

## Development of an Measuring System for Pulse Wave Corresponding to Different Radial Artery Diameters Caused by Indentation

李 田\* · 禹 泳 在\*\* · 全 榮 柱\*\* · 李 有 正\*\* · 金 鍾 悅†  
 (Jeon Lee · Young Jae Woo · Young Ju Jeon · Yu Jung Lee · Jong Yeol Kim)

**Abstract** - Noninvasive radial artery pulse wave has been widely used not only for the pulse wave analysis (PWA) itself but also for assessment of arterial stiffness with estimated aortic pulse wave from peripheral pulse wave. However, it has been found that the deformation of pulse shape can be caused readily by changing measuring position, indentation pressure, and so on. So, in this study, we have developed a system which can measure radial pulse wave and skin displacement simultaneously while the indentation body goes down to occlude subject's radial artery. This system can be divided into a measuring apparatus part, an indentation control hardware part, a data acquisition part and a control and computation part. And, the measuring apparatus consists of an arm-rest, a step motor, an indentation body, a laser displacement sensor(LK-G30, Keyence Co.) and pulse wave sensor.

Under load-free condition and radial artery loaded condition, the evaluation of developed system has been performed. From these results, we can conclude: 1) The developed system can control the indentation body quantitatively and the adopted laser displacement sensor shows linear output characteristic even with skin as a reflector. 2) This system can measure the pulse wave and the displacement of indentation body, that is, skin displacement simultaneously at each specific level of indentation body. 3) This system can provide the number of motor steps used to get down the indentation body, the measured skin displacement, the calculated indentation pressure, the calculated pulse pressure and the pulse waveform as well as the information generated by combining these with each others. 4) This system can reveal the relationship between the morphological changes of pulse wave and the estimated displacement of radial artery wall by indentation.

Consequently, the developed system can furnish more abundant information on radial artery than previous diagnosis systems based on tonometric measurement. In further study, we expect to setup the standard measuring process and to concrete the algorithm for the estimation of radial artery's diameter and of displacement of radial artery's wall. Furthermore, with well designed clinical studies, we hope to turn out the usefulness of developed system in the field of cardiovascular system evaluation.

**Key Words** : Radial pulse waveform, Tonometric measurement, Artery occlusion, Laser displacement sensor

### 1. 서 론

혈관 경직도(arterial stiffness)는 심혈관 기능을 평가하는 중요한 지표로서, 비관혈적으로 요골동맥에서 혈관 경직도를 측정할 수 있는 현존하는 방법으로는 1) 수축기와 이완기의 요골동맥 직경 변화를 측정하는 에코트래킹(echotracking) 방법과 2) 토노메트리(tonometry) 원리에 기반한 맥파 측정 방법의 두 가지가 있다[1]. 에코트래킹 방법은 측정 해상도가 초음파 영상장비의 약 1/100 정도인 1 $\mu$ m의 해상도를 가지나 매우 고가로 현실적으로 임상에서 활용이 어렵다. 반면에 토노메트리 측정원리에 기반한 측정은 용이하며 상대적으로

으로 측정 장비가 저렴하기 때문에 널리 활용되고 있다. 토노메트리 원리는 그림 1에서와 같이 요골동맥을 뼈와 같은 단단한 구조물이 지지하고 있을 때, 요골동맥 위에 놓인 압력 센서를 적절히 가압하면 센서 수직면으로 가해지는 혈관의 탄성 힘(elastic force)은 사라지고 동맥압(arterial pressure)만이 센서에 전달된다는 것이다. 토노메트리 측정 원리에 의한 요골동맥 맥파의 대표적인 활용 예는 증강지수(AIx, augmentation index)를 통한 혈관경직도 평가이다[2]. 이때 일반적으로 고충실도(high fidelity)를 갖는 압력센서를 내장한 펜 타입 프로브를 통해 요골동맥을 임의로 가압하다가 맥파 크기가 최대인 시점의 맥파를 획득하고 이로부터 대동맥 맥파를 유추하여 계산한다.

그러나, 이 요골동맥 맥파는 측정이 용이한 반면에 피험자의 생리적, 병리적 원인을 통제하더라도 측정 위치, 측정하기 위한 가압력의 크기 등 다양한 요인에 의해 다르게 측정되는 단점이 있다. 실제로 요골동맥 상 한의학적 진맥위치인 촌, 관, 척은 서로 약 12~15mm 정도 밖에 떨어져 있지 않지만[3], 요골동맥의 깊이, 직경, 혈류속도 등의 혈류역학

\* 正 會 員 : 韓 國 韓 醫 學 研 究 院 先 任 研 究 員  
 \*\* 正 會 員 : 韓 國 韓 醫 學 研 究 院 研 究 員  
 † 교신저자, 正 會 員 : 韓 國 韓 醫 學 研 究 院 責 任 研 究 員  
 E-mail : ssmmed@kiom.re.kr  
 接 受 日 子 : 2008 年 10 月 22 日  
 最 終 完 了 : 2008 年 11 月 13 日

적 특징이 서로 다른 것으로 보고된 바 있다[4]. 또한 이들 위치에서 맥파 형태 및 증강지수(AI, augmentation index)에 대한 차이에 대한 연구도 수행되었는데, 그 결과 측정위치에 따라 증강지수 간에 유의한 차이가 있는 것으로 보고되었다[5].

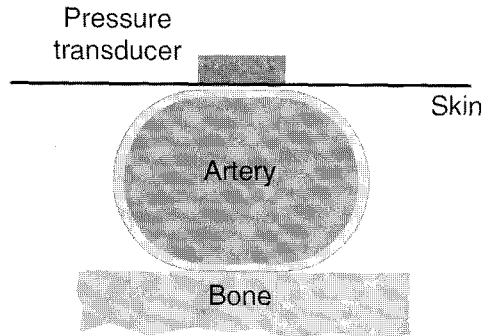


그림 1 요골동맥에서의 토노메트리 측정 원리  
Fig. 1 An applanation tonometry principle on radial artery

이와 같이 측정 위치에 대한 일부 연구는 수행된 바 있으나, 가압력에 따른 맥파 변화에 대한 연구는 미흡한 상태이다. 더욱이 요골동맥 가압에 의해 유발된 혈관 폐색, 즉 혈관 직경 감소에 대한 맥파의 특성 연구는 전무한 상태이다.

이에 본 논문에서는 측정 가압력을 정량적으로 조절하는 동안 혈관 직경 변화와 맥파를 동시에 측정할 수 있는 시스템에 개발에 대해 소개하고 이에 대한 평가결과를 다루고자 한다.

## 2. 본 론

### 2.1 시스템 개발

요골동맥을 정량적으로 가압하는 동안 혈관의 직경 변화와 맥파를 동시에 측정하기 위해서는 1) 측정 동안의 안정적인 측정 자세 확보, 2) 적절한 토크의 정량적인 가압, 3) 혈관 직경 변화 정밀 측정, 4) 혈관 위 맥파 측정 센서 위치 등이 요구된다. 이를 위해 시스템을 그림 2와 같이 측정 기구부, 가압 제어부, 데이터 획득부, 제어 연산부로 구성하였다. 이 중 측정 기구부는 측정하는 동안 팔의 움직임을 최소화할 수 있는 팔 거치대, 스텝모터로 구동되며 상하로 움직이는 가압 구조물, 가압 구조물 측면에 부착된 레이저 변위 센서, 가압 구조물 끝 하단에 부착된 맥파 센서로 구성하였다. 그림 2의 가상 측정면을 통해 알 수 있듯이 맥파 센서와 레이저 변위 센서의 측정점을 분리하였는데, 이는 맥파 센서에 의해 요골동맥이 눌리는 동안에 레이저 변위 센서가 측정하는 피부면의 변위가 없도록 하여 안정적으로 가압 구조물의 변위를 측정하기 위함이다. 또한 피부를 비압축성(incompressible)으로 모델링 가능하기 때문에[6], 레이저 변위 센서를 통해 측정된 변위는 가압 구조물에 의해 눌린 요골동맥의 직경 변화와 일치할 것이다. 팔 거치대는 석고를 이용하여 실제 사람의 팔을 분을 떠서 만들었으며, 가압에 의해 측정 부위가 이동하지 않도록 디자인하였다. 가압 구조물의 상하 이동을 위해 스텝 모터(TS3617N328, Tamagawa Seiki Co.)가 사용되었으며, 스텝 모터 제어는 스텝 모터 컨

트롤러(PCI-7344, National Instruments Co.)와 구동 드라이버(MID-7604, National Instruments Co.)로 구성된 가압 제어부를 통해 구현하였다. 이 때 스텝 모터의 토크는 0.32N/m로 하였다. 가압 구조물의 상하 이동거리와 더불어 혈관의 폐색 정도를 정밀하게 측정하기 위하여 레이저 변위 센서(LK-G30, Keyence Co.)를 사용하였다. 이 레이저 변위 센서의 스폿 직경은 30 $\mu$ m, 반복측정 오차는 0.05 $\mu$ m로 매우 우수하며, 난반사에 의해 수광 파형의 왜곡되었다고도 실제 피크만을 검출할 수 있는 알고리즘이 내장되어 있다. 측정 기준거리가 30mm이고, 측정범위가  $\pm$ 5mm인 것을 고려하여 가압 구조물 측면에 높이를 조정하여 부착하였다. 맥파 측정을 위해서는 절대압이 측정 가능하고 선형특성이 우수한 Pressure Sensor 1451(Measurement Specialties Inc, USA)를 사용하였으며, 요골 동맥이 지나가는 피부를 직접 접촉할 수 있도록 가압 구조물 끝 하단에 부착하였다. 데이터 획득부에는 NI USB-6009(National Instruments Co.)를 사용하였으며, 레이저 변위 센서 출력과 맥파센서 출력 모두 200Hz로 샘플링하였다.

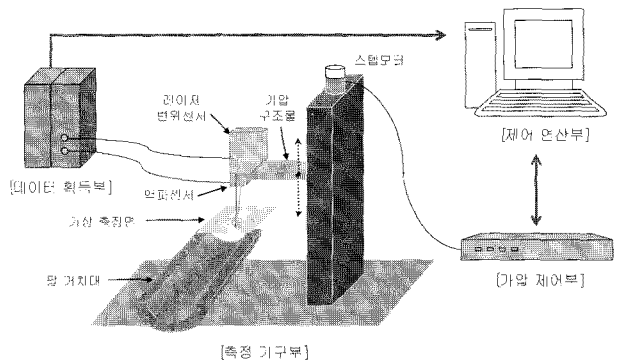


그림 2 개발된 시스템 구성도  
Fig. 2 A schematic of the developed system

제어 연산부는 가압 구조물의 위치 제어와 획득된 데이터의 저장, 연산, 분석을 담당하도록 PC 기반으로 설계하였으며, 프로그램 언어로 LabView를 사용하였다. 그리고 가압 구조물의 제어를 용이하게 하기 위해 상용 소프트웨어 모듈인 NI-Motion Assistant(National Instruments Co.)를 추가적으로 활용하였다. 측정 시작 조건은 가압 구조물이 하강하여 피부와 처음 접촉한 때로 정하였으며, 접촉여부는 맥파 센서 출력의 기저선 상승 여부를 통해 결정하였다. 각 측정에서는 가압 스텝 수와 함께 10초간 레이저 변위 센서의 출력과 맥파 신호를 저장하며, 이후 평균 레이저 변위 값과 평균 맥파를 계산하였다. 평균 변위는 10초간 데이터의 산술평균으로 하였으며, 평균 맥파는 10초간 측정된 맥파들의 시작점을 검출한 후 이들을 일치시켜 평균함으로써 계산하였다. 맥파 시작점 검출에는 1차 미분 최고점에서 접선과 최저점을 통과하는 수평선과의 교점을 이용하는 접선-교점(intersecting tangent) 방법을 사용하였으며[7], 그림 3에는 10초간 맥파의 시작점들을 일치시킨 후 평균 맥파를 구한 일례를 나타내었다. 각 측정 단계에서 10초 간 데이터의 획득과 저장 및 연산을 마친 뒤에는 가압 구조물을 10 스텝씩 하강시키면서 상기 과정을 반복하였다. 만약 가압 구조물 하

강 단계를 반복하는 중에 맥파가 더 이상 관찰되지 않는 시점에 이르면 전체 측정을 종료하도록 하였다.

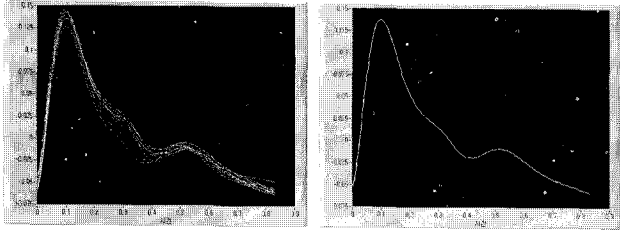


그림 3 평균 맥파 계산의 일례 (좌측: 검출된 맥파들, 우측: 계산된 평균 맥파)

Fig. 3 An example of averaged pulse waveform calculation (Left: detected pulse waves in 10s, Right: calculated averaged pulse waveform)

2.2 시스템 평가

개발된 시스템의 평가를 위해 1) 가압 구조물의 이동에 따른 시스템 특성을 확인할 수 있는 무부하 평가와 2) 실제 요골동맥을 가압하는 동안의 시스템 특성을 확인할 수 있는 부하 실측 평가를 실시하였다.

2.2.1 무부하 평가

가압 구조물이 요골동맥을 가압하지 않는 무부하 상태에서 시스템의 특성을 평가하기 위하여, 맥파 센서를 제거하고 실험을 실시하였다. 레이저 변위 센서는 반사체가 기준위치보다 5mm 가까이 있으면(L=25mm), -5V가 출력되고 더 이상 접근하더라도 -5V로 포화된다. 그리고 기준위치보다 5mm 멀리 떨어져 있으면(L=35mm) +5V가 출력되고 더 이상 멀어지면 +5V로 포화되는 특성이 있다. 반사체의 위치는 이러한 특성을 이용하여 변위센서 출력이 양의 포화 상태에서 +5V로 천이되는 위치, 즉 물체와 변위 센서 간의 거리(L)가 35mm인 지점에 고정된 후 실험하였다. 모터 스텝은 10 스텝 단위로 이동하였으며, 레이저 변위센서의 출력이 양의 값으로 포화되기 직전까지의 출력값을 저장하였다. 실험을 위해 선택된 레이저 변위센서가 반사체의 종류에 따른 특성 변화가 거의 없음을 확인하기 위해 흰색 교체와 검정색 교체, 그리고 피부를 반사체로 사용하여 각 3회 반복 실험하였다.

그림 4에는 각 반사체별 모터 스텝 수에 대한 레이저 변위센서의 3회 평균 출력값 특성을 그래프로 나타내었다. 이로부터 사용한 레이저 변위센서는 반사체의 색상에 대한 영향을 거의 받지 않으며, 다소 산란이 있을 것으로 예상되는 피부에 대해서도 선형적 출력 특성을 가짐을 확인할 수 있었다. 피부 반사체에 대한 모터 스텝 수 대비 레이저 변위센서 출력 간 선형회귀 방정식을 구하면 식 (1)과 같으며, R<sup>2</sup> 값이 0.9999로 우수한 선형특성을 가짐을 알 수 있다. 센서 스펙 상 선형출력 특성을 가지며 5mm 변위에 대해 5V의 출력 전압을 가지므로, 개발된 시스템은 무부하 시 한 스텝에 의해 가압 구조물이 약 0.064mm 이동함을 알 수 있었다. 결과적으로 개발된 시스템은 피부를 반사체로 하더라도 가압 구조물의 이동거리를 측정하기에 적합함을 알 수 있었다.

$$\text{Voltage} = -0.06436 \times \text{STEP} + 5.0516, R^2 = 0.9999 \quad (1)$$

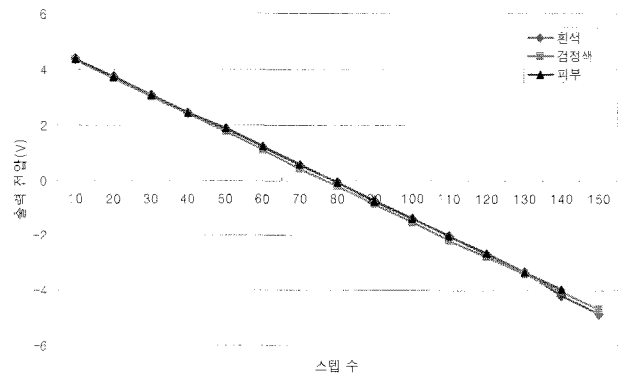


그림 4 무부하 시 이동 스텝수와 레이저 변위센서 출력 관계  
Fig. 4 A relationship between laser displacement sensor's output and motor steps for load-free condition

2.2.2 부하 실측 평가

개발된 시스템의 부하 실측 평가를 위해 가압 구조물로 실제 요골동맥 상 피부를 가압하는 동안 레이저 변위 센서에 나타난 구조물 이동 변위와 맥파를 동시에 측정해 보았다. 이 실험에는 혈압이 정상범위이며 심혈관계 이상이 없는 25세 남성 1명이 참여하였으며, 실험 전 충분한 휴식을 취하고 실험동안에는 안정된 상태를 유지하도록 하였다. 측정 부위는 피험자의 좌측 손목의 요골정상돌기(radial styloid process)에서 근위방향(distal direction)으로 수mm 떨어진 지점에서 맥박이 가장 크게 감지되는 부분으로 하였으며, 이는 한의학적 맥진 위치인 관(關)부위 및 혈관 경직도 평가를 위한 SphygmoCor(AtCor Medical, Australia) 시스템의 측정 위치와 동일한 위치이다. 동일한 위치를 반복적으로 측정할 수 있도록 한방 내과 전문의가 측정 위치를 선택하고 이 부위에 검정색 마커를 표시하도록 하였다. 가압에 의해 팔이 움직이지 않도록 하기 위해 팔 지지대 위에 피험자의 팔을 올려놓도록 하였으며, 가압할 손목 피부 면과 레이저 변위센서간의 거리가 약 35mm가 되도록 즉, 레이저 변위센서의 출력 전압이 5V가 되도록 한 뒤 실험을 실시하였다. 레이저 변위 센서와 맥파의 출력 신호는 모터를 10스텝 씩 내리면서 200Hz 샘플링율로 10초씩 저장하였으며, 혈관이 완전히 폐색되어 더 이상 맥파가 관찰되지 않을 때까지 측정하였다.

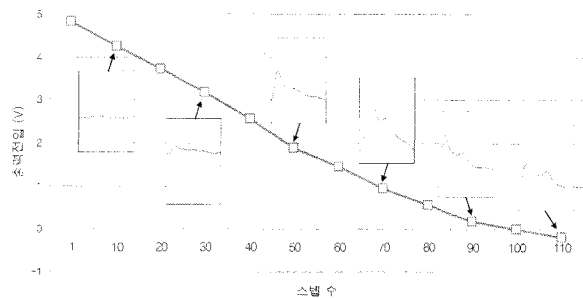


그림 5 부하 상태 시 가압 스텝 수와 레이저 변위센서 출력 간의 관계 및 각 스텝에서의 평균 맥파 형태  
Fig. 5 A relationship between laser displacement sensor's output and motor steps for radial artery loaded condition and averaged pulse waveforms at these motor steps

그림 5에는 가압 구조물로 요골동맥을 가압할 때 가압 구조물 이동에 사용된 모터 스텝 수 대비 레이저 변위센서의 출력 변화 특성을 나타내었으며, 또한 가압 구조물의 각 위치에서 측정된 10초간 맥파의 평균파형을 함께 나타내었다. 레이저 변위의 출력 전압은 이 10초 동안의 평균값을 사용하였다. 무부하 상태일 때와 달리 스텝 수 증가에 대한 레이저 변위센서 출력전압이 약간의 비선형적 특성을 갖는 것을 확인할 수 있는데, 이는 무부하 시와 달리 요골동맥 부하 시에는 요골(radial bone) 등 혈관지지 구조물들의 반발력에 의한 것으로 판단된다. 만약 피부의 비압축성(incompressibility)을 가정한다면, 맥파 센서에 일반적인 맥파가 처음 관찰된 시점 이후 가압 구조물의 이동거리는 혈관 직경의 감소량과 거의 같을 것으로 예상할 수 있다. 한편, 그림 5에서 보듯이 가압 스텝 수에 따라 맥파의 형태가 변하는 것을 알 수 있는데 특별히 맥파 기저선 및 수축기압과 이완기압의 차에 해당하는 맥압(pulse pressure) 변화가 두드러졌다. 그림 6에는 모터 스텝 수 증가에 따른 맥파 평균파형의 기저선과 맥압의 변화 추이를 전압 값으로 나타내었으며, 압력에 대한 맥파센서 출력 특성곡선이 확보되면 압력값으로도 교정 가능할 것이다. 맥파 기저선은 맥파 신호 상 수축기 시작점과 이완기 끝점의 평균값으로 하였는데, 이는 맥파 센서와 피부 접촉에 의해 발생한 맥파 센서의 피부 접촉면에 대한 상대적 가압력을 의미한다. 가압 구조물 하강에 사용된 스텝 수 증가에 따라 맥파 기저선이 약간의 선형성을 가지고 증가하는 것을 확인할 수 있는데, 이는 가압 스텝 수 증가에 따라 가압 구조물이 피부 접촉면을 누르는 압력 즉, 요골동맥 위 피부에 대한 가압력의 증가 양상을 보여 주는 것이다. 한편, 맥압은 모터 스텝 수 증가에 따라 증가하였다가 다시 감소하는 가우시안 함수와 유사한 형태를 갖는 것을 알 수 있다.

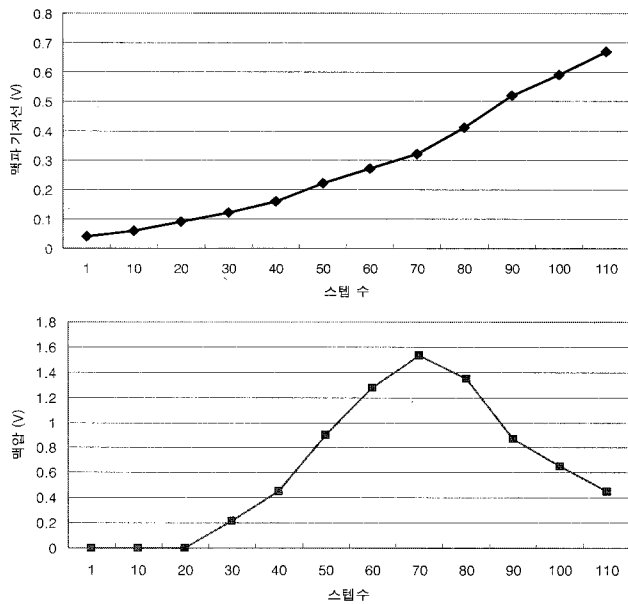


그림 6 가압 스텝 수에 따른 맥파 변화 특성 (위: 맥파 기저선, 아래: 맥압)

Fig. 6 Variation characteristics of pulse waveform versus motor steps(upper: baseline, lower: pulse pressure)

결과적으로 개발된 시스템은 요골동맥 위 피부를 스텝 모터를 통해 정량적으로 가압하는 동안 레이저 변위 센서를 통해 가압 구조물의 이동거리와 맥파를 측정할 수 있을 뿐만 아니라 맥파 신호로부터 가압력 및 맥압 정보를 추출할 수 있음을 알 수 있었다.

### 2.3 고찰

본 연구에서는 개발된 시스템은 무부하 평가를 통해 레이저 변위 센서가 요골동맥을 가압하는 가압 구조물의 이동거리를 안정적으로 측정할 수 있음을 확인하였으며, 부하 실측 평가에서는 실제 피험자에 적용하였을 때에 가압 구조물의 이동거리 즉, 가압에 의한 피부 이동거리 및 맥파 신호를 동시에 측정할 수 있을 뿐만 아니라 맥파 신호로부터 측정 부위를 누르는 가압력과 맥압 정보를 추출할 수 있음을 확인하였다. 더 나아가 개발된 시스템은 제어된 가압 스텝 수, 가압에 의한 피부 이동거리, 계산된 가압력, 계산된 맥압 정보의 다양한 조합을 통해 피험자의 심혈관계 특성에 대한 다양한 정보를 제공할 수 있을 것이다.

그 한 예로 개발된 시스템은 가압력에 대한 맥압의 변화를 제공할 수 있는데, 그림 6로부터 가압력에 대한 맥압의 변화양상을 생성하여 그림 7에 나타내었다.

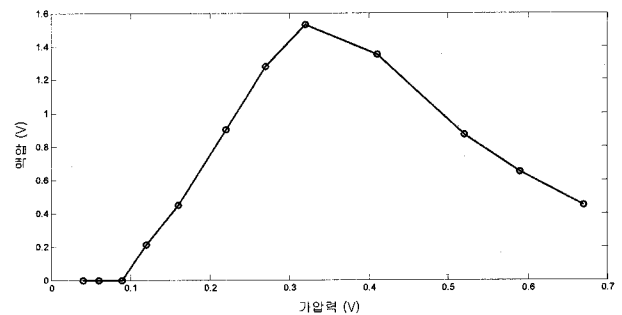


그림 7 가압력에 대한 맥압 변화 그래프

Fig. 7 A graph of pulse pressure versus indentation pressure

이러한 형태는 혈관과 센서 간 접촉 면적 변화에 따라 맥파의 크기가 다르게 측정되는 토노메트릭 측정 원리에도 일치하며, 오실로메트릭(oscillometric) 측정방법의 의해 나타나는 진동 진폭(oscillation amplitude) 변화 패턴과 유사한 형태이다[8]. 그리고 맥압이 최대인 시점은 가압 스텝 수가 70 이고(그림 6), 맥파 센서 출력 상 가압력이 0.32V일 때(그림 7)였으며, 이로부터 해당 시점에 혈관과 센서 간 접촉면적이 최대이었음을 유추할 수 있다. 한편 상완에서 가압력에 따른 맥압의 분포특성은 대동맥 경직도 지표(arterial stiffness index)로 활용될 수 있는데[9], 개발된 시스템을 통해 요골동맥 상에서 측정된 가압력에 따른 맥압 분포특성도 혈관 경직도를 예측하는데 활용될 수 있으리라 기대된다.

개발된 시스템을 통해 추출할 수 있는 또 다른 유용한 정보는 가압 구조물의 이동거리에 따른 맥압의 변화이며, 그림 8에는 개발된 시스템에 의한 이 그래프를 나타내었다. 그동안 개발된 맥파 측정 방법 중 오실로메트릭 측정은 가압력에 따른 맥압의 변화만을 관찰할 수 있으며, 토노메트릭 방식의 측정은 가압력에 따른 맥압 변화조차 정밀하게 측정할

수 없는 단점이 있었으나, 개발된 시스템은 구조물의 이동거리를 통해 예측된 혈관폐색에 따른 맥압의 변화까지 관찰할 수 있는 장점이 있다.

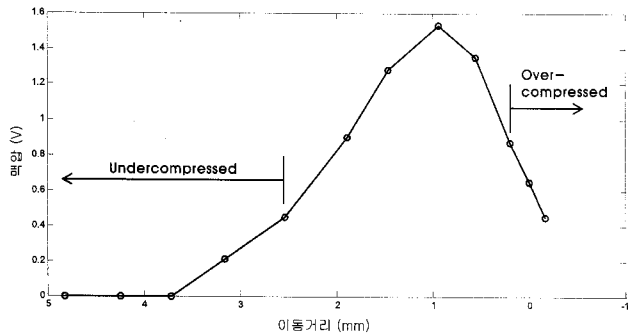


그림 8 가압 구조물 이동거리에 대한 맥압 변화 그래프  
 Fig. 8 A graph of pulse pressure versus displacement of indentation structure

맥압이 최대인 시점의 평균맥파 즉, 대표파형과 나머지 스텝 수 또는 이동거리에서의 평균맥파를 비교해 보면, 스텝 수가 40 또는 이동거리가 2.54mm인 5번째 측정 이전과 스텝 수가 90 또는 이동거리가 0.20mm인 9번째 측정 이후의 평균파형은 대표파형과 다른 형태를 나타내었다. 이로부터 맥파가 관찰되지 않다가 처음 맥파가 관찰된 4번째 측정의 평균맥파는 가압에 의해 혈관 직경변화가 없는 저압축 (undercompressed) 상태에서 측정된 것임을 유추할 수 있다 [10]. 그리고, 대표파형과 다른 형태의 맥파가 관찰된 10번째와 11번째 측정에서는 이동거리 증가분이 급격히 줄어 드는 것으로 보아 혈관이 충분히 폐색된 과압축 (overcompressed) 상태에서 측정된 것으로 추정된다. 따라서, 혈관의 직경은 이동거리 2.54mm와 이동거리 0.20mm의 차이인 2.34mm와 근사한 값일 것이며, 이 두 측정 사이에 측정된 이동거리 대비 맥파는 혈관폐색 정도에 따른 맥파의 특징으로 정의할 수 있을 것이다.

부수적으로 이러한 추론을 검증하기 위해 동일 피험자의 맥파 측정 부위 아래에 위치한 요골동맥의 직경을 측정하였다. 이를 위해 상용 초음파 측정 시스템 (Volusion 730 PR, GE Medical)을 사용하였으며, 초음파 B 모드 영상에서 해당 위치를 파악할 수 있도록 맥파 측정 부위에 가느다란 금속을 감았다. 그리고 수축기와 이완기에 맥동에 의해 혈관직경이 다르게 측정될 수 있으므로, 좌측 검지에 PPG(photo-plethysmography) 센서를 부착하여 이완기에 해당하는 시점에 초음파 영상을 정지(freeze)하여 측정하였다. 한편, 맥동에 의해 혈관 직경이 다르게 측정될 수 있기 때문에 이완기에 초음파 영상을 정지(freeze)하여 측정하였으며, 피험자가 이완기 상태인지를 모니터링하기 위해 좌측 검지에 부착된 PPG(photo-plethysmography) 센서의 출력을 활용하였다. 그림 9에는 맥파 측정 부위 아래 위치한 요골동맥의 초음파 B 모드 영상을 나타내었다. 측정결과 요골동맥은 피부로부터 약 2.8mm(0.28cm) 깊이에 위치해 있으며, 요골동맥의 직경은 약 2.4mm(0.24cm)였다. 이로부터 그림 8로부터 추정된 요골동맥 직경 2.34mm이 실제 요골동맥 직경과의 같음을 확인할 수 있었다.

결론적으로 개발된 시스템은 가압 구조물의 이동을 정량적으로 제어하면서 가압 구조물의 이동거리와 맥파를 측정할 수 있으며, 제어된 가압 스텝 수, 가압에 의한 피부 이동거리, 계산된 가압력, 계산된 맥압 정보의 다양한 조합을 통해 다양한 심혈관계 특성 정보를 제공할 수 있다. 또한 가압 구조물 이동거리와 맥파의 형태를 모니터링하면 혈관 직경을 추정할 수 있으며, 각 가압 스텝에 의한 혈관폐색 정도 대비 맥파의 변화를 측정할 수 있는 것으로 판단된다.

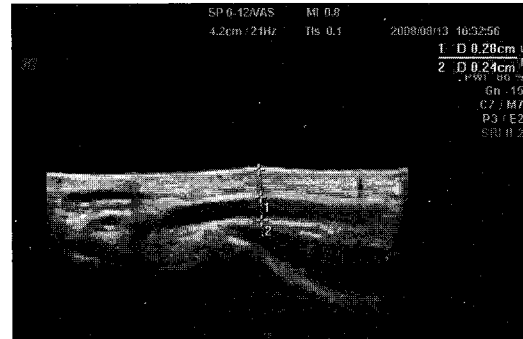


그림 9 맥파 측정 부위 하 요골동맥의 초음파 B 모드 영상  
 Fig. 9 A ultrasound B-mode image of radial artery under pulse measuring site

### 3. 결 론

비침습적 요골동맥 맥파 측정은 널리 사용되고 있으나, 측정 위치, 측정 가압력 등에 의해 다르게 측정되며, 단순히 맥압이 최대인 대표맥파만을 제공하는 한계가 있다. 이에 본 논문에서는 요골동맥을 정량적으로 가압할 수 있을 뿐만 아니라 가압에 의한 피부 이동변위와 함께 맥파를 측정하고, 각 가압단계에서의 가압력과 맥압 등 다양한 정보를 추출할 수 있는 새로운 시스템을 개발하였다.

개발된 시스템을 평가하기 위하여 무부하 측정과 부하 측정을 실시하였으며, 이로부터 얻은 결과를 요약하면 다음과 같다.

- 개발된 시스템의 가압 구조물은 정량적 제어가 가능하며, 채용된 레이저 변위 센서는 피부 반사체에 대해 출력이 안정적인 뿐만 아니라 선형 출력 특성을 갖는다.
- 개발된 시스템은 정량적으로 가압하는 동안 가압 구조물의 이동거리 즉, 피부 이동거리와 맥파를 동시에 측정할 수 있다.
- 개발된 시스템은 가압 스텝 수, 피부 이동거리, 가압력, 맥압, 맥파 형태들의 상호관계 정보를 제공할 수 있다.
- 피부 이동거리와 맥파의 형태를 관찰하면, 혈관이 눌리기 시작하는 시점과 완전히 폐색된 시점을 알 수 있으며 이를 통해 혈관의 직경과 혈관 폐색 정도를 추정할 수 있다.

향후 연구에서는 개발된 시스템을 보다 다양한 피험자에 적용하여 먼저 표준측정절차를 확립하고, 혈관직경 및 혈관 폐색정도를 추정하는 알고리즘을 구체화와 더불어 혈관의 기계적 특성 (mechanical property)을 예측하는 지표를 발굴

할 예정이다. 더 나아가 개발된 시스템의 측정결과와 다양한 심혈관계 관련 임상자료와 비교 연구함으로써 임상에서의 활용도를 발굴하는 연구가 수행되어야 하겠다.

**감사의 글**

이 논문은 2008년도 한국한의학연구원의 지원을 받아 기관고유사업의 일환으로 수행된 연구임(K08020).

**참 고 문 헌**

[1] S. Laurent, J. Cockcroft, et al., "Expert consensus document on arterial stiffness: methodological issues and clinical applications", *European Heart Journal*, Vol. 27, pp. 2588-2605, 2006.

[2] A. L. Pauca, M. F. O'Rourke, N. D. Kon, "Prospective evaluation of a method for estimating ascending aortic pressure from the radial artery pressure waveform", *Hypertension*, Vol. 38, pp. 932-937, 2001.

[3] C. C. Yyan, et al., "How to Standardize 3 Finger Positions of Examiner for Palpating Radial Pulses at Wrist in Traditional Chinese Medicine", *Acupuncture & Electro-Therapeutics Res.*, Vol. 32, pp. 87-96, 2007.

[4] Y. J. Lee, J. Lee, J. Y. Kim, "A Study on Characteristics of Radial Arteries Through Ultrasonic Waves", 30th IEEE EMBS, Vancouver, Canada, Aug. 2008.

[5] J. Lee, Y. J. Jeon, H. J. Lee, J. Y. Kim, "Variations in Non-invasive Radial Artery Pulse Waveform at Different Measuring Positions", 30th IEEE EMBS, Vancouver, Canada, Aug. 2008.

[6] G. Drzewiecki, "Noninvasive arterial blood pressure and mechanics", *The Biomedical Handbook*, CRC Press and IEEE Press, 2000.

[7] Y. C. Chiu, P. W. Arand, S. G. Shroff, T. Feldman, J. D. Carroll, "Determination of pulse wave velocities with computerized algorithms", *Am. Heart J.*, Vol. 121, No. 5, pp.1460-1470, 1991.

[8] S. Colak, C. Isik, "Blood pressure estimation using neural networks", *Prc. IEEE International Conference on Computational Intelligence for Measurement Systems and Applications*, pp. 21-25, 2005.

[9] M. U. R. Naidu, B. M. Reddy, S. Yashmaina, A. N. Patnaik, P. U. Rani, "Validity and reproducibility of arterial pulse wave velocity measurement using new device with oscillometric technique: A pilot study", *BioMedical Engineering OnLine*, Vol. 4, no. 49, 2005.

[10] G. D. Baura, "Method and apparatus for the noninvasive determination of arterial blood pressure", *United States Patent 6514211*, 2003(공개).

**저 자 소 개**



**이 전 (李 田)**

1974년 8월 3일생. 1996년 연세대학교 의공학과 졸업. 2006년 연세대학교 대학원 의공학과 졸업(공학박사). 2008년~현재 과학기술연합대학원대학교 조교수. 2006년~현재 한국한의학연구원 선임연구원. 2003년 대한전기학회 [시스템 및 제어부 문회] '우수 논문상' 수상. 2005년 IFMBE 'Young Investigator Award' 수상. 2008년 BME2008 Hong Kong 'The Best Paper Presenter' 수상. 연구분야: 생체 모델링, 생체 신호처리, 한방의료기기 외

Tel : 042-868-9558  
 Fax : 042-868-9480  
 E-mail : leejeon@kiom.re.kr



**우 영 재 (禹 泳 在)**

1980년 3월 8일생. 2006년 건국대학교 의공학부 졸업. 2008년 연세대학교 대학원 전기전자공학전공 생체공학협동과정 석사 졸업(공학석사). 2008년~현재 한국한의학연구원 연구원. 연구분야: 의용전자, 생체계측, 한방의료기기, Wearable Computing

Tel : 042-868-9308  
 Fax : 042-868-9480  
 E-mail : yjwoo@kiom.re.kr



**전 영 주 (全 榮 柱)**

1971년 5월 29생. 1999년 인제대학교 의용공학과 학사 졸업. 2001년 전북대학교 의용생체공학과 석사 졸업. 2006년 전북대학교 메카트로닉스 공학과 박사 졸업. 2006년~2007년 3월 한국전자통신연구원 post doctor. 2007년 3월~현재 한국한의학연구원 연구원. 연구분야: 생체신호계측, 생체신호처리, 한방 의료기기 개발

Tel : 042-868-9306  
 Fax : 042-868-9480  
 E-mail : jyj92@kiom.re.kr



**이 유 정 (李 有 正)**

1978년 1월 28일생. 2000년 선문대학교 전자정보통신 공학부 학사 졸업. 2002년 선문대학교 전자공학과 석사 졸업. 2001년~2004년 (주)락싸 기술연구소 연구원. 2005년~현재 한국한의학연구원 연구원. 연구분야: 생체신호처리, 한방의료기기

개발, 진단 알고리즘 개발

Tel : 042-868-9501

Fax : 042-868-9480

E-mail : yjlee@kiom.re.kr



**김 종 열 (金 鍾 悅)**

1959년 7월 10일생. 1983년 서울대학교 건축학과 학사 졸업. 1985년 한국과학기술원 토목공학과 석사 졸업. 1996년 경희대학교 한의학과 학사 졸업. 1998년 원광대학교 한의학과 석사 졸업. 2001년 원광대학교 한의학과 박사 졸업. 2004년~현재

한국한의학연구원 책임연구원. 연구분야: 한방의료기기 개발, 데이터 마이닝, u-헬스 의료기기

Tel : 042-868-9489

Fax : 042-868-9480

E-mail : ssmed@kiom.re.kr