

심혈관계 시뮬레이터를 이용한 맥파 반사지점 추정방법들의 비교

이주연¹⁾, 신상훈^{2)*}

1) 상지대학교 일반대학원 동서의료공학과 / 2) 상지대학교 보건과학대학 한방의료공학과

Abstract

Evaluation of methods for estimating the pulse reflection site with cardiovascular simulator

Ju-Yeon Lee¹⁾, Sang-Hoon Shin^{2)*}

1) Dept. of East-West Medical Engineering, Graduate school, Sangji University

2) Depart. of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University

Objective

Wave reflection is an important factor that determines the shape of the pulse wave. The purpose of this study is to compare the conventional method used for estimating the reflection site of pulse with a cardiovascular simulator.

Methods:

In this study, cardiovascular simulator with one elastic tube was used. The pressure and flow was measured simultaneously at three different points. The measured data were used to the conventional methods to estimate the pulse wave reflection site. The results were compared with the known length which were the distances from the measured points to the end of tube.

Results & Conclusions:

There is a significant error with the time domain method. While, the reflection site with the frequency domain method was similar to the actual reflection site.

Key Words

Pulse wave, Pulse reflection site, Cardiovascular simulator

* 교신저자 : 신상훈 / 소속 : 상지대학교 보건과학대학 한방의료공학과

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

투고일 : 2015년 4월 28일 / 수정일 : 2015년 5월 23일 / 게재확정일 : 2015년 5월 27일

I. 서론

맥진은 오랜 세월동안 임상적 경험이 축적되어 체계화된 한의학의 귀중한 유산이다. 급변하는 의료 환경 속에서 한의학이 경쟁력을 가지며 발전하기 위해서는 맥진의 객관화가 중요하다. 의사의 주관적 감각을 객관화하는 맥진기 개발은 많은 성과가 있었으나, 맥상기전을 현대화된 언어로 설명하는 연구는 많이 부족한 실정이다. 임상을 통한 맥상기전 연구가 가장 이상적이지만, 임상연구는 특정인자만을 분리하여 연구하는 것이 어렵고 오랜 시간과 많은 비용이 든다. 시뮬레이터를 이용한 연구방법은 원하는 인자만을 분리하여 연구하는 것이 가능하고, 상대적으로 적은 시간과 비용이 든다¹⁾.

시뮬레이터란 실제와 동일한 현상을 재현하도록 만들어진 장치를 뜻한다. 맥파는 심장에서 생성되는 진행파와 혈관의 분지나 말단에서 부딪혀 되돌아오는 반사파의 중첩현상에 의하여 발생한다²⁾. 인체의 동맥계는 수많은 분지로 구성되어 있으므로, 이상적인 시뮬레이터를 구성하기 위해서는 모든 동맥의 분지를 고려해야만 한다. 그러나 모든 분지를 제작할 수 없을 뿐만 아니라, 맥파에 미치는 영향이 동일하지도 않다. 그러므로 제작자는 우선순위를 정하여 분지의 고려여부를 결정해야 한다. 맥파 반사지점은 반사파의 중요한 특성이며, 맥파의 형상을 결정짓는 중요한 요소이다.

현재까지 개발된 맥파 반사지점 추정방법은 주파수영역 분석법과 시간영역 분석법의 두 가지가 존재한다. 주파수영역 분석법은 혈관계를 하나의 튜브로 가정하고 측정지점의 임피던스를 측정하여 혈압이 최소가 되고 혈류가 최대가 되는 즉 임피던스 값이 최소가 되는 주파수와 맥파 전달속도를 이용하여 반사지점을 계산하였다³⁾. 시간영역 분석법은 압력 파형에서 반사파가 중첩되기 직전까지의 시간과 맥파 전달속도를 이용하여 유효길이를 계산하였다^{4,5)}.

주파수 영역법은 많은 분지로 이루어진 동맥계를 하나의 혈관으로 단순화하여 유도한 개념적 방법이다. 반면, 시간영역법은 측정된 파형의 물리적 의미를 통해 접근하는 매우 현실적인 방법이다. 기존의 방법들⁶⁻⁸⁾은 두 방법을 인체의 동맥계 또는 시뮬레이터에 적용하여 그 타당성을 검토하였다.

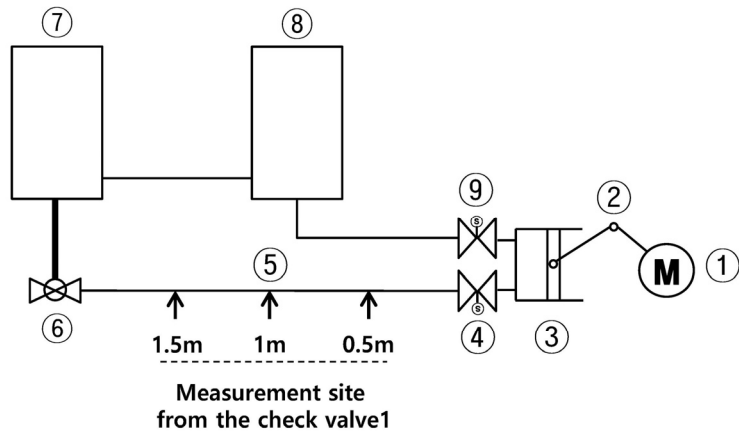
맥파는 심장에서 발생하는 진행파와 동맥계의 여러 지점에서 되돌아오는 반사파의 중첩에 의하여 형성된다. 그러므로 맥파의 반사지점을 추정하는 것은, 임상적으로나 시뮬레이터를 개발하는 측면에서나 매우 중요한 의미를 가진다. 반사지점을 추정하는 많은 연구들이 있었으나 각 방법의 장점만을 설명할 뿐, 현실적인 적용가능성에 대한 비교연구는 없었다. 그러므로 본 연구에서는 동맥계를 하나의 탄성튜브로 구현한 심혈관계 시뮬레이터를 이용하여 지금까지 개발된 방법을 비교하여, 맥파 반사지점 추정에 필요한 방법을 선택하는데 도움이 되는 지침을 마련하고자 한다.

II. 연구방법

1. 심혈관계 시뮬레이터

본 연구에 사용된 심혈관계 시뮬레이터는 심장부, 혈관부, 혈액부로 구성되어 있으며 그림.1과 같다.⁹⁾ 이완기때 수조2(⑧)로부터 체크밸브(⑨)를 통해 실린더(③)로 유입된 유사혈액은 슬라이더-크랭크(②)에 의해 모터(①: A200K-M599-G7.2 Autonics Co, Ltd.)의 회전운동이 직선운동으로 변화되어 피스톤에 의해 수축기 때 체크밸브(④)를 통해 맥동유체가 되어 혈관부(⑤)에 전달된다. 혈류저항은 유량 조절밸브(⑥)에 의해 조절되며, 혈관부를 통과한 유체는 수조1(⑦)에 모였다가 다시 수조2(⑧)로 공급된다. 혈관부는 길이 2m, 직경 20mm, 두께 1mm

Figure 1. Cardiovascular Simulator : ① motor, ② slider-crank mechanism, ③ cylinder-piston, ④check valve-1, ⑤ elastic tube, ⑥ resistance valve, ⑦ reservoir-1, ⑧ reservoir-2, ⑨ check valve-2



의 실리콘 튜브로 구성하였다. 튜브의 끝부분에는 말초저항의 역할을 하는 유량조절 밸브가 달려있다. 모의혈액은 글리세린 37%와 물 63%의 혼합물¹⁰⁾을 사용하였다. 본 연구에서는 많은 분지로 이루어진 동맥계를 하나의 혈관으로 단순화하였으므로 인체에 비하여 혈액의 저장 공간이 작다. 그러므로 생리적 범위와 유사한 혈압패턴을 얻기 위하여 1회 박출량을 38cc로 축소하였다. 심박수는 분당 60회, 수축기와 이완기의 시간비율은 1:2 로 하였다.

본 연구에서는 맥파의 반사지점을 추정하기 위해 위치가 다른 세 지점에서 튜브내부의 압력과 유량을 측정하였다. 압력(침습적 혈압센서: 1620 Pressure Sensor, MSI Sensors, Inc.)과 유량(초음파 유량계 Bidop ES-100V3, Hadeco, Inc.)은 모두 임상에서 사용되는 장비를 사용하였다. 측정위치는 혈관에서 맥파의 출발지점인 체크밸브로부터 각 0.5m, 1m, 1.5m 거리에 있는 지점들이다. 본 연구에서는 맥파 반사지점이 한 곳만 존재하는데, 유체조절밸브가 있는 지점이다. 측정위치로부터 유체조절 밸브까지의 거리는 주어진 값이므로, 맥파 반사지점을 추정하는 기존의 방법들을 평가할 수 있는 기준이 된다.

2. 반사파 지점 측정 이론 및 적용

기존연구의 분석을 종합하면, 맥파 반사지점 추정기술은 두 가지로 요약될 수 있다. 첫 번째 방법은 혈관임피던스를 이용하여 주파수 영역에서 계산하는 방식이며, 두 번째 방법은 반사파가 되돌아오는 시간을 이용하여 시간영역에서 구하는 방법이다. 두 방식 모두 임상연구에서 많이 쓰이는 방법이다.

(1) 주파수 영역법

주파수 영역에서 맥파의 반사지점을 추정하는 방법은 튜브길이의 4배가 되는 파장을 가진 정현파가 가지는 파동의 중첩특성을 이용한다. 1/4 파장의 중첩특성은 다음과 같다.

우선 동맥계를 단일 튜브와, 단일 저항으로 구성된 시스템이라고 가정한다. 그리고 튜브에서 측정된 압력과 유량파형을 각각 주파수 분석한다. 그 결과 파형이 여러 주파수의 성분들로 나뉘지게 되는데, 이 중 튜브길이의 4배가 되는 파장을 가진 주파수는 독특한 특성을 가지고 있다. 압력파형부터 살펴보면, 압력파형은 튜브의 시작점에서부터 시작하여

1/4 주기가 되면 튜브의 끝지점에 도달하여 반사가 시작된다. 1/4 주기가 되면 튜브의 시작지점에서 진행파는 음의 값(위상 180도)을 가지기 시작한다. 반면 1/2 주기에 반사파는 튜브의 시작지점에서 처음 측정되기 시작한다. 압력의 특성상 반사파는 진행파와의 위상이 같으므로¹¹⁾ 측정된 반사파는 압력파형의 주기 1/2 이전의 값인 양의 값(위상 0도)을 가진다. 따라서 1/2 주기에 반사파와 진행파는 튜브의 시작지점에서 위상이 반대가 되므로 파동의 중첩의 특성상 소멸된다.

반면 유량의 경우 물리적 특성상 진행파와 반사파가 180도의 위상차를 가지고 있기 때문에¹¹⁾ 주기의 1/2 주기지점 결국 360도의 위상차를 가지게 되고, 초기 입력파형의 두 배인 진폭을 가진 파형이 된다. 결과적으로 튜브길이의 4배의 파장을 가진 파동에서 압력은 최소가 되고 유량은 최대가 된다.

1/4 파장의 중첩특성 혈류현상에 적용하기 위한 과정은 다음과 같다. 혈관계의 입력임피던스는 혈압파형과 혈류파형의 진폭 비율을 주파수별로 나타낸다.

$$Z = P/Q \quad (1)$$

여기서 Z 는 입력 임피던스, P 는 주파수 분석된 혈압, Q 는 주파수 분석된 혈류이다. 식 (1)에 1/4 파장의 중첩특성을 적용하면 혈압이 최소이고, 혈류가 최대일 때 입력 임피던스는 최소가 된다. 즉 입력 임피던스에서 최소값을 나타내는 주파수는 측정지점에서부터 맥파가 반사된 지점의 거리인 유효길이의 4배가 되는 파장을 가지고 있다. 한편 맥파 전달 속도는 물리량의 측면에서 식 (2)와 같이 정의된다.

$$c = \lambda \cdot f \quad (2)$$

여기서, c 는 맥파 전달속도이고, λ 는 파장, f 는 주파수이다. 튜브의 길이는 파장의 1/4 이므로,

$$L_f = \lambda/4 \quad (3)$$

가 된다. 여기서 L_f 는 반사길이로서, 시뮬레이터에서는 측정지점으로부터 반사지점까지의 거리가 된다. 식(3)에 식(2)를 대입하고, f 를 입력 임피던스에서 최소값을 나타내는 주파수인 f_{min} 으로 바꾸면 다음과 같다.

$$L_f = \frac{c}{4f_{min}} \quad (4)$$

식 (4)는 최소값 주파수(f_{min})를 이용하여 유효길이를 구하는 식이다.

식 (4)를 이용하여 반사지점을 구하기 위해서는 맥파 전달속도와 f_{min} 을 구해야 한다. 본 논문에서는 맥파 전달속도를 구하기 위해 foot-to-foot 방법을 사용하였다. Foot-to-foot 방법은 거리를 이는 임의의 두 지점에서 동시에 측정된 혈압파형을 이용하여 맥파 전달속도를 구하는 방법이다. 또한 f_{min} 을 구하기 위해 각각의 측정위치에서 측정된 혈압과 혈류파형을 주파수 분석기법을 통하여 입력임피던스를 계산한 후 f_{min} 값을 얻었다. 여기서 두 개 이상의 f_{min} 이 나올 경우 혈류역학에서는 그 중 첫 번째인 가장 낮은 주파수의 f_{min} 을 의미있는 반사지점으로 여긴다. 높은 주파수 영역은 반사파의 영향이 없는 영역이기 때문이다.¹²⁾

(2) 시간영역법

반사지점을 추정하기 위한 두 번째 방법은 맥파의 중첩시간을 이용하는 방법이다. 맥파 중첩시간이란 혈압파형과 혈류파형에서 수축파의 시작시점부터 반사파가 나타나기 시작하는 시점까지의 시간이다. 맥파는 측정지점에서 부터 반사지점까지 진행한 후 반사지점에서 반사되어 다시 측정지점으로 돌아온다. 즉 맥파 중첩시간은 수축파가 측정지점에서

반사지점까지의 길이의 두 배가 되는 거리를 지나간 시간이다. 여기에 속도=거리/시간 라는 간단한 식을 대입하면 반사거리를 계산할 수 있다. 식(5)는 맥파 중첩시간을 이용하여 반사길이를 구하는 식이다.

$$L_P = c \frac{\Delta t}{2} \quad (5)$$

여기서 L_P 은 반사길이고, Δt 는 맥파 중첩시간이다.

맥파 중첩시간을 구하기 위해서는 반사파는 진행파와 겹치게 되면 혈압은 상승하고, 반대로 혈류는 감소하는 경향을 나타낸다. 이 경향이 나타나기 시작하는 지점이 바로 측정지점에서 반사지점까지의 길이의 두 배를 지나간 시간이며, 맥파 중첩시간이 된다.

3. 입력파형의 분리

반사파와 진행파를 분리하면 대략적인 반사의 과정을 가시적으로 확인할 수 있으며 실제 반사가 잘 이루어졌는지 등을 검토할 수 있다. 파형분리 방법은 진행파와 반사파를 분리해 준다. 체크밸브로부터 1.5m 의 지점에서의 혈압과 혈류 파형을 분석하였으며, 분석에 사용된 식은 다음과 같다.¹³⁾

$$P^F = Z_c \cdot Q^F = (P^M + Z_c \cdot Q^M)/2 \quad (6)$$

$$P^B = -Z_c \cdot Q^B = (P^M - Z_c \cdot Q^M)/2 \quad (7)$$

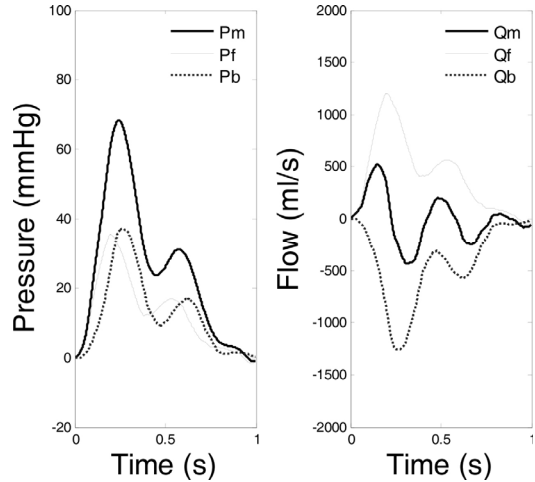
여기서 첨자 F 는 진행파를, R 은 반사파를, 그리고 M 은 측정 데이터를 나타낸다. 여기서 Z_c 는 특성 임피던스로서, 반사파가 포함되지 않은 임피던스이다. 특성 임피던스는 입력 임피던스에서 반사파가 포함되지 않은 고주파수의 성분들의 평균이다.¹²⁾

III. 결과

1. 진행파와 반사파의 분리

그림 2는 체크밸브로부터 1.5m 떨어진 지점에서 측정된 압력과 유량을 통해 진행파와 반사파를 분리한 결과이다. 굵은 선은 측정된 데이터이며 실선은 진행파, 점선은 반사파이다. 해석의 편의성을 위해 압력파형과 유량파형의 수축기 시작점을 0으로 맞추었다.

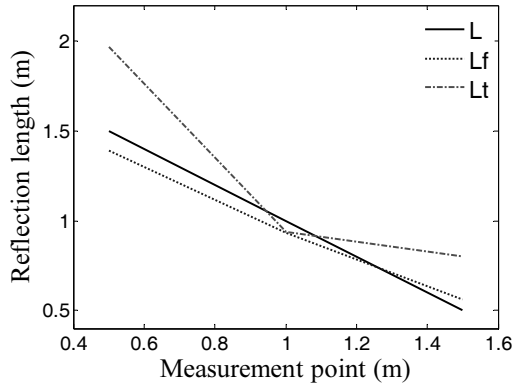
Figure 2. The pulse wave separation at 1.5m from check valve.



2. 반사지점 추정 결과

그림 3은 두 가지 방법으로 반사지점을 계산한 결과이다. 그림에서 반사길이(reflection length)는 측정지점부터 반사지점까지의 거리를 뜻한다. 본 연구에 사용된 시뮬레이터에서 반사지점은 혈관부를 하나의 튜브로 단순화 하였으므로 튜브의 분지에 의한 반사지점은 존재하지 않으며, 말단부인 유량조절 밸브위치에 하나 존재한다. L 은 측정지점부터 유량조절 밸브까지의 거리이며, 시간영역법으로 구

Figure 3. The estimated reflection length : L is the actual length, L_t is the one with the time domain method, L_f is the one with the frequency domain method.



한 반사길이를 L_t 로, 주파수영역법으로 구한 반사길이를 L_f 로 정의하였다.

IV. 고찰 및 결론

본 논문의 목적은 심혈관계 시뮬레이터를 이용하여 맥파의 반사지점을 추정하는 기존의 방법을 비교하는 것이다. 맥파의 반사지점을 추정하기에 앞서 시뮬레이터에서 맥파 전달현상이 잘 구현되고 있는지를 확인하였다. 그림 2는 맥파 발생지점으로부터 1.5m 떨어진 지점에서의 파형분리 결과이다. 압력파형에서 진행파와 반사파는 동일한 형태를 가지며 동일한 위상이었다. 유량파형에서는 진행파와 반사파의 형상은 동일하나 180도의 위상차를 보였다.¹¹⁾ 생성된 압력파형은 요골동맥에서 측정된 맥파의 형태와 유사하며, 요골맥파의 경우 진행파와 반사파의 중첩시간이 짧아 반사파의 생성이 수축기 초기에 일어나는데¹⁴⁾, 그림 2에서도 측정지점이 반사지점인 말단과 가깝기 때문에 진행파와 반사파의 시간차가 매우 짧았다. 그러므로 본 실험에 사용된 시뮬레이터는 인체의 맥파 전달현상을 잘 구현하고 있다.

그림 1의 세 지점에서 측정된 압력파형과 유량파형을 맥파 반사지점을 추정하는 기존의 방법에 적용하여, 그림 3의 결과를 얻었다. 분석결과 주파수영역 방법(L_f)의 평균오차는 8.67%이며, 시간영역 방법(L_t)의 오차는 32.28%이다. 주파수영역법은 약간의 오차는 있었지만 실제 반사지점과 상당히 유사하였으나, 시간영역법은 상당한 오차를 가지고 있었다. 시간영역의 방법은 측정된 압력파형에서 진행파와 반사파의 중첩시점과 맥파전달속도를 이용하여 반사지점을 계산한다. 그러므로 반사지점을 계산하는 절차가 명확하고 이론적으로도 명쾌하다. 반면에 주파수영역 방법은 시간영역에서 측정된 압력파형과 유량파형을 주파수 영역으로 변환하여 임피던스를 계산하고 최소 임피던스를 찾는 과정이 복잡하며, 반사지점의 계산에 사용된 식(4)의 물리적 의미를 정확히 이해하기도 힘들다. 그러므로 계산과정의 단순함과 배경 이론의 명쾌함은 시간영역의 방법이 주파수영역 방법보다는 우수하다. 그러나 임상이나 시뮬레이터에서 측정된 압력맥파는 맥파의 시작시점도 명확하지 않은 경우가 많으며, 더구나 진행파와 반사파가 중첩되어 생기는 변곡점을 구분하기도 쉽지 않다. 즉 압력맥파의 상태에 따라 계산의 정밀

도가 매우 달라진다. 그림3에서 중간 측정지점(1m)에서 시간영역 방법의 오차가 큰 원인도 측정된 압력맥파 때문이다. 한편 주파수영역 방법은 계산방법은 복잡하지만 절차가 자동화되어 있어서 사용자의 판단오류가 개입될 확률이 적다. 그러나 주파수 영역의 분해능이 심장의 역수이므로, 예를 들어 분해능이 0.5Hz가 되려면 심박수가 120 BPM이 되어야 하므로, 분해능을 향상시키기가 어렵다.

본 연구에서는 동맥계를 하나의 탄성튜브로 단순화한 심혈관계 시뮬레이터를 이용하여, 맥파형상에 영향을 미치는 맥파 반사지점을 예측하는 기존의 방법들을 비교하였다. 기존의 방법은 크게 주파수영역 방법과 시간영역 방법의 두가지를 비교하였다. 주파수영역 방법은 계산절차가 복잡하나 사용자의 판단 오류가 개입될 가능성이 적어서 안정된 방법이라고 생각된다. 향후 주파수 분해능을 향상시킬 수 있는 방법이 고려된다면 매우 실용적이며 정확한 예측법이 되리라 생각된다. 시간영역 방법은 논리가 명료하고 계산절차가 단순하나 측정된 압력파형의 상태에 따라 정확도가 달라진다. 그러므로 압력파형의 상태가 좋은 조건에서 사용하기 적합하다. 기존의 연구들은 맥파 반사지점을 예측하는 방법개발에 초점이 있었다. 본 연구에서는 시뮬레이터를 이용하여 맥파 반사지점 예측에 사용된 기존의 두 방법을 비교하였다. 맥파 반사지점 예측에 관한 기존의 방법을 단순히 적용하려는 연구자들에게는 임상의 적용조건에 따라 선택할 수 있는 기준을 제시하였으며, 관련 방법을 더욱더 발전시키려는 연구자들에게는 후속연구의 방향을 제시하였다고 생각된다.

参 考 文 献

1. Zannoli R, Corazza I, Branzi A. Mechanical simulator of the cardiovascular system.

Physica Medica. 2009; 25: 94-100.

2. 권선민, 강희정, 임윤경, 이용흠, 김윤경, 이용흠. 5 단계 가압 맥파측정에 의한 연령별 혈관 경화도 분석. Korean Journal of Acupuncture. 2010; 27: 107-120.

3. Mills CJ, Gabe IT, Gault JH, Mason DT, Ross J Jr, Braunwald E, Shillingford JP. Pressure flow relationships and vascular impedance in man. Cardiovasc Res. 1970; 4: 405.

4. Murgo JP, Westerhoff N, Giolma JP, Altobelli SA. Aortic input impedance in normal men: relationship to pressure wave forms. Circulation. 1980; 62: 105-116.

5. Nichols WW, Nicolini FA, Pepine CJ. Determinants of isolated systolic hypertension in the elderly. Journal of Hypertension. 1992; 10: S73-S77.

6. Newman DL, Masters NJ, McNulty JF. Pulse-wave reflection in elastic tubes. Medical and biological engineering. 1975; 13: 720-726.

7. Segers P, Verdonck P. Role of tapering in aortic wave reflection: hydraulic and mathematical model study. Journal of biomechanics. 2000; 33: 299-306.

8. Khir AW, Parker KH. Measurements of wave speed and reflected waves in elastic tubes and bifurcations. Journal of biomechanics. 2002; 35: 775-783.

9. Lee JY, Jang M, Shin SH. Mock circulatory system with a silicon tube for the study of pulse waves in an arterial system. Journal of the Korean Physical Society, 2014; 65(7): 1134-1141.

10. Legendre D, Fonseca J, Andrade A, Biscegli JF, Manrique R, Guerrino D, Lucchi JC.

- Mock circulatory system for the evaluation of left ventricular assist devices, endoluminal prostheses, and vascular diseases. *Artificial organs*. 2008; 32: 461-467.
11. Westerhof N, Stergiopoulos N, Noble MI. *Snapshots of hemodynamics: an aid for clinical research and graduate education*. Springer Science & Business Media, New York, USA, 2010, 109-110.
 12. W. W. Nichols, C. R. Conti, W. E. Walker and W. R. Milnor, "Input impedance of the systemic circulation in man," *Circulation Research*, vol. 40, no. 5, pp. 451-458, 1977.
 13. S. Laxminarayan, "The calculation of forward and backward waves in the arterial system," *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 17, no. 1, pp. 130-130, 1979.
 14. O'Rourke MF, Cartmill TB: Influence of aortic coarctation on pulsatile hemodynamics in the proximal aorta. *Circulation* 44: 281, 1971.