

## 외부흐름 중공사 막형 인공폐의 액체흐름과 압력손실

이삼철 · 김기범\*

한려대학교 신소재공학과, 전북대학교 공과대학 화학공학부\*  
(2001년 8월 28일 접수, 2002년 1월 25일 채택)

### Liquid Flow and Pressure Drop of an Outside Flow Membrane Oxygenator with Hollow Fibers

Sam Cheol Lee, \*Ki Beum Kim

Dept. of Advanced Materials Engineering, Hanlyo University

\*School of Chemical Eng., College of Engineering, Chonbuk National University

(Received August 28, 2001. Accepted January 25, 2002)

**요약**: 본 연구에서는 혈관내 혈액 흐름의 압력손실을 최소화하여야 하는 제한 인자를 만족하는 새로운 막형 인공폐에서 액체흐름경향과 중공사 개수에 대한 압력손실 영향을 고찰하고자 하였다. 막형 인공폐는 380  $\mu\text{m}$ 의 중공사 외경과 600 mm의 축 방향 길이를 갖는 수 백 개의 중공사로 이루어진 다발이다. 중공사 다발은 8가지로 변화시켰으며 흐름은 펌프를 이용하여 조절하였다. 혈액대용물질로 글리세롤 용액과 물을 사용하여 압력손실을 측정하였으며 동일한 흐름 경향을 각 중공사들에서 얻었다. 700개의 중공사로 이루어진 막형 인공 폐의 외부 압력손실은 13-16 mmHg이었으며 중공사 개수의 감소에 따른 마찰계수는 중공사와 액체와의 효과적인 접촉이 일어나므로 증가되었다.

**Abstract**: The purpose of this study was to evaluate the effects of the number of tied hollow fibers in a novel membrane oxygenator that satisfied the limiting factor of minimizing the friction loss in the intravascular blood flow pattern. The membrane oxygenator is a bundle consisted of several hundred hollow fibers having the outside diameter of 380  $\mu\text{m}$  and the axial jacket length of 600 mm. The eight different variation of tied hollow fibers in a bundle were designed, and the liquid flow pattern was controlled by a pump. The liquid pressure drop was measured by *in vitro* experiments using water and glycerol. Uniform blood flow pattern was observed for each number of tied hollow fibers. Pressure drop was 13-16 mmHg outside of the membrane oxygenator consisting of up to 700 hollow fibers. More effective contact of liquid with the tied hollow fibers was observed as a decrease in the number of the tied hollow fibers, and resulted in the enhancement of the friction factor

**Key words**: Artificial lung, Pressure drop, Hollow fiber membranes, Optimum design

## 서 론

ARDS(adult respiratory distress syndrome)는 손상된 폐로 인하여 폐 모세관(pulmonary capillaries)이나 폐포 상피(alveolar epithelium)의 기체투과가 비정상적인 상태로서 급성이나 만성호흡곤란의 폐 질환 형태이다. 이것은 질병이나 우발적인 상해에 의해 일어나고 미국에서는 매년 200,000명 이상이

발병하는 것으로 알려져 있으며[1], 사망률은 36~60%이다[2].

특징은 폐 조직 안으로의 출혈과 폐 조직의 탄력성에 기여하는 표면 활성 물질(surfactant)의 변질, 그리고 폐포의 비정상적인 허탈(collapse)을 포함한다. 이러한 증후군의 치료는 지난 50여 년 동안 연구되어 왔으나 다양한 인자 때문에 효과적인 치료제와 특수치료법이 최근까지도 개발되지 못하고 있다[3,4].

현재는 산소요법과 기계적 호흡(mechanical ventilation), 체외순환 기계교환(extracorporeal gas exchange) 등에 의해 치료한다. 전자의 두 가지 치료 방법은 폐의 기능을 몇 시간에서 1주일 정도의 단기간밖에 사용할 수 없다는 단점이 있다. 뿐만 아니라 이 방법은 ARDS 환자의 폐가 상당히 고농도의 산소에 접하게 되고 이산화탄소와 산소의 양을 유지하기 위해 폐가 주기적인 압박과 이완에 의해서 확장과 축소를 일으켜

본 연구는 한국과학재단 목적기초연구(2000-1-31400-004-2)지원으로 수행되었음.

통신저자: 이삼철, (545-704) 전남 광양시 광양읍  
한려대학교 신소재공학과

Tel. 061-760-1164, Fax. 061-761-6709

E-mail. cheol@hanlyo.ac.kr

말단의 공기흐름과 폐포에서 과잉의 압력을 발생시키기 때문에 폐의 손상 원인이 된다는 단점이 있다. 후자의 치료 방법은 인력이 많이 필요하고 가격이 비싸며 장치가 복잡하고 혈액이 외부 펌프 장치의 기계적 손상을 일으킨다는 단점이 있다[5]. 그래서 간단하고 경제적이며 효율적인 호흡보조장치에 대한 필요성이 대두되었다.

최근에 ARDS환자를 위한 혈관 내 폐 보조장치는 자연적인 혈액흐름을 이용하므로 외부 펌프가 필요 없으며 혈액흐름이 맥관 구조 내에 완전히 남아 있기 때문에 용혈현상과 감염을 감소시킬 수 있는 장점이 있고 또한 장치의 삽입과 조작을 ECMO에 비하여 상대적으로 간단하게 할 수 있다는 장점이 있기 때문에 부분적인 호흡보조에 사용하기 위하여 연구 중에 있다[6-8].

그러나 체내 삽입은 적용단계의 복잡성에 기인하여 그 화학적 및 물리적 현상에 대한 완전한 이해가 어려운 실정이다. 그래서 폐 보조에 많은 장점을 가지고 있는 “체내 삽입형 폐 보조장치”를 개발하려면 우선적으로 공정에 영향을 미치는 parameter들의 효과를 규명할 필요가 있다.

장치에 사용되고 있는 중공사에서 기체와 액체흐름 사이 확산 교환의 주요 결정인자는 장치의 총괄 물질전달 계수, 전체 막 표면적, 그리고 교환을 일으키게 하는 기체의 분압 차이 등이 있다. 또한 체내 삽입형 인공 폐막은 체외순환 인공 폐막보다 길이가 상대적으로 길고 중공사 직경이 작기 때문에 기체 흐름 저항과 압력 손실에 영향을 줄 수 있으며 유체밀도의 변화가 중요하다. 즉 체외순환 인공 폐는 일반적으로 몇 천 개의 중공사(~4,000-8,000), 상대적으로 짧은 길이(~15 cm 이하), 그리고 내경(~250-300  $\mu\text{m}$ )을 이용한다. 그러므로 적절한 이산화탄소교환을 위해서 필요한 sweep gas 흐름속도(~5-15 L/min)이며 상대적으로 작은 압력손실(<~50 mmHg)을 일으키고 기체압축은 중요하지 않다. 반면 혈액흐름을 제한하지 않고 정맥에 넣어지기 위한 정맥 내 인공 폐는 적절한 교환면적을 제공하기 위해 긴 길이(~50-60 cm), 작은 내경(~200-250  $\mu\text{m}$ )의 적은 중공사(~1,000)를 갖고 있다[9]. 모든 인공 폐 장치는 중공사내에 이산화탄소의 축적을 최소화하기 위하여 충분한 산소가 흘러야 하지만 대정맥이 직경은 약 3 cm이고 길이는 대략 60 cm로 혈관내에는 인공 폐의 설치를 위한 공간이 충분하지 못하다. 만일 혈관내 폐 보조장치가 혈액이 흐르는데 높은 저항을 가진다면 대정맥의 확장이나 혈관의 분지에 의해 장치 주위의 혈액 분리가 생길 수 있어 장치의 기체전달 성능에 영향을 준다. 또한 정맥 내 기체교환을 증가시키기 위해 단순히 막 표면적을 증가시키는 것은 정맥의 혈액학에 영향을 주며 심장에도 영향을 준다. 그러므로 압력손실의 감소는 체내 삽입형 폐 보조장치 개발에 중요한 공정변수이다.

따라서 본 연구에서는 혈관 내 혈액흐름의 압력손실을 최소화하여야 하는 제한 인자를 만족하는 새로운 막형 인공 폐에서 액체흐름경향과 중공사 개수에 대한 영향을 고찰하였다. 본 인공 폐에서는 상대적으로 길이가 긴 중공사를 사용하고 혈액의 점성과 유사한 40% 글리세롤 용액[10]을 혈액 대용물질로

사용하였다. 그리고 인공 폐의 압력 차를 측정하여 압력손실에 대한 액체흐름 경향의 영향을 고찰하였으며 새로운 막형 인공 폐가 정맥내에서의 혈액 흐름 저항이 최소화될 수 있는 방법을 모색하였다.

## 이 론

압력손실( $\Delta P$ )과 유속( $Q$ )의 관계는 2차식으로 나타낼 수 있다.

$$\Delta P = a' \cdot Q^2 + b' \cdot Q \quad (1)$$

혈관 내 인공 폐에서 중공사가 삽입되어 있을 때, 용액(혈액)의 흐름을 나타내는 것은 Reynolds number( $N_{Re}$ )로 나타낸다. Reynolds number는 관성력과 점성력의 비이며 식 (2)과 같이 표현할 수 있다.

$$N_{Re} = \frac{Q_b d_0}{(1-p) A_f \nu} \quad (2)$$

여기서  $Q_b$  ( $\ell/\text{min}$ )는 용액의 유속,  $d_0$ 는 중공사의 외경,  $p$ 는 기공도,  $A_f$  ( $\text{cm}^2$ )는 용액이 흐를 때의 중공사와 용액이 접촉하는 전면 면적,  $\nu$  ( $\text{cm}^2/\text{sec}$ )는 용액의 동점성계수이다.

다공성 중공사막에 대하여 마찰계수(friction factor)  $f$ 는 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$f = \frac{p d_0 \Delta P}{2(1-p) \rho v^2 L} \quad (3)$$

여기서  $v$ 는 자유흐름 영역에서의 평균속도,  $L$ 은 용액의 흐름 길이이다. 기공도  $p$ 는 식 6과 같이 정의 할 수 있으며 장치의 특성값이다.

$$p = \frac{\text{기공 부피}}{\text{총 부피}} \quad (4)$$

자유흐름영역에서의 평균속도  $v$ 는 식 (5)와 같이 정의 할 수 있다.

$$v = \frac{Q_b}{p A_f} \quad (5)$$

여기서  $Q_b$  ( $\ell/\text{min}$ )는 용액의 유속,  $A_f$ 는 중공사 다발의 전면면적으로 정의 할 수 있다.

용액의 흐름에서  $N_{Re}$ 값이 적을 경우, 마찰계수  $f$ 는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$f = \alpha N_{Re}^\beta \quad (6)$$

여기서  $\alpha$ 와  $\beta$ 는 중공사 직경과 중공사의 배열 그리고 장

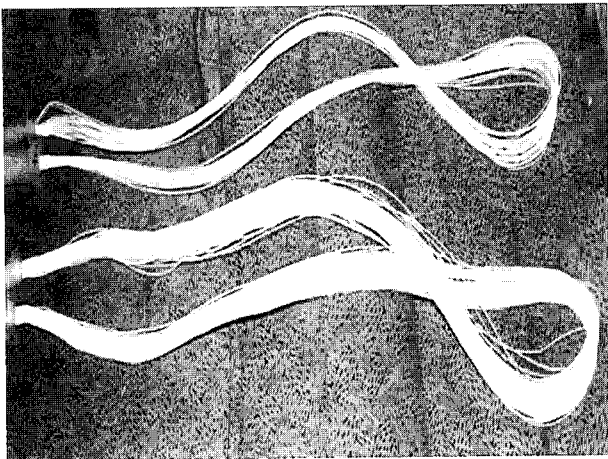


그림 1. 시험용 모듈  
Fig. 1. The picture of test modules

치에 의해 결정되는 실험적인 상수이다.

### 연구대상 및 방법

#### 1. 중공사막 모듈의 제작

자체 제작한 중공사막 모듈의 모형은 그림 1에 나타내었다. 모듈은 3cm의 아크릴판에 중공사의 수를 변화시킬 수 있도록 설계를 하였다. 중공사는 약 380  $\mu\text{m}$  OD와 50  $\mu\text{m}$  두께의 미세다공성 폴리프로필렌 막(Oxyphane, Enka, Germany)을 사용하였다. 중공사의 기공은 약 4  $\mu\text{m}$ 이며 중공사 표면의 약 45 %를 차지한다. 중공사의 길이는 120 cm이며 중공사의 개수에 따라 모듈을 제작하였다.

#### 2. 용액의 마찰손실 측정

용액의 마찰손실을 측정하기 위한 장치는 그림 2에 나타내었다. 액체시료를 3700 ml의 아크릴 수지 액체 저장조(Model HVRF-3700, COBE Cardiovascular, USA)에 저장하였다. 액체 흐름은 1/4"×1/16"관(Norton Co., USA)을 통했다. 액체 흐름 속도는 roller pump(Model 7520-00, Cole-Parmer Instrument, USA)와 speed controller(Model 7553-71, Cole-Parmer Instrument, USA)를 사용하여 조정하였고 calibration한 rotameter(Dwyer Instrument, USA)를 사용하여 측정하였다. 실험하는 동안 온도는 디지털 온도계(Model SDT 20, Summit)로 측정하고 순환항온조(Model 12105-30, Cole-Parmer Instrument, USA)와 열교환기(Model CE 0086, COBE Cardiovascular, USA)를 사용하여 37  $^{\circ}\text{C}$ 로 유지하였다. 사용된 용액은 3차 증류수를 사용하였으며, 글리세롤 용액은 혈액의 점도와 유사한 영역인 40%의 용액을 제조하여 사용하였다. 각각의 용액의 유량은 0.75~6 l/min으로 하였다. 유량의 변화에 따른 압력차는 수은 마노미터(Model M-1000 W/M, Dwyer Instrument, USA)를 사용하여 측정하였다. 본 실험에 사용된 40% 글리세롤과 물의 점도는 VISCOSITY BATH(주

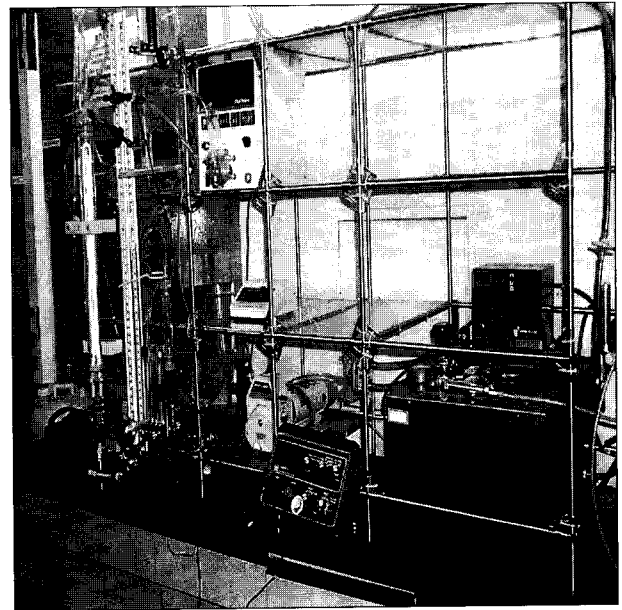


그림 2. 모듈의 압력손실을 측정하기 위한 장치  
Fig. 2. The *in vitro* bench test system used for pressure drop of test modules

국제 싸이엔, Model:31-GWB)로 측정하였으며 37  $^{\circ}\text{C}$ 의 온도에서 점도는 각각 3.03, 0.695 cP이었다.

### 결과 및 고찰

그림 3과 4는 중공사 개수의 변화에 따른 액체의 유속과 압력손실과의 관계를 나타낸 그림이다. 액체의 유속이 증가하면 압력손실은 2차 함수의 형태로 증가함을 보이고 있으며, 증류수의 경우(그림 3)에서는 10 mmHg 이하이며 40% 글리세롤 용액의 경우(그림 4)에서는 25 mmHg 이하의 압력손실을 보였다. 또한 그림 3과 4를 비교하면 증류수의 압력손실과 40% 글리세롤 용액의 압력손실은 3배 정도의 차이를 보였다.

측정한 40% 글리세롤 용액의 점도(3.03 cP)가 증류수의 점도(0.695 cP)보다 4배정도 크다는 것을 고려해 볼 때 압력손실은 전적으로 점도의 영향만을 받는 것은 아니고 관성이나 밀도와 부분적으로 관련되어 있음을 알 수 있다. 제한된 임상실험에서 어떠한 획기적인 발전에 의해 안전과 효능이 입증된다 하더라도 인공 합성 화합물은 응혈, 수축이나 면역학적인 문제 등의 생리적인 복잡성을 완전히 해결할 수는 없다. 그러나 만일 혈액보다 점도가 낮고 관성이나 밀도가 충분히 고려된 혈액과 유사하거나 높은 산소 수용력을 가진 혈액 대용물질의 개발이 이루어진다면 압력손실 감소와 산소전달속도 향상은 가능하다고 판단된다.

그림 5와 6은 자체 제작한 중공사 모듈의 전면면적에 따른 압력손실에 대하여 나타낸 그림이다. 전면면적이 증가하면 액체의 압력손실은 감소하는 경향을 보여 주고 있다. 전면면적(A)은 액체가 흐를 수 있는 단면적으로 중공사의 수, 배열 방

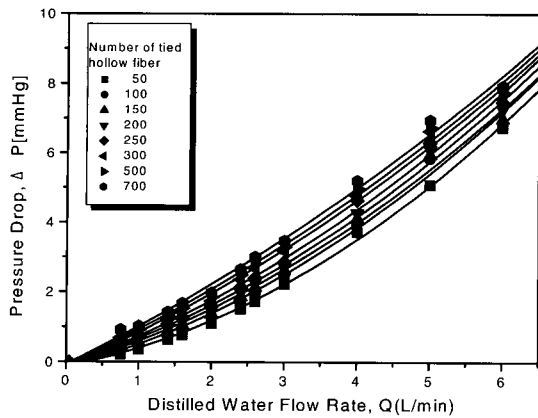


그림 3. 37 °C에서 중공사 개수의 변화에 따른 증류수의 유속과 압력 손실과의 관계  
 Fig. 3. Relation between of pressure drop to flow rate for the number of tied hollow fiber in distilled water at 37 °C.

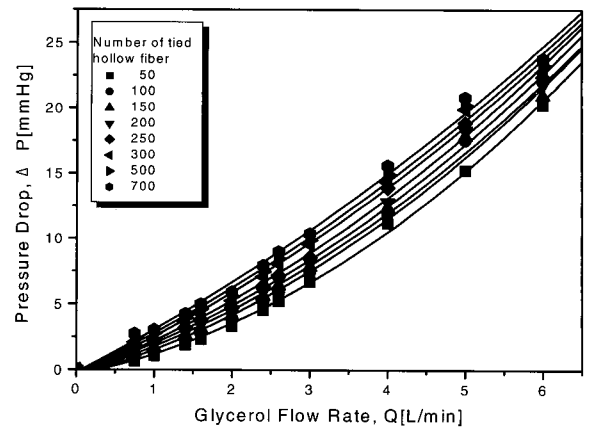


그림 4. 37 °C에서 중공사 개수의 변화에 따른 40% 글리세롤 용액의 유속과 압력손실과의 관계  
 Fig. 4. Relation between of pressure drop to flow rate for the number of hollow fiber in 40% glycerol solution at 37 °C.

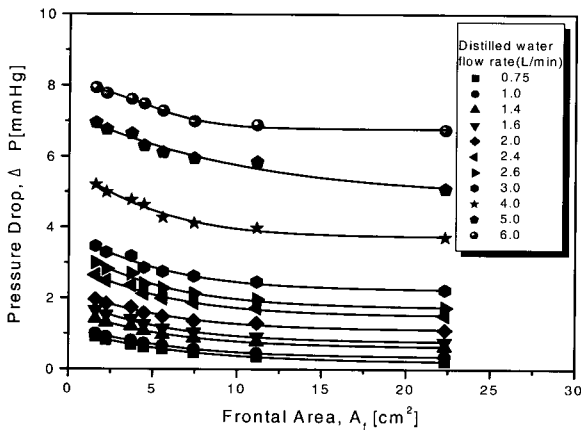


그림 5. 37 °C 증류수 유속의 변화에 따른 전면면적과 압력손실의 관계  
 Fig. 5. Relation between of frontal area to pressure drop for various flow rate in distilled water at 37 °C.

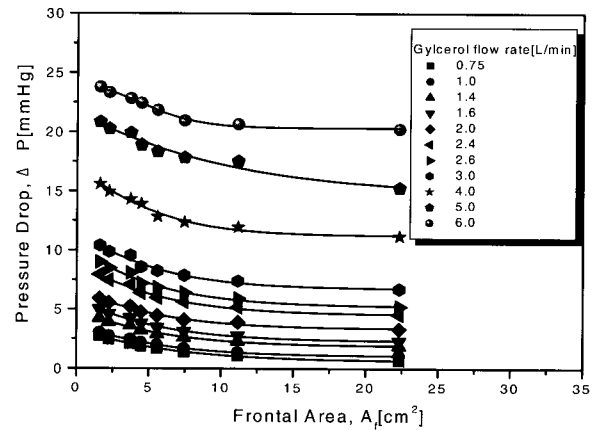


그림 6. 37 °C 40% 글리세롤 용액 유속의 변화에 따른 전면면적과 압력손실의 관계  
 Fig. 6. Relation between of frontal area to pressure drop for various flow rate in 40% glycerol solution at 37 °C.

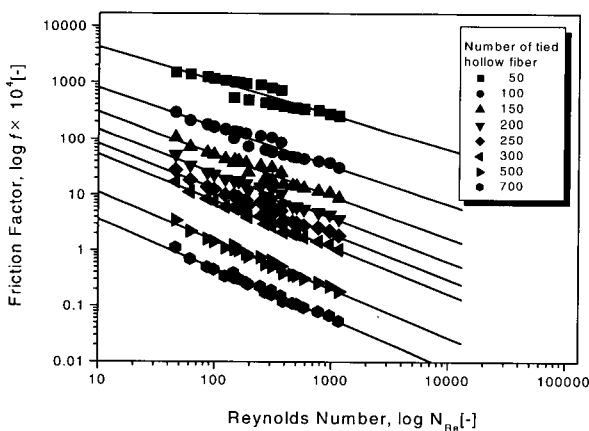


그림 7. 37°C에서 중공사 개수에 따른 log N<sub>Re</sub> 와 log f 의 관계.  
 Fig. 7. Relation between log N<sub>Re</sub> and log f for the number of hollow fiber at 37 °C

법, 용액흐름과 중공사의 집속 형태에 따라 달라진다. 본 연구에서 사용된 중공사 모듈내에서는 용액의 흐름방향과 중공사의 배열 방향이 같게 설계되어 있기 때문에 전면면적은 중공사의 수에 따라 변하게 되어 있으며 중공사의 수가 증가하면 용액이 흐를 수 있는 단면적은 감소하게 된다. 본 실험범위에서 측정된 압력손실은 전 유속영역에 걸쳐 최고 23 mmHg의 압력손실을 보여 주고 있고 혈액과 유사한 점도를 가지고 있는 40% 글리세롤 용액이 4 l/min의 유속에서 13-16 mmHg의 압력손실을 보이고 있다. 혈액펌프를 사용하지 않고 혈관내 삽입 가능한 압력손실 영역인 15 mmHg정도[11]임을 고려해 본다면 추가적인 산소전달 평가는 필요하지만 새롭게 설계된 본 장치는 적용 가능한 압력손실영역에 있다.

그림 7은 물과 글리세롤에 대하여 중공사 수의 변화에 따른 레이놀즈 수와 식 3에 의해 계산되어진 마찰손실과의 관계를

보여주고 있다. 일정한 레이놀즈 수에서 중공사의 수가 증가함에 따라 마찰손실은 선형적으로 증가됨을 보여주고 있다. 그림에서의 직선의 기울기는 중공사 수의 변화에 따라 변하게 되고 중공사 모듈의 기하학적 구조의 차이에 의해 변하게 된다.

마찰손실은 비압축성 뉴우튼 흐름의 smooth pipe에 대하여 레이놀즈 수만의 함수이다. 이것은 공학적으로 중요한 결과이다. 왜냐하면 이 결과는 유체와 기하학적이면서 흐름인자의 넓은 범위에 대해 일반적으로 효과적인 관계를 얻기 위하여 실험적으로 두 가지 변수 그룹만이 연구되도록 할 필요가 있다는 것을 보여주기 때문이다. 차원해석은 무차원 변수들이 무엇과 관계되어 있는가는 나타낼 수 있지만 이것은 관련형태에 대해서는 어떠한 정보도 제공할 수 없다. 이것은 실험이나 공정의 좀 더 기본적인 해석으로부터 결정되어야 한다.

마찰계수와 레이놀즈 수 사이의 관계에는 광범위한 점도, 밀도, 그리고 파이프 직경 범위에 걸쳐 이용할 수 있는 데이터가 있다. 그림을 보면  $N_{Re}$  값이 일정할 때 Bundle의 수가 증가하면  $f$  값은 감소하는 경향을 보여주고 있다.  $f$ 의 감소는 bundle과 용액과의 접촉하는 정도의 차이로 인하여 일어나는 현상이다. 즉 적은 수의 bundle에서는 bundle내의 각 중공사와 용액과의 접촉이 충분히 일어나는 반면, 많은 수의 bundle에서는 용액과 bundle내의 각 중공사들의 접촉이 적어지기 때문에  $f$  값은 적은 값을 나타낸다. 따라서 본 장치에서  $f$  값 변화의 주요인은 bundle의 수 즉 장치의 기공도  $p$ (void fraction)에 따라 변화되는 것으로 판단된다.

## 결 론

본 연구에서는 혈관내의 압력손실을 최소화하여야 하는 제한 인자를 만족하는 새로운 막형 인공 폐에서 액체흐름경향과 중공사 개수에 대한 압력 손실 영향을 고찰하였으며 다음과 같은 결론을 얻었다.

혈액보다 점도가 낮고 관성이나 밀도가 충분히 고려된 혈액과 유사하거나 높은 산소 수용력을 가진 혈액 대용물질의 개발이 선행되어 우수한 산소전달 성능을 보일 경우 용액의 압력손실은 감소시킬 수 있으리라 판단된다. 그리고 자체 제작한 중공사 모듈은 모듈의 외경이 3 cm이고 중공사의 외경이 380  $\mu$ m, 중공사의 개수가 700개, 길이가 60 cm일 때에도 혈관내 인공 폐가 요구하는 압력손실영역인 15 mmHg를 만족하는 13-16 mmHg이다. 또한  $N_{Re}$  값이 일정할 때 Bundle의 수가 증가하면  $f$  값은 감소하는 경향을 보여주고 있다

## 참 고 문 헌

1. B.G. Hattler, P.C. Jhonson, P.J. Sawzik, F.D. Saffer, M. Klain, L.W. Lund, G.D. Reeder, F.R. Walters, J.S. Goode, and H. S. Borovetz, "Respiratory dialysis: A

- new concept in pulmonary support", ASAIO J., Vol. 38, pp. M322-M325, 1992
2. B.G. Garber, "Adult respiratory distress syndrome: A systematic overview of incidence and risk factors", Critical Care Medicine, Vol. 24, No. 4, pp. 687-693, 1996
3. S.A. Conrad, J.M. Eggerstedt, V.F. Morris, and M.D. Romero, "Intravenacaval membrane oxygenation and carbon dioxide removal in severe acute respiratory failure", Chest, Vol. 107, No. 6, pp. 1689-1697, 1995
4. T.P. Hooker, M.D. Hammond, and Allen Salem., "Adult respiratory distress syndrome: A review for the clinician", J. Am. Osteopathic Assoc., Vol. 92, No. 7, pp. 886-895, 1992
5. F.L. Fazzalari, R.H. Bartlett, M.R. Bonnell, and J.P. Montoya, "An intrapleural lung prothesis: Rationale, design and testing", Artif. Organs, Vol. 18, No. 11, pp. 801-805, 1994
6. V. Nodelman, H. Baskaran, and J.S. Ultman, "Enhancement of  $O_2$  and  $CO_2$  transfer through microporous hollow fiber by pressure cycling", Annals of Biomedical Engineering, Vol. 26, pp. 1044-1054, 1998
7. S.N. Vaslef, K.E. Cook, R.J. Leonard, L.F. Mockros, and R.W. Anderson, "Design and evaluation of a new, low pressure loss, implantable artificial lung", ASAIO J., Vol. 40, pp. M522-M526, 1994
8. W.J. Federspiel, L.W. Lund, J.A. Bultman, S.Wanant, J. Matoney, J.F. Golob, B.J. Frankowski, M. Watach, P. Litwak, B.G. Hattler, "Ex-vivo testing of the intravenous membrane oxygenator(IMO)", ASAIO J., Vol. 45, p. 127, 1999
9. J.D. Mortensen, and G. Berry, "Conceptual and design features of a practical, clinically effective intravenous mechanical blood oxygen/carbon dioxide exchange device(Ivox)", The Intern. Artif. Organs, Vol. 12, No. 6, pp. 384-389, 1989
10. W.J. Federspiel, M.S. Hount, T.J. Hewitt, L.W. Lund, S.A. Heinrich, P. Litwak, F.R. Walters, G.D. Reeder, H.S. Borovetz, and B.G. Hattler, "Development of a low folw resistance intravenous oxygenator", ASAIO J., Vol. 43, pp. M725-M730, 1997
11. S.N. Vaslef, L.F. Mockros, K.E. Cook, R.J. Leonard, J.C. Sung, and R.W. Anderson, "Computer-assisted design of an implantable, intrathoracic artificial lung", Artificial Organs, Vol. 18, No. 11, pp. 813- 817, 1994