

## 인공 폐 보조장치 내에서의 유체 유동 모델링에 대한 연구

김기범 · 박영란\* · 김상진 · 홍철운\*\* · 강형섭 · 김진상 · 김성종\*\*\*\* · 김민호\*\*\*\*†

전북대학교 수의과대학 약리학교실·인수공통전염병연구소

561-756 전북 전주시 덕진구 덕진동1가 664-14

\*전북대학교 대학원 화학공학과

561-756 전북 전주시 덕진구 덕진동1가 664-14

\*\*전북대학교 공과대학 바이오메디칼공학부

561-756 전북 전주시 덕진구 덕진동1가 664-14

\*\*\*전북대학교 공과대학 화학공학부

561-756 전북 전주시 덕진구 덕진동1가 664-14

\*\*\*\*전북대학교 의학전문대학원 흉부외과학교실

561-756 전북 전주시 덕진구 덕진동1가 664-14

(2010년 8월 11일 접수, 2010년 11월 1일 채택)

## Study on the Fluid Dynamics Modeling in Artificial Lung Assist Device

Gi-Beum Kim, Young-Ran Park\*, Shang-Jin Kim, Chul-Un Hong\*\*, Hyung-Sub Kang, Jin-Shang Kim, Seong-Jong Kim\*\*\*\* and Min-Ho Kim\*\*\*\*†

Department of Pharmacology, Korea Zoonosis Research Institute, College of Veterinary Medicine, Chonbuk National University

664-14, 1ga, Duckjin-dong, Duckjin-gu, Jeonju-si, Jeonbuk 561-756, Korea

\*Department of Chemical Engineering, Graduate Schools, Chonbuk National University

64-14, 1ga, Duckjin-dong, Duckjin-gu, Jeonju-si, Jeonbuk 561-756, Korea

\*\*Division of Biomedical Engineering, College of Engineering, Chonbuk National University

64-14, 1ga, Duckjin-dong, Duckjin-gu, Jeonju-si, Jeonbuk 561-756, Korea

\*\*\*Division of Chemical Engineering, College of Engineering, Chonbuk National University

664-14, 1ga, Duckjin-dong, Duckjin-gu, Jeonju-si, Jeonbuk 561-756, Korea

\*\*\*\*Department of Thoracic and Cardiovascular Surgery, Chonbuk National University Medical Schools

664-14, 1ga, Duckjin-dong, Duckjin-gu, Jeonju-si, Jeonbuk 561-756, Korea

(Received 11 August 2010; accepted 1 November 2010)

## 요 약

본 연구에서는 혈관 내 인공 폐(intravenous lung assist device)를 개발하기 위하여 CFD를 사용하여 새로운 형태의 인공 폐 모형에 대한 유체의 흐름 특성을 모델링하였다. 모델링을 위하여 중공사(hollow fiber)는 무시하였으며 vertical type과 tangential type이 모델로 사용되었다. 유체의 흐름 특성을 예측하기 유체의 입출구로 1개로 하였을 때와 2개로 하였을 때 그리고 입출구를 관의 중심부(vertical)와 관 벽의 접선방향(tangential)에 위치하였을 때의 흐름 특성을 파악하였다. 실험 결과, tangential type과 같이 원통의 접선 방향으로 유체의 입구와 출구를 설정할 경우 vertical type에서 나타나는 흐름이 없는 영역(정체층)을 제거할 수 있었다. 또한 tangential type은 와류형태의 흐름이 지배적이며 한쪽으로 편중된 흐름이 아닌 복잡한 형태의 흐름이 발생하는 것으로 나타났다. 또한 유체의 입출구가 2개일 때 유체가 편중된 흐름이 발생하지 않고 관 전체에 복잡한 형태로 흐름이 발생하는 것으로 나타났다. 실험 결과를 통하여 우리는 유체가 유입되는 입구와 출구가 tangential type이며 각각 2개일 때 유체의 흐름이 복잡하며 정체층이 발생하지 않는 흐름이 발생한다는 것을 확인할 수 있었다.

**Abstract** – In this study, the characteristic of fluid flow in the new type lung assist devices has been established using computational fluid dynamics(CFD). For the modeling, the hollow fiber was ignored, and vertical types and tangential types were used for the model. Which was to analyze the flow characteristics of the fluid flow model when there exists 1 and 2 input/output ports, and when the input/output ports is located at the center of the cylinder and at the tangential direction with the cylinder wall. The modeling results showed that it was possible to eliminate no-flow region(stagnant

† To whom correspondence should be addressed.

E-mail: mhkim@jbnu.ac.kr

‡ 이 논문은 전북대학교 김기주 교수님의 정년을 기념하여 투고되었습니다.

layer) as shown in the vertical type when an inlet and an outlet were installed on the tangential direction of the cylinder as shown in the tangential type. Also, in the tangential type, vortex-type flow appeared as dominant, and it showed a complicated flow not deviated to one side. When the number of input/output was two, there was no deviated flow, and complicated flows were generated all across the tube. From the test result, it was found that input/output of flow was tangential type and complicated flows with no stagnant layer would be generated when there are two inputs/outputs, respectively.

Key words: Modeling, Computer Fluid Dynamics(CFD), Artificial Lung

## 1. 서 론

급성호흡부전(Acute Respiratory Distress Syndrome, ARDS)은 충격, 심한 감염이나 화상과 같은 치명적인 사건의 다양한 형태에 따라 폭넓은 폐 손상에 의해 야기된 급성호흡부전의 형태이다. ARDS는 개인별 또는 이전의 폐질환 없이 발생할 수도 있다. 폐 손상으로 야기된 원인과 관계없이 환자는 일반적인 신호 및 증상, x-ray 발견과 조직학적 변화의 특징을 보인다[1-5].

최근 막 산화기는 흉부외과에서 심폐 수술에 이용할 수 있고 장 시간 체외 심폐보조기를 사용할 수 있게 만들어지고 있다[6]. 지난 몇 년 동안, 폐 이식에 필요한 가교적 역할로써 혈과 내 삽입형 인공 폐에 대한 관심이 증대되고 있다[7,8]. 임상 실험에서, intravenous oxygenator는 심각한 ARDS 환자에게 기초가스교환요구량의 평균 28%를 제공했다[9]. 체내 삽입형 인공 폐의 문제점으로 가스교환이 지적되고 있으나, 가스교환율을 향상시키기 위해 시도되고 있다[1-3,10,11].

인공 폐에서의 혈전형성이 중요한 요소이다[6,12]. 혈액 흐름의 정체와 난류 흐름은 혈전형성을 야기할 수 있다고 보고되고 있다. 그러나 유동거동의 이러한 형태의 원인은 아직 밝혀지지 않았다. 최근 연구에서는, CFD 분석을 통하여 혈액흐름모델 안에서 정체지역과 난류를 파악하기 위해 이용되고 있다.

본 연구에서, 새로운 형태의 폐 보조장치에서 유체유동의 특성을 CFD를 이용하여 규명하고자 하였다. 새로운 형태의 모형을 설계하기 위하여 크게 2가지 형태의 모형을 설계하였다. 첫 번째는 중심 관을 기준으로 관의 양쪽 끝 부분의 중심 부분에 수직 방향(vertical type)으로 유체의 입구와 출구를 설계하였으며, 중심 관을 기준으로 관의 벽면의 접선방향(tangential type)으로 유체의 입구와 출구를 설계하도록 하였다. 또한 각각 모델에서 유체의 입구와 출구를 각각 1개씩 구성한 모델과 2개씩 구성한 모델로 설계하였다.

## 2. 이론적 배경

### 2-1. 지배방정식

내부 유동장을 계산하기 위하여 상용프로그램인 STAR CD pro-STAR32를 사용하였으며, 사용되어진 3차원 비압축성 연속방정식 및 운동방정식은 다음과 같다.

$$\frac{\partial U_i}{\partial x_i} = 0$$

$$\frac{DU_i}{Dt_i} = \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x_i} + \nu \frac{\partial^2 U_i}{\partial x_i \partial x_i} - \frac{\partial(u'_i u'_j)}{\partial x_i}$$

여기서  $U$ 는 유입 유체의 평균속도,  $P$ 는 압력,  $\rho$ 는 밀도이며  $u'_i u'_j$ 는 레이놀즈응력텐서이다. 본 연구에서는 난류유동을 계산하기 위해 High Reynolds  $k-\epsilon$  모델을 난류 해석모델로 선택하였다. 난류 운동

에너지 수송방정식은 다음과 같다.

$$\rho U_i \frac{\partial k}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_i} \left( \frac{\mu_t}{\sigma_k} \frac{\partial k}{\partial x_i} \right) - \rho u_i u_j \frac{\partial U_i}{\partial x_j} - \rho \epsilon$$

여기서  $k$ 는 난류에너지,  $\mu$ 는 점성계수,  $\epsilon$ 는 난류운동에너지의 소멸률,  $\sigma_k$ 는 난류 운동에너지 Prandtl수이다.

난류 운동에너지 소산율방정식은

$$\rho U_i \frac{\partial \epsilon}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_i} \left( \frac{\mu_t}{\sigma_\epsilon} \frac{\partial \epsilon}{\partial x_i} \right) - C_{\epsilon_1} \rho u_i u_j \frac{\partial U_i}{\partial x_j} - C_{\epsilon_2} \rho \frac{\epsilon^2}{k}$$

여기서  $\sqrt{k}$ 는 속도 스케일,  $u$ 는 요동속도, 길이 스케일은  $\{C_\mu^{(3/4)} k^{(3/2)}\}$ 이다. 그리고 각 상수들은 실험으로 결정된다.

### 2-2. 경계조건

유입구에서의 난류강도와 혼합거리는 각각 평균유속의 10%와 입구 폭의 10%를 사용하였다.

$$k = 1.5 \times (U \times I)^2$$

$$\xi = C_\mu^{0.75} \times \frac{k^{1.5}}{I}$$

여기서  $I$ 는 난류강도를 의미한다. 또한  $C_\mu$ 는 난류모델에 있어서 실험상수로서 0.09이고,  $I$ 는 난류혼합길이(turbulent mixing length)를 나타낸다. 작동유체는 물로써 밀도는  $1,000(\text{kg/m}^3)$ , 점성계수는  $1.02 \times 10^{-4}(\text{Pa}\cdot\text{s})$ 를 사용하였고 수렴성을 좋게 하기 위하여 계산값들은 하향이완하였다.

벽면에서는 일반적으로 많이 사용되는 점착조건(no-slip condition)을 적용하여 벽면에서 속도를 0이 되게 하였으며, 난류 경계조건으로 벽함수 모델(wall function model)을 적용하였고, 표면거칠기 조건(roughness condition)은 실험상수 값(smooth wall : 0.9)을 적용하였다. 출구에서는 대기압 상태인 압력결계조건을 적용하였으며, 기타 변수들은 Neumann 조건으로 하였다.

### 2-3. 수치계산

비압축성, 정상상태 조건에서 계산을 수행하였으며 압력수정기법으로는 SIMPLE 알고리즘을 사용하였다. 수치계산의 최대허용치(maximum residual tolerance)는 0.001을 사용하였으며, 이때 각 계산에서의 최대 반복회수는 170번을 넘지 않았다. 유량은 입구 및 출구 단면에서 계산된 속도값들을 3차원 인터폴레이팅 함수로 적분하여 계산하였다.

## 3. 실험방법

Fig. 1은 본 연구에서 계산에 사용된 모델과 격자수 변화에 따른 수렴시간을 나타낸 것이다. Vertical type은 유체가 유입되는 입구와

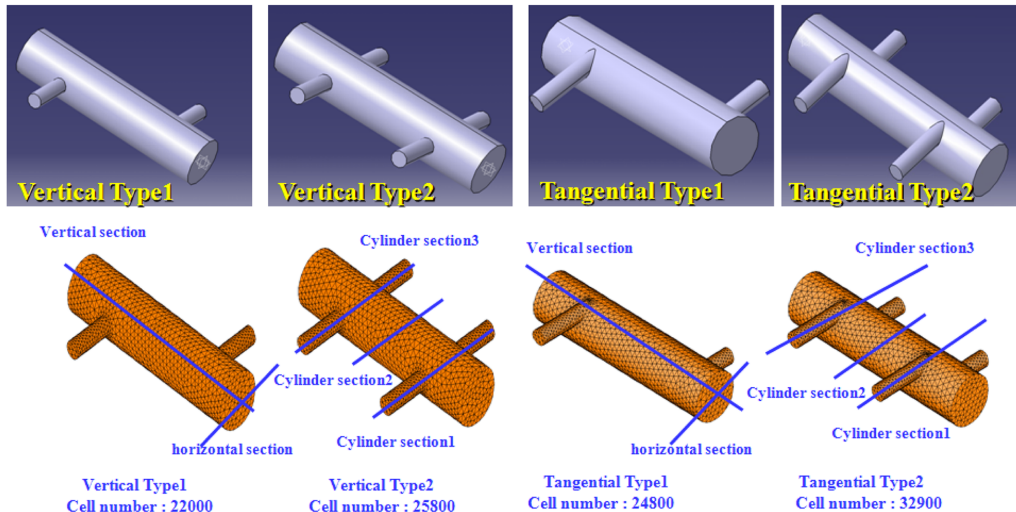


Fig. 1. Dimension of implantable artificial lung type for modeling.

유체가 나가는 출구가 중심 관의 가운데 직각 방향으로 정중앙에 위치하였을 때의 형태이며 tangential type은 중심 관의 접선방향으로 수직하게 위치하였을 때의 형태이다. 사용된 모델은 vertical과 tangential type으로 격자수가 22,000개 이상일 경우 수렴시간이 일정하게 유지되는 것을 알 수 있어 본 연구에서는 모델들의 격자수를 각각 vertical type 1은 22,000, vertical type 2는 25,800, tangential type 1은 24,800, tangential type 2는 32,900개로 하였다. 모델링 결과를 확인하기 위하여 5개의 section에서 흐름속도와 정압분포를 검토하였다. Vertical section은 중앙 원통의 상하 방향으로 수직하게 절단한 부분으로 유체가 흐르는 방향과 수평하게 전달한 부분이며 horizontal section은 중앙 원통을 수평하게 절단한 부분이다. 그리고 cylinder sections은 유체가 흐르는 방향과 수직하게 전달한 부분으로 cylinder section 1은 유체가 유입되는 입구를 수직하게 절단한 부분이며 cylinder section 2는 중앙 원통을 수직하게 절단한 부분이며 그리고 cylinder section 3는 유체가 나가는 출구를 수직하게 절단한 부분이다.

새로운 형태의 인공 폐 모형에 대한 유체의 흐름 특성을 모델링하기 위하여 STAR CD pro-STAR32를 사용하였다. 모델링을 하기 위하여 중공사가 삽입되는 원통의 직경(내경)은 13.9 mm, 길이는 60 mm, 유체의 입출구 직경은 6.4 mm로 설정한 mini 모듈로 하였다. 단, 모델링을 위하여 중공사(hollow fiber)는 무시하였다. 모델링을 하기 위하여 그림과 같이 2개의 vertical type과 2개의 tangential type으로 하였다. 그 이유는 유체의 흐름 특성을 예측하기 유체의 입

출구로 1개로 하였을 때와 2개로 하였을 때 그리고 입출구를 관의 중심부와 관 벽의 접선방향에 위치하였을 때의 흐름 특성을 파악하였다.

#### 4. 결과 및 고찰

Fig. 2는 vertical type에서의 유체의 흐름 속도를 3D로 나타낸 그림이다. Vertical type의 3D 모델에서의 속도분포를 조사한 결과 입구와 출구에서의 흐름 속도는 중앙 원통의 속도보다 매우 높았다. 그러나 3D 상태에서 중앙 원통의 속도분포를 검토하기 위한 정보가 부족하므로 vertical과 horizontal section 그리고 cylinder sections에서 2D 상태에서의 결과를 검토하였다(Fig. 3(a)와 (b)).

Fig. 3은 vertical types에서의 유체의 흐름 속도를 2D로 나타낸 그림이다. Fig. 3(a)와 (b)는 type 1의 모델링 결과이며 Fig. 3(c)와 (d)는 type 2의 모델링 결과이다. Vertical types은 유체가 유입되는 입구와 유체가 나가는 출구가 중심 관의 가운데 직각 방향으로 정중앙에 위치하였을 때의 형태로서 type 1은 유체의 입구와 출구가 각각 1개인 경우이며 type 2는 유체의 입구와 출구가 2개인 경우를 의미한다. 모델링 결과 type 1의 경우(Fig. 3(a)) vertical section에서는 유체가 유입되는 입구에서의 유체의 유속은 다른 지점에서의 유속보다 매우 높게 나타났다. 또한 point 1과 3지점에서의 유속은 중앙 원통의 다른 지점보다 유속이 높게 나타났다. 그러나 point 2, 4와 5지점에서는 유속이 낮게 나타났다. 특히 point 2와 5지점에서의 유체의 흐

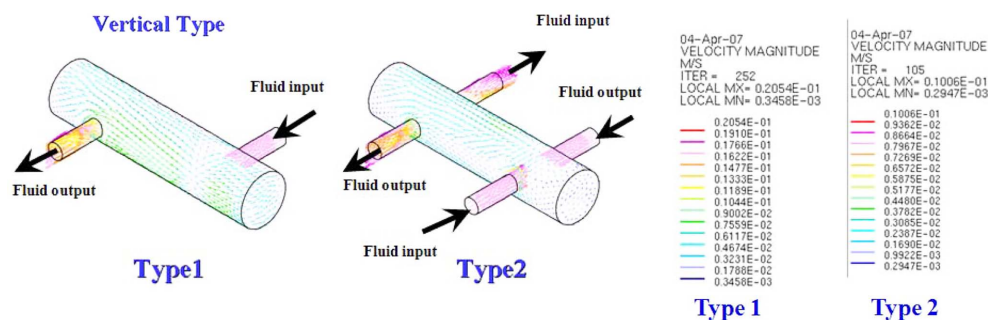
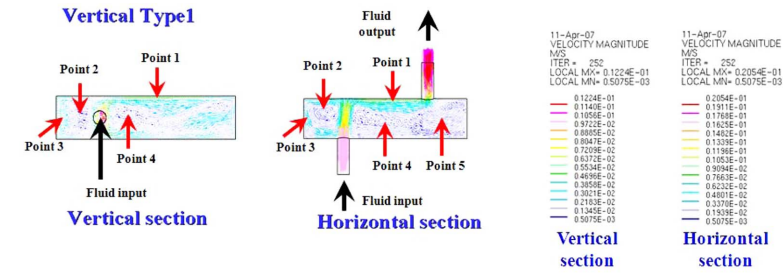
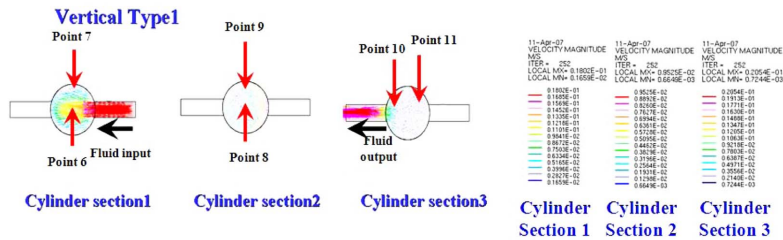


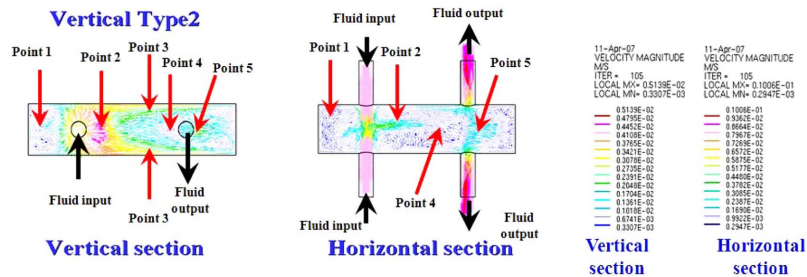
Fig. 2. The 3D modeling results of velocity distribution in vertical type.



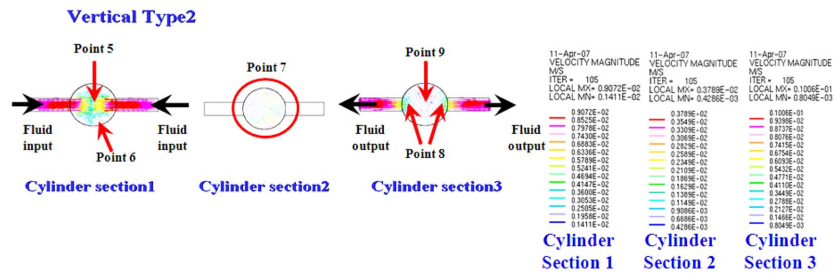
(a) Modeling results of velocity distribution from the 2D point (vertical and horizontal section) of view in vertical type 1



(b) Modeling results of velocity distribution from the 2D point (cylinder sections) of view in vertical type 1



(c) Modeling results of velocity distribution from the 2D point (vertical and horizontal section) of view in vertical type 2



(d) Modeling results of velocity distribution from the 2D point (cylinder sections) of view in vertical type 2

Fig. 3. The 2D modeling results of velocity distribution in vertical types. (a) Modeling results of velocity distribution from the 2D point (vertical and horizontal section) of view in vertical type 1. (b) Modeling results of velocity distribution from the 2D point (cylinder sections) of view in vertical type 1. (c) Modeling results of velocity distribution from the 2D point (vertical and horizontal section) of view in vertical type 2. (d) Modeling results of velocity distribution from the 2D point (cylinder sections) of view in vertical type 2.

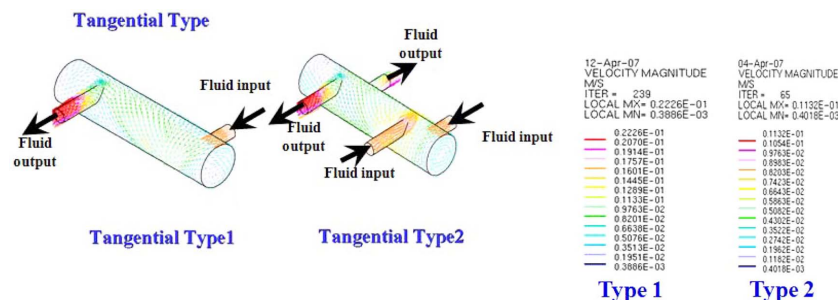
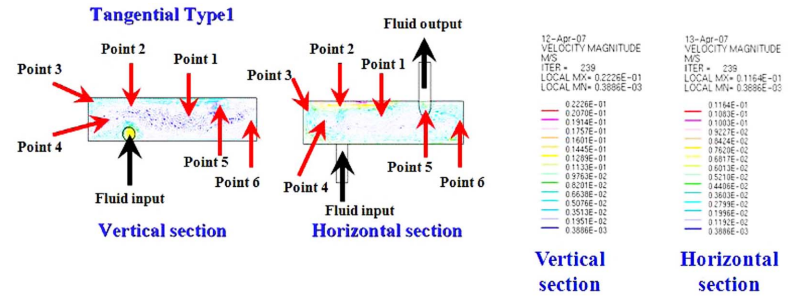
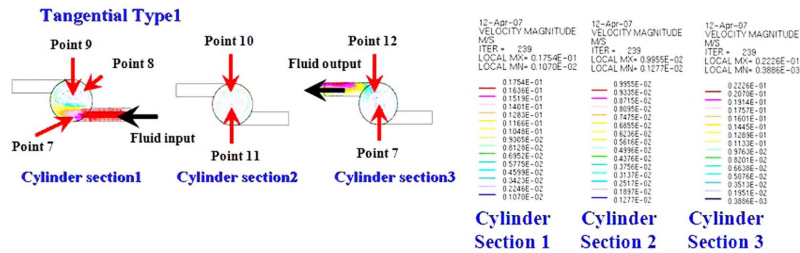


Fig. 4. The 3D modeling results of velocity and state pressure distribution in tangential type.

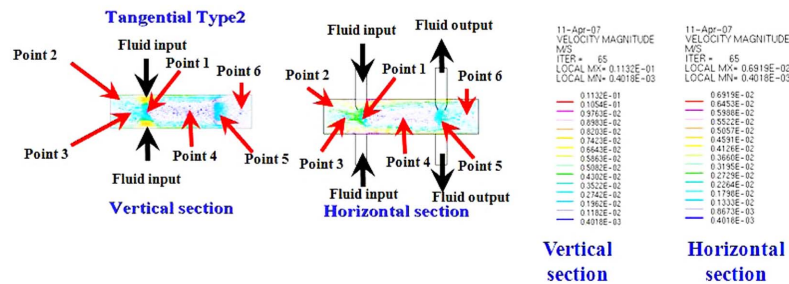




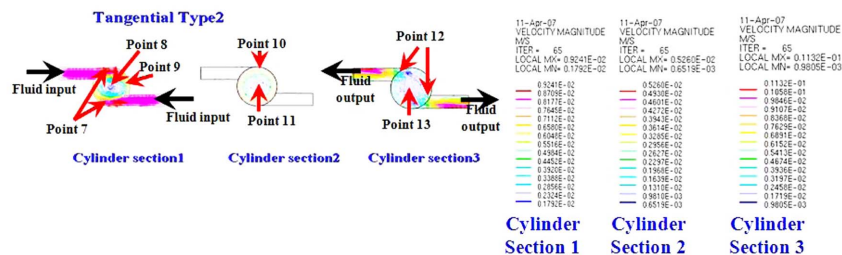
(a) Modeling results of velocity distribution from the 2D point(vertical and horizontal section) of view in tangential type 1



(b) Modeling results of velocity distribution from the 2D point(cylinder sections) of view in tangential type 1



(c) Modeling results of velocity distribution from the 2D point(vertical and horizontal section) of view in tangential type 2



(d) Modeling results of velocity distribution from the 2D point(cylinder sections) of view in tangential type 2

Fig. 5. The 2D modeling results of velocity distribution in tangential types. (a) Modeling results of velocity distribution from the 2D point(vertical and horizontal section) of view in tangential type 1. (b) Modeling results of velocity distribution from the 2D point(cylinder sections) of view in tangential type 1. (c) Modeling results of velocity distribution from the 2D point(vertical and horizontal section) of view in tangential type 2. (d) Modeling results of velocity distribution from the 2D point(cylinder sections) of view in tangential type 2.

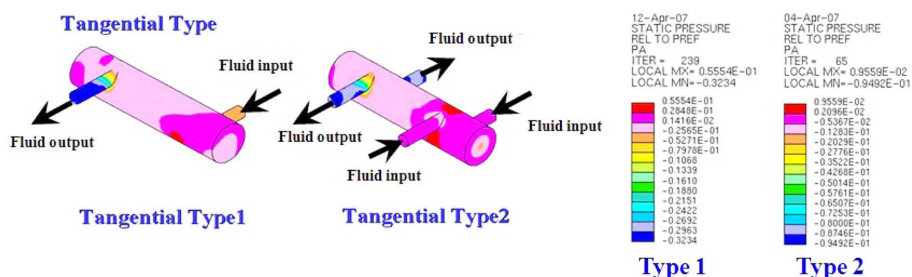
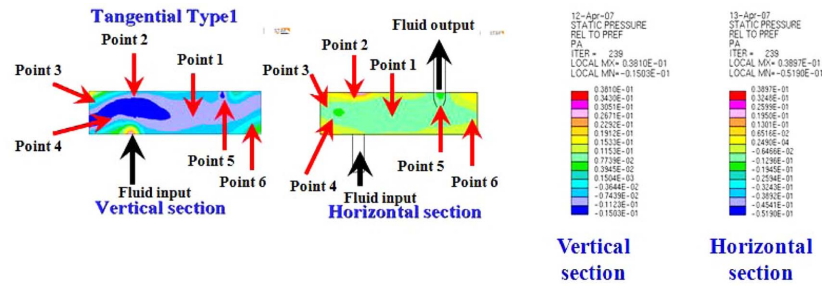
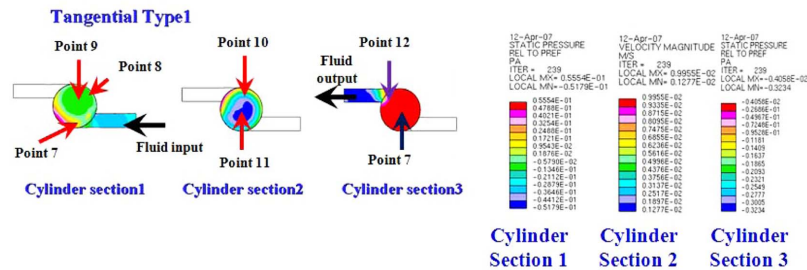


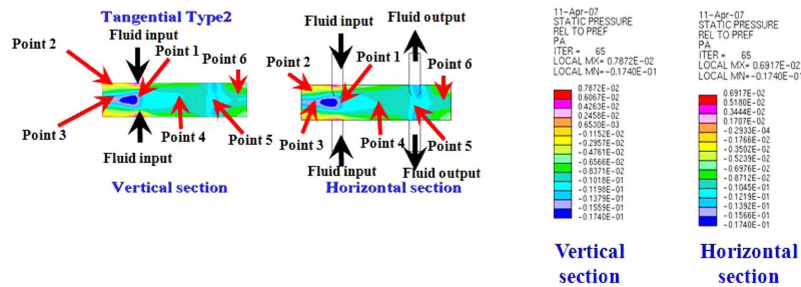
Fig. 6. The 3D modeling results of state pressure distribution in tangential type.



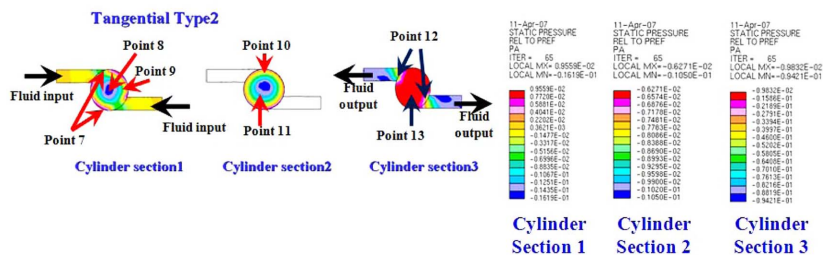
(a) Modeling results of state pressure distribution from the 2D point (vertical and horizontal section) of view in tangential type 1



(b) Modeling results of state pressure distribution from the 2D point (cylinder sections) of view in tangential type 2



(c) Modeling results of state pressure distribution from the 2D point (vertical and horizontal section) of view in tangential type 2



(d) Modeling results of state pressure distribution from the 2D point (cylinder sections) of view in tangential type 2

Fig. 7. The 2D modeling results of state pressure distribution in tangential type. (a) Modeling results of state pressure distribution from the 2D point (vertical and horizontal section) of view in tangential type 1. (b) Modeling results of state pressure distribution from the 2D point (cylinder sections) of view in tangential type 2. (c) Modeling results of state pressure distribution from the 2D point (vertical and horizontal section) of view in tangential type 2. (d) Modeling results of state pressure distribution from the 2D point (cylinder sections) of view in tangential type 2.

름은 매우 낮아 정체되어 있는 것으로 나타났다. Fig. 3(b)는 유체 흐름에 대하여 수직하게 절단하였을 때 유체의 흐름 속도 분포를 나타낸 그림이다. Cylinder section 1은 유체가 유입되는 입구의 유속을 나타낸 그림으로 입구에서는 흐름속도가 높게 나타났으며 중앙 원통의 중심 부분(point 6)에서의 유속은 입구보다는 흐름속도가 낮게 나타났으나 원통의 벽에서의 흐름속도는 원통의 중심에서의 유속보

다 낮게 나타났다(point 7). 또한 cylinder section 2는 중앙 원통의 흐름 속도의 분포를 나타낸 그림으로 원통의 주위 벽(point 9)에서의 유속은 원통의 중심(point 8)에서의 유속보다 높게 나타났다. 이와 같은 결과는 유체가 흐름 때 중앙 원통의 벽 주위에서 흐름이 발달되는 것으로 판단된다. 마지막으로 cylinder section 3은 유체가 나가는 출구에서의 흐름속도 분포를 나타낸 그림이다. 이 section에서

의 흐름 속도 분포를 확인한 결과 유체가 나가는 출구(point 10)에서의 흐름 속도는 다른 지점(point 11)보다 유속이 높게 나타났다. 그러나 type 2의 모델링 결과는 type 1과는 다른 결과를 얻었다. Type 2에서도 입출구에서의 유속은 다른 지점에서보다 흐름속도는 매우 높게 나타났다. 그러나 type 2의 point 1 지점에서는 type 1의 point 2와 3과는 다르게 원통 전체적으로 유속이 매우 낮게 나타났으며 벽면에서 발달된 흐름이 발생하지 않았다. 또한 type 2의 경우에는 Fig. 3(c)와 (d)에서의 결과와 같이 유체가 유입되는 입구와 나가는 출구에서의 흐름속도가 높게 나타났으며 중앙 원통의 중심 부분(point 7)에서는 일부 흐름이 높게 나타났지만 전체적으로 흐름 속도가 일정하게 나타났다. Vertical type 1에서는 유체가 유입되는 입구 반대편 쪽에서 유체의 흐름 속도가 크게 형성됨을 확인할 수 있었다. 모델링 결과 유체의 흐름이 빠른 경우(난류영역)에는 유입되는 유체는 맞은편의 벽면으로 바로 부딪히고 유체의 흐름 속도가 입구 반대쪽에 편향되는 결과를 얻을 수 있었다. 그러나 vertical type 2의 경우 관의 중심부에서 흐름 속도가 높게 형성되었다. 그러나 유체의 흐름은 와류가 아닌 선형적 흐름이 지배적임을 확인할 수 있었다.

Fig. 4는 tangential type에서의 유체의 흐름 속도 분포를 3D로 나타낸 그림이다. 이 결과에서도 3D 상태에서는 유체의 흐름 속도를 검토하기 위한 정보가 부족하였다. 그래서 각각의 type에 대한 2D 결과를 이용하여 검토하고자 하였다. 그 결과는 Fig. 5에 나타내었다.

Fig. 5는 tangential type에서의 유체의 흐름 속도 분포를 2D로 나타낸 그림이다. 이 형태는 유체의 입출구를 중앙 원통의 접선방향에 위치시켜 유체의 흐름을 와류흐름(vortex)을 형성시키기 위해서다. Type 1은 유체의 입출구가 1개, type 2는 입출구가 2개가 되도록 구성하였다.

Fig. 5(a)와 (b)는 type 1에 대한 결과이며 Fig. 5(c)와 (d)는 type 2에 대한 모델링 결과이다. Type 1의 모델링 결과(Fig. 5(a)와 (b))에서 유체가 들어가는 입구에서의 흐름 속도는 매우 높았다. 또한 vertical type 1에서 나타난 현상과 같이 중앙 원통의 벽면 주위(point 8)에서는 비교적 높은 흐름 속도가 보이며 소용돌이 형태의 흐름이 발생하였으며 원통의 중심 부분(point 2와 9)에는 흐름 속도가 낮게 나타나는 흐름이 발생하였다. 또한 point 3과 같이 중앙 원통의 벽면에서 높은 흐름이 발생하였으며 point 4에서와 같이 흐름이 낮은 소용돌이 형태의 흐름이 발생하였다. 이와 같은 결과는 vertical type 1에서와 같은 현상이 발생하였다. 그러나 vertical type 1의 중앙 원통에서는 한쪽 방향(point 1 in Fig. 3(b))에서만 선형의 빠른 흐름 속도를 보였으나 tangential type 1에서는 중앙 원통의 벽면 주위에서 빠른 흐름 속도를 보이며 선형의 흐름이 아닌 소용돌이 형태의 흐름이 발생하는 것으로 나타났다(point 10 in Fig. 5(b)). 그러나 type 2의 모델링 결과(Fig. 5(c)와 (d))에서는 입구에서의 흐름 속도는 매우 높았으며 point 2와 3에서는 다른 type에서 나타나는 흐름이 낮거나 소용돌이 형태의 흐름이 아니고 매우 복잡하며 흐름 속도가 빠르게 나타났다. 또한 중앙 원통에서도 벽면 주위에서는 빠른 흐름 속도가 보였으나 중앙 원통의 중심 부분으로 흐름이 발생하며 흐름의 형태가 복잡적으로 나타남을 확인할 수 있었다.

앞에서의 결과를 이용하여 유체의 흐름이 더 유용한 tangential type에서의 정압 분포를 검토하였다. 그 결과는 Fig. 6과 7에 나타내었다.

Fig. 6은 tangential types에서의 정압 분포를 3D로 나타낸 그림이다. 3D 결과를 이용하여 각각의 type에 대한 자세한 정보를 얻기에는 부족하였다. 그래서 우리는 정압분포를 2D로 나타내었다. 그 결과는 Fig. 7에 나타내었다.

Fig. 7은 tangential types의 정압 분포를 2D로 나타낸 그림이다. Type 1에서는 유체의 정압이 한쪽 벽면에서 크게 형성됨을 확인할 수 있었다(point 10 in Fig. 7(b)). 그러나 type 2의 경우 type 1과는 다르게 관의 벽면 전체적으로 흐름이 지배적임을 확인할 수 있었다(point 10 in Fig. 7(d)). 또한 type 2에서는 중앙 원통의 중심 부분에서 압력 분포가 일정하였다. 그러므로 type 2가 인공 폐 모형으로 더 적합하다고 판단된다.

## 5. 결 론

이와 같은 결과를 통하여 우리는 유체가 유입되는 입구와 출구가 tangential type이며 2개인 경우 유체의 흐름이 복잡하며 정체층이 발생하지 않는 흐름이 발생한다는 것을 확인할 수 있었다. 이와 같은 결과는 인공 폐에 적용하고자 할 때 매우 중요한 의미를 갖는다. 현재까지의 결과는 중앙 원통에 삽입되는 중공사의 존재를 무시하고 단순히 유체의 흐름 패턴을 분석한 결과로서 중앙 원통에 중공사가 삽입되었을 때 흐름의 패턴이 중앙 원통의 전체적인 영역에서 일정하게 유지되어야 효과적인 가스교환이 이루어 질것이라 판단된다. 실제 인공 폐에서는 사용되어지는 유체가 혈액이다. 혈액이 연속적으로 흐름이 발생하여야 하는데 흐름이 제자리에서 소용돌이 형태와 같이 흐를 경우 혈액 상호간의 충돌과 가스교환이 발생하지 않아 혈액 손상을 유발시킬 수 있을 것이다. 그러므로 우리는 이와 같은 문제점을 해결하기 위하여 tangential type과 같이 중앙 원통의 접선방향으로 유체의 입구와 출구를 설정한 결과 vertical type에서 나타나는 흐름이 없는 영역을 제거할 수 있었다. 그러므로 실제 인공 폐 제작할 경우 유체의 입구와 출구는 중앙 원통의 접선방향으로 설정하는 것이 더 유효하다고 판단된다. 또한 tangential type은 vertical type과는 다르게 와류형태의 흐름이 지배적이며 한쪽으로 편중된 흐름이 아닌 복잡한 형태의 흐름이 발생하는 것으로 나타났다. 이와 같은 결과는 향후 인공 폐를 제작하는 데 있어서 유체의 흐름을 관 전체에 부여함으로써 효과적인 가스 교환을 위한 설계 자료로 활용될 것이라 기대된다. 모델링 결과 접선형태 모듈(tangential type)은 유체유동에 보다 유용하고, 2포트는 1포트보다 유체의 원활한 흐름에 대한 영향을 미칠 것으로 판단된다. 그러나 이와 같은 결과는 CFD에 의한 단순 모델링이며 속도 분포와 압력 분포는 절대값이 아닌 상대적인 결과 값이다. 따라서 실제실험에 의해 확인할 필요가 있다. 또한 실린더의 중공사의 존재는 무시되었으므로 유체유동을 분석하는데 있어 추가실험이 필요하다. 실제중력방향과 유체거동의 관계에 대한 추가연구는 삽입형 인공심폐기에 대한 최적화 디자인을 결정하는데 있어 도움이 될 것이다.

## 감 사

이 논문은 전북대학교 김기주 교수님의 정년을 기념하여 투고되었으며, 정부(교육인적자원부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구입니다(KRF-2006-521-D00619).

## 사용기호

$C_\mu$  : 난류모델상수(=0.09)  
 $I$  : 난류강도

$k$  : 난류에너지  
 $l$  : 난류혼합길이(turbulent mixing length)  
 $P$  : 압력[N/m<sup>2</sup>]  
 $u_i u_j$  : 레이놀즈응력텐서  
 $u$  : 유동속도[m/s]  
 $U$  : 유입 유체의 평균속도[m/s]

### 그리스 문자

$\varepsilon$  : 난류운동에너지의 소멸률  
 $\mu$  : 점성계수[kg/ms]  
 $\rho$  : 밀도[kg/m<sup>3</sup>]  
 $\sigma_k$  : 난류 운동에너지 Prandtl수

### 참고문헌

- Kim, G. B., Hong, C. U. and Kwon, T. K., "Design of the Intravenous Oxygenator," *J. Artifi. Orgnas*, **9**, 34-41(2006).
- Kim, G. B., Hong, C. U. and Kwon, T. K., "Vibration Characteristics of PZT Actuator by Fluid Flow in Intravascular Oxygenator," *Jpn. J. Appl. Phys.*, **45**(4B), 3811-3817(2006).
- Kim, G. B., Kwon, T. K., Hong, C. U., Kim, S. J. and Kim, M. H., "Study on the Design of the Intravenous Oxygenator," *ASAIO J*, **52**(2), 64A(2006).
- Hong, C. U., Kim, J. M., Kim, M. H., Kim, S. J., Kang, H. S., Kim, J. S. and Kim, G. B., "Gas Transfer and Hemolysis in Intravascular Lung Assist Device Using PZT Actuator," *IJPEM*, **10**(1), 57-74(2009).
- Kim, G. B., Hong, C. U., Kim, S. J., Kim, J. S., Kim, M. H. and Kang, H. S., "Development of a Hollow Fiber Membrane Module for Use in An Implantable Artificial Lung," *J. Mem. Sci.*, **326**, 1300-136(2009).
- Funakubo, A., Higami, T., Sakuma, I., Fukui, Y., Kawamura, T., Sato, K., Sueoka, A. and Nokse, Y., "Development of a Membrane Oxygenator for ECMO Using a Novel Fine Silicone Hollow Fiber," *ASAIO J*, **42**, M837-M840(1996).
- Lynch, W. R., Haft, J. W., Montoya, J. P., Saleh, E., Brant, D. O., Lannettoni, M., Bartlett, R. H. and Hirschl, R. B., "Partial Respiratory Support with An Artificial Lung Perfused by the Right Ventricle: Chronic Studies in An Active Animal Model," *ASAIO J*, **46**, 202(2000).
- Lick, S. D., Zwiscenberger, J. B., Alpard, S. K., Witt, S. A., Deyo, D. M. and Merz, S., "Development of An Ambulatory Artificial Lung in An Ovine Survival Model," *ASAIO J*, **47**, 486-491(2001).
- Conrad, S. A., "Major Findings from the Clinical Trials of the Intravascular Oxygenator," *Artifi. Organs*, **18**, 846-863(1994).
- Kim, G. B., Kwon, T. K., Lee, S. C., Kim, S. J., Cheong, I. S., Oh, I. H., Kim, K. J., Byun, Y. S. and Jheong, G. R., "Characteristics of Oxygen Transfer in Intravascular Lung Assist Device by Vibrating," *Korean Chem. Eng. Res. (HWAHAK KONGHAK)*, **42**(2), 151-162(2004).
- Kim, G. B., Kim, S. J., Hong, C. U., Kwon, T. K. and Kim, N. G., "Enhancement of Oxygen Transfer in Hollow Fiber Membrane by the Vibration Method," *Korean J. Chem. Eng. (HWAHAK KONGHAK)*, **22**(4), 521-527 (2005).
- Funakubo, A., Taga, I. T., McGillicuddy, J. W., Kukui, Y., Hirschl, R. B. and Bartlett, R. H., "Flow Vectorial Analysis in Am Artificial Implantable Lung," *ASAIO J*, **49**, 383-387(2003).