

# 손목의 피부특성을 고려한 맥상파 해석모델 개발

신상훈

상지대학교 보건과학대학 한방의료공학과

---

## Abstract

### Development of Pulse Wave Analysis Model with Skin Effect

Sang-Hoon Shin

*Depart. of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University*

#### Objectives

The purpose of this study is to develop the pulse wave analysis model with the palpation pressure and the skin effect.

#### Methods

The position of pulse diagnosis was modeled with elastic string system. The skin was modeled with the elastic string, the palpation pressure with tension in the string, and the blood vessel pressure with external force on the string. Using the wave equation in the physics, the simplified pulse model was transformed to the mathematical model.

#### Results

To the verification of the model, the effects of the palpation pressure and the skin effect were tested.

#### Conclusions

There was optimal palpation pressure, describing the exact vessel pressure pattern and maximizing the amplitude of the skin displacement. For the optimal condition, the increased palpation pressure was needed with the increased skin thickness. Therefore, the developed pulse wave analysis model showed the good results.

#### Key Words

Pulse wave, analysis model, skin effect, palpation pressure, hemodynamics

---

\* 교신저자 : 신상훈 / 소속 : 상지대학교 보건과학대학 한방의료공학과

TEL : 033-738-7611 / E-mail : shshin@sangji.ac.kr

투고일 : 2011년7월18일; 수정일 : 2011년8월9일; 게재확정일 : 2011년8월12일

## I. 서론

맥진은 손가락 감각을 이용하여 경맥의 박동상태를 관찰함으로써 장부와 경락의 상태를 판단하는, 변증시치의 중요한 수단이다. 역대 醫家들의 누적된 임상경험과 임상효과를 지닌 맥진을 세계화하기 위해서는 임상정보 수집의 객관화와 임상정보 해석의 현대화가 필요하다.

임상정보 수집의 객관화는 의사의 주관적인 감각을 통하여 수집되던 맥진정보를 맥진기를 이용하여 객관적으로 측정하는 것을 말한다. 맥진기 연구는 세계적으로 비슷한 시기에 활발히 연구되기 시작했는데, 맥진기 개발을 추진하고 있는 대표적인 국가로는, 한국, 중국, 대만, 일본 그리고 러시아가 있다. 한국의 경우, 60년대 경희대학교 이봉교 교수<sup>1)</sup>가 처음으로 맥진기 시제품을 선보인 이래 다양한 연구가 이루어졌으며, 현재는 맥 위치를 자동으로 탐색하는 로봇 맥진시스템(DMP 3000, 대요메디㈜)까지 개발되어 맥진기의 상용화 측면에서는 세계적으로 가장 앞서 있다고 생각된다.

맥진기를 사용하여 임상정보를 객관적으로 측정하는 것만으로 맥진이 세계화될 수는 없다. 측정결과를 진단으로 연결시키는 과정에서, 한의학적 정체성을 유지하면서 세계인들과 공감할 수 있는 현대화된 언어로 표현하는 노력이 필요하다. 정보수집의 객관화가 실현되고 있는 지금의 단계에서 절실히 요구되는 것은 임상정보 해석의 현대화이다.

맥진은 현대의학의 관점에서 본다면 혈관계 모니터링을 통한 기능진단이라는 새로운 진료영역에 속한다. 혈류역학은 혈관계 내의 혈액의 유동현상을 다루는 유체역학의 한 분야로서, 맥동현상을 가장 잘 설명할 수 있는 현대적 언어이다. 동맥계에 대한 고전

적인 해석은 동맥계 전체를 탄성챔버로 생각하는 Windkessel모델이다. 1878년 Moens와 Korteweg는 맥과 전달속도와 혈관탄성 사이의 관계를 수식화하였다. Womersley는 임피던스 개념을 이용하여 혈관내의 맥동흐름을 해석하였다. 혈관을 강성튜브(rigid tube)로 가정하였으며,<sup>2)</sup> 최종적으로는 점탄성 튜브(viscoelastic tubes)<sup>3)</sup>로 모델링 하였다. 그는 혈관주위의 조직에 의한 혈관의 구속효과를 고려하였으며<sup>4)</sup> 맥파의 반사효과<sup>5)</sup>도 고려하였다. Avolio<sup>6)</sup>는 동맥계의 다분지(multi-branch) 특성을 고려한 해석 알고리즘을 개발하였다. 신<sup>7)</sup>은 동맥계의 혈류역학 모델을 이용하여, 노화에 따른 동맥계의 탄성도 패턴변화가 활맥을 현맥으로 변화시키는 현상을 설명하였다. 급성 빈혈에서 허맥이 빈번하게 나타나는 원인이 적혈구 농도 감소로 인한 혈액점도의 저하로 평균혈압이 감소되어 나타남을 증명하였다.<sup>8)</sup>

혈류역학의 주된 관심은 혈관에 작용하는 압력과 혈관을 흐르는 혈액의 속도이며, 이는 서양의학의 관심분야와 정확히 일치한다. 그러나 한의학의 관점에서는 여전히 부족한 부분이 존재한다. 맥진에 사용되는 임상정보는 의사의 손끝으로 전해지는 환자의 맥동상태이다. 의사의 손끝감각에 영향을 미치는 요소들은 환자의 혈액/혈관의 상태뿐만 아니라, 환자의 피부상태와 의사가 환자를 누르는 거안심(擧按尋) 특성까지 포함된다. 본 연구에서는 물리학의 파동방정식을 이용하여 환자의 피부상태와 거안심 특성을 반영할 수 있는 수학적 해석모델을 개발하고, 이를 이용하여 부맥과 침맥의 기전을 살펴보았다.

## II. 해석모델의 유도

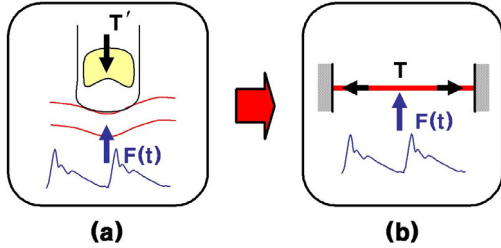


Figure 1. Simplified model of the pulse palpation area.

본 연구에서는 맥진과정을 Figure 1(a)과 같이 단순화하였다. Figure 1(a)에서  $T'$ 는 의사가 환자의 맥진부위에 가하는 거안심 압력을 나타내며,  $F$ 는 맥동으로 인한 혈압이 피부에 작용하는 압력을 나타낸다. 환자의 피부상태와 의사의 거안심 가압특성을 반영한 수학적 모델을 유도하기 위하여, Figure 1(a)를 Figure 1(b)로 이상화하였다. 환자의 피부특성을 탄성현(彈性絃)으로 모델링하였으며, 의사가 환자의 맥진부위에 가하는 거안심 압력은 탄성현에 작용하는 내부장력  $T$ 로 모델링 되었다. 탄성현의 내부장력  $T$ 는 거안심 압력  $T'$ 와 비례관계에 있으므로,  $T$ 는 거안심 압력특성을 나타낸다. 혈관압력이 피부에 작용하는 압력  $F$ 는 탄성현에 작용하는 외력으로 모델링 되었다.

### 1. 외력에 의한 탄성현의 변형

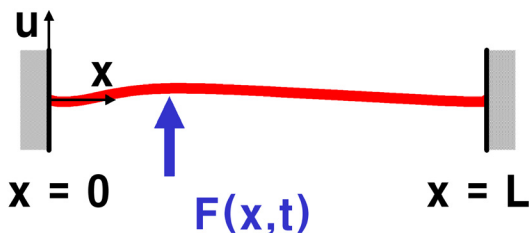


Figure 2. Elastic string model with external force.

Figure 2와 같은 시스템이 외력( $F$ )을 받을 때, 거리( $x$ )와 시간( $t$ )에 따른 탄성현의 변형( $u$ )은 다음과 같다.

$$\frac{\partial^2 u}{\partial t^2} - k^2 \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} = F(x, t) \quad \text{식(1)}$$

여기서  $k = \sqrt{T/\rho}$ 이며,  $T$ 는 탄성현의 내부장력,  $\rho$ 는 탄성현의 단위길이당 질량을 나타낸다.

위의 식(1)의 해<sup>9)</sup>는 다음과 같다.

$$u(x, t) = \sum_{i=1}^{\infty} [A_i \cdot \cos(k\omega_i t) + B_i \cdot \sin(k\omega_i t) + H_i(t)] \cdot \sin(\omega_i x) \quad \text{식(2)}$$

$$A_i = \frac{2}{L} \int_0^L f(x) \cdot \sin(\omega_i x) dx$$

$$B_i = \frac{2}{i\pi k} \int_0^L g(x) \cdot \sin(\omega_i x) dx$$

$$F_i(t) = \frac{2}{L} \int_0^L F(x, t) \cdot \sin(\omega_i x) dx$$

$$H_i(t) = \frac{1}{k\omega_i} \int_0^t F_i(\tau) \cdot \sin[k\omega_i(t-\tau)] d\tau \quad \text{식(3)}$$

여기서  $L$ 는 탄성현의 길이,  $\omega_i = \frac{i \cdot \pi}{L}$ ,  $f(x)$ 는 탄성현의 초기( $t=0$ ) 변형상태,  $g(x)$ 는 탄성현의 초기( $t=0$ ) 변형속도를 나타낸다.

### 2. 구속조건

본 연구에서는 탄성현이 다음과 같은 구속조건을 받는다고 가정하였다.

(1) 경계조건: 양 끝단에서 탄성현의 변형은 없다.

$$u(0, t) = u(L, t) = 0 \quad \text{식(4)}$$

(2) 초기조건: 탄성현의 변형은 혈관의 맥동에 의해서만 발생되었다.

$$u(x, 0) = u(L, 0) = 0 \quad \text{식(5)}$$

(3) 하중조건: 혈관의 맥동은 탄성현의 중간에 작용한다.

$$F(x, t) = p(t) \cdot \delta\left(x - \frac{L}{2}\right) \quad \text{식(6)}$$

여기서  $\delta(x)$ 는 한 점에 작용하는 집중력을 나타내기 위하여 사용된 디랙 델타함수이며,  $p(t)$ 는 시간에 따라 변하는 혈관의 압력이다. 실제로 맥동은 피부의 일정범위에 걸쳐서 작용하는 분포하중이나, 본 연구에서는 해석의 단순함을 위하여 탄성현의 중간에 작용하는 집중하중으로 가정하였다.

### 3. 맥동에 의한 탄성현의 변형

구속조건 식(4), 식(5), 식(6)을 식(2)와 식(3)에 대입하여 정리하면 다음과 같다

$$u(x, t) = \sum_{i=1}^{\infty} H_i(t) \cdot \sin(\omega_i x) \quad \text{식(7)}$$

여기서

$$\begin{aligned} F_i(\tau) &= \frac{2}{L} \int_0^L F(x, \tau) \cdot \sin(\omega_i x) dx \\ &= \frac{2}{L} \left( p(\tau) \cdot \sin \frac{\omega_i L}{2} \right) \\ &= \left( \frac{2}{L} \cdot \sin \frac{\omega_i L}{2} \right) \cdot p(\tau) \end{aligned} \quad \text{식(8)}$$

$$\begin{aligned} H_i(t) &= \frac{1}{k\omega_i} \int_0^t F_i(\tau) \cdot \sin[k\omega_i(t-\tau)] d\tau \\ &= \left( \frac{2}{kL\omega_i} \sin \frac{\omega_i L}{2} \right) \left( \int_0^t p(\tau) \cdot \sin[k\omega_i(t-\tau)] d\tau \right) \end{aligned}$$

식(8)을 식(7)에 대입하여 정리하면 맥동에 의한 탄성현의 변형은 다음과 같다.

$$u(x, t) = \frac{2}{kL} \sum_{i=1}^{\infty} \left( \frac{1}{\omega_i} \sin \frac{\omega_i L}{2} \right) \left( \int_0^t p(\tau) \cdot \sin[k\omega_i(t-\tau)] d\tau \right) \cdot \sin(\omega_i x) \quad \text{식(9)}$$

## III. 해석모델의 평가

의사가 손끝을 이용하여 전통적인 개념으로 맥진하여 얻은 결과를 맥상이라 하며, 거안심의 개념 없이 혈관의 압력파형을 측정된 결과를 맥파라고 한다. 맥파에 거안심의 개념이 추가된 것을 맥상파라고 한다.<sup>10)</sup> 본 연구에서 유도된 해석모델이 맥상과 특성을 제대로 반영하는가를 평가하기 위하여, 거안심과 피부특성의 변화에 따른 영향을 평가하였다.

### 1. 거안심에 따른 영향도 평가

본 연구에서 유도한 해석모델을 이용하여 거안심에 따른 환자의 피부변위( $u$ ) 변화를 살펴보았다. 의사가 손끝으로 느끼는 압력은 환자의 피부가 움직이는 변위에 비례하므로, Figure 3에 나타난 피부변위 패턴은 맥진기에 기록되는 압력패턴과 동일한 형상을 나타낸다. 주어진 요골동맥의 압력패턴(Figure 3(d))에 대하여, 환자의 피부상태는 변화시키지 않으면서 거안심에 따른 피부변위 특성을 조사하였다. Figure 3(a)는 거(擧:  $T=73[\text{mmHg/cm}^2]$ )의 결과를, Figure 3(b)는 안(按:  $T=83[\text{mmHg/cm}^2]$ )의 결과를, 그리고 Figure 3(c)는 심(尋:  $T=93[\text{mmHg/cm}^2]$ )의 결과를 나타낸다.

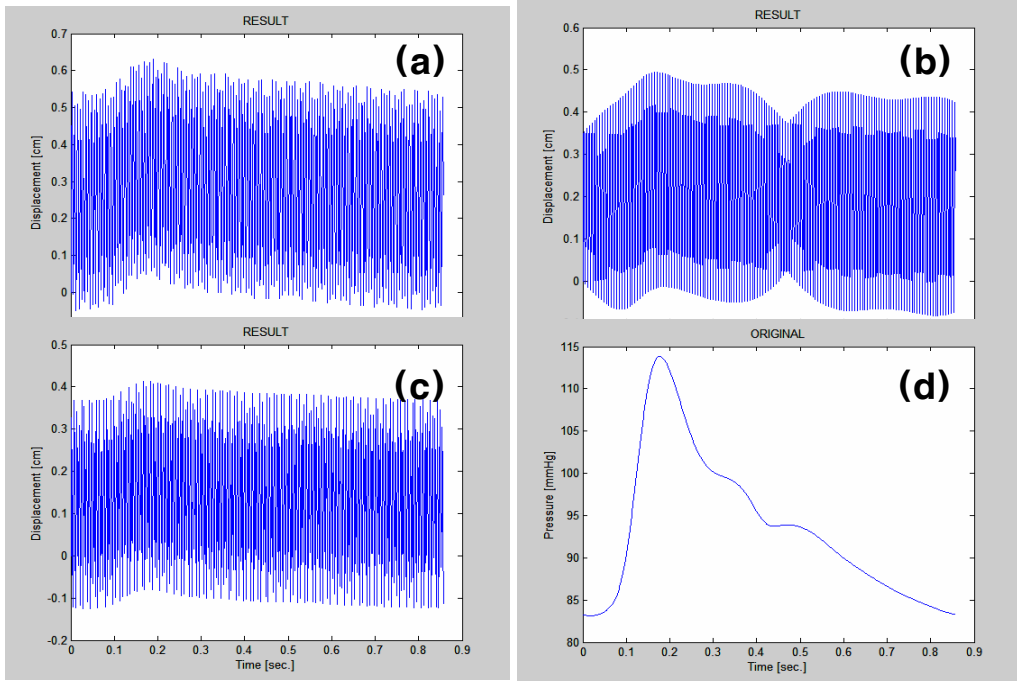


Figure 3. The effect of palpation pressure on the deflection of the skin.

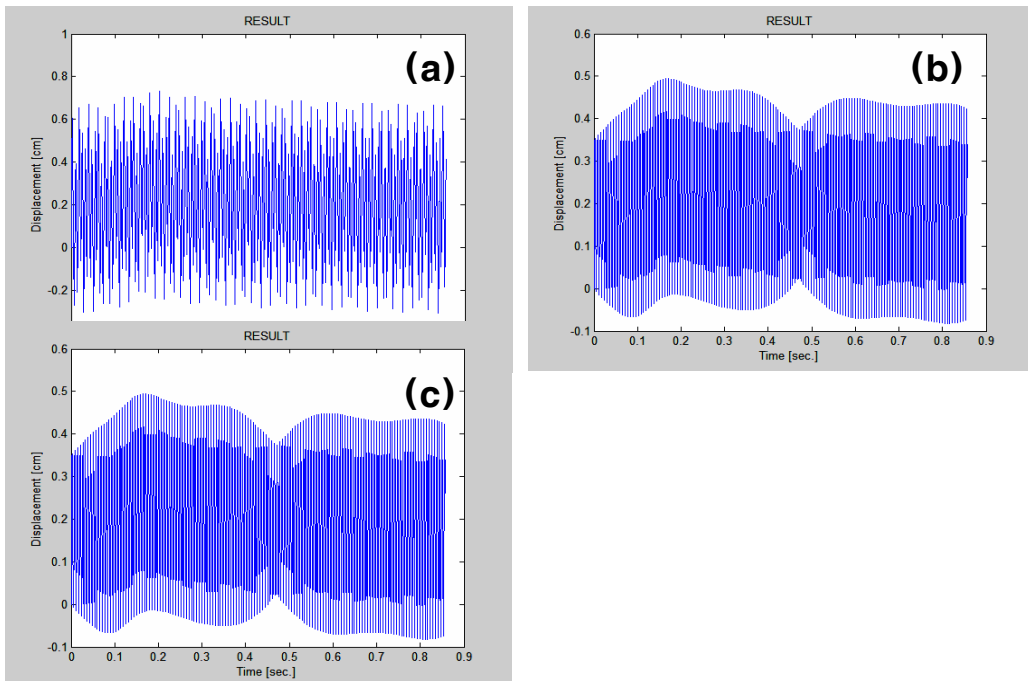


Figure 4. The effect of skin thickness on the deflection of the skin.

## 2. 피부특성에 따른 영향도 평가

본 연구에서 유도된 해석모델 이용하여 피부특성에 따른 환자의 피부변위 변화를 살펴보았다. 해석모델에서 피부특성은 탄성현의 단위길이당 질량으로 표현된다. 임상적인 의미로 본다면 피부의 두께를 반영한다고 생각할 수 있다. 즉 피부가 두꺼운 비만인일수록 단위길이당 질량이 증가한다. Figure 4의 (a)와 (b)는 동일한 맥진압력( $T=83$  [mmHg/cm<sup>2</sup>])에 대한 피부두께의 영향을 살펴본 결과이다. Figure 4(a)는 피부가 두꺼운 경우( $\rho=1.5$  [g/cm])를, Figure 4(b)는 피부가 얇은 경우( $\rho=1$  [g/cm])에 대한 결과이다. Figure 4(c)는 피부가 두꺼운 경우( $\rho=1.5$  [g/cm])에 맥진압력( $T=124.5$  [mmHg/cm<sup>2</sup>])을 증가시킨 결과이다.

## IV. 고찰

본 연구에서는 맥상과 모델을 유도하기 위하여, 환자의 피부특성은 탄성현으로, 의사가 환자의 맥진부위에 가하는 거안심 압력은 탄성현에 작용하는 내부장력으로, 그리고 혈관이 피부에 작용하는 압력은 탄성현에 작용하는 외력으로 모델링하였다. 단순화된 맥진모델을 물리학의 파동방정식을 이용하여 수학적 해석모델로 변환하였다. 유도된 맥상과 해석모델의 타당성을 검증하기 위하여 거안심과 피부특성의 변화에 따른 영향을 평가하였다.

### 1. 거안심 특성의 평가

Figure 3은 맥상과 모델을 이용하여 거안심에 따른 맥진부위 피부의 움직임 해석한 결과이다. Figure 3(b)과 같이 특정한 맥진압력에서 요골동맥의 압력파형과 유사한 피부변위 패턴이 나타나고 있다. 혈관

압력파형과 유사한 피부운동 패턴을 생성하는 맥진압력을 최적압력이라 하면, 최적압력의 전(Figure 3(a))과 후(Figure 3(c))에서의 피부변위 패턴은 혈관 압력파형과 유사하지 않으며, 피부변위의 진폭도 최적압력의 결과보다 작음을 알 수 있다. 손끝에서 감지되는 맥동의 크기는 피부변위의 절대값(AC+DC 성분)이 아니라 피부변위의 변화폭(AC 성분)에 의존하므로, 절대값이 큰 Figure 3(a)보다는 피부변위의 진폭이 큰 Figure 3(b)가 큰 맥동으로 느껴진다. Figure 3(b)에 의하면 피부의 움직임이 상하대칭의 형상을 나타내고 있다. 이는 피부의 탄성현이라고 가정할 결과이다. 즉 Figure 1과 같이 상하의 구속조건이 없는 탄성현에서는 상하대칭 운동을 하는 것이 정상이다. 인체의 경우에는 피부는 혈관과 근육에 의해 움직임이 제한되므로, 맥상과 모델의 해석결과는 윗부분만 참조하면 된다. 맥상과 모델을 이용하여 거안심에 따른 맥진부위 피부의 움직임을 해석한 결과, 혈관 압력파형과 유사하며 진폭이 최대가 되는 피부운동을 발생시키는 최적의 맥진압력이 존재함을 알 수 있었다. 또한 최적 맥진압력의 전/후 압력에서는 피부운동의 진폭이 감소하고, 운동의 패턴이 혈관 압력파형과 다름을 알 수 있었다.

부맥과 침맥은 거안심 특성을 대표하는 맥상이다. 이<sup>11)</sup>는 임상경력 5년 이상의 한의사 3명으로부터 부침맥 확진을 받은 피험자(부맥: 15명, 침맥: 15명)를 대상으로, 맥진기를 이용하여 맥파를 측정하였다. 맥파자료의 통계적 분석을 통하여 맥진센서가 인체에 가하는 가압력이 부맥과 침맥의 차이를 가장 잘 구별하는 평가지표라는 결론을 얻었다. 『빈호맥학』에서는 부맥을 다음과 같이 설명하고 있다. “부맥은 오직 근육 위로 다니며, 느릅나무 열매를 더듬는 듯하고 털처럼 가볍다(浮脈惟從肉上行 如循榆莢似毛輕)”. 이는 맥동이 피하의 얇은 부분에서 느껴지는 것을 뜻한다. 침맥을 다음과 같이 설명하고 있다. “물

이 아래로 흐르듯, 맥이 가라앉아서 오며, 근육과 뼈 사이에 부드럽게 자리한다. (水行潤下脈來沈 筋骨之間爽滑勻)". 이는 맥동이 피하심부, 근골에 가까운 부위에서 느껴지는 상태를 뜻한다. 맥의 부침은 맥동을 가장 뚜렷하게 느끼는 맥의 위치에 따른 구분이다. 맥의 위치는 의사가 환자에게 가하는 맥진압력과 관련이 있는데, 부맥은 침맥에 비하여 적은 맥진압력에서 맥동을 뚜렷이 느낀다고 이야기할 수 있다. 맥위(脈位)의 심천(深淺)에서 기준이 되는 것은 맥상(脈象)을 뚜렷이 느낄 수 있는 위치를 말한다. 이 위치는 맥동이 존재하는 물리적인 위치라기보다는, 거안심(舉按尋)에 따라 환자 피부를 파고든 의사의 손끝 위치를 나타내며, 이는 맥진압력의 세기를 나타낸 표현이라고 생각되어진다. Figure 3의 결과를 통해 알 수 있는 것은, 맥진부위의 피부 움직임이 혈관 압력패턴을 정확하게 묘사하는 특정한 맥진압력이 존재한다는 것이다. 이는 물리학에서 이야기하는 공진현상과 유사한 개념이라고 생각된다.

## 2. 피부특성의 평가

Figure 4는 맥상파 모델을 이용하여 피부특성에 따른 맥진부위 피부의 움직임을 해석한 결과이다. Figure 4(b)는 Figure 3(b)와 동일한 조건이며, 최적의 맥진압력 조건을 나타낸다. Figure 4(a)는 Figure 4(b)에서 피부두께를 증가시킨 경우의 결과이다. 그 결과 피부운동의 진폭이 감소하고, 피부운동의 패턴은 혈관 압력패턴과 달라졌다. Figure 4(c)는 Figure 4(a)에서 맥진압력을 증가시킨 결과이다. 맥진압력의 증가는 피부운동의 진폭을 증가시키고 운동패턴을 혈관 압력패턴과 공조되는 최적의 상태로 되돌아가게 만들었다. 여기서 T의 크기를 124.5 [mmHg/cm<sup>2</sup>]로 정한 것은 식(1)의 k값을 Figure 4(b)와 동일하게 맞추기 위해 계산된 값이다. Figure 4의 (a)와 (c)를 통하여 알 수 있는 것은, 피부두께가 증가한 경우에는

맥진압력을 증가시켜야 최적의 상태에 도달하게 됨을 알 수 있다. 맥상파 모델을 이용하여 피부특성에 따른 맥진부위 피부의 움직임을 해석한 결과, 혈관 압력파형과 유사하며 진폭이 최대가 되는 피부운동을 발생시키기 위해서는 피부의 두께가 증가할수록 맥진압력을 증가시켜야 한다는 것을 알게 되었다.

공<sup>12)</sup>은 의사와 피험자의 피부특성을 고려한 다음과 같은 수학적 모델을 제시하였다.

$$X_1 = \frac{k_2}{k_1 + k_2} \cdot X_2 \quad \text{식(10)}$$

여기서  $X_1$ 은 의사가 감지하는 피험자 맥진부위의 피부 변형량이며,  $X_2$ 는 맥동으로 인한 혈관의 변형량이다.  $k_1$ 은 의사의 맥진부위 손끝의 탄성계수를 나타내며,  $k_2$ 는 피험자의 맥진부위 피부의 탄성계수이다. 식(10)에 의하면, 의사가 감지하는 피험자 피부의 변형량( $X_1$ )은 피험자 피부의 탄성계수( $k_2$ )에 비례하므로, 피부의 탄성계수가 작은 비만한 사람에게서 뚜렷한 맥상을 느끼려면(즉  $X_1$ 을 크게 하려면) 맥진압력을 증가시켜 피험자 피부의 탄성계수( $k_2$ )를 크게 하여야 한다.

공<sup>12)</sup>의 모델은 肥人脈沈, 瘦人脈浮을 감각적으로 잘 설명하고 있다. 그러나 지나치게 단순화된 모델을 사용하고 있다. 즉, 맥동에 따른 피부의 움직임은 시간의 변화가 고려되어야 하나, 식(10)에 의하면 시간의 영향이 배제되어 있다. 식(10)에는 맥진압력의 영향이 배제되어 있다. 다만, 식(10)의 해석에 있어서 피험자 피부의 탄성계수( $k_2$ )를 증가시키기 위해서는 의사의 맥진압력을 증가시켜야 한다는 내용은 주어진 식으로는 알 수가 없고, 저자의 추론적 설명에 바탕을 두고 있다. 본 연구에서는 공<sup>12)</sup>의 모델에서 문제가 되었던 내용들이 보완되었다. 즉, 시간에 따른 피

부의 움직임이 고려되었고, 의사의 맥진압력이 포함되었다.

당<sup>13)</sup>은 맥진기와 의사의 진단이 동일한 1062명의 피험자를 대상으로 부침맥의 발현율을 조사하였다. BMI를 이용하여 피험자를 저체중(18.5이하), 정상(18.5-22.9) 과체중(22.9이상)의 세 집단으로 나누었다. 조사결과 부맥의 발현율은 저체중(71.4%), 정상(4.2%), 과체중(2.3%)의 순서이며, 침맥의 발현율은 저체중(1.3%), 정상(5.5%), 과체중(69.7%)의 순서였다. 즉, 저체중 집단에서는 부맥의 발현율이 높았으며, 과체중 집단에서는 침맥의 발현율이 높았다. 『맥설』에서는 “여원 사람에서는 부맥을 얻으며, .. 피부가 얇아서 (瘦人得浮脈 .. 曰肌薄)” 라고 설명하고 있다. 또한 『의편』에서는 “비만한 사람은 침맥이 많고, 여원 사람은 부맥이 많다. (肥人多沈, 瘦人多浮)”라고 이야기하고 있다. 일반적으로 비만한 사람이 여원 사람에 비하여 피부가 두꺼운 경향이 많으므로, 최적의 피부운동 조건을 얻기 위해서는 피부의 두께가 증가할수록 맥진압력을 증가시켜야 한다는 Figure 4의 결론은 “肥人多沈, 瘦人多浮”을 잘 설명하고 있음을 알 수 있다.

## V. 결론

맥진을 세계화하기 위해서는 임상정보 수집의 객관화와 임상정보 해석의 현대화가 필요하다. 맥진 임상정보 해석의 현대화를 위해서는, 맥진과정에서 발생하는 물리학적 현상을 설명할 수 있는 해석모델이 필요하다. 혈류역학을 이용한 동맥계의 혈류해석으로 맥동현상의 많은 부분을 설명할 수 있게 되었지만, 의사의 손끝 감각을 기반으로 하는 맥진을 완전히 설명하기에는 부족하였다. 그러므로 본 연구에서는 환자의 피부상태와 의사가 환자를 누르는 거안심 특성

까지 고려된 맥상과 해석모델을 개발하는 것을 목표로 하였다.

유도된 맥상과 해석모델의 타당성을 검증하기 위하여 거안심과 피부특성의 변화에 따른 영향을 평가한 결과 맥진의 고유특성을 나타내는 다음과 같은 사실을 확인할 수 있었다.

(a) 피부 움직임이 혈관 압력패턴을 정확하게 묘사하고, 움직임의 변화폭을 최대화하는 최적상태를 발생시키는 특정한 맥진압력이 존재하였다. 또한 최적 맥진압력의 전/후에서는 피부운동의 변화폭이 감소하고, 운동의 패턴이 혈관 압력파형과 달랐다.

(b) 피부의 두께가 증가할수록 맥진압력을 증가시켜야 최적의 상태에 도달하였다.

본 연구에서 유도된 맥상과 해석모델은 특히 부침맥을 설명하는데 유용하리라 생각된다. 지금까지의 연구들은 맥진기로 측정된 맥파를 이용하여 부침맥을 자동적으로 판별하는데 초점을 두었으며, 부침맥의 기전에 관한 과학적인 연구는 부족했다. 본 연구에서 유도된 맥상과 해석모델은 물리학적 모델링과 수학적 해석을 바탕으로 하고 있으므로, 임상에서 발생하는 다양한 경우를 가정하여 시뮬레이션 할 수 있으므로 부침맥의 기전을 현대화된 언어로 표현하는 장점이 있다. 본 연구의 결과가 맥진 임상정보 해석의 현대화에 기여한 조그만 디딤돌이 되기를 진심으로 바란다.

## 감사의 글

본 연구는 2008년도 상지대학교 교내연구비 지원으로 이루어졌습니다.



## 參 考 文 獻

1. 이봉교. 맥을 파형으로 표시하는 맥진계, 실용신안 (출원일: 1968년7월8일, 공고번호: 제1010호).
2. Womersley JR. Method for the calculation of velocity, rate of flow and viscous drag in arteries when the pressure gradient is known. *J Physiol.* 1955; 127: 553-563.
3. Womersley JR. The mathematical analysis of the arterial circulation in a state of oscillatory motion. Wright Air Development Center Technical Report WADC-TR. 1957; 56-614.
4. Womersley JR. Oscillatory flow in arteries: The constrained elastic tube as a model of arterial flow and pulse transmission. *Phys Med Biol.* 1957; 2: 178-187.
5. Womersley JR. Oscillatory flow in arteries. II. The reflection of the pulse wave at junctions and rigid inserts in the arterial system. *Phys Med Biol.* 1958; 2: 313-323.
6. Avolio AP. Multi-branched model of the human arterial system. *Med Biol Eng Comput.* 1980; 18: 709-718.
7. SH Shin, YB Park. Effects of changes in the physical properties of the central elastic artery on haemodynamic characteristics during ageing. *Proc Inst Mech Eng H.* 2009; 223: 525-535.
8. 신상훈. 맥상분석을 위한 해석모델 연구. 경희대학교 박사학위논문. 2006.
9. Dennemeyer R. Introduction to partial differential equations and boundary value problems. Newyork, McGraw-Hill. 1983; 170-175.
10. 신상훈, 임혜원, 박영재, 박영배. 심혈관 노화가 脈象에 미치는 영향. 대한한의진단학회지. 2005; 9: 59-68.
11. 이전, 이유정, 이해정, 최은지, 김종열. 통계분석을 통한 한의 맥진에 유용한 파라미터 도출. 대한전기학회정보및제어학술대회논문집. 2006; 244-246.
12. 龔安特, 顏文明, 李冰星. 試論中醫脈象浮沈的力學內涵. 遼寧中醫雜誌, 1986; 11-13.
13. 唐亞平, 侯恩存, 戴芳. 體型胖瘦對脈象影響的研究. 中國中醫基礎醫學雜誌, 2009; 15: 387-388.

