

반사 지점의 개수와 조건이 맥파에 미치는 영향

이민우¹ · 장민² · 신상훈^{2*}

¹상지대학교 동서의료공학과, ²상지대학교 한방의료공학과

Effect of Number and Condition of Reflection Site on Pulse Wave

Min-Woo Lee¹, Min Jang² and Sang-Hoon Shin^{2*}

¹Department of East-West Medical Engineering, Sangji University,

²Department of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University

(Manuscript received 22 October 2019 ; revised 16 December 2019 ; accepted 24 December 2019)

Abstract: To develop cardiovascular simulator capable of implementing pulse waves similar to the human body, accurate information about reflection wave is required. However, the conclusion is still not clear and various discussions are underway. In this study, the pulse wave velocity of the tube used in the experiment was first determined by measuring the pressure waves at two points in a single tube system with the experimental device to implement the pulse wave transmission of blood vessels, and the superposition time and characteristics of the reflection wave were confirmed. After that, an air chamber was set at the reflection site, and the effect of the change of air volume on the reflection wave was investigated. Finally, the effect of the number of branches connected to a single tube on the reflection wave was investigated. The superposition time of the reflection wave can be controlled by the air volume of the air chamber, and the magnitude of the reflection wave is influenced by the number of reflection sites that generate the reflection wave. The results of this study may be of practical assistance to simulator researchers who want to implement pulse wave similar to clinical data. It is expected that the more results similar to clinical are provided, the greater the scope of the simulator's contribution to clinical cardiovascular research.

Key words: Pulse wave, Reflection wave, Reflection site, Compliance chamber

I. 서론

맥파는 혈관의 특성을 잘 반영하고 있으므로, 동맥경화나 혈관노화의 진단 지표로 사용되고 있다[1]. 맥파는 진행파와 반사파의 합성파이며 반사파는 맥파형태, 맥파 전달속도 (Pulse wave velocity, PWV), 혈압 그리고 파형증가지수 (Augmentation index, Aix) 와 같은 심혈관계 평가지표에 영향을 미친다[2]. 반사파에 대한 기존의 연구들은 반사파의 위치[3-4], 반사지점의 개수[5-6], 진행파와 반사파의 분리[7], 그리고 성별과 노화에 따른 반사파 특성[2]으로 분류될 수 있다.

인체와 유사한 맥파를 구현할 수 있는 심혈관계 시뮬레이터를 개발하기 위해서는 중요한 맥파 반사지점의 위치 및 특성에 대한 정확한 정보가 필요하다. 그러나 지금까지도 확실한 결론은 나지 않았으며, 다양한 논의가 진행 중이다[8]. 선행연구들에서 시뮬레이터에 사용된 모의혈관은 단일튜브, T-Tube, Tapering, Full-branch 등 다양한 모델이 있었다[9-10]. 그러나 지금까지 발표된 시뮬레이터에서 생성된 맥파는 임상과 다소 차이가 있었는데, 그 주된 원인이 반사파의 크기, 모양 그리고 전달속도 지연 때문이라는 주장이 제기되고 있으나[11], 실험적으로 검증되지는 않았다.

그러므로 본 연구에서는 모의 혈관계 실험장치를 이용하여 반사지점의 특성이 맥파에 미치는 영향을 살펴보고자 한다.

II. 연구 방법

맥파에 영향을 미치는 반사파의 특성은 반사파 크기와 반

Corresponding Author : Sang-Hoon Shin
Department of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University, Wonju, Kangwon-Do 220-702, Korea
Tel: +82-10-4396-1341
E-mail: shshin@sangji.ac.kr

본 연구는 연구재단 과제(NRF-2018R1D1A1A09083915)의 지원을 받아 수행하였습니다.

사파 중첩시기이다. 반사파의 크기는 단일혈관에서는 반사지점에서의 반사계수와 관계가 있으며, 인체와 같은 다분지 (multi branch)로 이루어진 혈관에서는 반사지점의 개수와 관련이 있다[12-13]. 반사파의 중첩시기는 맥파전달속도와 반사지점의 물리적 특성과 관련이 있다[8]. 본 연구에서는 혈관의 맥파전달 현상을 구현할 수 있는 실험장치를 이용하여, 먼저 단일혈관에서 실험적으로 혈관의 맥파전달 속도를 측정하였다. 다음으로 맥파 반사지점인 혈관의 말단에 공기 챔버를 설치하여 공기량이 반사파 중첩시기에 미치는 영향을 조사하였다. 마지막으로 다분지 혈관에서 분지의 개수가 반사파에 미치는 영향을 조사하였다.

1. 모의 실험 장치

그림 1은 본 연구에서 사용된 실험장치이다. 본 연구는 혈관의 맥파 전달현상에 관심이 있으므로 실험 장치는 모의혈관과 혈관저항 조절장치로 구성되었다. 모의 혈관에서는 혈관 탄성계수와 혈관의 크기가 중요하다. 인체의 혈관 탄성계수는 Avolio[14]에 의하면 $4-16 \times 10^6 \text{ dyne/cm}^2$ 이의 범위 내에 존재한다. 기존의 연구들[15-16]에서는 실리콘으로 모의 혈관을 제작하였다. 본 연구에서는 공업용 실리콘 튜브를 사용하였으며, 탄성계수를 측정한 결과 $18.5 \times 10^6 \text{ dyne/cm}^2$ 이었다 이는 인체의 범위를 벗어나나, 본 연구의 목적이 맥파 전달현상의 기전연구에 있으므로 연구의 목적에 타당하다고 생각한다. 인체의 동맥계는 여러 개의 혈관으로 구성된 분지구조이다. 그러나 맥파 전달현상에 관여하는 주된 동맥이 대동맥이므로 본 연구에서는 대동맥 특성을 주로 반영한 단일 튜브로 모델링하였다. 대동맥은 말단으로 갈수록 직경이 작아지는 테이퍼링 구조로 되어있으나, 본 연구에서는 균일한 직경을 가지는 단일튜브 모델로 단순화하였다. Westerhof[17] 논문에 의하면 인체 대동맥의 평균 직경은 1.8 cm, 두께는 0.11 cm 그리고 길이는 41.4 cm 이다. 그러므로 단일 튜브의 직경과 두께는 인체 대동맥의 평균 값에 가장 근사치를 갖는 직경은 1.6 cm, 두께는 0.08 cm 규격의 기성품으로 선정하였다. 모의 혈관의 길이는 맥파전달속도의 빠름을 고려하여 140 cm로 선정하였다.

모의혈관의 내부압력을 일정하게 유지하기 위해 양쪽 끝에 수위 높이가 일정한 수조를 연결하였다. 물받침대(water bath)를 사용하여 맥파 에너지의 전달에 있어서 손실을 최소화하였다. 압력파는 그림 1의 A, B, C 세 지점에서 측정하였다. 충격파를 가하는 입력지점으로부터 A는 30 cm, B는 80 cm, 그리고 C는 130 cm 떨어져 있다. 압력파의 측정은 임상에서 사용하는 침습적 혈압계(1620 pressure sensor, MSI sensors, Ind.)를 사용하였으며, DAQ (NI-DAQ USB 1008, National Instruments Corp.)를 이용하여 1,000 Hz 샘플링 주파수로 측정하였다.

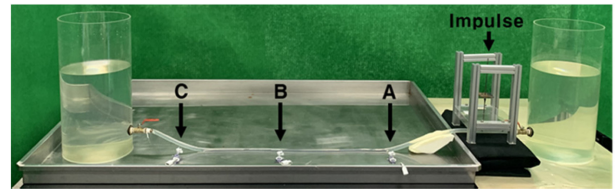


그림 1. 모의 실험 장치
Fig. 1. Experimental model

2. 맥파 전달속도 측정 및 반사파 중첩시기 확인

반사파의 물리적인 특성을 관찰하기 위하여 그림 1에 표시된 위치에서 모의혈관에 충격파 입력을 가하였다. 입력의 재현성과 반복성을 확보하기 위하여, 일정한 높이에서 1.33 kg의 추를 낙하시켜 모의혈관에 충격파 입력을 가하였다. 반사파의 크기를 최대화하기 위하여 말단저항 조절밸브를 90% 폐쇄하였다. 그림 1의 A와 B의 두 지점에서 측정된 압력파형을 이용하여 맥파 전달속도를 계산하였다. 측정된 파형에서 맥파 전달속도를 계산하기 위하여 기존 연구들은 대개 Foot-to-Foot 방법을 사용한다[18]. 그러나 본 연구에서는 측정 파형의 Foot 지점을 선정하는데 어려움이 있었으므로 탄젠트 (tangent) 방법[19]을 이용하여 맥파 전달속도를 구하였다.

3. 반사지점의 공기 챔버가 반사파에 미치는 영향

반사파의 중첩시기는 맥파 전달속도, 반사지점과의 거리 그리고 반사지점에서의 시간지연에 의해 결정된다[8]. 맥파 전달속도는 혈관벽의 탄성 특성 영향을 받는다. 반사지점과의 거리는 측정 위치와 반사지점 사이의 상대적 거리이다. 앞의 두 인자는 많은 연구가 진행되었으며 인과관계가 명확하다. 그러나 반사지점에서의 시간지연은 상대적으로 연구가 부족한 부분이다. 반사파의 시간지연을 조절하기 위하여 그림 2(a)와 같이 반사지점에 공기챔버를 설치하였다. 그림 2(b)는 실험에 사용된 공기챔버이다. 공기챔버의 부피는 700 ml이며 내부 공기량을 0 ml부터 200 ml까지 50 ml 단위로 조절하면서 그림 1의 A, B, C 세 지점에서 압력파를 측정하였다.

4. 혈관분지 갯수가 반사파에 미치는 영향

그림 3(a)는 반사파 지점의 개수가 반사파의 크기에 미치는

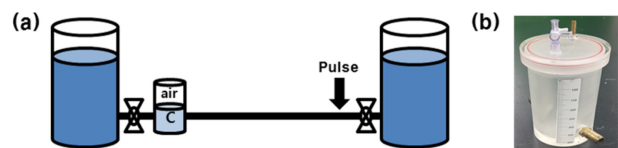


그림 2. 컴플라이언스 챔버 및 포함된 모의 실험 장치 (a) 모식도 (b) 컴플라이언스 챔버
Fig. 2. Experimental model with compliance chamber (a) schematic (b) compliance chamber

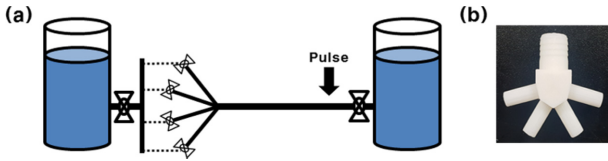


그림 3. 네 갈래 분지가 포함된 모의 실험 장치 (a) 모식도 (b) 분지 연결부
 Fig. 3. Experimental model with four branches (a) schematic (b) branch-connector

영향을 조사하기 위한 실험장치이며 그림 3(b)는 3D 프린터를 이용하여 제작한 분지 연결부이다. 반사지점의 개수를 조절하기 위하여 모의혈관 말단에 연결부를 이용하여 분지들을 연결하였다. 분지들의 직경, 두께, 길이, 말단저항을 동일하게 제작하여 동일한 유량이 분포하도록 하였다. 반사파 중첩 시기를 일치시키기 위하여 분지의 특성을 동일하게 하였다. 분지혈관의 직경은 0.8 cm, 두께는 0.07 cm 그리고 길이는 10 cm이다. 분지말단의 저항 조절밸브를 개폐하여 반사지점의 개수를 조절하면서, 그림 1의 A, B, C 세 지점에서 압력파를 측정하였다.

III. 연구 결과

1. 맥파 전달속도 측정 및 반사파 중첩시기 확인

그림 4(a)는 그림 1의 A와 B지점에서 측정된 압력맥파이

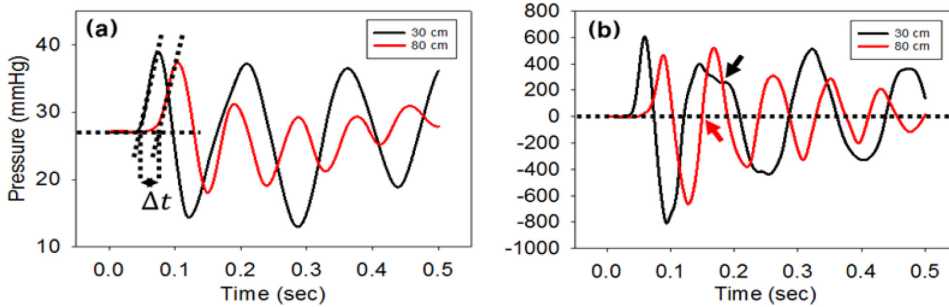


그림 4. PWV 측정 및 반사파 중첩 시기 확인 (a) pwv 측정 (b) 반사파 중첩시기 확인
 Fig. 4. Measurement of PWV and confirmation of arrival time of reflection wave (a) Measurement of PWV (b) confirmation of arrival time of reflection wave

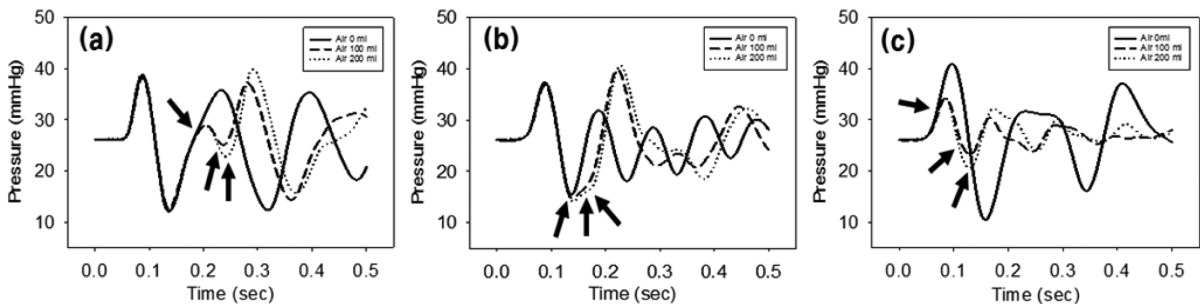


그림 5. 반사파 시간지연 조절 실험 결과. 그림 1의 실험장치 A, B, C에서 측정한 결과 (a) 위치 A (b) 위치 B (c) 위치 C
 Fig. 5. Result of the time delay adjustment experiment of the reflection wave at three points in Fig. 1(a) point A (b) point B (c) point C

다. 두 지점 사이의 거리는 50 cm이며, 시간 차이가 0.031 s 이므로, 맥파 전달속도는 16.12 m/s이다. 그림 4(b)는 반사파 중첩시기를 확인하기 위하여 그림 4(a)의 파형을 미분한 결과이다. 반사파 중첩 시기는 진행파를 기준으로 반사파가 중첩되는 시간은 A 지점은 0.14 s, B 지점은 0.07 s 였다. 이는 B 지점이 A 지점보다 반사지점에 가깝기 때문이다.

2. 반사지점의 공기챔버가 반사파에 미치는 영향

그림 5는 실험 2의 결과이며, 표 1은 챔버 내 공기량에 따른 반사파 중첩시기를 나타낸다. 반사파 중첩시기는 그림 4(b)와 동일한 방법으로 계산되었다. 표 1에 의하면 챔버 내 공기량이 증가함에 따라 반사파 중첩시기가 지연되었다.

3. 혈관분지 갯수가 반사파에 미치는 영향

그림 6은 실험 3의 결과이며, 표 2는 반사 지점 개수에 따른 반사파의 크기를 나타낸다. 기존 연구들에서 반사파 크기는 측정된 압력 파형의 진행파와 반사파의 비로 추정하기 때문에[8], 진행파의 최대 진폭 크기를 1로 정규화(Min-Max Normalization) 하였고, 반사파 크기를 진행파와의 상대적인 비율로 표시하였다. 표 2는 반사지점의 개수에 비례하여 반사파의 크기가 증가함을 보여준다.

표 1. 챔버 내 공기량에 따른 반사파 도달 시간 변화

Table 1. Time variation of reflection wave depending on amount of air in chamber

Amount of air in Chamber (ml)	Arrival Time of Reflection Wave		
	(a)	(b)	(c)
0	0.176 s	0.136 s	0.061 s
50	0.229 s	0.152 s	0.089 s
100	0.236 s	0.159 s	0.105 s
150	0.240 s	0.164 s	0.106 s
200	0.242 s	0.166 s	0.107 s

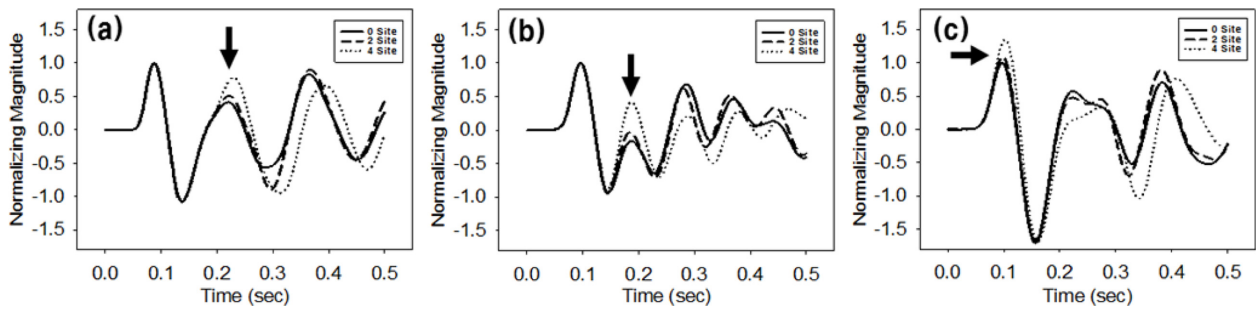


그림 6. 반사파 크기 조절 실험 결과 그림1의 실험장치 A, B, C에서 측정된 결과 (a) 위치 A (b) 위치 B (c) 위치 C

Fig. 6. Result of the magnitude adjustment experiment of the reflection wave at three points in Fig. 1(a) point A (b) point B (c) point C

표 2. 반사 지점 개수에 따른 반사파 크기 변화

Table 2. Magnitude variation of reflection wave depending on number of reflection site

Number of Reflection Site	Magnitude of Reflection wave		
	(a)	(b)	(c)
0	0.412	-0.163	1
1	0.471	-0.119	1.011
2	0.510	-0.032	1.086
3	0.587	0.129	1.212
4	0.780	0.420	1.346

IV. 고찰 및 결론

맥파는 진행파와 반사파의 중첩에 의하여 생성되며, 맥파의 형태는 반사파의 크기와 진행파와의 중첩시기에 따라 달라진다.

반사파의 크기는 반사계수의 크기와 반사지점의 위치에 영향을 받는다. 반사계수는 말초혈관의 혈류저항과 관계가 있으며 많은 연구가 이루어져 있다[20-21]. 그러나 인체의 주요 반사지점에 대한 통일된 견해는 아직까지 없다[22]. 주요 반사지점이 대동맥 분기점[3-4]이라는 연구도 있고, 대퇴동맥 분기점[23-24] 또는 말초혈관 지점[25-26] 이라고 주장하는 연구들도 있다. 최근에는 반사파가 하나의 반사지점에 의해 생기는 것이 아니라 여러 반사지점으로부터 생성된

반사파의 합이라고 주장한다[12]. 반사파 생성에 기여하는 반사지점이 1개[3]부터 2개[4-5], 주요 동맥분지점 및 분기점과 내부장기와 말초혈관을 포함한 최대 4곳 이상[12-13]이라는 다양한 결과들이 제시되고 있다. 이처럼 반사파 기전에 관한 다양한 주장들로 인해 반사지점의 위치 및 개수의 선정은 현실적으로 불가능하다고 주장하는 연구들도 있다[8,11]. 그러나 임상과 유사한 맥파를 구현하는 시뮬레이터를 개발하기 위해서는 반사지점의 위치와 개수는 중요하다. 반사지점의 위치나 개수를 규명하는 것은 대규모 임상연구를 필요로 한다. 그러므로 본 연구에서는 연구범위를 반사지점의 개수가 반사파에 미치는 영향으로 제한하였다.

반사파의 중첩시기는 혈관벽을 통한 맥파의 전달특성과 반사지점에서 맥파의 시간지연에 의하여 결정된다. 맥파의

전달특성에 영향을 미치는 주요 인자는 혈관벽의 탄성계수이며, 많은 연구결과들에 의해 그 기전이 확립되어 있다. 그러나 반사지점에서 맥파의 시간지연이 발생한다는 연구는 많지 않으며, 혈관노화에 따라 반사지점의 점탄성 의 변화로 인하여 반사계수가 복소수가 된다[8]. 반사계수의 복소수 특성을 구현하기 위하여 본 연구에서는 위상지연을 발생시키는 공기챔버를 사용하였다.

실험은 총 세 단계로 진행되었다. 먼저 균일한 단일튜브로 이루어진 시스템에서 두 지점의 압력파를 측정하여 실험에 사용된 튜브의 맥파전달속도를 구하고, 이를 이용하여 반사파 중첩시기 및 특성을 확인하였다. 다음으로 반사지점에 공기 챔버를 설치하고 공기량의 변화가 반사파에 미치는 영향을 조사하였다. 마지막으로 단일튜브에서 분지된 튜브의 개수 변화가 반사파에 미치는 영향을 조사하였다.

인체의 맥파는 반사파의 중첩 시기 따라 형태가 크게 달라진다. 다양한 평가지표들을 이용하여 맥파를 분석하고, 심혈관 질환의 위험요소에 대한 정보를 추정할 만큼 인체의 맥파를 구현하기 위해서는 반사파 도달 시간도 유사하게 구현하는 것이 중요하다. 본 연구를 통해 반사파의 중첩 시기는 모의 혈관 말단에 연결된 공기챔버 내부의 공기량 조절을 통해 가능하다는 것을 확인하였다. 기존 연구들[27-28]에서 공기챔버는 Windkessel 모델에서 동맥계의 유연성을 모사하기 위한 유연성 요소(compliance element)로 사용해왔다. 그러나 본 연구에서는 유연성 요소가 위상지연 즉 시간지연을 유발한다[29]는 점에 착안하여 반사지점에서 맥파전달의 시간지연 현상을 구현하는 용도로 사용하였다.

실험 2에 의하면 공기챔버 내부의 공기량과 중첩시기의 지연은 비례하였다. 내부의 공기량이 증가할수록 반사파의 중첩시기가 지연되었다. 반사 지점에서 생기는 반사파는 컴플라이언스 공기 챔버 내 공기량이 증가할수록 더 많은 시간이 지연되는 현상을 확인하였다.

맥파를 임상과 유사하게 구현하기 위해서는 반사파 중첩시기뿐만 아니라 반사파의 크기 또한 중요하다. 반사파의 크기는 단일 혈관에서는 반사계수와 관계 있으며, 다분지 혈관에서는 반사지점의 위치와 개수에 관련이 있다. 선행연구들을 살펴보면, 주요 반사지점의 위치를 대동맥 분기점[3-4]이라고 제시한 연구부터, 대퇴동맥 분기점[23-24] 그리고 말초혈관 지점[25-26]까지 다양한 결과를 제시하였다. 반사지점 개수도 마찬가지로 한 곳에서 발생하는 것이라고 주장한 연구[3]부터, 양 쪽 장골동맥 분기점 두 곳[4-5], 그리고 신장 동맥을 포함한 여러 위치에서 생긴 반사파들이 중첩되어 합쳐진 합성파라고 제시하는 연구들도[12-13] 있었다. 이처럼 반사파의 위치 및 개수는 명확하지 않아 보인다. 또한, Westerhof[20]의 연구에서는 반사지점의 개수가 제한된 시뮬레이터는 임상과 유사한 맥파를 구현 할 수 없다고 하였

다. 반사지점의 개수 또한 반사파의 크기를 결정짓는 중요한 인자이다. 본 연구에서는 반사 지점의 개수가 반사파의 크기에 미치는 영향을 살펴보았다. 모의혈관 말단에 네 갈래의 분지들을 연결하여 반사지점의 개수를 0개에서 4개까지 조절하였다. 각 분지 말단의 반사 계수를 동일하게 하기 위하여 유량 조절밸브를 완전히 폐쇄하여 반사파의 크기를 최대화하였다. 기존 연구들을 따르면 일반적으로 반사파의 크기를 추정할 때 진행파와 반사파의 진폭비로 계산한다[8]. 따라서 본 연구에서도 반사파 크기를 분석하기 위해 진행파의 최대 진폭 크기를 1로 정규화한 후 반사파와 진행파의 상대적인 크기를 비교하였다. 그림 3의 실험 결과, 반사지점의 개수가 증가에 비례하여 반사파의 크기가 증가하였다.

본 연구에서는 인체와 유사한 맥파를 구현할 수 있는 시뮬레이터를 개발하기 위하여 반사파 특성을 조절할 수 있는 방법을 연구하였다. 반사파의 중첩시기는 공기챔버 내부의 공기량으로 조절할 수 있었고, 반사파의 크기는 반사지점의 개수에 영향을 받는다는 결과를 도출하였다.

본 연구의 결과는 임상과 유사한 맥파를 구현하고자 하는 시뮬레이터 연구자들에게 실질적인 도움이 되리라 생각한다. 임상과 유사한 결과를 제공할수록, 시뮬레이터가 심혈관계 임상연구에 기여하는 범위도 커지리라 기대한다.

References

- [1] Millasseau SC, Kelly RP, Ritter JM, Chowienczyk P.J. Determination of age-related increases in large artery stiffness by digital pulse contour analysis. *Clinical Science (London)*. 2002;103:371-7.
- [2] McEniery CM, Yasmin, Hall IR, Qasem A, Wilkinson IB, Cockcroft JR. Normal Vascular Aging: Differential Effects on Wave Reflection and Aortic Pulse Wave Velocity. *JACC*. 2005;46(9):1753-60.
- [3] Murgu JP, Westerhof N, Giolma JP, Altobelli SA. Aortic input impedance in normal man: relationship to pressure wave forms. *Circulation*. 1980;62:105-16.
- [4] Latham RD, Westerhof N, Sipkema P, Rubal BJ, Reuderink P, Murgu JP. Regional wave travel and reflections along the human aorta: a study with six simultaneous micromanometric pressures. *Circulation*. 1985;72:1257-69.
- [5] O'Rourke MF, Pressure and flow waves in systemic arteries and the anatomical design of the arterial system. *Journal of Applied Physiology*. 1967;23:139-49.
- [6] GRASHEY H. Die Wellenbewegung elastischer Röhren und der Arterienpuls des Menschen. Leipzig, Germany: Vogel Verlag. 1881.
- [7] Saito M, Matsukawa M, Asada T, Watanabe Y. Noninvasive assessment of arterial stiffness by pulse wave analysis. *IEEE*. 2012;59(11):2411-9.
- [8] Westerhof BE, Wijngaard JP, Murgu JP, Westerhof N. Location of a Reflection Site Is Elusive Consequences for the Calculation of Aortic Pulse Wave Velocity. *Hypertension*. 2008; 52:478-83.

- [9] O'Rourke MF, Avolio AP. Pulsatile flow and pressure in human systemic arteries. Studies in man and in a multi branched model of the human systemic arterial tree. *Circ Res.* 1980;46:363–72.
- [10] Stergiopoulos N, Young DF, Rogge TR. Computer simulation of arterial flow with applications to arterial and aortic stenoses. *J Biomech.* 1992;25:1477-88.
- [11] Westerhof BE, Westerhof N. Uniform tube models with single reflection site do not explain aortic wave travel and pressure wave shape. *Physics and Engineering in Medicine.* 2018;102609.
- [12] Baruch MC, Kalantari K, Gerdt DW, Adkins CM. Validation of the pulse decomposition analysis algorithm using central arterial blood pressure. *BioMedical Engineering Online.* 2014;13:96.
- [13] Couceiro R, Carvalho P, Paiva RP, Henriques J, Quintal I, Antunes M, Muehlsteff J, Eickholt C, Brinkmeyer C, Kelm M, Meyer C. Assessment of cardiovascular function from multi-Gaussian fitting of a finger photoplethysmogram. *Physiol. Meas.* 2015;36:1801-25.
- [14] Avolio AP. Multi-branched model of the human arterial system. *Med. & Biol. Eng. & Comput.* 1980;18(6):709-18.
- [15] Polanczyk A, Klinger M, Nanobachvili J, Huk I, Neumayer C. Artificial Circulatory Model for Analysis of Human and Artificial Vessels. *Appl. Sci.* 2018;8(7):1017.
- [16] Ferrari G, Nicoletti A, Lazzari CD, Clemente F, Tosti G, Guaragno M, Mimmo R, Ambrosi D, Gorczynaska K. A Physical Model of the Human Systemic Arterial Tree. *The International Journal of Artificial Organs.* 2000;23(9):647-57.
- [17] Westerhof N, Bosman F, De Vries CJ, Noordergraaf A. Analog studies of the human systemic arterial tree. *J Biomech.* 1969;2:121-43.
- [18] McDonald DA. Regional pulse-wave velocity in the arterial tree. *J. Appl. Physiol.* 1968;24(1):73-8.
- [19] Palmiero P, Maiello M. A Quick, Easy, Unexpensive Method to Assess Pulse Wave Velocity by Echocardiography: An Early Marker of Subclinical Atherosclerosis: A Review. *Cardiol Cases Syst Rev.* 2019;1(1):1-4.
- [20] Lazović B, Mazić S, Zikich D, Žikić D. The mathematical model of the radial artery blood pressure waveform through monitoring of the age-related changes. *Wave Motion.* 2015;56:14-21.
- [21] Karamanoglu M, Gallagher DE, Avolio AP, O'Rourke MF. Pressure wave propagation in a multibranched model of the human upper limb. *American Physiological Society.* 1995; 269(4):H1363-H1369.
- [22] Segers P, O'Rourke MF, Parker K, Westerhof N, Hughes A. Towards a consensus on the understanding and analysis of the pulse waveform: Results from the 2016 Workshop on Arterial Hemodynamics: Past, present and future. *PMC.* 2017;18:75-80.
- [23] Campbell KB, Lee LC, Frasch HF, Noordergraaf A. Pulse reflection sites and effective length of the arterial system. *Am J Physiol.* 1989;256:H1684-H1689.
- [24] Saito M, Ikenaga Y, Matsukawa M, Watanabe Y, Asada T, Lagrée PY. One-dimensional model for propagation of a pressure wave in a model of the human arterial network: comparison of theoretical and experimental results. *J Biomech Eng.* 2011;133(12):121005.
- [25] Mitchell GF, Parise H, Benjamin EJ, Larson MG, Keyes MJ, Vita JA, Vasani RS, Levy D. Changes in arterial stiffness and wave reflection with advancing age in healthy men and women: the Framingham Heart Study. *Hypertension.* 2004;43:1239-45.
- [26] Davies JE, Alastruey J, Francis DP, Hadjiloizou N, Whinnett ZI, Manisty CH, Aguado-Sierra J, Willson K, Foale RA, Malik IS, Hughes AD, Parker KH, Mayet J. Attenuation of wave reflection by wave entrapment creates a "horizon effect" in the human aorta. *Hypertension.* 2012;60:778-85.
- [27] Taylor CE, Miller GE. Mock Circulatory Loop Compliance Chamber Employing a Novel Real-Time Control Process. *J Med Device.* 2012;6(4):0450031-0450038.
- [28] Woodruff SJ, Sharp MK, Pantalos GM. Compact compliance chamber design for the study of cardiac performance in microgravity. *ASAIO J.* 1997;43(4):316-20.
- [29] Westerhof N, Stergiopoulos N, Noble MIM. *Snapshots of Hemodynamics* 2nd ed. New York: Springer; 2004. pp. 173-81.