

정상유동에서 자가팽창성 그래프트 스텐트의 수력학적 특성

이흥철* · 김철생*** · 박복춘** · 백병준**

*전북대학교 대학원 정밀기계공학과, ** 전북대학교 기계항공시스템공학부

***전북대학교 전자정보공학부 생체공학전공

(2002년 9월 18일 접수, 2003년 3월 5일 채택)

Hydrodynamic Characteristics of Self-expandable Graft Stents in Steady Flow

Hong Cheol Lee*, Cheol Sang Kim***, Bock Choon Pak** and Byung Joon Baek**

*Graduate School, Dept. of Precision Mechanical Engineering,

**Division of Aerospace and Mech. System Engineering

***Division of Electronics & Information Engineering, Chonbuk National University

(Received September 18, 2002. Accepted March 5, 2003)

요약: 본 실험연구에서는 정상유동상태에서 새롭게 설계된 자가팽창성 그래프트 스텐트의 수력학적 성능을 평가하고자 하였다. 코팅 재질이 다른 두 개의 그래프트 스텐트와 한 개의 타이타늄 금속스텐트가 실험에 사용되었으며, 유량이 각각 5, 10, 15 l/min에서 스텐트 전후에서의 압력변화 및 속도분포를 측정하였다. 스텐트 삽입에 의한 압력손실은 유량이 증가함에 지수적으로 증가하였다. 특히 15 l/min의 유량에서 다공성 PTFE 그래프트 스텐트와 TiNi 금속스텐트의 압력손실은 거의 동일하나 PU 그래프트 스텐트는 약 6배 이상의 현저한 증가를 보이고 있다. 스텐트 후류에서의 속도분포는 다공성 PTFE 그래프트 스텐트와 TiNi 금속스텐트는 유량에 관계없이 유사한 형태를 보여주고 있다. 그러나, PU 그래프트 스텐트에서는 특히 유량이 10 l/min 이상에서 속도분포가 비대칭적이고 관 중심에서의 상대적인 낮은 유속을 보여주고 있으며, 결과적으로 벽면전단응력 및 수직응력의 증가를 초래하고 있다. 이와같이 PU 그래프트 스텐트의 상대적으로 낮은 수력학적 성능은 스텐트가 보다 작은 관에 삽입되었을 때 코팅재질의 낮은 유연성으로 인하여 스텐트의 표면에 주름이 발생하여 유동단면이 비대칭적으로 되고 벽면의 조도가 증가하며, 관벽과 스텐트와 틈새가 존재하여 세트류가 형성되기 때문으로 해석된다.

Abstract: This experimental study is aimed at evaluating the hydrodynamic performance of newly designed self-expandable graft stents under steady flow condition. Two graft stents with different coating materials and a bare TiNi metallic stent for comparison test were used in the experiment. Pressure variation and velocity distribution at the upstream and downstream of the stents were measured at flow rates of 5, 10, and 15 l/min, respectively. Pressure loss due to insertion of the stent increased with increasing flow rate exponentially as expected. At a flow rate of 15 l/min, pressure loss of Polyurethane(PU)-coated graft stent was 6 times higher than that of TiNi metallic stent, while the pressure loss of a porous Polytetrafluoroethylene(PTFE)-coated graft stent was comparable to a bare TiNi metallic stent. Velocity profiles of the porous PTFE-coated graft stent were similar to those of a bare TiNi metallic stent regardless of flow rate. Furthermore, the velocity profile of PU-coated graft stent revealed an asymmetrical and relatively low central velocity at a higher flow rate than 10l/min, especially, where the effects resulted in increases of wall shear stress and normal stress. The worse hydrodynamic behavior of PU-coated graft stent than the other two stents might be attributed to formation of folds due to poor flexibility of coated material when inserting the graft stent into the pipe with a more smaller size, which later gave rise non-symmetry of flow area, increase of surface roughness and jet flow via the crevice between the stent and cylinder wall.

Key words: Graft stent (그래프트 스텐트), Hydrodynamic performance (수력학적 성능), Steady flow (정상유동), PTFE coated stent (테플론 코팅된 스텐트)

본 논문은 2000년도 전북대학교 교비 및 산자부 산업기반기술개발사업의 일부 지원에 의하여 이루어진 논문입니다.

통신저자: 김철생, (561-756) 전북 전주시 덕진동 1가 664-14

전북대학교 공과대학 전자정보공학부 생체공학전공

Tel. (063)270-4284, Fax. (063)270-2247

E-mail. chskim@moak.chonbuk.ac.kr

서론

급속한 경제 성장에 의한 식습관의 변화로 동맥류와 동맥경화증과 같은 혈관질환이 주된 사망원인의 하나가 되고 있다.

폐쇄성 혈관질환의 치료에 주로 외과적 수술이 적용되어 왔으나, 최근에는 스텐트를 이용한 중재적 시술방법이 보다 간편하고, 전신마취에 의한 위험 부담을 줄일 수 있으며, 성공률도 높아 세계적으로 널리 이용되고 있는 추세이다.

스텐트는 높은 탄성계수와 내부식성을 동시에 갖는 스테인리스강 또는 형상기억합금 중의 하나인 니티놀(Ti-Ni 합금) 세션 등을 이용한 원통형 금속망이나 고분자망으로 제작되고 있고, 인체내강 폐쇄에 의하여 체액의 흐름에 장애가 발생하였을 경우 외과적 수술을 통하지 않고 X-선 투시하에서나 내시경 등을 이용하여 폐쇄부분에 삽입하여 그 흐름을 정상화 시키는데 혈관뿐만 아니라 담도, 기도, 식도, 대장, 비루관, 요도 등 비혈관계에도 다양하게 사용되고 있다.[1,2]

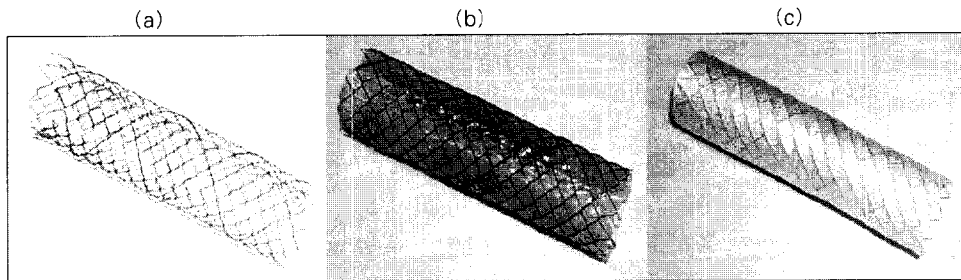
1969년 스텐트의 이용에 대한 Charles T. Dotter의 최초 보고 후, 카테타를 이용한 스텐트 삽입술이 착안되어 임상적용은 1980년대 초반에 시작되었다. 1985년에 Wright 등의 스테인리스 세션을 지그재그 형태로 만들어 스텐트 자체 탄력을 이용한 자가팽창성 스텐트와 Palmaz의 풍선카테타(balloon catheter)로 확장시키는 스테인리스 철망 튜브가 개발된 후 스텐트에 대한 많은 연구가 본격화되었다. 1987년 Sigwart는 Wall 스텐트를 보고한 뒤 미국 FDA로부터 승인을 받았다. 1991년 Goy, Serruys, Buchwald 등은 스텐트 삽입 후 발생하는 혈전증에 대한 문제점을 지적하였으며, 1994년에 이를 보완한 Gianturco-Roubin 스텐트와 Palmaz-Schatz 스텐트가 각각 FDA로부터 승인을 얻어냈다. 상기한 바와같이 스텐트의 응용분야는 매우 다양하나 관상동맥을 포함한 혈관계 질환용 스텐트의 시장이 가장 크며, 독일의 Strecker 및 Memotherm 사, 미국의 Cook, Meditech 및 Boston Scientific사, 스위스의 Wallstent 사 등 여러 회사들이 경쟁하고 있으며, 연간 수 천억의 시장과 중국의 잠재적 시장을 고려하면 매우 빠른 속도로 그 수요가 증가할 것으로 예상되고 있다[3-6].

혈관용 금속스텐트는 삽입 후에 조직의 병리적인 재생, 이물반응(foreign body reaction) 등의 문제점을 가지고 있어 장기적으로 원활한 혈류유동을 유지하기가 어려우며, 동맥류

(aneurysm)와 같이 특수한 경우에는 금속망 만을 사용하는 스텐트 시술이 동맥류 내부로 유입되는 혈류를 차단할 수가 없다. 따라서, 이러한 문제점을 해결하기 위해 최근에는 금속스텐트 표면을 폴리머 막 또는 직조물 등으로 도장한 그래프트(graft) 스텐트들이 개발되고 있다. 기존의 금속 스텐트들 대신에 혈관내에서 항혈전능을 향상시키거나 병소부위에 유효한 약물 방출을 목적으로 다양한 다공성 고분자막 코팅 기술에 대한 연구가 진행되고 있다[7-8].

일반적으로, 스텐트가 혈관 내부에 장착되었을 때 혈류에 의하여 이동하지 않도록 하기 위해서는 혈관보다 조금 큰 직경의 스텐트가 삽입되어야 하는데, 그래프트 스텐트의 경우는 표면에 도장된 데크론(Dacron) 직조물, 폴리우레탄(PU) 막 등의 낮은 유연성으로 인하여 수축되면서 원형 상태를 유지하기가 어렵게 되고, 내부에 유동방향으로 주름이 발생하는 단점이 있다. 이러한 문제점들은 그래프트 스텐트를 통과하는 혈류의 압력강하를 증가시키며 스텐트 후류에서 난류 또는 와류를 발생 시키게 되는데, 이는 혈관 주위 조직의 괴사, 용혈(hemolysis) 또는 혈전형성(thrombus formation)의 원인이 될 수 있다. 새로운 스텐트의 개발이나 기존 스텐트의 설계 개선을 위해서는 스텐트의 혈류역학적 평가가 필수적인 사항이나, 대부분 여건상 임상적 실험에만 국한되어 있었기 때문에 이에 대한 실험적 연구보고가 거의 없는 실정이다[9-12].

따라서, 본 연구에서는 다공성 PTFE(polytetrafluoroethylene)이나 폴리우레탄이 코팅된 TiNi 그래프트 스텐트에 대하여 정상유동 상태에서 스텐트 전후의 압력강하, LDV(Laser Doppler Velocimeter) 시스템을 이용한 스텐트 후류에서의 속도분포 등과 같은 혈류역학적 실험을 통하여 그 성능을 비교평가 하였다. 또한 스텐트 전,후류에서 측정된 속도로부터 벽면 전단응력 및 레이놀즈 수직응력 등을 계산하여 스텐트의 형상에 따른 수력학적 장단점을 비교분석하였다. 따라서 본 연구의 목적은 이러한 스텐트의 수력학적 성능평가에 대한 기초 연구를 바탕으로 스텐트 설계 개선을 통하여 그래프트 스텐트의 성능향상을 도모함에 있다.



(a) 금속 TiNi 스텐트(bare TiNi stent)
 (b) PU 도장 스텐트(PU coated stent)
 (c) 다공성 PTFE 도장 스텐트(porous PTFE coated stent)

그림 1. 본 실험에 사용된 자가팽창식 그래프트 스텐트

Fig. 1. Self-expandable graft stents used in the present experiment

실험장치 및 방법

그래프트 스텐트는 삽입 후 발생 가능한 조직의 병리적 재생, 이물반응 등의 문제점을 최소화하고 동맥류와 같은 특수한 경우에 사용할 목적으로 금속스텐트에 고분자 재질의 얇은 막을 도장한 스텐트로서, 사용되는 고분자재료는 폴리에스터, PTFE, 실리콘, PU, 폴리카보네이트 우레탄 등 다양하다. 본 실험에서 사용된 그래프트 스텐트는 나이트릴 세션으로 제작된 스텐트에 PU를 도장한 것과 PU 스텐트의 유연성을 개선하기 위해 새로이 고안된 다공성 PTFE를 도장한 그래프트 스텐트 두 종류이었으며, 비교를 위하여 나이트릴 세션으로만 제작된 스텐트(bare stent)도 실험에 사용하였다. 그림 1은 실험에 사용된 그래프트 스텐트의 형태를 보여주고 있다.

실험에 사용된 나이트릴 스텐트는 Hanaro III(주)엠아이텍, 한국)를 사용하였으며, 스텐트 크기는 직경 22 mm, 길이 10 cm, 금속세션의 직경은 0.2 mm, 다공성 PTFE 및 폴리우레탄 코팅 두께는 약 0.02 mm를 사용하였다.

Fig. 2는 스텐트 전후의 압력강하 및 속도분포를 측정하기 위한 유동실험장치의 개략도를 보여주고 있다. 이는 저장탱크, 원심펌프, 바이패스 라인, 유량조절 밸브, 서어지 탱크, 유동안정화실, 수력학적 유동발달영역, 측정을 위한 스텐트 전후의 주실험 영역, 그리고 삼방향 밸브를 거쳐 한쪽은 유량을 측정하는 질량계와 한쪽은 다시 저장 탱크로 돌아오는 재순환 유동계로 구성되었다. 유량은 유량조절 밸브와 바이패스 라인을 이용하여 조절하였으며, 삼방향 밸브로부터 유출되는 단위시간 당 유체의 질량을 측정하여 계산하였다.

저장탱크 내에는 동파이프로 된 냉각코일을 설치하였으며, 이를 항온조절기와 연결하여 실험하는 동안 재순환 되어오는 작동유체를 20℃의 일정한 온도로 유지시켰다. 서어지탱크는 원심펌프로부터 발생하는 맥동을 최소화시키기 위하여 원심펌프와 유동안정화실 사이에 설치하였다. 유동입구 영역의 길이는 스텐트 입구에서 유동이 수력학적으로 충분히 발달될 수 있도록 길게 (x/d=75) 설정하였다.

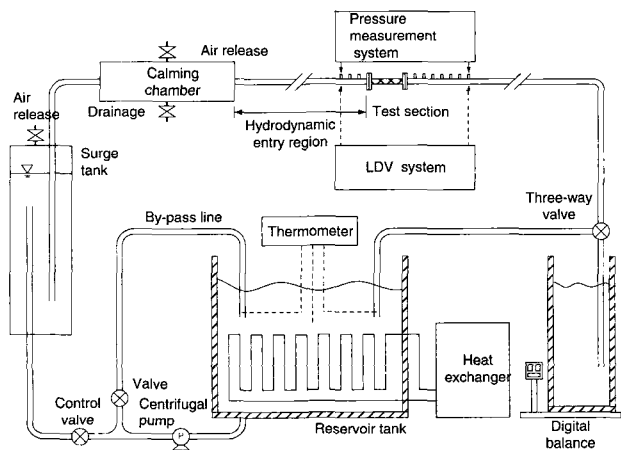


그림 2. 실험장치의 개략도
Fig. 2. Schematic diagram of the experimental setup

혈액모사유체로서는 상온 20°C에서 점도가 3.4cP이고 밀도가 1.095g/cm³인 체적비 33%의 글리세린 수용액을 사용하였다.

Fig. 3은 스텐트 전후의 압력 및 속도분포를 측정하기 위한 주실험부의 상세단면도를 보여주고 있다. 관은 내경이 19 mm, 외경이 25 mm 인 아크릴관을 사용하였으며, 실험중에 스텐트의 교체가 용이하도록 스텐트의 길이와 동일한 관의 일부를 절단하여 플랜지를 부착하여 연결하였다. 스텐트 전후에서의 압력변화를 측정하기 위하여 스텐트 양단으로부터 관내경 d 간격으로 전, 후방에 각각 2개 및 7개의 압력탭을 설치하였다. 각각의 압력탭은 유연한 비닐튜브를 사용하여 fluid switch wafer에 연결하였으며, 이는 최종적으로 Validyne 압력변환기에 연결되어 각 지점의 게이지압력을 측정하였다. 압력측정 데이터는 0.1초 간격으로 1분 동안 수집되었으며, 이는 컴퓨터에 설치된 데이터 처리시스템으로 처리하였다.

스텐트 전후의 속도분포는 1채널 300mW LDV 시스템(Ion Laser Technology, U.S.A.)을 사용하여 측정하였다. LDV 시스템을 이용한 유속 측정시 발생할 수 있는 관의 곡면으로부터 오는 레이저빔이 굴절을 최소화하기 위하여 스텐트 전후의 관 일부의 한쪽 단면을 3mm의 두께로 수직절단 가공한 후 두께가 1.1 mm이고, 크기가 200 mm × 200 mm인 광학유리를 아크릴 관에 부착하였다.

LDV의 빔이 굴절률이 다른 매질을 통과하게되면 빔의 경로, 반각 그리고 빔교차점의 위치가 변하게 된다. 본 실험에서는 광학창이 빔의 경로에 수직이기 때문에 빔의 굴절은 1차원에서만 일어나며, 관내에서 빔 교차점의 위치에 대한 보정은 빔 반각의 변화를 무시한 다음과 같은 식 (1)에 의하여 계산되었다[13].

$$r_i = n_w r_l + (1 - \frac{n_w}{n_g})t + (n_w - 1) R_o \quad (1)$$

여기서, n_w 는 글리세린 수용액의 굴절률(=1.38), n_g 는 광학유리의 굴절률(=1.52), r_i 는 관내에서 빔의 이동거리, r_l 은 LDV의 이동거리, t 는 유리의 두께, R_o 는 유리 외면으로부터 관 중심까지의 거리를 각각 나타낸다. 유동장 내의 측정부위를 통과하여 도플러 신호를 발생시키기 위한 산란입자는 유체 유동에 반응성이 좋으며 산란광의 강도가 강한 수 μm 크기의 미립자(자연산 조개입자)를 사용하였으며, 미립자는 균일성을 유지하기 위하여 메시가 작은 천을 이용하여 수 차례 걸

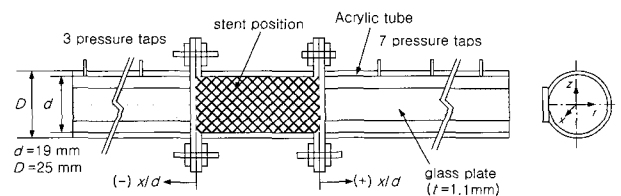


그림 3. 주 실험부의 상세단면도
Fig. 3. Detailed and cutting view of a main test section

러서 사용하였다.

유량은 정상시의 활동 범위를 고려하여 5, 10, 15 l/min로 설정하였고, 각각의 유량에 대하여 측정위치는 3차원 이송장치를 이용하여 유동방향으로 스텐트 전방 3d 지점과 후방 1d, 3d, 5d, 7d 지점 등 총 5지점에서 측정하였으며, 각 지점에서 반경방향(r)으로는 LDV를 이용하여 속도를 측정할 수 있는 가장 근접거리인 관 벽면으로부터 1.45 mm부터 1.4 mm 간격으로 15점의 속도를 측정하였다. 측정 부분을 통과하는 산란 입자로부터 나오는 속도 데이터의 획득은 LDV 시스템에 연결된 오실로스코프를 이용하여 깨끗한 신호가 얻어지는가를 확인한 후 각각의 측정점에서 1000개씩의 데이터를 획득하여, 컴퓨터 처리과정을 거쳐, 평균속도(u) 및 RMS 값을 구하였다.

결과 및 고찰

1. 압력 강하

혈액이 스텐트와 같은 유동 장애물을 통과할 때 전후에서 부가적인 압력강하가 발생하며, 이 압력강하는 임상적 적용범위와 밀접하게 관련되어 있기 때문에 스텐트의 혈류역학적 평가에 있어서 매우 중요한 부분의 하나이다.

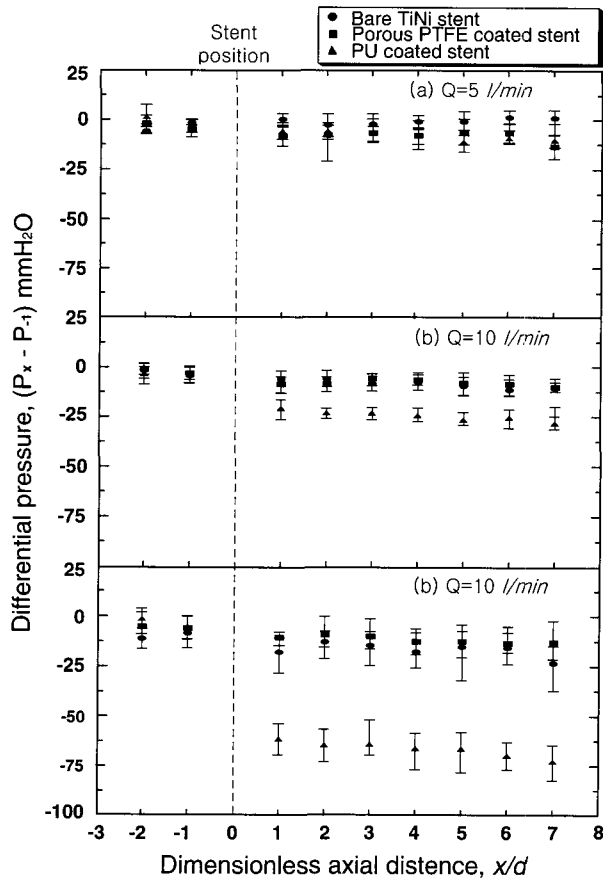


그림 4. 유동방향에 따른 스텐트 주위에서 압력 분포 및 섭동
Fig. 4. Pressure distribution and fluctuation around the stents along flow direction

Fig. 4는 정상유동 상태에서 유동방향에 따라 스텐트 전후에서의 유량의 변화에 따른 압력변화 및 각 지점에서 압력섭동(pressure fluctuation)의 크기를 보여주고 있다. 그림에서 x 축은 스텐트로부터 유동방향의 거리(x/d)를, y축은 스텐트 전방 1d에서의 압력 P-1를 기준점으로하여 각 지점에서의 압력차를 나타내고 있으며, 또한 각각의 지점에서 error bar는 압력섭동의 크기를 보여주고 있다. 전술한 바와같이 그래프트 스텐트에 있어서는 표면에 얇은 막이 도장되어 있기 때문에 스텐트가 삽입된 영역에서의 정압은 측정할 수 없었으며, 따라서 스텐트 전후에서의 위치(x/d)를 나타내는데 편의상 그림 3에서와 같이 스텐트의 길이는 무시하고 스텐트의 양단을 원점으로 표기하였다.

Fig. 4(a)에서와 같이 유량이 비교적 작은 5 l/min에서는 스텐트의 종류에 따른 스텐트 후류에서의 압력강하 및 압력섭동은 큰 차이가 없었으며, 특히 스텐트 전방 1d 지점의 압력과 비교하여 후류에서의 압력섭동의 증가는 3-4%에 불과함을 알 수 있었다. 그러나, 유량이 증가함에 따라 Fig. 4(b)-(c)에서와 같이 스텐트의 삽입에 따른 후류에서의 압력손실은 점점 증가하였으며, 압력요동 또한 스텐트 전방에 비하여 6-15%로 증가하고 있다. 다공성 PTFE 그래프트 스텐트의 압력손실은 금속 TiNi 스텐트와 거의 동일하나, 특히 폴리우레탄(PU) 그래프트 스텐트의 압력손실 및 압력요동이 상기한 두 스텐트에 비하여 급격히 증가함을 보여주고 있다.

Fig. 5은 Fig. 4의 결과로부터 유량의 변화에 따른 스텐트 전후에서의 압력강하를 재구성한 것이다. 여기서 각 스텐트의 압력강하 ΔP 는 스텐트 전방 1d 지점에서의 압력과 스텐트 후방 1d 지점에서부터 3d 지점까지의 평균압력과의 차로 정의하였다.

그림에서 보는 바와같이 유량이 증가함에 따라 압력손실은 지수적으로 증가하였으며, 본 실험에서의 최대유량 Q=15 l/min에서 금속 TiNi 스텐트, 다공성 PTFE 그래프트 스텐트의 압력강하는 각각 9.32, 6.70 mmH₂O로 매우 적은 반면에, PU 그래프트 스텐트의 압력강하는 60.85 mmH₂O로 약 6배

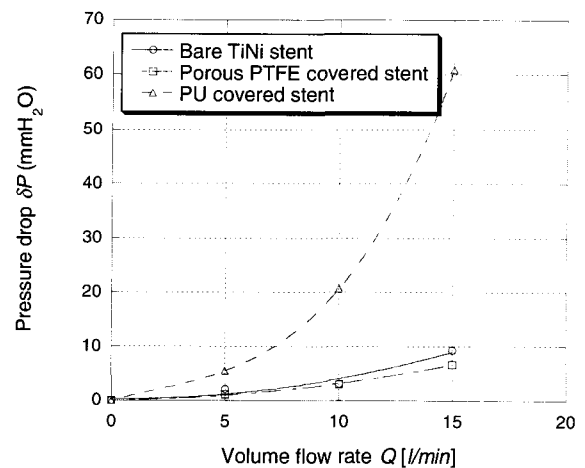


그림 5. 정상유동에서 그래프트 스텐트의 압력강하
Fig. 5. Pressure drop of graft stents in steady flow

이상의 현저한 증가를 보여주고 있다.

비록 큰 차이는 아니지만 다공성 PTFE 그래프트 스텐트의 압력강하가 금속 TiNi 스텐트에 비하여 다소 낮은 이유는 다공성 PTFE 재질이 매우 유연하여 삽입시 금속스텐트와 유사한 거동을 나타내고 스텐트에 도장된 상태의 표면이 매우 매끄럽기 때문으로 해석된다. 반면에, PU 그래프트 스텐트는 도포된 두께가 같아 할지라도 폴리우레탄 재질의 낮은 유연성으로 인하여 보다 작은 직경의 관에 삽입할 시 불규칙한 주름이 관 벽면에 형성되어 적은 유량에서도 유동의 교란이 쉽게 발생하고 또한 급격히 일어나기 때문으로 해석된다.

2. 속도분포

혈관 내 인공 삽입물은 혈류역학적으로 불안정한 난류, 높은 벽면전단응력, 박리와 정체영역 등을 발생시켜 용혈작용, 혈전 또는 색전증 등을 일으키는 주된 원인이 될 수 있어 스텐트 전후의 유동현상을 속도 측정값을 이용하여 정확화 하는 것은 스텐트의 혈류역학적 성능평가에 중요한 자료로 사용될 수 있다.

스텐트가 삽입된 전후의 속도 측정에 앞서 실험장치 및 유속측정에 사용된 LDV 시스템의 검증절차로서 스텐트를 삽입하지 않은 상태로 속도분포를 측정하여 동일 유량하에서 계산된 완전히 발달된 이론적 속도분포값과 비교하였다. 유속측정은 레이놀즈수가 약 1500인 층류유동 상태에서 스텐트 삽입 위치로 부터 후류방향으로 1d 지점에서 이루어졌다. 혈류역학적 측면에서 볼 때, 유속측정에 있어 가장 중요한 점은 벽면 근처에서의 정확한 속도의 측정이다. 본 검증결과로부터 볼 때 벽면으로부터 가장 근접한 지점에서의 유속은 이론값과 비교해 볼 때 2% 이내였으나, 특히 관 중심에서 유속이 최대 4.8%의 오차가 발생함을 알 수 있었다[18].

Fig. 6은 유량이 각각 5, 10 및 15 l/min인 경우 금속스텐트 및 그래프트 스텐트의 축방향의 위치에 따른 속도분포를

보여주고 있다. Fig. 6(a)에서 보여주는 바와같이 유량이 비교적 적은 5 l/min에서 스텐트의 삽입에 따른 스텐트 후류에서의 속도분포는 압력변화와 마찬가지로 별로 영향을 받지 않고 있음을 보여주고 있으며, 또한 스텐트의 종류에 따라서는 큰 변화가 나타나지 않고 있다. 그러나, Fig. 6(b) 및 (c)에서와 같이 유량이 증가함에 따라 스텐트의 삽입에 따른 스텐트의 후류에서의 속도분포가 영향을 받게되며, 유량이 15 l/min에서는 그 차이를 분명히 알 수 있다.

본 실험에서 사용한 그래프트 스텐트의 한 종류인 다공성 PTFE 그래프트 스텐트와 도장이 안된 TiNi 금속스텐트는 삽입된 스텐트 후류에서의 속도가 대칭성을 유지하는 중심유동과 안정된 속도분포를 유지하고 있으며, 또한 유량의 변화에 관계 없이 거의 유사한 형태를 보여주고 있다. 다만, 유량이 15 l/min인 경우에는 다공성 PTFE 그래프트 스텐트의 관 중심에서의 최대속도가 TiNi 금속스텐트에 비하여 약 2-3% 크게 나타나는데 결과적으로 다공성 PTFE 그래프트 스텐트의 상대적인 낮은 벽면전단응력을 의미한다. 이는 그래프트 스텐트의 경우에는 표면이 유연하고 매끄러운 재질로 도장되어 있기 때문에 금속 스텐트에 비하여 상대적으로 낮은 표면조도 때문인 것으로 생각된다.

그러나, 폴리우레탄이 도장된 그래프트 스텐트의 경우에는 다른 두 스텐트와 비교해 볼때 스텐트 후류에서의 비대칭적인 유동양상과 관 중심에서 상대적인 낮은 유속을 보여주고 있다. PU 그래프트 스텐트의 중심유속은 TiNi 금속스텐트의 약 65-70%에 불과하였으며, 그 양상은 스텐트 후류에서 상당부분 지속되고 있음을 알 수 있다. 스텐트를 아크릴 관에 삽입한 후 육안으로 관찰해 본 결과, PU 그래프트 스텐트의 경우에는 스텐트의 내면에 유동방향으로 불규칙한 심한 주름이 형성되고 관과 스텐트 사이에도 틈이 발생함을 알 수 있었다. 이러한 구조적인 문제점 때문에 PU 그래프트 스텐트의 중심유속이 다른

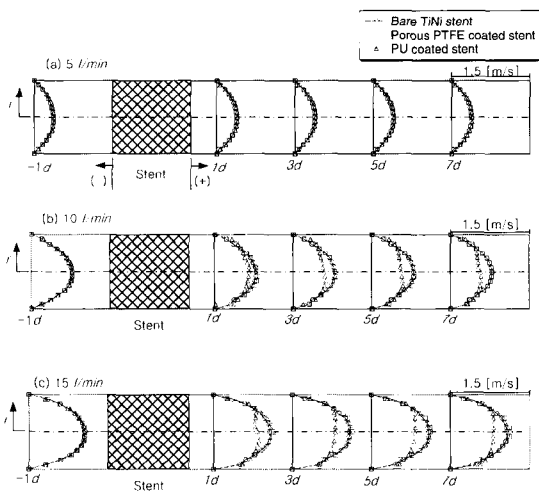


그림 6. 스텐트 전후에서의 속도분포
Fig. 6. Velocity distribution at upstream and downstream of the stent

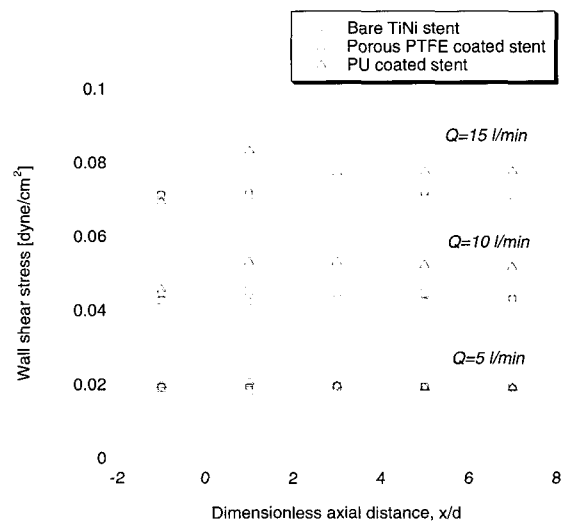


그림 7. 스텐트 전후에서의 벽면전단응력
Fig. 7. Wall shear stress at upstream and downstream of the stent

스텐트에 비하여 낮고 비대칭 유동형태를 보여주고 있다. 본 실험에서의 유속측정은 LDV에 의하여 이루어졌기 때문에 특히 벽면을 따라 흐르는 유동은 측정은 불가능하였으며, 이는 추후 유동가시화 실험을 통하여 검증이 가능할 것으로 생각된다.

3. 벽면 전단응력 및 레이놀즈 수직응력

본 실험에서 LDV를 사용하여 측정된 속도는 관벽으로부터 1.45 mm 떨어진 지점까지 측정하였으며, 이 지점과 관벽사이의 속도분포는 선형이라는 가정하에 다음 식을 이용하여 벽면 전단응력을 계산하였다.

$$\tau_w = \mu \frac{du}{dy} \tag{2}$$

여기서 μ 는 점성계수, du/dy 는 전단률(shear rate)을 나타낸다. 각기 다른 유량에서 계산된 값을 Fig. 7에서 보여주고 있으며, 여기서는 관벽 양쪽에서 구한 값 중 큰 값을 무차원화된 거리 x/d 에 따라 표시하였다. 속도분포에서도 알 수 있었던 바와같이 유량이 비교적 적은 5 l/min에서는 스텐트 전후에서의 벽면 전단응력의 변화가 별로 나타나지 않았으며, 또한 스텐트의 종류에 따라서도 큰 차이가 없었다. 그러나 유량이 증가함에 따라 벽면전단응력은 스텐트의 삽입에 따른 스텐트 후류에서 증가하기 시작하였으며, 스텐트의 후류 1d 지점에서 최대값을 가진 후 유동방향에 따라 점점 감소하는 경향을 보이고 있다. 다공성 PTFE 그래프트 스텐트의 유동방향에 따른 벽면전단응력의 변화는 금속 TiNi 스텐트와는 거의 유사한 경향을 나타내고 있으나, 특히 PU 그래프트 스텐트의 경우는 그 변화가 두드러졌다. 유량 $Q=15 \text{ l/min}$ 에서 금속 TiNi 스텐트, 다공성 PTFE 그래프트 스텐트 및 PU 그래프트 스텐트의 최대 벽면전단응력은 각각 0.72, 0.71, 0.84 dyne/cm²로 다공성 PTFE 그래프트 스텐트의 최대 벽면전단응력이 도장이 안된 금속 TiNi 스텐트에 비하여 약 17% 큼을 알 수 있다.

LDV 속도 측정으로 얻어낸 파동속도 성분인 u' 값은 축방향 파동속도 성분들을 적분한 값인 RMS 값으로 표현할 수 있으며, 이 값으로부터 레이놀즈 수직응력을 식(3)를 사용하여 계산할 수 있다.

$$\tau_{xx} = \rho \cdot \overline{u'^2} \tag{3}$$

여기서 ρ 는 사용 유체의 밀도를 나타낸다.

Fig. 8은 각각의 유량에서 유동방향에 따라 레이놀즈 수직응력의 변화를 보여주고 있다. 벽면전단응력과 마찬가지로 전반적으로 스텐트 후류 1d 지점에서 최대값을 보이고 있으며, 이후 점차 감소하는 경향을 보여주고 있다. 유량 15 l/min에서 금속 TiNi 스텐트, 다공성 PTFE 그래프트 스텐트 및 PU 그래프트 스텐트의 최대 레이놀즈 수직응력은 각각 약 1.39, 1.44, 3.55 dyne/cm²으로 특히, PU 그래프트 스텐트가 금속

TiNi 스텐트에 비하여 약 2.5배 정도 큰 값을 보이고 있다.

Mohandas[15]는 혈관벽이나 이물질의 표면에 접촉되는 적혈구는 약 10-100 dyne/cm² 정도의 전단응력에 의해 손상될 수 있음을 보고하고 있고, Fry 등[16]은 전단응력이 400 dyne/cm²보다 높을 때 혈관벽의 내피세포 (endothelial cell)가 손상될 수 있다고 하고 있다. 또한 맥동유동의 경우 최대유량의 정점에서보다 심장의 박동시 가속유동에서 최대 전단응력이 발생함을 보고하고 있다[17]. 또한, Chandran 등[18]은 심장박동에 의한 맥동유동에서 수직응력은 정상유동에서의 값보다 2배만큼 큰 값을 가지며, Modi 와 Bishop 등[17]은 전단응력과 수직응력의 관계가 1:4 임을 보고하고 있다.

본 실험범위에서는 그래프트 스텐트의 삽입에 의한 후류에서의 최대 전단응력이나 수직응력의 발생이 용혈현상이나 혈관

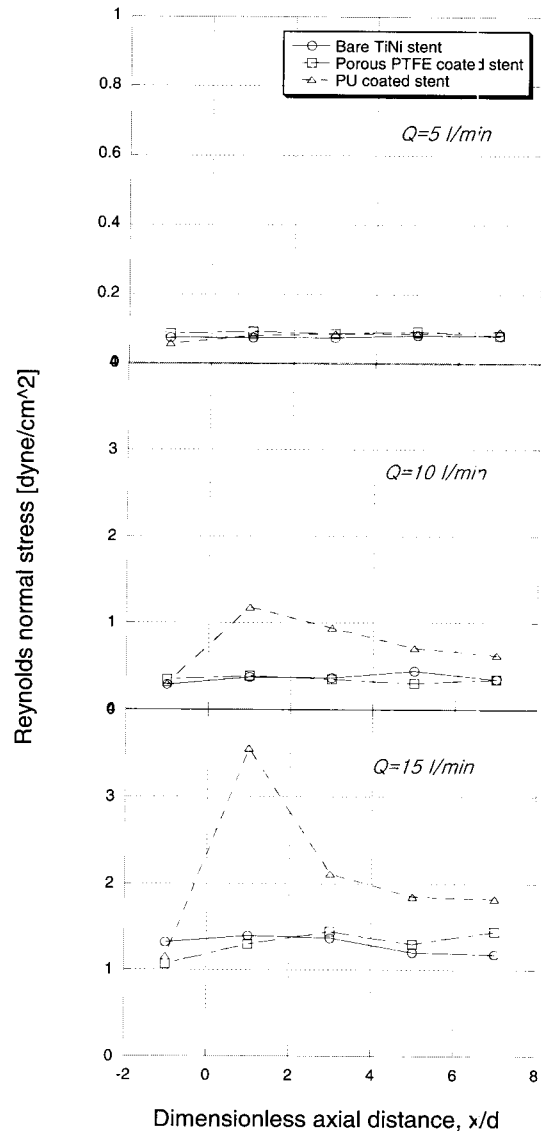


그림 8. 스텐트 전후에서의 레이놀즈 수직응력
Fig. 8. Reynolds normal stress at upstream and downstream of the stent

벽의 내피세포의 손상을 야기시킬 정도는 아니라 생각된다. 그러나, 맥동유동에서 최대 심장 박출량이 30 l/min임을 감안하고, 속도분포의 결과로부터 알 수 있듯이 특히 PU 그래프트 스텐트의 경우 재질의 낮은 유연성으로 인한 벽면과의 틈새가 발생한다면 제트류의 발생이 우려되므로 임상적으로 사용되기 위해서는 내구성 실험과 병행하여 좀더 세심하고 면밀한 혈류 역학적 실험이 요구된다.

결 론

정상유동상태에서 새로 개발된 PTFE 그래프트 스텐트, PU 코팅된 그래프트스텐트 및 금속 TiNi 스텐트의 수력학적 성능을 비교평가하기 위하여 스텐트 전후에서 압력변화와 유속분포를 측정하여 비교 검토 하였다.

스텐트를 아크릴 관내에 삽입한 후 육안으로 관찰한 결과 금속 TiNi 스텐트와 다공성 PTFE 그래프트 스텐트는 비교적 완만한 매끄러운 면을 유지하였으나, PU 그래프트 스텐트의 경우는 유동방향으로 심한 주름의 발생과 벽면과의 틈새가 확인되었다.

비교적 적은 유량에서는 스텐트의 종류에 따른 스텐트 후류에서의 압력강하 및 압력섭동은 큰 차이가 없었으나, 유량이 증가함에 따라 급격히 증가함을 알 수 있었다. 유량이 증가함에 따라 압력손실은 지수적으로 증가하였으며, 본 실험에서의 최대유량 $Q = 15 \text{ l/min}$ 에서 금속 TiNi 스텐트, 다공성 PTFE 그래프트 스텐트의 압력강하는 각각 9.32, 6.70 mmH₂O로 매우 적은 반면에, PU 그래프트 스텐트의 압력강하는 60.85 mmH₂O로 약 6배 이상의 현저한 증가를 보여주고 있다.

다공성 PTFE 그래프트 스텐트와 TiNi 금속스텐트는 삽입된 스텐트 후류에서의 속도가 대칭성을 유지하는 중심유동과 안정된 속도분포를 유지하고 있으나, PU 그래프트 스텐트는 스텐트 후류에서의 비대칭적인 유동양상과 관 중심에서 상대적인 낮은 유속을 보여주어 스텐트의 중심유속은 TiNi 금속스텐트의 약 65-70%에 불과하였다. 최대 전단응력 및 최대 수직응력은 스텐트의 후류 1d 지점에서 나타났으며, 유량 $Q=15 \text{ l/min}$ 에서 금속 TiNi 스텐트, 다공성 PTFE 그래프트 스텐트 및 PU 그래프트 스텐트의 최대 전단응력은 각각 0.72, 0.71, 0.84 dyne/cm²이었으며, 최대 레이놀즈 수직응력은 각각 약 1.39, 1.44, 3.55 dyne/cm²으로 특히, 폴리우레탄 그래프트 스텐트가 금속 TiNi 스텐트에 비하여 약 2.5배 정도 큰 값을 보이고 있다.

본 실험범위에서는 그래프트 스텐트의 삽입에 의한 후류에서의 최대 전단응력이나 수직응력의 발생이 용혈현상이나 혈관벽의 내피세포의 손상을 야기시킬 정도는 아니라고 생각되나, 맥동유동 및 최대 박출량을 감안 할 때 특히 PU 그래프트 스텐트의 경우 재질의 낮은 유연성으로 인한 벽면과의 틈새가 발생한다면 제트류의 발생이 우려되므로 임상적으로 사용되기 위해서는 내구성 실험과 병행하여 좀더 세심하고 면밀한 혈류 역학적 실험이 요구된다.

참 고 문 헌

1. Vanderburgh L., and Ho C.S., "Nonvascular stents", *Progress of Cardiovascular Disease*, Vol. 39, pp. 187-200, 1996
2. Becker G.J., "Intravascular stents: general principles and status of lower-extremity arterial applications", *Circulation*, Vol. 83 (Supplement I), pp. 122-136, 1991
3. Dotter C.T., "Transluminally placed coilspring endoarterial tube graft: Long-term patency in canine popliteal artery". *Investigative Radiology*, Vol. 4, pp. 329-332, 1969
4. Wright K.C., Wallace S, Charnsangavej C, et al. "Percutaneous endovascular stent: an experimental evaluation." *Radiology*, Vol. 156, pp. 69-72. 1985
5. Palmaz J.C., "Balloon-Expandable Intravascular Stent", *AJR*, Vol. 150, pp. 1263-1269, 1988
6. Serruys P.W. and Rensing B.J., "Handbook of coronary stents", 4th edition, Marti Dunitz Ltd., London, 2002
7. Barry T.K., Gary J.B., James F. B., and Gerald Z. "Stent Grafts for Aortic Aneurysms: The next Interventional Challenge", *American J Cardiology*, Vol. 81, pp. 33-43, 1998
8. Usui A., Ueda Y., Watanabe T., and et al. "Clinical results of implantation of an endovascular covered stent graft via midsternotomy for distal aortic arch aneurysm", *Cardiovascular Surgery*, Vol. 8, No. 7, pp. 545-549, 2000
9. Rieu R. and Pelissier R., "In vitro study of a physiological type flow in a bifurcated vascular prosthesis", *J. of Biomechanics*, Vol. 24, No. 10, pp. 923-933, 1991
10. S. Fabregues, K. Baijens, R. Rieu and P. Bergeron, "Hemodynamics of endovascular prostheses", *J. of Biomechanics*, Vol. 31, pp. 45-54, 1998
11. Stefaller Müller-Hülsbeck, Helmut Schwarzenberg, Frank Wesner, Rainer Drost, Claus-Chistian Glüer and Martin Heller, "Visualization of flow patterns from stents and stent-grafts in an in vitro flow-model", *Investigative Radiology*, Vol. 33, No. 10, pp. 762-770, 1998
12. J.L. Berry, A. Santamarina, J.E. Moore Jr, S. Roychowdhury, W.D. Routh, "Experimental and computational flow evaluation of coronary stents", *Annals of Biomedical Engineering*, Vol. 28, pp. 386-398, 2000
13. J.W. Kim, B.C. Pak, B.J. Baek and B.G. Min, "Hydrodynamic investigation of a floating-type monoleaflet polymer valve under steady flow condition". *J. Biomed. Eng. Res.*, Vol. 17, No. 1, pp. 49-59, 1996

14. H.C. Lee, "Flow characteristics on down stream of expandable graft stents in a circular tube", M.S. Thesis, Chonbuk National University, Korea, 2002
15. Mohandas, N., Hochmuth, R.M., and Spaeth, E.E., "Adhesion of Red Cells to Foreign Surfaces in the Presence of Flow", J. Biomech. Mat. Res., Vol. 8, pp. 119-136, 1974
16. Fry, D.L., "Acute Vascular Endothelial Changes Associated with Increased Blood Velocity Gradient", Circulation Res., Vol. 22, pp. 165-197, 1968
17. Modi, V.J., and Bishop, W.F., "Hemodynamics of Tilting Disc-type Prosthetic Heart Valves", Proc. 6th Int. Conf. on Bio. Eng., Published by National University of Singapore, pp. 415-420, 1990
18. Chandran, K.B., Cabell, G.N., Khalighi, B., and Chen, C.J., "Laser Anemometry Measurements of Pulsatile Flow Past Aortic Valve Prostheses", Biomechanics, Vol. 16 pp. 865-873, 1983