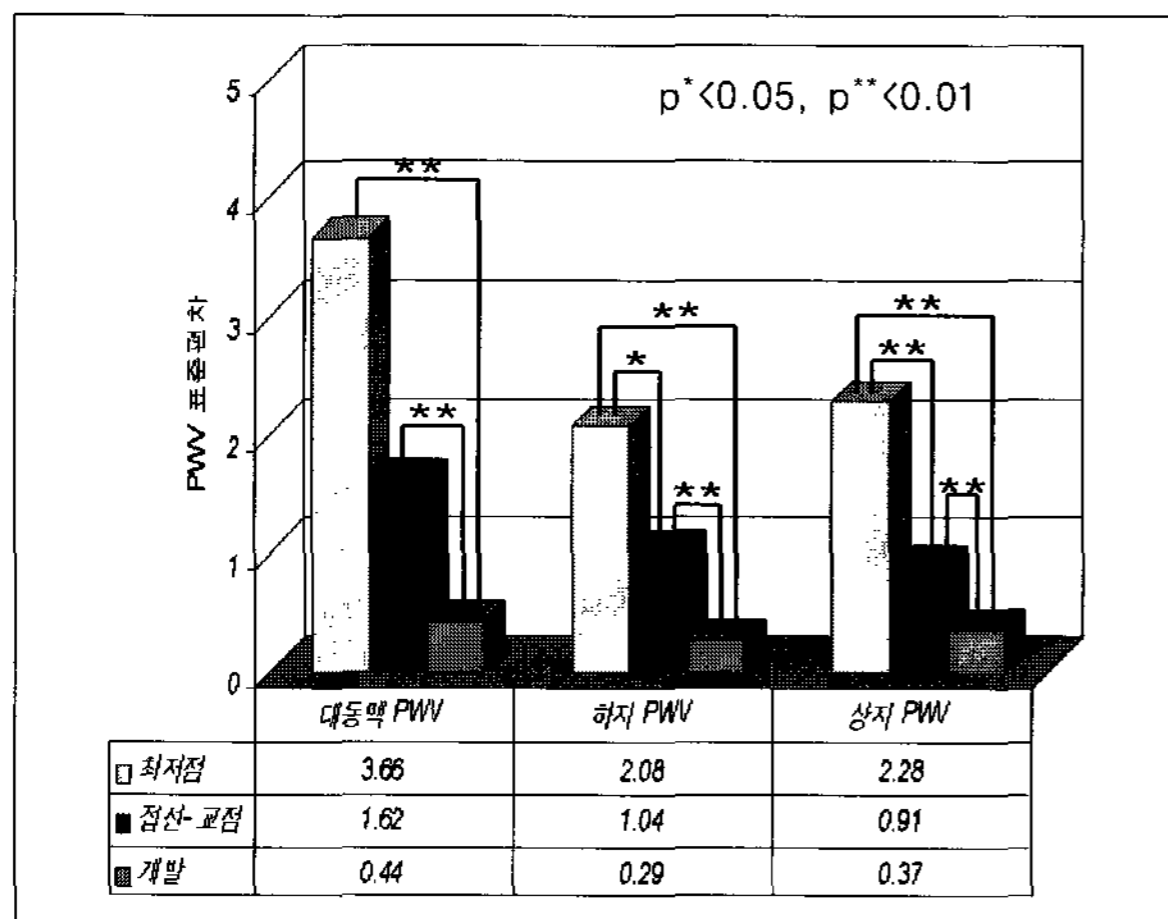


그림 6 각 알고리즘에 의해 계산된 PWV 표준편차의 평균
Fig. 6 Results of averaged standard deviations

3. 결론

맥파 시작점 검출 방법으로 기존 연구들에서 널리 사용되어지고 있는 최저점 검출 알고리즘과 접선-교점 알고리즘이 맥파의 기저선 변동과 파형의 왜곡발생 시 시작점 검출에 좋지 않은 특성을 나타내는 문제점을 개선하기 위해, 심전도 R피크를 이용한 최저점 검출과 접선 대신 최소자승법을 적용한 선형회귀선을 이용한 시작점 검출 알고리즘을 개발하였다. 그 결과 10초 동안 측정된 PWV의 표준편차는 개발 알고리즘이 0.29~0.44 m/s의 범위를 나타내어 기존 알고리즘인 2.08~3.66 m/s의 범위를 나타낸 최저점 검출 알고리즘과 0.91~1.62 m/s의 범위를 나타낸 접선-교점 알고리즘에 비해 가장 작은 값을 나타내었다. 그리고 PWV 표준편차가 1.00 m/s가 넘는 피험자 수의 비율도 기존의 최저점 검출 알고리즘과 접선-교점 알고리즘에 비해 각각 42.4%, 29.0%가 낮게 나타나 본 연구를 통해 개발된 알고리즘의 우수성을 입증하였다. 그리고 각 알고리즘에 의한 맥파전달속도 값들의 유의차 검증(t-test) 결과에서도 개발알고리즘은 기존 알고리즘들에 비해 통계학적으로 유의한 차이를 나타내어 그 우수성이 검증되었다.

압맥파를 이용한 맥파전달속도의 계산에 있어, 압맥파는 진행파와 반사파로 이루어지며, 동맥벽의 특성 등 여러 가지 요인에 의해 파형이 변화하기 때문에, 맥파의 특징점 검출은 매우 중요하다. 본 연구에서는 맥파 파형 변화에 관련된 요인들에 의한 영향이 최소화 되는 맥파 시작점을 맥파 특징점으로 결정하고, 기존에 맥파 시작점 검출에 사용되어지고 있는 접선-교점 알고리즘의 문제점 고찰을 수행하였다. 그 결과 기존의 접선-교점 알고리즘이 최저점 알고리즘을 포함하기 때문에 발생하는 문제점을 심전도의 R-피크를 이용한 최저점 검출과 최소자승법을 이용한 선형회귀선을 이용하여 개선하였다. 개발된 맥파 특징점 검출 알고리즘은 실험 시 발생할 수 있는 여러 가지 요인들에 대하여 더욱 정확하고 안정된 결과를 제공할 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

- [1] B. Stanley, "Abrams' angiography", Little, Brown and Company, 1997
- [2] E.D. Lehmann, R.G. Gosling, B. Fatemi-Langroudi and M.G. Taylor, "Non-invasive Doppler ultrasound technique for the in vivo assessment of aortic compliance", J. Biomed. Eng., Vol. 14, pp. 250-256, 1992.
- [3] E.D. Lehmann, K.D. Hopkins, A. Rawesh, R.C. Joseph, K. Kongola, S.W. Coppack and R.G. Gosling, "Relation between number of cardiovascular risk factors/events and noninvasive doppler ultrasound assessments of aortic compliance", Hypertension, Vol. 32, pp. 565-569, 1998.
- [4] 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.
- [5] M. Okada, T. Matsuto, O. Sugita, T. Yamada, "Use of heart rate variability and pulse wave velocity for diagnosing cardiovascular autonomic neuropathy", *Rinsho Byori*, Vol.40, pp. 655-659, 1992.
- [6] W. Schimmler, "Correlations between the pulse wave velocity in the aortic iliac vessel, and age, sex, and blood pressure", *Angiology*, Vol. 17, pp. 314-322, 1966.
- [7] J. Longhurst, R.J. Capone, D.T. Mason, R. Zelis, "Comparison of blood flow measured by plethysmograph and flowmeter during steady state forearm exercise", *Circulation*, Vol. 49, pp.535-540, 1974.
- [8] F. Hansen, P. Mangell, B. Sonesson and T. Lanne, "Diameter and compliance in the human common carotid artery - variation with age and sex", *Ultrasound in Med. & Biol.*, Vol. 21, No. 1, pp. 1-9, 1995.
- [9] B.M. Pannier, M.E. safar, S. Laurent and G.M. London, "Indirect, noninvasive evaluation of pressure wave transmission in essential hypertension", *Angiology*, Vol. 40, pp. 29-35, 1989.
- [10] R. Asmar, "Arterial stiffness and pulse wave velocity clinical applications", Elsevier, 1999.
- [11] R.H. Turner and G.R. Herrmann, "Pulse wave velocity undervarying conditions in normal and abnormal human cardiovascular system", *J. Clin. Invest.*, Vol. 4, p. 430, 1927.
- [12] R.P. Kelly, C. Hayward, A.P. Avolio and M.F. O'Rourke, "Noninvasive determination of age-related changes in the human arterial pulse", *Circulation*, Vol. 80, pp. 1652-1659, 1989.
- [13] M.F. O'Rourke, R.P. Kelly, "Wave reflection in the systemic circulation and its implications in ventricular function", *J. Hypertens.*, Vol. 11, pp. 327-337, 1993.

저 자 소 개



임재중 (任在重)

1958년 8월 15일생. 1983년 건국대학교 전자공학과 졸업. 1991년 Texas A&M Univ. 의용공학과 졸업(박사). 인제대학교 의용공학과 조교수. 현재 전북대학교 전자정보공학부 부교수.

Tel : 063-270-4064

Fax : 063-278-4065

E-mail : jjim@chonbuk.ac.kr



이낙범 (李樂範)

1973년 1월 28일생. 1998년 인제대 의용공학과 졸업. 2004년 전북대 메카트로닉스공학과 졸업(박사). 현재 전주비전대학 의료기정보과 겸임교수.

Tel : 063-220-4046

Fax : 063-222-2086

E-mail : nblee@jvision.ac.kr