

## 혈류의 유동이 혈관-인조혈관 접속부 혈관 내막 세포증식에 미치는 영향

이 계 한

=Abstract=

### Hemodynamic Effects on Artery-Graft Anastomotic Intimal Hyperplasia.

Kye-Han Lee

Wall shear rate or stress is believed to be a major hemodynamic variable influencing atherosclerosis and artery-graft anastomotic intimal hyperplasia. The purpose of this study is to verify the effects of radial wall motion, artery-graft compliance and diameter mismatch, and impedance phase angle on the wall shear rate distribution near an end-to-end artery-graft anastomosis model. The results show that radial wall motion of the elastic artery model lowers the mean wall shear rates under pulsatile flow condition by 15 to 20% comparing to those under steady flow condition at the same mean flow rate. Impedance phase angle seems to have small effects on the mean and amplitude of the wall shear rate distribution. In order to study the effects of compliance and diameter mismatch on the wall shear rates, two models are studied-Model I has 6% and Model II has 11% smaller graft diameter. Divergent geometry caused by diameter mismatch near the distal sites reduces the mean wall shear rates significantly, and this low shear region is believed to be prone to intimal hyperplasia.

**Key words :** Wall shear rate, Intimal hyperplasia, Vascular graft compliance mismatch

### 서 론

동맥 경화 및 이로 인한 심근 경색, 뇌졸중으로 인한 사망률은 현대의 주된 사망률 중 하나로 인식되며 따라서 이에 관한 연구들이 수행 되어지고 있다. 동맥경화의 시작(atherogenesis)은 혈액 내의 low density lipoprotein (LDL)의 혈관 내부의 침적으로 야기되어지며 평활근 세포 증식, 혈소판의 활성화 및 혈전 형성으로 진행되어진다. 동맥경화는 중간 이상의 크기의 혈관 전체에 걸쳐 발생하지 않고, 분지 및 굽혀진 혈관의 형상에 국한되어 발생하게 되며, 이런 지역은 혈류의 흐름이 복잡한 지역이므로 혈류의 흐름은 동맥경화의 영향을 미치는 요인으로 지적되고

있다. 특별히 경계층 박리 및 재부착점, 와류 및 난류, 2차 유동 등이 발생하는 지역이 동맥경화가 발생하기 쉬운 지역으로 여겨지며, 구체적으로 혈관 벽에서의 전단 응력이나 전단 변형률이 중요한 혈류 역학적 인자로 의심되어진다.

동맥경화의 시작은 혈액내 LDL의 내피 세포 내부로의 투과에 기인함으로<sup>1)</sup>, LDL의 내피 세포를 통과하는 이동 현상이 atherogenesis에 중대한 역할을 하게된다. LDL의 내피 세포 통과 경로는 내피 세포의 invagination에 의한 vesicular process, 손상된 세포 사이의 틈(leaky junction)에 의한 경로 및 내피 세포의 위치 바꿈(turn over)에 따른 전달 등으로 요약되어질 수 있다. 혈류의 흐름이나 벽 전단

응력은 동맥경화에 직접적으로 영향을 미치기보다는, LDL의 이동 경로를 통한 간접적인 영향을 미친다. 일반적으로 낮은 벽 전단 응력을 갖는 지역이 동맥경화가 일어나기 쉬운 지역으로 의심되어지고 있으며, 이에 대한 많은 연구가 수행되어 지고있다<sup>2)</sup>. 낮은 전단 응력에서는 내피 세포의 모양이 좀더 둥근 모양으로 나타나며, 이런 지역에서 cell turn over rate가 커지게 되므로, 이에 따른 LDL의 투과가 향상되어진다. 또한 이런 지역에서는 혈관 내피 세포에 산소 공급이 떨어지게 됨으로, 이에 따른 cell turn over rate 증가 역시, LDL의 혈관 내피의 이동에 영향을 미치게 된다.

혈관 벽이 손상을 입게 되면 혈소판이 내피 세포에 부착되어 활성화 되며, 이 혈소판이 분비하는 인자가 평활근 세포의 이동 및 증식에 영향을 미쳐 동맥 경화가 발생하게 된다. 일반적으로 낮은 전단 응력을 갖거나 혈류가 재순환하는 지역에서는 혈소판이 혈관 벽과 접할 시간이 길어지게 되며, 따라서 혈소판의 내피 세포 주위의 부착이 활발해지므로 낮은 벽 전단 응력은 LDL의 내막 투과(transendothelial transport) 및 혈소판 부착을 활성화시킴으로 동맥경화를 야기시킬 수 있다<sup>3)</sup>. 또한 전단응력의 시간에 따른 변화량 또한 동맥경화에 영향을 미치는 요인으로 의심되어 지며<sup>4,5)</sup>, 난류에 의한 응력, 혈류의 재순환 및 경계층 박리점에서의 혈소판 침적 등도 동맥경화의 국소화에 영향을 미치는 인자로 여겨지고 있다.

동맥경화의 발생과 유사한 현상은 혈관과 인조 혈관 접합부에서 흔히 발생하게 된다. 혈관 벽이 여러 원인에 의해 막히거나 손상되었을 경우, 인조 혈관으로 그 부분을 치환하는 수술이 행하여지는데, 직경이 6mm 이하인 작은 인조 혈관 치환 후, 혈관-인조 혈관 접속 부에 혈관 내막 세포가 과도한 성장을 하게되어 혈관이 막히게되는 현상(intimal hyperplasia)가 자주 발생하게 된다. 혈관 내막 세포 증식의 발생 과정은 동맥경화의 초기와 유사하다고 여겨지며, 따라서 혈류의 유동 및 그에 따른 전단 응력이 내막세포증식에 중요한 요인으로 여겨지고 있다. 동맥 경화의 발생과의 차이점은 인조 혈관으로 인한 외부 표면과 혈액의 접촉, 수술시 혈관 내피 세포의 손상 등이 있으며, 이로 인한 혈액 내의 monocytes 및 혈소판의 활성화 및 혈관벽 부착이 혈관 내막세포 증식의 부가적 원인이 되어진다.

치환되어지는 인조 혈관은 환자의 정맥이나 폴리우레탄 등의 고분자 합성재료등이 사용되어진다. 인조 혈관의 선정시 이 재료들의 혈액과의 적합성(blood compatibility), 유연도(compliance) 및 직경이 중요한 인자가 되며, 수술시 봉합재료및 기술의 선정<sup>6)</sup>과 혈관의 인장력<sup>7)</sup> 등도

인조 혈관 수술의 성패를 결정하는 요인으로 지적 되어지고 있다.

일반적으로 인조 혈관은 자연 혈관보다 1~2mm정도 또는 1.4배정도 큰 내경이 사용되어지며, 그 이유는 인조 혈관 내부의 피브린층 형성되어 내경이 좁아지기 때문이다. 따라서 혈관-인조 혈관 접합 부위에는 내경의 불일치로 인한 수축, 확장 부가 생기게 되며, 이 지역의 혈액 유동 현상은 복잡하게 나타나게 되어, 혈관 내막 세포 증식이 발생하기 쉬워진다. 또한 고분자 계통의 인조 혈관은 유연도가 자연 혈관보다 작으므로 유연도 불일치(compliance mismatch)에 의한 접속부에서의 압력파반사, 난류, 혈관벽 진동이 발생하기 쉬우며<sup>8)</sup>, 이에 따른 혈관내피세포의 손상, 피브린과 혈소판 침적 등에 영향을 미치게 된다.

혈관 벽에서의 전단 응력은 동맥 경화 및 혈관 접속부의 내막 세포 증식에 관련된 가장 중요한 혈류 역학적 변수로 여겨지고 있으므로, 본 연구는 혈관 접속부 주변의 벽 전단 응력 또는 변형률의 분포를 측정함으로써 내막 세포 증식에 혈류의 흐름이 미치는 영향을 규명하고자 한다. 혈관과 인조 혈관의 유연도 불일치에 의한 영향을 고려하기 위해 혈관과 유사한 탄성도를 갖는 투명한 실리콘 관과 딱딱한 인조 혈관의 접합부 모델을 만들어 접속부 주위의 벽 전단 변형률을 측정하였으며, 혈관-인조 혈관 내경의 차이에 의한 영향을 연구하기 위해 내경이 다른 2개의 인조 혈관 모델에 대해 실험이 수행되어졌다. 또한 탄성 혈관내의 혈류의 맥동적 특성 때문에 발생하는 파형의 반사의 영향을 고려하기 위해 압력파와 유량파의 위상차가 접속부 전단 변형률의 분포에 미치는 영향도 연구되어졌다.

## 실험방법

### 2. 1. 혈관 접속부 모델

혈관과 인조 혈관 접속부 주변의 전단 변형률의 측정을 위해 혈관 접속부 모델이 투명한 실리콘 러버를 이용해 제조되었다. 실리콘 러버 수지는 회전하고 있는 직경 8mm의 튜브에 코팅되어 열 처리하므로 만들어졌다. 투명한 실리콘 관의 탄성도는 벽 두께를 조절하므로 변화시킬 수 있으며 0.5mm의 벽 두께를 갖는 실리콘 관은 70mmHg의 압력차에 8.5%의 정도의 직경 변화를 나타냄으로 중간 크기의 자연 혈관과 유사한 탄성도를 갖게 제조되었다. 인조 혈관과 자연 혈관과의 내경 차이에 의한 벽 전단 변형률 분포의 변화를 관찰하기 위해, 인조 혈관 내경이 자연 혈관 내경과 같은 모델(모델 I)과, 인조 혈관 부분의 내경이

약 11%정도 작은 모델(모델 II)이 만들어졌다.

모델 I은 얇게 코팅된 실리콘 모델에 인조 혈관 부분에 해당하는 부분은 원하는 두께가 될때까지 재 코팅함으로 만들어졌다. 인조 혈관과 자연 혈관과의 유연도 불일치 영향을 관찰하기 위해 인조 혈관 부분은 벽 두께가 자연 혈관부에 비해 10배정도 두껍게 만들어짐으로, 인조 혈관부의 유연도는 거의 없도록 제조되었다. 이 모델은 모델 내부 및 외부의 압력차(transmural pressure)가 0일 때는 자연 혈관부와 인조 혈관부의 내경이 같으나, 순환 장치에 설치되었을 때 순환 장치내의 평균압력(104mmHg)으로 인한 탄성부의 팽창에 의해 약 6%정도의 작은 내경 차이가 발생하게 된다.

모델 II는 제작된 혈관 모델을 내경 8mm, 길이 15cm인 투명한 아크릴 판에 삽입시킴으로 인조 혈관부의 내경이 약 11%정도 작아지는 모델이 만들어졌다. 이 모델은 전반부에서는 내부에 볼록한 모양을 한 수축부가, 후반부에는 확장부가 생기게 된다. 이 모델들은 유동장의 충분한 발달을 위해 자연 혈관부와 유사한 유연도를 갖는 라텍스판(내경=0.8cm, 길이=50cm)과 연결되어져 순환 장치에 설치되었다.

## 2. 2. 순환 장치

실질적으로 혈관 접속부에 가해지는 압력 및 유량 파형은 순수한 sinusoidal 한 파형이 아니나, 본 연구에서는 압력-유량과의 위상차의 영향을 고려하기 위해, sinusoidal 한 파형을 만들어 내는 순환 장치가 사용되어졌다. 순환 장치는 정상류를 발생시키는 롤러 펌프와 댐퍼, 맥동류를 발생시키는 피스톤 펌프, 실험부위 및 저장 탱크로 구성되어 있다(그림 1). 유량 파형과 압력 파형은 모델 후반부에서 초음파 유량계와 도자형(catheter tip type)의 압력계로 측정되었으며, 측정된 신호들은 디지털 신호로 바뀌어 개인용 컴퓨터에 저장되었다. 저장된 유량 및 압력 신호들은 Fast Fourier Transform에 의해 주파수 영역 요소로 나뉘어진 후 파형 반사를 나타내는 압력-유량 위상차(impedance phase angle)가 구해졌다. 파형 반사는 순환 장치 후반부에 위치한 크랩프를 조절함으로 변화되었고, 인체 내에서 발생하는 위상 차인  $0^{\circ} \sim -60^{\circ}$  정도를 발생시킬 수 있었다. 압력-유량과의 위상 차이는 혈관계의 질병이나 말초 혈관계의 수축 및 확장에 의해 변화되는 인자로서, 이는 혈관 내부의 전단 응력에 영향을 미치는 요인으로 의심되고 있다<sup>9)</sup>.

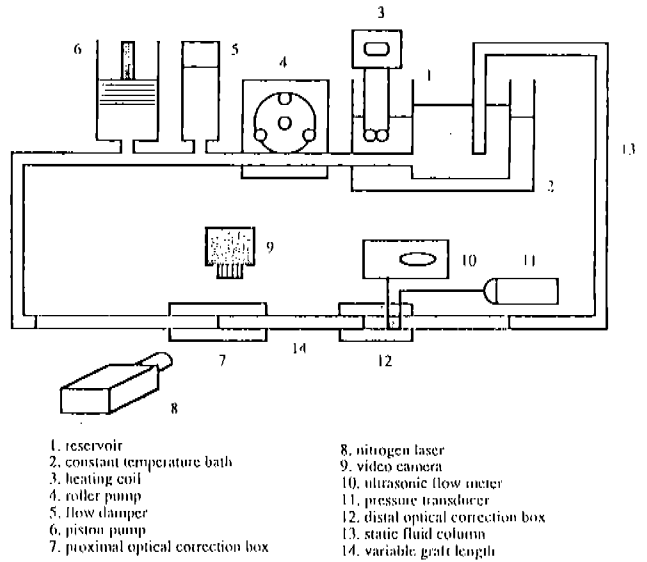


그림 1. 실험장치 개략도

Fig 1. Schematic Diagram of Experimental Setup

## 2. 3. 벽전단 변형률의 측정

혈관 벽에서의 전단 응력은 뉴턴성 유체의 층류 유동장에서는 전단 변형률에 점도를 곱함으로 구해지게 된다. 전단 변형률의 측정은 열선유속계, Hot film 유속계, Laser Doppler 유속계 등이 많이 이용되어 지고 있으나, 이런 방법들은 맥동류에서 움직이고 있는 관벽에서의 전단 변형률 측정에 어려운 점이 많다. 따라서 본 연구에서는 광색성 염료를 이용한 유동 가시화에 의하여 전단 변형률이 측정되어졌다. 이 방법은 Popovich와 Hummel<sup>10)</sup>에 의해 처음 개발되었으며, 비극성 유체를 사용하여야 하는 작동유체의 제한성과 한 방향의 속도 성분만이 측정되어지는 단점이 있으나, 벽 전단 변형률의 측정에는 적절한 방법으로 알려져 있다.

광색성 염료는 특정한 파장의 빛에 의해 자극되면 색이 변하는 특성이 있다. 사용된 광색성 염료(1', 1', 3'-trimethyl-6-nitroindoline-2-spiro-2 benzo spyran, TNSB)는 미세량(0.01 g%) polyethylenglycol에 녹여져 사용되었다. 이 용액은 투명한 상태이나 자외선에 의해 자극되면 진한 푸른빛으로 색이 변화하게되며, 광학적 자극이 없어지면 다시 투명한 상태로 역 광색성 반응에 의해 바뀌는 특성을 갖고 있다. 광원으로는 337nm의 자외선을 발생하는 펄스 질소레이저가 사용되었다. 이 용액이 흐르고있는 측정 부

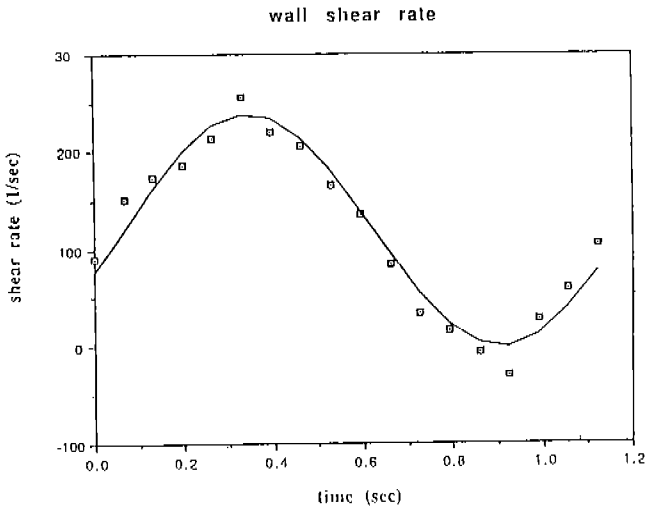


그림 2. 접속부 3.8직경 전반 부위에서 측정된 전형적인 벽 전단 변형률 (impedance phase angle  $-16^\circ$ ). 사각표는 측정값을 나타내며, 실선은 curve fit 된 0.9Hz sine 파를 나타내고 있다.

Fig 2. Wall shear rate measured 3.8 diameter upstream of the proximal anastomosis, (impedance phase angle  $-16^\circ$ ). Square boxes denote measured values, and solid line is a 0.9Hz sine wave curve fitted to the experimental data.

위에 펄스 레이저가 조사되면, 광원이 지나간 부분이 진한 파란색으로 변색되어 폭이 0.2mm 정도의 추적선이 생기게 된다. 이 추적선의 움직임은 비데오 레코더에 의해 기록된다. 녹화되어진 화상은 프레임씩 frame grabber board에 의해 디지털화된 후 화상 처리되어 해석되어진다. 두 연속적인 프레임 사이의 추적선의 변위가 측정되어지며, 이 변위분포는 두 프레임 사이의 시차인 33msec로 나뉘어져 속도 분포가 계산되어진다. 벽에서의 전단 변형률은 벽 주위의 속도 분포를 2차 포물선으로 curve-fitting 하여, 벽에서의 속도구배를 구함으로 구하여졌다. 이 방법을 이용한 유속 분포 및 벽전단 변형률의 측정은 투명한 유리관 및 탄성 관에서 수행되어져, 그 방법의 유용성이 검증된 바 있다<sup>11)</sup>.

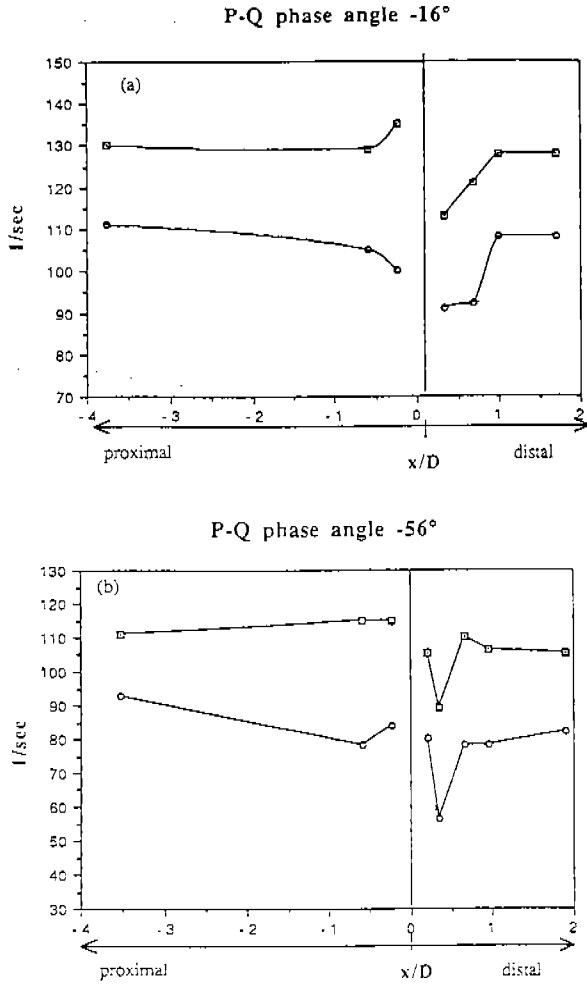
### 실험결과

#### 3. 1. 인조 혈관의 내경이 자연 혈관과 같은 모델 (모델 I)

순환 장치에 의해 0.9Hz의 주기를 갖고 평균압력 104 mmHg, 펄스압력 56mmHg의 sinusoidal한 압력파가 발생되어졌으며, 이에 따라 혈관부의 탄성관의 내경 변화를 ( $DV = (\text{최대내경} - \text{최소내경}) / \text{평균내경}$ )은 접속부 전반부 탄

성 관에는 6.8%, 접속부 후반부 탄성 관에는 4.2%로 측정되었다. DV가 접속 전후반부 탄성 관에서 다르게 나타난 이유는, 화상의 광학적 이그러짐을 막기 위해 모델을 투명한 사각 상자안에 설치하게 되는데, 이때 종방향 인장력의 차이에 의한 것으로 여겨진다. 압력-유량 위상차의 전단 변형률에 미치는 영향을 고찰하기 위해  $-16^\circ$ 와  $-56^\circ$ 의 두 경우에 대해 혈관-인조혈관 접속 부위의 벽 전단 변형률이 측정되었다. 이 두 위상차는 인체내에서 측정되는 범위 내에 있으면서, 충분한 차이가 있도록 선정되었다. 압력-유량 위상차는 순환장치 후반부의 크랩프를 조절함으로 변화 되어졌으며, 파형 반사에 의한 2차 이상 harmonic의 성분이 압력 및 유량파에 중첩되어 나타났으나, 그 크기는 1차 harmonic에 비해 10%이하로 작았다.

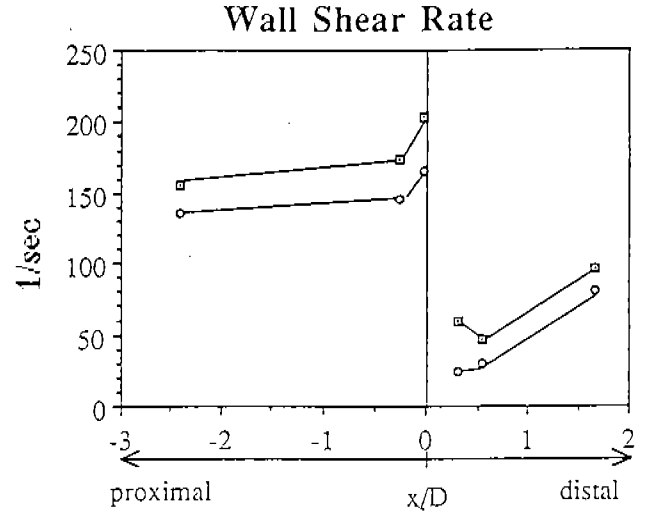
위상차가 바뀔 때 따라 유량 및 압력 파형의 크기, DV 등이 약간 변화하게되나 이 변화량은 탄성 관내의 유동을 perturbation method로 이론적으로 해석한 Wang과 Tarbell<sup>12)</sup>의 이론에 근거해 보상되어 졌으며, 그 자세한 내용은 참고문헌<sup>13)</sup>에 기술 되어져 있다. 실험시 원슬리수 (unsteadiness parameter ( $\alpha = R\sqrt{\omega/\nu}$ , R: 튜브 반경,  $\omega$ : 각 속도,  $\nu$ : 동점성계수))는 3.9였으며, 평균 및 최대 레이놀즈 수 ( $Re_{\text{mean}} = 2U_{\text{mean}}R/\nu$ ,  $Re_{\text{max}} = 2U_{\text{max}}R/\nu$ ,  $U_{\text{mean}}$ : 평균유속,  $U_{\text{max}}$ : 최대유속)는 위상차가  $-16^\circ$  일 때 180과 320,  $-56^\circ$  일 때 150과 290이었다. 이러한 파라미터 값은 인조 혈관 수술이 자주 수행되는 대퇴동맥이나 관상 동맥에서의 유동 파라미터 값과 유사한 값이다. 혈관벽 전단 변형률은 혈관-인조 혈관 접속부 0.25, 0.6, 3.5직경 전반부 0.2, 0.35, 0.67, 1, 1.9직경 후반부에서 측정되어 졌으며, 측정된 전단 변형률의 전형적인 파형은 그림 2에 나타나있다. 측정부의 전단 변형률 파형으로부터 평균값( $\bar{\gamma}$ )과 진폭( $\gamma_{\text{amp}}$ )이 구하여졌으며, 맥동유량 평균값의 정상 유량이 흐를때의 벽 전단 변형률( $\gamma_s$ )도 측정되었다. 전반 접속부에서 멀리 떨어진 지점에서의  $\gamma_s$ 는 정상류 평관내의 Poiseuille 유동시 갖는 벽 전단 변형률( $\gamma_w$ )에 근접한 값을 갖게된다(그림 3). 전반 접속부에 가까와 질수록 내경 불일치로 말미암은 수축된 부분이 나타나게되어,  $\gamma_s$  값이 약간 증가하는 경향을 나타내고있다. 후반 접속부에는 약간 확장된 부분이 나타나  $\gamma_s$  값이 감소하였다가, 확장부가 사라지게 되면서 다시 Poiseuille 유동시 벽 전단 변형률 값에 접근하게된다. 맥동류에서의 탄성관의 평균 벽 전단 변형률( $\gamma_s$ )은  $\bar{\gamma}$ 보다 항상 낮게 나타나지며, 그 이유는 탄성 관의 반경 방향의 맥동에 따른 비선형 convective 가속에 의한 것이다.  $\gamma_s$ 와  $\bar{\gamma}$ 의 차이는 접속부에서 먼 지점에서는  $\gamma_s$ 의 15%~20% 정도이며, 이는 Wang과 Tarbell의 이론적 해석과 유사한 값으



**그림 3.** 모델 I에서 측정된 벽 전단 변형률의 분포도. 사각표는 평균 유량에서의 정상 유동시 벽 전단 변형률( $\gamma_s$ ), 원표는 맥동류에서의 평균 벽 전단 변형률( $\bar{\gamma}$ )을 나타내고 있다.

**Fig 3.** Wall shear rate distribution in Model I. Square boxes denote steady wall shear rate at the mean flow rate( $\gamma_s$ ) and circles denote mean wall shear rate in pulsatile flow( $\bar{\gamma}$ ).

로 나타났다. 이 차이는 혈관 접속부에 가까워질 수록 약간 크게 나타나고 있으며, 이는 접속부 주위의 수축 확장되는 판의 형상에 의한 영향으로 여겨진다. 위상차가 ( $\gamma_s - \bar{\gamma}$ )에 미치는 영향은 미소하였으며,  $\gamma_{amp}$ 는  $-56^\circ$ 일 때가  $-16^\circ$ 일 때보다 약 10% 정도 높게 나타났으나, 그 영향은 비교적 작았다. 또한  $\gamma_{amp}$ 는 후반 확장부에서 전반 수축부에 비해 낮은 경향을 보였다.



**그림 4.** 모델 II에서 측정된 벽 전단 변형률의 분포도. 사각표는 평균 유량에서의 정상 유동시 벽 전단 변형률( $\gamma_s$ ), 원표는 맥동류에서의 평균 벽 전단 변형률( $\bar{\gamma}$ )을 나타내고 있다.

**Fig 4.** Wall shear rate distribution in Model II. Square boxes denote steady wall shear rate at the mean flow rate ( $\gamma_s$ ) and circles denote mean wall shear rate in pulsatile flow( $\bar{\gamma}$ ).

### 3. 2. 인조 혈관 내경이 자연 혈관보다 작은 모델 (모델 II)

모델 I의 실험에서 접속부의 미소한 수축 확장이 벽 전단 변형률에 미치는 영향이 크게 나타났으므로, 인조 혈관부의 내경이 자연 혈관에 비해 11% 작은 모델에 대해 실험이 행하여 졌다. 내경 불일치가 벽 전단 변형률에 미치는 변화를 관찰하기 위해 앞에서 기술한대로 제작되어진 모델 II는 순환 장치에 삽입되어 접속부 전반(수축부) 2.4, 0.26, 0.03 직경에서와 접속부 후반(확장부) 0.3, 0.54, 1.64 직경 지점에서 벽 전단 변형률이 측정되었다. 순환 장치에 의해 0.9Hz의 주기를 갖는 평균압력 70mmHg, 펄스압력 70mmHg의 sinusoidal한 압력파가 발생되어졌으며, 내반경 변화율 DV는 8.5%로 측정되었다. 모델 I 실험에서 압력-유량 위상차의 영향이 미소하였으므로  $-50^\circ$ 인 한 위상차에 대해 실험이 수행되었다.

윌슬리수  $\alpha$ 는 3.5이며, 평균 및 최대 레이놀즈수는 170, 300이었다. 측정되어진 벽 전단 변형률은 그림 2와 유사한 양상을 갖으나, 유동 조건의 차이로 그 크기는 약간 다르게 나타났다. 측정된 벽 전단 변형률의 평균값  $\bar{\gamma}$ 와  $\gamma_s$ 의 분

표 1. 벽전단 변형률 분포

Table 1. Wall Shear Rate Distribution

	Model I														Model II					
	phase angle $-16^\circ$							phase angle $-56^\circ$							phase angle $-50^\circ$					
	proximal sites			distal sites				proximal sites			distal sites				proximal sites			distal sites		
X/D	-3.76	-0.59	-0.24	+0.33	+0.68	+1.6	+1.7	-3.53	-0.59	-0.24	+0.35	+0.66	+0.96	+1.9	-2.4	-0.26	-0.03	+0.3	+0.54	+1.64
$\gamma_s$ (sec $^{-1}$ )	130	129	135	113	121	128	128	111	115	115	89	110	106	105	156	174	204	60	47	96
$\bar{\gamma}$ (sec $^{-1}$ )	111	105	100	91	92	108	93	78	84	56	78	78	82	136	146	165	24	29	80	
$\gamma_{amp}$ (sec $^{-1}$ )	112	92	116	80	93	98	103	133	139	139	104	116	116	120	157	166	159	89	98	107

또는 그림 4에 나타나있다. 전반 접속부에 가까워질수록 수축하는 관 형상에 따른 유동의 가속으로 인해  $\gamma_s$ 가 증가하고 있으며, 후반 접속부 후반에는 확장관의 감속으로 인해 낮은  $\gamma_s$  값을 갖고 접속부에서 멀어짐에 따라 다시 증가하는 경향을 보이고 있다. 또한 이 변화량은 모델 I의 경우에 비해 크게 나타났다.  $\bar{\gamma}$ 는 모델 I 실험에서와 유사하게  $\gamma_s$ 의 15~20%정도 작게 나타나고 있으며,  $\gamma_s$ 와  $\bar{\gamma}$ 의 차이는 접속부에 가까워질 수록 약간 증가하는 경향을 나타냈다. 접속부 후반부의  $\bar{\gamma}$ 는 전반부에 비해 80%정도 작았다. 벽 전단 변형률의 진폭( $\gamma_{amp}$ )은 모델 I 실험에서와 같이 접속부 후반부인 확장부에서 전반부에 비해 낮게 나타나고 있다(표 1).

### 결 론

본 논문은 혈관 접속부 내막 세포 증대에 영향을 미치는 가장 중요한 혈류역학적 변수인 벽 전단 변형률에 혈관의 탄성도, 혈관-인조 혈관과의 유연도 및 내경의 불일치, 압력-유량 위상차가 미치는 영향을 연구하고자 하였다. 혈관 벽의 반경 방향 움직임으로 인한 convective 가속 성분에 의해 평균 벽 전단 변형률  $\bar{\gamma}$ 는 평균 유량의 정상류에서의 벽 전단 변형률  $\gamma_s$ 에 비해 15~20% 작게 나타났으며, 이 차이는 접속부에 가까워질수록 증가하는 경향을 보였다. 압력파와 유량파의 위상차가 평균 벽 전단 변형률 분포에 큰 영향을 미치지 못하는 것으로 나타났으나, 벽 전단 변형률의 진폭  $\gamma_{amp}$ 에는 약간의 영향을 주는 것으로 나타났다.

벽 전단 변형률 분포에 가장 큰 영향을 미치는 요인은 혈관-인조 혈관 내경의 불일치로 인한 접속부 구조에 의한 영향으로 나타났다. 인조 혈관의 내경이 혈관보다 작은 경우 접속부 후반에 확장하는 형상을 갖게 되고, 전단 변형률

이 현저하게 낮아지는 분포를 나타내고 있다. 인조 혈관 수술 후 혈관-인조 혈관 접속부 후반에서 내막 세포 증식이 많이 발생하며<sup>14)</sup>, 이는 낮은 벽전단응력이 내막 세포 증식을 발생시킨다는 가정과 일치한다. 본 실험에서는 인조 혈관 내경이 6%와 11%작은 모델에 대해 행하여졌으며, 실질적으로 자연 혈관과 동일한 내경의 인조 혈관 시술이 불가능하므로 내경이 작은 인조 혈관의 선정은 적절하지 못하리라 여겨진다. 내경이 큰 인조 혈관에 대한 실험은 아직 행하여지지 않았으며, 향후 수행되어질 과제로 남아 있다.

### 참 고 문 헌

1. Nerem, R. M., "Vascular Fluid Mechanics, the arterial wall and Atherosclerosis" J of Biomech. Eng., 114, pp275-82, 1992.
2. Asakura, T. and Karino, T. "Flow patterns and spatial distribution of atherosclerotic lesions in human coronary arteries" Cir. Res., 66, pp1045-66, 1990.
3. Karino, T. and Goldsmith, H. L. "Adhesion of human platelets to collagen on the walls distal to a tubular expansion" Microvasc. Res., 17, pp238-62, 1979.
4. Ku, D. N., Giddens, D. P., Zarins, C. K. and Glago, S. "Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation" Arteriosclerosis, 5, pp293-302, 1985.
5. Okadome, K., Yukizane, T., Mii, S., Fukuda, A. and Sugimachi, K., "Correlation of long term results of femoropopliteal autogenous vein grafts with shear stress variation: in situ or reversed grafts" J. cardiovasc. Surg, 30, pp932-35, 1989.
6. Hasson, J. E., Megeraman, J. and Abbott, W. M. "Suture technique and para-anastomotic compliance", J. of Vasc, Sur., 3, 4, pp591-98, 1986.
7. Paasche, P. E., Marble, A. E., McDonald, A. S. and Cochkanoff, O. "Axial stress near host artery-synthetic graft anastomosis" Proc. of the 5th Int. Biophy. Congress, p85, Aug, 1975.

8. Baird, R. N. and Abbott, W. M. "Pulsatile blood flow in arterial grafts" *Lancet*, pp948-49, Oct, 1976.
9. Klanchar, M., Tarbell, J. M., and Wang, D. M. "In vitro study of the influence of radial wall motion on wall shear stress in an elastic tube model of the aorta" *Circ. Res.*, 66, p1624, 1990.
10. Popotich, A. T. and Hummel, R. L. "A new method for non disturbing flow measurements very close to a wall" *Chem. Engng. Sci.* 22, pp21-5, 1967.
11. Rhee, K. and Tarbell, J. M. "Wall shear rate measurement in an elastic tube using photochromic flow visualization method" *Proc. of 6th Int. Conf. on Flow Meas.* 2, pp686-91, 1993.
12. Wang, D. M. and Tarbell, J. M. "Nonlinear analysis of flow in an elastic tube (artery)-steady shearing effects" *J. Fluid Mech.* 239, pp34-358, 1992.
13. Rhee, K. and Tarbell, J. M. "A study of the wall shear rate distribution near the end-to-end anastomosis of rigid graft and a compliant artery" *J. of Biomechanics* 27, pp329-38, 1994.
14. Logerfo, F. W., Quist, W. C., Nowak, M. D., Crawshaw, H. M. and Haudenschild, C. C., "Downstream anastomotic hyperplasia: a mechanism and failure in dacron arterial graft", *Ann. Surg.*, 197, pp479-83, 1983.