

심장운동부하 모델링과 의료장비 개발

노형운* · 서상호**

Modeling for the Work of Heart and Development of the WOH Medical device

Hyung-Woon Roh* and Sang-Ho Suh**

Keywords : WOH(심장운동부하), Heart Rate(심장박동량), Blood Flow Rate(혈류량), Pressure(혈압), Cuff압력계(Cuff Pressure Device)

Abstract

The estimation of the work of heart can be treated as one of the most important parameters for determining the amount of circulating blood needed for harmonious metabolism in the human body. By monitoring the work of heart, one can detect increased work load of heart and start the treatment at the early stage of CHF. Thus it is necessary to estimate the work of heart. The contractility of the left ventricle, the second important parameter for representing the motion of heart, can be estimated through information on the work of heart. In this study, the modified Windkessel model, which has been used for a measure of vascular hemodynamic impedance parameters, was adapted to estimate the work of heart.

1. 서론

고혈압, 당뇨, 비만 등의 원인으로 인하여 만성퇴행성 질환인 동맥경화가 순환시스템 내에 발생하면 순환시스템 내의 혈관은 협착현상이 발생하여 혈압이 증가하고, 혈류량은 감소하여 심근경색이나 뇌졸중 같은 혈관질환을 발생시킨다. 혈관질환이 발생하는 호발부위는 심장근육에 혈액을 공급하는 관상동맥이나, 경동맥 등의 분지부나 만곡부이다. 현재 동맥경화에 의한 혈관질환의 예측을 위해 혈압 측정이나 초음파 또는 MRI를 이용하고 있다. 초음파나 MRI를 이용한 진단법은 고가이고, 혈압측정법은 수축기와 이완기의 혈압을 측정하여 진단하나 신뢰성이 떨어지는 단점이 있다⁽¹⁻⁴⁾.

임상인들이 생리학에서 이용하는 Fig. 1과 같은 압력과 심실체적의 관계에서 심장운동부하를 계산하여 혈관질환을 조기진단하려는 연구가 추진되고 있다. 이 방법은 혈압을 실시간으로 측정하여 Fig 1의 관계로부터 심장운동부하를 실시간으로 계산하는 것이다.

현재 임상에서는 Catheter를 이용하여 심실 내의 압력을 측정하는 방식을 채택하고 있지만 Catheter는 매우 고가이면서 한번 밖에 사용하지 못하기 때문에 측정이 쉽고, 간편하면서도 저렴한 의료장비의 개발이 필요하다. 수술기구를 이용하지 않는

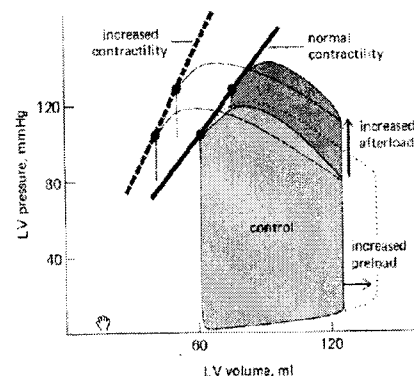


Fig. 1 The effect of increased contractility upon the LV end-systole pressure-volume relationship

비침습적 방법(invasive method)으로 압력만 측정하여 심장운동부하를 제시할 수 있는 획기적인 의료장비 개발을 임상인들은 바라고 있다.

2. 심장운동부하의 수학적 모델링

심장운동부하의 수학적 모델은 Fig. 2와 같이 심장의 운동부하를 전압-저항-전류시스템으로 나타내었다. 순환계를 모델링하기 위하여 Modified Windkessel Model을 적용하여 혈압과 혈류량의 관계에 대한 임상자료를 이용하였다^(3,5).

* 아이베이, rohlee@ivai.co.kr

** 숭실대학교 기계공학과, suhsangho@rocketmail.com

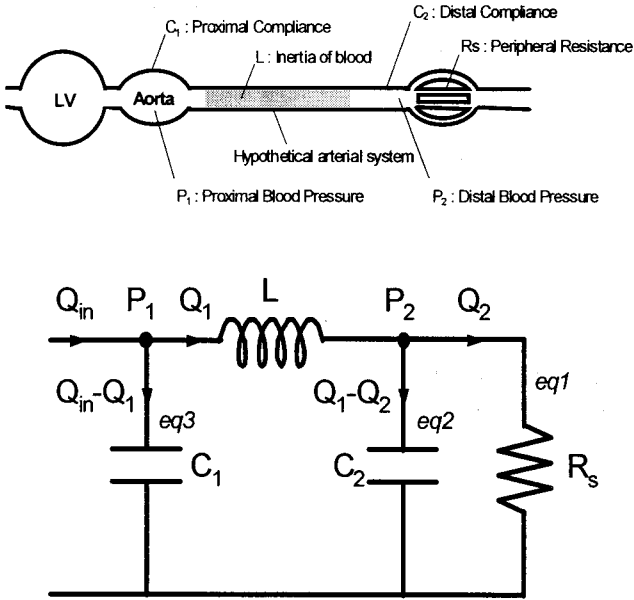


Fig. 2 WOH modeling of the Windkessel model

Modified Windkessel Model은 심장혈관질환을 나타내는 중요한 인자로서 상당히 잘 알려진 혈관의 혈류역학적 임피던스 파라미터의 측정을 위하여 사용되어지고 있다. 이 모델에는 대동맥의 proximal compliance(C_1)와 말초혈관계의 저항(R_s), 각 심장의 박동 주기에서 압력 파형이 동맥혈관계를 통하여 전파됨에 따라 동맥 혈관벽의 반동 효과를 묘사할 수 있는 혈액의 관성(L)이 포함되어 있다. 이 모델은 compliant aorta and the compliant distal vessels사이의 가상의 동맥혈관계가 수학적으로 단순화시키기 위하여 rigid and noncompliant 특성을 가진다고 가정하였다. 바꿔 말하면, 가상의 동맥혈관계에서 볼 수 있는 반동효과는 수학적 모델에서 혈액의 관성에 의하여 나타난다고 가정하였다. 또한 마찰 효과는 이 혈관계에서는 무시할 정도로 작다고 가정하였다. 더욱이 Modified Windkessel Model은 distal compliance(C_2)의 변화에 따라 심장운동부하에 영향을 미치는 고혈압, 당뇨, 동맥 경화증과 관련된 심혈관 질환에 상당히 민감한 C_2 을 포함하고 있다.

심장운동부하의 수학적 모델식은 Modified Windkessel Model로부터 파생된 세 개의 방정식으로부터 출발하며 다음과 같다.

$$p_1(t) = L \frac{dQ_1(t)}{dt} + Q_2(t)R_s(t) \quad (1)$$

$$p_1(t) = L \frac{dQ_1(t)}{dt} + \int \frac{Q_1(t) - Q_2(t)}{C_2(t)} dt \quad (2)$$

$$p_1(t) = \int \frac{Q_{IN}(t) - Q_1(t)}{C_1(t)} dt \quad (3)$$

여기서, $p_1(t)$ 은 대동맥에서의 혈압, $Q_1(t)$ 은 심장에서 토출되고 말초혈관계를 통하여 흘러가는 혈류량, $Q_{IN}(t)$ 은 심장의 좌심실(Left Ventricle)에서 토출된 혈류량, $Q_{IN}(t) - Q_1(t)$ 은 대동맥에 저장된 혈류량, $Q_2(t)$ 은 순환계의 말단부에서 흐르는 혈류량, C_1 은 proximal compliance, C_2 은 distal compliance이고 R_s 은 말초혈관계의 저항이며, L은 혈액의 관성이다

수식 (3)은 혈류량, $Q_2(t)$ 와 대동맥에서의 혈압, $p_1(t)$, 사이의 관계를 설명하고 있다. 임상적으로 상완동맥(brachial artery)의 proximal 혈압의 크기와 동일하게 가정되는 $p_1(t)$ 가 측정되면

$Q_1(t)$ 은 유체역학적인 수식으로부터 산정될 수 있다. 강체의 원형 파이프(rigid circular pipe)에 대한 연속방정식과 운동량방정식을 사용하여 $p_1(t)$ 과 $p_2(t)$ 사이의 관계에 대한 수식이 다음과 같은 방정식으로 주어질 수 있다.

$$Q_1(t) = \frac{\pi R^4}{8k} \left[\left(\frac{p_1}{z_1} \right) - \frac{16}{7} \left(\frac{2\tau_y}{R} \right)^{0.5} \left(\frac{p_1}{z_1} \right)^{0.5} + \frac{4}{3} \left(\frac{2\tau_y}{R} \right) - \frac{1}{21} \left(\frac{2\tau_y}{R} \right)^4 \left(\frac{p_1}{z_1} \right)^{-3} \right] \quad (4)$$

여기서, z_1 은 전체 동맥계에 대한 특성 크기이고, τ_y 는 항복 응력이다.

수식 (4)로부터 심장의 좌심실의 박동 체적(stroke volume)은 심장의 박동 주기 이상의 $Q_1(t)$ 곡선을 적분함으로써 얻을 수 있다. 다시 말해서, 주기 동안에 $Q_1(t)$ 곡선 아래의 영역은 박동의 체적으로 표현된다. 왜냐하면 심장의 박동 주기 동안에 동맥계를 통하여 흐르는 $Q_1(t)$ 은 심장의 좌심실로부터 토출된 양과 생리학적으로 동일하여야 하기 때문이다.

말초혈관계의 저항에 대한 수학적 표현은 Casson model의 운동량 방정식으로부터 얻을 수 있으며 다음과 같다.

$$R_s(t) = 168k/[\pi z_2]/[21R^4 - 48R^{3.5}(r_c)^{0.5} + 28R^3(r_c) - (r_c)^4] \quad (5)$$

$R_s(t)$ 는 $Q_2(t)$ 의 함수이기 때문에 수식 (1)에 수식 (5)을 대입함으로써 $Q_2(t)$ 를 얻을 수 있다. 일반적으로 압력은 유량과 저항의 곱($p_2(t) = Q_2(t)R_s(t)$)에 비례한다. 게다가 $C_2(t)$ 에 대한 수학적 표현은 다음과 같다.

$$C_2(t) = \frac{[Q_1(t) - Q_2(t)]\Delta t}{\Delta p_2(t)} \quad (6)$$

여기서, $\Delta p_2(t) = p_2(t + \Delta t) - p_2(t)$ 이다.

$p_2(t)$ 와 수식 (6)을 조합하면, $C_2(t)$ 을 얻을 수 있다. 수식 (1)로부터 $Q_2(t)$ 와 $C_2(t)$ 을 구하면, 이 값들은 또한 $Q_1(t)$ 과 $p_1(t)$ 의 동일한 값을 가지고 수식 (2)을 만족하여야 한다. 수식 (2)을 미분하고 다시 정렬하면 다음과 같은 식을 얻을 수 있다.

$$\frac{d^2 Q_1(t)}{dt^2} = \frac{1}{L} \left(-\frac{Q_1(t)}{C_2(t)} + \frac{Q_2(t)}{C_2(t)} + \frac{dp_1(t)}{dt} \right) \quad (7)$$

수식 (3)을 미분하면 다음과 같은 방정식을 얻는다.

$$Q_{IN}(t) = Q_1(t) + C_1(t) \frac{dp_1(t)}{dt} \quad (8)$$

$C_1(t)$ 에 대한 초기값을 추측하여, $Q_{IN}(t)$ 을 수식 (8)로부터 구할 수 있다. 반복계산법이 사용되는데 $Q_{IN}(t)$ 의 곡선 아래의 영역에 대하여 산정된 혈류량은 $Q_1(t)$ 의 곡선 아래의 영역과 동일할 때 까지 반복적으로 수행한다. 인간의 몸에서 순환하는 전체 혈액의 점도(circulating whole blood viscosity)는 얼마나 힘들게 심장이 운동을 하고 있는지를 표현하는 변수 중의 하나이다. 순환하는 전체 혈액의 점도와 심장운동부하 사이의 중요한 관계가 다음과 같이 수학적으로 표현될 수 있다.

$$WOH = \frac{1}{T} \int Q_1(t) p_1(t) dt = \frac{1}{T} \int Q_{1N}(t) p_1(t) dt \quad (9)$$

여기서, T는 심장의 박동 주기이다.

3. WOH 소프트웨어 개발

WOH 소프트웨어는 심장운동부하를 계산하기 위한 것이다. 소프트웨어의 개발은 심장운동부하의 수학적 모델을 근거로 하여 Fig. 3과 같은 절차를 걸쳐서 수행하였고, Cuff압력계를 이용하여 입력된 압력 데이터를 Modified Windkessel Model에 적용하여 혈압과 혈류량의 관계를 구하는 노트북용 소프트웨어를 개발하였다.

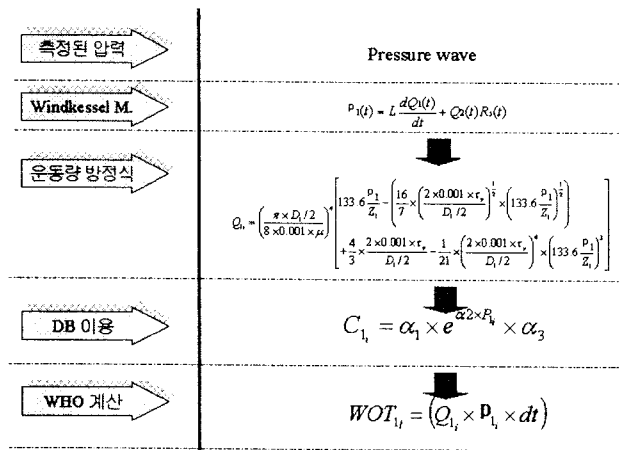


Fig. 3 Calculation procedures for WOH software

WOH를 실행시키면 Fig. 4와 같은 환자 정보 입력창이 나타난다. 환자 정보 입력창에는 환자의 이름, 성별, 나이, 키와 체중 등의 정보 등을 입력한다.

WOH 결과창에는 WOH와 관련된 기본적인 결과값과 Q1 대 Q2, Q1 대 Qin, p1 대 p2, WOH 대 WOHin 등의 값들이 표시된다. Fig. 5와 같은 WOH 테스트 장비로부터 측정된 압력 파형의 데이터를 다운로드하면 압력 데이터 값들이 소프트웨어에 저장된다.

4. WOH 테스트 장비의 시험 결과

개발한 WOH 테스트 장비와 노트북용 소프트웨어를 전체 통합하여 임상실험의 결과를 활용하여 WOH 장비의 시험을 수행하였다.

Table 1 Human physical characteristics

	Case1	Case2
sex	male	female
age	33	26
weight	80kg	50kg
High pressure	△	×

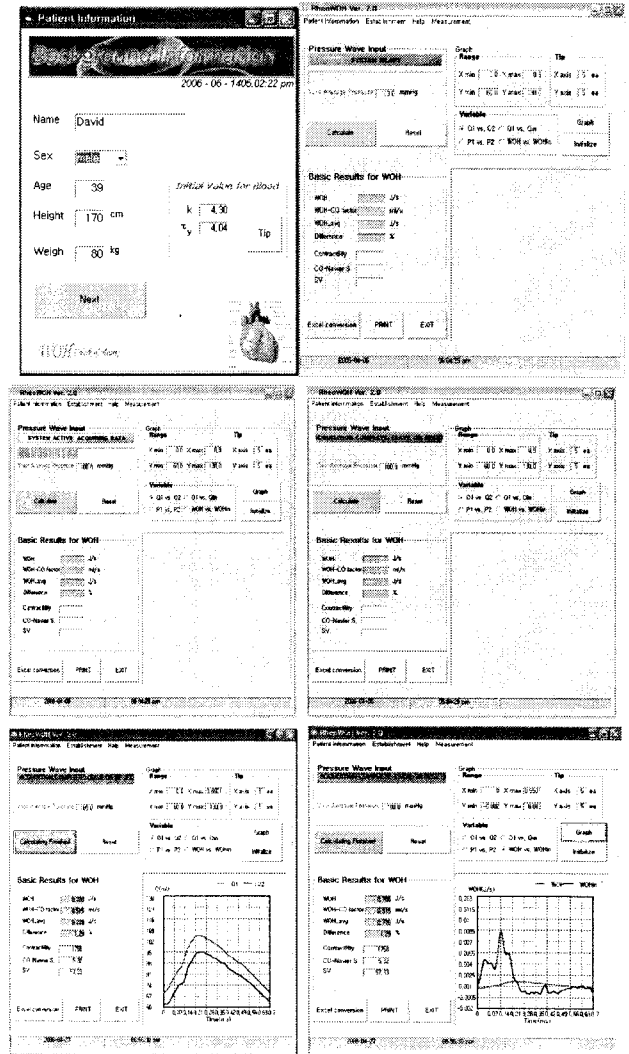


Fig. 4 The developed WOH software

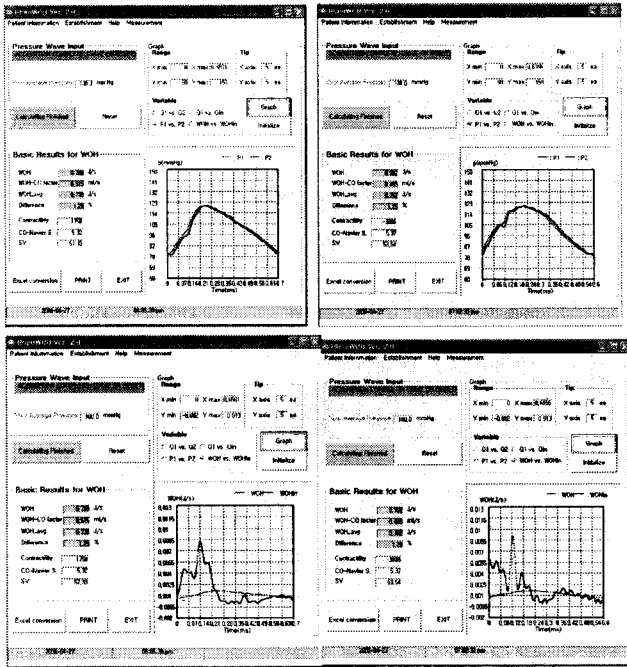


Fig. 5 The developed WOH test device

Table 1과 같이 33세 남성과 26세의 여성을 대상으로 WOH 실험을 수행하였다. 특이한 점은 남성의 경우 고혈압이 있는 경우이고, 여성의 경우에는 아주 정상적이다. 남성과 여성의 경우에 대한 측정된 결과는 Fig. 6과 같다.

Fig. 6과 같은 결과를 정리하여 보면 Table 2와 같다. 심장의 운동부하를 보았을 때 두 사람의 경우 심장부하와 혈류량은 평균 0.76과 57.86이다. 이는 두 사람 모두 정상임을 의미한다. 그

러나



(a) female (b) male

Fig. 6 Measured WOH

Table 2 Measurement results

	Case1	Case2
sex	male	female
age	33	26
WOH / WOH-Average (J/s)	0.762 / 0.752	0.788 / 0.778
WOH-CO factor (ml/s)	0.493	0.515
p1 / p2 (mmHg)	102.21 / 102.23	101.27 / 101.27
Q1 / Q2 (ml)	89.48 / 80.55	88.64 / 79.78
CO (ml/s)	57.86	57.86
contractility(ml/s ²)	3886	1758
average Rs(mmHg/ml)	2.539	1.269
SV(ml/beat)	54.54	57.33

심장의 수축성을 본다면 체중이 많이 나가는 남성의 경우가 경직되어 있음을 알 수 있고 이에 따라 맥박에 따른 토출량도 차이가 나고 있음을 알 수 있다.

말초혈관계의 저항 또한 여성의 경우가 남성의 경우보다 2배가 더 크음을 알 수 있다. 이는 Fig. 6에서 보는 바와 같이 말초혈관계의 경직성에 의하여 시간에 따른 WOH의 파형이 부드럽지 않음에 기인한다. WOH 파형이 부드럽지 못한 이유는 혈압의 반사파(reflection wave)에 의한 영향으로 사료된다.

특이한 경우는 심장 좌심실의 수축기시 가장 많이 일을 하여야 하지만 체중이 많이 나가는 남성의 경우는 초기에도 많은 일을 하고 있는 것처럼 측정이 되었는데 이는 심장의 수축성이 경직되어 있음을 의미한다.

즉 20대의 여성과 30대의 남성을 비교하여 보았을 때 파형과 심장부하는 유사하게 나타나 정상으로 판단이 되지만 시간에 따른 WOH 파형과 심장의 수축성 관점에서 판단하여 볼 때 30대의 남성의 경우는 동맥경화와 심장에 문제가 심각하다는 것을 판단할 수 있게 된다. 즉 이는 심장 부하량이 적으므로 혈류량의 공급되는 산소량이 적게 될 것으로 판단된다. 부족한 산소량은 국소빈혈(ischemia)을 일으키게 된다. 더 나아가 조금 더 시간이 경과된다면 계속적으로 심장의 부하량이 증가되고 이는 나중에 심장이 울혈성 심부전(congestive heart failure)으로 발전될 확률이 높아지게 됨을 의미한다. 이와 같이 압력을 측정하여 심장의 부하량과 수축성을 측정하므로써 심장의 심근경색의 발생을 초기에 측정할 수 있었다. 이에 대한 신뢰성을 높이기 위해서는 향후 순환기질환 관련 임상시험과 협력하여 계속적인 연구가 필요하다고 판단된다.

참고문헌

- [1] Banerjee, R. K., 1992, A Study of Pulsatile Flows with Non-Newtonian Viscosity of Blood in Large Arteries, Ph. D. Thesis, Drexel University.
- [2] Biro, G. P., 1982, "Comparison of Acute Cardiovascular Effects and Oxygen Supply Following Haemodilution with Dextran, Stroma-Free Haemoglobin Solution and Fluorocarbon Suspension", Cardiovascular Res. 16, pp. 194 ~ 204.
- [3] 조영일, 유정열, 서상호, 이병권, 이상준, 권혁문, 2005, 생체 유체역학, 야스미디어
- [4] Cho, Y. I. and Kensey, K. R., 1989, "Effects of the Non-Newtonian Viscosity of Blood on Hemodynamics of Diseased Arterial Flows", Advances in Bioengineering, Vol. 15, pp. 147 ~ 158.
- [5] Rideout VC, 1991, Mathematical and computer modeling of physiological systems, Prentice hall, Englewood Cliffs, NJ