

복부대동맥류의 직경비에 따른 정상유동 및 맥동유동에 관한 수치적 연구

모 정 하[†] · 박 상 규^{*}
(2003년 2월 3일 접수, 2003년 5월 2일 심사완료)

A Numerical Study on the Steady and Pulsatile Flow with Various Diameter Ratios of Abdominal Aortic Aneurysm

Jeong-Hah Moh and Sang-Kyu Park

Key Words: Abdominal Aortic Aneurysm(복부대동맥류), Diameter Ratio(직경비), Steady Flow(정상유동), Pulsatile Flow(맥동유동), Wall Shear Stress(벽면전단응력)

Abstract

The objective of the present study was to investigate the characteristics of flow and wall shear stress under steady and pulsatile flow in the aneurysm. The numerical simulation using the software were carried out for the diameter ratios ranging from 1.5 to 3.0, Reynolds number ranging from 900 to 1800 and Womersley number, 15.47. For steady flow, it was shown that a recirculating vortex occupied the entire bulge with its core located closer to the distal end of the bulge and the strength of vortex increased with increase of the Reynolds number and diameter ratio. The position of a maximum wall shear stress was the distal end of the aneurysm regardless of the Reynolds number and diameter ratios. For the pulsatile flow, a recirculating flow at the bulge was developed and disappeared for one period and the strength of vortex increased with the diameter ratio. The maximum values of the wall shear stress increased in proportion to the diameter ratio. However, the position of a maximum wall shear stress was the distal end of the aneurysm regardless of the diameter ratios.

1. 서 론

최근에 동맥경화증의 진행에 따른 혈관의 약화로 복부나 흉부의 대동맥이 풍선처럼 늘어나는 동맥류 질환이 증가하고 있다. 동맥류성 질환은 혈류직경이 6cm 이상이 되면 동맥류가 파열되며 심한 경우 사망을 야기시킨다. 이러한 동맥류가 자주 나타나는 곳은 복부 대동맥, 신동맥, 뇌동맥이며 그 위치에 따라 형상이 다르다.

복부대동맥에서는 주로 복부동맥 분지 전에 풍선 모양으로 동맥류가 발생한다. 복부대동맥류

(abdominal aortic aneurysm)는 대동맥 직경의 1.5배에서 4배까지 자라며, 직경이 5cm 이상이면 동맥류 제거 수술이 시행되나 동맥류의 크기가 작더라도 파열이 발생하는 경우가 가끔 있다. 동맥류의 파열은 동맥류내의 압력과 혈류의 유동에 의한 전단응력이 혈관벽에 작용함으로써 관벽의 구조변화에 따라 혈관벽이 약화되기 때문으로 알려져 있다. 전단응력은 동맥류의 성장과 파열에 상당한 영향을 미치며 동맥류의 파열은 높은 사망률을 일으키므로 파열의 예측은 동맥류의 치료 및 수술에 중요한 정보를 제공할 수 있다.

복부대동맥류에 대한 연구동향을 살펴보면 다음과 같다. Budwig 등⁽¹⁾은 층류유동이 고려된 유리모델에 대하여 열선유속계의 원리를 이용하여 전단응력을 측정하였으며, 이를 유한요소법에 의한 수치해와 비교하였다. Schrader 등⁽²⁾과 Peattie 등⁽³⁾은 CDFI(Color Doppler Flow Imaging)법을

[†] 책임저자, 회원, 원광대학교 기계공학부

E-mail : jhmoh@wonkwang.ac.kr

TEL : (063)850-6684 FAX : (063)850-6691

* 회원, 우석대학교 자동차공학과

이용하여 동맥류내에서 난류 천이에 관한 연구를 하였으며 Asbury 등⁽⁴⁾은 LDV를 이용하여 평균 전단응력, 난동도를 측정하였다. 그리고 Bluestein 등⁽⁵⁾은 상용코드인 FIDAP 프로그램을 사용하여 복부대동맥내의 정상유동에 대한 수치해석을 수행하여 벽에 대한 전단응력의 변화를 고찰하였다. 한편 Yu⁽⁶⁾는 PIV를 이용하여 정상유동 및 맥동유동에 대한 유동특성을 실험적으로 조사하였으며 Oh와 Lee⁽⁷⁾는 광색성 염료를 사용하여 복부대동맥류내의 맥동유동에 대한 전단응력을 측정하였다. 그리고 Moh 등^(8,9)은 정상유동 및 맥동유동에 대하여 복부대동맥류의 형상에 대한 유동 및 전단응력의 변화를 수치적으로 해석하였다. 지금까지의 연구는 주로 총류 및 난류유동 그리고 정상 및 맥동유동에 대한 전단응력의 변화에 대하여 이루어졌기 때문에 복부대동맥의 확장의 정도(혈관직경에 대한 동맥류 최대직경의 비)에 따른 연구는 미흡한 실정이다.

본 연구에서는 정상 및 맥동유동에 대하여 복부대동맥류의 직경비(확장의 정도)에 따른 동맥류내의 유동현상 및 벽면전단응력의 분포 특성을 수치적으로 고찰하였다. 상용 전산유체역학 프로그램을 이용하여 수치해석을 수행하였으며 해석 결과를 바탕으로 동맥류의 파열지점을 예측하였다.

2. 이론해석

2.1 해석모델

복부대동맥류의 혈류유동을 해석하기 위하여 Fig. 1과 같은 Blustein 등⁽⁵⁾이 제시한 모델을 사용하였다. 동맥류의 반경 $r(z)$ 는 식 (1)과 같이 주어진다.

$$r(z) = \frac{D}{2} + \frac{(D_{\max} - D)}{4} \left(1 + \cos \frac{2\pi z}{L} \right) \quad (1)$$

여기서 $D(=20\text{mm})$ 는 혈관직경, $D_{\max}(=30, 40, 50, 60\text{mm})$ 는 동맥류 최대직경, z 는 축방향 좌표를 나타내며, $L(=80\text{mm})$ 은 동맥류 길이를 나타낸다.

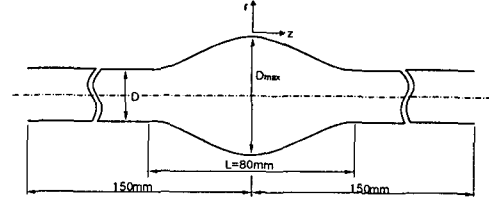


Fig. 1 Geometry of the aneurysm model

따라서 혈관직경에 대한 최대직경의 비(이하 “직경비”라 함), r_D 를 $r_D = D_{\max}/D$ 로 정의하면 r_D 는 1.5, 2.0, 2.5 및 3.0의 값을 갖는다.

맥동유동인 경우 상류와 하류 양쪽에 유동의 영향이 미치기 때문에 계산영역은 상류 150mm, 하류 150mm로 정하였다.

2.2 지배방정식

해석하고자 하는 모델은 2차원, 비압축성유체이며 점도는 일정하다. 이러한 가정하에 연속방정식과 운동량방정식을 텐서형태로 나타내면 다음과 같다

$$\frac{\partial}{\partial x_i} (\rho u_i) = 0 \quad (2)$$

$$\rho \left(\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) = - \frac{\partial p}{\partial x_i} + \mu \left(\frac{\partial}{\partial x_j} \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) \quad (3)$$

2.3 경계조건

복부대동맥류는 z 방향의 축에 대하여 대칭이므로, z 축의 상단부를 수치계산의 영역으로 정하였다. 벽에는 점착조건(no slip condition)이 적용되며, 입구에는 식 (4)로 주어지는 완전발달조건을 적용하였다. 그리고 출구에는 완전발달된 속도분포, 즉 0(zero)의 압력과 축방향의 속도구배가 0인 조건을 부여하였다.

$$u(r) = 2u_m \left\{ 1 - 4 \left(\frac{r}{D} \right)^2 \right\} \quad (4)$$

여기서 u_m 은 입구에서 혈액의 평균속도를 나타낸다. 정상유동인 경우 Reynolds수로 900과 1800을 사용하였다.

맥동유동인 경우 혈관내를 흐르는 유량은 심장의 이완 및 수축에 의하여 시간에 따라 변하게 된다. 맥동유동의 해석에 사용되는 유량 파형에는 생리학적 파형과 사인 파형이 있으며 실제 파형은 생리학적 파형에 가깝다. 본 연구에서는 복부대동맥류의 직경비에 따른 현상 해석이 주목적이기 때문에 해석의 용이함을 위하여 사인 파형을 사용하였다. 기존의 논문^(6,10)에서도 사인 파형을 사용하여 복부대동맥류 및 분지관에 대한 해석을 수행하였다. 유량을 사인 파형으로 표현하면 식 (5)와 같은 형태가 된다.

$$Q(t) = Q_{mean} + Q_{amp} \sin \omega t \quad (5)$$

여기서 Q_{mean} 은 평균유량, Q_{amp} 는 유량의 진폭, $\omega (=2\pi/T)$ 는 각속도, t 는 시간, T 는 주기를 나타낸다. 본 연구에서 평균유량은 $3.3 \times 10^{-5} \text{m}^3/\text{s}$, 유량의 진폭은 $3.9 \times 10^{-5} \text{m}^3/\text{s}$, 주기는 0.75초의 값을 사용하였다. 식 (5)를 기준으로 하는 시간평균된 Reynolds수는 600이며, u_m 은 $Q(t)/(\pi D^2/4)$ 로 계산된다. 그리고 Womersley수, $\alpha (=0.5D(\omega/\nu)^{0.5})$ 는 15.47이다. 위의 유동조건은 복부대동맥에서 관찰되는 값들이다.⁽¹¹⁾

혈액은 전단율의 감소에 따라 점도가 증가하는 비뉴턴유체, 즉 밀도 및 점도가 일정하지 않은 유체이나, 본 연구에서는 일정한 값으로 가정하여 해석을 수행하였다. 평균적으로 혈액의 밀도는 $1056 \text{kg}/\text{m}^3$ 이며, 점도는 $0.0037 \text{kg}/(\text{ms})$ 이다.⁽⁶⁾

3. 수치계산

3.1 격자계 구성

본 연구의 수치계산은 2차원 축대칭 모델이며, 모델은 z 축(축방향)을 중심으로 하여 상하가 대칭이기 때문에 상단부에 대해서만 격자계를 구성하여 계산을 수행하였다. 모델은 주유동방향(z 방향)으로의 속도변화가 수직방향(r 방향)의 속도변화보다 매우 작기 때문에 수직방향의 격자수가 주유동방향의 격자수보다 상대적으로 많도록 380×50 의 격자계를 선택하였다. 주유동방향에서 입구 및 출구부분은 $z=0$ 쪽을 향하여 조밀하게 격자계를 구성하였고 동맥류 부분에서는 일정한 간격의 격자계를 사용하였다. 그리고 수직방향으로는 0.98의 공비를 갖는 등비수열을 이용하여 벽면

방향으로 조밀하게 격자가 배치되도록 하였다.

3.2 수치해석방법

맥동류를 받는 대동맥의 확장 정도에 따른 유동 및 벽면전단응력을 해석하기 위하여 열·유체 분야에서 전세계적으로 널리 사용되고 있는 상용 코드인 FLUENT⁽¹²⁾를 사용하였으며, 연계된 속도 및 압력에 대해서는 SIMPLE 알고리즘을 사용하였다. 공간에 대해서는 2차의 정확도를 갖는 중앙차분법을, 시간에 대해서는 1차의 정확도를 갖는 암시도식법을 사용하였다. 그리고 맥동유동에서 시간 증분은 0.005초로 매우 작게 설정하였으며, 모든 변수에 대하여 허용오차의 범위가 5×10^{-4} 이내이면 수렴한 것으로 판단하여 계산을 종료하였다. 수치해석을 수행한 시간 구간은 0.0~4.5초로서 6주기(1주기는 0.75초) 동안이며 3주기부터는 모든 경우에 대하여 해가 수렴되는 것을 확인할 수 있었다.

4. 수치결과 및 고찰

4.1 수치해의 타당성

본 수치해의 타당성을 알아보기 위하여 기존의 연구결과인 Bluestein 등⁽⁵⁾의 수치 결과와 비교하였다. 동맥류 모델의 직경은 9.5 mm, 최대직경은 15.2 mm 이고, 입구에서의 평균속도, u_m 은 33 cm/s이며, Reynolds($=\rho u_m D/\mu$) 수는 900이다.

Fig. 2는 동맥류 최대직경 부근($z=0$)에서 반경 방향으로의 속도분포를 도시한 것이다. 점선은

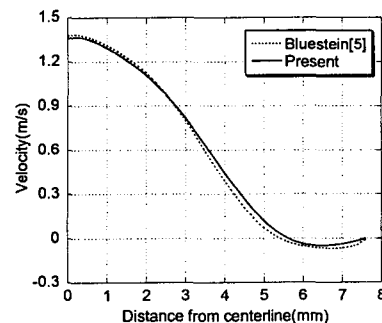


Fig. 2 Comparison of velocity distribution with other results at $z=0$

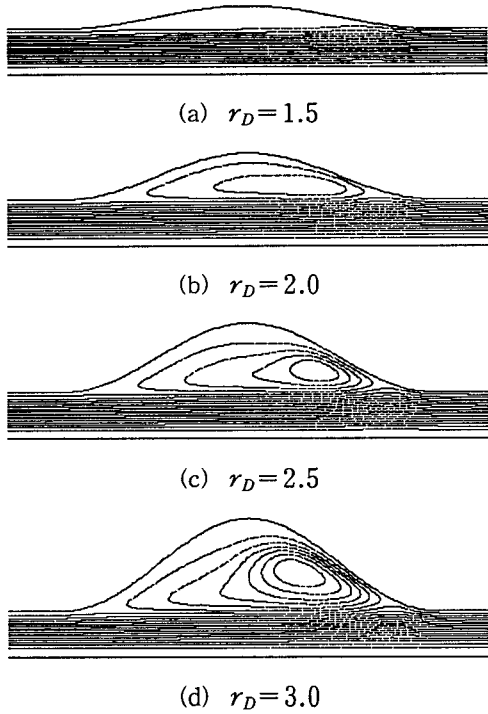


Fig. 3 Streamline contour plots in the aneurysm for $Re=900$

기존의 연구결과를, 실선은 본 연구의 결과를 나타낸 값으로서, 전반적으로 일치하는 경향을 보이고 있다. 센터 부근에서는 기존의 값이 약간 높게, 벽면 쪽으로 갈수록 본 연구의 값이 높게 나타나고 있으나 이는 격자점수, 벽면 부근에서의 격자점 배치 간격, 수렴에 대한 허용오차 등의 차이에서 비롯되는 것으로 사료된다.

4.2 정상유동의 유동장

정상유동인 경우의 해석은 Reynolds 수 900 및 1800에 대하여 수행하였다. Fig. 3은 Reynolds 수 900에 대하여 직경비가 1.5, 2.0, 2.5 및 3.0인 경우에 대한 유동장을 나타낸 그림이다. 해석한 모든 범위의 직경비에 대하여 동맥류내의 확장된 부분에서 재순환유동이 관찰되고 있다. 직경비의 증가에 비례하여 재순환유동의 세기가 증가하며, 유속은 동맥류 하단 벽면 부근에서 빨라지고 상단 벽면부에서 느려지는 현상을 나타내고 있다. 한편 재순환유동의 중심부 위치는 직경비 1.5를 제외하고 직경비의 증가와 관계없이 동맥류 하단

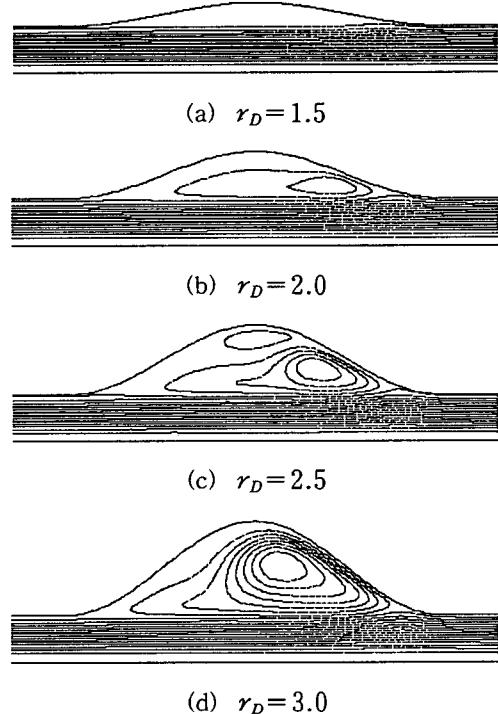


Fig. 4 Streamline contour plots in the aneurysm for $Re=1800$

부분으로 거의 일정하였다. 그리고 직경비가 1.5인 경우 매우 약한 재순환유동이 발생하지만 직경비가 증가할수록 동맥류 말단부에서 주유동이 부풀어오르는 듯한 약간 뒤틀리는 현상을 보이고 있다. 이러한 현상은 Reynolds수가 증가하여도 비슷하게 나타난다. Fig. 4는 Reynolds수 1800에 대하여 각각의 직경비에 대한 동맥류내의 유동장을 나타낸 것이다. Reynolds수 900인 경우와 마찬가지로 직경비가 증가할수록 재순환유동의 세기가 증가하며, 동맥류 하단 벽면 부근에서 유속이 빨라지는 현상이 나타난다. 그러나 Reynolds 수 900인 경우와 달리 재순환유동의 중심부는 직경비가 커질수록 동맥류 중앙 부근으로 이동하는 특징을 보이고 있다. 직경비가 2.5인 경우 앞의 경우와는 상이하게 동맥류 중앙 상단부에서 매우 약한 2차 재순환유동이 관찰되었지만 직경비가 3.0인 경우에는 이러한 현상이 나타나지 않았다.

4.3 정상유동의 벽면전단응력

Fig. 5는 Reynolds수 900인 경우에 대하여 동

맥류의 내부 벽면에 따른 전단응력을 나타낸 것이다. 벽면전단응력은 동맥류 입구부에서 급격히 감소하여 영에 가까운 음의 값(재순환유동에 의한 역속도구배로 인하여)을 유지하다가 동맥류 하단부에서 감소한 후에 급격히 증가한 후 최고점에 도달하였다. 그리고 이 후에 서서히 감소하다가 상류의 값에 근접하였다. 벽면전단응력이 하단부 근처에서 최대 값을 갖는 것은 유동이 동맥류 하단부에서 제트를 형성하며 벽면에 부딪히기 때문이다.

직경비의 변화에 따른 벽면전단응력의 분포를 살펴보면 다음과 같다. 변화 형태는 직경비 값에 관계없이 비슷한 모양을 보이고 있으며, 전단응력은 직경비가 증가할수록 동맥류 중간부분에서 영에 가까운 값을 나타내고 하단부에서 큰 값을 보이고 있다. 최대 벽면전단응력 값은 직경비가

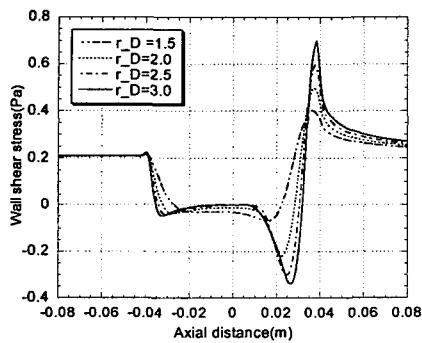


Fig. 5 Wall shear stress distribution along the aneurysm wall for Re=900

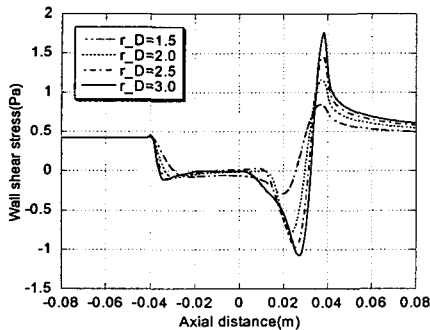


Fig. 6 Wall shear stress distribution along the aneurysm wall for Re=1800

커지게 되면 재부착점 근처(동맥류 하단부)를 지나가는 유량의 상대적인 증가로 인하여 속도구배가 증가하기 때문에 높은 값을 나타낸다. 그러나 직경비가 증가하여도 최대 전단응력이 발생하는 지점은 거의 변화를 보이지 않았다.

Fig. 6은 Reynolds수 1800인 경우에 대하여 동맥류의 내부 벽면에 따른 전단응력을 나타낸 것이다. 변화 형태는 Reynolds수 900인 경우와 유사하였지만 동맥류 하단부에서 변화가 심하였다. 유량이 두 배 증가한 것에 비하여 하단부에서 전단응력의 변화정도 및 값은 훨씬 크게 나타났으며, 이러한 현상은 직경비가 증가할수록 더욱 현저하게 나타났다. 따라서 벽면 전단응력은 혈관 내를 흐르는 유량의 증가보다 직경비의 증가에 따른 영향을 더 받는 것으로 추측할 수 있었다. 직경비 2.5인 경우 전단응력은 동맥류 중간부에서 매우 작은 양(+)의 값을 보이는데, 이는 전술한 바와 같이 이 부근에서 2차 재순환유동이 발생함에 따라 양의 속도구배를 나타내기 때문이다.

4.4 맥동유동의 유동장

혈관내의 유량은 식 (5)와 같이 하나의 주기를 기준으로 하여 계속적으로 반복된다. 본 연구에서는 다섯 번째 주기(t=3.0~3.75s)에 대하여 동맥류의 직경비에 따른 유동 및 벽면전단응력의 특성을 고찰하였다. Fig. 7은 다섯 번째 주기에 해당하는 유량을 시간의 함수로 표현한 것으로서 그림에 표시된 3.19초는 최대 유량기를, 3.38초는 유량 감소 중기를, 3.56초는 최저 유량기를, 그리고 3.75초는 유량 증가 중기를 나타낸 것이다.

Fig. 8은 직경비가 2.0인 경우에 대하여 Fig. 7에 표시(●)된 4개의 상이한 시간에 대한 유동의

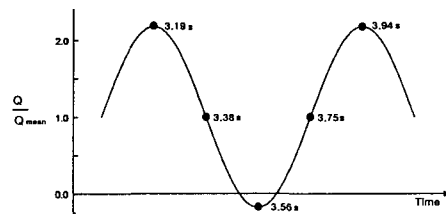


Fig. 7 Inlet flow rate waveform(5th period)

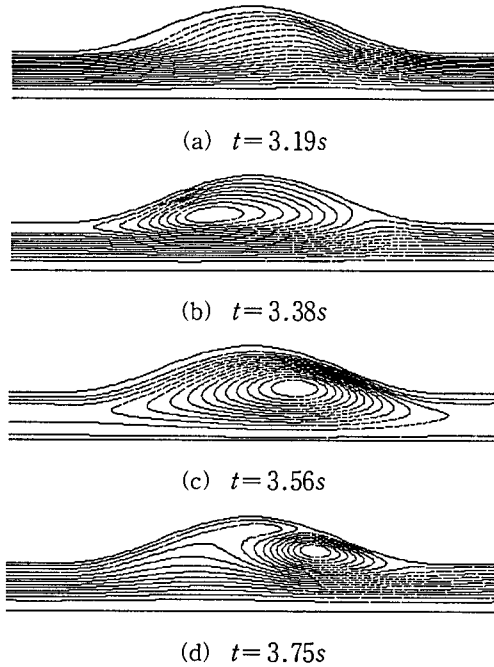


Fig. 8 Streamline contour plots at four different times for $r_D=2.0$

형태를 나타낸 것이다. 유량이 시간에 따라 주기적으로 변하기 때문에 각각의 시간대에서 유동특성은 매우 다르게 나타나고 있다. Fig. 8(a)는 유량이 피크일 때의 유동장으로서 동맥류 상단부에서 재순환유동이 나타나지 않고 있다. 유량이 중간쯤 감소하면(Fig. 8(b)) 동맥류 상단부에 커다란 재순환유동이 형성되며 동맥류 하류쪽에서 주유동이 약간 부풀어오르는 듯한 현상을 보이고 있다. 유량이 더욱 감소하여 음의 유량이 되는 경우(Fig. 8(c)) 재순환유동의 중심부가 하류쪽으로 이동하는 현상을 나타내고 있다. 유량이 다시 중간쯤 증가하면(Fig. 8(d)) 앞의 경우와는 판이하게 다른 복잡한 유동현상을 보이는데, 재순환유동은 동맥류 상단부 전체에 걸쳐서 형성되지 못하고 주유동에 의하여 하류쪽으로 치우쳐 형성되는 모습을 보이고 있다. 이러한 현상은 동맥류 내의 유동이 정상유동인 경우⁽⁸⁾에 비하여 매우 다른 것으로서, 유량의 변화에 따른 관성력의 변화에 기인하는 것으로 판단된다.

Fig. 9는 직경비가 3.0인 경우에 대하여 4개의 상이한 시간에 대한 유동장을 나타낸 것이다. 전반적인 변화 형태는 직경비 2.0인 경우와 유사하

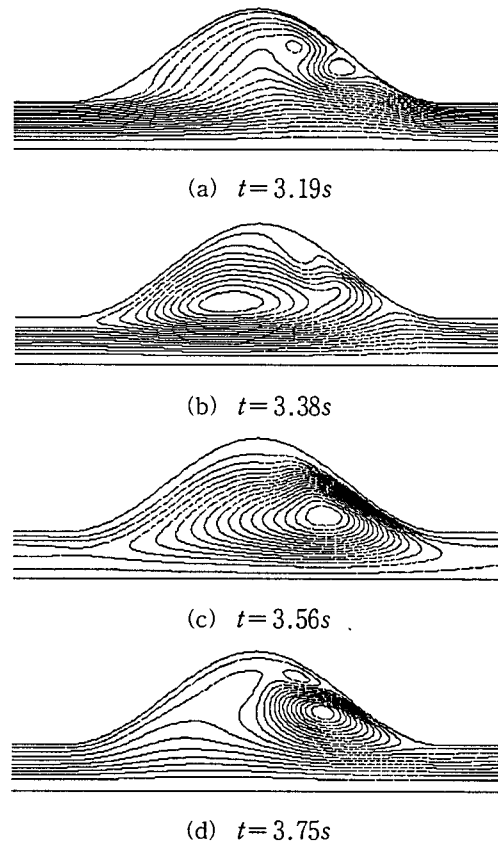


Fig. 9 Streamline contour plots at four different times for $r_D=3.0$

였으며 동맥류 상단부에 형성된 재순환유동이 시간의 흐름에 따라 생성과 소멸을 반복하였다. 다만 앞의 경우에 비하여 다소 복잡한 유동현상을 나타냈으며 동맥류 상단부에 형성된 재순환유동의 강도가 증가하였고 중심부의 위치가 하류쪽으로 더 이동하는 특징을 보였다. 그리고 유량이 피크(Fig. 9(a))일 때 동맥류 하류 벽면 가까이 매우 미약한 재순환유동이 존재하는 것이 관찰되었으며 혈액의 많은 부분이 혈관벽 가까이에서 흐르고 있음을 확인할 수 있었다.

4.5 맥동유동의 벽면전단응력

유량의 변화와 직경비의 변화에 의한 벽면전단응력이 혈관을 따라 어떻게 분포되는지를 살펴보고자 한다. Fig. 10은 직경비가 1.5인 경우에 Fig. 7에 표시(●)한 네 개의 시간대에 대하여 혈관벽을 따라 분포하는 전단응력을 도시한 것이다. 공

통적인 특징은 혈관 입구부에서의 전단응력은 시간의 흐름에 관계없이 일정한 값(시간대에 따라 값의 차이만 있음)을 유지하였다는 점이다. 시간 3.19초(최대 유량기)에서의 벽면전단응력은 일정한 값을 유지하다가 동맥류 입구에 이르면 급격하게 감소하여 영에 가까운 음의값을 나타낸 후 서서히 증가하여 동맥류 말단부 근처에서 최고점에 도달하였다. 그리고 이 후에 서서히 감소하다가 상류의 값에 근접하였다. 벽면전단응력이 동맥류 말단부 근처에서 최대 값을 갖는 것은 유동이 동맥류 말단부에서 체트를 형성하며 벽면에 부딪히기 때문이다. 3.19초를 제외한 다른 시간대에서의 전단응력은 앞의 시간대에 비하여 상대적

으로 변화의 폭이 크지 않았다. 특히 시간이 3.56초(최저 유량기)인 경우 가장 낮은 전단응력값의 변화를 보였다. 직경비가 2.0으로 증가하는 경우(Fig. 11), 입구부에서의 전단응력은 앞의 경우와 동일한 형태를 나타냈지만 동맥류 내부에서의 변화의 폭은 더욱 증가하였다. 특히 동맥류 하단부 쪽으로 갈수록 변화의 정도가 심하였으며 3.75초(유량증가 중기)인 경우 동맥류 하류부근에 형성된 재순환유동으로 인하여 최대의 음의 값을 나타냈다. 그러나 최대 전단응력이 나타나는 지점은 동맥류 말단부로서 앞의 경우와 비슷하였다.

동맥류의 직경이 더 확장되는 경우(Fig. 12-13) 위와 같은 현상은 더욱 심화되었다. 혈관 입구부

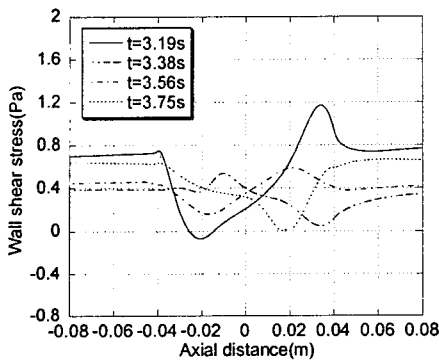


Fig. 10 Wall shear stress distribution along the aneurysm wall for $r_D=1.5$

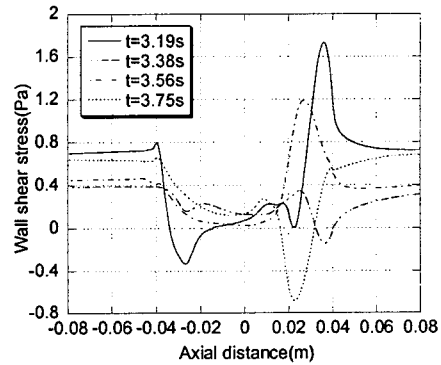


Fig. 12 Wall shear stress distribution along the aneurysm wall for $r_D=2.5$

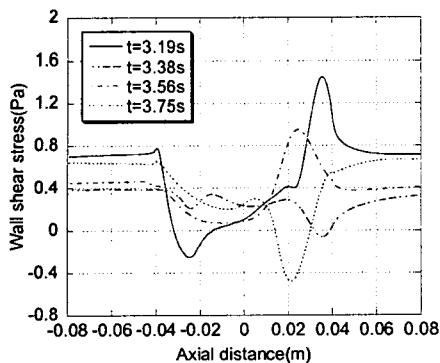


Fig. 11 Wall shear stress distribution along the aneurysm wall for $r_D=2.0$

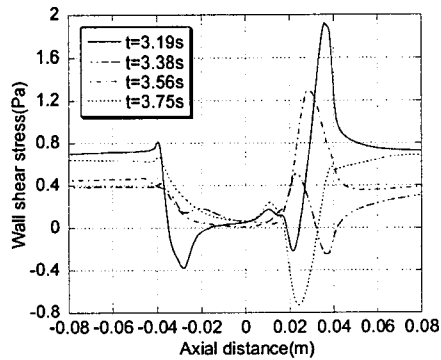


Fig. 13 Wall shear stress distribution along the aneurysm wall for $r_D=3.0$

와 동맥류 입구부 근처에서의 전단응력은 앞의 경우와 거의 유사하였지만 동맥류 말단부 쪽으로 갈수록 시간대에 관계없이 응력이 집중되는 특성을 관찰할 수 있었다. 최대 전단응력의 발생 지점은 직경비의 변화와 관계없이 동일하였지만 최대 응력값은 직경비의 증가에 비례하여 증가하였다.

직경비의 변화에 따른 응력분포의 전반적인 형태를 고찰하면, 동맥류 입구부에서는 직경비에 관계없이 변화의 폭이 일정하였고 중간부에서 영에 가까운 값을 나타냈으며 말단부에서는 직경비의 증가에 비례하여 변화의 폭이 증가(최대값 증가)하는 특성을 보였다. 최대 벽면전단응력 값은 직경비가 커지게 되면 동맥류 말단부 근처를 지나가는 유량의 상대적인 증가로 인하여 속도구배가 증가하기 때문에 높은 값을 나타낸다. 그러나 직경비가 증가하여도 최대 전단응력이 발생하는 지점은 거의 변화를 보이지 않았다. 그리고 시간이 3.19초(최대 유량기)인 경우 동맥류 입구쪽의 전단응력이 작은 음의 값을 보이고 있으며, 이러한 결과로부터 이 부근에서 매우 미약한 재순환유동이 발생하고 있다는 것을 예측할 수 있었다.

위의 결과를 요약하면 최대 벽면전단응력은 동맥류 말단부 근처에서 발생하였으며, 직경비가 증가할수록 말단부에서 변화의 폭이 증가하였다. 생리학적 파형을 사용한 연구 결과⁽⁷⁾에 의하면, 최대 전단응력은 동맥류 말단부에서 나타났으며, 직경비가 증가할수록 최대 전단응력의 값도 크게 나타났다. 이러한 결과로부터 맥동유동의 복부대동맥에서 최대 전단응력은 동맥류 말단부 근처에서 발생하는 것으로 판단할 수 있었다.

5. 결론

본 연구에서는 정상유동과 일정한 주기를 갖는 맥동유동(사인파형)에 대하여 혈관이 확장될 때 나타나는 동맥류 내부에서의 유동 및 벽면전단응력의 특성을 수치적으로 해석하였다.

Reynolds수가 900 및 1800인 정상유동과 0.75초의 주기를 갖는 Womersley수 15.47 그리고 직경비가 1.5, 2.0, 2.5 및 3.0인 경우에 대하여 동맥류 내부의 유동 및 벽면전단응력을 고찰한 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다. 정상유동에 대하여 :

(1) 재순환유동의 영역은 Reynolds수 및 직경비의 증가에 비례하여 확대되었으며, $Re=1800$ 및 $r_D=2.5$ 인 경우 동맥류 상단부에서 매우 약한 2차 재순환유동이 발생하였다.

(2) 최대 벽면전단응력은 Re 및 직경비의 증가에 비례하여 높은 값을 나타냈으며, Re 의 증가보다는 직경비의 증가에 따른 영향이 더욱 두드러지며 Re 및 직경비의 증가에 관계없이 동맥류 말단부에서 발생하였다.

맥동유동에 대하여 :

(3) 동맥류 상단부에서 형성된 재순환유동은 시간의 흐름에 따라 생성과 소멸을 반복하였고 최대 유량인 경우 동맥류 입구 부근에서 매우 약한 재순환유동이 발생하는 것을 예측할 수 있었다.

(4) 최대 벽면전단응력은 직경비의 증가에 관계없이 동맥류 말단부 근처에서 발생하였고 직경비가 증가할수록 동맥류 입구부에서는 벽면전단응력의 변화의 폭이 감소하였지만 말단부에서는 변화의 폭이 증가하였다.

후 기

본 논문은 2002년도 원광대학교 교비 지원에 의하여 이루어진 논문입니다. 관계자 여러분께 감사사를 드립니다.

참고문헌

- (1) Budwig, R. D., Elger, D., Hooper, H. and Slippy, Journal, 1993, "Steady Flow in Abdominal Aortic Aneurysm Models," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 115, pp. 418~423.
- (2) Schrader, T., Peattie, R. A., Bluth, E. I. and Comstock, C. E., 1992, "A Qualitative Investigation of Turbulence in the Flow Through a Model of an Abdominal Aortic Aneurysm," *Investigative Radiology*, Vol. 27, pp. 515~519.
- (3) Peattie, R. A., Schrader, T., Bluth, E. I. and Comstock, C. E., 1994, "Development of Turbulent in Steady Flow Through Models of Abdominal Aortic Aneurysms," *Journal of Ultrasound in Medicine*, Vol. 13, pp. 467~472.

- (4) Asbury, C. L., Ruberti, J. W., Bluth, E. I. and Peattie, R. A., 1995, "Experimental Investigation of Steady Flow in Rigid Models of Abdominal Aortic Aneurysms," *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 23, pp. 29~39.
- (5) Bluestein, D., Niu, L., Schoepfoerster, R. T. and Dewanjee, M. K., 1996, "Steady Flow in an Aneurysm Model: Correlation Between Fluid Dynamics and Blood Platelet Deposition," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 118, pp. 280~286.
- (6) Yu, S. C. M., 2000, "Steady and Pulsatile Flow Studies in Abdominal Aortic Aneurysm Models Using Particle Image Velocimetry," *International Journal of Heat and Fluid Flow*, Vol. 21, pp. 74~83
- (7) Oh, S. E. and Rhee, K., 2000, "A Study on the Measurement of Wall Shear Rate in the Abdominal Aortic Aneurysm," *Journal of Biomedical Engineering Research*, Vol. 21, No. 2, pp. 181~187.
- (8) Shin, S. C., Kim, K. W., Lee, G. H., Moh, J. H. and Kim, D. H., 2001, "Analysis for the Flow and Wall Shear Stress with a Dilatation of an Abdominal Aortic Aneurysm," *Proceedings of the KSME Spring Annual Conference(E)*, pp. 560~565.
- (9) Moh, J. H., 2002, "Analysis for the Flow and Wall Shear Stress with the Diameter Ratios of an Abdominal Aortic Aneurysm in a Pulsatile Flow," *Journal of Biomedical Engineering Research*, Vol. 23, No. 3, pp. 181~187.
- (10) Lee, C. S. and Tarbell, J. M., 1997, "Wall Shear Stress Distribution in an Abdominal Aortic Bifurcation Model: Effects of Vessel Compliance and Phase Angle Between Pressure and Flow Waveforms," *ASME Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 119, pp. 333~342.
- (11) Lou, Z. and Yang, W. J., 1992, "Biofluid Dynamics of Arterial Bifurcations," *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, Vol. 19, pp. 455~493.
- (12) FLUENT User's Guide Volume, Version 5.2