

혈압 파형 해석과 유체 역학적 모델링

윤영준*, 소광섭**, 김원식**

1. 서론

혈압파형에 대한 해석은 1733년에 Stephan Hales가 말의 경동맥에 유리관을 꽂아서 혈압에 대한 것을 관찰하면서 시작되었다. 그후 19세기 후반에 혈압파형 관측기(Sphygmograph)가 만들어지고 Mahomed가 고혈압과 노화현상이 혈압파형에 미치는 영향을 연구하면서 연구의 정점에 도달하였다. 그러나 혈압파형의 관측의 번거로움으로 인하여 보다 다루기 쉬운 커프식 혈압계가 등장하였고 점차 혈압파형보다 최고최저혈압에만 초점을 맞추어서 현재까지 사용되고 있다. 그러나 혈관의 경화도에 대한 중요성이 커지면서 단순히 최저최고 혈압값보다 좀더 많은 정보를 내포하고 있는 혈압파형에 대해 관심이 다시 높아지고 있다.^(1,2,5)

인체 순환계에 대한 역학적 모델링은 심장 자체에 대한 모델링과 단순히 대동맥의 탄성도(Compliance)와 말초혈관의 저항성분을 바탕으로 한 Windkessel모델, 더 나아가 모든 혈관에 대한 구체적인 자료를 바탕으로 한 모델링기법이 이용되고 있다. Womersley가 유체역학의 대표적인 방정식인 Navier-Stokes방정식을 이용하여 혈관에 대한 구체적인 유체역학적 모델링을 가능하게 한 이후 혈관계에 대한 구체적인 모델이 등장하였다. 그중에서 Avolio는 혈관에 대한 선형적인 해석방법을 이용하여 전체 혈관계를 모델링 하였다.^(1,3)

이에 본 연구는 혈압파형의 대한 구체적인 해석에 관련된 지수들을 알아보고자 한다. 그리고 이러한 혈압파형이 유체역학적으로 어떻게 모델링 되고 있는지를 살펴보고 그 중 Avolio모델을 이용하여 국소적인 혈관의 효과가 어떻게 전파되는지를 알아 보기로 한다.

2. 본론

동맥압 파형은 그림1과 같이 먼저 심장에서 내뿜어져 나오는 입사파와 폐쇄된 혈관에서 반사되어 나오는 반사파의 합성의 결과로 해석된다. 이에 말초혈관의 변화나 국소적인 여러 변화에 의해 그 파형이 달라질 수 있다. 대체적으로 반사파가 달라지는 결과를 초래한다. 고혈압이나 노화가 진행될 수

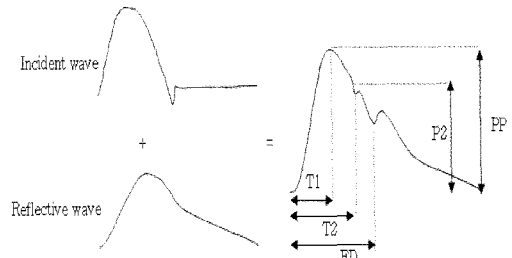


Fig. 1 Arterial Blood Pressure Waveform Analysis

록 맥파가 전파되는 속도가 빨라져서 반사파의 도달시간이 달라지면 P2에 해당하는 부분이 파에서 앞쪽으로 이동하고 P2/PP의 비율이 증가하게 된다. 이것을 팽창지수(Augmentation index)라고 하여 경화도(Stiffness)의 주요한 지표로 쓰이고 있다. 이외에 심실수축기의 비율에 해당하는 ED, 첫파형의 도달시간 T1, 반사파 도달 시간 T2 그리고 대동맥 파형에서 수축기와 이완기의 맥압 면적의 비율인 Subendocardial index가 있는데 이것은 관상동맥의 이상징후를 알아볼 수 있는 지수로 쓰이고 있다. 여러 각 지수들의 특정질병과의 연관성의 연구가 이루어지고 있는데 대표적으로는 팽창지수가 이용되고 있다.⁽¹⁾

동맥압의 파형이 위치별로 변형되는데 요골동맥과 같은 상체에서의 동맥부위는 나이별로 혹은 신체에 이상이 있음에도 대동맥과의 파형차이의 비가 적게 변화하는 특성을 나타내고 있다. 그래서 이러한 비율로 전달함수(Transfer function)를 이용하여 요골동맥압 파형으로 대동맥파형을 추정하는 방법이 이용되고 있다.^(1,5)

혈류를 역학적으로 해석하기 위해서 Navier-Stokes방정식을 이용하는데 이것은 비선형항이 포함되어 있어서 수치적으로 해석하여 인체와 같은 복잡한 혈관계에 적용하는데 문제점을 따른다. 비선형항에 해당하는 것을 근사적으로 짧은 길이 혈관의 경우에 적용하여 이 방정식을 간단히 선형화시킬 수 있다. 이후 이러한 짧은 관들을 인체 구조와 비슷하게 여러개로 조합시킨다. 이때 전력수송(transmission line)의 방법이 적용되어 전체 혈관계를 근사화시킬 수 있다. 이러한 형태로 모델링하고 실제 각 혈관 부위의 경화도(Stiffness), 혈관길이, 두께, 지름의 정보를 입력하면 인체의 혈류흐름을

* 서울대학교 물리학부

** 한국 표준과학연구원

수치적으로 모델링 할 수 있다. 이러한 방식으로 그림2의 오른쪽부분은 혈관계를 모델링한 것이고 실제 대동맥의 파형을 입력할 경우 요골동맥과 다리의 tibial 동맥까지의 파형이 변형되어가는 것을 시뮬레이션 할 수 있다. 이러한 방법을 좀더 확장하여 어떤 국소적인 부분에서의 혈관 경화도의 변형을 모델링하여 그 경화도를 추정할 수 있다. 손에 커프로 가압하여 연령별 그룹으로 실험한 결과가 그림 3에 나타난 그래프이다. 오른쪽 그래프는 손에 커프식 가압을 주어 혈관의 경화도를 임의적으로 변형시켰을 경우 팽창지수 값의 변화를 연령별 그룹으로 나누어 본 것이다. 전체적으로 나이든 그룹에서는 팽창지수의 값이 크지만 비슷하게 경화도가 커프 가압에 따라 변화는 것을 볼 수 있다. 실제 이것에 대한 혈관 모델링을 통하여 경화도의 변화를 추정해 보면 그림3의 오른쪽과 같이 비슷한 변화를 보인 것을 확인 할 수 있었다. 가압에 의한 경화도의 변화정도는 나이별로 차이가 나타나지 않았다.

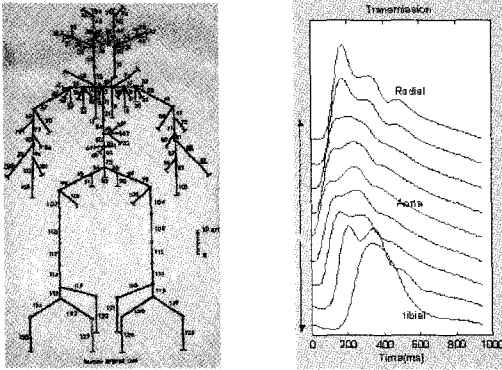


Fig 2. Change Arterial BP Waveform simulation from Aorta to Radial and tibial by hydrodynamical modelling.

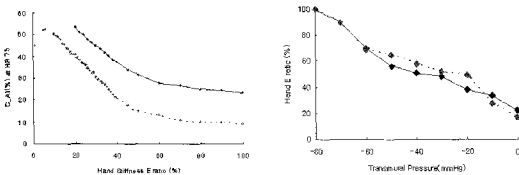


Fig 3. Result of estimation from hand stiffness change. Old age group(n=12, solid line), Young age group(n=12, dot line)

3. 결론

- 1) 혈압파형의 여러지수들은 다양하게 이용되고 있음을 알아보았고 그 구체적인 내용은 팽창지수, 수축기 시간, subendocardial 지수 등등이 있다.
- 2) 유체 역학적인 특성을 인체 혈관계에 적용하여 실제 혈압파형이 변형되는 것을 시뮬레이션할 수 있었다.
- 3) 모델링을 바탕으로 팽창지수값을 이용하여 국소 혈관의 변형의 정도를 추정할 수 있었고 이것을 연령별로 그룹을 나누어 다르게 분석해 본 결과 커프식 가압에서는 연령별 차이는 없었다.

참고 문헌

- (1) Nicholes W. W., et. al., 1998, "McDonald's Blood flow in arteries" 4th ed, Arnold, London.
- (2) Segers P, Verdonck P, 2000 "Role of tapering in aortic wave reflection: hydraulic and mathematical model study" J. Biomechanics 33: 299-306.
- (3) A. P. Avolio, 1980 "Multi-branched model of the human arterial system." Med. & Biol. Eng. & Comput. 18 : 709-718.
- (4) Karamanoglu M, et al., 1995 "Pressure wave propagation in a multibranched model of the human upper limb." Am. J. Physiol. 269(Heart Circ. Physiol. 38): H1363-1369.
- (5) Chen CH, et al 1997 "Estimation of central aortic pressure waveform by mathematical transformation of radial tonometry pressure." Circulation 95: 1827-1836.