

맥동 유동에서 복부 대동맥류의 직경비에 따른 유동 및 벽면전단응력 해석

모정하

원광대학교 공과대학 기계·시스템디자인공학부
(2002년 1월 10일 접수, 2002년 6월 10일 채택)

Analysis for the Flow and Wall Shear Stress with the Diameter Ratios of an Abdominal Aortic Aneurysm in a Pulsatile Flow

Jeong Hah Moh

Department of Mechanical and System Design Engineering
(Received January 10, 2002. Accepted June 10, 2002)

요약: 일정한 주기를 갖는 맥동유동에 대하여 혈관이 확장될 때 나타나는 동맥류 내부에서의 유동 및 벽면전단응력의 특성을 2차원적으로 고찰하였다. 상용 소프트웨어를 이용하여 직경비 1.5, 2.0 및 2.5 그리고 Womersley 수 15.47에 대한 복부대동맥내의 유동 현상을 수치해석하였다. 해석결과 동맥류 상단부에서 형성된 재순환유동은 시간의 흐름에 따라 생성과 소멸을 반복하였고, 시간이 3.19초인 경우, 동맥류 입구부 상단 근처에서 매우 미약한 재순환유동이 발달하고 있음을 예상할 수 있었다. 그리고 직경비가 증가할수록 동맥류 말단부에서 전단응력의 변화의 폭이 증가하였고 최대 전단응력의 값도 증가하는 것을 알 수 있었다. 그러나 최대 벽면전단응력의 발생 위치는 직경비의 변화와 거의 무관하였으며 동맥류 말단부 근처($z=35\text{mm}$)에서 발생하였다.

Abstract: The objective of the present study was to two-dimensionally investigate the characteristics of flow and wall shear stress under pulsatile flow in the aneurysm which is a local dilatation of the blood vessel for pulsatile flow. The numerical simulation using the commercial software were carried out for the diameter ratios (ratio of maximum diameter of aneurysm to the diameter of blood vessel) ranging from 1.5 to 2.5 and Womersley number, 15.47. It was shown that a recirculating flow at the bulge was developed and disappeared for one period and the strength of vortex increased with the diameter ratio. Especially, at time of 3.19s, the very weak recirculating flow was developed at the left upper sites of the aneurysm. 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 ($z=35\text{mm}$) regardless of the diameter ratios.

Key words: Abdominal Aortic Aneurysm(복부대동맥류), Wall Shear Stress(벽면전단응력), Recirculating Flow(재순환유동), Dilatation(확장), Pulsatile Flow(맥동유동), Diameter Ratio(직경비)

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

본 논문은 2001년도 원광대학교 교비 지원에 의하여 이루어진 논문입니다.

통신저자: 모정하 (570-749) 전북 익산시 신용동 344-2
원광대학교 공과대학 기계·시스템디자인공학부
Tel. (063)850-6684, Fax. (063)850-6691
E-mail. jhmoh@wonkwang.ac.kr

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 진단능력을 측정하였으며, 이를 유한요소법에 의한 수치해와 비교하였다. Schrader 등[2] 및 Peattie 등[3]은 CDFI(color Doppler flow imaging)법을 이용하여 동맥류내에서 난류 천이에 관한 연구를 하였으며 Asbury 등[4]은 LDV를 이용하여 평균전단응력, 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 PIV(particle image velocimetry)를 이용하여 정상유동 및 맥동유동에 대한 유동특성을 실험적으로 조사하였으며 오성은 및 이계한[7]은 광색성 염료를 사용하여 복부대동맥류내의 맥동유동에 대한 진단능력을 측정하였다. 지금까지의 연구는 주로 층류 및 난류유동 그리고 맥동유동에 대한 전단응력의 변화에 대하여 이루어졌기 때문에 복부대동맥의 확장의 정도(혈관직경에 대한 동맥류 최대직경의 비)에 따른 연구는 미흡한 실정이다.

최근에 Moh 등[8]은 정상유동에 대하여 복부대동맥의 확장 정도가 벽면전단응력에 미치는 영향을 고찰하였다. 실제의 혈류유동은 정상유동이 아니라 일정한 주기를 갖는 맥동류이므로 본 연구에서는 맥동류를 받고 있는 혈관의 확장 정도에 따른 복부대동맥내의 유동 및 벽면에서의 전단응력 변화를 수치적으로 해석하였다. 상용되고있는 전산유체역학 프로그램을 이용하여 수치해석을 수행하였으며 해석 결과를 바탕으로 대동맥류의 파열 지점을 예측하였다.

모델 및 해석

1. 복부대동맥류 모델 및 경계조건

복부대동맥류의 혈류유동을 해석하기 위하여 그림 1과 같은 Bluestein 등[5]이 제시한 모델을 사용하였다. 동맥류의 반경 $r(z)$ 는 다음과 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 혈관직경을, $D_{max}(=30, 40, 50\text{mm})$ 는 동맥류 최대직경을, z 는 축방향 좌표를 나타내며, $L(=80\text{mm})$ 은 동맥류 길이를 나타낸다. 따라서 혈관직경에 대한 최대직경의 비(이하 "직경비"라 한다), r_D 를 $r_D = D_{max}/D$ 로 정의하면 r_D 는 1.5, 2.0 및 2.5의 값을 갖는다.

예비 수치실험 결과, 후류의 길이를 직경의 5배 이상으로 하였을 경우 상류 유동은 후류의 유동에 영향을 미치지 않았다. 따라서 계산영역은 상류는 250mm, 하류는 150mm로 정하였다.

혈관내를 흐르는 유량은 심장의 이완 및 수축에 의하여 시간에 따라 변하게 된다. 맥동유동의 해석에 사용되는 유량 파형에는 생리학적 파형(physiological wave form)과 사인 파형(sine wave form)이 있으며 실제 파형은 생리학적 파형에 가깝다. 본 연구에서는 복부대동맥류의 직경비에 따른 현상 해석이 주목적이기 때문에 해석의 용이함을 위하여 사인 파형을 사용하였다. 기존의 논문[6,9]에서도 사인 파형을 사용하여 복부대동맥류 및 분지관에 대한 해석을 수행하였다. 유량을 사인 파형으로 표현하면 식 (2)와 같은 형태가 된다.

$$Q(t) = Q_{mean} + Q_{amp} \sin \omega t \quad (2)$$

여기서 Q_{mean} 은 평균유량, Q_{amp} 는 유량의 진폭, $\omega(=2\pi/T)$ 는 각속도, t 는 시간이며 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 0.75 s의 값을 사용하였고, 평균유량을 기준으로 하는 평균 Reynolds 수($=u_m D/\nu$)는 600이며, 식 (2)를 기준으로 하였을 때 Reynolds 수는 -108~1308의 범위를 갖는다. 그리고 Womersley 수($= (D/2)\sqrt{\omega/\nu}$)는 15.47이다. 위의 유동 조건은 복부대동맥에서 관찰되는 값들이다[10]. 복부대동맥의 모델에 대하여 지금까지 이루어진 연구 결과 및 본 논문에서 수행한 수치조건을 요약하면 표 1과 같다.

복부대동맥류는 z 방향의 축에 대하여 대칭이므로, z 축의

표 1. 지금까지 이루어진 복부대동맥류의 해석 조건에 대한 요약
Table 1. Summary of recent analytical conditions on AAA

	Budwig et al. (1993)	Peattie et al (1994)	Bluestein et al. (1996)	Oh & Rhee (2000)	Yu (2000)	Present analysis
Flow condition	Steady	Steady	Steady	Steady & Pulsatile	Steady & Pulsatile	Pulsatile
Wave form				Physiological wave	Sine wave	Sine wave
Diameter ratio			1.6	$1.5 < r_D < 2$	$1 < r_D < 2$	$1.5 < r_D < 2.5$
Reynolds no.	$400 < \text{Re} < 1800$	$1050 < \text{Re} < 4350$	$300 < \text{Re} < 3600$	$300 < \text{Re} < 3600$	$726 < \text{Re} < 1274$	$108 < \text{Re} < 1308$
Wormersly no.					$17 < \alpha < 22$	15.5

상단부를 수치계산의 영역으로 정하였다. 벽에는 점착조건(no slip condition)이 적용되며, 입구에는 다음과 같은 식 (3)으로 주어지는 완전발달조건을 적용하였다.

$$u(r) = 2u_m \left\{ 1 - 4 \left(\frac{r}{D} \right)^2 \right\} \quad (3)$$

여기서 u_m 은 입구에서 혈액의 평균속도를 나타내며 $Q(t)/(\pi D^2/4)$ 로 계산된다. 출구에는 완전발달된 속도분포, 즉 0(zero)의 압력과 축방향의 속도구배가 0인 조건을 부여하였다.

혈액은 전단율의 감소에 따라 점도가 증가하는 비뉴턴유체, 즉 밀도 및 점도가 일정하지 않은 유체이나, 본 연구에서는 일정한 값으로 가정하여 해석을 수행하였다. 평균적으로 혈액의 밀도 (ρ)는 1056 kg/m^3 이며, 점도 (μ)는 $0.003696 \text{ kg/m} \cdot \text{s}$ 이다[5].

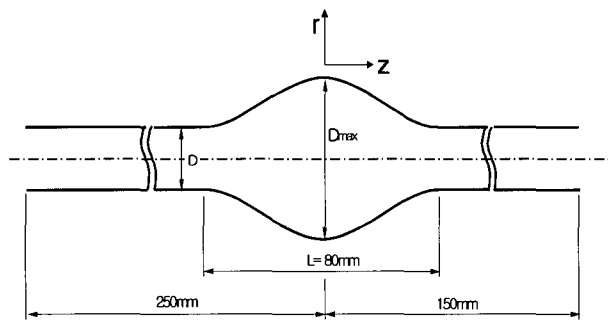


그림 1. 동맥류 모델의 기하학적 형상
Fig. 1. Geometry of the aneurysm model

2. 격자계 구성

사용된 모델은 z축(축방향)을 중심으로 하여 상하가 대칭이기 때문에 상단부에 대해서만 격자계를 구성하여 계산을 수행하였다. 모델은 주유동방향(z방향)으로의 속도변화가 수직방향(r방향)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 대동맥류 부분(풍선모양 부분)에서는 일정한 간격의 격자계를 사용하였다. 그리고 수직방향으로는 0.98의 공비를 갖는 등비수열을 이용하여 벽면 방향으로 조밀하게 격자가 배치되도록 하였다.

3 수치해석 방법

맥동류를 받는 대동맥의 확장 정도에 따른 유동 및 벽면전단응력을 해석하기 위하여 열·유체분야에서 전세계적으로 널리 사용되고 있는 상용코드인 FLUENT[11]를 사용하였으며, 운동량에 대해서는 1계 상류도식을, 연계된 속도 및 압력에 대해서는 SIMPLE 알고리즘을 사용하였다. 공간에 대해서는 2차의 정확도를 갖는 중앙차분법을, 시간에 대해서는 1차의 정확

도를 갖는 암시도식법을 사용하였다. 그리고 시간 증분(Δt)은 0.005 s로 매우 작게 설정하였으며, 모든 변수에 대하여 허용오차의 범위가 5×10^{-4} 이내이면 수렴한 것으로 판단하여 계산을 종료하였다. 수치해석을 수행한 시간 구간은 0.0~4.5 s로서 6주기(1주기는 0.75s) 동안이며 3주기부터는 모든 경우에 대하여 해가 수렴되는 것을 확인할 수 있었다.

결과 및 고찰

혈관내의 유량은 식(2)와 같이 하나의 주기를 기준으로 하여 계속적으로 반복된다. 본 연구에서는 다섯 번째 주기($t=3.0\sim 3.75\text{s}$)에 대하여 동맥류의 확장 정도에 따른 유동 및 벽면전단응력의 특성을 고찰하였다. 그림 2는 다섯 번째 주기에 해당하는 유량을 시간의 함수로 표현한 것이다. 그림 2에 표시된 3.19초는 최대 유량기를, 3.38초는 유량 감소 중기를, 3.56초는 최저 유량기를, 그리고 3.75초는 유량 증가 중기를 나타낸 것이다.

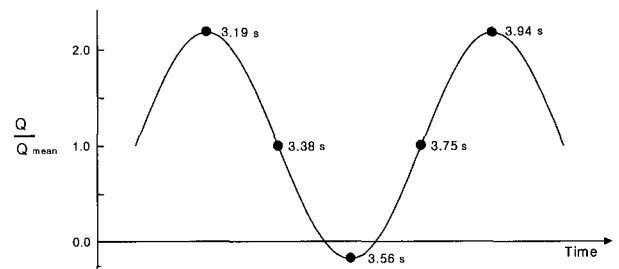


그림 2. 입구에서의 유량파(5번째 주기)
Fig. 2. Inlet flowrate waveform(5th period)

1. 맥동 유동

그림 3은 직경비(r_D)가 1.5인 경우에 대하여 그림 2에 표시(●)된 4개의 상이한 시간에 대한 흐름의 형태를 나타낸 것이다. 유량이 시간에 따라 주기적으로 변하기 때문에 각각의 시간대에서 유동특성은 매우 다르게 나타나고 있다. 그림 3(a)는 유량이 피크일 때의 유동장으로서 동맥류 상단부에서 재순환유동이 나타나지 않고 있다. 유량이 중간쯤 감소하면(그림 3(b)) 동맥류 상단부에 커다란 재순환유동이 형성되며 동맥류 하류쪽에서 주유동이 약간 부풀어오르는 듯한 현상을 보이고 있다. 유량이 더욱 감소하여 음의 유량이 되는 경우(그림 3(c)) 재순환유동의 중심부가 하류쪽으로 이동하는 현상을 나타내고 있다. 유량이 다시 중간쯤 증가하면(그림 3(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 동맥류내의 유동이 정상유동인 경우[8]에 비하여 매우 다른 것으로서, 유량의 변화에 따른 관성력의 변화에 기인하는 것으로

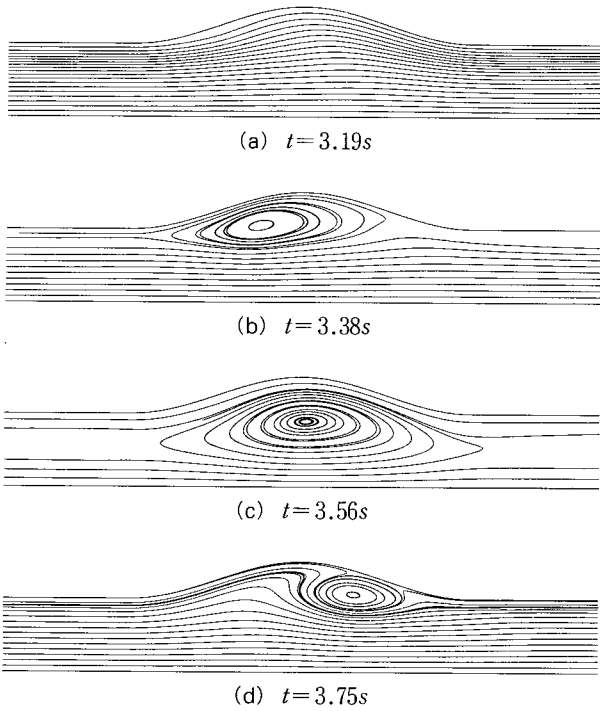


그림 3. 직경비가 1.5인 경우 4개의 상이한 시간대에 대한 유동장
 Fig. 3. Streamline contour plots at four different times for $r_D=1.5$

로 판단된다.

그림 4는 직경비가 2.5인 경우에 대하여 4개의 상이한 시간에 대한 유동장을 나타낸 것이다. 전반적인 변화 형태는 직경비 1.5인 경우와 유사하였으며 동맥류 상단부에 형성된 재순환 유동이 시간의 흐름에 따라 생성과 소멸을 반복하였다. 다만 앞의 경우에 비하여 동맥류 상단부에 형성된 재순환유동의 강도가 증가하였고 중심부의 위치가 하류쪽으로 더 이동하는 특징을 보였다. 그리고 유량이 피크(그림 4(a))일 때 동맥류 상류 가까운 내벽에 매우 미약한 재순환유동이 존재하리라고 예상되었으며 혈액의 많은 부분이 혈관벽 가까이에서 흐르고 있음을 관찰할 수 있었다.

동맥류내의 유동특성을 알아보기 위하여 z축을 중심으로 간격이 10mm가 되는 위치에서의 단면에 대하여 속도분포를 관찰하였다. 그림 5는 직경비가 1.5인 경우에 대하여 4개의 시간대에 대한 속도벡터를 각각의 단면에서 도시한 것이다. 유량이 최대인 경우(그림 5(a)) 입구 및 출구에서의 속도분포는 완전 발달유동의 입구조건에 따른 영향으로 비슷한 모양을 보이고 있으며 동맥류 상단부에서는 유동이 미약함을 확인할 수 있었다. 유량이 감소하면(그림 5(b)) 혈관내에 역압력구배에 의한 운동량 감소가 발생하기 때문에 상류의 벽쪽에서 약한 역유동이 나타나기 시작한다. 유량이 더욱 감소하여 음의 유량이 되면(그림 5(c)) 이러한 현상은 더욱 심화되어 벽쪽에서 강한 역유동이 발생한다. 그러나 유량이 다시 증가하면(그림 5(d)) 압력구배의 회복에 따른 운동량 증가로 처음의 속도구배로 돌아

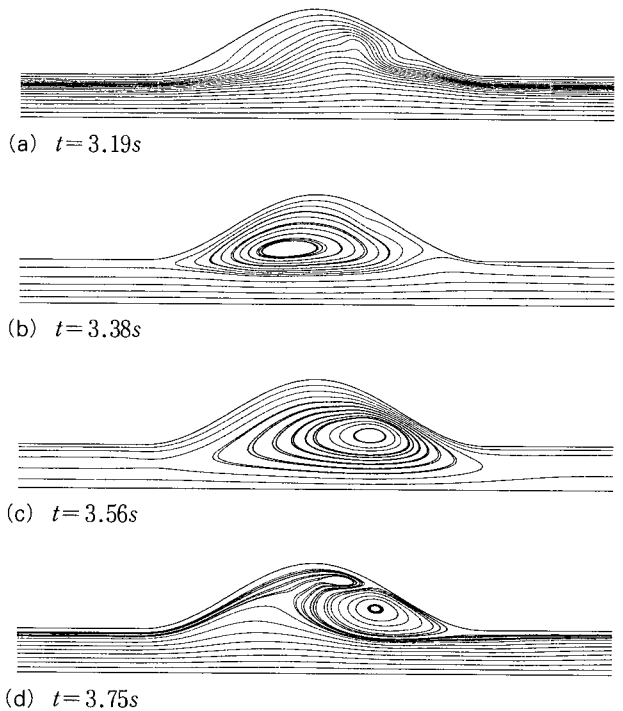


그림 4. 직경비가 2.5인 경우 4개의 상이한 시간대에 대한 유동장
 Fig. 4. Streamline contour plots at four different times for $r_D=2.5$

가는 양상을 나타낸다.

그림 6은 직경비가 증가한 2.5인 경우에 대하여 속도벡터를 각각의 단면에서 도시한 것이다. 그림 5와 마찬가지로 유량이 감소하면 동맥류 상단부에 역유동이 발생하다가 유량이 다시 증가하면 원래의 속도구배로 회복되는 현상을 보이고 있다. 다만 유량이 음(그림 6(c))인 경우 동맥류 상단부에 형성된 재순환유동의 중심부가 더욱더 하류 쪽으로 이동하는 것을 확인할 수 있었다.

2. 벽면전단응력

유량의 변화와 직경비의 변화에 의한 벽면전단응력이 혈관을 따라 어떻게 분포되는지를 살펴보도록 한다. 그림 7은 직경비가 1.5인 경우에 그림 2에 표시(●)한 네 개의 시간대에 대하여 혈관벽을 따라 분포하는 전단응력을 도시한 것이다. 공통적인 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 최고점(1.17Pa)에 도달하였다. 그리고 이후에 서서히 감소하다가 상류의 값에 근접하였다. 이러한 현상은 정상유동인 경우[8]에 전단응력의 최대값은 동맥류 말단부에서 나타났던 결과와 유사하였다. 벽면전단응력이 동맥류 말단부 근처에서 최대 값을 갖는 것은 유동이 동맥류 말단부

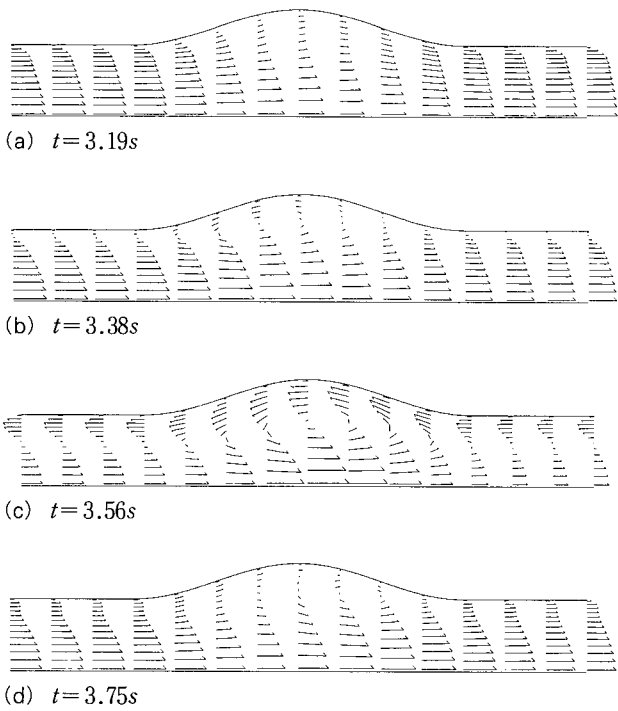


그림 5. 직경비가 1.5인 경우 4개의 상이한 시간대에 대한 속도벡터
Fig. 5. Velocity vectors at four different times for $r_D=1.5$

에서 제트를 형성하며 벽면에 부딪히기 때문이다. 3.19초(최대 유량기)를 제외한 다른 시간대에서의 전단응력은 앞의 시간대에 비하여 상대적으로 변화의 폭이 크지 않았다. 특히 시간이 3.56초(최저 유량기)인 경우 가장 낮은 전단응력값의 변화를 보였다.

직경비가 2.0으로 증가하는 경우(그림 8), 입구부에서의 전단응력은 앞의 경우와 동일한 형태를 나타냈지만 동맥류 내부에서의 변화의 폭은 더욱 증가하였다. 동맥류 입구 근처에서의 전단응력은 1.5인 경우에 비하여 3.19초(최대 유량기)인 경우를 제외하고 비교적 낮은 값을 나타냈으나 동맥류 하류쪽으로 갈수록 응력의 변화가 심해진다는 것을 확인할 수 있었다. 그러나 최대 전단응력이 나타나는 지점은 동맥류 말단부로서 앞의 경우와 비슷하였다.

동맥류의 직경이 더 확장되는 경우(그림 9) 위와 같은 현상은 더욱 심화되었다. 혈관 입구부와 동맥류 입구부 근처에서의 전단응력은 커다란 변화를 보이지 않았지만(직경비 2.0인 경우와 비슷한 변화) 동맥류 말단부 쪽으로 갈수록 시간대에 관계 없이 응력이 집중되는 특성을 관찰할 수 있었다. 앞의 두 경우와 마찬가지로 최대 전단응력의 발생 지점은 동일하였다.

직경비의 변화에 따른 응력분포의 전반적인 형태를 고찰하면, 직경비가 증가할수록 동맥류 입구부에서 변화의 폭이 감소하였고 중간부에서 영에 가까운 값을 나타냈으며 말단부에서 변화의 폭이 증가(최대값 증가)하는 특성을 보였다. 최대 벽면 전단응력 값은 직경비가 커지게 되면 동맥류 말단부 근처를

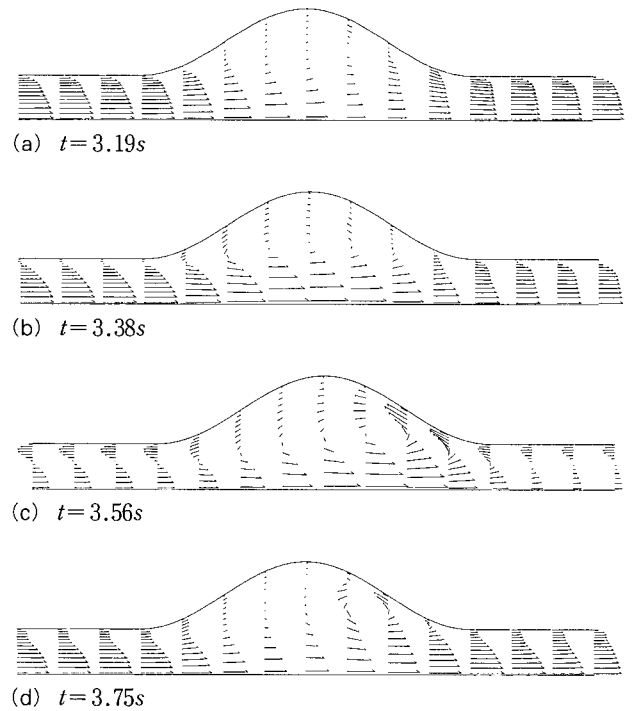


그림 6. 직경비가 2.5인 경우 4개의 상이한 시간대에 대한 속도벡터
Fig. 6. Velocity vectors at four different times for $r_D=2.5$

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

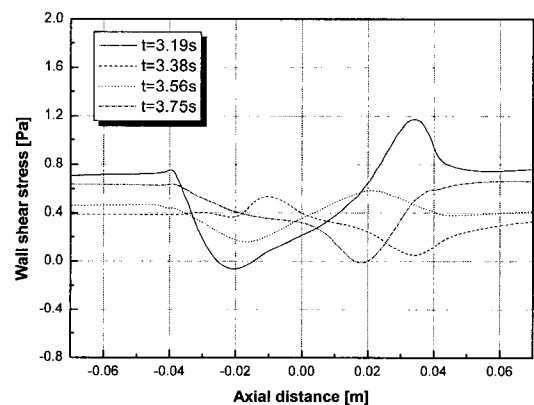


그림 7. 직경비가 1.5인 경우에 대한 동맥류 벽에 따른 벽면전단응력 분포

Fig. 7. Wall shear stress distribution along the aneurysm for $r_D=1.5$

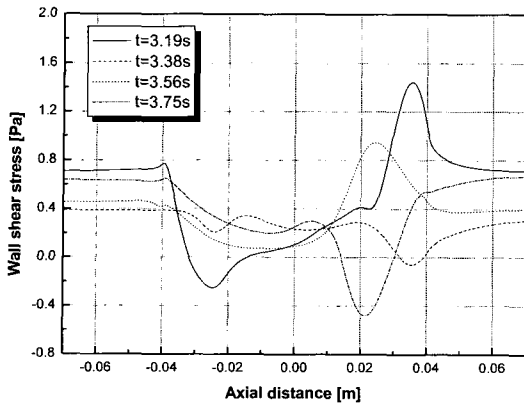


그림 8. 직경비가 2.0인 경우에 대한 동맥류 벽에 따른 벽면전단응력 분포
Fig. 8. Wall shear stress distribution along the aneurysm for $r_D=2.0$

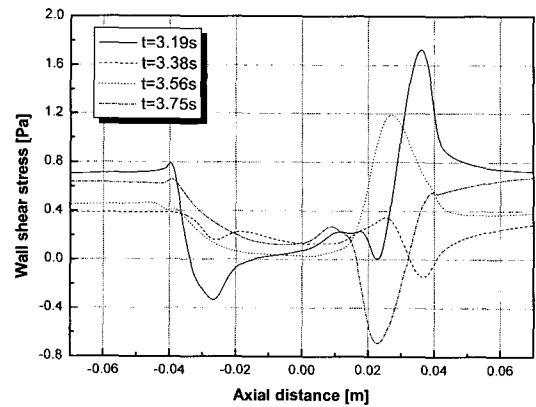


그림 9. 직경비가 2.5인 경우에 대한 동맥류 벽에 따른 벽면전단응력 분포
Fig. 9. Wall shear stress distribution along the aneurysm for $r_D=2.5$

근처에서 발생하였으며, 직경비가 증가할수록 말단부에서 변화의 폭이 증가하였다. 유량 파형으로 본 연구에서 사용한 사인 파형이 아닌 생리학 적 파형을 사용한 연구 결과[7]에 의하면, 최대 전단응력은 동맥류 말단부에서 나타났으며, 직경비가 증가(1.5에서 2.0)할수록 최대 전단응력의 값도 크게 나타났다. 이러한 결과로부터 맥동유동의 복부대동맥에서 최대 전단응력은 동맥류 말단부 근처에서 발생하는 것으로 판단할 수 있었다.

표 2는 시간 3.19초(최대 유량기)에서 직경비(r_D)의 변화에 따른 최대 벽면전단응력의 위치 및 값을 나타낸 것이다. 전술한 바와 같이 최대 전단응력이 나타나는 지점은 직경비의 변화에 관계없이 거의 일정하였으며, 최대 전단응력 값은 동맥류의 확장 정도가 심할수록(직경비가 클수록) 크게 나타났다.

이상의 결과로부터, 최대 전단응력이 발생하는 동맥류 말단부는 혈관벽의 구조 변화가 발생하기 쉬운 지역으로 예측되며, 이 지역은 혈액이 정체하는 지점으로서 혈액 인자인 혈소판이 동맥류 내벽에 침착하기 시작한다. 혈소판의 혈관벽 부착은 혈전 형성의 시작과정이 되며, 혈소판은 응력을 받으면 더욱 활성화되어 벽에 부착하기가 용이하게 된다. 동맥류 상단부에는 재순환유동이 존재(그림 3, 그림 4)하게 되므로 높은 전단응력을 받는 혈소판은 재순환유동에 의하여 동맥류 상단부에 구속되며, 재순환 유동내의 낮은 전단응력을 받는 혈소판은 혈관벽과 접촉할 시간이 많아져 혈관벽에 부착될 가능성이 커지게 된다. 그리고 시간의 흐름에 따라 방향 변화에 의한 전단력이

동맥류 내부에 작용하므로 혈관벽 구조의 변화가 발생하기가 쉬우며 혈전의 형성이 용이하게 되리라 판단된다.

본 연구에서는 맥동유동에 대하여 복부대동맥류의 직경비의 변화에 따른 유동 및 벽면전단응력을 해석하였다. 실제의 혈액은 전단응력의 감소에 따라 점도가 증가하는 비뉴턴 유체로서 밀도 및 점도가 일정하지 않은 유체이며, 혈관벽은 고정된 벽(rigid wall)이 아니라 심장의 이완 및 수축에 따라 약간의 벽면운동을 하는 이동벽(moving wall)이다. 그리고 실제 대동맥의 유량 파형은 사인 파형이 아니라 생리학 적 파형에 가깝다. 본 연구에서는 해석을 위하여 혈액은 점도가 일정하고, 혈관벽은 이동벽이 아니라 고정벽으로 가정하였으며, 사인 파형을 유량 파형으로 사용하였다. 따라서 앞으로의 연구 과제는 점도를 고려한 혈액(예를 들면, Carreau 모델), 고정벽이 아닌 이동벽, 그리고 실제의 파형에 가까운 생리학 적 파형을 사용하였을 경우에 대한 비교 검토가 심도 있게 이루어져야 할 것으로 사료된다.

결론

본 연구에서는 0.75초의 일정한 주기를 갖는 맥동유동(사인 파형)에 대하여 혈관이 확장될 때 나타나는 동맥류 내부에서의 유동 및 벽면전단응력의 특성을 수치적으로 해석하였다. Womersley 수 15.47 그리고 직경비(r_D)값 1.5, 2.0 및 2.5인 경우에 대하여 동맥류 내부의 유동 및 벽면전단응력을 고찰한 결과 최대 벽면전단응력의 발생 위치를 예측할 수 있었으며 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

(1) 시간에 따라 주기적으로 바뀌는 유량에 의한 관성력의 변화로 인하여 동맥류 상단부에 형성된 재순환유동은 시간의 흐름에 따라 생성과 소멸을 반복하였다.

(2) 최대 유량(시간이 3.19초일 때)인 경우 동맥류 입구 부근에서 매우 약한 재순환유동이 발생하는 것을 예측할 수 있

표 2. 시간 3.19s에서 동맥류내의 벽면전단응력의 위치 및 최대값
Table 2. Maximum values of wall shear stress in the aneurysm at time 3.19s

r_D	position (mm)	values (Pa)
1.5	0.03429	1.17032
2.0	0.03552	1.44514
2.5	0.03606	1.72935

었다.

(3) 최대 벽면전단응력은 직경비의 증가에 관계없이 동맥류 말단부 근처($z=35\text{mm}$ 부근)에서 발생하였다.

(4) 직경비가 증가할수록 동맥류 입구부에서는 벽면전단응력의 변화의 폭이 감소하였지만 말단부에서는 변화의 폭이 증가하였다.

참 고 문 헌

1. R.D. Budwig, D. Elger, H. Hooper and J. Slippy, "Steady Flow in Abdominal Aortic Aneurysm Models", J. of Biomechanical Eng., Vol. 115, pp. 418-423, 1993
2. T. Schrader, R.A. Peattie, E.I. Bluth and C.E. Comstock, "A Qualitative Investigation of Turbulence in the Flow Through a Model of an Abdominal Aortic Aneurysm", Invest. Radiol., Vol. 27, pp. 515-519, 1992
3. R.A. Peattie, T. Schrader, E.I. Bluth and C.E. Comstock, "Development of Turbulent in Steady Flow Through Models of Abdominal Aortic Aneurysms", J. of Ultrasound Med., Vol. 13, pp. 467-472, 1994
4. C.L. Asbury, J.W. Ruberti, E.I. Bluth and R.A. Peattie, "Experimental Investigation of Steady Flow in Rigid Models of Abdominal Aortic Aneurysms", Annals of Biomedical Eng., Vol. 23, pp. 29-39, 1995
5. D. Bluestein, L. Niu, R.T. Schoepfoerster and M.K. Dewanjee, "Steady Flow in an Aneurysm Model: Correlation Between Fluid Dynamics and Blood Platelet Deposition", J. of Biomechanical Eng., Vol. 118, pp. 280-286, 1996
6. Yu, S.C.M., "Steady and Pulsatile Flow Studies in Abdominal Aortic Aneurysm Models Using Particle Image Velocimetry", Int. J. of Heat and Fluid Flow, Vol. 21, pp. 74-83, 2000
7. S.E. Oh and K. Rhee, "A Study on the Measurement of Wall Shear Rate in the Abdominal Aortic Aneurysm", J. of Biomed. Eng. Res., Vol. 21, No. 2, pp. 181-187, 2000
8. S.C. Shin, K.W. Kim, G.H. Lee, J.H. Moh and D.H. Kim, "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, 2001
9. C.S. Lee and J.M. Tarbell, "Wall Shear Stress Distribution in an Abdominal Aortic Bifurcation Model: Effects of Vessel Compliance and Phase Angle Between Pressure and Flow Waveforms", ASME J. of Biomechanical Eng., Vol., 119, pp. 333-342, 1997
10. Z. Lou and W.J. Yang, "Bifluid dynamics of arterial bifurcations", Critical Reviews in Biomedical Engineering, Vol. 19, pp. 455-493, 1992
11. FLUENT User's Guide Volume, Version 5.2