

좌심실보조장치의 출구 캐놀라의 삽관 위치에 따른 혈액관류에 대한 시뮬레이션 연구

지인혁 · 김형균¹ · 임기무

금오공과대학교 메디컬IT융합공학과, ¹극동대학교 방사선학과

Simulation Study of Blood Perfusion according to Outflow Cannulation Site of Left Ventricular Assist Device

In Hyeog Jee, Hyeong Gyun Kim¹ and Ki Moo Lim

Dept. of Medical IT Convergence Engineering, Kumoh Nat'l Univ.

¹Dept. of Radiological Science, Far East Univ.

(Manuscript received 10 August 2015; revised 26 August 2015; accepted 27 August 2015)

Abstract: Outflow cannulation site of left ventricular assist device(LVAD) chosen by considering anatomical structure of thoracic cavity and vascular system. Though outflow cannulation site influences blood perfusion at each branch, there is no standard rule or quantitative data. In this study, we computed the amount of blood perfusion at each arterial branch numerically according to outflow cannulation sites(ascending aorta, aortic arch, descending aorta). We generated computational meshes to the three-dimensionally reconstructed arterial system. Clinically measured arterial pressure were used for inlet boundary condition, porous media were applied to mimic blood flow resistance. Blood perfusion through left common carotid artery was 2.5 times higher than other cases, and that through right common carotid artery was 1.1 times higher than other branches. Although this is simulation study, will be useful reference data for the clinical study of LVAD which considers blood perfusion efficiency.

Key words: Left Ventricular Assist Device, Cannulation Site, Porous Media

135

1. 서 론

좌심실보조장치(Left ventricular assist device; LVAD)란 심부전 환자의 좌심실의 기능을 부분적으로 대체하기 위해 사용되는 기계적 혈액순환 장치이다. LVAD 치료는 심박출량(Cardiac output) 증가시키는 뿐만 아니라 부전심장의 기계적 후부하를 감소시키고 및 관상순환(Coronary circulation)을 개선하는 장점이 있다[1-3]. LVAD의 삽관 위치는 보통 좌심실 심첨에 입구캐놀라를 삽관하고, 상행대동맥에 출구캐놀라를 삽관하는 것이 일반적이지만, 입구 및

출구 캐놀라의 삽관 위치는 환자흉강 및 혈관의 해부학적 구조, LVAD의 구조 등에 따라 임상이가 선택을 한다. 출구 캐놀라의 삽관 위치가 혈관 분지관 별 혈액 관류 량에 영향을 미친다는 보고가 있지만, 이에 대한 정량적인 데이터는 없는 실정이다[4].

생체 내 유체유동에 대해서는 실험적 측정의 한계점으로 인해 컴퓨터 시뮬레이션 방법을 통해 측정이 불가능한 많은 현상들을 예측하곤 한다. 3 차원 대동맥 혈류 해석에 대한 시뮬레이션 연구는 여러 연구자 들에 의해 이루어 졌지만 [5-6], LVAD 의 출구 삽관 위치에 따른 혈관 분지관 별 혈액 관류 량을 예측하는 시뮬레이션 연구는 없었다. 또한, 대동맥 내의 분지관 별 혈류량과 압력 값이 대부분 주어지지 않으며, 적합하지 않은 경계조건의 적용은 혈관내부유동을 왜곡시킬 수 있다. 이를 위한 여러 가지 방법이 제시되었는데, 박종열 등[7] 은 대동맥과 연결된 장기와의 혈류 역학적 상

Corresponding Author : Ki Moo Lim
61 Daehak-ro, Gumi, Gyeongbuk, 730-701
TEL: +823-54-478-7780
E-mail: kmlim@kumoh.ac.kr

본 연구는 금오공과대학교 학술연구비에 의하여 연구된 논문 임 (2013-104-005).

호 관계를 표현하기 위해 가상장기로써 다공성 물질(Porous Media)과 투수도 함수(Permeability Function)를 사용하는 모델을 제시하였다.

본 연구의 목적은 의학영상 이미지로부터 추출한 동맥 형상과 박중열 등[7] 이 제안한 다공성 물질과 투수도 함수를 이용한 가상장기 표현법을 이용하여, 출구 캐놀라의 삽관 위치(상행대동맥, 대동맥 궁, 하행대동맥[8])에 따른 복부대동맥, 좌·우 쇄골하동맥, 좌·우 총경동맥의 혈액 관류량을 정량적으로 수치적 방법으로 계산을 하는 것이다. 환자 흉강의 해부학적 형상 및 LVAD의 특성상 출구캐놀라가 일반적인 삽관위치인 상행대동맥이 아닌 하행대동맥에 삽관하여야 할 경우가 있을 수 있을 것이다. 대동맥궁에 삽관하는 것은 해부학적/임상적으로 사용되지 않지만, 상행대동맥과 하행대동맥으로의 삽관위치에 따른 동맥내부 혈류역학적 변화의 추이를 보기 위해 상행대동맥과 하행대동맥의 중간위치인 대동맥궁에 삽관하는것도 고려를 하였다.

II. 연구 방법

1. 모델과 격자

의료영상으로부터 상용 툴인 HyperMesh 프로그램을 이용하여 삼차원으로 재구성된 혈관 형상에 계산격자를 생성하였다. 대동맥의 3차원 모델과 격자는 그림 1와 같다. 대동맥 궁(Aorta Arch), 좌총경동맥(Left Common Carotid Artery), 등 각 분지관 말단의 다공성 물질을 포함한 모든 부위는 사면체 격자로 이루어져 있다. 전체 노드 276,280개, 격자 1,442,187개이다.

2. 지배방정식

혈액은 균질하고 비압축성인 뉴턴 유체로 밀도 1060 kg/M³ 이고 점성계수 0.0035 kg/m·s를 갖는다고 가정하였다

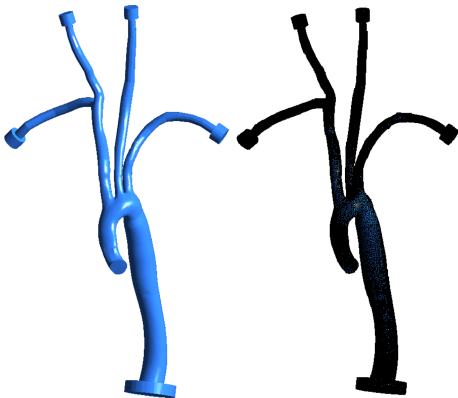


그림 1. 대동맥의 3차원 형상 및 계산 격자.
Fig. 1. Three-dimensional geometry and computational mesh of arteries.

[9]. 대동맥과 분지관의 탄성은 무시하였다. 이를 바탕으로 혈관 내 비정상상태의 유동은 아래와 같은 Navier-Stokes 방정식으로 계산 된다.

$$\frac{\partial p}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho u_i) = 0 \quad \text{Eq. (1)}$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho u_i) + \frac{\partial}{\partial x_j}(\rho u_i u_j) = -\frac{\partial P}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} + \rho g_i + F_i \quad \text{Eq. (2)}$$

여기서 P는 압력, τ_{ij} 는 응력 텐서, ρg_i 는 중력 항, F_i 는 외력 항이다. 여기서 중력 항은 영향이 매우 작으므로 무시한다. F는 다공성 물질에서 작용하는 저항으로 그 외의 영역에서는 무시한다. 응력 텐서 τ_{ij} 는 아래와 같이 주어진다.

$$\tau_{ij} = \left[\mu \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \right] - \frac{2}{3} \mu \frac{\partial u_k}{\partial x_k} \delta_{ij} \quad \text{Eq. (3)}$$

여기서 μ 는 점성계수(viscous coefficient)이다. 각 분지관 말단의 다공성 물질 계산에서는 Eqs. (1), (2)에서의 시간 항을 제외하고 정상상태(steady-state)로 계산되었다. 운동량 방정식과 연속방정식의 오차가 10⁻³보다 작을 경우 수렴으로 판단하였다. 시간 간격은 0.005s로 하였으며 초기조건의 영향을 배제하기 위해서 최초 3주기의 결과는 무시하였다.

3. 다공성 물질을 이용한 혈류저항

혈액은 대동맥을 지나서 세 동맥, 모세혈관을 거치면서 박동성이 사라지고 정맥에 이르러서 일정한 압력을 형성하게 된다. 혈액이 흐르면서 압력이 강해지는 가장 큰 이유는 장기 내의 세 동맥의 혈류역학적 저항이다. 이는 세공을 가진 물체를 통과하는 것과 비슷하다. 그러므로 본 연구에서는 장기를 다공성 물질로 대체하였다. 이 다공성 물질은 분지관에 연결된 장기내부의 세 동맥, 모세혈관, 세 정맥을 포함하며 혈류 역학적으로 적절한 저항을 표현한다. 혈류 역학적 저항을 표현하기 위해 사용되는 투수도 함수는 다공성 물질의 전 후단의 압력과 유량으로 정해진다[7].

입력조건으로 임상적으로 측정된 혈압을 부여하였으며, 출구에는 각 장기의 혈류저항을 모사하기 위해 다공성 물질에

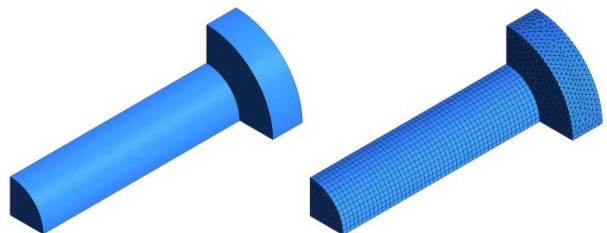


그림 2. 흉부 대동맥 1/4 평면대칭 모형.
Fig. 2. 1/4 symmetry model of thoracic artery.

표 1. 분지관 별 말단 직경과 혈류량.

Table 1. Blood flow and diameter of aortic bifurcations end.

Name	Area (m ²)	Diameter (mm)	Mean blood flow (L/min)
Thoracic Aorta (descending)	8.89E-04	33.65	4.24
Left Common Carotid Artery	6.91E-05	9.38	0.35
Right Common Carotid Artery	7.45E-05	9.74	0.35
Left Subclavian Artery	1.13E-04	12.02	0.29
Right Subclavian Artery	1.14E-04	12.03	0.29

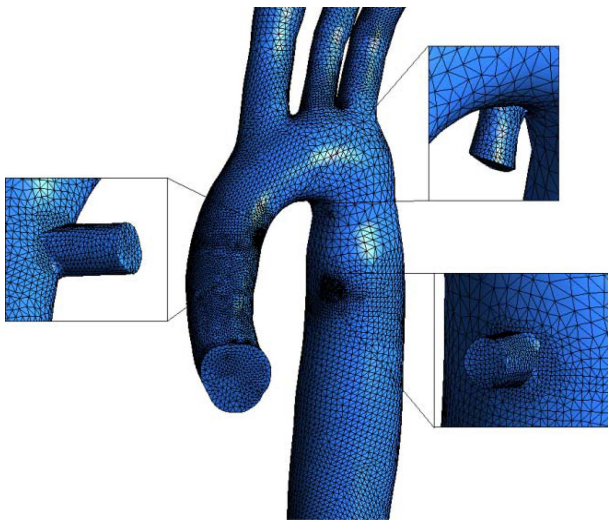


그림 3. 세 가지 유형의 캐놀라 삽관 위치 별 계산 격자.

Fig. 3. Computational meshes of three types of cannulas.

정맥의 평균 압력인 10 mmHg 를 적용하였다. 각 분지관 별 연결된 다공성 물질의 투수도 함수는 간략화 한 1/4 평면대칭 모형을 사용하여 계산 후 3차원 대동맥 혈관 모델에 적용하여 확인을 해 보았다. 1/4 평면대칭모델의 혈관 길이는 100 mm로 입구의 영향을 배제하기 위하여 충분히 길게 하였으며 직경은 혈관의 직경과 같도록 하였다. 다공성 물질은 투수도 함수가 적당한 생리적 혈압과 혈류의 범위 내에서 적용될 수 있도록 직경은 혈관의 2배, 길이는 15 mm로 가정하였다. 그림 2는 위의 조건으로 만든 1/4 모델 중 흉부 대동맥을 나타내었다. 각 분지관 말단 직경은 표 1과 같다.

최종적으로 사용할 모델은 상행대동맥, 대동맥 궁, 하행대동맥 캐놀라를 접속시킨 모델이다. 그림 3은 대동맥 궁에서 추가된 캐놀라의 형상이다. 하행대동맥 캐놀라는 노드 1,410개 격자 6,364개 대동맥 궁 캐놀라는 노드 1,102개 격자 4,724개 상행대동맥 캐놀라는 노드 1,571개 격자 7,088개이다.

4. 다공성 물질의 투수도 함수 결정(1/4 평면대칭 모형)

위에서 언급한 바와 같이 장기는 다공성 물질로 가정하였

다. 원래 다공성 물질에서의 운동량 손실은(Eq. (2)의 F_i) Darcy 점성손실과 관성손실로 이루어 진다. 하지만 장기 내부의 혈류가 매우 저속이라는 것을 고려하면 관성 손실은 무시 할 수 있다. 그러므로 다음과 같은 다공성 물질 에서의 유동 속도에 관한 1차 선형 방정식을 얻을 수 있다.

$$F_i = -\frac{\mu}{\alpha} u_i \quad \text{Eq. (4)}$$

여기서 μ 는 점성계수, α 는 투수도 계수이다. 그러나 Eq. (4) 는 중요한 2가지 이유에서 생리적이지 못하다. 첫째, 투수도 α 에 대해서 생체의 장기에 대해서 일반적으로 인정되는 상수가 아직까지 알려진 바가 없기 때문이다. 둘째, 모세혈관 내에서의 혈액은 뉴턴 유체로써 성립하지 않으므로 점성계수 μ 역시 사용 할 수 없다. 그러므로 세 동맥, 모세혈관, 세 정맥까지 포함하는 다공성물질을 모델링 하기 위해서 Eq. (4)와 같은 일차함수로 혈류 저항 식을 사용하는 것에는 무리가 있다. 그러므로 본 연구에서는 일반적으로 인정되는 유량-압력정보에 맞춰 비 선형적 저항을 나타낼 수 있는 Power Law Function을 이용하여 인체의 비선형적 저항을 표현하였다.

$$F_i = -C_0 |u|^C = -C_0 |u|^{(C-1)} u_i \quad \text{Eq. (5)}$$

위의 식에서 u 는 속도, C_0 와 C_1 은 다공성 물질의 혈류저항을 정하는 계수이다.

본 연구에서는 반복계산 알고리즘을 통해 분지관별 다공성 물질에 적합한 C_0 와 C_1 을 계산하였다. 이 알고리즘은 혈류량 Q , Q 에 대응되는 압력 P , 인체의 저항인 Porous 와 대정맥의 압력인 10 mmHg 그리고 반복계산의 허용오차 범위인 $\epsilon(5\%)$ 을 가지고 시작한다. 초기 C_0 와 C_1 의 값은 임의의 값인 $2.0E+6$ 과 0.3 으로 하였다. 입구 경계조건으로 Q , 출구 경계조건으로 10 mmHg를 주었을 때 계산된 입구의 압력을 p 라고 하였다. 이 때의 $|P-p|$ 가 ϵ 보다 크면 우선 C_0 를 고정하고 C_1 값을 $|P-p|$ 값이 가장 작아 질 때까지 C_1 을 조정한다. 그 다음 같은 방법으로 C_1 을 고정한 뒤 C_0 를 조정한다. 이 과정을 $|P-p|$ 가 5%미만이 될 때까지 수행하여

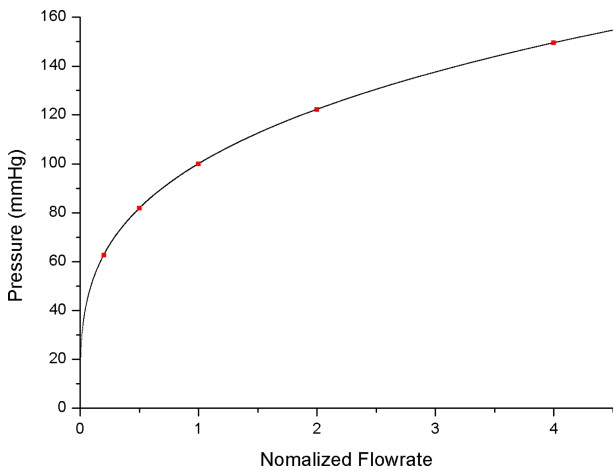


그림 4. 표준화된 혈류량과 혈압 그래프.
Fig. 4. Relationship between blood pressure and normalized blood flow.

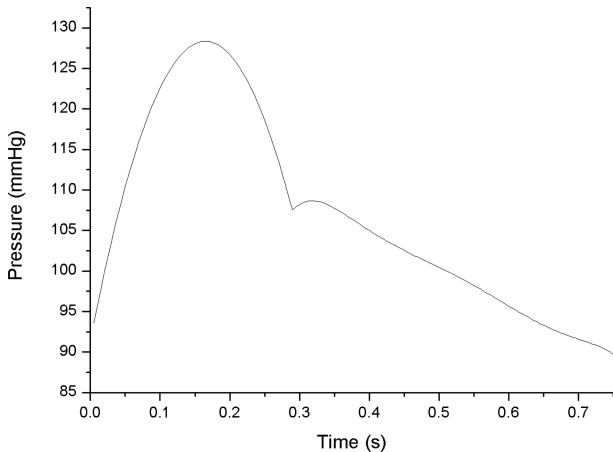


그림 5. 정상인의 혈압 파형.
Fig. 5. blood pressure profile under normal condition.

C_0 와 C_1 의 범위를 찾아내었다. 하지만 혈류저항이 비선형임을 감안하면 최소 3쌍의 Q 와 P 의 값으로 계산해야 한다. 이 3쌍은 각각 최대, 평균, 최소값으로 한다. 이러한 방법으로 3쌍의 Q 와 P 에 맞는 C_0 와 C_1 를 계산 할 수 있었다.

이 계산은 그림 2에 나타난 것과 같은 1/4 평면대칭모형을 사용하여 계산하였다. 입구의 경계 조건으로 각 분지관에 유입되는 혈류량의 평균값(표 1)과, 최댓값, 최솟값을 사용하였다. 최댓값은 평균값의 400%로 가정하였고, 최솟값은 평균값의 20%로 가정하였다. 이때 적용되는 압력은 정상인의 이완기 혈압 80 mmHg 수축기 혈압 120 mmHg보다 조금 더 넓은 값인 60 mmHg, 150 mmHg 그리고 평균값인 105 mmHg로 정하였다. 이렇게 압력과 유량 값을 적용하는 배경은 다음과 같다. 박중열 등[7]의 연구에 사용된 각 분지관 별 혈류 파형그래프를 고찰하여 표준화(Normalization)를 수행하면 그림 4와 같다. 표준화한 유량 압력 그래프에

서 80-120 mmHg의 혈압범위의 최대, 평균, 최소 압력을 도시하면 그림 4의 세 점과 같다. 이 때의 최대유량은 평균 유량의 2배, 최소 유량은 평균 유량의 0.5배임을 알 수 있다. 또한 그래프를 곡선 맞춤(Curve Fitting)하면 $y = 100 \times 0.29$ 의 방정식이 만들어 진다(그림 4의 실선). 이를 약간 저혈압인 이완기 65 mmHg와 고혈압인 수축기 150 mmHg까지 확장한다. 이에 대응하는 유량은 20%와 400%이다(그림 4의 양 끝점). 앞에서 언급한 것과 같이 다공성 물질은 세 동맥, 모세혈관, 세 정맥을 포함하므로 출구 조건은 정맥의 압력과 같은 10 mmHg를 주었다.

이렇게 계산된 C_0 와 C_1 은 정상상태의 계산이므로 비정상상태와는 오차가 있을 수 있다. 그러므로 본 연구에서는 3차원 계산에 사용하기 전 정상 성인의 심장 압력 파형[7](그림 5)을 입구 조건으로 사용하여 계산된 C_0 와 C_1 의 범위에서의 혈류량 q 를 계산하여 혈류량 Q 와의 오차가 최소로 발생하는 C_0 와 C_1 을 찾아내었다. 계산에 사용된 혈압 파형은 아래의 식으로 나타낼 수 있다.

$$f_1(x) = 91.41 + 477.05x - 1353.05x^2 \quad (0.0s < t \leq 0.29s) \quad \text{Eq. (6)}$$

$$f_2(x) = -1212.07 + 16220.69x - 80991.88x^2 + 211117.95x^3 - 304047.65x^4 + 229530.21x^5 - 71004.1x^6 \quad (0.29s < t < 0.75s) \quad \text{Eq. (7)}$$

5. 3차원 대동맥 모델의 비정상상태 계산

본 계산에서는 3차원 대동맥 모델의 입구(상행대동맥)에 정상인의 압력 파형(Eqs. 6, 7)을 주었다. 각 분지관의 끝은 가상 장기와 연결되었고 각 다공성 물질의 투수도는 1/4 평면대칭모델에서 계산한 C_0 와 C_1 을 사용 하였다. 가상장기의 말단에는 정맥 압력과 같은 10 mmHg를 주었다.

6. 대동맥 내 혈류에서 연속형 혈류의 위치 별 영향

앞서 구한 다공성 물질을 이용한 대동맥 모델(그림 3)을 사용하여 대동맥에 캐놀라가 위치 별 삽입된 모델을 계산하였다. 연속형 좌심실보조장치로 가정하여 더 이상 좌심실로부터 유입되는 유량은 없다고 가정하였다. 상정한 연속형 좌심실보조기의 경우 시간에 관계없이 일정한 유량이 주어지므로 정상상태로 계산한다. 이 계산을 통해서 주요 분지관인 좌총경동맥, 우총경동맥의 혈류량을 확인 해 보았다. 이들 분지관의 혈류량은 환자의 뇌의 상태를 호전하는데 매우 중요한 지표가 된다. 각 혈관의 압력, 각 분지관 별 혈류량을 비교하였다.

표 2. 계산된 C_0 와 C_1 .
Table 2. Calculated C_0 and C_1 .

Name	C_0	C_1	Flow rate [L/min]	Pressure [mmHg]
Thoracic Aorta	2.05E+06	0.31	16.965	149.2
			4.241	100.2
			0.848	64.8
Left Common Carotid Artery	2.37E+06	0.305	1.394	150.3
			0.349	101.6
			0.07	66.0
Right Common Carotid Artery	2.37E+06	0.305	1.394	147.8
			0.349	100.0
			0.07	65.0
Left Subclavian Artery	2.73E+06	0.3	1.162	146.7
			0.291	100.1
			0.058	65.6
Right Subclavian Artery	2.73E+06	0.3	1.162	146.6
			0.291	100.0
			0.058	65.5

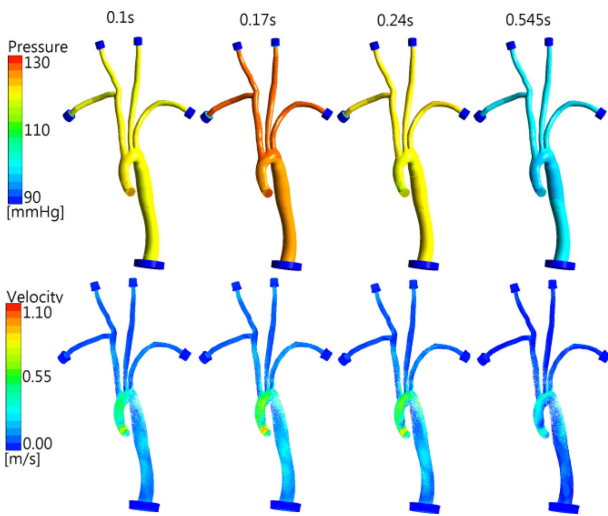


그림 6. 정상인 조건에서 계산된 혈류속도와 혈압.
Fig. 6. Computed temporal variations of pressure and velocity magnitude in arteries under normal condition.

III. 결 과

표 2는 1/4 평면대칭 모델을 통해 계산된 각 분지관 말단의 투수도 함수에 필요한 계수 C_0 와 C_1 를 보여준다. 계산된 C_0 와 C_1 를 3차원 대동맥 모델의 분지관 말단에 있는 다공성 물질의 계수로 적용하여 정상인의 압력 파형을 입구 조건으로 주어 계산하였다. 심실의 수축기인 0~0.17초까지 혈압이 90 mmHg부터 130 mmHg까지 가파르게 상승하고, 최고 혈류속도는 약 1.06 m/s이며, 상행대동맥에서 관찰되었다. 이후 이완기로 접어들어 0.75초까지 최저혈압 약

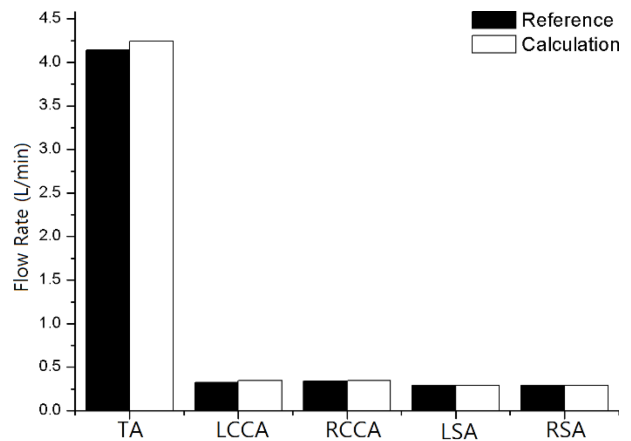


그림 7. 각 분지관 별 계산된 혈류량과 참조 혈류량의 비교(TA, 흉부대동맥; LCCA, 좌 총 경동맥; RCCA, 우 총 경동맥; LSA, 좌 쇄골하동맥; RSA, 우 쇄골 하동맥).

Fig. 7. Comparison between reference blow flow rate and computed blood flow rate at different bifurcations(TA, Thoracic aorta; LCCA, Left common carotid artery; RCCA, Right common carotid artery; LSA; Left subclavian artery; RSA, Right subclavian artery).

90 mmHg으로 낮아짐을 볼 수 있다(그림 6). 그림 7은 대동맥의 분지관별 혈류량을 Nichols 등[10]에 있는 임상적 혈류량과 비교한 것이다. 평균 혈류량은 5.38 L/min로 정상 혈류량으로 상정한 5.52 L/min과 약 2.5%의 오차를 보여준다. 각 분지관 별 혈류량의 오차는 5% 이내임을 확인하였다.

그림 8은 출구캐놀라 삽관위치를 각각 상행대동맥, 대동맥 궁, 하행대동맥에 하여 LVAD 치료를 했을 경우의 대동

표 3. 캐놀라의 삽관 위치별 혈류량과 혈압.
Table 3. Calculated C_0 and C_1 .

Name	Ascending Aorta		Aortic Arch		Descending Aorta	
	Flow Rate [L/min]	Blood Pressure [mmHg]	Flow Rate [L/min]	Blood Pressure [mmHg]	Flow Rate [L/min]	Blood Pressure [mmHg]
Thoracic Aorta	4.201	99.122	3.782	96.274	4.299	99.747
Left Common Carotid Artery	0.331	99.747	0.865	130.831	0.331	99.747
Right Common Carotid Artery	0.380	99.539	0.299	96.031	0.348	99.747
Left Subclavian Artery	0.291	102.595	0.348	104.123	0.291	99.747
Right Subclavian Artery	0.323	102.595	0.259	95.822	0.299	99.747

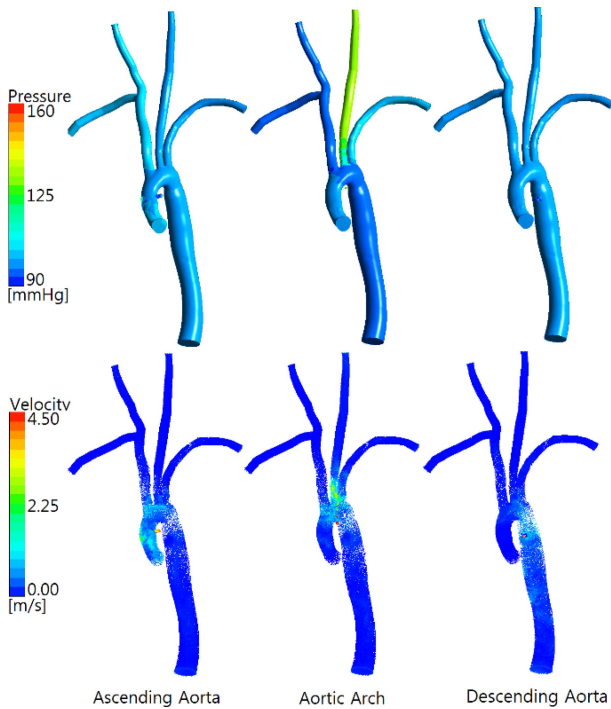


그림 8. 캐놀라의 삽관 위치에 따른 혈압과 혈류 속도.
Fig. 8. Pressure contours and velocity magnitudes according to the location of outflow cannula.

맥 내 혈압과 속도 분포를 나타낸다. 혈압은 LVAD 치료를 받지 않는 정상인의 경우에서 나타난 변화추이 보다 넓은 범위로 90 mmHg 에서 150 mmHg 사이에서 분포되었다. 출구 캐놀라 주위에 압력 변화가 있지만, 그 외의 공간에서는 압력변화가 거의 없음을 볼 수 있다. 속도는 모든 경우에 출구 캐놀라에서 나올 때 약 4.1 m/s로 높은 속도를 가지며, 대동맥 궁 주위에서 여러 vortex가 관찰이 되었다. 분지관으로 진행할수록 안정된 유동을 보이며 0.5 m/s이하의 속도를 보였다. 출구 캐놀라의 위치 별 분지관 말단 혈류량은 그림 9(a) 와 같다. 상행대동맥으로 캐놀라 출구 캐놀라를 삽관했을 경우에 우측경동맥으로 0.38 L/min 의 혈류량으로 흉부동맥 다음으로 높은 혈류량이 예측되었다. 대동맥궁으로 캐놀라를 삽관했을 경우에는 좌측경동맥으로

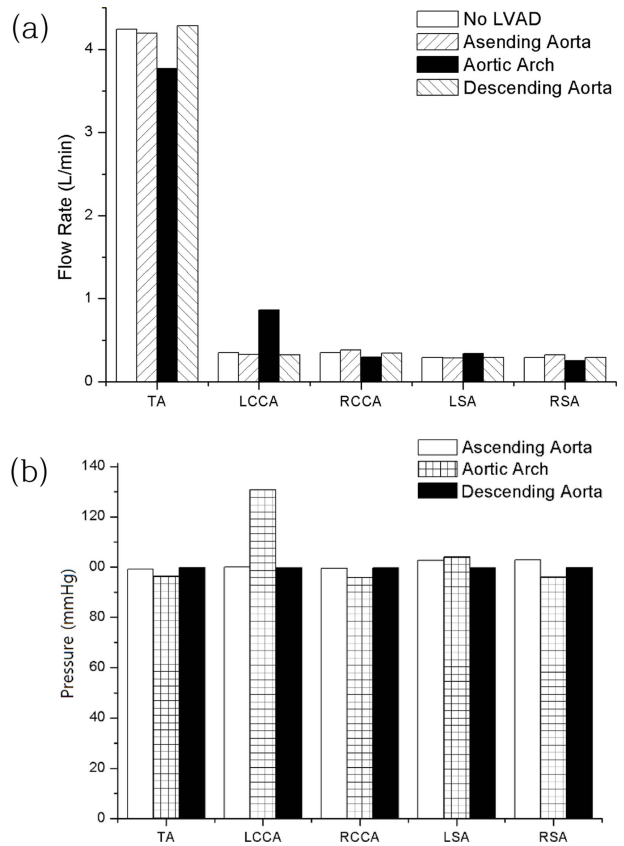


그림 9. 캐놀라의 삽관 위치에 따른 대동맥 분지관 별 혈류량 및 혈압 (TA, 흉부대동맥; LCCA, 좌 총 경동맥; RCCA, 우 총 경동맥; LSA, 좌 쇄골하동맥; RSA, 우 쇄골 하동맥).
Fig. 9. Blood flow rate and pressures according to the location of outflow cannula at several bifurcations (TA, Thoracic aorta; LCCA, Left common carotid artery; RCCA, Right common carotid artery; LSA; Left subclavian artery; RSA, Right subclavian artery).

0.865 L/min 의 혈류량으로 흉부동맥다음으로 높은 혈류량이 예측되었다. 하행대동맥으로 삽관이 되었을 경우에는 우측경동맥에 0.348 L/min 의 혈류량으로 흉부동맥 다음으로 높은 혈류량이 예측되었다. 출구 캐놀라의 위치 별 분지관 말단의 압력은 그림 9(b) 와 같다. 상행대동맥으로 캐놀라 출

구 캐놀라를 삽관했을 경우에 좌쇄골하동맥에 103 mmHg로 가장 높은 혈압이 예측되었다. 대동맥궁으로 캐놀라를 삽관했을 경우에는 좌총경동맥에 131 mmHg로 가장 높은 혈압이 예측되었다. 하행대동맥으로 삽관이 되었을 경우에는 우총경동맥에 100 mmHg로 가장 높은 혈압이 예측되었다.

IV. 결 론

본 연구에서는 LVAD의 출구 캐놀라의 위치에 따라 대동맥 내부의 유동에 대한 분석을 수학적 모델링 방법을 이용하여 수행하였다. 대동맥 모델은 의료영상으로부터 삼차원 재구성된 형상에 계산격자를 생성하였다. 연속형 LVAD로 가정하였으며, 캐놀라의 입구조건으로 LVAD의 유량을 5.2 L/min으로 설정 하였다. 분지관의 말단에 유동저항을 부여하기 위해 다공성 물질을 추가하였으며, 임상적으로 정상인의 혈류와 혈압 관계를 모사할 수 있는 특성 계수를 계산하였다. 각 분지관별 다공성 물질 특성 계수를 적용을 하고 출구 경계조건으로는 정맥혈압인 10 mmHg를 부여하였다. 출구 캐놀라의 위치를 상행대동맥, 대동맥 궁, 하행대동맥의 세 경우로 나누어 각각 해석을 수행하였다.

먼저, LVAD 치료를 받지 않는 정상인의 경우에 대한 유동해석 결과로 임상적 범위내의 혈류량과 압력 값을 가졌다. 다공성 물질의 특성계수를 예측하기 위해 사용했던 Nichols 등[10]의 연구에서 참조한 혈류와 혈압 값과 계산된 값들 사이의 오차가 3% 미만이었다. 다공성 물질의 특성계수 계산시의 허용오차가 5% 미만으로 설정을 하였기 때문에 이 3% 오차는 이론적으로 수용할 수 있는 오차이다.

위의 방법으로 검증된 다공성 물질과 결부된 동맥 모델을 이용하여, LVAD의 출구 캐놀라 위치에 따른 동맥내부 유동 해석을 수행하였다. 대동맥 궁에 출구 캐놀라를 삽입했을 경우에 좌총경동맥에서의 혈압분포와 혈류량이 다른 분지관에 비해 현저히 높았다(그림 8, 그림 9). 이는 뇌 및 두부로 향하는 혈류량 및 혈압의 상승은 뇌동맥류와 같은 뇌혈관 질환의 원인이 될 수 있다 [11]. 이렇게 혈류량 및 혈압이 삽관 위치에 따라 차이를 보이는 이유는 대동맥 대비 좁은 출구 캐놀라에서 전체 혈류량인 약 5.5 L/min의 유량이 분출되어 출구 캐놀라 맞은편에 유동이 직접 부딪히기 때문이라고 판단된다. 본 연구에서 가정된 대동맥 궁의 캐놀라 삽입위치에서는 좌총경동맥이 큰 영향을 받았지만, 캐놀라 삽입 위치와 각도에 따라서 다른 분지관의 혈압 및 혈류량이 영향을 받을 것으로 예상된다.

본 연구에서는 몇 가지 가정과 한계점이 있다. 첫째, 부전 심장의 기능이 LVAD의 혈액 박출의해 형성된 대동맥 압력을 극복 할 수 없을 정도의 기능부전으로 가정하였다. 둘째, 세동맥과 모세혈관들의 혈류역학적 저항을 모사하기 위

해 다공성 물질로 세동맥과 모세혈관을 대체하였다. 셋째, 동맥의 탄성에 의한 유동효과를 무시하였다. 넷째, 자율조절 신경계에 의한 혈관의 조절기전을 무시하였다. 마지막으로 대동맥궁에 삽관하는 것은 해부학적/임상적 관점에서 사용되기가 어렵지만, 상행대동맥과 하행대동맥으로의 삽관위치에 따른 동맥내부 혈류역학적 변화의 추이를 보기 위해 상행대동맥과 하행대동맥의 중간위치인 대동맥궁에 삽관하는 것을 고려하였다.

본 연구는 수학적 모델링을 통한 컴퓨터 시뮬레이션 연구이지만, 연속형 LVAD를 이용하여 혈액박동 효율을 높이는 캐놀라 삽관 위치를 고려하는 임상 연구자들에게 참고 자료로써 활용될 수 있을 것이다.

Reference

- [1] 김은혜, 임기무, “심실의 부하감소 측면에서 좌심실 보조장치의 최적 치료시기 예측을 위한 시뮬레이션 연구”, *한국기계공학회지*, vol. 12, no. 4, pp. 22-28, 2013.
- [2] Casarotto D., Bottio, T., Gambino, A., Testolin, L., and Gerosa, G., “The last to die is hope: prolonged mechanical circulatory support with a Novacor left ventricular assist device as a bridge to transplantation”, *J Thorac Cardiovasc Surg*, vol. 125, no. 2, pp. 417-418, 2003.
- [3] Goldstein D.J., “Worldwide experience with the MicroMed DeBakey Ventricular Assist Device as a bridge to transplantation”, *Circulation*, vol. 108 Suppl 1, no. pp. II272-277, 2003.
- [4] Timms D., Gregory, S., Hsu, P.L., Thomson, B., Pearcy, M., McNeil, K., Fraser, J., and Steinseifer, U., “Atrial versus ventricular cannulation for a rotary ventricular assist device”, *Artif Organs*, vol. 34, no. 9, pp. 714-720, 2010.
- [5] Lim K.M., Lee, J.S., Song, J.H., Youn, C.H., Choi, J.S., and Shim, E.B., “Theoretical estimation of cannulation methods for left ventricular assist device support as a bridge to recovery”, *J Korean Med Sci*, vol. 26, no. 12, pp. 1591-1598, 2011.
- [6] Lim K.M., Kim, I.S., Choi, S.W., Min, B.G., Won, Y.S., Kim, H.Y., and Shim, E.B., “Computational analysis of the effect of the type of LVAD flow on coronary perfusion and ventricular afterload”, *J Physiol Sci*, vol. 59, no. 4, pp. 307-316, 2009.
- [7] Park J.Y., Park C.Y., Hwang C.M., Sun, K., and Min B.G., “Pseudo-organ boundary conditions applied to a computational fluid dynamics model of the human aorta”, *Comput Biol Med*, vol. 37, no. 8, pp. 1063-1072, 2007.
- [8] Biswajit Kar, Reynolds M. Delgado, O. H. Frazier, Igor D. Gregoric, Matthew T. Harting, Yasmin Wadia, Timothy J. Myers, Robert D. Moser, and Jonathan Freund, “The Effect of LVAD Aortic Outflow-Graft Placement on Hemodynamics and Flow Implantation Technique and Computer Flow Modeling”, *Tex Heart Inst J*. vol. 32 no. 3, pp. 294-298, 2005.
- [9] George, Stephanie M. “Computational Analyses of an In-Vitro Aneurysm Model Based on Three-Dimensional Angiography With Comparison to Phase Contrast Magnetic

- Resonance Imaging and Dye Injection Studies.” *In:ASME 2010 Summer Bioengineering Conference. American Society of Mechanical Engineers*, p. 163-164, 2010.
- [10] Nichols W.W. and O’Rourke M.F., “McDonald’s Blood Flow in Arteries: Theoretical, Experimental and Clinical Principles.”, 4th ed. 1998, London, UK: Edward Arnold.
- [11] Torii Ryo, Marie Oshima, Toshio Kobayashi, Kiyoshi Takagi, Tayfun E. Tezduyar. “Numerical investigation of the effect of hypertensive blood pressure on cerebral aneurysm dependence of the effect on the aneurysm shape”. *International Journal for Numerical Methods in Fluids*, 54.68: 995-1009, 2007.