

# 전기회로 모델을 이용한 동맥 협착 후부의 소지맥 현상 해석

김수정\*, 이동혁\*, 김종효\*\*, 박재형\*\*, 민병구\*

\*서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학 전공

\*\*서울대학교 의과대학 방사선과학 교실

## What causes the Pulsus - Tardus and Parvus effect at the Arterial Post-stenosis region?

S. J. Kim\*, D. H. Lee\*, J. H. Kim\*\*, J. H. Park\*\*, B. G. Min\*

\* Department of Biomedical Engineering, College of Engineering, Seoul National University.

\*\*Department of Radiology, College of Medicine, Seoul National University.

### Abstract

Recently, many studies have shown clinically the detection of proximal arterial stenosis through evaluation of a Doppler waveform alternation, the so-called pulsus tardus and parvus, that often occurs distal to the stenosis. However the cause of the tardus-parvus phenomenon remains obscure.

To analyze its cause, we modeled the blood-flow circuit as simple electrical circuit. This shows that pulsus tardus-parvus effect is caused as a result of high-frequency waveform component attenuation from low-pass filtering by capacitance(compliance of the poststenotic vessel wall) and resistance(stenosis).

As a result, the degree of pulsus tardus-parvus increased as the compliance of the poststenotic segment of vessel increased, as well as increasing stenosis.

### 1. 서론

동맥의 협착을 진단하는 방법으로 협착 부위에 대한 Doppler sonography 가 많이 이용되어져 왔다. 그러나, 정확한 협착 부위를 찾아서 진단을 하여야 하는데서 오는 어려움이 한계로 지적되어 왔다<sup>[1]</sup>.

최근에는 협착 후부에서 일어나는 것으로 알려진 도플러 파형(Doppler waveform)의 변화를 통해 그 상단에서의 협착을 예상해내는 방법에 대한 임상적인 연구 결과가 많이 발표되고 있다<sup>[2],[3],[4]</sup>. 임상적으로 소지맥 현상(Pulsus tardus and parvus)이라고 불리는 도플러 파형의 변화는 파형의 정점으로서의 상승이 완만해지고(pulse wave slow to rise : pulsus tardus) 파동이 적어지는(small pulse : parvus) 현상을 일컫는데, 이 현상이 혈관 질환의 진단에 응용됨에도 불구하고 그 원인이 정확하게 밝혀져 있지 않다<sup>[5]</sup>.

혈류 흐름 회로(blood-flow circuits)는 전기 회로(electrical circuits)와 매우 유사한 면을 지니고 있다. 특히 각각의 컴포넌트들이 단순한 R-L-C 회로의 컴포넌트들과 동일한 방정식을 적용받으므로 심혈관계를 전기회로로 모델링함으로써 유용한 정보를

그래픽화 하여 표현할 수 있는 편리한 방법으로 제공될 수 있다. 본 논문에서는 인체와 유사한 혈류 시스템을 구성하여 삼상형 박동류를 모의한 Lee 의 논문<sup>[6]</sup>의 실험 결과를 전기 회로 모델을 통하여 시뮬레이션하고 나아가 이 모델에 근거하여 소지맥의 원인을 해석하고자 한다.

### 2. 전기회로 모델을 이용한 삼상형 박동류 (Tri-Phasic Pulsatile Flow)시뮬레이션

심장과 유사한 압축 메커니즘을 가지고 있는 좌심실 보조기(LVAD: Left Ventricular Assist Device)와 혈관을 모의한 시스템으로 구성된 모의 생체 혈관계를 이용하여 혈관계에서 일반적으로 형성되는 3상형 박동류를 만들어 낼 수 있다는 것을 Lee 의 논문<sup>[6]</sup>에서 밝힌 바 있다. 본 논문에서는 소지맥의 원인 분석에 앞서 먼저 모의 생체 혈관계를 전기 회로로 모델링하여 삼상형 박동류를 얻는 시뮬레이션을 한 후 그 결과를 이전 논문의 실험 결과와 비교 분석 하고자 한다.

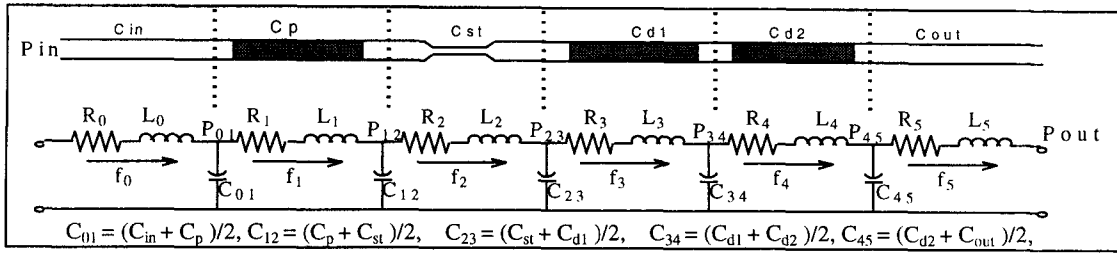
모델링에 사용한 모의 생체 혈관계는 Lee 의 논문의 모식도와 동일하다. 이것을 다음 그림과 같은 전기회로[그림 3]로 등가 상관시켰다.

$C_i$ ,  $R_i$ ,  $L_i$ 는 각각 전기 용량(capacitance), 저항(resistance) 그리고 임피던스(inductance)를 나타내는데 이것은 혈관의 탄성, 저항, 이너턴스를 등가 시킨 상수이다.  $P_i$ 는 압력을 그리고  $f_i$ 는 flow rate 을 나타낸다. 위 회로의 각 변수들간의 관계식은 다음과 같다.

$$C_{i,i+1} \frac{dP_{i,i+1}}{dt} = f_i - f_{i+1} \dots \dots \dots (1)$$

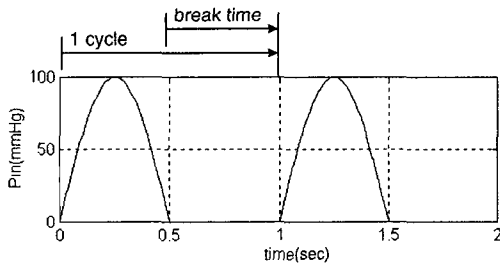
$$L_i \frac{df_i}{dt} = P_{i-1,i} - P_{i,i+1} - R_i f_i \dots \dots \dots (2)$$

이 미분방정식들을 4 차의 Runge-Kutta Method 를 사용하여 1msec 시간 간격으로 적분하였다.



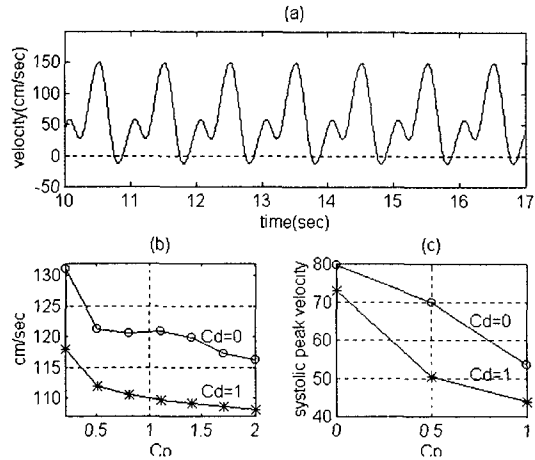
[그림 1] 모의 생체 혈관계의 등가 회로

심박동수를 60hz로 유지할 수 있도록 입력파는 1sec의 주기를 가지며 지연 시간에 따라 다음과 같은 파형을 가진다(그림 2).



[그림 2] 입력 파형의 모양

[그림 1]에서 혈류 흐름  $f_1$  이 [그림 2]과 같은 삼상형 파형을 얻기 위해서는  $C_p$ 를 작게 하고  $C_d$ 를 크게하여야 한다는 점을 Lee의 논문에서 실험적으로 밝힌 바 있다. 유사한 조건에 대한 시뮬레이션 결과는 [그림 4]의 (a)와 같다. (b)는 혈관 탄성의 증가가 최고 속도를 감소시키는 현상을 보여준다. 이때 사용된 탄성 값은  $C_d$ 를 기준으로 normalize 하였다.

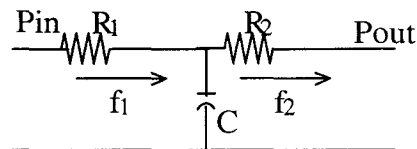


[그림 4]

- (a)  $C_p=0.21, C_d=1, \text{breaktime}=0.5\text{sec}, \text{stenosis}=43\%$
- (b)  $C_p$  변화에 따른 최고 속도의 변화 (simulation)
- (c) Doppler waveform

### 3. Low-pass filter의 특성을 이용한 소지맥 현상의 해석

협착 후부에 나타나는 혈류 파형을 분석하기 위하여 협착 주위의 혈관을 단순화 하여 다음과 같은 RC 회로로 모사할 경우,

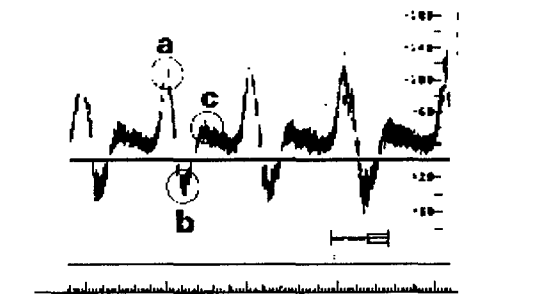


[그림 6]. 협착 주위 혈관에 대한 등가 회로

이 회로는 다음과 같은 미분 방정식으로 표현된다. 이때, 조건을 단순화 하기 위하여 출력 방향의 혈압( $P_{out}$ )은 상수로 근사하였다.

$$P_{in} - R_2 f_2 = R_1 \left( CR_2 \frac{df_2}{dt} + f_2 \right) \dots \dots \dots (3)$$

$P_{in}$ 을 입력 값  $x(t)$ 로, 협착 후부의 flow rate을 출력 값  $y(t)$ 로 볼 때 위의 미분 방정식에 대한 frequency



[그림 3]Tri-Phasic Pulsatile Flow(Doppler wave form)

transfer function 은

$$\frac{Y(j\omega)}{X(j\omega)} = \frac{1}{\{R_1 R_2 C(j\omega) + (R_1 + R_2)\}} \dots\dots(4)$$

로 표현되고,

$$\left| \frac{Y(j\omega)}{X(j\omega)} \right| = \frac{1}{\sqrt{(R_1 + R_2)^2 + (R_1 R_2 C)^2 \omega^2}}$$

$$= \frac{K}{\sqrt{1 + \left(\frac{R_1 R_2 C}{R_1 + R_2}\right)^2 \omega^2}} \dots\dots(5)$$

$$\phi = \arctan\left(-\frac{R_1 R_2 \omega C}{R_1 + R_2}\right), K = \frac{1}{R_1 + R_2}$$

이것은 time constant  $t = R_1 * R_2 * C / (R_1 + R_2)$  인 low pass filter 와 유사한 형태를 보인다. 따라서  $R_2$  와  $C$  가 증가함에 따라서 low pass filtering 의 경향이 강해 지므로 협착 후부에서는 협착 전단에서의 삼상 파형의 고주파 성분(high frequency component)은 감쇠( attenuation)되고 소지맥 현상을 보이게 된다고 해석할 수 있다. 따라서 임상에서 관측된 협착 후부의 소지맥 파형을 단순히 협착의 정도를 나타내는 지표로 파악할 경우 진단 결과에 오류가 있을 수 있다. 즉 협착 후부 혈관의 탄성에 따라서 협착을 과하게 또는 과소로 평가 내릴 수가 있다. 혈관 탄성이 증가 할수록 소지맥 현상을 나타내기 위한 협착의 정도는 감소하며, 같은 정도의 소지맥 현상을 일으키기 위해서 저항(협착 정도)이 증가 할수록 더 작은 정도의 혈관 탄성이 필요하게 된다.

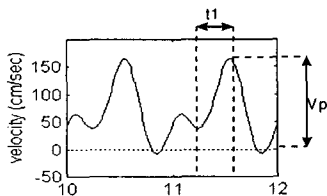
4. 결과 및 고찰

Simulation of pulsus-tardus and parvus

(1). Normal case

동맥의 협착이 없거나 미비하며 협착 후부의 탄성이 적절한 수준을 유지하는 경우 협착 후부로 예상되는 부분에서 [그림 7]과 같이 협착 전단과 크게 변화가 없는 삼상 박동류를 얻을 수 있다. 이 파형을 기준으로 수축 초기 가속도를 [그림 7]과 같이 정의 한다.

소지맥은 초기 가속도의 감소, 추축기 최고 속도의 감소, 삼상 파형에서 이상 파형으로의 전이를 기준으로 판단 하도록 한다.

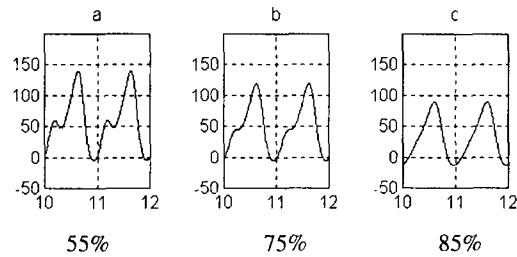


수축기 평균 가속도 (average acceleration)  
 $= V_p / t_1$  (cm/sec<sup>2</sup>)

[그림 7] 정상 상태에서 관찰 되는 삼상파형

(2). Normal compliance & increasing stenosis

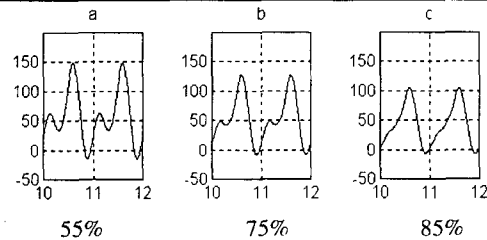
협착정도(%)	C <sub>d1</sub>	time con.	V <sub>p</sub>	Ave.Acc
55.0	1.0	134.7	110.1	206.9
60.0	1.0	156.7	108.0	197.4
65.0	1.0	183.1	105.7	186.4
70.0	1.0	214.4	102.7	183.7
75.0	1.0	250.7	98.8	166.4
80.0	1.0	291.0	93.2	143.7
85.0	1.0	332.6	84.6	120.9
90.0	1.0	370.4	69.9	84.4
95.0	1.0	397.5	42.4	78.9



[그림 8] stenosis 단계에 따른 혈류 파형의 변화  
 75% & 85% stenosis 에서 소지맥이 관찰된다.

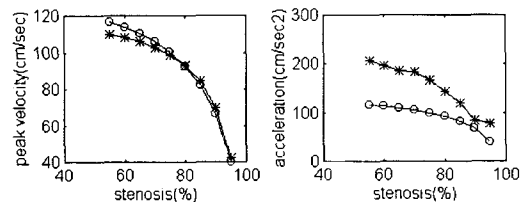
(3). Small compliance & increasing stenosis

협착정도(%)	C <sub>d1</sub>	V <sub>p</sub>	Ave.Acc
55.0000	0	116.7778	287.0815
60.0000	0	113.7103	269.4712
65.0000	0	110.1649	247.3565
70.0000	0	105.7182	225.9259
75.0000	0	100.0627	193.6548
80.0000	0	92.6563	160.2106
85.0000	0	82.4754	119.9510
90.0000	0	66.7446	75.0593



[그림 9] 혈관 탄성의 부족으로 협착이 존재함에도 불구하고 소지맥 현상이 정상상태에 비해 더욱 지연되어서 나타난다.

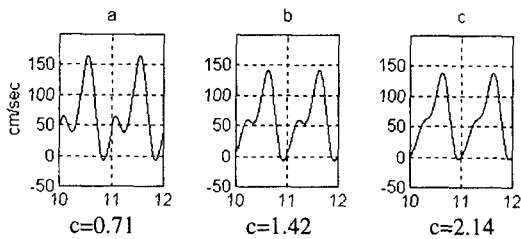
False-negative detection



-\*: 작은 혈관 탄성에서의 특성 값 들의 변화.  
 -o: 정상적인 혈관 탄성에서의 특성 값 들의 변화.

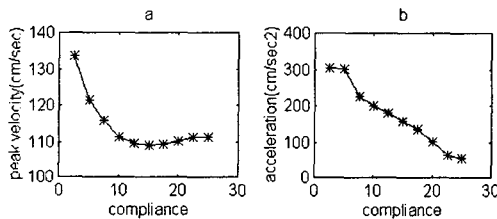
**(4). no stenosis(normal state)& increasing comp.**

협착정도(%)	C <sub>d1</sub>	V <sub>p</sub>	Ave.Acc
0	0.36	133.6260	305.5118
0	0.71	121.4878	301.6742
0	1.07	115.8732	226.3625
0	1.42	111.2799	198.6051
0	1.79	109.6730	181.3525
0	2.14	109.0767	157.2179



[그림 10] 협착이 존재하지 않는 상태에서 협착 후부의 탄성이 클 경우 소지맥 현상이 관측된다. 또한, 협착 정도가 심할수록 더 적은 혈관 탄성에 대해서도 소지맥 일어난다. 이것은 Low pass filtering의 성격이 저항과 탄성의 함수로 더 심화되는 것으로 나타난 계산 결과를 보여 준다.

**False-Positive Detection**



**5. 토의**

인접 부위의 협착으로 인해 소지맥(pulsus tardus parvus)이라는 도플러 파형의 변화가 초래됨을 보이는 연구 논문들이 최근 많이 발표되고 있음에도 불구하고 소지맥의 근본적인 원인에 대한 분석은 아직 미비한 상태이다.

소지맥 현상은 그 파형의 변화 양상으로 볼 때 저항과 커패시턴스(RC)로 이루어진 저역 통과 필터(low-pass filter)가 AC 파형에 대해 고주파 성분을 선택적으로 감쇠시키는 현상과 유사하다. 유체의 흐름과 전기 회로는 종종 유사하게 다루어진다. 본 논문에서는 커패시턴스를 협착 후부 혈관벽의 탄성으로, 저항을 협착의 정도로 대응시킨 전기 회로로 모델링 함으로써 이 두가지 요소가 모두 소지맥 현상에 관계함을 보였다. 즉 저항(협착의 정도)이 커질수록 같은 정도의 소지맥 현상을 일으키는 탄성의 크기는 감소하게 되고 혈관벽의 탄성이 커질수록 작은 정도의 협착에 대해서

도 소지맥현상을 보이게 된다. 그러므로, 임상적으로 도플러 파형의 변화(소지맥 현상)를 협착을 예측해내는 진단의 목적으로 이용할 때 환자의 혈관 상태(탄성의 정도)를 무시할 경우 과도하거나(false-positive(FP) detection) 부족한 (false-negative(FN) detection)결론을 내릴 수가 있다.

대표적인 예로, 혈관 벽의 calcification이 심할 경우 정상 혈관에 비하여 부족한 탄성으로 인해 협착의 정도에 비해 소지맥 현상이 완화되어 나타나거나 심지어 정상상태로 판단을 내릴 수가 있다. 혈관의 탄성은 이처럼 atherosclerotic disease 등에 의한 calcification 이외에도 연령의 증가에 의해서도 감소하게 된다. 이와 반대로 협착 후부의 팽창에 의한 탄성의 증가로 소지맥을 통해 협착을 과도하게 평가 내릴 수도 있다.

본 논문을 통하여, 협착 후부의 혈관의 탄성은 협착의 정도와 함께 소지맥 현상의 원인으로 파악되어야 한다는 것을 전기 회로 모델링을 이용한 시뮬레이션으로 제안하였다.

**6. 참고문헌**

- [1]. Kohler TR, Zierler RE, Martin RL, et al. Noninvasive diagnosis of renal artery stenosis by ultrasonic duplex scanning. J Vasc Surg 1986; 4; 450-456
- [2]. Stavros at, Parker SH, Yakes WF, et al. Segmental stenosis of the renal artery:Pattern recognition of tardus and parvus abnormalities with duplex sonography. Radiology 1992; 184; 487-492
- [3]. Desberg AL, Paushuter DM, Lammert GK, et al. Renal artery stenosis; evaluation with color Doppler flow imaging Radiology 1990; 174:749-753
- [4] Winderk P, Labs KH, Jaeger KA. How useful are acceleration- and deceleration- based Doppler indices : a trial on patients with percutaneous transluminal angioplasty. Ultrasound Med Biol 1992; 18: 525-534
- [5] Ronald O. Bude, Jonathan M. Rubin, et al Pulsus Tardus : Its cause and Potential limitations in Detection of Arterrial stenosis. Radiology 1994;190:779-784
- [6] D.H.Lee, H.W.Chung, J.H.Kim, B.G.Min et al. Emulation of Tri-Phasic Pulsatile Flow Using LVAD 대한 의용 생체공학회 1996년 춘계학술대회
- [7] Vinent C.Rideout, Mathematical and computer modeling of physiological system. Prentice Hall Biophysics and Bioengineering Series, Prentice Hall, 1991; 68-130