

협착된 관상동맥에 시술된 스텐트형상이 벽면전단응력에 미치는 영향

조민태* · 서상호** · 유상신*** · 권혁문****

Effects of Stenting Shapes on the Wall Shear Stress in the Angulated Coronary Stenosis

Min-Tae Cho*, Sang-Ho Suh**, Sang-Sin Yoo***, and Huk-Moon Keun****

Key Words: Coronary Artery(관상동맥), Stenosis(협착), Stent(스텐트), Wall Shear Stress(벽면전단응력), Computer Simulation(컴퓨터시뮬레이션)

Abstract

The objective of the present study is to evaluate the effects of the stenting shapes on flow velocity and wall shear stress in angulated coronary stenosis by computer simulation. Coronary angiogram and Doppler ultrasound measurement in the patients with angulated coronary stenosis were obtained. Inlet wave velocity distribution obtained from in vivo intracoronary Doppler data was used for the numerical simulation. Spatial pattern of blood flow velocity and recirculation area were drawn through out the selected segment of coronary models. Wall shear stresses in the intracoronary stent models were calculated from three-dimensional computer simulation. A negative shear stress region, which is consistent with re-circulation area on flow pattern, was noted on the inner wall of post-stenotic area of pre-stenting model. The negative shear stress was disappeared after stenting. Shear stress in the post-stenting model was markedly reduced up to about two orders of magnitude compared to that of the pre-stenting model.

1. 서론

혈관성형술(angioplasty)시 스텐트(stent)를 사용하면 혈관내경을 확실하게 확장시킬 수 있고 개존율도 향상시킬 수 있으나, 스텐트를 이용한 혈관성형술은 풍선확장술(balloon angioplasty)보다 혈관을 많이 손상시켜 혈전증을 발생시킬 수도 있다^(1,2). 따라서, 실제 임상에서는 스텐트 성형술시 재협착현상에 대한 생체역학 및 생리학적인 이해를 필요로 하고 있다. 스텐트에 의한 재

협착현상을 이해하기 위해서는 스텐트의 형상과 스텐트삽입 부위 및 neointimal growth의 관계를 검토해야 한다. 스텐트 시술후의 재협착에는 환자의 병인과 관련하여 당뇨, 불규칙한 협심증 등의 병적요인과 재협착에 의한 손상, 표준혈관직경, 최소혈관내경, 협착직경, 혈관크기, 손상의 길이와 같은 많은 변수들이 관련되어 있는 것으로 보고되고 있다. 따라서 재협착에 대한 생체역학과 생리학적인 요인의 이해가 중요하다.

스텐트 시술시 재협착의 주요 원인인 혈관내막 증식은 혈관의 손상에 대한 세포들의 반응으로 나타난다. 세포의 반응은 주로 지지되고 있던 혈관의 손상으로부터 오며 영구적으로 변형된 형상에 스텐트가 펼쳐지면서 동맥에 고정되어지기 때문에 직경, 형상의 변화 그리고 유동양상의 변화가 치료와 재협착에 영향을 준다. 최근 Garasic 등⁽³⁾이 스텐트 삽입 직후의 혈관형상을 혈관내막

* 숭실대학교 대학원 기계공학과

** 숭실대학교 기계공학과

*** 한국항공대학교 항공우주 및 기계공학부

**** 연세대학교 의과대학 심장내과

두께와 별개로 측정하여 보고하면서 스텐트에 의한 재협착에 생물학적 인자뿐만 아니라 생체역학적인 인자가 관여하고 있음을 상기시켰다. Feldman 등⁽⁴⁾은 생체역학적으로 재개통된 관상동맥의 재협착은 국소유동과 전단응력이 비정상적인 부분과 관련이 있다는 가설을 제시하였다.

본 논문에서는 스텐트 삽입으로 인한 혈관형상 변화에 따른 전단응력과 유동속도의 변화가 재협착에 미치는 영향을 살펴보고자 하였다. 혈류역학적인 인자들은 실제 인체를 이용하여 얻은 혈관조영촬영사진 결과로부터 구하고 컴퓨터시뮬레이션을 통하여 혈류역학적 현상을 정성 및 정량적으로 분석하였다.

2. 스텐트 삽입 모델

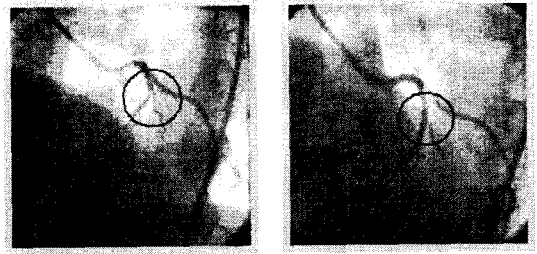
관상동맥에 협착이 발생하여 스텐트삽입술에 의한 혈관확장수술을 받은 환자 35명을 대상으로 일정한 각을 갖은 스텐트를 삽입하였다. 스텐트 삽입으로 인하여 협착부위 상류와 하류사이의 각도변화가 시술 전후에 15도 이하가 되도록 시술된 환자군을 model 1으로 하였고, 시술전후의 각도변화가 15도 이상 되도록 시술된 환자군을 model 2로 설정하였다. Fig. 1과 2는 스텐트삽입 전후의 혈관형상을 혈관조영촬영술을 이용하여 얻은 사진이다. 사진에서 “○”표시된 부분이 협착이 발생된 부위와 스텐트삽입으로 확장된 형상을 보여주고 있다. 시술전과 후의 각도변화 및 혈관의 크기는 Table 1에 나타내었다. Fig. 1과 2로부터 컴퓨터시뮬레이션을 위해 Fig. 3과 4와 같은 격자를 생성하였다.

컴퓨터시뮬레이션에서 입구경계조건으로 사용하기 위하여 도플러 초음파 장비를 사용하여 시간에 따른 관상동맥의 유량변화를 얻었으며 그 결과는 Fig. 5와 같다.



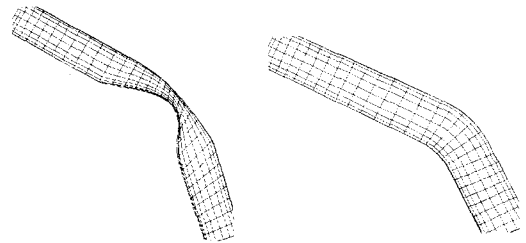
(a) pre-stenting (b) post-stenting

Fig. 1 Coronary angiogram of a patient with angulated coronary stenosis for model 1



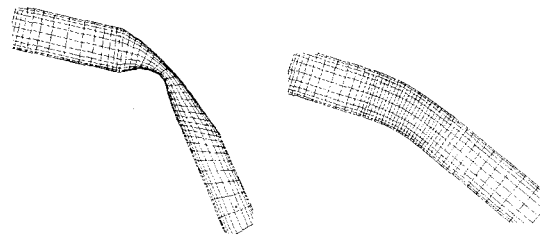
(a) pre-stenting (b) post-stenting

Fig. 2 Coronary angiogram of a patient with angulated coronary stenosis for model 2



(a) pre-stenting (b) post-stenting

Fig. 3 Mesh for the model 1



(a) pre-stenting (b) post-stenting

Fig. 4 Mesh for the model 2

Table 1 Geometric dimension for the pre-stenting and post-stenting models

Dimension		Model	model 1	model 2
artery angle	pre-stenting		139.3°	129.3°
	post-stenting		140.1°	158.0°
	angle change		0.8°	28.7°
diameter for pre-stenting	upstream		2.0 mm	2.2 mm
	stenosis		0.3 mm	2.2 mm
	downstream		1.8 mm	2.2 mm
diameter for post-stenting	upstream		2.3 mm	2.7 mm
	stenosis		0.6 mm	2.7 mm
	downstream		1.9 mm	2.7 mm

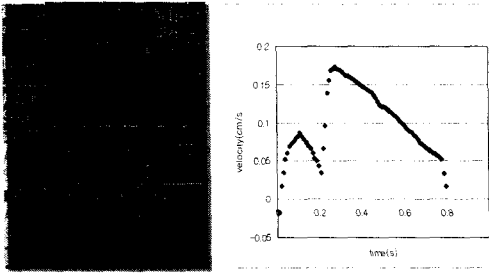


Fig. 5 Physiological waveform of pulsatile coronary blood flow

3. 컴퓨터 시뮬레이션

스텐트 삽입으로 인한 혈관형상변화에 따른 전단응력과 유동속도의 변화를 살펴보기 위한 지배방정식은 연속방정식과 운동량방정식이다.

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_j} = 0 \quad (1)$$

$$\rho \left(\frac{\partial u_i}{\partial t} + u_j \frac{\partial u_i}{\partial x_j} \right) = - \frac{\partial p}{\partial x_i} + \eta \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right] \quad (2)$$

식 (1)과 (2)의 ρ, u_i, p, η 는 각각 밀도, 속도, 압력, 그리고 겔보기점성계수(apparent viscosity)이다. 식 (1)과 식 (2)를 이용하여 속도분포, 압력분포, 그리고 전단응력분포 등과 같은 유동특성을 수치계산하였다.

운동량방정식의 대류항처리는 Hybrid scheme을 사용하였다. 운동량방정식의 압력항처리는 압력수정방법을 이용하는 SIMPLE-C를 적용하여 압력수정에 관한 근사 이산화방정식을 압력과 속도의 상관관계를 고려한 연속방정식의 이산화방정식으로부터 구하였다. 압력수정방정식은 근사방정식이기 때문에 수치해의 발산을 막기 위하여 압력은 속도보다 큰 하향이완계수를 적용하였다. 이산화방정식은 STONE반복법을 적용하여 수치해를 구하였다.

본 연구에서는 혈액을 혈액의 무한전단을 점성계수를 가지는 뉴턴유체로 가정하였다. 혈액의 점성계수는 무한전단을점성계수인 0.00345Pa·s를 사용하였다. 입구조건은 두 모델에서 통과되는 유량이 동일하도록 설정하였다. 수치해석 결과는 입구조건으로 주어진 속도파형에 대하여 4주기를 계산한 결과로부터 정리한 것이다.

4. 결과 및 검토

Fig. 6~Fig. 9는 두가지 모델에 대하여 스텐트를 삽입하기 전과 후의 전단응력분포를 나타낸 그림이다. 그림에서 세로축은 전단응력값이며, 왼쪽 가로축은 한 주기동안의 시간변화이고, 오른쪽 가로축은 입구에서 출구방향으로 길이의 변화를 나타낸다. Fig. 6은 model 1에 스텐트를 삽입하기 전의 내벽과 외벽의 전단응력분포이다. 입구에서의 유량이 Fig. 5와 같이 시간에 따라 변하므로 전단응력이 입구파형과 유사하게 변화하고 있다. Model 1에서 스텐트를 삽입하기 전에 내벽과 외벽에서의 전단응력분포를 살펴보면 내벽보다 외벽의 전단응력이 높게 나타난다. 내벽과 외벽의 최대전단응력은 협착부위에서 발생하며 각각 577 Pa, 615 Pa이고, 한 주기동안 전체 길이에 대한 전단응력의 평균값은 내벽과 외벽에서 각각 22.6 Pa, 60.1 Pa로서 외벽에서의 전단응력이 높게 나타난다. 또한, 협착부 하류에서는 재순환영역이 크게 발생한다. Model 1에 스텐트를 삽입하였을 때 길이와 시간의 변화에 따른 전단응력분포를 Fig. 7에 나타내었다. 전단응력의 최대값은 내벽과 외벽에서 모두 2.8 Pa로서 크게 감소되었다. 이러한 벽면전단응력의 급격한 감소는 협착부위의 직경이 0.3 mm에서 2.2 mm로 약 7배 가량 증가하였기 때문에 나타나는 현상이다. 한 주기동안 전체길이에 대한 평균전단응력도 내벽과 외벽에서 각각 0.97 Pa, 1.01 Pa로 급격히 감소되었다. 스텐트를 삽입한 후에는 재순환영역이 발생하지 않는다.

스텐트의 삽입 전·후의 model 2의 전단응력변화를 Fig. 8과 Fig. 9에 각각 나타내었다. 전체적인 거동은 model 1과 유사하며, 스텐트 삽입전의 최대전단응력은 내벽과 외벽에서 각각 292 Pa, 274 Pa이며, 한 주기동안 전단응력의 평균값은 각각 9.3 Pa, 29.8 Pa로 외벽이 내벽보다 높게 나타난다. 그러나, 스텐트삽입으로 인하여 크게 구부러졌던 혈관이 펴지며 내경이 0.6mm에서 2.7mm로 증가함에 따라 전단응력이 급격히 감소된다. 스텐트를 삽입한 후에 model 2의 내벽과 외벽에서 최대전단응력은 각각 1.6 Pa과 1.3 Pa, 평균전단응력은 각각 0.72 Pa, 0.74 Pa로 급격히 감소된다.

한주기 동안의 평균유량과 같은 유량이 통과하는 가속시와 감속시의 속도벡터를 살펴보면, 두 모델에서 스텐트를 삽입하기 전에는 협착부 하류에서 재순환영역이 발생하지만, 스텐트를 삽입한 후에는 재순환영역이 발생되지 않는다. 감속시에는 가속시에 비하여 중심선상의 속도가 높게 나타나고 있다. 그러나, 감속시의 속도구배가 완만하므로 벽면에서 역류가 발생하지 않는다.

5. 결 론

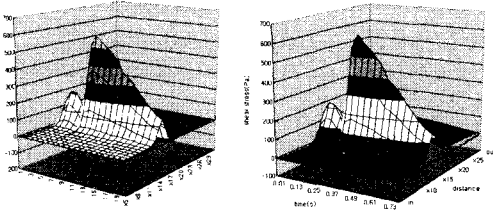
협착이 발생된 혈관에 스텐트를 삽입하여 혈관을 확장시키면 내경의 증가로 인하여 전단응력이 급격히 감소하며, 스텐트의 설치각도에 따라 유동방향이 변하고 만곡부의 하류에서의 유동특성이 변하여 만곡부 하류에서 재순환영역이 거의 발생하지 않는다. 또한, 스텐트로 인하여 혈관의 격이는 정도가 작을수록 혈관벽의 최대전단응력도 감소한다.

후 기

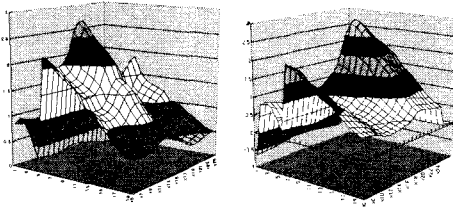
본 연구는 한국과학재단 목적기초연구(2000-2-30400-009-2)지원으로 수행되었음.

참고문헌

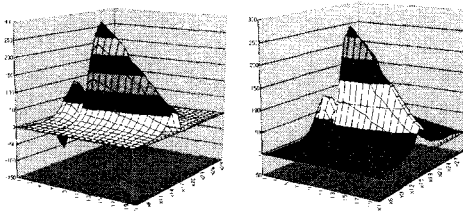
- (1) Serruys, P. W de Jaegere P, Kiemeneij, F., Macaya, C., Rutsch, W., Heyndrickx, G., Emanuelsson, H., Marco, J., Legrand, V., Materne, P., Belardi, J., Sijwart, U., Colombo, A., Goy, J., van den Heuvel P., Delcan, J., More, M., 1994, "A comparison of balloon-expandable-stent implantation with balloon angioplasty in patients with coronary artery disease", *N Engl J Med.* Vol. 331, pp 489-495.
- (2) Hasdai, D., Garratt, K. N., Holmes, D. R., Berger, P. B., Schwartz, R. S., Bell, M. R., 1996, "Coronary angioplasty and intracoronary thrombolysis are of limited efficacy in resolving early intracoronary stent thrombosis", *J Am Coll Cardiol.*, Vol. 28, pp 361-367.
- (3) Garasic, J. M., Edelman, E. R., Squire, J. C., Seifert, P., Williams, M. S., Rogers, C., 2000, "Stent and artery geometry determine intimal thickening independent of arterial injury", *Circulation*, Vol. 101, pp 812-818.
- (4) Feldman, C. L., Peter, S., 2000, "Intravascular hemodynamic factors responsible for progression of coronary atherosclerosis and development of vulnerable plaque", *Current opinion in cardiology*, Vol. 5, pp 430-440.



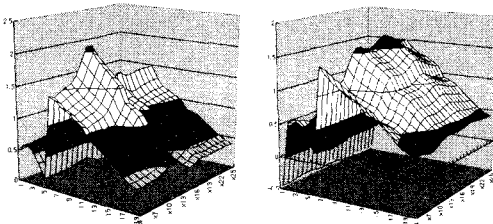
(a) inner wall (b) outer wall
Fig. 6 Wall shear stress distributions in the pre-stenting lumen of model 1



(a) inner wall (b) outer wall
Fig. 7 Wall shear stress distributions in the post-stenting lumen of model 1



(a) inner wall (b) outer wall
Fig. 8 Wall shear stress distributions in the pre-stenting lumen of model 2



(a) inner wall (b) outer wall
Fig. 9 Wall shear stress distributions in the pre-stenting lumen of model 2