

약물분출 스텐트 주위 유동형태와 약물침전에 대한 수치해석[§]

서 태 원^{*†}

* 국립안동대학교 기계자동차공학과

Numerical Study of Flow Pattern and Drug Deposition in Drug-Eluting Stent

Taewon Seo^{*†}

* Dept. of Mechanical and Automotive Engineering, Andong Nat'l Univ.

(Received April 11, 2011 ; Revised May 31, 2011 ; Accepted June 1, 2011)

Key Words: Flow Pattern(유동형태), Drug Deposition(약물침전), Wall Shear Stress(벽전단응력), Drug-Eluting Stent (약물분출 스텐트), Reattachment(재부착)

초록: 본 연구는 이상적인 원형 환(Ideal Circular Ring) 스텐트와 Intertwined 스텐트의 삽입에 의해 야기 되는 혈류유동 형태와 스텐트 표면에서 방출되는 약물의 농도분포를 조사하는 것이다. 본 연구를 통해 Intertwined 스텐트의 스텐트 사이 영역에서 약물농도는 원형 환 스텐트에 비해 더 많이 분포해 있는 것을 알 수 있었다. 주어진 스텐트의 형상에 대하여 스텐트 사이 영역에서의 국소적인 약물 농도분포는 레이놀즈 수가 증가함에 따라 감소하는 것으로 나타났다. 주어진 레이놀즈 수에 대하여는 약물 농도분포는 스텐트의 형상과는 비교적 무관함을 알 수 있다. 원형 환 스텐트보다 Intertwined 스텐트가 스텐트 사이 영역과 스텐트 하류영역에서 혈관 벽면을 따른 약물 농도분포는 크게 나타나는 것을 볼 수 있다.

Abstract: This study is performed to determine the drug concentration profiles of drug-eluting stents (DES) for an ideal circular ring stent and intertwined stent models for various Reynolds numbers ($Re = 200, 400, \text{ and } 800$). The Navier-Stokes equations coupled with the advection-diffusion equation are solved numerically in order to determine how the flow patterns and drug deposition are affected in the in-stent and post-stent regions where flow separation and recirculation occur. The presence of DES within the arterial segment affects the local drug distribution in the flow field. As a result, the drug concentration for the intertwined stent is higher over the in-stent region in comparison with the ideal stents. For a given stent geometry, the local drug concentration in the in-stent region decreases with Reynolds number, while for a given Reynolds number, the local drug concentration is relatively insensitive to the stent geometry. The results show that drug concentration along the arterial wall is significantly higher within the in-stent and post-stent regions for the intertwined stent geometry than for the ideal stent geometries.

- 기호설명 -

- C : 약물농도
- D : 혈관의 직경 (mm)
- d : 스텐트의 직경 (mm)
- p : 혈액의 압력 (N/m^2)
- Re : 무차원 레이놀즈 수 (uD/ν)
- \vec{u} : 혈류 속도 벡터 (m/s)
- U_{Mean} : 혈류의 1주기 입구 평균속도 (m/s)
- ρ : 혈액의 밀도 (Kg/m^3)

- ν : 혈액의 동점성계수 (m^2/s)
- τ_w : 혈관벽에 작용하는 전단응력 (N/m^2)
- Γ : 약물확산 계수 (m^2/s)

1. 서 론

우리나라의 식생활구조가 서구화되고, 급속히 고령화 사회로 접어들면서 협심증, 심근경색, 뇌경색, 뇌졸중의 원인이 되는 죽상경화증의 발병률이 꾸준히 증가하고 있는 추세이다. 죽상경화증(Atherosclerosis)은 플라크(Plaque)의 침착으로 혈관내벽이 두꺼워지며 경화되면서 점점 좁아지는 질병이다. 혈관 내벽이 좁아지게 되면 혈액유동이 방해되어 주위 조직이 죽게 되고, 결국은

§ 이 논문은 대한기계학회 2011년도 유체공학부문 춘계 학술대회(2011. 4. 15.-16., 포항공대) 발표논문임

† Corresponding Author, dongjin@andong.ac.kr

© 2011 The Korean Society of Mechanical Engineers

기술이 요구되는 심각한 혈관 협착증으로 발전하게 된다. 폐쇄성 혈관을 넓혀 혈액 흐름을 원활하게 하기 위해 스텐트 기술이 오늘날 널리 사용되고 있다. 스텐트 기술은 재협착 발생률이 20~35%로, 종래의 풍선확장술에 의해 시술 6개월 이내에 발생되던 30~50%의 재협착 발생률을 현저히 감소시켰다.^(1~3) 그러나 여전히 높은 재협착 발생률은 문제가 되고 있고 죽상경화증 발생률이 증가함에 따라, 재협착을 감소시키는 방법에 관심이 모아지고 있다.^(4~6) 현재 상용화되어 있는 스텐트에 재협착을 감소시킬 수 있는 다양한 약물을 코팅한 약물분출 스텐트는 신생내막의 과다증식에 의한 재협착을 현저히 감소시킬 수 있는 방법으로 주목되고 있다.^(4,7) 그러나 약물분출 스텐트와 연관된 혈전증의 발생빈도를 지배하는 메카니즘은 아직 명확하게 규명되지 않은 상태이다.

막힌 혈관부위에 스텐트 삽입술은 시술 중에 혈관 내피세포의 손상을 야기시킬 수 있다. 스텐트 삽입 후 이러한 내피세포의 손상에 의한 혈전이 스텐트와 혈관 벽면에 형성되고, 손상된 혈관 벽면을 치유하기 위해 염증 반응과 함께 내피세포의 과다증식과 평활근 세포의 증식이 일어난다. 이처럼 내피세포의 과다증식이 스텐트 삽입 후 재협착 발병의 주요 요인으로 알려지고 있다.^(8,9) 약물분출 스텐트에 사용되는 내피세포 과다증식억제용 약물은 평활근 세포의 과다증식과 내피세포 형성을 억제함과 동시에 세포 증식을 억제하는 효과를 가지고 있다.⁽¹⁰⁾ 따라서 혈관 상처의 빠른 치유를 위해 내피세포 표면에서 약물 농도는 최소화되어야 한다.

상처난 혈관의 치유에 영향을 미치는 또 다른 요인은 혈류유동의 유체역학적 특성이다. 최근 연구들은 혈관 벽면에 삽입된 스텐트의 영향으로 주위 혈류유동의 교란에 의해 발생하는 전단응력, 재부착점, 재순환영역 등 유동 특성에 변화를 야기하게 되며, 그 결과로 재협착이 발생된다고 보고하고 있다.^(11~13,16) 이와 같이 혈관내 유동 특성은 스텐트 삽입에 의해 야기되는 유동 교란과 스텐트의 형상에 따라 민감하게 변하게 된다. 주로 유동박리 또는 재부착 영역에서 벽 전단응력이 낮다($\sim \tau_w < 0.5\text{Pa}$).

그러므로 약물분출 스텐트의 형상은 스텐트 삽입에 의해 야기되는 유동교란을 최소화하는 형

상이 되어야 하며, 기능은 내피세포 표면에서의 약물농도 분포가 최소화되어야 한다.^(14,15,17) 본 연구에서는 혈관에 삽입된 여러 형태의 약물분출 스텐트 모델에 대한 유동특성과 약물농도 분포에 대해 조사하고자 하는 것이다.

2. 문제 설정

2.1 기하학적 모델

본 연구에 사용된 약물분출 스텐트의 모델은 Fig. 1에 나타낸 바와 같이 이상적인 원형 환(Ideal Circular Ring) 스텐트와 서로 얽혀있는 Intertwined 스텐트의 모델을 사용하였다. 이들 모델은 Gambit 2.4.6을 이용하여 형상을 생성하였다. 혈관의 직경은 $D=4\text{mm}$ 로 가정하였으며, 스텐트 철선의 직경은 $d=0.2\text{mm}$, 스텐트 지주 사이의 거리는 $w=0.4\text{mm}$ 로 하였다.⁽¹¹⁾ 모델 혈관은 Fig. 1에 나타낸 바와 같이 직관과 30° , 60° 와 90° 굽은 곡관 모델에 대하여 $w/D=0.1$ 로 고정하고 $d/D=0.1$, 0.05 와 0.025 인 여러 형태의 스텐트 모형이 삽입된 경우에 대한 유동특성과 약물농도 분포에 대하여 해석하였다.

2.2 지배방정식과 경계조건

본 연구에 사용된 유체는 균일, 비압축성, 등은 Newtonian 유체로 가정하였다. 유체의 밀도는 $1.06 \times 10^3 \text{ (kg/m}^3\text{)}$, 동점성 계수는 $3.3 \times 10^{-6} \text{ (m}^2\text{/s)}$, 약물확산 계수는 $1.39 \times 10^{-10} \text{ (m}^2\text{/s)}$ 을 사용하였다. 이러한 조건하에서의 3차원 혈류 유동을 지배하는 운동방정식과 약물 대류-확산방정식은 식 (1)~(3)과 같이 표현할 수 있다.

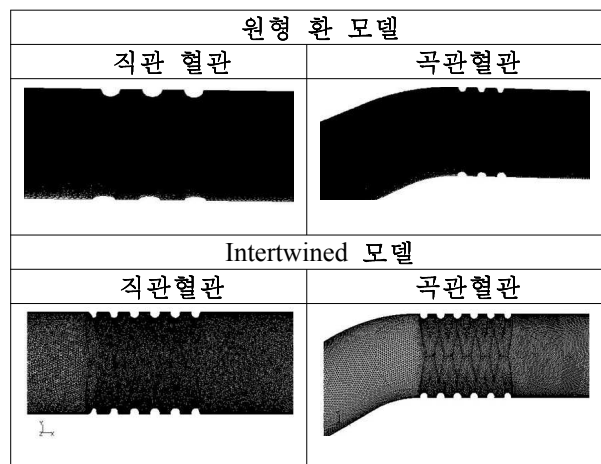


Fig. 1 Schematic geometry and generated meshes of the drug-eluting stent models simulated

● 연속방정식

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0 \quad (1)$$

● 운동량 방정식

$$\frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + (\vec{u} \cdot \nabla) \vec{u} = -\frac{1}{\rho} \nabla p + \nu \nabla^2 \vec{u} \quad (2)$$

● 대류-확산 방정식

$$\frac{\partial C}{\partial t} + (\vec{u} \cdot \nabla) C = \Gamma \nabla^2 C \quad (3)$$

여기서 \vec{u} 는 혈류 속도, p 는 압력, ρ 는 혈액의 밀도, ν 는 혈액의 동점성 계수, C 는 약물농도 그리고 Γ 는 약물확산 계수를 각각 나타낸다.

본 연구에서는 정상유동 조건과 맥동유동 조건에서의 유동해석을 수행하였다. 정상유동 속도분포와 맥동유동 속도분포는 식 (4)와 (5)에 나타내었다. 정상유동의 경우 $Re_0=200, 400$ 과 800 으로 균일한 속도로 유입되는 유동 조건하에서 해석을 하였다. 그리고 맥동유동의 경우 주파수 1Hz의 역류가 없는 시간적 사인파인 균일유동으로 가정하여 수치해석을 수행하였다.

● 정상유동의 경우 속도분포

$$u_{Inlet} = \frac{\nu}{D} Re \quad (4)$$

● 맥동유동의 경우 속도분포

$$u_{Inlet}(t) = u_{Mean} (1 + \frac{1}{2} \sin(2\pi t)) \quad (5)$$

여기서 U_{mean} 은 1주기의 입구 평균속도를 나타내며, 사인함수의 맥동형태의 속도에 상응하는 Womersley 수는 2.756이다.

Fig. 2는 맥동유동인 경우 입구에서 유체의 속도분포를 나타낸 것이다. 출구에서는 압력 경계조건을 적용하였고, 축방향 약물농도분포는 0을 적용하였다. 혈관 벽면에서는 No-slip 경계조건을 적용하였으며, 대칭면에서의 속도구배는 0을 적용하였다. Table 1은 약물분출 스텐트와 혈관 모델의 각 영역에서 유동과 약물분출에 대한 경계조건을 나타낸 것이다.

지배방정식 (1)~(3)은 상용프로그램인 유한체적법을 적용한 FLUENT (Version 6.4)을 이용하여 수치 해석하였다. 수치해석 방법은 SIMPLE 기법을 적용하였으며, 이산화 기법은 1차 Upwind 방법을 사용하였다. 격자는 Gambit을 이용하여 4면

Table 1 Flow and drug-eluting boundary conditions at the DES model geometries

Surface	Flow Condition	Drug Condition
Inlet	Uniform or Pulsatile Flow	Drug Concentration=0
Symmetry	$\vec{u}_n = 0$	$\frac{\partial C}{\partial n} = 0$
Stent Surface	No-Slip	Drug-Elution $C_0=140 \mu\text{g}/\text{cm}^2$
Exit	Pressure	$\nabla C \cdot \vec{n}_f = 0$
Vessel Wall	No-Slip	$\nabla C \cdot \vec{n}_w = 0$

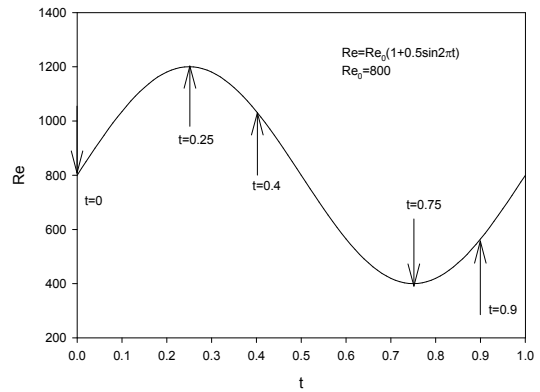


Fig. 2 The pulsatile velocity profile at the inlet with mean Reynolds number $Re_0=800$

체 격자를 생성하였다.

Fig. 3은 유동장에 생성된 4면체의 격자를 나타낸 것이다. 본 연구의 수치 계산은 3.33GHz 인텔 Xeon CPU X5260 (4MB RAM) 컴퓨터에서 수행하였다. 맥동유동의 경우 본 연구에서는 안정된 결과를 얻기 위해 3주기까지 계산을 수행하였으며, 연속방정식은 10^5 까지 수렴시켰으며 운동량 방정식은 10^{-6} 까지 수렴시켰다.

3. 해석결과와 고찰

3.1 격자 독립성

본 연구에서 설정한 유동장에 대한 신뢰할만한 해석결과를 얻기 위해 격자 독립성 테스트를 수행하였다. 격자 독립성 테스트에 사용한 모델은 30° 만곡인 곡관모델이며, 적용된 격자수는 각각 163,000, 251,000, 480,000, 1,250,000과 1,296,000이다. 이에 대한 결과는 Fig. 3에 나타내었다. Fig. 3에서 보는 바와 같이 격자수가 480,00, 1,250,000과 1,296,000인 경우 재순환 영역의 크기를 비교했을 때, 격자수가 1,250,000의 계산 결과는 다른

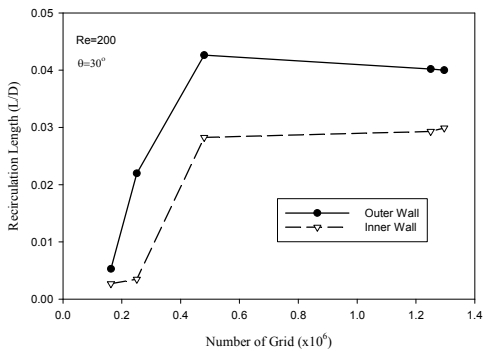


Fig. 3 Mesh independence test for recirculation length for the 30° curved blood vessel

2경우에 비해 바깥쪽 벽면에서는 각각 5.97%와 0.49%의 오차를 보여주고 있다. 반면 안쪽 벽면에서는 3.41%와 2.04%의 오차를 나타내고 있다. 이러한 결과를 바탕으로 본 연구에서 수행한 모든 수치해석에 사용된 격자수는 1,250,00이다.

3.2 속도분포와 벽 전단응력

Fig. 4는 Re=400과 800인 경우 이상적인 원형 환 약물분출 스텐트를 시술한 후 곡관의 만곡의 정도 변화에 따른 혈류의 축방향 속도분포 변화를 나타낸 결과이다. 일반적으로 곡관을 흐르는 유체의 유동특성은 곡관의 바깥쪽 면은 유체의 점성력보다 관성력이 더 크게 작용하기 때문에 재순환영역이 발생하지 않으나, 재순환영역은 곡관의 안쪽 면을 따라 형성된다. 그러나 Fig. 4의 결과에서 보는 바와 같이 만곡의 정도가 증가함에 따라 곡관의 바깥쪽 면에서 재순환 영역이 발생하는 것을 알 수 있다. 이는 약물분출 스텐트의 삽입에 의한 주위 혈류유동의 교란에 의해 재순환영역이 발생하는 것임을 알 수 있다. 만곡의 정도가 증가함에 따라 혈류의 축방향 속도는 바깥쪽 면으로 심하게 편중되는 것을 볼 수 있는데, 이는 혈류의 원심력이 증가하기 때문임을 알 수 있다.

Fig. 5는 d/D=0.1, 곡관의 만곡이 90°인 경우 입구에서의 초기조건이 Re=200, 400과 800에 대하여 원형 환 또는 Intertwined 약물분출 스텐트 삽입되었을 때 혈관 안쪽 벽면과 바깥쪽 벽면에 작용하는 벽 전단응력을 나타낸 결과이다. 스텐트 사이 영역과 마지막 스텐트 하류 영역에서 벽 전단응력 값이 작고 음의 값을 갖는 것을 볼 수 있는데, 이는 이 영역을 통과하는 혈류가 유동박

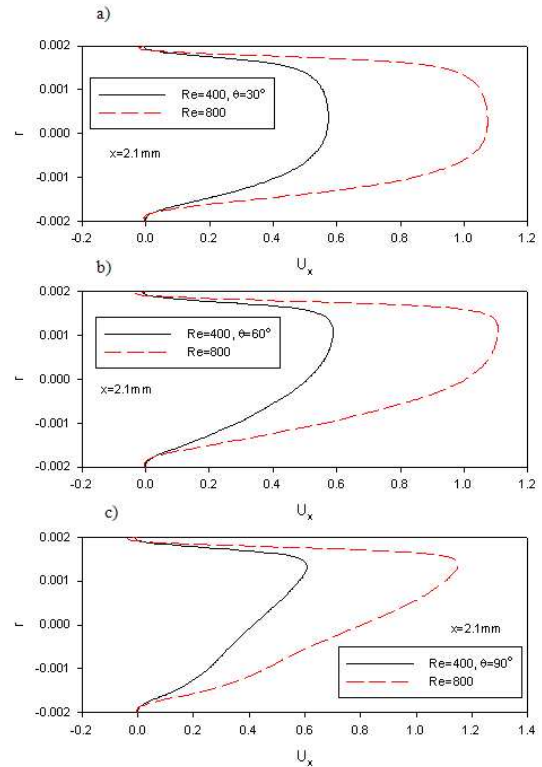


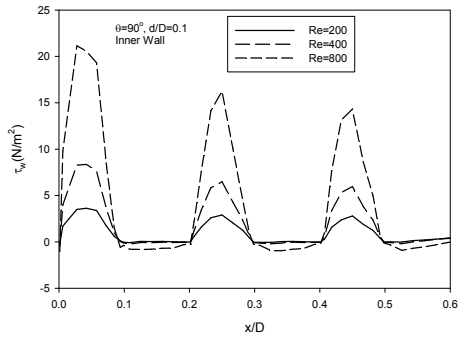
Fig. 4 Velocity profiles in various curved blood vessels for Re=400 and 800

리와 재순환이 일어나기 때문이다. 특히 레이놀즈 수가 증가함에 따라 벽 전단응력 값이 작아지고, 재순환영역이 더 커지는 것을 볼 수 있다. 한편 혈류가 스텐트 링을 통과할 때 벽 전단응력 값이 현저하게 증가하는 것을 볼 수 있으며, 레이놀즈 수가 증가함에 따라 최대값은 증가한다. 안쪽 면에 작용하는 벽 전단응력 값이 바깥쪽 면에 작용하는 벽 전단응력 값에 비해 최대 25% 정도 더 작게 작용하는 것을 알 수 있으며, 이는 바깥쪽 면으로 원심력에 의해 혈액이 편중되어 흐르기 때문이다.

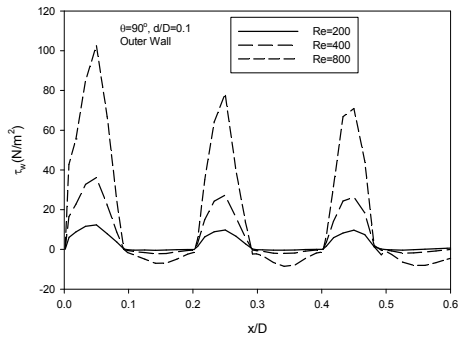
혈관내 스텐트 삽입으로 인해 벽 전단응력의 크기는 레이놀즈 수에 따라 변하며, 혈관내막 과다 증식은 벽 전단응력이 낮은 영역에서 일어난다. 따라서 재협착증이 발생하는 내막 과다증식은 벽 전단응력이 낮은 스텐트 사이 상류와 하류에서 발생할 것이라 예측할 수 있다.

3.3 재순환영역

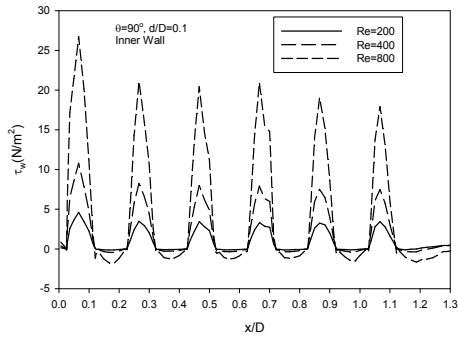
Fig. 6(a)와 (b)는 d/D=0.1과 0.05인 경우 직관과 원형 환과 Intertwined 스텐트가 삽입되었을 때 레이놀즈 수의 변화에 따른 재순환 영역의 크기를



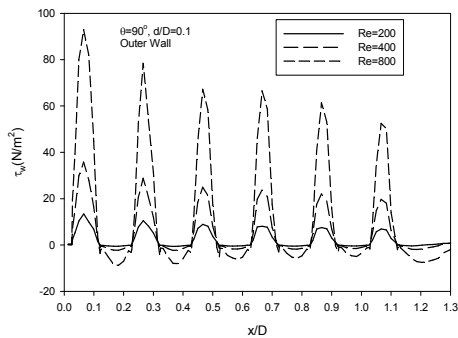
(a) Circular ring



(b) Circular ring



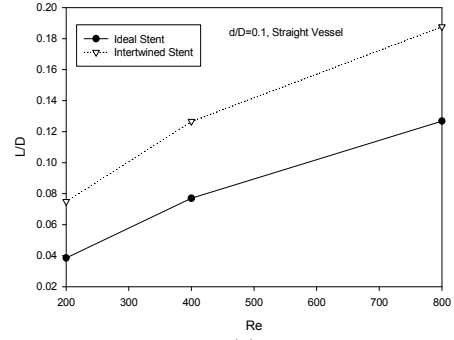
(c) Intertwined



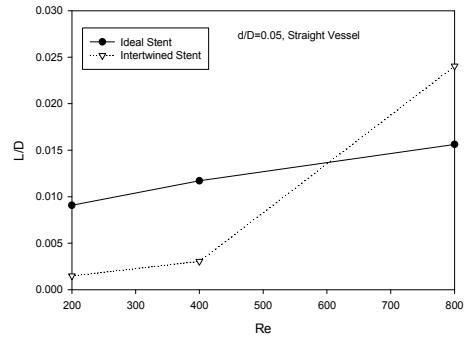
(d) Intertwined

Fig. 5 Wall shear stress distributions in the stent regions of 90° curved blood vessel for d/D=0.1

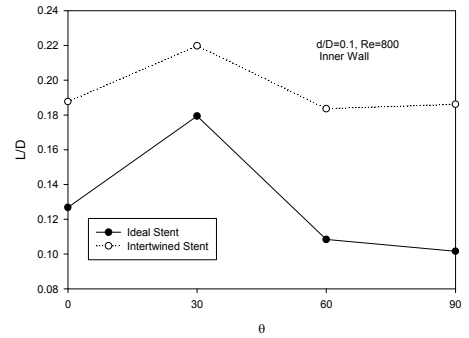
나타낸 결과이다. 재순환 영역의 크기(L/D)는 레이놀즈 수가 증가함에 따라 선형적으로 증가하는 것을 볼 수 있다. 레이놀즈 수의 증가는 유동박



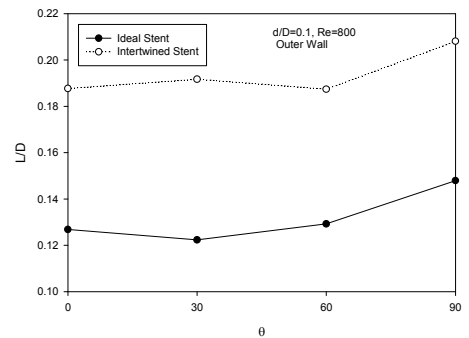
(a)



(b)



(c)



(d)

Fig. 6 Recirculation sizes for various Reynolds numbers and curved angles

리를 촉진하는 관성력이 증가하기 때문인 것으로 판단되며, 특히 d/D=0.1인 경우 Intertwined 스텐트가 삽입된 혈관에서 재순환 영역의 크기가 레이

놀즈 수에 관계없이 더 크게 형성되는 것을 볼 수 있다(Fig. 6(a)). 그러나 $d/D=0.05$ 인 경우는 작은 레이놀즈 수에서는 원형 환 스텐트가 삽입된 혈관에서 재순환 영역이 크게 나타나지만, 큰 레이놀즈 수에서는 원형 환 스텐트가 삽입된 혈관에서 보다 Intertwined 스텐트가 삽입된 혈관에서 재순환 영역이 더 크게 나타나는 것을 볼 수 있다(Fig. 6(b)). 이러한 결과를 바탕으로 동맥 혈관 내 스텐트 삽입에 따른 혈관내 유동 교란의 정도와 성향은 스텐트 형상에 의해 주요한 영향을 미친다는 것을 알 수 있다.

Fig. 6(c)와 (d)는 $d/D=0.1$ 과 레이놀즈 수 800인 경우 직관에 원형 환과 Intertwined 스텐트가 삽입되었을 때 혈관의 곡률 변화에 따른 곡선혈관의 안쪽 면과 바깥쪽 면에 생성되는 재순환 영역의 크기를 나타낸 결과이다. 혈관의 곡률이 30° 인 경우를 제외하고 안쪽 면에 형성되는 유동박리 영역이 바깥쪽 면에 형성되는 영역보다 작게 형성되는 것을 볼 수 있다. 이는 안쪽 벽면을 따라 흐르는 혈류의 운동량이 바깥쪽 면을 따라 흐르는 혈류의 운동량에 비해 작다는 것을 보여주는 것이다. 또한 유동박리 영역은 스텐트의 형상에 의존하는 것을 알 수 있으며, 원형 환 스텐트가 삽입된 경우보다 Intertwined 스텐트가 삽입되었을 때가 혈관의 형상과 관계없이 유동박리 영역이 더 크게 형성되는 것을 알 수 있다.

Fig. 7은 $d/D=0.05$ 인 경우 $Re=400$ 과 800 의 조건 하에서 스텐트 사이 영역과 스텐트 하류영역에서 재순환 영역이 지배하는 면적을 나타낸 결과이다. 그림에서 보는 바와 같이 Intertwined 스텐트가 삽입되었을 경우가 원형 환 스텐트가 삽입되었을 경우에 비해 재순환 영역이 지배하는 영역이 더 크게 나타나는 것을 알 수 있다. 특히 Intertwined 스텐트를 삽입하였을 경우가 원형 환 스텐트를 삽입하였을 경우에 비해 스텐트 사이 영역에서의 재순환 영역의 면적은 2배 이상 되는 것을 볼 수 있다.

3.4 약물농도 분포

Fig. 8은 맥동유동에서 최대속도를 가지는 $t=0.25$ 초에서 Intertwined 스텐트의 직관과 곡관 모델에 대한 약물농도분포를 나타낸 결과이다. 그림에서 보는 바와 같이 스텐트 사이 영역에서의 약물농도는 곡관의 각도의 함수로 나타나며, 곡관의 만곡 정도가 커질수록 스텐트 사이의 약

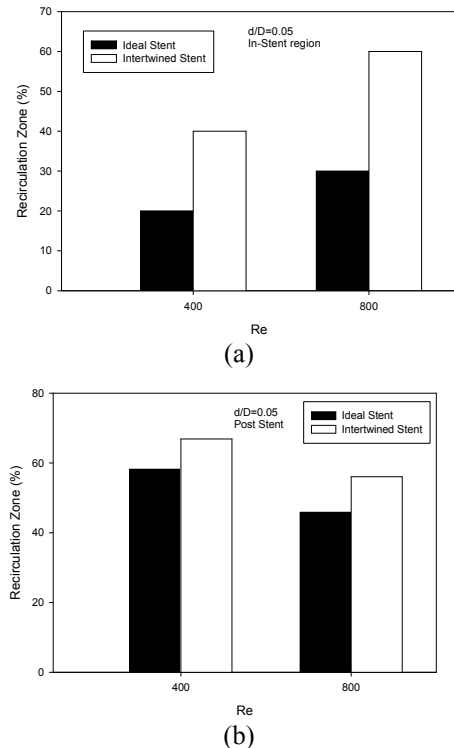


Fig. 7 Occupation areas of recirculation In-Stent and Post-Stent regions

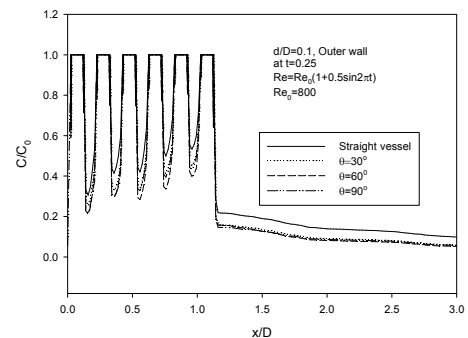


Fig. 8 Drug concentration distributions along the outer wall at $t=0.25$ in case of $d/D=0.1$ for the intertwined stent models

물농도분포는 낮은 것을 알 수 있다.

Fig. 9는 원형 환 스텐트와 Intertwined 스텐트의 스텐트 사이 영역과 스텐트 하류영역에서 평균 약물농도분포를 나타낸 결과이다. 스텐트의 직경이 증가할수록 재순환영역에서의 약물의 체류시간이 길어짐에 따라 스텐트 사이 영역과 스텐트 하류영역에서의 약물농도는 증가하는 것을 알 수 있다. Intertwined 스텐트의 경우 혈관 벽면을 따른 약물농도는 스텐트 표면에서 방출되는 약물농도의 최대 70%를 포함하고 있는 것을 알 수 있

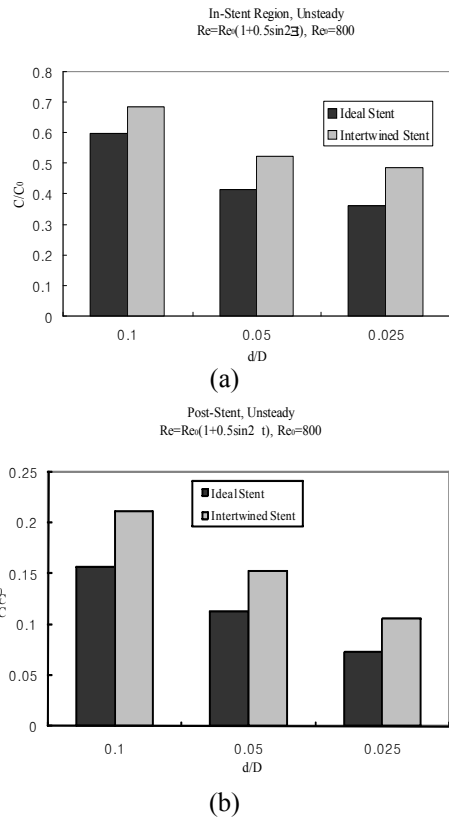


Fig. 9 Comparison of average drug concentration of ring stent and intertwined stent models

다(Fig. 9(a) 참조). 스텐트의 직경이 0.1mm인 경우 스텐트 사이 영역에서 방출되는 약물농도의 50%까지 감소하는 것을 알 수 있다.

약물농도분포는 스텐트의 직경과 관계없이 원형 환 스텐트에 비해 Intertwined 스텐트에서 스텐트 사이 영역과 스텐트 하류영역에서 약물농도분포가 항상 크다는 것을 알 수 있다. 이는 원형 환 스텐트의 경우에 비해 Intertwined 스텐트의 경우가 재순환영역에서 보다 더 많은 농도의 약물이 정체되어 있기 때문으로 판단된다.

4. 결론

본 논문은 원형 환 스텐트와 Intertwined 스텐트의 설계 형상에 따라 내피세포 표면에서 방출되는 약물농도분포와 스텐트 삽입에 의한 유동교란의 특성에 어떠한 영향을 미치는지 조사하기 위해 수치 해석적 연구를 수행하였다. 본 논문에서는 유체를 Newtonian 유체로 가정하였으며, 혈관 벽면은 강체로 가정하여 수치해석을 수행하였다. Seo 등⁽¹⁸⁾은 혈관 협착이 25%인 경우는 혈관벽면

의 탄성효과에 따른 유동장의 변화는 없으나, 협착이 50% 이상인 경우는 탄성효과에 의해 유동 특성 변화에 영향을 미친다고 발표하였다. 따라서 향후 병리학적 특성을 보다 정확하게 이해하기 위해서는 혈관의 탄성 특성을 고려한 수치해석이 수행되어야 할 것이다.

본 연구를 통해 얻어진 주요한 결론을 요약하면 다음과 같다.

(1) 만곡의 정도가 증가함에 따라 혈류의 축방향 속도는 바깥쪽 면으로 심하게 편중되고, 벽 전단응력 값은 레이놀즈 수가 증가함에 따라 커진다. 특히 혈관 안쪽 면에 작용하는 벽 전단응력 값은 바깥쪽 면에 작용하는 값에 비해 최대 25% 정도 더 작게 작용하며, 이는 바깥쪽 면으로 원심력에 의해 혈류가 편중되어 흐르기 때문이다.

(2) 재순환 영역의 크기(L/D)는 레이놀즈 수가 증가함에 따라 선형적으로 증가한다.

(3) 재협착증이 발생하는 내막 과다증식은 벽 전단응력이 낮은 스텐트 사이 상류와 하류에서 발생되며, 레이놀즈 수가 증가함에 따라 벽 전단응력 값이 작아지고, 재순환영역은 더 커진다.

(4) 유동박리 영역은 스텐트의 형상에 의존하며, 혈관 형상과 관계없이 Intertwined 스텐트가 삽입되었을 때가 원형 환 스텐트보다 유동박리 영역의 면적이 2배 이상 더 크게 형성된다.

(5) 약물농도분포는 스텐트의 직경과 관계없이 Intertwined 스텐트에서 원형 환 스텐트에 비해 스텐트 사이 영역과 스텐트 하류영역에서 약물농도분포가 크게 나타났다.

후 기

본 연구는 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 (과제번호: 2010-0228) 지원과 2007년 국립안동대학교 단기 해외 과건연구 지원으로 수행되었기에 이에 감사드립니다.

참고문헌

(1) Chong, P.H. and Cheng, J.W., 2004, "Early Experiences and Clinical Implications of Drug-Eluting Stents: Part 1," *The Annals of Pharmacotherapy* 38: 661~669.
 (2) Chong, P.H. and Cheng, J.W., 2004, "Early

- Experiences and Clinical Implications of Drug-Eluting Stents: Part 2," *The Annals of Pharmacotherapy* Vol. 38, pp. 845~852.
- (3) Wentzel, J.J., Krams, R., Schuurbiens, C.H., Oomen, J.H., Kloet, J., van der Giessen, W.J., Serruys, P.W. and Slager, C.J., 2001, "Relationship Between Neointimal Thickness and Shear Stress After Wallstent Implantation in Human Coronary Arteries," *Circulation* Vol. 103 pp. 1740~1745.
- (4) Luscher, T.F., Steffel, J., Eberli, F.R., Joner, M., Nakazawa, G., Tanner, F.C. and Virmani, R., 2007, "Drug-Eluting Stent and Coronary Thrombosis: Biological Mechanisms and Clinical Implications," *Circulation* Vol. 115, No. 8, pp. 1051~1058.
- (5) Morice, M-C, Serruys, P.W., Sousa, J.E., Fajadet, J., Hayashi, E.B., Perin, M., Colombo, A., Schuler, G., Barragan, P., Guagliumi, G., Molnar, F. and Falotico, R., 2002, "A Randomized Comparison of a Sirolimus-Eluting Stent with a Standard Stent for Coronary Revascularization," *N. Engl. J. Med.* Vol. 346, pp. 1773~1780.
- (6) Moses, J.W., Leon, M.B., Popma, J.J., Fitzgerald, P.J., Holmes, D.R., O'Shaughnessy, C., Caputo, R.P., Keriakes, D.J., Williams, D.O., Teirstein, P.S., Jaeger, J.L. and Kuntz, R.E., 2003, "Sirolimus-Eluting Stents Versus Standard Stents in Patients with Stenosis in a Native Coronary Artery," *N. Engl. J. Med.* Vol. 349, pp. 1315~1323.
- (7) Ramcharitar, S., Gaster, A.L., Daemen, J. and Serruy, P., 2007, "Drug-Eluting Stents, Restenosis and Revascularization," *Herz*, No. 4 pp. 287~295.
- (8) Bennett, M.R., 2003, "In-Stent Stenosis: Pathology and Implications for the Development of Drug Eluting Stents," *Heart* Vol. 89, pp. 218~224.
- (9) Garasic, J.M., Edelman, E.R., Squire, J.C., Seifert, P., Williams, M.S. and Rogers, C., 2000, "Stent and Artery Geometry Determine Intimal Thickening Independent of Arterial Injury," *Circulation* Vol. 101, pp. 812~818.
- (10) Gojova, A. and Barakat, A.I., 2005, "Vascular endothelial wound closure under shear stress: role of membrane fluidity and flow-sensitive channels," *J. Appl. Physiol.* Vol. 98, pp. 2355~2362.
- (11) Seo, T.W., Schachter, L.G. and Barakat, A.I., 2005, "Computational study of fluid mechanical disturbance induced by endovascular stents," *Annals of Biomedical Eng.*, Vol. 33, No. 4, pp. 444~456
- (12) Seo, T.W., Kim, T.D., Barakat, A.I., 2005, "Stent Design Using Computational Fluid Dynamics," *Trans. of the KSME (B)*, Vol. 29, No. 9, pp. 1042~1048.
- (13) Duraiswamy, N., Cesar, J.M., Schoepfoerster, R.T. and Moore, JR. J.E., 2008, "Effects of Stent Geometry on Local Flow Dynamics and Resulting Platelet Deposition in an in Vitro Model," *Biorheology*, Vol. 45, No. 5, pp. 547~561.
- (14) Mongrain, R., Faik, I., Leask, R.L., Cabau, J.R., Larose, E., Bertrand, O.F., 2007, "Effects of Diffusion Coefficients and Struts Apposition Using Numerical Simulations for Drug Eluting Coronary Stents," *J Biomech Eng.*, Vol. 129, pp. 733~742.
- (15) Kolachalama, V., Tzafriri, A.R., Arifin, D.Y. and Edelman, E.R., 2009, "Luminal Flowpatterns Dictate Arterial Drug Deposition in Stent-Based Delivery," *J. Control. Release*, Vol. 133, pp. 24~30.
- (16) Duraiswamy, N., Cesar, J.M., Schoepfoerster, R.T. and Moore, F.R., 2008, "Effects of Stent Geometry on Local Flow Dynamics and Resulting Platelet Deposition in an in Vitro Model," *Biorehology*, Vol. 45, pp. 547~561.
- (17) Seo, T.W. and Barakat, A.I., 2007, "Numerical Analysis on the Effect of Wall Shear Stress Around the Ring Drug-Eluting Stent," *Trans. of the KSME (B)*, Vol. 31, pp. 21~28.
- (18) Buriev, B., Kim, T. and Seo, T., 2009, "Fluid-Structure Interactions of Physiological Flow in Stenosed Artery," *Korean-Australia Rheology J.*, Vol. 21, No. 1, pp. 39~46.