

## 촬상소자를 이용한 맥동의 2차원 계측

김기왕\*

상지대학교 한의학과

---

### Abstract

---

## 2-dimensional Measurement of Arterial Pulse by Imaging Devices

Kiwang Kim

*Dept. of Oriental Medicine, Sangji University*

### Objectives:

For the traditional pulse diagnosis in Oriental Medicine, not only the pulse shape in time domain, but the width, length and depth of arterial pulse also should be measured. However, conventional pulse diagnostic systems have failed to measure the spatial parameters of the arterial pulse e.g. effective length of arterial pulse in the wrist. In fact, there are many ways to measure that kind of spatial features in arterial pulsation, but among them, the method using image sensor provides relatively cheap and simple way, therefore I tested feasibility of measuring 2-dimensional pressure distribution by imaging devices.

### Methods:

Using widely used PC cameras and dotted balloons, the subtle oscillation of skin over the radial artery was recorded continuously, and then the displacement of every dot was calculated. Consequently, the time course of that displacements shows arterial pulse wave.

### Results:

By the proposed method I could get pressure distribution map with 30Hz sampling rate, 21steps quantization resolution, and approximately 1mm spatial resolution. With reduced quantization resolution, 3cm×4cm view angle could be achieved.

### Conclusion:

Although this method has some limitations, it would be useful method for detecting 2-dimensional features of arterial pulse, and accordingly, this method provides a novel way to detect 'narrow pulse', 'wide pulse', 'long pulse', 'short pulse', and their derivatives.

### Key Words:

arterial pulse diagnostic system, arterial pulse, arterial pulse diagnosis, imaging device

---

\* 교신저자 : 김기왕 / 소속 : 상지대학교 한의과대학 진단학교실  
TEL: 033-738-7506 / E-mail : kimgiwang@sangji.ac.kr

## I. 서론

동아시아에서는 전통적으로 동맥 박동의 상태를 20~30 가지의 맥상(脈象)으로 구분해왔다. 맥상을 구분하는 데는 단위 시간당 맥박수나 맥관 팽창·수축의 빠르기와 같은 시간적 요소도 필요하지만 이와 함께 맥의 폭이나 맥의 유효한 측지 길이, 맥의 측지 깊이와 같은 공간적 요소가 필요하다. 지금까지의 맥진기는 기본적으로 맥파를 측정하는 기기였으므로 동맥 박동의 시간적 요소를 구분하는 데는 적합하였지만 그 공간적 요소를 측정하는 데는 어려움이 있었다. 최근 국내에 출시된 (주)대요메디의 3D Mac Robo<sup>1)</sup>나 중국에서 개발된 金觀昌의 맥진기<sup>2)</sup>는 모두 이러한 기존 맥진기의 단점을 보완하여 맥동의 공간적 특성을 측정하고자 했던 사례라 할 수 있다.

맥동의 공간적 속성을 충실히 측정하기 위해서는 압력센서의 어레이(array)가 필요하다. 하지만 다수의 센서로 구성된 고밀도의 압력센서 어레이를 구현하는 데는 기술적 어려움이 크다. 이 때문에 위에 언급한 3D Mac Robo는 십자 형태로 배치된 5개의 센서를, 金觀昌의 맥진기는 맥관 횡단 방향으로 9개의 센서가 배치된 일렬(一列)의 어레이를 통해 맥동의 공간적 특징을 초보적으로 묘사한 데 그쳤다. 본 연구에서는 근래에 광범위하게 보급된 엽가의 PC 카메라를 이용하여 동맥 박동 압력의 2차원 분포를 측정해 본 바, 비교적 간단한 기기 구성을 통해 48개(맥관에 대해 중·횡 방향으로 6×8행렬) 이상의 센서 어레이에 상당하는 고밀도, 다측정점(多測定點)의 맥동 측정 기구를 구현할 수 있었다. 아래에 그 성과를 보고한다.

## II. 방법

### 1. 측정 장치의 구성

모든 압력 센서는 압력 인가에 따른 센서 또는 감지 매개물의 변형을 통해 압력이나 압력 변동을 알아낸다. 탄성체(elastomer)로 요골동맥을 적절히 압박할 경우 탄성체의 피부 접촉면은 요골동맥의 박동을 반영하는 변위(displacement)를 나타내게 된다. 따라서 이러한 변위의 분포를 계측하면 맥동의 폭과 유효 길이 등 맥동의 공간적 특성을 알 수 있다. 종래에는 일정 면적에 분포된 탄성체 각각의 변위를 동시에 측정하는 데 기술적 어려움이 있었으나 오늘날에는 우수한 성능의 활상 소자(imaging devices)가 광범위하게 보급되어 이를 이용할 경우 다수의 위치에서 탄성체가 어떠한 변위를 보이는지 간단히 측정할 수 있게 되었다. 이에 착안하여\*2) 본 연구에서는 Figure 1과 같은 측정 기구를 구성하였다. 본 연구에서는 요골동맥을 압박할 탄성체로서 공기를 채운 투명 풍선을 사용하였고, 이 풍선의 피부 접촉면에 작은 점들을 직사각형 격자에 맞춰 인쇄하여 이 점들의 움직임을 보급형 PC 카메라로 촬영한 후 영상 신호 처리를 거쳐 요골동맥의 압력 분포 변동을 계산하였다.

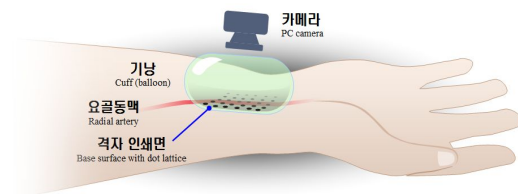


Figure 1. The basic configuration of devices for detecting arterial pulse in this study  
맥동 측정 기구의 기본적인 구성

2) 이 아이디어는 2000년 이상철(李相徹)에 의해 제안되었고 조희섭에 의해 간단한 실증 시험이 이루어졌다.

## 2. 측정 신호의 처리 방법

Figure 2는 이와 같은 구성에서 USB 연결 형 PC카메라인 Vije Talk CCD((주)새빛마이크로)로 촬영된 영상과 그 처리과정을 보여준다.

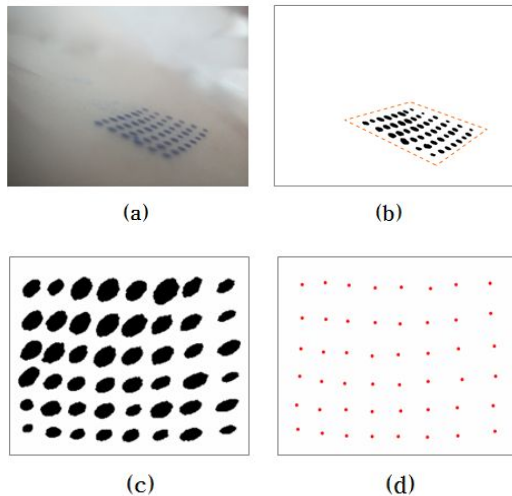


Figure 2. Image processing procedure to get the center coordinates of moving dots. (a) original image, (b) binary image of (a), (c) deformed image of inner area of dotted line in (b), (d) calculated centers of each dot.

반점 중심 좌표 획득 과정 (a) 원래의 영상 (b) 이진화 영상 (c) 점선 안의 반점을 직사각형으로 재배열한 영상 (d) 반점 중심

우선 반점이 찍힌 풍선 표면의 박동을, 640×480 화소 또는 320×240 화소로 이루어진, 초당 30 프레임 또는 15 프레임의 동영상으로 저장하고 각 프레임(a)의 이진화 영상(흑백 영상)을 얻었다(b). 이후 이를 직사각형으로 변형하고(c), 각 반점의 중심을 구하였다(d). 이는 본 연구의 초기에 진행된, 녹화 영상에 대한 처리 과정이고 이후에 진행된 실시간 처리 과정에서는 이진화 영상을 직사각형으로 변형하는 과정을 생략하고 바로 반점 중심 좌표를 구하는 연산을 수행하였다. 영상처

리로부터 맥파 획득까지의 각종 연산에는 Mathwork사의 Matlab 7.1 환경에서 작성된 프로그램 코드가 주로 사용되었다.

반점 중심이 계산된 각 프레임의 영상을 비교하면 반점 중심이 맥동에 따라 어떠한 운동을 하는지 계산할 수 있다. 본 연구에서는 맥파 기시 시점(충격파 기시 시점)의 반점 중심 위치를 기준으로, 이후의 각 프레임에서 반점 중심이 기준점에 대해 몇 화소(pixel)의 변위를 갖는지 구하였고 이렇게 얻어진 각 반점의 변위를 시간에 따라 도시한 결과 기존의 맥파 그래프와 유사한 그래프를 얻을 수 있었다.

단 이렇게 계산된 맥파 그래프는 팔의 움직임이나 카메라의 미세한 이동에 의해 그 기저선(base line)이 불안정한 모습을 보인다. 이러한 움직임에 의한 맥파 왜곡(motion artifact)을 방지하기 위해 반점 변위를 계산할 기준 좌표를 프레임마다 바꾸어가며 변위를 계산하는 방식을 택하였다. 즉, 카메라의 시야에 포착된 반점 가운데 동맥 박동에 따른 움직임이 없는 주변부 반점 하나를 참조점(reference point)으로 정하고 각 프레임에서 이 반점의 중심 좌표를 기준으로 맥동 기시점 좌표를 교정하여 반점의 변위를 구하였다.

## Ⅲ. 측정 결과

Figure 3은 이와 같은 방법으로 구한 맥파의 예이다. 이것은 프레임당 640×480 화소의 동영상을 30 프레임/초(fps)의 표본화율(標本化率, sampling rate)로 획득하여 계산한 맥파로서, 충격파, 조랑파, 질흔, 조랑파, 심방파 등 맥파의 주요 요소가 구분 가능하다. 맥파 기저선과 충격파 정점의 변위를 살

펴보면 이 샘플의 경우 21단계의 양자화(量子化, quantization) 수준을 가짐을 알 수 있다. 단, 이 샘플은 맥동의 세기가 비교적 약한 피험자에게서 얻은 것이므로 같은 방식으로 다양한 피험자들의 맥파를 계측할 경우 대략 5비트(32단계)의 양자화 수준을 보일 것이라 생각된다.

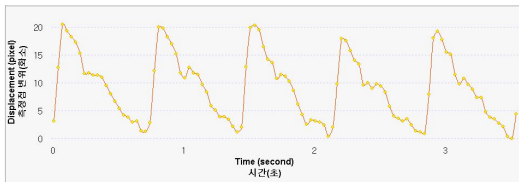


Figure 3. Calculated arterial pulses by proposed method. Longitudinal axis(y axis) means the displacements of the dot in every frame, which are approximately proportional to the input pressure.  
본 연구에서 제안한 방법에 의해 얻어진 맥파. 그래프의 세로 축은 반점 중심의 변위이며, 반점에 가해진 압력에 대략 비례한다.

본 연구에서는 한 지점에서의 맥파보다 맥동에 따른 2차원적 압력 분포의 변동을 계측하는 것이 더 중요한 목표였으므로 Figure 2에서 얻어진 반점의 변위를 통해 요골동맥 위 일정 영역의 압력 분포를 구해보았다. Figure 4는 충격파가 정점에 이른 시점에서 구한 풍선 표면 각 반점의 변위를 표시한 것이다. 이는 이 영역에서의 압력 분포와 비례하리라 생각된다.

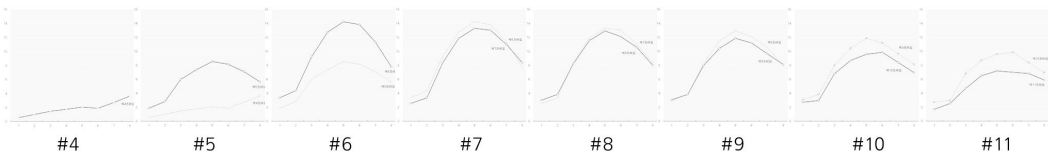


Figure 5. Pressure distributions along the transverse line (4th row in Figure 4) in frame 4 ~ frame 11.  
맥관 횡단 방향에서의 압력 분포 변동(그림 4의 제 4행=위로부터 3번째 행에서).

Figure 4에 나타난 48개(6행×8열) 반점의 압력 분포 영상에서 제 4행(위로부터 세 번째 줄)에 위치한 8개 측정점의 압력분포 변동을 시간에 따라 도시해 보면 Figure 5와 같다. 요골동맥의 평균 직경이 2.9mm임<sup>3)</sup>을 고려하면 표면에서의 압력 분포는 이보다 확산된 영역에서 동맥 박동에 따른 변동을 나타냄을 알 수 있다.

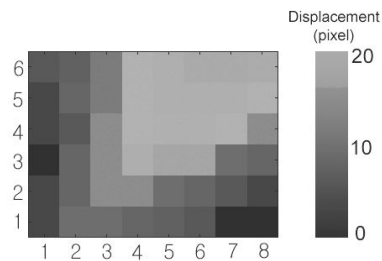


Figure 4. Pressure distribution on the skin over the radial artery. This picture represents about 8mm (horizontal) × 6mm (vertical) area. The radial artery is thought to lie in right upper to left lower oblique direction.

본 연구에서 제안한 방법에 의해 얻어진 요골동맥 압력 분포. 그림의 영역은 대략 가로 8mm, 세로 6mm 면적의 압력 분포를 보여준다. 요골동맥은 그림의 우상각과 좌하각을 잇는 사선 방향으로 지나가고 있으리라 생각된다.

### IV. 고찰

#### 1. 측정점 변위와 압력의 상관성

본 논고에서 제안한 방법으로 얻어진 맥파가 요골 동맥 박동에 따른 측맥압(側脈壓, 피부 표면에 전달되는 압력)에 선형적으로 비례하는지 검토할 필요가 있다.

과거 龔安特은 일반 탄성 모델을 토대로 맥의 부침(浮沈)을 설명하기 위한 설명 모델을 제시한 바 있다<sup>4)</sup>(Figure 6). 그의 설명 모델은 다양한 인자를 고려하고 있으나 진찰자의 손 끝에 나타나는 피부의 변위(Figure 6의 X1)는 결국 맥관의 압력 변동에 선형적으로 비례함을 보여주고 있다.

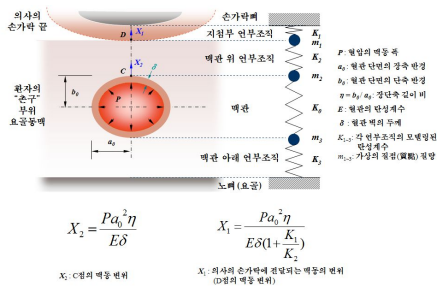


Figure 6. Gong's model for Fushenmai (浮沈脈). English close caption abbreviated, 부맥과 침맥을 설명하기 위한 龔安特의 모델.

위 모델에서 손가락 표면(D점)에 해당하는 것이 본 연구에서는 풍선 표면이므로 풍선의 표면을 손가락과 동일한 탄성체로 본다면 후크의 법칙(Hooke's Law)에 따라 그 변위는 인가 압력, 즉 요골동맥 혈압이 피부에 전달된 측맥압에 비례할 것이라 생각할 수 있다. 그러나 본 연구에서 측정된 맥파는 Figure 3에 나타난 바와 같이 일반적인 맥파와 그 형태가 달라 충격파가 작고(낮게 돌출되어 있고) 절흔이 상대적으로 높은 특징을 보인다. 이것은 본 연구에서 얻어진 측정점 변위가 측

정점의 압력에 선형적으로 비례하지 않음을 시사한다. 중년 피험자의 전형적인 요골동맥 압력맥파(동맥압 측정시스템 SphygmoCor(TM) 설명서 예시 자료 - Adrian 등의 논문<sup>5)</sup>에서 재인용)와 Figure3의 맥파를 비교해 보면 Figure 7과 같은 형태적 차이가 있음을 볼 수 있다. 즉 전형적 맥파와 비교하여 절흔이나 조랑파, 중복파의 상대적 높이(충격파에 대한 상대적 높이)가 높게 나타나 있고 심방파의 크기가 크게 나타나 있는 반면, 충격파의 봉우리 부분은 상대적으로 축소된 모습을 보인다.

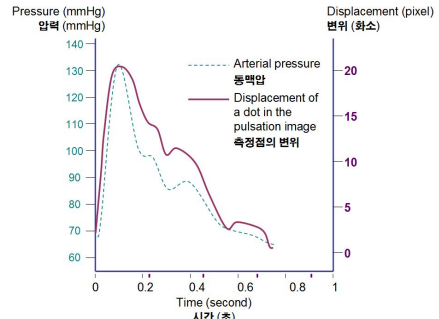


Figure 7. Difference of pulse shapes between the representative arterial pressure wave form (dotted line) and a surface displacement curve by the proposed method (solid line).

본 연구에서 제안된 방법으로 구해진 맥파 곡선(실선)과 요골동맥의 전형적인 압력 변동 파형(점선).

이와 같은 차이는 풍선이라는 매체가 후크의 법칙에 지배받는 고체 탄성체가 아니고 보일의 법칙(Boyle's Law)에 따르는 일종의 기체 주머니라는 데 기인한 것으로 보인다.

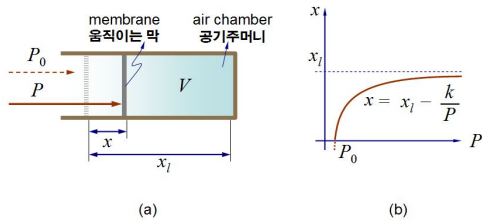


Figure 8. Simplified model to explain the relationship between balloon membrane displacement and applied pressure.  $x$  = membrane displacement,  $x_l$  = displacement limit,  $V$  = volume of air chamber,  $P$  = applied pressure,  $P_0$  = initial pressure,  $k$  = coefficient related to the air condition  
 인가 압력에 따른 풍선 표면의 위치 변동을 도식화한 그림.  $x$ 는 압력,  $x_l$ 은 임계 변위(한계 변위),  $P$ 는 풍선 표면에 인가된 압력,  $P_0$ 는 풍선이 눌리지 않았을 때의 외부 압력(대기압),  $k$ 는 기체의 상태에 관련된 계수를 의미한다.

본 연구에 채용된 풍선과 그 표면에 작용하는 동맥압(측맥압)의 관계는 Figure 8의 (a)와 같이 단순화해 보면, 풍선 표면에 존재하는 측정점의 변위  $x$ 는 Figure 8의 (b)에 나타난 바와 같이 인가 압력에 대한 분수함수로 나타날 것이라 생각할 수 있다. (b)의 식으로부터 변위  $x$ 가 관측되었을 때 측정점에 인가된 압력을 역으로 구하면  $P = k / (x_l - x)$  를 얻게 된다(각 문자의 의미는 Figure 8의 설명을 참조). 이 식에서 한계 변위  $x_l$ 을 32로, 계수  $k$ 를 400으로 가정하고 Figure 7에 표시한 변위( $x$ )에 대해 식의 우변을 계산한 후 이를 그래프로 도시하면 Figure 9와 같다.

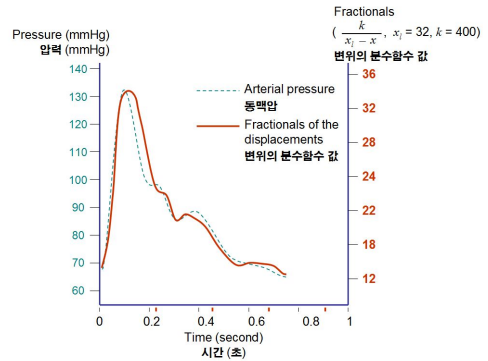


Figure 9. Comparison of two pulse shapes – representative one (dotted line) and fractional curve of surface displacement (solid line).  
 측정점 변위의 분수함수 값(실선)과 전형적인 맥파(점선)의 형태 비교.

Figure 9를 보면 충격파 높이에 대한 조랑과, 중복과, 절흔, 심방파의 상대적 높이가 모두 전형적 맥파의 측정값에 근접함을 알 수 있다.

결론적으로, 본 연구에서 측정한 풍선 표면 변위의 변위를, 분수함수를 이용하여 실제 인가 압력으로 환산할 수 있으리라 생각된다. 다만 얼마만큼의 변위가 어떤 압력에 해당하는가를 알기 위해서는 후속 연구가 필요하다.

## 2. 이동 참조점 설정의 효과

대부분의 생체 신호 획득 과정에서 인체나 센서의 움직임에 의한 신호 왜곡(motion artifacts)은 교정되어야 할 중요한 신호 열화(劣化) 인자로 꼽힌다. 특히 맥진 신호는 움직임에 매우 취약하므로 이에 대한 적절한 대책이 필수적이다. 찰상 소자를 이용하여 맥동을 기록할 때도 움직임의 영향을 최소화하는 처리 과정이 필요하나, 단일 센서를 이용한 맥파 획득 과정과는 달리 이 방법을 이용할 때는 얻어진 신호만으로 비교적 간단하게 움직임 잡



음을 없앨 수 있다. 즉 본 논고의 방법 단락에서 제시한 바와 같이 촬상소자의 시야에 포착된 측정점 가운데 맥동의 영향을 받지 않는 한 점을 기준점으로 하여 각 측정점의 변위를 계산하면 움직임의 영향을 효과적으로 줄일 수 있다.

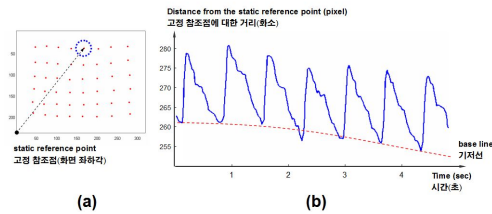


Figure 10. Arterial pulse shape (b) calculated from the distance between static reference point and pulsating point (the point in the dotted circle of (a)). 고정 참조점(a)을 기준으로 구한 맥파의 형태 (b). 기저선 변동이 보인다.

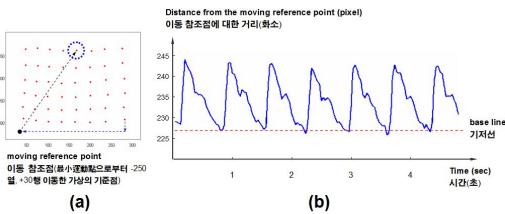


Figure 11. Arterial pulse shape (b) calculated from the distance between moving reference point and pulsating point (the point in the dotted circle in (a)). 이동 참조점(a)을 기준으로 구한 맥파의 형태 (b). 기저선이 평탄하다.

Figure 10과 11은 이동 참조점을 이용함으로써 맥파의 기저선 이동을 교정할 수 있음을 보여준다. Figure 10에 나타난 기저선 이동은 신호 획득 중 손으로 느슨하게 카메라를 쥐고 있었던 이유로 나타난 시야의 점진적 이동 결과라 생각된다. Figure 11에서는 이러한 기저선 변동이 제거되었음을 알 수 있다.

이동 참조점을 이용한 맥파 획득 방법은 맥파의 주요 특징점을 더 충실하게 재현하는 특성 역시 보여주었다. Figure 10, 11에 나타난 두 번째, 세 번째 박동 부분의 맥파를 확대하여 보면 Figure 12과 같은데, 이동 참조점을 이용한 경우에 중복파와 심방파가 더 충실히 재현되었음을 알 수 있다.

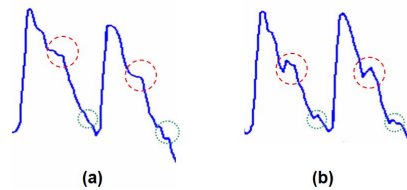


Figure 12. Pulse shapes derived from static reference point method (a), and moving reference point method (b). Dichotic wave (large circle) and atrial wave (small circle) are clearly visible in (b). 고정 참조점에 의해 계산된 맥파(a)와 이동 참조점에 의해 계산된 맥파(b). 이동 참조점으로 구한 맥파에 중복파(큰 원)와 심방파(작은 원)가 더 잘 나타나 있다.

### 3. 분해능(공간분해능, 시간분해능, 압력분해능)과 측정 면적

맥상(脈象)을 측정하기 위한 센서가 갖추어야 할 요건으로 높은 시간·공간적 분해능과 상세한 압력 분해능, 그리고 넓은 측정 면적을 들 수 있다. 예를 들어 세맥(細脈)과 대맥(大脈)을 잘 구분하기 위해서는 1mm의 공간 분해능과 맥관의 횡단 방향으로 5mm 이상의 측정 범위를 가져야 한다고 생각된다. 또한 장맥(長脈)과 단맥(短脈)을 잘 구분하려면 약 3mm의 공간 분해능과 맥관의 종단 방향으로 최소 4cm의 측정 범위를 가져야 한다고 생각된다.

저자는 제안된 방식으로 이러한 요구를 만족시키기 위한 맥진기 프로토타입(始作品)을 제작하였

다(Figure 13). Figure 14은 이 기기에서 촬영된 요골동맥 맥동 측정 부위로서 대략 3cm(맥관 횡단 방향)×4cm(맥관 종단 방향)의 면적이 시야에 포착되어 있다. 이 예에서는 6행×12열의 측정점을 배치하여 모두 72개 지점에서 맥파 신호를 획득하였다.

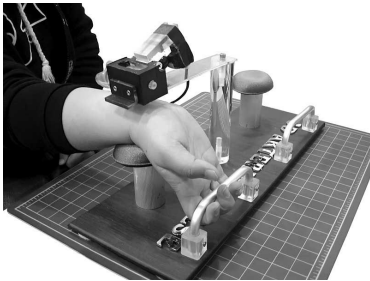


Figure 13. The prototype system for image based pulse diagnosis.  
활상 소자 기반 맥진기의 프로토타입

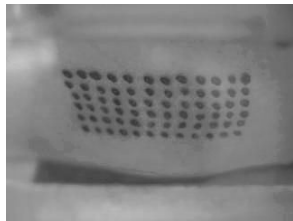


Figure 14. Captured image by the prototype system 제작된 맥진기로 포착한 맥동 부위 영상

Figure 3의 맥파는 640×480 화소, 30 프레임/초로 녹화된 영상에서 구한 것인데, 프로토타입 맥진기에서는 실시간 처리를 위해 영상의 프레임당 화소수와 초당 프레임수를 줄여야 했다. Figure 15는 그러한 제한을 가진 프로토타입 시스템에서 얻은 맥파의 예로서, 320×240 화소, 15 프레임/초의 조건에서 얻어진 것이다. 30 Hz의 표본화율(sampling rate)로 얻어진 Figure 3의 맥파에 비해 맥파 특징점 재현의 충실도가 크게 떨어진 것을 알 수 있다. 또한 Figure 3의 맥파에서 21 단계의 신호 세기 구분이 가능했던 데 비해 이 시스템에

서는 6 단계의 세기 구분만이 가능하다. 이 역시 맥파 신호의 열화(劣化)에 중요한 요소로 작용하고 있다. 이는 일종의 압력 해상도 저하 효과라고 생각할 수 있는데, 넓은 시야를 확보하기 위해 카메라를 피부로부터 비교적 먼 곳에 고정된 것과 실시간 처리를 위해 프레임당 화소를 줄인 데 기인한 것이다.

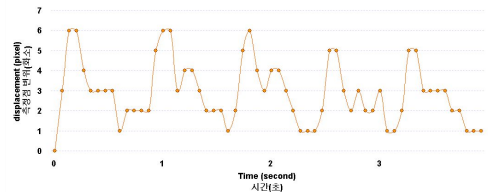


Figure 15. Arterial pulse wave form acquired by the prototype system  
제작된 맥진기에서 얻어진 맥파

기존 맥파계의 성능을 고려할 때, 맥파를 온전히 기록하기 위해서는 60Hz의 표본화 주파수\*3)와 8비트(256단계)의 양자화 수준\*4)이 필요하다고 생각된다. 본 연구에서 구현한 맥진기는 이러한 성능에 미치지 못하지만 2008년 현재 시중에서 구할 수 있는 보급형 PC 카메라 중에는 60 프레임/초의 속도로 640×480화소의 영상을 얻을 수 있는 기종\*5), 또는 90 프레임/초의 속도로 352×288화소의 영상을 얻을 수 있는 기종\*6)이 있으므로 표본화 속도의 제약은 해결될 수 있으리라 본다. 다만 기존 맥진기에 대한 압력 분해능에서의 열세는 잔존하리라 생각된다.

- 3) 맥파의 유효 주파수 30Hz에 대한 나이퀴스트 표본화율(30Hz×2=60Hz)
- 4) 대개의 AD 변환기가 8비트 이상의 양자화 수준을 가짐을 고려.
- 5) 소니(Sony)의 PS3 eye
- 6) 필립스(Philips)의 SPC 900 NC



요약하면, 활상 소자를 이용한 맥상 측정 방식은 측정 면적(3cm×4cm)과 공간분해능(1mm)에서 맥상 측정의 요구를 만족한다 할 수 있으나 기존의 맥파계와 비교할 때 시간분해능(15~30Hz)에서는 다소 미흡하고 압력 분해능(3~5비트 수준)에서는 크게 부족하다 할 수 있다. 그러나 인간의 촉각 능력과 비교하면 오히려 인간의 촉각과 유사한 한계 조건을 가진다고 볼 수 있다\*7).

#### 4. 제안된 방법의 장점과 한계

본 논고에서 제안한 맥상 획득 방법이 갖는 장점은 ① 동맥 박동의 2차원적 압력 분포를 측정할 수 있다 ② 별도의 센서 추가 없이 측정점 밀도와 개수, 측정 면적을 자유롭게 늘릴 수 있다 ③ 움직임 잡음에 대한 보정이 쉽다 ④ 감지부 표면이 강체가 아니므로 가압시 부드러운 느낌을 준다 ⑤ 적은 비용으로 기기를 구현할 수 있다는 것이다.

반면 이러한 방법이 갖는 단점으로는 ① 시간 해상도가 낮다 ② 압력 분해능과 압력의 양자화 수준이 낮다는 점을 꼽을 수 있는데, 이는 인간에 의한 맥진에서도 동일하게 나타나는 문제이므로 주요한 결점은 아니라고 생각되나, 맥상 측정 시스템으로서 제안된 시스템이 갖는 중요한 문제점은 가압력(加壓力)에 한계가 있다는 점이다. 맥의 대소(大小), 장단(長短) 특성을 구분하는 데는 본 논고에서 제안한 방법으로 충분하지만, 맥의 부침(浮沈) 특성을 구분하는 데는 제약이 크다. 즉 이 방법으로 구현한 기기에서는 매우 유연한 재질의 풍선을 사용할 수밖에 없는데 이 경우 침맥(沈脈)이나 복맥(伏脈)을 온전히 측정할 수 있을 만큼

7) 맥진에 관한 주요 고문헌 가운데 어떠한 곳에서도 조랑파(潮浪波)의 존재를 언급하지 않았으며, 촉감만으로는 중복파(重複波)를 구별하는 것도 쉽지 않다. 이는 인간의 촉각이 가지는 시간 해상도가 맥파의 파형을 그려낼 수 있을 만한 수준이 아님을 시사한다.

강한 힘으로 맥진 부위를 눌러줄 수가 없다. 따라서 제안된 방식으로 전통적인 맥상 전체, 예를 들어 28종의 맥상을 전부 구분하는 것은 불가능하다.

이를 보완하기 위해 저자는 미세 식각 공정(lithography technique)을 이용하여 Figure 16과 같은 맥상 측정 매체를 구현할 것을 제안한다. 이는 기존의 수은 혈압계를 어레이 형태로 배치한 것과 동일한 효과를 줄 수 있으며 200mmHg 이상의 충분한 가압력을 구현하는 것도 가능하다. Tom White가 제안한 햅틱 렌즈(haptic lens)도 이와 유사한 개념이지만 저자가 제안한 방법은 인가 압력을 정량적으로 평가할 수 있다는 장점이 있다.

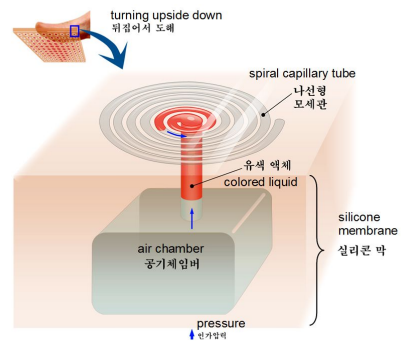


Figure 16. A conceptual drawing of pressure imaging sheet  
압력 분포를 가시화하기 위한 실리콘 시트

## V. 결론

본 논고에서는 맥동에 따르는 압력 변동을 2차원적으로 측정하기 위해 활상 소자와 풍선을 이용한 간단한 방법을 제안하였고 그 성능 실측 결과를 소개하였다. 본 연구의 결과는 제안된 방법을 통해 전통적 맥상(脈象)의 주요 요소 가운데 기존 맥진기로 측정하기 어려웠던 요소인 맥의 대소(大小)와 장단(長短)을 측정할 수 있었음을 보여준다.

참 고 문 헌

1. 강희정, 김경철. 전통맥진의 현대적 객관화를 위한 3차원 맥과 진단시스템 개발. 東義韓醫研. 2005; 9:19-24
2. 金觀昌, 于淼, 鮑乃鏗. PVDF多點脈搏波計算機輔助測試系統研究. 清華大學學報. 1999; 39(8): 117-120
3. 楊昌煜. 寸、關、尺脈與橈動脈下段的解剖關係. 貴陽中醫學院學報. 1994(01): 62-63
4. 龔安特, 顏文明, 李冰星. 試論中醫脈象浮沈的力學內涵. 1986(01): 11-13
5. Adrian Covic, David J.A. Goldsmith, Laura Panaghiu, Maria Covic, and John Sedor. Analysis of the effect of hemodialysis on peripheral and central arterial pressure waveforms. *Kidney International*, 2000; 57: 2634–2643
6. Tom White. Introducing liquid haptics in high bandwidth human computer interfaces. Massachusetts Institute of Technology (thesis for degree of Master of Science). 1998.