

공기압력모델에 기반한 혈류 시뮬레이터의 동적 특성 평가

Dynamic Performance Evaluation of Blood Flow Simulator Based on Windkessel Models

전세종¹, 진종한^{1,2,✉}
Sejong Chun¹ and Jonghan Jin^{1,2,✉}

¹ 한국표준과학연구원 기술표준본부 (Division of Physical Metrology, Korea Research Institute of Standards and Science)

² 과학기술연합대학원대학교 측정과학 (Science of Measurement, University of Science Technology)

✉ Corresponding author: jonghan@kriss.re.kr, Tel: +82-42-868-5867

Manuscript received: 2015.9.14. / Revised: 2016.2.22. / Accepted: 2016.2.29.

A blood flow simulator is one of the experimental devices used to better understand the cardiovascular system. Time-Domain analysis is not sufficient to understand the cardiovascular system because of the effects related to pulsating flows. Even when the mean pressure and mean flow rate of the blood flow simulators are satisfied, the dynamic properties can differ from the desired performance. In this paper, the Windkessel model, a well-known mathematical model of the cardiovascular system, was employed to obtain optimized pressure using initial values. The Windkessel parameters, including flow resistance, R , are expected to lead to a better understanding of the dynamic behavior of cardiovascular systems.

KEYWORDS: Blood flow simulator (모의혈류장치), Blood pump (혈류펌프), Windkessel model (공기압력모델)

기호설명

C = Compliance [mL/mmHg]

D = Pipe diameter [mm]

L = Inertance [mmHg·s²/mL]

P_0 = Initial value of pressure, $P(t_0)$ [mmHg]

PR = Pulse rate [pulse/min]

$P(t)$ = Pressure [mmHg]

$P_i(t)$ = 2-element Windkessel pressure [mmHg]

Q_0 = Initial value of flow rate, $Q(t_0)$ [mL/s]

Q_{REF} = Reference flow rate [L/min]

$Q(t)$ = Flow rate [mL/s]

$Q_i(t)$ = 2-element Windkessel flow rate [mL/s]

R = Flow resistance [mmHg·s/mL]

Re = Reynolds number

SL = Stroke length [mm]

WK = Windkessel model

r = Complementary flow resistance [mmHg·s/mL]

t = Time [s]

t_0 = Initial value of time [s]

ΔC = Relative deviation of C [mL/mmHg]

ΔR = Relative deviation of R [mmHg·s/mL]

Δr = Relative deviation of r [mmHg·s/mL]

1. 서론

심장과 혈관으로 구성된 심혈관계는 인체 핵심 기관이기 때문에 유동 특성 관점에서 심혈관계를 이해하려는 요구가 증가하고 있다.¹⁻⁷ 혈류펌프는 여러 가지 배관 직경을 가진 인체 각 부분에 맥동에 의해 혈류를 전달하는 인체 심장과 닮았다.

모의혈류장치는 인체 심혈관계를 모사함으로써 혈액펌프와 같은 인공장치가 성공적으로 인체에 시술될 수 있도록 평가하기 위한 것이다. 모의혈류장치의 또 다른 목적은 공기압력모델과 같은 인체 심혈관계 유동을 모사하기 위한 모델을 실제 혈압, 혈류 신호에 더 가깝도록 만들어서 심혈관계 질환을 진단하거나 예방할 수 있는 매개 변수를 제시하기 위한 것이다. 모의혈류장치의 적용 예로는, 응급 환자의 혈압과 혈류를 측정하고 심혈관계 혈류 모델의 파라미터를 정상인의 파라미터와 비교함으로써 심혈관계의 어느 부위에서 이상이 발생하는지 진단하기 위한 용도를 들 수 있다. 그 이유는 같은 동맥이라고 해도 목적과 위치에 따라 세분화 되어 있고 각각의 부위에서 공기압력 파라미터들이 달라지기 때문에 진단이나 예방이 가능해지기 때문이다.

일반적으로 말하면, 모의혈류장치는 혈류펌프와 펌프 양단에 설치된 역류방지밸브, 연성 튜브, 압력 챔버, 저수조, 혈관다발로 이루어져 있다.⁸⁻¹¹ 정확한 혈류 모사를 위해, 유체배관 요소들은 혈압과 혈류의 요구범위를 고려하여 주의깊게 선정되어야 한다. 예를 들면, 심혈관계를 모사하기 위해 혈압 범위는 80 mmHg- 120 mmHg, 혈류 범위는 0.1 L/min- 7 L/min와 같이 선정할 수 있다. 그러나 각 유체배관 요소들이 원하는 혈압과 혈류 범위에 맞게 이루어져 있더라도, 모의혈류장치에서 모든 유체배관 요소들을 통합함으로써 전체 시스템 특성이 목표했던 것과 벗어날 수도 있다. 이러한 벗어난 것은 연성 튜브가 맥동 유동에 의한 기계적 에너지를 튜브 표면에서 흡수하는 것과 연관지을 수 있다.¹²⁻¹⁴ 이러한 에너지 흡수는 맥동 주파수와 같은 특정 유동 조건에 따라 유동을 가속하거나 감속시킬 수 있다. 그러므로 대부분의 유체배관 요소들은 이상적이지도 않고, 각 요소들을 연결하는 배관은 완벽하지도 않다. 또한 유체배관 요소들의 불완전한 통합으로 인해 예상하지 못했던 유동 특성이 나타날 수도 있다. 강제 배관을 사용하여 만들어내는 산업적 용도의 유동 특성과 연성 배관을

가지고 의학적 용도로 제작된 장치의 유동 특성은 서로 다를 수 있다.

공기압력모델 (Windkessel Model)은 모의혈류장치에서 유체배관 요소들을 연성 튜브로 연결할 때의 유연성 (Compliance)을 고려할 수 있는 잘 알려진 심혈관계 수학적 모델이다.^{4,7} 공기압력모델은 심혈관계를 유동 저항 (Resistance, R), 전도도 (Compliance, C), 관성도 (Inertance, L), 보조 유동 저항(r)과 같은 기계-전기적 요소로 표현할 수 있다. 이러한 요소들에 기반을 두어 2-, 3-, 4-요소 공기압력모델이 성공적으로 여러 가지 종류의 심혈관계를 모사해 왔다.^{4,7} 몇몇 연구자들이 독자적으로 모의혈류장치들을 만들고 공기압력모델을 사용하여 모의혈류장치들이 심혈관계를 잘 모사함을 입증해 왔다.⁸⁻¹⁰ 그렇지만 유동 특성을 정확하게 고찰하려는 실험적 연구들은 그리 많지 않다.¹¹

본 논문에서는 동적 특성을 평가하기 위해 널리 사용되는 2-, 3-, 4-요소 공기압력모델로부터 공기압력 파라미터들을 유도하여 모의혈류장치의 동적 특성을 평가하고자 한다. 본 연구에서의 동적 특성은 혈압의 시간 변화에 대한 혈류의 반응 속도를 나타내며, 이는 공기압력모델의 유동 저항 R 과 전도도 C 의 곱인 시정수로 표현된다. 즉, 동적 특성은 혈압의 급격한 변화에 혈류가 어느 정도로 빨리 반응하는가에 달려있다. 본 실험은 심장의 동맥을 모사하기 위해 수행되었고,³ 혈관 직경에 따른 혈압과 혈류 신호의 동적 특성 변화를 확인하기 위해 1/2" (12.7 mm), 3/8" (9.6 mm), 1/4" (6.4 mm), 1/8" (3.2 mm), 1/16" (1.6 mm)의 상용 직경을 갖는 배관을 사용하였다. 또한, 성별, 나이, 인종, 질병의 유무, 혈관의 종류에 따라 다양한 유량 범위가 존재하며,¹ 본 연구에서는 정상적인 심장의 동맥 혈류를 모사할 수 있도록 유량 범위를 0.1 L/min- 7 L/min으로 설정하였다.

2. 실험 장치 및 방법

2.1 실험 장치 셋업

Fig. 1에 나타낸 것처럼, 모의혈류장치 (Hybrid BiVAD, KAOC 제작)는 혈류 펌프의 특성을 평가하기 위한 실험 장치로 사용되었다.¹⁰ 혈류 펌프는 폴리우레탄으로 만들어졌다. 입력단과 출력단에는 역류방지밸브 (ART21LFA, Sorin Inc.)가 부착되어 혈류 펌프에서 방출된 유체가 혈류 펌프로 되돌아오지 못하게 하였다. 연성재질의 관막이 혈류 펌

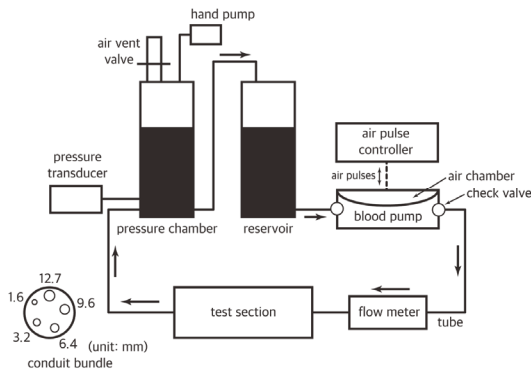


Fig. 1 Schematic diagram of a blood flow simulator

프 내부에 설치되었고, 판막은 압축공기의 맥동으로 인해 혈류 펌프가 유체를 방출시키기 위한 가인기 역할을 하였다. 압축공기의 펄스 신호는 혈류 펌프 제어기에 의해 생성되었다. 이를 위해 맥동 주파수 (PR)와 맥동 크기 (SL)가 제어되었다. 기존 문헌에 의하면, 주름관 (Bellows)이 압축공기 펄스를 만들어냈다⁸⁻¹⁰. 그러므로 SL 은 모의혈류장치를 구동시킬 때 압력 크기를 조절하기 위해 정량화될 수 있었다. 다만, 예비실험에서 PR 에 비해 SL 이 모의혈류장치의 특성에 별로 영향을 끼치지 않았기 때문에 본 실험에서는 SL 이 60 mm로 고정되었다. 압력 챔버와 저수조, 배관 다발, 혈류 펌프는 직경 12.7 mm인 실리콘 튜브 (TS1216, iXAK Peroxide Cured Tube)로 서로 연결되었다. 실리콘 튜브가 사용된 이유는 심혈관계의 연성 혈관을 모사하기 위한 것이었다. 이와는 반대로, 배관 다발은 배관 직경과 길이에 따라 유동 저항을 정확히 주기 위해 아크릴로 제작되었다. 배관 직경은 1.6 mm, 3.2 mm, 6.4 mm, 9.6 mm, 12.7 mm 였고 배관 길이는 모두 200 mm 였다. 혈액과 점도를 비슷하게 맞추기 위해 점도가 3.32 cSt가 되도록 글리세롤 수용액을 작동 유체로 사용했다.^{1,2} 유량 (Q)은 0.1 L/min-7 L/min의 범위에서 조절하였고, 레이놀즈 수 Re 는 1,030-9,020 의 영역이다.

정확도 $\pm 0.2\%$ 인 전자기 유량계 (Promag 53H, E+H Inc.)가 배관 다발 상류측에 설치되어 모의혈류장치의 유량 신호를 측정했다. 압력 챔버에는 정확도 $\pm 1\%$ 인 압력계 (PSHD00.3BGAG, Sensys Inc.)를 설치하여 압력 신호를 측정했다. DAQ (USB-6259, NI Inc.)와 소프트웨어 (LabVIEW, NI Inc.)를 가지고 1 kHz의 샘플링 주파수로 10,000개씩 압력 신호와 유량 신호를 수집하였다. 공기압

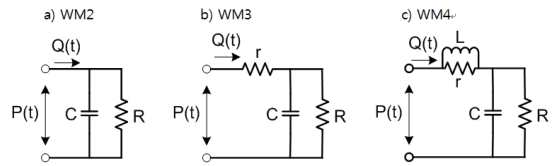


Fig. 2 Windkessel models for a blood pump

력 파라미터를 수치적으로 해석하기 위해 상용수치해석프로그램 (MATLAB, MathWorks Inc.)을 활용하였다.¹¹

2.2 공기 압력 모델

2-, 3-, 4-요소 공기압력모델은 강체 배관에 대한 임피던스를 계산하기 위해 사용되었다.^{4,7} 2-요소 공기압력모델 ($WK2$)의 개략도는 Fig. 2(a)와 같고, 다음 식으로 나타낸다.

$$\frac{dP(t)}{dt} + \frac{P(t)}{RC} = \frac{Q(t)}{C} \quad (1)$$

단, $Q(t)$ 는 유량 [mL/s], $P(t)$ 는 압력 [mmHg], R 은 유동 저항 [mmHg·s/mL], C 는 전도도 [mL/mmHg] 이다. 식(1)에 대한 해는 다음과 같다.

$$P(t) = \left(P_0 + \frac{1}{C} \int_{t_0}^t Q(t) e^{\frac{t}{RC}} dt \right) e^{-\frac{t}{RC}} \quad (2)$$

단, P_0 는 압력 신호의 초기값 [mmHg], t_0 는 P_0 에 대응하는 시간 초기값 [s]이다. 3-요소 공기압력모델 ($WK3$)의 개략도는 Fig. 2(b)와 같고, 수학적 모델과 그의 해는 다음과 같다.

$$\frac{dP_1(t)}{dt} + \frac{P_1(t)}{RC} = \frac{Q(t)}{C}, \quad P(t) = P_1(t) + rQ(t) \quad (3)$$

$$P(t) = \left(P_0 + \int_{t_0}^t \frac{Q(t)}{C} e^{\frac{t}{RC}} dt \right) e^{-\frac{t}{RC}} + rQ(t) \quad (4)$$

단, $P_1(t)$ 는 $WK2$ 에 대한 해이고, r 은 혈액 펌프의 입력과 출력에 부착된 역류 방지 밸브에 의한 보조 유동 저항 [mmHg·s/mL]이다. 4-요소 공기압력모델 ($WK4$)에 대한 개략도는 Fig. 2(c)와 같고, 수학적 모델과 그의 해는 다음과 같다.

$$\begin{cases} \frac{dP(t)}{dt} + \frac{P(t)}{RC} = \frac{Q(t)}{C} \\ \frac{dQ_1(t)}{dt} + \frac{rQ_1(t)}{L} = \frac{r}{L}Q(t) \end{cases} \quad (5)$$

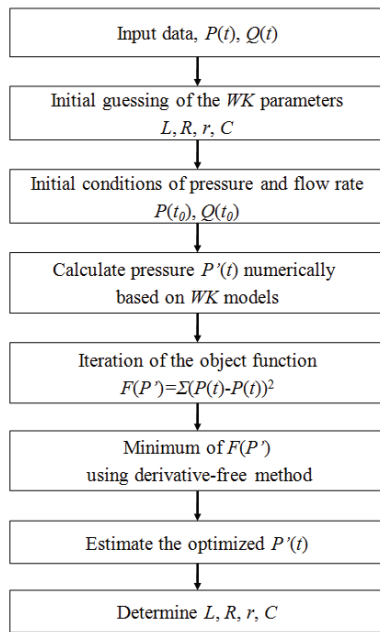


Fig. 3 Flow chart to calculate the Windkessel parameters

$$P(t) = \left(P_0 + \int_{t_0}^t \frac{Q(t)}{C} e^{\frac{t}{RC}} dt \right) e^{-\frac{t}{RC}} + r \left(Q(t) - \left(Q_0 + \int_{t_0}^t \frac{rQ(t)}{L} e^{\frac{t}{L}} dt \right) e^{-\frac{t}{L}} \right) \quad (6)$$

단, $Q_i(t)$ 는 역류 방지 밸브의 움직임에 의해 생성된 유량 [mL/s], L 은 관성도 (Inertance) [mmHg·s²/L], Q_0 는 $Q(t)$ 의 초기값 [mL/s]이다.

공기압력 파라미터들을 계산하기 위한 절차를 Fig. 3에 제시했다. 압력 신호 $P(t)$ 와 유량 신호 $Q(t)$ 는 L, R, r, C 를 결정하기 위한 측정 신호로 사용된다. 또한, $t = t_0$ 에서 P_0 와 Q_0 는 물리적으로 타당한 값이어야 한다. 식(2), 식(4), 식(6)를 사용하면, $P(t)$ 를 수치적으로 계산할 수 있다. 식(2), 식(4), 식(6)으로 예측되는 압력 신호와 측정된 압력 신호 사이의 차를 목적함수로 하여, L, R, r, C 를 변화하면서 목적함수가 최소가 되도록 반복 계산을 통해 최적화된 파라미터를 획득하였다.

3. 실험 결과 및 토의

3.1 모의혈류장치의 동적 특성

Fig. 4에는 배관 직경 $D = 12.7$ mm일 때, $PR = 30$ pulse/min-70 pulse/min의 영역에서 측정된 맥동 유

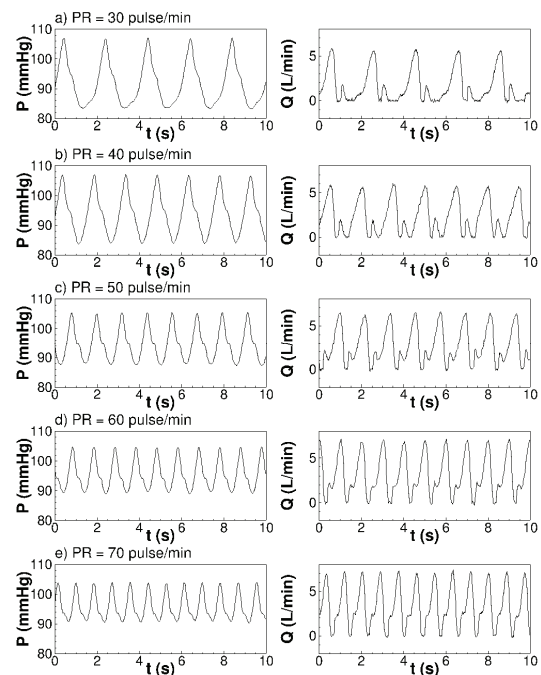


Fig. 4 Pressure and flow signals with respect to PR

동의 압력과 유량을 나타냈다. $PR = 30$ pulse/min일 때, 압력 신호의 최댓값과 최솟값은 각각 107 mmHg과 83 mmHg로서 Fig. 4(a)와 같이 신호 변동폭이 컸다. PR 이 증가하면, 압력 신호의 변동폭은 Fig. 4와 같이 90 mmHg-104 mmHg의 범위 이내로 줄어드는 경향이 보인다.¹⁰

유량 신호는 배관에 입사되는 압력 신호와 배관을 통과한 압력 신호 사이의 비율로 정의되는 임피던스에 의해 위상 변이된다는 점에서, 압력 신호와 다른 동적 특성을 보여주었다. 일례로, 유량 신호의 최대 피크 이전에 작은 피크가 관찰되는데 (Figs. 4(b), 4(d), 4(f), 4(h), 4(j)), $PR = 30$ pulse/min-50 pulse/min의 영역에서는 최대 피크가 $Q_{REF} = 6$ L/min인 반면, 작은 피크는 $Q_{REF} = 2$ L/min였다. $PR \geq 60$ pulse/min일 때 영역에서 최대 피크의 크기는 $Q_{REF} = 7$ L/min까지 증가했다. 이 때, 최대 피크와 작은 피크가 교차하는 변곡점이 나타나므로 작은 피크는 최대 피크 속으로 병합된 것처럼 보인다. 변곡점은 압력 신호에서도 관찰할 수 있다. 그러나 압력 신호의 변곡점은 유량 신호의 경우처럼 최대 피크에 선행되지 않았고, 최대 피크가 지나간 다음에 나타났다. 작은 피크들은 역류 방지 밸브의 기계적 움직임에 따라 작은 와류

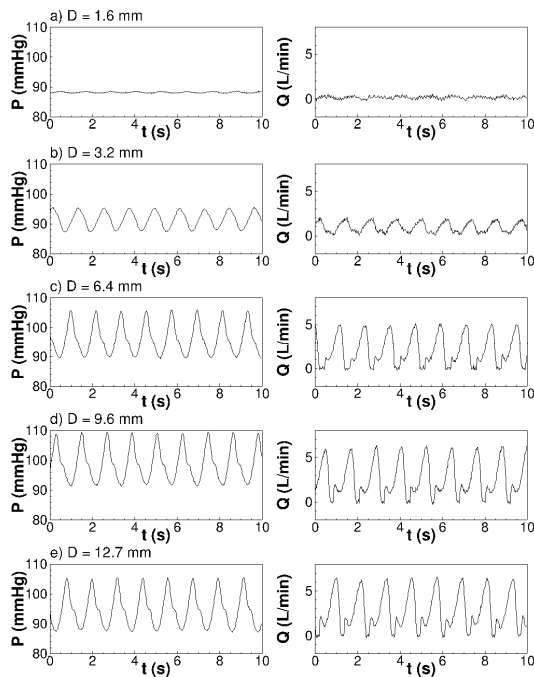


Fig. 5 Pressure and flow signals with respect to *D*

들이 발생했고, 이러한 와류들이 맥동 유동에 반영된다고 해석할 수 있다.

혈류 펌프의 이러한 동적 특징들은 *D*를 변경해도 유사하게 유지되었다. Fig. 5에 나타난 것처럼, *D* = 1.6 mm일 때, 압력 신호와 유량 신호는 파형의 변화가 거의 없었다 (Fig. 5(a)). 그러나 *D*가 증가할수록 압력 신호와 유량 신호의 주기성이 관찰되기 시작했고, *D* = 9.6 mm일 때는 *D* = 12.7 mm인 경우와 큰 차이를 보이지는 않았다.

*D*의 변화에 따른 신호 특성 차이는 레이놀즈 수를 가지고 설명할 수 있다.^{1,2} *D* = 1.6 mm일 때, 레이놀즈 수는 1025-2383의 영역에 있었는데, 이는 층류 유동을 의미한다. 따라서 이 때는 배관으로 맥동이 유입되었을 때 유동이 안정화될 수 있는 모세관 유동이라고 가정할 수 있다. *D* = 3.2 mm일 때, 레이놀즈 수는 4016-9019의 영역이며, 이는 더 이상 층류 유동이 아님을 의미한다. 따라서 배관으로 맥동이 유입되었을 때 압력 신호와 유량 신호가 주기성을 유지할 수 있었다. 그러나 배관 직경이 더 큰 경우의 신호들과 비교하면, 압력 신호와 유량 신호에 변곡점이 나타나지 않았기 때문에 낮은 주파수 성분만 통과시키는 저대역 필터링의 효과가 나타난 것으로 보여진다.

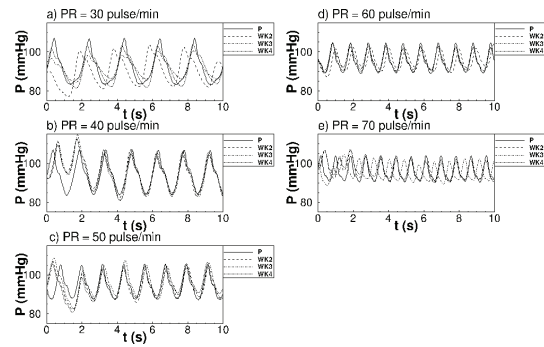


Fig. 6 Reconstructed pressure signals at *D* = 12.7 mm

Table 1 Windkessel parameters for *WK2*

<i>D</i> (mm)	WK2	PR (pulse/min)				
		30	40	50	60	70
3.2	R	N/A	N/A	5.9592	4.6295	4.1360
	C	N/A	N/A	0.3505	0.7390	0.9624
6.4	R	4.5583	3.3764	2.8385	2.5152	2.2734
	C	1.1364	0.9265	1.0496	1.1069	1.1421
9.6	R	3.8093	2.8875	2.3108	2.0407	1.9908
	C	1.2960	0.9300	1.0104	1.0984	1.1293
12.7	R	3.4597	2.5357	2.0540	1.8570	1.7782
	C	1.1773	0.9588	1.0477	1.1542	1.1873

D = 6.4 mm일 때, 레이놀즈 수는 4146-8308의 영역에 있었고, 압력과 유량 신호에는 변곡점들이 발견되기 시작했다. *D* = 12.7 mm일 때, 레이놀즈 수는 2643-5478에 있었고, *D* = 6.4 mm인 경우의 동적 특성과 별로 차이가 없었다. 이를 근거로 하면, 모의혈류장치에서는 *D* = 1.6 mm일 때 모세관 유동을, *D* ≥ 3.2 mm일 때 맥동 유동의 특성이 관찰됨을 확인할 수 있었다.

3.2 공기압력 파라미터의 맥동 주파수 영향

모의혈류장치의 맥동 주파수에 따른 동적 특성은 공기압력 파라미터를 가지고 유량 신호로부터 압력 신호를 재현함으로써 파악할 수 있다. Fig. 6에는 공기압력모델로 압력 신호를 재현한 결과들을 나타낸다. 단, 공기압력 파라미터를 계산하기 위해서는 $L = 0.0054 \text{ mmHg} \cdot \text{s}^2/\text{mL}$, $R = 1.0 \text{ mmHg} \cdot \text{s}/\text{mL}$, $C = 0.53 \text{ mL}/\text{mmHg}$, $r = 0.03 \text{ mmHg} \cdot \text{s}/\text{mL}$ 을 초기값으로 놓고, 최적화 기법을 통해 재현된 압력 신호와 실제로 측정된 압력 신호가 허용 편차 이내가 되도록 반복 계산했다. 최적화를 수행하기 위해서는, 식(2), 식(4), 식(6)에 나타난 식을 계산하기 위한 초기값이 필요하다. 이를 위해 *WK2*와

Table 2 Windkessel parameters for WK3

D (mm)	WK3	PR (pulse/min)				
		30	40	50	60	70
3.2	R	N/A	N/A	5.7552	4.5982	4.1561
	C	N/A	N/A	0.6294	0.7618	0.9276
	r	N/A	N/A	-0.061	0.0305	-0.004
6.4	R	N/A	3.3630	2.8257	2.5281	2.2722
	C	N/A	0.9435	1.0010	1.1296	1.1432
	r	N/A	0.0102	0.0060	-0.013	0.0013
9.6	R	N/A	2.864	2.322	2.030	1.968
	C	N/A	0.945	0.961	1.107	1.167
	r	N/A	0.024	-0.010	0.011	0.023
12.7	R	3.4578	2.5367	2.0644	1.8506	1.7532
	C	1.2244	0.9543	1.0488	1.1498	1.2518
	r	0.0060	-0.000	-0.010	0.0068	0.0252

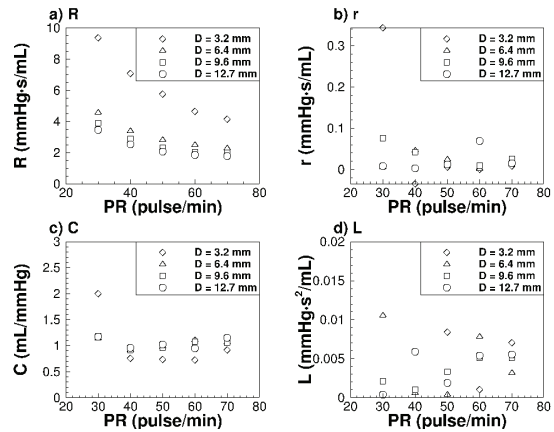


Fig. 7 Estimation of WK4

Table 3 Windkessel parameters for WK4

D (mm)	WK4	PR (pulse/min)				
		30	40	50	60	70
3.2	R	9.3628	7.0811	5.7518	4.6441	4.1521
	C	1.9947	0.7515	0.7350	0.7180	0.9110
	r	0.3431	-0.035	0.0052	-0.000	0.0088
	L	0.2296	0.1430	0.0084	0.0010	0.0070
	L	4.5659	3.3839	2.8353	2.5152	2.2736
6.4	C	1.1413	0.9164	0.9761	1.1080	1.0625
	r	0.0051	0.0456	0.0247	0.0021	0.0217
	L	0.0105	0.0006	0.0004	0.0078	0.0032
	R	3.8878	2.8900	2.3109	2.0411	1.9910
	C	1.1881	0.9116	0.9635	1.0813	1.0553
9.6	r	0.0758	0.0414	0.0127	0.0091	0.0254
	L	0.0021	0.0010	0.0033	0.0051	0.0051
	R	3.4638	2.5364	2.0542	1.8580	1.7783
	C	1.1721	0.9614	1.0195	0.9511	1.1564
12.7	r	0.0087	0.0028	0.0116	0.0683	0.0145
	L	0.0004	0.0059	0.0019	0.0054	0.0055

WK3를 적용할 때는 $P(2.5) = 91$ mmHg를 초기값으로 사용했고, WK4를 적용할 때는 $P(2.5) = 91$ mmHg, $Q(2.5) = 0$ mL/s를 초기값으로 사용했다. 최적화된 공기압력 파라미터들은 Tables 1-3에 정리하여 표기하였다.

공기압력모델은 PR이 낮을 때 보다는 높을 때 재현된 압력 신호와 측정된 압력 신호가 잘 일치함을 알 수 있다.^{4,7} PR = 30 pulse/min일 때, 재현된 압력 신호는 측정 신호와 잘 일치하지 않았으나, PR ≥ 40 pulse/min의 영역에서는 재현된 압력 신호가 측정된 압력 신호와 점차 일치하기 시작했다.

예를 들면, PR = 40 pulse/min에서, 압력 피크가 나타나는 시간이 일치했다. PR = 50 pulse/min일 때 압력 최솟값이 나타나는 시간이 일치하기 시작했다. PR = 70 pulse/min일 때, 재현된 압력 신호가 변곡점의 위치를 잘 예측함으로써 재현된 압력 신호와 측정된 압력 신호가 잘 일치했다.

WK2, WK3, WK4의 재현 성능을 서로 비교하면, WK2와 WK3는 압력 최솟값의 위치를 잘 예측했지만 WK4는 다른 두 모델들과는 달리 압력 최솟값의 위치뿐만 아니라 최소 압력을 정확하게 예측하지는 못했다. 따라서 모의혈류장치의 동적 특성을 공기압력모델로 평가할 때는 WK3을 사용하는 것이 가장 효과적이었고 PR이 낮을 때 보다는 높을 때 압력 신호의 재현성이 좋았다. 그 이유는 공기압력모델에서 제시하는 시정수 (Time Constant)인 RC가 PR이 높을수록 작아져서 제한된 시간 동안 수집된 압력 신호와 유량 신호를 더 효과적으로 분석할 수 있었기 때문으로 판단된다.⁸⁻¹⁰

3.3 공기압력 파라미터의 배관 직경 영향

모의혈류장치의 배관 직경에 따른 동적 특성은 공기압력 파라미터 중의 하나인 유동 저항 R과 전도도 C를 곱한 시정수로 설명할 수 있다.¹²⁻¹⁴ Fig. 7에 나타난 것처럼, D = 3.2 mm일 때, R은 4 mmHg·s/mL-10 mmHg·s/mL의 영역에 있었다. 그런데 D = 12.7 mm일 때, R은 2 mmHg·s/mL-4 mmHg·s/mL의 영역에 속했다. 이와는 반대로 r은 -0.05 mmHg·s/mL-0.05 mmHg·s/mL의 영역에서 재현된 압력 신호를 보정하여 측정된 압력 신호와의 허용 편차를 줄이는 역할을 했다. C는 PR이 70 pulse/min로 증가

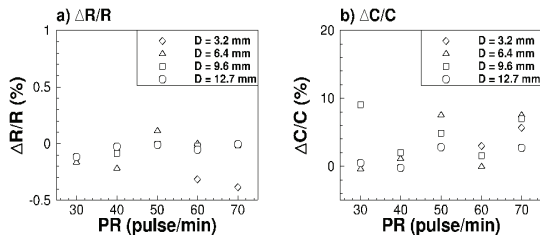


Fig. 8 Relative deviations of WK2 with respect to WK4

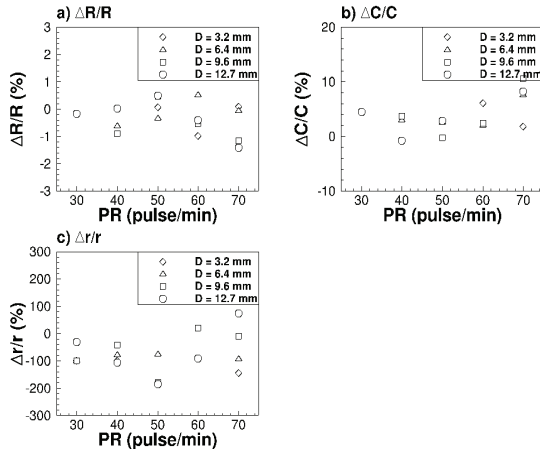


Fig. 9 Relative deviations of WK3 with respect to WK4

할 때 1 mL/mmHg로 수렴했다. L 은 PR 이 30 pulse/min에서부터 70 pulse/min로 증가함에 따라 $0.005 \text{ mmHg} \cdot \text{s}^2/\text{mL}$ 로 수렴했다. 전체적으로 보면, 공기압력 파라미터는 모세관 유동 또는 맥동 유동에 따라 구분될 수있었고, r 과 L 보다는 R 과 C 가 배관 직경에 따라 변화하는 경향이 더 뚜렷했다. 이것은 배관 직경이 증가할수록 R 과 C 를 공급 시정수가 줄어든다는 것을 의미한다. 다시 말하면, 배관 직경이 증가할수록 혈압 변화에 의한 혈류의 반응 속도는 증가한다.

끝으로, WK2와 WK4, WK3과 WK4의 차이를 WK4에 대한 상대 편차로 나타내어 Fig. 8에 비교했다. 본 연구에서 WK4를 기준으로 상대편차를 평가한 이유는, WK4가 배관 직경이 작거나 맥동 주파수가 작은 영역에서도 공기압력모델 계산이 잘 수렴되었기 때문이었다. 또한, 본 연구 결과로부터 모세혈관과 유사한 작은 배관 직경에서는 WK3의 모델 계산이 잘 수렴되지 않는 점도 확인되었다. WK4의 R 을 기준으로 WK2의 R 를 조사하면, $PR = 30 \text{ pulse/min} - 70 \text{ pulse/min}$ 에서 $-0.5\% \leq \Delta R/R \leq$

0% 였다. C 도 마찬가지로 정리하면 대부분의 측정 영역에서 $0\% \leq \Delta C/C \leq 10\%$ 였다. WK4의 R 을 기준으로 WK3의 R 과 C 를 조사하면, $PR = 30 \text{ pulse/min} - 70 \text{ pulse/min}$ 에서 $-1.5\% \leq \Delta R/R \leq 0.5\%$, $0\% \leq \Delta C/C \leq 10\%$ 로 WK2와 WK4를 비교하는 경우와 유사했다. 다만, r 은 $-200\% \leq \Delta r/r \leq 100\%$ 로 큰 변동폭을 가짐을 확인할 수 있었다.

4. 결론

본 논문에서는 공기압력 파라미터를 가지고 모의혈류장치의 동적 특성을 평가했다. 모의혈류장치는 혈류 펌프, 역류방지밸브, 연성 튜브, 압력 챔버, 저수조, 배관 다발로 이루어져 있었다. 특히, 배관 다발에는 혈류 펌프에서 출력되는 맥동 유동이 여러 가지 크기의 배관에 대해 나타내는 임피던스 특성을 측정하기 위해 사용되었다. 2-요소, 3-요소, 4-요소 공기압력모델이 제시되었고 공기압력 파라미터들을 계산함으로써 모의혈류장치의 동적 특성을 평가할 수 있었다.

모의혈류장치의 동적 특성은 맥동 주파수와 배관 직경에 따라 구분될 수 있었다. 맥동 주파수가 증가하면 배관 직경에 상관없이 공기압력모델이 맥동 유동을 잘 예측했다. 그 이유는 맥동 주파수가 증가할수록 공기압력모델의 시정수가 작아졌기 때문으로, 이는 맥동 주파수가 높을수록 제한된 시간동안 수집된 압력 신호와 유량 신호가 더 효과적으로 분석될 수 있음을 의미했다. 배관 직경이 증가하면 공기압력 파라미터 중에서 유동 저항과 전도도가 변화하는 경향이 뚜렷하게 나타났다. 배관 직경이 증가할수록 유동 저항은 감소했고 전도도는 일정한 값으로 수렴했다. 그러나 보조 유동 저항과 관성도는 어떤 특별한 경향을 나타내지는 않았다. 그 이유는 보조 유동 저항과 관성도의 역할은 재현된 압력 신호가 측정된 압력 신호와 더 잘 일치하도록 보정하는 데 그치고 있었기 때문이라고 판단되었다.

본 연구에서 획득된 공기압력 파라미터 (L, R, r, C)는 선행연구⁶에 의해 획득된 값과 매우 유사함을 확인할 수 있었고, 이를 통해 본 연구에서 사용된 모의혈류장치가 최대 배관 직경에서 인체 대동맥의 혈류 특성을 잘 반영하고 있음을 확인하였다. 그러나, 공기압력모델은 맥동 주파수가 낮고 배관 직경이 작은 영역에서는 모의혈류장치의 동적 특성을 잘 예측하지 못했기 때문에, 낮은 주파

수와 작은 배관 직경에서 모의혈류장치가 인체 심혈관계의 혈류 특성을 반영하는지 여부를 확인할 수 있을 정도의 정확성을 제공하지 못했다. 그 이유는 낮은 주파수와 작은 배관 직경에서 공기압력 모델의 시정수가 증가했기 때문에 혈압 변동에 의한 혈류의 반응 속도가 느려 신호 수집 시간을 더 늘려야 했고, 임피던스가 증가하면서 혈류 펌프에서 발생된 맥동이 효과적으로 배관으로 전달되지 못했기 때문이었다. 이러한 점은 레이놀즈 수가 작은 층류 모세관 유동으로 설명할 수 있었다.

후 기

본 연구는 한국표준과학연구원 기관고유사업인 “연속체 동적거동 측정 및 제어기술 개발” (Grant No. 16011010)과 “신수요 대응 측정기술 개발” (Grant No. 16011012) 과제 지원으로 수행되었습니다.

REFERENCES

1. Kim, D. H., Kim, H. R., Oh, H. J., and Jeon, H. H., “Basic Introduction of Cardiology,” Yedang Books, pp. 23-24, 2011.
2. Fine, J. and Waite, L., “Applied Biofluid Mechanics,” McGraw-Hill, pp. 275-297, 2007.
3. Kim, E. J., Yoo, J. Y., Cheon, W. S., Han, S. W., Choi, Y. J., et al., “Coronary Artery Size in Korean: Normal Value and Its Determinants,” Korean Circulation Journal, Vol. 35, No. 2, pp. 115-122, 2005.
4. Parragh, S., Hametner, B., and Wassertheurer, S., “Influence of an Asymptotic Pressure Level on the Windkessel Models of the Arterial System,” IFAC-PapersOnLine, Vol. 48, No. 1, pp. 17-22, 2015.
5. Tyberg, J. V., Bouwmeester, J. C., Parker, K. H., Shrive, N. G., and Wang, J.-J., “The Case for the Reservoir-Wave Approach,” International Journal of Cardiology, Vol. 172, No. 2, pp. 299-306, 2014.
6. Alimohammadi, M., Agu, O., Balabani, S., and Díaz-Zuccarini, V., “Development of a Patient-Specific Simulation Tool to Analyse Aortic Dissections: Assessment of Mixed Patient-Specific Flow and Pressure Boundary Conditions,” Medical Engineering & Physics, Vol. 36, No. 3, pp. 275-284, 2014.
7. Hametner, B., Wassertheurer, S., Kropf, J., Mayer, C., Eber, B., et al., “Windkessel-Model Derived Reservoir and Excess Pressures Predict Cardiovascular Events in High-Risk Patients,” Artery Research, Vol. 6, No. 4, p. 147, 2012.
8. Om, K., Ahn, J., and Min, B., “Static State Hemodynamic Variables Estimation Model for the Moving-Actuator Type Total Artificial Heart. Part. I--Cardiac Output Estimation,” The International Journal of Artificial Organs, Vol. 22, No. 1, pp. 21-26, 1999.
9. Om, K., Jo, Y., and Min, B., “Static State Hemodynamic Variables Estimation Model for the Moving-Actuator Type Total Artificial Heart. Part II-Aortic Pressure Estimation,” The International Journal of Artificial Organs, Vol. 22, No. 2, pp. 108-112, 1999.
10. Nam, K. W., Lee, J. J., Hwang, C. M., Choi, J., Choi, H., et al., “Development of an Algorithm to Regulate Pump Output for a Closed Air-Loop Type Pneumatic Biventricular Assist Device,” Artificial Organs, Vol. 33, No. 12, pp. 1063-1068, 2009.
11. Chun, S. and Jin, J., “Output Power Measurement of a Blood Pump Considering Pulsating Flows,” Journal of Mechanical Science and Technology, Vol. 26, No. 3, pp. 793-798, 2012.
12. Ray, S., Ünsal, B., and Durst, F., “Development Length of Sinusoidally Pulsating Laminar Pipe Flows in Moderate and High Reynolds Number Regimes,” International Journal of Heat and Fluid Flow, Vol. 37, pp. 167-176, 2012.
13. Aygun, C. and Aydin, O., “Hydrodynamics of Piston-Driven Laminar Pulsating Flow: Part 1. Developing Flow,” Nuclear Engineering and Design, Vol. 274, pp. 164-171, 2014.
14. Aygun, C. and Aydin, O., “Hydrodynamics of Piston-Driven Laminar Pulsating Flow: Part 2. Fully Developed Flow,” Nuclear Engineering and Design, Vol. 274, pp. 172-180, 2014.