

좌심실 보조기를 이용한 3상형 박동류 모의

이동혁*·김중효**·정혜원**·김수정*·박재형**·민병구***

*서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학 전공, **서울대학교 의과대학 방사선과학교실

***서울대학교 의과대학 의공학교실

(1996년 9월 3일 접수, 1998년 6월 1일 채택)

Emulation of Tri-Phasic Pulsatile Flow Using LVAD

D.H. Lee*, J.H. Kim**, H.W. Chung**, S.J. Kim*, J.H. Park**, B.G. Min*¹

*Interdisciplinary Program in Medical and Biological Engineering Major, Seoul National University

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

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

(Received September 3, 1996, Accepted June 1, 1998)

요약 : 3상형 박동류는 인체 순환계 혈류의 일반적인 형태이다. 심혈관계의 여러가지 상황을 모의하려면 이러한 3상형 박동류를 만들어 내는 것이 필수적이다. 본 연구에서는 3상형 박동류를 모의하기 위해서 전기유압식 좌심실보조기를 유리 팬텀과 고무 튜브와 같이 사용하였으며 혈류 모의 시스템의 제어변수를 선정하고 각 변수들의 변화에 대한 영향을 도플러 초음파를 이용하여 관찰하였다. 본 실험의 결과 협착 후위부 탄성과 지연시간이 3상형 혈류를 생성하는 중요한 요인이었다. 본 실험의 결과들은 다양한 혈류 유동을 모의할 수 있게 해 줌으로써 심혈관계의 여러현상을 설명하는 유용한 도구가 될 수 있을 것으로 기대된다.

Abstract : Tri-phasic pulsatile flow is the general flow pattern of human circulatory system. In emulating the various situation of cardiovascular system, it is essential to make tri-phasic source flow. To emulate tri-phasic pulsatile flow, we used electro-hydraulic style LVAD (Left Ventricular Assist Device) with glass phantom and rubber tube. We have selected control parameters and examined the changing effect of each parameter by using Doppler ultrasound. In this experiment, it was shown that the distal compliance and the break time were the major factors to form tri-phasic flow. The results make it possible to emulate and explain the various situation of human vascular system. In this point, this results will be an useful method in the clinic applications.

Key words : Tri-phasic pulsatile flow, LVAD, Compliance, Doppler Ultrasound

서론

3상형 박동류(Tri-Phasic Pulsatile Flow)는 생체 혈류의 일반적인 형태로서 심장의 수축-이완의 한 주기 동안에 그림 1과 같이 3상형으로 혈류의 방향 변화를 일으키는 파형이다[1]. 관찰 부위마다 달라지는 3상의 모양 변화는 혈관 협착(Stenosis)이나 동맥류(Aneurysm)와 같은 이상을 진단할 수 있게 해준다[2]. 실제로 혈관 질환의 진단에 있어서 혈관 협착의 경우 병변

부위의 상단과 하단에서 초음파 도플러 파형의 변화를 관찰하여 협착 정도와 위치를 추정하는 기법들이 발표되고 있다. 그러나, 이러한 진단은 3상형 박동류를 형성하는 원인에 대한 정확한 분석에 바탕을 두었다기 보다 임상적 경험에 의존한 것으로 환자의 나이에 따른 혈관 탄성의 변화와 분지 혈관의 유무 등의 변수로 인한 진단 오류를 설명하지 못하고 있다[3]. 따라서, 혈관의 탄성, 분지 혈관의 존재와 그 형태 등 혈관의 특성 변수들이 도플러 파형에 끼치는 영향을 분석하는 것은 혈관 질환의 진단에서 매우 중요한 의미를 지닌다. 혈관 특성 변수들이 혈류의 도플러 파형에 미치는 영향을 분석하기 위한 방법으로 모의 혈관 실험이 행하여져 왔다[4,5]. 그러나 이전 실험들의 혈류계

통신저자 : 이동혁, (110-744) 서울 종로구 연건동 28 서울대학병원 방사선과, Tel. (02)760-3532, Fax. (02)747-3200, E-mail : leedh@radcom.snu.ac.kr

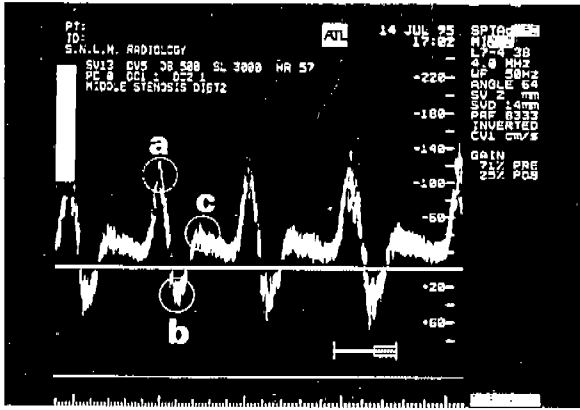


그림 1. 생체 혈류의 일반적인 모양인 3상형 박동류를 초음파 도플러로 측정한 예 : 각 상 a, b, c의 속도를 각각 V1, V2, V3라 한다. a는 심장수축에 의해 형성되는 수축기이고, b, c는 이완기이다. b는 탄성에 의해 음압으로 떨어지는 부분이고 c는 떨어진 음압을 회복하며 발생하는 반향파 부분이다

Fig. 1. Typical waveform of human blood flow : Tri-Phasic Pulsatile Flow : V1=velocity at a, V2=velocity at b, V3=velocity at c

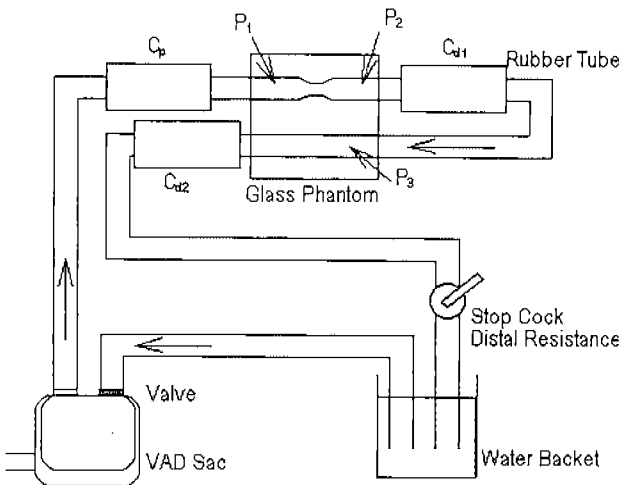


그림 2. 실험 장치의 모식도

Fig. 2. Experiment Setup

모의 장치는 혈관의 탄성과 저항의 영향에 의해 3상형 파형을 만들지 않고 회전식(Spiral) 펌프를 이용하여 혈류 파형을 그리는 시스템으로 소량의 혈류만을 모의할 수 있다. 따라서, 동맥과 같은 큰 혈관에서 혈류에 미치는 탄성 및 저항의 영향을 분석할 수 없다는 단점이 있다[6,7].

본 연구에서는 혈관의 탄성과 저항을 고려하여 인체와 유사한 혈류시스템을 모의하고 3상형 박동류의 파형에 혈관 특성 변수들이 미치는 영향을 분석하고자 하였다. 심장부는 생체 심장과 유사한 압축 메커니즘을 갖고 있는 전동 유압식 좌심실 보조기(LVAD : Left Ventricular Assist Device)로 구성하였고 혈관

부는 탄성을 모의한 고무관과 협착을 모이한 유리 모형으로 구성하였다. 혈관계 각 부위별 탄성을 변화시키면서 이들의 변화가 협착 상단과 하단의 박동류의 모양에 미치는 영향을 초음파 도플러를 이용하여 관찰하였다.

방 법

혈관을 모의한 유리 모형(Glass Vascular Phantom)과 탄성-저항부분(Compliance-Resistance Unit) 그리고 좌심실 보조기로 이루어진 실험 장치의 모식도는 그림 2와 같다. 혈관 모형은 외경 10mm, 내경 7mm인 유리관의 중간부에 내경 4mm 협착을 만든 것으로 약 43%의 협착을 모의하였다. 탄성은 외경 20mm, 내경 14mm의 고무관을 사용하여 저항은 원위부 탄성 후부에 단속 밸브(stop cock)을 연결하여 모의하였다. 좌심실 보조기는 서울대학교 의공학과에서 개발한 전기 유압식 좌심실 보조기를 사용하였다[8].

본 좌심실 보조기는 수축기 속도인 SD(Systole Velocity), 이완기 속도인 DV(Diastole Velocity), 압축 길이인 SL(Stroke Length) 그리고 지연시간인 BT(Break Time)의 네가지 변수에 의해 박출량과 심박동수 그리고 압축 파형이 제어된다.

혈류의 점성 및 음향 산란 입자 모의를 위해 25% 글리세린 용액 1liter당 1g의 전분을 섞었다[3]. 도플러 파형을 측정할 초음파기기는 Ultramark 9(Advanced Technology Laboratories, Bothell, Wash, USA) 였다.

실험에 사용된 좌심실 보조기의 4가지 제어 변수는 표 1과 같았다. SV, DV는 수축속도와 이완속도로 VAD Sac을 각각 수축, 이완시키는 속도를 나타낸다. 이 속도의 단위는 VAD Control Step으로 모터에 가해지는 전압의 변화율에 비례한다.

표 1. 실험에 사용된 좌심실 보조기의 제어변수 값

Table 1. LAVD control parameter values

Category	Abbr	Name	Control value
VAD Control Parameter	SV	Systole Velocity (수축속도)	13 step
	DV	Diastole Velocity (이완속도)	5 step
	SL	Stroke Length (압축길이)	4000 step
	BT	Break Time (지연시간)	500 ms

표 2. 실험에 사용된 탄성 변수 정의 및 약칭

Table 2. Definition and abbreviation of compliance parameters used in this experiment

Category	Abbr	Name	Unit
Compliance	C _p	Proximal Compliance (근위부)	Meter
	C _{d1}	Poststenotic Comp. (협착직후부)	Meter
	C _{d2}	Far Distal Comp. (협착원위부)	Meter
	C _d	C _{d1} +C _{d2} (협착후부)	Meter

표 3. 실험에 적용된 탄성의 조합

Table 3. Combination of compliances applied to the phantom experiment (단위 : meter)

조건	C_p	C_{d1}	C_{d2}
1	0	0	1
2	0	0	0
3	0.5	0	1
4	0.5	0	0
5	1	0	1
6	1	0	0
7	0	1	1
8	0	1	0
9	0.5	1	1
10	0.5	1	0
11	1	1	1
12	1	1	0

SL은 압축길이를 모티에 가해지는 전압이 동일방향으로 지속되는 시간에 비례한다. BT는 지연시간으로 한 주기의 압축-이완을 마친 후 쉬는 시간을 msec단위로 나타낸 것이다. 각 고무관의 길이로 나타낸 순환 회로의 3가지 탄성변수의 이름과 기호는 표 2와 같다. 탄성의 크기는 고무관의 길이에 비례하고 본 연구에서는 전후위부의 탄성의 비율변화에 따른 파형의 변화를 고찰하려는 데 목적이 있어서 정확한 탄성 단위를 사용하지 않고 편의상 탄성의 단위를 meter로 표기하였다. 표 1과 같이 좌심실 보조기의 제어변수를 고정시키고 3가지 탄성값을 표 3와 같은 조합으로 변화를 주었을 때의 도플러 파형을 관찰하였다. 각 탄성변수 조합에 대한 도플러 파형은 필름으로 찍었고 3상형 박동류의 각 상에서의 정점 속도를 초음파 기기의 측정 기능을 이용

하여 측정하였다. 도플러 측정은 그림 2에서 보인 바와 같이 근위부(P1), 협착직후부(P2) 그리고 협착원위부(P3)에서 이루어졌다.

결 과

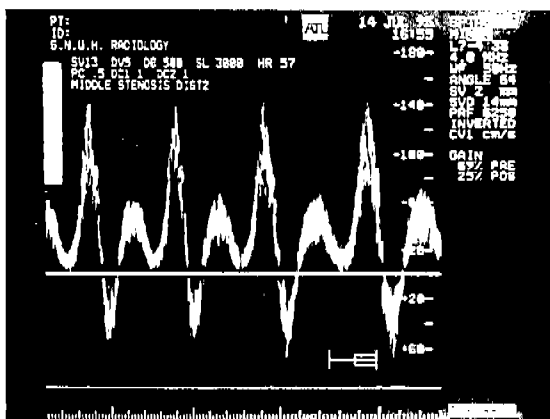
도플러 파형을 관찰한 결과, 아래 그림 3과 같은 3상형 또는 2상형 파형들을 얻었다. 이들은 같은 탄성 조건하에서 관찰 위치에 따라 달라지는 것과 같은 위치에서 탄성 조건의 변화에 따른 파형의 변화로 나누어 관찰할 수 있다.

그림 3은 일정 조건하에서 도플러 파형의 관찰 위치를 달리하여 측정된 도플러 파형이다. 탄성 조합이 표 3의 조건 7($C_p=0, C_{d1}=1, C_{d2}=1$)과 같이 주어졌을 때의 각 관찰 위치에서의 관찰한 초음파 도플러 영상이다. 협착 전위부의 3상형 파형이 협착 후위에서 도플러 파형의 높이가 낮아지고 수축기파의 최고점이 완만해지는 2상형 파형으로 바뀌는 현상을 소지맥(Pulsus-Tardus Parvus)현상이라고 한다[9]. 근위부(그림 3-a)에서는 3상형 파형을 협착 후부(그림 3-b)에서는 소지맥 현상에 의한 2상형 파형을 보여주고 있다.

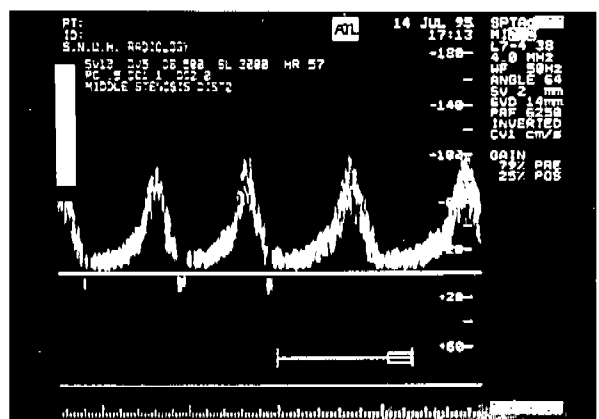
그림 4는 같은 위치에서 탄성 변수가 변함에 따라 파형의 변화를 관찰한 예이다. 전위부 탄성이 높아짐에 따라 협착 후위부(P3)에서 관찰된 박동파형의 초기 가속 시간이 길어짐을 관찰할 수 있다.

각 상의 정점 속도를 정량적으로 측정된 결과는 표 4와 같다. 임상적으로 유의한 도플러 파형의 관찰 위치는 협착 원위부(P3)이므로 본 연구에서는 P3에서의 측정 결과만을 표 4에 나타내었다.

그림 5는 표 4의 내용을 알아 보기 쉽게 탄성 변수들이 3상



(a)



(b)

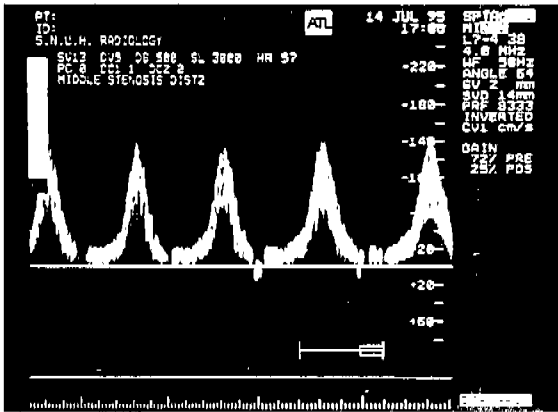
그림 3. 일정 조건하에서(조건7 : $C_p=0, C_{d1}=1, C_{d2}=1$) 위치를 달리하여 측정된 도플러 파형 :

(a) 근위부(P1)에서의 파형 (b) 협착원위부(P3)에서의 파형.

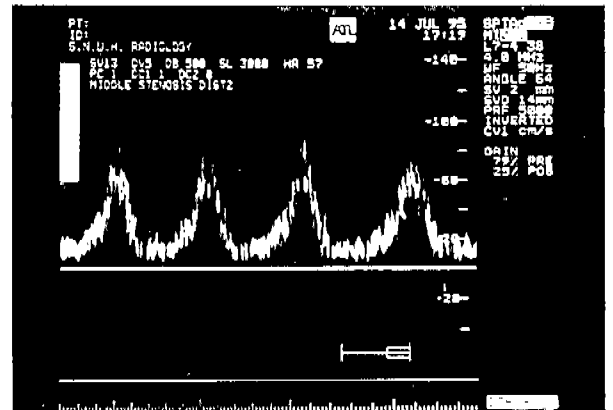
근위부에서의 3상형 파형(a)협착 후부에서는 소지맥 현상에 의한 2상형 파형(b)으로 변형되었다.

Fig. 3. Doppler Waveform at P1(a), P3(b) in the condition 7 ($C_p=0, C_{d1}=1, C_{d2}=1$).

It represents the formation of 'pulsus-tardus and parvus' at post-stenotic point



(a)



(b)

그림 4. 같은 위치(협착원위부:P3)에서 탄성 조건을 달리하여 측정한 도플러 파형 :

(a) 조건 8 ($C_p=0, C_d=1, C_{d2}=0$) (b) 조건 10 ($C_p=0.5, C_d=1, C_{d2}=0$)

전위부 탄성이 높아짐에 따라 협착 후부 박동파형의 초기 가속 시간이 길어짐을 관찰할 수 있다

Fig. 4. Doppler Waveform at P3 in the condition 8(a) and condition 10(b)

The first phase acceleration time was delayed with the increase of pre-stenotic compliance

표 4. 협착원위부(P3)에서의 전후위부 탄성에 따른 각 단계 정점속도와 초기 가속 속도의 변화

Table 4. Doppler shift and acceleration time according to various proximal and distal compliance at distal post-stenotic point (P3)

조건	C_p	C_d	C_{d2}	Doppler Shift (cm/sec)			Accel Time (sec)
				V1	V2	V3	
1	0	0	1	91.25	29.00	35.60	0.1093
2	0	0	0	79.60	15.20	17.50	0.1628
3	0.5	0	1	62.15	22.90	36.50	0.1538
4	0.5	0	0	69.90	00.00	18.50	0.2045
5	1	0	1	53.60	21.95	36.30	0.1408
6	1	0	0	57.70	00.00	19.30	0.1603
7	0	1	1	71.00	28.00	26.00	0.1445
8	0	1	0	73.00	00.00	00.00	0.1093
9	0.5	1	1	72.20	34.20	33.70	0.1370
10	0.5	1	0	50.50	00.00	00.00	0.1538
11	1	1	1	71.00	28.50	41.00	0.1680
12	1	1	0	44.00	00.00	00.00	0.1408

형 박동류의 각 상의 정점 속도에 미치는 영향을 그래프로 나타낸 것이다.

큰 변화가 없었으나 수축기 최고속도는 감소하여 도플러 파형이 소지맥의 형태로 나타나는데 영향을 일부 영향을 주었다.

고 찰

1. 탄성변수가 3상형 박동형 파형에 미치는 영향

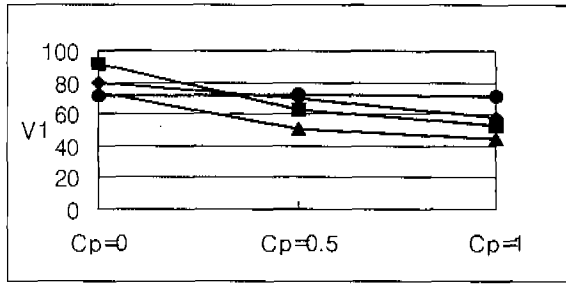
본 연구의 탄성 변수로 사용된 세 탄성이 각 파형의 모양에 미치는 영향을 분석해 보면 다음과 같다.

1) 근위부 탄성

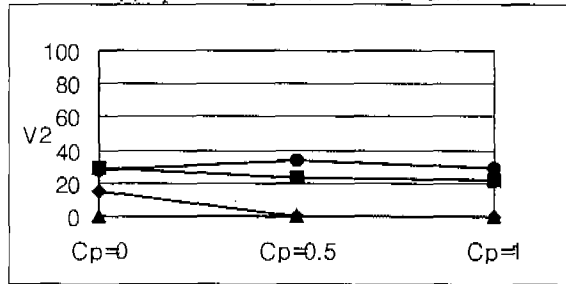
먼저 근위부 탄성은 그 값이 증가함에 따라 전체 파형 형태는

2) 협착직후부 탄성

협착직후부의 탄성이 증가함에 따라 도플러 파의 진폭이 감소하고 수축기 최고점의 파형이 완만해지는 소맥이 나타났다. 한 예로 근위부와 협착원위부 탄성을 없도록 한 후 협착직후부 탄성을 0에서 1 meter로 변화시켰을 경우 3상형파가 2상형파로 바뀌고 최고 수축기속도도 감소되는 소지맥의 파형을 보였다. 근위부, 협착직후부 및 협착원위부의 탄성이 모두 없는 조건에서 관찰된 3상형파는 도플러 검사 시행부위를 P2에서 P3로 이동하여도 변하지 않았다. 그러나, 근위부 및 원위탄성은 없고 협



(a) Cp의 변화에 따른 V1의 변화



(b) Cp의 변화에 따른 V2의 변화

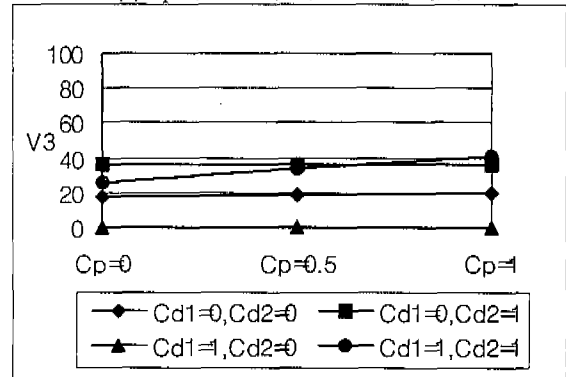


그림 5. 협착후위부(P3)에서 탄성Cp의 변화에 따른 각 단계의 정점 속도 V1, V2, V3의 변화

Fig. 5. Relationship of Cp and V1, V2, V3 measured at P3

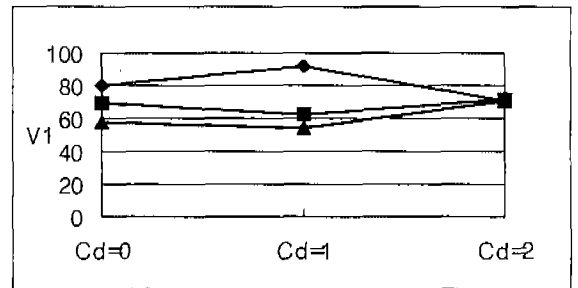
착직후탄성이 1 meter로 고정된 경우 도플러 검사 위치가 P2에서 P3로 바뀌었을 때 3상형파가 2상형의 소지맥으로 바뀌었다. 따라서 혈관협착의 원위부에서 나타나는 소지맥은 혈관 자체의 탄성이 없는 경우 관찰할 수 없으며 협착직후부에 탄성이 있는 경우에만 나타난다는 것을 시사한다.

3) 협착원위부 탄성

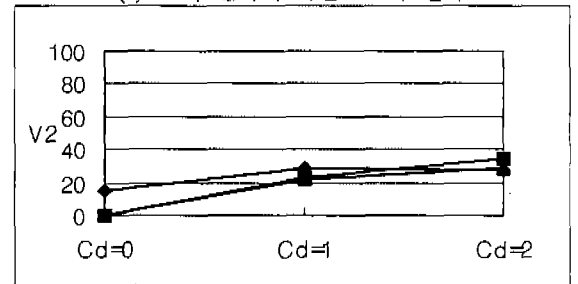
협착직후부에만 탄성이 있고 협착원위부에는 탄성이 없는 경우(조건 8, 10) 협착직후부와 협착원위부 모두에 탄성이 있는 경우(조건 7, 9, 11)와 달리 2상형파가 형성되었으며 인체와 흡사한 형태의 3상형파는 협착직부뿐만 아니라 협착원위부에도 탄성이 있는 경우에만 관찰되었다.

2. 탄성변수가 정점 속도에 끼친 영향

각 탄성의 크기 변화에 따른 3상파형 크기(v1, v2, v3) 변화



(a) Cd의 변화에 따른 V1의 변화



(b) Cd의 변화에 따른 V2의 변화

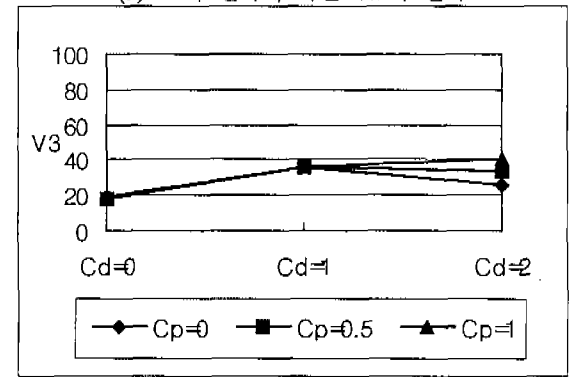


그림 6. 협착후위부(P3)에서 탄성 Cd의 변화에 따른 각 단계의 정점 속도 V1, V2, V3와의 관계

Fig. 6. Relationship of Cd and V1, V2, V3 measured at P3

를 고찰하면 다음과 같다.

V1는 근위부 탄성이 증가할 수록 감소하고(그림 5-a) 협착 후부의 탄성들과는 별 상관성이 없는 것으로 나타났다(그림 6-a).

V2는 협착후부 탄성($C_d = C_{d1} + C_{d2}$)이 증가함에 따라 크게 증가하고(그림 6-b) 근위부 탄성의 증가에 완만한 감소를 보인다(그림 5-b).

V3는 협착후부 탄성에 따라 증가하고(그림 6-c) 근위부 탄성과는 상관성이 없는 것으로 보여진다(그림 5-c).

표 3에서와 같이 P3에서 관찰한 제1상의 가속 시간(t_1)은 협착직후부 탄성(C_{d1})이 증가함에 따라 감소하였고, 협착원위부 탄성과 근위부 탄성과는 상관성이 없다. 또한, P1, P2에서는 t_1 의 변화를 관찰할 수 없다.

3. 좌심실 보조기 제어변수의 설정

표 1의 좌심실 보조기의 제어변수를 사용한 이유는 다음과 같다. 지연시간을 충분히 주지 않았을 때는 2, 3번째 상이 나오지 않았으며, 압축-이완 한 주기의 30%이상의 지연시간이 설정되었을 때 3단계 파형을 얻을 수 있었다. SV(Systole Velocity)와 DV(Diastole Velocity)의 크기 비율인 SD 비율(Systole-Diastole Ratio : DV/SV) 을 크게 할 수록 초기 수축 속도가 빠른 인체의 전형적인 3단계 파형의 모양에 근사할 수 있었다. SL은 박출량과 박동수에 영향을 미치는 변수로 박동수가 60Hz이되고 3상형 박동의 제1상 정점속도가 150 cm/sec 정도 나오도록 조절하였다.

4. 기존 혈관 모형 실험과의 비교

Bude(1994)등은 박동성 인공 심장모형을 이용하여 협착직후부 지맥의 발생은 협착부의 존재, 혈관벽의 유순도 그리고 협착분절에 영향에 대한 연구를 수행하였다[3]. 본 연구의 실험 결과에서도 협착직후부의 탄성이 존재할 때 협착원위부에서 시행한 도플러 검사상 소지맥이 관찰되어 Bude와 동일한 실험 결과를 보였다. 본 연구에서는 협착직후부의 탄성이 일정한 경우 협착원위부의 탄성유무는 소지맥 형성에 관여하지 않음을 덧붙여 밝혔고 이로부터 협착후부의 소지맥 형성에 있어서 도플러 검사 시행부위와 협착부 사이 혈관에서의 탄성의 중요성이 더 강조될 수 있음을 알아냈다.

Bude가 사용한 모형은 협착직후부에만 탄성이 있도록 하였으나 본 연구에서는 근위부 및 원위부에도 탄성이 있도록 하였다. Bude의 실험은 협착부와 협착후부의 탄성부를 큰 수조에 넣고 밸브를 조절해 협착분절에서의 혈압강하를 일정하게 하였으나 본 연구에서는 완전한 폐쇄회로를 만들어 협착직후부에서의 혈압강하를 외부조절이 아닌 탄성 및 협착 변화에 따라 자유롭게 변화할 수 있도록 하였다. 그러므로 본 연구의 혈관모형이 인체와 더 근접한 모델이라고 생각된다.

Spencer(1991)는 박동성혈류를 사용한 혈관모형실험을 하였으나 탄성이나 협착이 없고 단순히 혈관속도와 도플러로 측정된 속도간의 관계를 알아보는 것이었다[10]. Landwehr(1991)의 실험은 박동성혈류를 이용한 모형의 다양한 정도의 협착이 있는 관을 연결하여 협착에 있어서 색조도플러(Color Doppler)의 유용성을 알아 본 것으로 두 실험은 초기단계의 혈관모형을 이용한 실험이었다[11]. 최근 Halpern(1995)은 역시 도플러혈류를 이용한 혈관모형에 탄성을 갖는 관을 연결하고 혈관내 압력을 조절하여 탄성을 변화시킴으로써 혈관탄성에 따른 도플러 파형을 조기수축기(early systolic), 조기수축가속(early systolic accelation) 및 지연수축탄성기(late systolic compliance peak)의 관점에서 연구하였다[12]. 비록 연구관점은 다르나 탄성에 의한 제어를 받는 인공심장모형을 포함한 혈관모형의 기본개념은 본 연구의 모형과 흡사한 점이 있다.

이외에도 혈관모형 또는 동물실험으로 혈관협착의 도플러 파형 진단에 대한 많은 연구들이 발표되었다[13-21].

5. 본 연구의 제한점 및 향후 방향

본 연구에서는 여러 조건들을 가능한 한 인체의 유사하도록 시도하였다. 혈액과 유사하도록 음향산란물로써 물에 전분을 섞었으며 그 양은 Bude(1994)와 Landwehr(1991)의 논문을 참고하여 25% 글리세린 용액 1liter당 1g의 전분을 넣었다. 박동성혈류를 얻기 위한 인공심장의 작동 조건 역시 인간 심장과 동일한 것은 아니나, 이완기 후 휴식 시간을 가능한 한 최대한 유지하여 인체에서와 유사한 파형을 얻었다. 인체의 혈관은 말초로 가면서 저항이 커지므로, 혈관모형에서 원위부탄성의 원위부분에 저항을 줌으로써 유사하게 하고자 하였다. 인체의 혈관은 가지가 있어 협착이 있을 경우 협착근위부에서 끝가지로의 혈류가 증가하고 협착부는 혈류가 감소하지만, 본 연구의 모형에는 끝가지가 없어 근위부에서 전해지는 혈류 모두가 협착혈관을 통과할 수 밖에 없다는 점이 본 실험의 미흡한 점이였다.

본 연구는 여러 제어 변수들 중 특히 탄성변수에 중점을 둔 것으로 파형에 여러가지 영향을 미칠 저항의 크기의 변화는 주지 않고 고정시켰다. 저항의 크기를 정량적으로 가변할 수 있는 실험 장치를 구성하여 저항이 전체 시스템에 미치는 영향도 고찰하는 것도 앞으로 남은 과제 중의 하나이다.

6. 임상적 의미 - 소지맥 현상의 해석

혈관의 심한 협착은 협착직후부에서 혈압강하를 초래하여 그 결과 협착원위부에서의 소지맥이 형성되는 것으로 알려져 있다(그림 6). 이 경우 도플러 파형은 높이가 낮고 수축기파의 최고점이 완만해진다. 협착원위부에서 관찰되는 소지맥의 해석에서 주의할 점들이 있다. 혈관에 탄성이 없는 경우에는 협착전후부의 도플러 파형의 변화가 없고 소지맥이 형성되지 않는다.

Kotval(1989) 등은 잘 발달된 측부혈류가 존재할 경우 소지맥이 잘 관찰되지 않을 수도 있다고 하였다[9]. 이와는 달리 협착직후부에서 혈관 일부 분절의 직경이 증가할 경우(예를 들어 동맥류) 지맥을 유발하여 가성양성을 보이게 할 수 있고 이는 Bude(1994)의 실험에서 증명된 바 있다[3]. 그러나 소지맥의 형성 원인은 명확히 밝혀져 있지 않다. 협착분절에서의 혈압 강하가 지맥의 원인이라는 여러 저자들의 주장이 있으나 실험적으로는 증명되지 못하였고 협착과 협착 하부의 혈관에서의 탄성이 도플러 파형의 고주파 부분을 흡수하여 혈류 상방의 파형에 비해 박동성이 적은 파형을 만든다는 보고(1989)도 있다[9].

본 연구는 이와 같이 미미된 소지맥 현상을 정량적으로 분석하기 위한 모의 심혈관계를 구성한 것으로 혈관의 탄성 협착 정도를 자유롭게 변화시켜 가면서 각 변수들이 미치는 영향을 분석할 수 있다. 연구 결과에서 아직 소지맥 현상 원인에 대해 완전히 설명하고 있지는 않았지만 혈관계의 부위별 탄성이 도플러 파형에 미치는 영향을 실험적으로 밝힘으로써 정량적 분석 가능

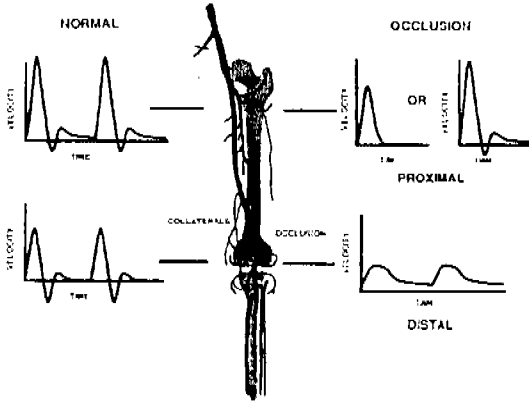


그림 7. 협착에 따른 소지맥 형성에 관한 모식도
Fig. 7. Stenosis and 'Pulsus Tardus and Parvus'

성을 보여 주고 있다.

결 론

본 연구에서는 인체와 유사한 3상형 박동을 유압식 좌심실보조기를 이용하여 모의하였고 각 근위부 탄성과 협착 후위부 탄성이 3상형 박동의 파형에 미치는 영향을 고찰하였다.

고찰된 바로 가장 이상적인 3상 파형은 협착후위부 탄성이 전위부 탄성보다 크고 다음 박동이 이전 박동의 영향을 받지 않도록 충분한 지연시간을 주었을 때 얻어질 수 있었다. 근위부 탄성은 1단계 정점 속도에 영향을 미쳤고 협착후위부 탄성은 2, 3단계 모양에 영향을 미쳤다. 그리고 협착직후부 탄성은 협착원위부에서 관찰되는 소맥현상에 영향을 미쳤다.

이 결과는 다양한 혈류 유동을 모의할 수 있게 해 줌으로써 심혈관계의 여러현상을 설명하는 유용한 도구가 될 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. 정혜원, "박동성 혈류 모델을 이용한 도플러 파형에 관한 연구", 서울대학교 대학원 의학 석사 논문, 1996년2월
2. Joseph F. Polak, "Peripheral Arterial Disease: Evaluation with Color Flow and Duplex Sonography", The Radiologic Clinics of North America Vol 33, No.1, Jan 1995
3. Bude RO, Rubin JM, Platt JF, et al, "Pulsus tardus: Its cause and potential limitations in detection of arterial stenosis", Radiology 1994;190:779-784
4. Lafortune M, Patriquin H, Demeule E, et al, "Renal arterial stenosis: slowed systole in the downstream circulation-experimental study in dogs", Radiology 1992;184:479-

- 485
5. Partiquin H, Larfortune M, Jequier JC, et al, "Stenosis of the renal artery: assessment of slowed systole in the downstream circulation with Doppler sonography", Radiology 1992;184:479-485
6. Jeffrey L. Duerk, Steve M. Teague, and Brian Lawler, "A Physical Regurgitant Cardiac Valve Phantom for Magnetic Resonance Imaging or Color Doppler Ultrasound Study", IEEE BME Vol 39, No.11, Nov 1992
7. Ilmar A. Hein, William D. O'Brein, "A Flexible Blood Flow Phantom Capable of Independent Producing Constant and Pulsatile Flow with a Predictable Spatial Flow Profile for Ultrasound Flow Measurement Validations", IEEE BME Vol.39, No.11, Nov 1992
8. 최진욱, "전기 유압식 좌심실 보조기에 관한 연구", 서울대학교 대학원 의학 박사 논문, 1993년 2월
9. Kotval PS, "Doppler waveform parvus and tardus: a sign of proximal flow obstruction", J Ultrasound Med 1989;8: 435-440
10. Spencer J A.D, Giussani DA, Moore PJ, Hanson MA, "In vitro validation of Doppler indices using blood and water", J Ultrasound Med 1991;10:305-308
11. Landwehr P, Schindler R, Heinrich U, Dolken W, Krahe T, Lackner K, "Quantification of vascular Stenosis with color Doppler flow imaging: in vitro investigation. Radiology 1991;178:701-704
12. Halpern EJ, Needleman L, et al, "Normal renal artery spectral Doppler waveform: a closer look", Radiology 1995;196:667-673
13. Avasthi PS, Volgles WF, Greece ER, "Noninvasive diagnosis of renal artery stenosis by echo-Doppler velocimetry", Kidney Int 1984, 25:824-829
14. Ruttgers SE, Norris CS, Barnes RW, "Detection of renal artery stenosis: experimental and clinical analysis of velocity waveforms", Ultrasound Med Biol 1985;11:523-531
15. Kohler TR, Zierler RE, Martin BS, et al, "Noninvasive diagnosis of renal artery stenosis by ultrasonic duplex scanning", J Vasc Surg 1986;4:450-456
16. Dubbins PA, "Renal artery stenosis: duplex Doppler evaluation", Br J Radiol 1986;59:225-229
17. Talyor DC, Kettler MD, Moneta GL, et al, "Duplex ultrasound scanning in the diagnosis of renal artery stenosis: a prospective evaluation", J Vasc Surg 1988;7:363-369
18. 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
19. Humphries KN, Hames TK, Smith SWJ, Cannon VA, "Quantitative assessment of the common femoral to popliteal arterial segment using continuous wave Doppler ultrasound", *Ultrasound Med Biol* 1980;6:99-105
20. Handa N, Fukunaga R, Etani H, et al, "Efficacy of echo-Doppler examination for the evaluation of renovascular disease", *Ultrasound Med Biol* 1988;14:1-5
21. Burns PN, Hemodynamics, In : Taylor KJ, Burns PN, Wells PNT, eds. "Clinical application of Doppler ultrasound", Now York, NY : Raven, 1988;46-75