

점탄성 유체의 난류 해석을 위한 수정된 k-ε 난류모델 개발 및 혈류역학에의 적용

노경철,¹ 유홍선^{*2}

DEVELOPMENT OF A MODIFIED k-ε TURBULENCE MODEL FOR VISCO-ELASTIC FLUID AND ITS APPLICATION TO HEMODYNAMICS

K.C. Ro¹ and H.S. Ryou^{*2}

This article describes the numerical investigation of turbulent blood flow in the stenosed artery bifurcation under periodic acceleration of the human body. Numerical analyses for turbulent blood flow were performed with different magnitude of periodic accelerations using a modified turbulence model which was considering drag reduction of non-Newtonian fluid. The blood was considered to be a non-Newtonian fluid which was based on the power-law viscosity. In order to validate the modified k-ε model, numerical simulations were compared with the standard k-ε model and the Malin's low Reynolds number turbulence model for power-law fluid. As results, the modified k-ε model represents intermediate characteristics between laminar and standard k-ε model, and the modified k-ε model showed good agreements with Malin's verified power law model. Moreover, the computing time and computer resource of the modified k-ε model were reduced about one third than low Reynolds number model including Malin's model.

Key Words : 비뉴턴유체(Non-Newtonian Fluid), 난류모델(Turbulence Model), 혈류역학(Hemodynamics), 저항감소(Drag Reduction), 주기가속도(Periodic Acceleration)

1. 서 론

혈류(blood flow)는 혈액 자체의 높은 점성 및 비교적 작은 혈관 직경으로 인하여 동맥을 비롯한 대부분의 혈관에서는 층류 유동이 관찰되지만, 혈류 특성상 맥동으로 인해 대동맥궁(aortic arch)을 비롯한 경동맥(carotid artery) 등에서는 난류 현상이 관찰되기도 한다[1]. 레이놀즈수(reynolds number)와 매우 관련이 깊은 난류현상은 파이프 유동에서 레이놀즈수가 한계 값을 넘어 갈 때 하류에서 난류가 발생 할지라도 입구

근처에서는 층류가 유지 되며, 난류는 층류 유동에서 점차적으로 발전된다는 것을 보여준다. 이 개념을 혈관의 맥동 유동에 적용시켜 보면, 유동 속도는 시간에 따라 변화하게 됨으로 순간 속도에 근거한 레이놀즈수는 시간에 따라 변하게 되며, 속도가 증가하는 구간에서 레이놀즈수는 증가하여 임계 레이놀즈수인 2,300까지 증가한다. 일반적인 유동상태에서는 난류로 전환되나 유동이 가속되는 구간에서는 정상상태(steady state)보다 더 안정적임으로 난류 유동은 임계 레이놀즈수 보다 매우 높은 속도 일 때 발생하게 된다. 그렇지만, 속도가 감소하는 구간에서는 임계 레이놀즈수 보다 낮은 속도에서도 난류가 사라지지 않고 발생한다. 이것은 감속시 유동은 정상상태 보다 안정적이기 못하기 때문이다[2]. Seed 등은 개의 하향 대동맥의 혈류 속도를 측정하여 난류가 심장수축기(systolic period)에서 나타나는 것으로 보고하였다[3]. 동맥의 협착 부위의 혈류 유동은 협착에 의한 단면적의 감소로 속도가 증가하기 때문에 난류를 발생시킬 확률이 크게 증가하며[4,5], 심장

접수일: 2010년 5월 26일, 수정일: 2010년 9월 14일,

게재확정일: 2010년 9월 17일.

1 정회원, 중앙대학교 기계공학부

2 종신회원, 중앙대학교 기계공학부

* Corresponding author, E-mail: cfdmcc@cau.ac.kr

의 맥동 사이클의 대부분에서는 유동 박리와 층류 맥동 유동이 존재하지만, 협착부 하류에서 심장 확장기의 감속구간에서는 난류가 발생할 수 있다[6]. 이 난류 유동은 심장의 다음 맥동의 수축기 동안 유동의 급격한 가속에 의해 재층류화 된다. 난류의 발생에 의한 *poiseuille* 유동의 붕괴나 반대로 난류의 층류화는 맥동 주기, *womersley* 수, 레이놀즈수에 의해 크게 영향 받는다. 협착 후 난류의 발달과 관련된 중요한 요소들은 속도, 맥동 형태와 강도, 기하학적 형상 등이 있으며 혈관 벽의 탄성도와 곡률과 같은 요소들도 있다[4,7].

혈액 유동에서 맥동에 의해 발생된 난류 유동의 특징은 비뉴턴 유체(non-newtonian fluid)의 난류 유동이라는 것이다. 혈액과 같이 점탄성(visco-elastic) 특성을 나타내는 폴리머 용액이 원관 내를 난류 상태로 흐를 때 유동저항은 동일한 레이놀즈 수에서 newton 유체의 유동 저항에 비해 현저히 감소한다. 1948년 Toms[8]가 처음으로 비뉴턴 유체의 난류 파이프 유동에서 항력 감소 현상의 존재에 대해 발견한 이후로 Hoyt[9], Lumly[10], Virk[11], Dodge[12] 등 많은 연구자들은 난류 유동 조건에서 점탄성 유체의 거동에 대한 이해를 위해 많은 시간을 들여 연구해 오고 있다. 점탄성 난류유동에서 저항감소는 감소되는 한계가 있으며 저항이 가장 많이 감소되는 한계를 최소저항점근선(minimum drag asymptote) 이라고 한다. Virk[11]는 저항감소가 없을 때와 최대 저항감소가 있을 때의 마찰 계수와 레이놀즈수와의 관계에 대해서 연구하여 최소저항점근선의 존재를 확인하였다. 그러나 Cho 등[13]은 내면이 매끈한 관의 경우 마찰 계수는 Virk가 제시한 최소저항점근선 보다 6-20% 낮게 될 수 있음을 실험적으로 보여주었다. 난류 유동에서 저항이 감소하는 동안, 유동의 구조는 바뀌게 된다. 일반적으로 평균 속도 분포는 벽 좌표(wall coordinate)를 사용할 때 세가지 영역으로 나누어 진다. 그러나 비뉴턴 난류 유동의 경우, Virk는 탄성영역(elastic sublayer)의 존재에 대해 제안 하고 관계식을 벽좌표를 이용하여 표현하였다[11]. Pinho[14]는 저항감소 현상 해석을 위한 수정된 레이놀즈수 $k-\epsilon$ (low reynolds number $k-\epsilon$) 모델을 제안하였으나, 모델 상수(constant)의 결정이 어렵기 때문에 모든 비뉴턴 유체에 적용시키기에는 한계가 있음을 보여주었다. 이로 인하여 이론적인 비뉴턴 유체 난류모델의 개발은 현재까지도 진행 중이다, Malin[19,20]은 모델 상수 결정의 어려움을 실험식을 도입하여 비뉴턴 해석에 적합한 난류모델을 개발하였다. 그러나 Pinho[14]와 Malin[19] 모델은 저 레이놀즈수 모델을 기반으로 하고 있어서 혈류해석과 같이 복잡한 형상에 적용하기에는 벽면 격자 조건이 너무 엄격하여 ($y^+ \leq 5$) 적용이 힘들며, 대부분의 해석이 비정상상태(unsteady) 해석이므로 해석시간 또한 매우 증가하는 단점이 있기 때문에 비교적 해석

시간이 짧고, 비뉴턴 유체 난류 해석시 수반되는 저항 감소현상을 고려한 새로운 모델의 개발이 필요하다.

비뉴턴 유체를 위한 일반적인 난류해석 모델 개발의 어려움은 저항 감소 현상의 메카니즘(mechanism)이 아직까지 규명되지 않았기 때문이나, 여러 실험연구[21,22]를 통해 각각의 비뉴턴 유체는 레이놀즈수와 점성(viscosity)에 따라 고유의 저항 감소량이 정해져 있는 것으로 보고되었다. 따라서 본 논문에서 제안하는 난류모델은 벽 법칙(wall function)을 이용하여 벽면의 격자 감소 및 해석시간이 상대적으로 빠른 standard $k-\epsilon$ 모델을 기반으로, 비뉴턴 유체의 고유한 난류현상인 저항감소 현상을 고려하였으며, 이를 기존의 실험[12] 및 standard $k-\epsilon$ 모델 해석 결과와 비교하여 수정된 $k-\epsilon$ 모델의 신뢰성 및 효율성을 확보하였다.

2. 수치 모델 및 해석 조건

2.1 비뉴턴 유체 해석용 수정된 $k-\epsilon$ 난류 모델

Escudier[21]의 실험에 의하면 벽 좌표계 기준으로 y^+ 값이 10이하인 점성저층(viscous sublayer)에서는 비뉴턴 유체와 뉴턴 유체와의 특성 차이가 없는 것으로 측정되어 저항 감소 현상이 점성저층에서는 발생하지 않으며, 저항 감소 현상은 주로 완충층(buffer layer)에서 일어난다고 발표하였으며, 다른 실험결과[12,22]에서도 저항 감소가 커질수록 완충층의 두께가 증가하며, 속도분포가 Virk의 최소저항점근선에 도달한다고 보고하였다. 또한 평균속도분포(mean velocity profile)의 기울기와 난류 점성(turbulent viscosity)은 저항 감소 변화에 따라 연동하여 변화되므로 이러한 특성을 고려한 난류 점성에 대한 모델링을 식 (1)과 같이 완충 함수(damping function)를 이용하여 표현하였다.

$$\nu_t = F_\mu C_\mu \frac{k^2}{\epsilon} \quad (1)$$

여기서, F_μ 는 저항 감소 변화를 고려한 완충함수이며, 만약 뉴턴유체와 같이 저항 감소 현상이 없는 경우에는 완충함수가 1이 되기 때문에 기존의 뉴턴 유체 난류모델과 동일하게 적용된다. 따라서 완충함수 F_μ 는 식 (2)와 같이 표현된다.

$$F_\mu = (1.0 - A \times Dr \times B)^2 \quad (2)$$

식 (2)에서 A 와 B 는 보정 상수(correlation factor)이며, Dr 은 저항 감소 크기를 나타내며, 이는 식 (3)과 같이 나타낼 수

있다.

$$Dr = \frac{Dr\%}{Dr\%_{\max}} \quad (3)$$

$Dr\%$ 는 저항감소 크기를 백분율로 나타낸 값으로, 식 (4)와 같이 압력 강하(pressure drop) 혹은 마찰저항(friction)의 크기로 표현된다[11].

$$Dr\% = \frac{\Delta P_N - \Delta P_{NV}}{\Delta P_N} \times 100\% = \frac{f_N - f_{NV}}{f_N} \times 100\% \quad (4)$$

여기서, 하첨자 N과 NV는 뉴턴 유체와 비뉴턴 유체인 경우를 의미하며, 마찬가지로 $Dr\%_{\max}$ 는 식 (5)와 같이 나타낼 수 있다.

$$Dr\%_{\max} = \frac{f_N - f_{Virk}}{f_N} \times 100\% \quad (5)$$

f_{Virk} 는 Virk[11]가 제시한 최대 저항 감소 값(Maximum drag reduction)을 의미한다. 완충함수 F_μ 를 나타내는 식 (2)에서 보정 계수 A 는 마찰 계수(friction factor)를 조절해주는 주된 역할을 하며, 보정 계수 B 는 난류 평균 속도 분포(turbulent mean velocity profile)를 바꾸는 역할을 한다. 이 보정 계수들은 Dodge[12]와 Shenoy[23]의 실험값을 기준으로 식 (6,7)과 같이 정의되었다.

$$A = \frac{1}{(1.2 + 4.4n - 5.5n^2) + (6.5e^{-5} - 2.3e^{-4}n + 1.6e^{-4}n^2)Re_g} \quad (6)$$

$$B = \exp(-0.015 \times n^{-0.25} \times y^+) \quad (7)$$

식 (6,7) 비뉴턴 유체의 공통 지수인 power-law index n 과 일반화된 레이놀즈수(generalized reynolds number)로 구성되어, 수정된 k-ε 난류 모델은 점탄성 유체에 일반성(generality)을 가지고 있음을 알 수 있다.

2.2 수정된 k-ε 난류 모델 검증 방법

본 논문에서 제안된 수정된 k-ε 난류 모델의 검증을 위해 Dodge[12]의 실험값과 standard k-ε 난류 모델의 해석 결과와 비교하였다. 해석영역은 실험과 동일하게 곧은 직관을 2차원

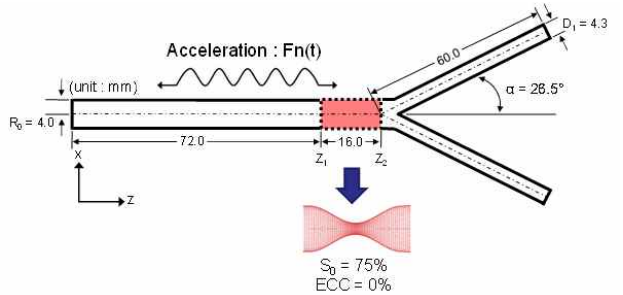


Fig. 1 Schematic representation of artery bifurcation for the turbulent blood flow under periodic acceleration[24]

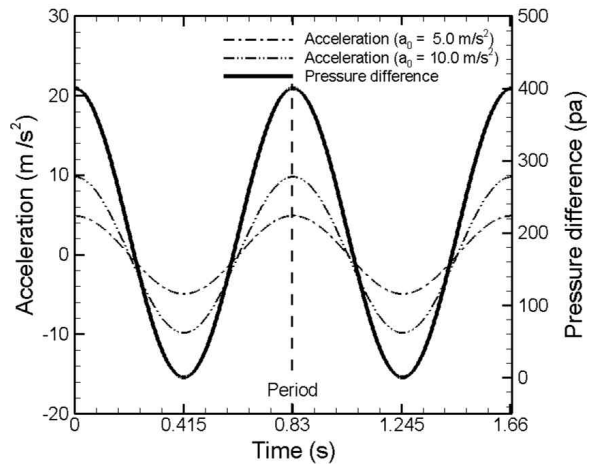


Fig. 2 Transient profiles of the periodic body acceleration and the pressure difference

축대칭을 이용하여 모사하였으며, 격자구성은 벽 법칙(wall function)을 이용하기 때문에 $y^+ \cong 11.5$ 를 기준으로 벽면에서 첫 번째 격자를 구성하였으며, 격자수는 10,000개로 구성하였다. 만약 저 레이놀즈수 모델을 사용하게 되면 y^+ 값을 1.0이하로 구성하여야 하므로 격자수는 50,000개 이상을 사용하게 되므로 간접적으로 수정된 k-ε 모델이 해석 시간이 보다 빠를 것으로 예상할 수 있다.

2.3 혈류 해석을 위한 혈관 모델링 및 해석 조건

2.3.1 혈류 해석 개요 및 혈관 모델링

Fig. 1은 난류모델 해석 사용된 분지 혈관의 개략도로서, 혈관의 기본 형상 및 체원은 경동맥(carotid artery)를 기준으로 모델링하였으며, 총경동맥(common carotid artery) 부분에 직경 기준 협착율이 75%인 중증 동맥경화 혈관을 사용하였다[24]. 일반적으로 경동맥 부분에는 난류가 거의 발생하지 않으나, Fig. 1과 같이 협착이 매우 심한경우와 외력인 중력가속도가 가해지는 상황에서는 협착부의 단면적 감소와 혈류 속도 증

가로 인해 난류가 발생할 수 있다[4]. 따라서 본 연구에서도 Sud[25], Mandal[26], Ro[24] 등이 수행한 연구와 같이 중증 혈관 모델에 주기 가속도(periodic acceleration)를 적용하여 난류 해석을 수행하고자 한다. 주기 가속도는 진동과 같이 단기간에 인체에 작용하는 외력으로 주기 가속도 크기에 따라 주기가 혈류 맥동과 일치할 경우에는 비례적으로 증가 혹은 감소하게 되므로, 두통 및 어지러움을 유발 시킬 수 있는 것으로 보고되었으며[26], 급격한 혈류속도 변화는 혈관 내벽에 교번 전단력 증가 및 협착이후에 재순환영역이 커지게 되어, 동맥 경화의 발병에 원인중 하나로 꼽히고 있다[27].

2.3.2 주기 가속도 및 혈압 맥동 Profile

시간에 따른 주기 가속도는 식 (8)과 같이 삼각함수를 이용하여 맥동주기와 진폭, 위상각으로 표현하였으며, 주기가속도가 크기 변화에 따른 파형변화는 Fig. 2에 나타내었다.

$$G(t) = a_0 \cos(w_b t + \Phi), \quad t \geq 0 \quad (8)$$

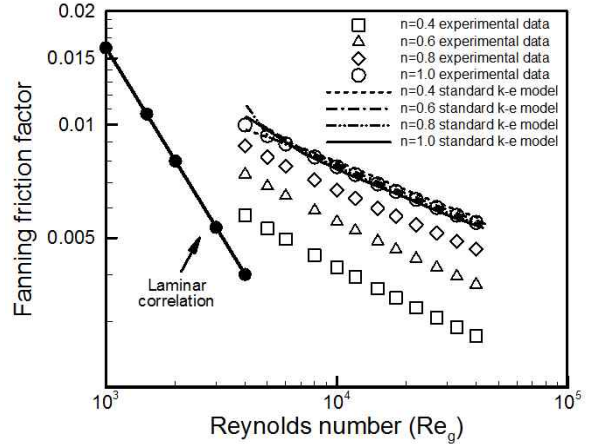
여기서, a_0 는 가속도 진폭이 5.0, 10.0 m/s^2 이며, w_b 는 혈압 맥동 주기 변수($2\pi f_p$), 위상각 Φ 는 주기가속도 영향률 최대로 나타내기 위해 0° 를 사용하였다. 가속도 크기에 따른 혈류 특성 변화를 해석하기 위하여 가속도 주기 및 혈압 맥동 주파수 f_p 는 1.2 Hz로 동일하다고 가정하였으며[24], 혈관 입구에서의 혈압 맥동 파형은 주기가속도와 마찬가지로 삼각함수를 이용하여 식 (9)와 같이 표현하였다[24].

$$P(t) = A_0 + A_1 \cos w_p t, \quad t \geq 0 \quad (9)$$

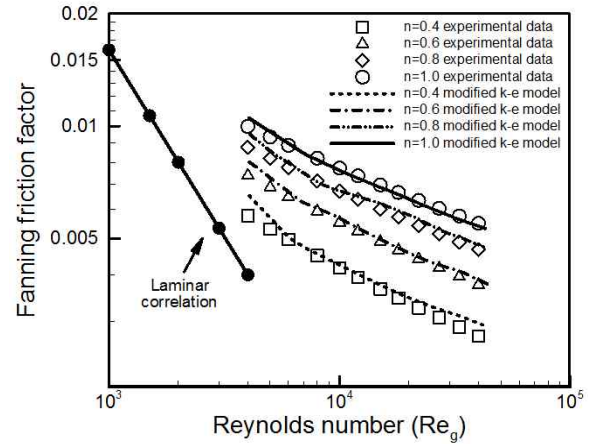
여기서 A_0 는 정압력(steady-state pressure), A_1 은 혈압 진폭이며[24], 혈압맥동 주파수 w_p 는 가속도 주기와 동일한 값을 적용하였다. 경동맥의 평균유량[25]을 적용하기 위하여 입출구부에 Fig. 2와 같이 심장 이완기에는 압력차가 0 Pa, 심장 수축기에는 400 Pa의 압력 차를 적용하였으며, 정압력 A_0 는 200 Pa로 설정하였다. 경계조건으로 압력 경계조건을 사용한 이유는 중력가속도 변화에 따른 유입, 유출 혈류량 변화를 해석하기 위함이며, 속도 및 유량 경계조건에서는 중력조건이 고려되지 않기 때문에, 본 논문에서는 혈류량을 고려한 압력 경계 조건을 사용하였다.

2.3.3 혈액 구성 방정식

혈액의 점도 구성 방정식(constitutive equation)은 다양한 모델들이 있으나 본 연구에서는 수정된 power-law 모델[28]을 사용하여 식 (10)과 같이 혈액의 유변학적 특성을 표현하였다.



(a) Standard k-ε turbulence model



(b) Modified k-ε turbulence model

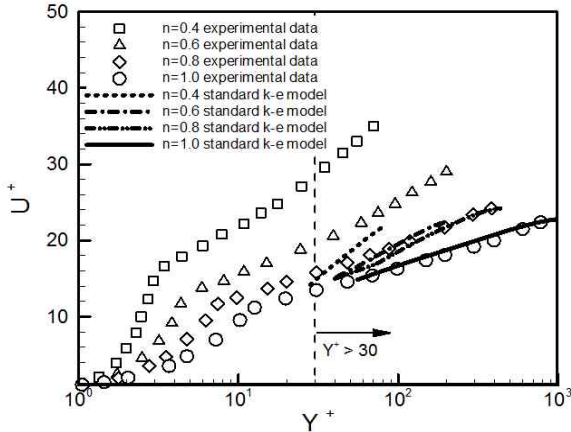
Fig. 3 Comparisons of the fanning friction factor

$$\eta_0 < \eta = K\dot{\gamma}^{n-1} < \eta_\infty \quad (10)$$

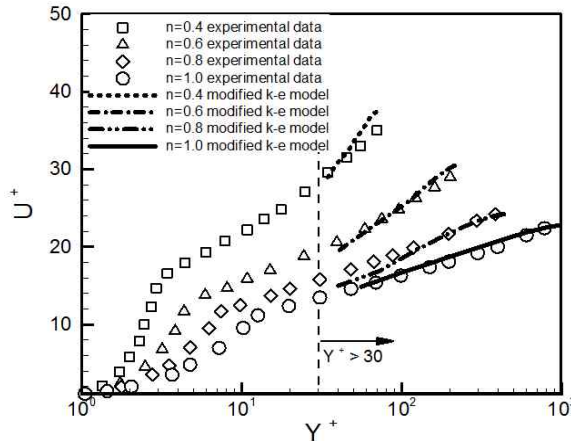
η_0 는 영전단율(zero shear rate) 점성계수이고, η_∞ 는 무한전단율(infinite shear rate), K 는 consistency index이며, n 은 Power-law 지수이다. 혈액의 경우 모델상수는 $\eta_0 = 0.056 Pa \cdot s$, $\eta_\infty = 0.00345 Pa \cdot s$, $K = 0.027 s$, $n = 0.53$ 이다.

2.3.4 격자 구성 및 해석방법

수치해석은 범용 열유체 해석 프로그램인 FLUENT V6.3을 이용하였으며, 난류모델 및 혈액 구성 방정식, 주기가속도, 혈압맥동 파형은 User-Define Function(UDF)를 이용하였다. 비정상 해석을 위해 0.002초 간격의 시간간격을 사용하여 주기



(a) Standard k-ε turbulence model



(b) Modified k-ε turbulence model

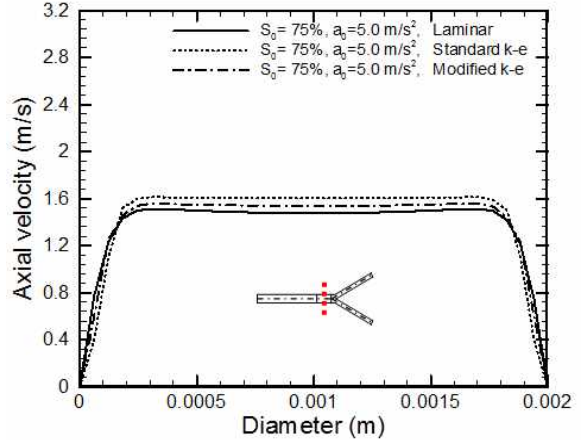
Fig. 4 Comparisons of the turbulent mean velocity profiles plotted in wall coordinates

적인 혈류 해석이 이루어지도록 4주기 해석을 수행하였다. 해석 격자는 격자민감도 해석을 통해 평균 격자 크기가 0.45 mm로 구성하여 약 281,250 개 격자가 사용되었으며, 계산시간은 병렬 quad-core 3GHz 시스템에서 약 24 시간이 소요되었다.

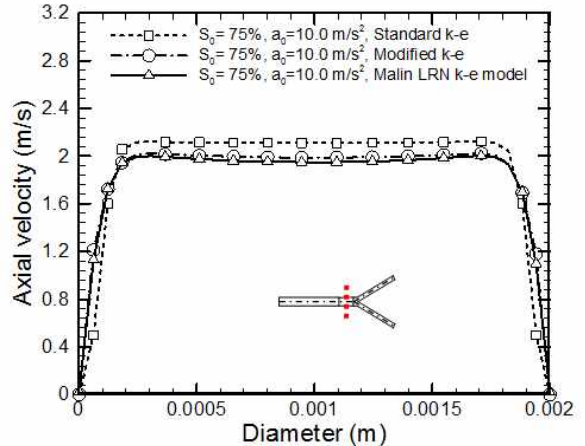
3. 해석 결과 및 고찰

3.1 수정된 k-ε 난류 모델 검증

Fig. 3은 fanning 마찰 계수를 power-law 지수 및 레이놀즈수에 따라 Dodge[12]의 실험결과와 비교한 그림으로, power-law 지수가 0에 가까울수록 고 점탄성 유체를 의미하며, 지수가 1일 경우 뉴턴유체이다. 층류 해석은 실험 결과와



(a) Acceleration $a_0 = 5.0 \text{ m/s}^2$



(b) Acceleration $a_0 = 10.0 \text{ m/s}^2$

Fig. 5 Axial velocity distributions in the middle of stenosis with magnitude of acceleration in maximum systole

완벽히 일치하는 결과를 보이나 난류 해석시에는 Fig. 3의 (a)와 같이 standard k-ε 모델은 뉴턴 유체 해석에는 정확한 예측 결과를 보여주지만, 비뉴턴 해석시에는 power-law 지수에 관계없이 저항 감소 현상을 전혀 예측하지 못하는 경향을 보이고 있어, 비뉴턴 유체 해석시에는 standard k-ε 난류 모델을 사용하면 매우 큰 오차를 발생시킬 수 있음을 확인하였다. 반면에 수정된 k-ε 난류 모델은 완충 함수의 영향으로 점탄성 유체의 저항 감소 현상을 잘 예측하는 모습을 보이고 있다. power-law 지수가 작은 고 점탄성 유체 영역에서 마찰계수를 다소 상향 예측하는 경향이 있으나, 이는 Virk의 최소저항감소를 기준으로 모델링을 하였기 때문에 이보다 더 저항감소가 큰 유체에서는 다소 오차가 발생할 수 있는 단점은 가지고 있지만, 대부분의 점탄성 유체 해석에는 좋은 예측결과를

보이며, power-law 지수 기준으로 모델링이 되어 있어서 점탄성 유체별로 별도의 모델링이 필요 없는 장점 또한 가지고 있다.

Fig. 4는 난류 평균 속도 분포를 벽좌표를 이용하여 표현한 그림으로, Fig. 3과 마찬가지로 standard k-ε 난류 모델은 점탄성 유체의 점성 저층 및 완충층의 확장을 예측하지 못하고 있으므로, 이로 인해 벽면에서의 속도 뿐 아니라 유동장 내부 속도 예측에도 오류가 발생 할 수 있음을 확인하였다. 또한 고 점탄성 유체는 완충층의 확장이 크게 일어나므로, 반드시 저항감소 현상을 고려한 난류모델을 사용해야 전체 유동장 예측의 오차를 줄일 수 있을 것으로 보이며, 본 논문에서 제안된 수정된 k-ε 난류 모델은 이러한 단점을 보완하면서 기존의 저 레이놀즈수 난류모델을 응용한 모델들과 같이 결과의 신뢰성을 확보하면서 해석 시간을 대폭 감소시킬 수 있다.

3.2 협착분지 혈관에서의 혈류의 난류 해석

Fig. 5는 최대 심장 수축기(maximum systole)시 협착부의 중심부의 단면의 축방향 속도를 주기가속도 크기에 따라 나타낸 그림이다. 무한 전단을 기준으로 레이놀즈수는 가속도 크기에 따라 약 3,900, 4,900으로, 가속도가 5.0 m/s²일 경우에는 난류 천이 영역, 가속도가 10.0 m/s²인 경우에는 난류이다. 따라서 Fig. 5 (a)와 같이 천이영역에서는 층류해석 결과도 추가로 비교하였으며, Fig. 5 (b)에서는 난류 영역이므로 malin[19]의 수정된 저 레이놀즈수 모델 결과도 추가하였다. 중심부 축방향 속도는 운동량 보존에 의해 벽면속도가 감소하였을 경우에는 중심 속도가 증가하고, 벽면에서 저항이 작을 경우에는 중심 속도는 감소하는 경향을 보이므로, Fig. 5 (a)에서는 벽면저항이 가장 작은 층류해석시 벽쪽의 속도는 가장 크게 나타나며, 중심에서의 속도는 가장 작게 나타나고 있다. 난류 모델 검증에서와 마찬가지로 standard k-ε 난류 모델은 비뉴턴 유체의 저항 감소 현상을 고려하지 못하므로, 층류 해석과 반대되는 경향을 보이고 있으며, 수정된 k-ε 난류 모델 저항 감소를 고려하였기 때문에 층류 해석과 standard k-ε 난류 모델 해석결과와의 중간 정도의 경향을 보이게 된다. 난류 크기가 작기 때문에 두 난류 모델 간에 중심 속도차이가 5 %정도로 나타났지만, Fig. 5 (b)와 같이 레이놀즈수가 클 경우에는 보다 10 % 이상 발생하게 된다. 수정된 k-ε 난류 모델은 malin 모델과 유사한 경향을 보이고 있어서 비뉴턴 유체 난류의 저항 감소현상을 매우 잘 예측하는 것으로 판단된다.

Fig. 6은 분지부 혈관의 단면속도를 나타낸 그림으로 전체적인 해석 경향은 Fig. 5와 같이 벽면의 마찰계수 예측이 매우 중요하다는 것을 보여주고 있다.

분지부 혈관은 직경이 작으며 분지각에 의한 혈류의 관성

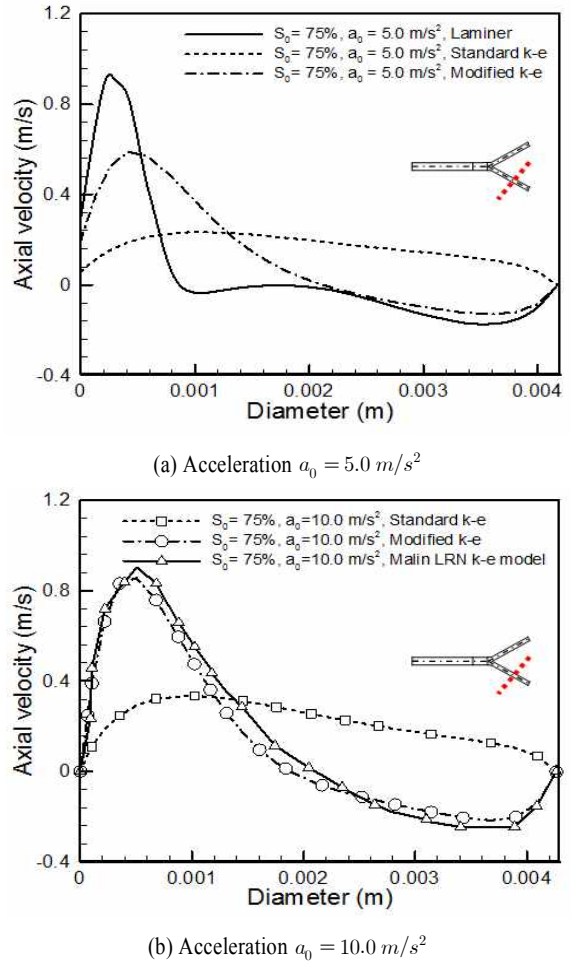


Fig. 6 Axial velocity distributions in the middle at branched artery with magnitude in maximum systole

력과 원심력이 동시에 작용하게 되므로 속도 분포가 매우 다르게 나타난다. 특히 벽면 저항을 과도하게 크게 예측하는 standard k-ε 난류 모델에서는 음의 속도를 예측하지 못하고 있으며, 이는 분지부에서 발생하는 순환영역을 제대로 해석하지 못하는 것으로 보이며, 경동맥의 분지부에서는 분지각의 영향으로 재순환 영역이 매우 많이 관찰[27]되며, 이 재순환 영역의 분지부 협착 발생에 큰 요인으로 생각되고 있기 때문에 이에 대한 정확한 예측은 혈류 해석에서 매우 중요한 요소이다. 주기 가속도가 클수록 혈류의 재순환 영역이 증가하며, 특히 분지부의 안쪽 벽의 저항 예측이 전체 유동장에 매우 큰 영향을 주는 것으로 판단된다. standard k-ε 난류 모델은 안쪽벽의 저항을 과다 예측하여, 안쪽벽의 속도를 매우 낮게 해석하며, 이로 인하여 전체 단면 속도를 완만하게 계산할 수밖에 없는 한계를 지니고 있다. 혈액은 power-law 지수가

약 0.5에 해당되는 비교적 고 점탄성 유체이므로 혈류의 난류 해석시에는 반드시 저항 감소 현상을 고려하여야 혈류 속도 예측이 정확해지며, 혈류 해석의 가장 중요한 벽 전단응력 (wall shear stress) 예측에 적용될 수 있을 것으로 사료된다.

4. 결 론

본 논문은 혈류 및 비뉴턴 유체의 난류 현상 해석을 위해 새로운 난류 모델을 제안하였으며, 제안된 난류 모델은 실험 및 기존의 난류모델과의 비교를 통해 해석을 신뢰성 및 적용 가능성을 확인하였다. 새로운 난류모델인 수정된 k-ε 난류 모델은 기존의 고 레이놀즈수 모델인 standard k-ε 난류 모델에 비뉴턴 유체 난류시 반드시 수반되는 저항 감소 현상을 완충 함수를 이용하여 고려하였다. 이를 통하여 비뉴턴 난류 해석 시 많이 사용되어진 저 레이놀즈수 모델에 비하여 해석 시간의 단축 및 비뉴턴 유체 중 점탄성 유체에 일반적으로 적용할 수 있는 장점을 가지고 있다.

또한 실제 혈류 해석시 적용하여, 혈류의 난류해석에는 반드시 저항 감소를 고려한 난류모델을 사용해야 됨을 확인하였다. 일부 혈류역학 논문에서는 난류 해석시 혈관의 복잡성 및 과도한 시간이 소요되므로 standard k-ε 난류 모델을 사용하는 경우가 있으나, 저항 감소를 고려한 난류 모델들을 사용하는 것이 보다 정확한 혈류 특성을 예측할 수 있을 것으로 판단된다.

후 기

이 논문은 2008년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(KRF-2008-313-D00126)

참고문헌

[1] 1990, Nichols, W.W. and O'Rourke, M.F., *McDonald's Blood Flow in Arteries*, 3rd Ed., Lea&Febiger, Philadelphia.
 [2] 1996, Fung, Y.C., *Biomechanics: Circulation*, 2nd Ed., Springer-Verlag, New York, pp.136-140.
 [3] 1971, Seed, W.A. and Wood, N.B., "Velocity Patterns in the Aorta," *Cardiovasc. Res.*, Vol.5, pp.319-333.
 [4] 1983, Ahmed, S.A. and Giddens, D.P., "Velocity Measurements in Steady Flow through Axisymmetric Stenoses at Moderate Reynolds Number," *Journal of Biomechanics*, Vol.13, pp.505-516.

[5] 1979, Yongchareon, W. and Young, D.F., "Initiation of Turbulent in Models of Arterial Stenoses," *Journal of Biomechanics*, Vol.12, pp.185-196.
 [6] 1994, Hadzic, I. and Hanjalic, K., "Numerical Modeling of Pulsatile Physiological Flows at Transitional Reynolds Numbers," *in: Third International Symposium on Biofluid Mechanics*, Munich, Germany.
 [7] 1978, Cassanova, R.A. and Giddens, D.P., "Disorder Distal to Modeled Stenoses in Steady and Pulsatile Flow," *Journal of Biomechanics*, Vol.11, pp.441-453.
 [8] 1948, Toms, B.A., "Some Observations on the Flow of Linear Polymer Solutions through Straight Tubes at Large Reynolds Numbers," *Proceedings of the First International Congress on Rheology*, Vol.2, North-Holland, Amsterdam, pp.135-141.
 [9] 1972, Hoyt, J.W., "The effect of additives on fluid friction," *J. Fluid Eng-T ASME*, Vol.94, pp.73-91.
 [10] 1973, Lumley, J.L., "Drag reduction in turbulent flow by polymer additives," *J. Polymer Science*, Vol.7, pp.263-290.
 [11] 1975, Virk, P.S., "Drag reduction fundamentals," *AICHE J.*, Vol.21, pp.625-656.
 [12] 1959, Dodge, D.W. and Metzner, A.B., "Turbulent Flow of Non-Newtonian System," *AICHE J.*, Vol.5, pp.189-204.
 [13] 1980, Cho, Y.I. and Hartnett, J.P., "Analogy for Viscoelastic Fluids-Momentum, Heat and Mass Transfer in Turbulent Pipe Flow," *Letters in Heat and Mass Transfer*, Vol.7, pp.339-346.
 [14] 1990, Pinho, F.T. and Whitelaw, J.H., "Flow of non-Newtonian fluids in a pipe," *J. Non-Newtonian Fluid Mech.*, Vol.34, pp.129-144.
 [19] 1997, Malin, M.R., "Turbulent pipe flow of power-law fluids," *Int. Commun. Heat Mass*, Vol.24, pp.977-988.
 [20] 1999, Malin, M.R., "PHOENICS Simulation of the Turbulent Flow of Herschel-Bulkley Fluids in Smooth Pipes," *The PHOENICS Journal of Computational Fluid Dynamics and its Applications*, Vol.12, pp.351-367.
 [21] 1999, Escudier, B., "Drag reduction in the turbulent pipe flow of polymers," *J. Non-Newtonian Fluid Mech.*, Vol.81, pp.197-213.
 [22] 2001, Ptasiński, P.K., "Experiments in turbulent pipe flow with polymer additives at maximum drag reduction," *Flow, Turbul. Combust.*, Vol.66, pp.159-182.
 [23] 1982, Shenoy, A.V. and Saini, D.R., "A new velocity profile model for turbulent pipe-flow of power-law fluids,"

- Can. J. Chem. Eng.*, Vol.60, pp.694-696.
- [24] 2009, Ro, K.C. and Ryou, H.S., "Numerical study of the effects of periodic body acceleration (PGZ) and bifurcation angle in the stenosed artery bifurcation," *Korea-Australia Rheology Journal*, Vol.21, pp.175-183.
- [25] 1985, Sud, V.K. and Sekhon, G.S., "Arterial flow under periodic body acceleration," *Bull Math Biol*, Vol.47, pp.35-52.
- [26] 2007, Mandal, P.K., Chakravarty, S. et al., "Effect of body acceleration on unsteady pulsatile flow of non-newtonian fluid through a stenosed artery," *Applied Mathematics and Computation*, Vol.189, pp.766-779.
- [27] 1987, Ku, D.N. and Giddens, D.P., "Laser Doppler Anemometer Measurements of Pulsatile Flow in a Model Carotid Bifurcation," *Journal of Biomechanics*, Vol.20, pp.407-421.
- [28] 1996, Yoo, S.S. and Roh, H.W., "Numerical simulation of flows of non-Newtonian fluids in the stenotic and bifurcated tubes," *J.Mech.Sci.Technol.*, Vol.10, pp.223-234.