

일차원 동맥네트워크 모델을 활용한 혈류 및 PWV 분석에 관한 연구

권순성*, 심은보**

Computational study on the arterial blood flow and PWV analysis using one-dimension arterial network model.

S.S. Kwon*, E.B. Shim**

1. 서론

심혈관계를 수치적으로 분석하기 위한 컴퓨터 모델링은 인체 순환계의 분석 도구로서 중요한 의학적 의미를 지니고 있다. 예를 들어 동맥경화 등과 같은 혈관계 질병의 생리학적 효과를 분석하거나 혹은 심장병 환자들을 위한 기계적 보조장치의 설계 및 제작, 심장병 치료제의 혈관 내 전달현상 등을 해석하는데 널리 사용되고 있다. [1]

본 연구에서는 기존의 연구에서 사용된 lumped parameter 모델에 분산동맥 네트워크 모델을 통합한 새로운 심혈관 모델을 제시하였으며, 이를 이용하여 동맥경화를 진단하는데 기초가 되는 동맥의 탄성도와 PWV(Pulse Wave Velocity)를 계산하였다.

2. 수치해석방법

본 연구에서는 Ozawa[2]에 의해 제시된 바 있는 동맥계 네트워크 구조를 활용하였다. 이 구조는 lumped system으로 표현된 동맥요소를 분산 동맥네트워크로서 대체하여 동맥계를 좀 더 정확하게 모델링 한 것이다. Figure 1에서 보듯이 모두 28 부분의 주요 동맥들로 이루어져 있으며, 좌우 대칭인 부분은 점선으로 표시되어 있다. 이때 이 동맥들과 관련된 Parameter는 주로 임상자료들로부터 얻는다.

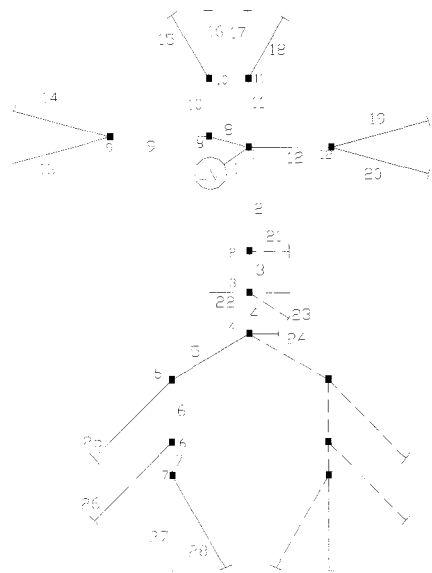


Figure 1. The 28 element distributed model of the arterial system.

1차원 동맥모델에서의 지배방정식을 유도하기 위하여 혈류는 비압축성 Newtonian유체로, 혈관벽은 선형 탄성체로 생각한다. 그리고 동맥들에서 혈류는 일차원이며 축 방향으로만 변한다는 가정을 도입한다. 다음 Figure 2에 표시된 control volume에 대해서 일차원 연속 방정식과 운동방정식을 생각한다.

$$\frac{\partial A}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x}(uA) + \psi = 0$$

(1)

$$\frac{\partial u}{\partial t} + \partial \left(\frac{u^2}{2} + \frac{P}{\rho} \right) + F = 0 \quad (2)$$

* 강원대학교 기계메카트로닉스공학부 대학원

** 강원대학교 기계메카트로닉스공학부

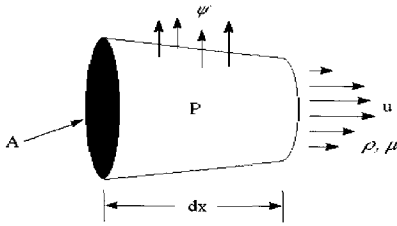


Figure 2. Finite segment of an elastic element

여기에서 u , P 는 각각 평균속도 및 압력이고 A 는 단면적이다. Ψ 는 leakage term으로서 자세한 표현은 참고문헌에 찾아볼 수 있다. 위의 두 식을 matrix형태로 정리하면 다음과 같다.

$$\frac{\partial}{\partial t}[A] + \frac{\partial}{\partial t}[B] + [C] = 0 \quad (3)$$

여기에서

$$[A] = \begin{bmatrix} u \\ A \end{bmatrix}, [B] = \begin{bmatrix} u^2/2 + P/\rho \\ uA \end{bmatrix}, \text{ and } [C] = \begin{bmatrix} F \\ \Psi \end{bmatrix} \quad (4)$$

위의 식에서 구해야 할 변수로는 u , P , 그리고 A 이다. 따라서 면적에 관한 하나의 방정식이 추가로 요구되는데 이는 tube law[3]로부터 유도되며 다음과 같다.

$$A(P, z) = A_0(z) \cdot \exp\left[\frac{(P - P_0)}{c(P_0, z) \cdot \rho \cdot c(P, z)}\right] \quad (5)$$

위에서 $A(P, z)$ 는 위치 z 에서 transmural pressure $(P - P_0)$ 일 때의 면적에 대한 표현식으로서 c 는 wave speed를 의미하며 자세한 내용은 Stettler[4]에 제시되어 있다. 압력 및 속도, 그리고 면적에 관한 해는 식 (3)과 (4)를 유한차분법으로 풀어서 구하며, 경계조건 산정을 위해서 압축성 유체의 해석에서 널리 이용되고 있는 MOC(method of characteristics)방법을 적용한다.

3. 계산결과 및 검토

우선 본 연구에서는 각 주요 동맥에 대한 압력파형을 수치적으로 계산하였으며, 이를 임상 실험치와 비교하였다. Figure 3과 Figure 4에 나타나 있듯이 압력파형은 기존의 임상 실험치와 잘 일치하고 있음을 알 수 있다. 이와 같이 검증된 코드를 사용하여 임상적인 데

이터와의 계산된 맥압을 비교하여 환자의 대동맥과 요골동맥에서의 탄성도를 구하였다.

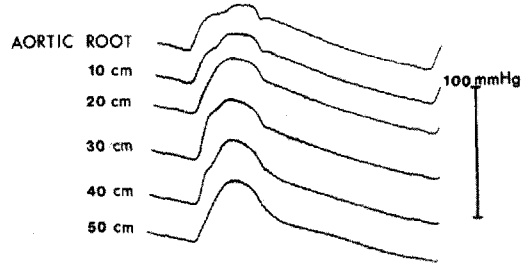


Figure 3. Pressure recordings along the aorta in man, proceeding from proximal to distal transducers from Latham.[5]

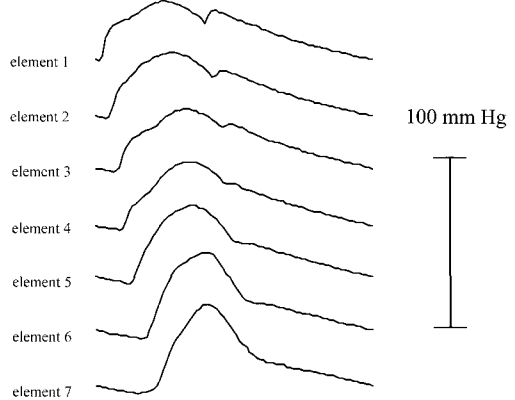
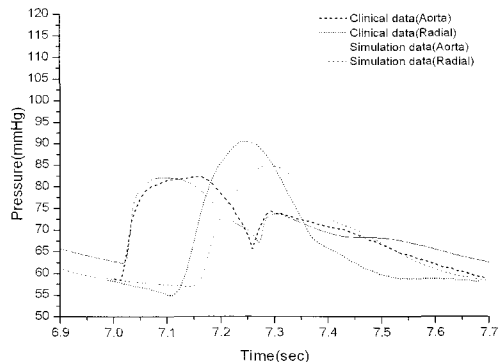
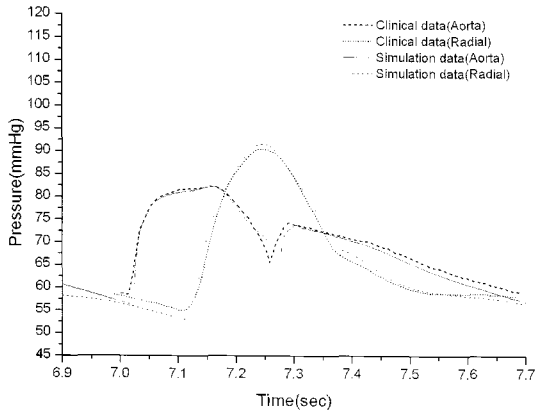


Figure 4. Computed pressure tracings along the aorta from the standard case, proceeding from proximal to distal element 1-7.

Figure 5에 나타나 있는 것과 같이 수치적인 계산결과와 임상적인 데이터를 비교하여 가장 일치하는 파형을 찾았으며, 이를 통하여 환자의 동맥 탄성도를 예측할 수 있었다.



(a) Incorrect data



(b) Correct data

Figure 5. Comparison of clinical data with simulation

위의 그림과 같이 (a)는 환자의 임상적인 파형과 수치적으로 계산된 파형이 일치 하지 않음을 보인다. 반면 (b)에서는 임상적 파형이 수치적으로 계산된 파형과 거의 일치하며 이로부터 환자 동맥의 탄성계수를 추정할 수 있다. (Aorta : 4×10^6 , Radial : 8×10^6) 이와 병행하여 동맥의 탄성도와 PWV와의 관계를 조사하였다. 각각 계산되는 맥압의 파형을 바탕으로 PWV를 구하였으며 동맥의 탄성도와 비교하여 동맥이 경직됨에 따라 PWV가 증가한다는 것을 확인할 수 있었다.(Fig.

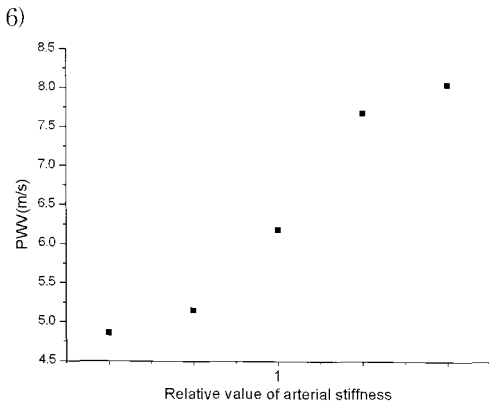


Figure 6. Relation of the arterial elastic modulus with PWV

4. 결 론

본 연구에서는 인체 심혈관계의 혈류역학적 상태를 분석할 수 있는 수치적 방법을 제시하였다. 먼저 정맥, 폐순환계 그리고 모세혈관계 등에 대해서는 lumped parameter model을 사용하였으며, 의학적 중

요성을 지닌 각 동맥부위의 혈류전파과정을 분석하기 위하여 동맥 분산모델과 통합하였다. 이 때 동맥의 혈류는 신축성 있는 벽 내에 혈류가 흐르는 1차원 유동 모델을 사용하여 해석하였다. 혈류의 수치적 해석을 위하여 연속 및 운동량 방정식을 유한차분법으로 해석하였으며 경계조건 산정을 위하여 MOC를 활용하였다. 이와 같은 수치적인 방법을 통해 얻어진 맥압의 파형과 임상적인 파형을 비교하여서 환자의 동맥탄성도를 추정하였다. 또한 이렇게 구해진 동맥탄성도와 PWV와의 관계를 통하여 동맥이 경직됨에 따라 PWV가 증가한다는 사실을 수치적으로 확인할 수 있었다.

참고 문헌

- (1) Berne, R.M., Levy, M.N. Cardiovascular Physiology 6th ed., Mosby Year Book, St. Louis, 1992.
- (2) E. Ozawa, "A Numerical Model of the Cardiovascular System for Clinical Assessment of the Hemodynamic State," Ph. D. Thesis, MIT, 1997.
- (3) Shapiro, A.H. Steady Flow in Collapsible Tubes. ASME Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 99, 126-147, August 1977.
- (4) Stettler, J.C., Niederer, P. and Anliker, M. Nonlinear mathematical models of the arterial system: effects of bifurcations, wall viscoelasticity, stenoses, and counterpulsation on pressure and flow pulses. From Handbook of Bioengineering. Eds. Skalak and Chien, McGraw Hill 1987.
- (5) Latham, R.D. Technique of micromanometric catheterization of the descending aorta in man: A method to study regional arterial dynamics. Heart Vessels 3:166-169, 1987.