

## 혈관 내 폐 보조장치 설계를 위한 압력손실 특성 평가

김기범<sup>†</sup> · 권대규\* · 박재관 · 정경락 · 이삼철\*\*

<sup>†</sup>전북대학교 공과대학 화학공학부 · 공학연구원 공업기술연구소

\*전북대학교 메카트로닉스연구소, \*\*한려대학교 신소재공학과

(2003년 1월 17일 접수, 2003년 3월 4일 채택)

### Evaluations on the Characteristics of Pressure Drop for the Design of Intravascular Artificial Lung Assist Device

Gi Beum Kim<sup>†</sup>, Tae-Kyu Kwon\*, Jai-Koan Park, Gyeong-Rak Jheong, and Sam Cheol Lee\*\*

<sup>†</sup>School of Chemical Eng., College of Engineering, Chonbuk National University ·

The Research Center of Institute of Technology, Engineering Research Institute

\*Mechatronics Research Center, Chonbuk National University

\*\*Department of Advanced Materials Engineering, Hanlyo University

(Received January 17, 2003, Accepted March 4, 2003)

요약: 본 연구에서는, 혈관 내 폐 보조장치를 설계할 때 혈액의 압력손실에 대한 영향을 받지 않는 최적의 설계조건을 찾기 위하여 압력손실을 예측할 수 있는 관계식을 유도하고자 하였다. 정맥 내경의 직경을 3 cm로 고정하고 삽입되는 중공사 개수의 변화에 따른 압력손실을 측정하였으며 실험에 의하여 얻어진 압력손실과 장치의 전면면적과의 상관관계를 curve fitting을 통하여 유도하였고, 유도되어진 관계식을 이용하여 정맥 내에 삽입되는 중공사 개수의 변화에 따른 압력손실을 예측하였다. 그리고 실험을 통하여 예측되어진 값과 비교 검토하여 유사성을 찾고자 하였다.

실험결과 장치에서 액체 유속의 변화에 따라 압력손실은 2차 함수 형태로 변화됨을 알 수 있었다. 또한 장치의 전면면적이 감소하면 압력손실은 증가하였고 충진율이 증가하면 압력손실도 증가함을 알 수 있었다. 장치 내에서의 압력손실에 대한 관계식을 장치의 전면면적과 충진율의 함수로 유도할 수 있었으며, 관계식에 의하여 압력손실을 예측할 수 있었다. 또한, 실험에 의한 압력손실과 비교하였을 때 유사한 경향성을 보여 줌으로써 압력손실 예측의 신뢰성을 얻을 수 있었다.

**Abstract:** In this study, we try to formularize simultaneous equations to make a prediction about pressure drop for designing intravascular artificial lung assist device. Designing parameters to predict the effect of pressure drop and designed modules under various conditions were studied through an experimental modeling before inserting the artificial lung assist device into as venous.

We measured pressure drop in various number of hollow fiber membranes, when the inside diameter of shell is fixed in 3 cm, and tried to develop the prediction equations by curve fitting based on the correlation between the experimental pressure drop and the device frontal area or packing density.

The results showed that pressure drop increased with 2nd order functional formula as the liquid flow rate, the frontal area, and the packing density increased. Also, we can estimate the pressure drop as a function of the frontal area or packing density. The pressure drop obtained from the experiment was similar to that from the equation, confirming the usefulness of the equation.

<sup>†</sup>Corresponding author (e-mail : biomedico@hanmail.net)

**Keywords:** *intravascular lung, pressure drop, hollow fiber, experimental modeling*

## 1. 서론

임상적으로 사용된 유일한 체내 삽입형 인공 폐는 정맥 내 산화기(Intravenacaval Oxygenator, IVOX)였는데 이러한 체내 삽입형 인공 폐는 하대 정맥내의 혈액 흐름 방향에 대하여 평행하게 놓여져 있었다[1]. 이것은 acute respiratory distress syndrome(ARDS)환자에 대해 대사필요량의 30%까지 기체교환의 성능을 나타내었으며 29일 동안 체내 삽입되었는데 기체교환의 문제점이 거의 없었고 thromboembolism의 합병증이 나타나지 않았다. 그럼에도 불구하고 IVOX 임상 연구 결과에서 효율적인 정맥 내 인공 폐는 좀더 많은 기체교환을 필요로 한다고 제안하였다[2-4]. 최초의 혈관 내의 기체교환기인 IVOX는 Mortenson에 의하여 1980년대 중반에 개발되었다[5]. IVOX는 성인 대사필요량의 20~30% 기체교환으로 기체교환속도가 상대적으로 작으며 혈액 쪽의 압력손실은 외부 중공사 벽에 대한 경계층 발달의 결과임을 제시하였다. Northwestern University의 Mockros에 의해서 혈관 내의 폐 보조장치(intravascular lung assist device, ILAD)를 개발하였으나[6] 이 장치는 50 torr 이상의 압력손실을 일으킨다. University of Pittsburgh의 인공 폐 팀은 그들의 정맥내 막 산화기(Intravenous membrane oxygenator, IMO)에 IVOX와 ILAD의 장점을 결합하기 위하여 시도하였다[7]. 흐름은 IMO에서 기체전달을 향상시키고 최근 데이터는  $0.5 \text{ m}^2$ 의 표면적당 100 mL/min 이상의 교환이 가능하다고 보고하였고 정교한 IMO설계가 진행중이다.

Intravascular Lung Assist Device(IVLAD)는 급성 호흡부전(Acute Respiratory Distress Syndrome, ARDS) 환자를 치료하는데 적용하기 위한 폐 보조장치이다. 이 장치는 혈액이 정상적으로 기능을 수행할 수 없는 문제의 폐에 도달하기 전에 산소를 흡수하고 이산화탄소를 제거하기 위하여 상대 정맥과 하대 정맥 내에 설치된다[1,2]. 이와 같은 장치는 혈액 흐름이 맥관 구조 내에 완전히 남아 있기 때문에 용혈 현상(hemolysis)과 감염(infection)을 감소시킬 수 있는 장점이 있으며 장치의 삽입과 조작이 체외순환형 막산화기(Extracorporeal Membrane Oxygenator, ECMO)에 비하여 상대적으로

단순하기 때문에 수술비용이 적게 든다[8-11]. 그러나 이 장치들은 현재 적용 단계의 복잡성에 기인하여 그 화학적 및 물리적 현상에 대한 완전한 이해가 어려운 실정이다.

대정맥은 직경이 성인의 경우 약 3 cm이고 길이가 대략 40~60 cm로 혈관 내에 폐 보조장치를 설치할 공간이 충분하지 못하다. 만일 혈관 내 폐 보조 장치가 혈액이 흐르는데 높은 저항을 준다면 대정맥의 확장이나 장치주위의 혈액 분리가 생길 수 있다. 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 공정변수중 하나이다.

정맥 내경과 혈류 속도는 사람에 따라 차이가 있으므로 정맥 내경과 혈류 속도의 변화에 따른 압력손실을 고려해야 한다. 그러므로 임상에 적용하기 전 *in-vitro* 실험에 의하여 정맥 내경에 따른 압력손실을 측정하고 삽입이 가능한 최대 중공사 개수를 설정하여야 한다. 그러나 이와 같은 측정은 많은 시간과 실험경비가 필요하다. 그러므로 많은 시간과 경비를 줄이기 위하여 실험에 의하여 얻어진 압력손실 결과를 이용하여 수학적 해석 방법에 의하여 관계식을 유도하여 정맥 내경의 변화에 따른 삽입이 가능한 최대 중공사 개수를 파악하고자 시도하였다. 정맥 내에 삽입되는 중공사의 개수는 혈액이 흐름 수 있는 단면적, 즉 장치의 전면면적과 밀접한 관계를 갖고 있다.

그러므로 본 연구에서는 혈관 내 폐 보조장치를 설계할 때 혈액의 압력손실에 대한 영향을 받지 않는 최적의 설계조건을 찾기 위하여 압력손실을 예측할 수 있는 관계식을 유도하고자 하였다. 정맥 내경의 직경을 3 cm로 고정하고 삽입되는 중공사 개수의 변화에 따른 압력손실을 측정하였으며 실험에 의하여 얻어진 압력손실과 장치의 전면면적과 packing density의 상관 관계를 수학적 해석을 통하여 관계식을 유도하고자 하였고, 유도되어진 관계식을 이용하여 정맥 내에 삽입되는 중공사 개수의 변화에 따른 압력손실을 예측하였으며 실험을 통하여 측정되어진 값과 비교 검토하여 예측값의 타당성을 평가하고자 하였다.

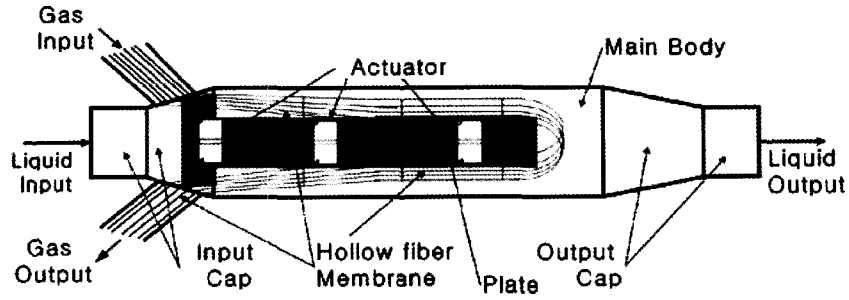


Fig. 1. Detail of the test module.

## 2. 기본원리

유체가 관을 통하여 이동할 때 관의 입구와 출구에서는 압력손실이 발생한다. 이 압력손실은 관의 벽, 관 내에 있는 물체 등과 유체와의 마찰에 의하여 발생한다[12]. 본 연구에서는 관내에 중공사가 삽입되므로 중공사와 유체와의 마찰 및 중공사의 개수 등 여러 가지 변수에 의하여 압력손실이 발생한다. 이와 같이 폐 보 조장치에서 발생하는 유체의 압력손실( $\Delta p$ )과 유체의 유속( $Q_L$ )과의 관계를 나타내기 위하여 Dierickx 등 [13]은 압력손실을 식 (1)과 같은 2차 함수로 나타내었다[14,15].

$$\Delta p = aQ_L^2 + bQ_L \quad (1)$$

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.

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

여기서,  $Q_L$ 는 용액의 유속,  $d_0$ 는 중공사의 외경,  $p$ 는 기공도,  $A_f$ 는 장치의 전면 면적,  $\nu$ 는 용액의 동점성계수이다.

다공성 중공사막에 대하여 마찰계수(friction factor)  $f$ 는 다음과 같이 표현할 수 있다[13,14,16].

$$f = \frac{pd_0 \Delta P}{2(1-p)\rho \nu^2 L} \quad (3)$$

여기서,  $\nu$ 는 자유흐름 영역에서의 평균속도,  $L$ 은 용액

의 흐름 길이이다. 기공도  $p$ 는 식 (4)와 같이 정의 할 수 있으며 장치의 특성값이다.

$$p = \frac{\text{void volume}}{\text{total volume}} \quad (4)$$

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

$$\nu = \frac{Q_L}{pA_f} \quad (5)$$

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

$$f = aN_{Re}^2 \quad (6)$$

여기서  $a$ 와  $\beta$ 는 중공사 직경과 중공사의 배열 그리고 장치에 의해 결정되는 실험적인 상수이다.

본 논문에서는 식 (1)의 상수  $a$ ,  $b$ 는 장치의 전면면적과의 관계를 선형적으로 나타내어 임의의 중공사 개수, 즉 임의의 전면면적에서의 압력손실을 계산하였다. 또한 식 (6)에서의 상수  $a$ ,  $\beta$ 는 장치의 충전율과의 관계를 선형적으로 나타내어 임의의 중공사 개수, 즉 임의의 충전율에서의 마찰손실을 계산하고, 계산되어진 마찰손실은 식 (3)을 이용하여 압력손실을 계산하였다.

## 3. 실험방법

자체 제작한 중공사막 모듈의 모형은 Fig. 1에 나타내었다. 중공사 모듈은 아크릴로 제작하였으며, 중공사는 Fig. 1과 같이 중공사 양 끝에 외경이 12 mm, 내

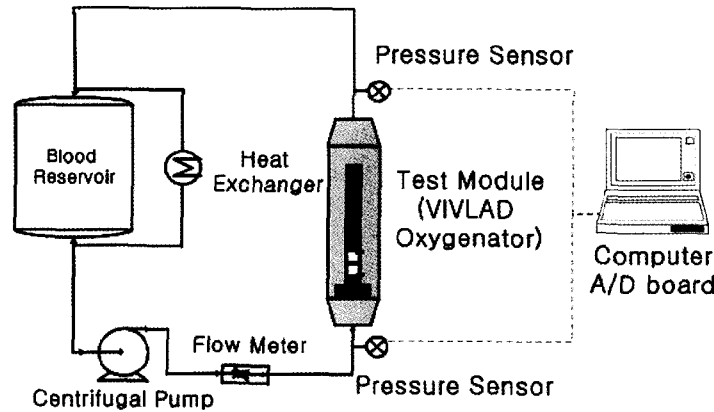


Fig. 2. In vitro bench test system used for the pressure drop of test modules.

Table 1. Dimensions of the Hollow Fiber Modules

	No. of Hollow fiber membrane	Frontal area(cm <sup>2</sup> )	Packing density
type 1	100	6.83	0.032
type 2	200	6.61	0.064
type 3	300	6.38	0.096
type 4	450	6.04	0.144
type 5	675	5.53	0.217

경이 9 mm인 아크릴 관에 중공사의 개수를 변화시키며 포팅을 하였다. 모듈의 각각의 물리적 특성은 Table 1에 나타나 있다. 중공사는 외경이 380 μm와 두께는 50 μm의 미세다공성 폴리프로필렌 막(Oxyphane, Enka, Germany)을 사용하였다. 중공사의 기공은 약 4 μm이며, 중공사 표면의 약 45%를 차지하고 있다. 모듈 내에서의 중공사의 구조는 U자형으로 하였으며 전체 길이는 120 cm이다.

용액의 마찰손실을 측정하기 위한 장치는 Fig. 2와 같다. 용액은 3700 mL의 아크릴 수지 액체 저장조 (Model HVRF-370, COBE Cardiovascular, USA)에 저장하였다. 흐름은 1/2"×3/8"관(Norton Co., USA)을 통했다. 액체 흐름 속도는 biopump(Model COBE Perfusion System, COBE Lakewood, Co. 80215, USA)를 사용하여 조정하였고 roller의 회전수에 따라 액체의 유량을 보정하여 흐름속도를 조절하였다. 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 36±1 °C로 유지하였다. 모듈에서 발생하는 차압을 측정하기 위하여 액체의 입구와 출구에 Wet/Wet Differential Pressure Transmitter (Dwyer Instruments, Inc., Michigan City, IN, USA)를

연결하고 컴퓨터를 이용하여 압력변화를 실시간 측정하였다. 사용된 용액은 3차 증류수, 40% 글리세롤 용액과 신선한 소의 혈액을 사용하였다[12,15]. 용액의 유량은 1~6 l/min으로 하였다.

#### 4. 실험결과 및 고찰

Fig. 3은 용액의 유속의 변화에 따라 각각의 모듈에서의 압력손실을 나타낸 그림이다. 각각의 모듈에서 발생하는 압력손실은 액체의 유속이 증가하면 증가하는 경향을 보이고 있으며, 증류수에서 발생하는 압력손실은 글리세롤 용액과 소 혈액에서의 압력손실보다 1.6배 낮은 경향을 보이고 있다. 그 이유는 증류수의 동점도 계수가 37 °C일 때 0.0069 cm<sup>2</sup>/sec, 40% 글리세롤 용액은 0.0288 cm<sup>2</sup>/sec이며 소 혈액은 0.0289 cm<sup>2</sup>/sec이기 때문이다. 그러므로 증류수의 압력손실은 글리세롤 용액과 소 혈액에서의 압력손실보다 낮은 결과를 보여주고 있으며, 글리세롤 용액과 소 혈액에서의 압력손실은 유사한 경향을 나타내는 결과를 보이고 있다. 또한 각각의 용액들의 유속이 증가하면 압력손실은 식 (1)에 의하여 2차 함수의 형태로 증가함을 보이고 있다. 실험에 의하여 얻어진 식 (1)에서의 상수 a와 b는 Table 2에 나타나있다. 상수 a, b는 중공사 개수의

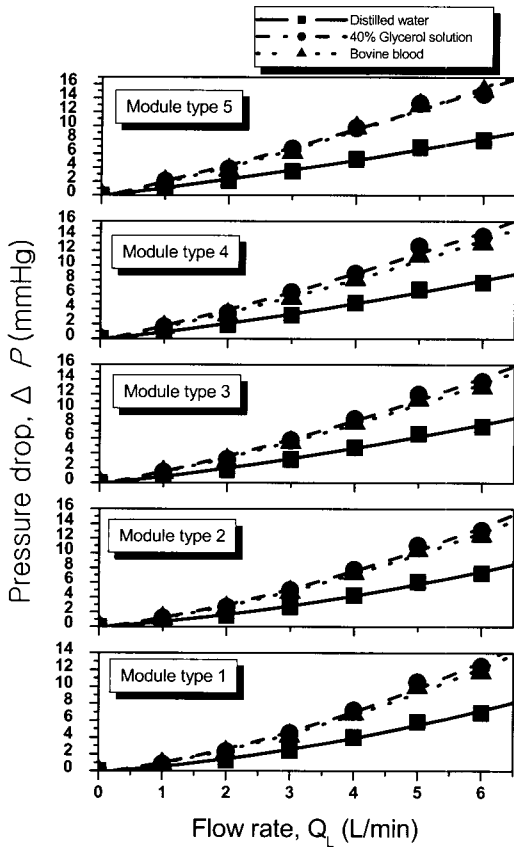


Fig. 3. Relationship between Pressure drop and flow rate characteristics for the various module types in various liquids at 37°C.

변화와 용액의 종류에 따라 다른 결과를 보여 주고 있으며 동일 용액에서 상수들의 변화는 중공사 개수에 따라 변화됨을 알 수 있다. 그러므로 실험에 의하여 얻어진 상수  $a$ 와  $b$ 의 증감을 선형적으로 나타내기 위하여 중공사 개수와 상관계수를 찾고자 시도하였다. 여기서 중공사 개수는 장치의 전면면적과 밀접한 관계가 있으므로 상수들과 전면면적과의 상관관계를 고찰하여 Fig. 4와 같은 결과를 얻었다.

Fig. 4에서 상수  $a$ 는 장치의 전면면적이 커지면 증가하는 경향을 보이고 있으며, 상수  $b$ 는 감소하는 경

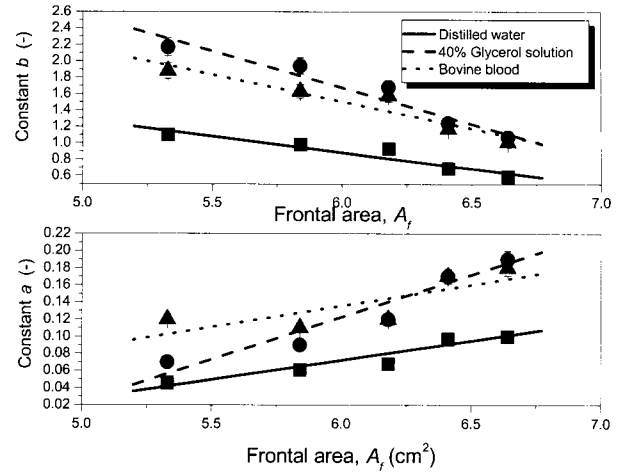


Fig. 4. Relationship between constant  $a$ ,  $b$  and frontal area in various liquids.

향을 보이고 있다. 장치의 전면면적은 장치에서 용액이 흐를 수 있는 단면적으로 관내에 삽입되는 중공사의 수가 증가하면 감소하게 된다. 유도되어진 상수들과 전면면적과의 관계식을 식 (1)에 대입하여 다음과 같은 식을 curve fitting에 의하여 얻을 수 있었다.

$$\Delta P = (0.04A_f - 0.17)Q_L^2 + (3.45 - 0.43A_f)Q_L \quad (7)$$

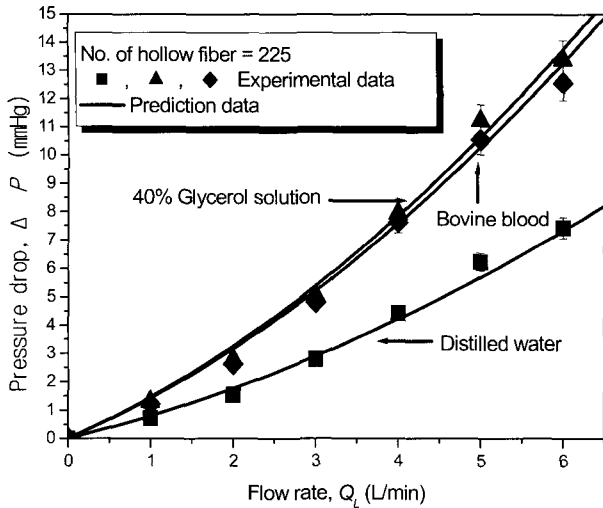
$$\Delta P = (0.1 A_f - 0.47)Q_L^2 + (7.02 - 0.9 A_f)Q_L \quad (8)$$

$$\Delta P = (0.05A_f - 0.16)Q_L^2 + (5.46 - 0.66A_f)Q_L \quad (9)$$

식 (7)은 증류수를 사용하였을 때, 식 (8)은 글리세롤 용액을 사용하였을 때, 식 (9)는 소 혈액을 사용하였을 때 압력손실을 예측할 수 있는 식을 유도할 수 있었다. 이와 같은 유도되어진 식을 이용하여 중공사 개수가 225개일 때 압력손실을 예측하고 실험에 의한 압력손실을 비교하였다. 그 결과 Fig. 5와 같은 결과를 얻을 수 있었다. 그림에서 실험에 의하여 얻어진 압력손

Table 2 Constant  $a$  and  $b$  of various module type

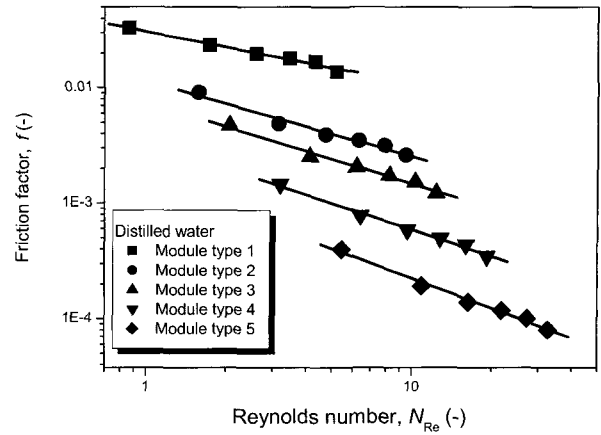
	Distilled water		40% Glycerol solution		Bovine blood	
	$a$	$b$	$a$	$b$	$a$	$b$
type 1	0.1	0.59	0.19	1.07	0.18	1.01
type 2	0.1	0.69	0.17	1.24	0.17	1.17
type 3	0.07	0.93	0.12	1.68	0.12	1.58
type 4	0.06	0.98	0.09	1.94	0.11	1.63
type 5	0.05	1.1	0.07	2.17	0.12	1.88



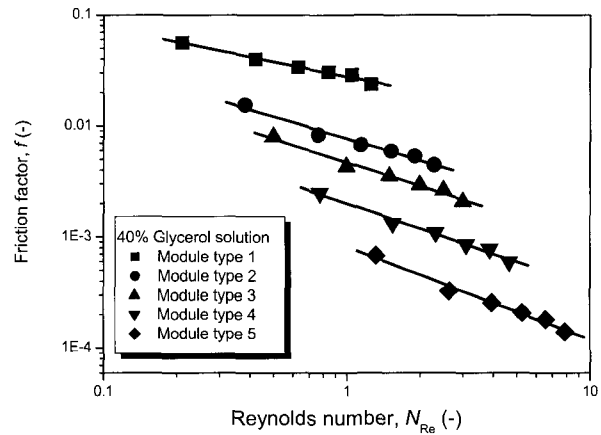
**Fig. 5.** Comparisons between prediction pressure drop of equation (1) and experimental pressure drop for the number of hollow fiber 225 in various liquid flow rates at 37°C.

실(■, ◆, ▲)과 관계식에 의한 압력손실(-)과 유사한 경향을 보여주고 있다. 그러므로 관계식을 이용하여 임의의 전면면적에서 압력손실을 예측할 수 있으며, 예측한 결과는 실험에 의한 결과와 유사한 경향을 보여줌으로써 임의의 관로의 직경과 용액의 유속에 따라 삽입할 수 있는 중공사의 개수를 결정할 수 있으리라 판단된다.

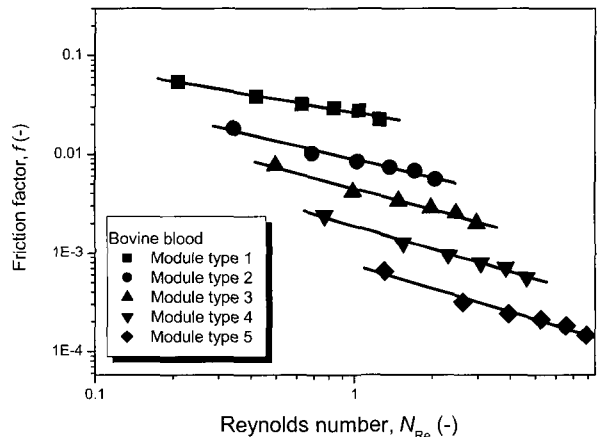
Fig. 6은 레이놀즈 수의 변화에 따라 각각의 중공사 모듈에서의 식 (2)에 의하여 계산되어진 레이놀즈 수와 식 (3)에 의해 계산되어진 마찰손실과의 관계를 나타낸 그림으로 식 (6)에서 양변에 log-log 플롯팅한 결과를 나타낸 결과이다. Fig. 6(a)는 증류수를 사용하였을 때, Fig. 6(b)는 글리세롤 용액을 사용하였을 때의 그림이며 Fig. 6(c)는 소 혈액을 사용하였을 때의 그림이다. 각각의 그림을 비교하였을 때 동일한 중공사 모듈에서 레이놀즈 수가 증가하면 마찰손실은 선형적으로 감소함을 나타내고 있다. 동일한 레이놀즈 수에서는 마찰손실은 중공사 개수가 많을수록 감소하는 경향을 보여주고 있다. 마찰손실의 감소는 중공사와 용액이 접촉하는 정도의 차이에 의하여 발생하는 현상이므로 중공사 개수가 증가하면 중공사와 용액과의 접촉이 적기 때문에 마찰손실은 적다. 따라서 마찰손실의 변화에 대한 주요 요인은 중공사의 개수의 변화에 따라 변화되는 것으로 판단된다. 또한 Fig. 6에서의 log-log



(a)



(b)



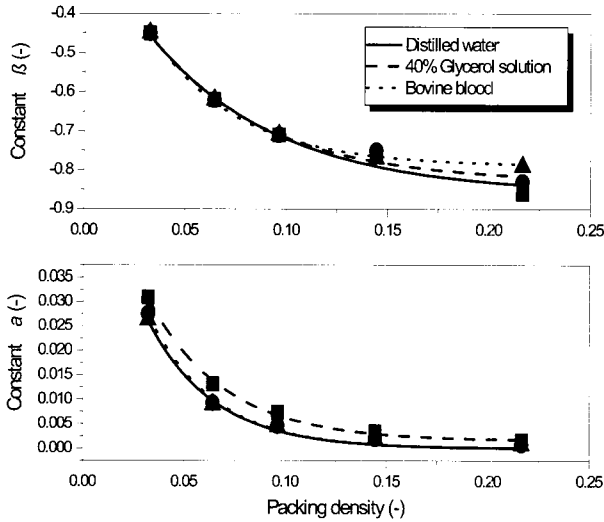
(c)

**Fig. 6.** Relationships between  $N_{Re}$  and  $f$  for the various module type in bovine blood at 37°C. (a) Distilled water (b) 40% Glycerol solution (c) Bovine blood

플롯팅한 결과를 이용하여 상수  $\alpha$ 와  $\beta$ 를 결정할 수 있으며 그 결과를 Table 3에 나타내었다. 상수  $\alpha$ ,  $\beta$ 는 중공사 개수와 용액의 종류에 따라 다른 결과를 보

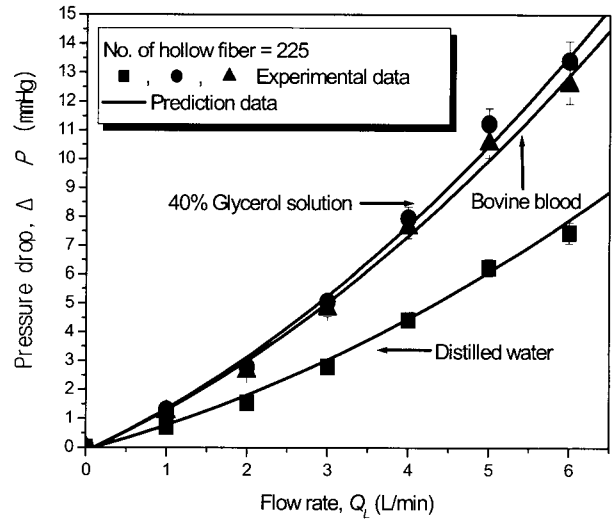
**Table 3.** Constant  $\alpha$  and  $\beta$  of various module type

	Distilled water		40% Glycerol solution		Bovine blood	
	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$	$\alpha$	$\beta$
type 1	0.031	-0.45	0.028	-0.45	0.026	-0.45
type 2	0.013	-0.62	0.009	-0.62	0.009	-0.62
type 3	0.007	-0.71	0.005	-0.71	0.004	-0.71
type 4	0.003	-0.76	0.002	-0.75	0.002	-0.77
type 5	0.002	-0.86	0.0008	-0.83	0.0007	-0.79



**Fig. 7.** Relationship between constant  $\alpha$ ,  $\beta$  and packing density in various liquids.

여 주고 있다. 상수  $\alpha$ 와  $\beta$ 는 상수  $a$ 와  $b$ 와 같이 동일한 용액에서의 상수들의 변화는 중공사 개수에 따라 변화됨을 알 수 있었다. 그러므로 실험에 의하여 얻어진 상수  $\alpha$ 와  $\beta$ 의 증감을 선형적으로 나타내기 위하여 중공사 개수와 상관계수를 찾고자 시도하였다. 여기서 중공사 개수는 장치의 충전율과 밀접한 관계가 있으므로 상수들과 충전율과의 상관계수를 찾고자 시도하였다. 여기서 충전율은 장치 내에 삽입되어진 중공사가 차지하는 밀도이다. 그 결과 Fig. 7과 같은 결과를 얻을 수 있었다. 그림에서 상수  $\alpha$ 는 장치의 충전율이 증가하면 감소하는 경향을 보이고 있으며, 상수  $\beta$ 도 감소하는 경향을 보이고 있다. 장치의 충전율은 삽입되는 중공사 개수에 따라 변하게 되며 중공사의 개수가 증가하면 증가하게 된다. 동일한 충전율에서 종류수를 사용하였을 때 상수  $\alpha$ 는 글리세롤과 소혈액에서 보다 크게 나타났으며, 상수  $\beta$ 는 충전율이 0.1이하에서는 유사한 경향을 보여주고 있으나, 0.1이상의 충전율에서는 소혈액일 때 다소 높은 경향을 보여 주고 있다. 구해진 상수들과 장치의 충전율과의 관



**Fig. 8.** Comparisons simulation pressure drop of equation (2), (6) and experimental pressure drop for the number of hollow fiber 225 in various liquid flow rates at 37°C.

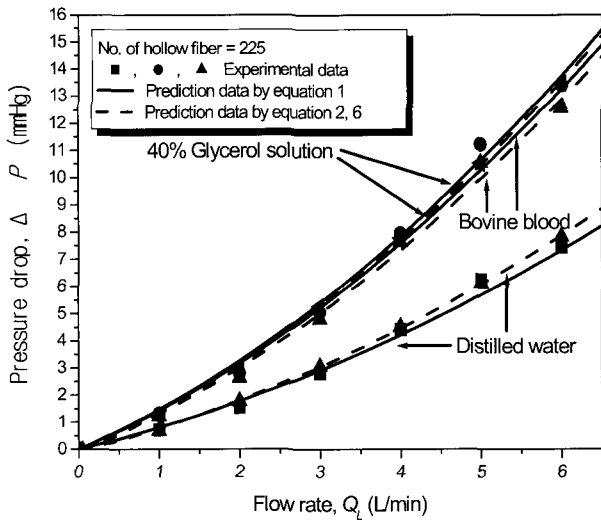
계식을 식 (6)에 대입하여 다음과 같은 식을 얻을 수 있다.

$$f = (0.002 + 0.07e^{-p^*/0.0363})N_{Re}^{(-0.968 + 0.644e^{-p^*/0.05})} \quad (10)$$

$$f = (0.001 + 0.08e^{-p^*/0.029})N_{Re}^{(-0.826 + 0.664e^{-p^*/0.055})} \quad (11)$$

$$f = (0.001 + 0.077e^{-p^*/0.029})N_{Re}^{(-0.797 + 0.704e^{-p^*/0.05})} \quad (12)$$

여기서  $p^*$ 은 장치의 충전율이다. 유도되어진 식 (10)-(12)에 식 (2)와 (3)을 대입하여 압력손실, 즉 압력차( $\Delta P$ )를 계산하여 예측할 수 있다. 이와 같은 관계식을 이용하여 중공사 개수가 225일 때의 마찰손실을 예측하고 예측되어진 마찰손실을 이용하여 압력손실을 예측하였으며 실제 실험에 의하여 얻어진 압력손실과 비교 검토하여 Fig. 8과 같은 결과를 얻을 수 있었다. Fig. 10은 중공사 개수가 225개일 때 유속의 변화에



**Fig. 9.** Comparisons simulation pressure drop of equation (1), (2), (6) and experimental pressure drop for the number of hollow fiber 225 in various liquid flow rates at 37°C.

따른 압력손실을 나타낸 그림이다. 그림에서 실제 실험에 의하여 얻어진 압력손실은 관계식을 이용하여 얻어진 압력손실과 유사한 경향을 보여주고 있다. 그러므로 관계식을 이용하여 임의의 충전율에서 압력손실을 예측할 수 있으며, 예측한 결과는 실험에 의한 결과와 유사한 경향을 보여줌으로 임의의 관로의 직경과 용액의 유속에 따라 삽입할 수 있는 중공사의 개수를 결정할 수 있으리라 판단된다.

Fig. 9는 중공사 개수가 225개일 때 실험에 의하여 발생하는 압력손실과 관계식을 이용하여 얻어진 압력손실과 비교한 그림이다. 그림에서 실측에 의하여 얻어진 압력손실과 관계식을 이용하여 예측되어진 압력손실은 유사한 경향을 보여 주고 있다. 그러므로 식 (1)과 식 (2), (6)에서 삽입되는 중공사의 개수에 따라 상수  $a$ 와  $b$ , 상수  $\alpha$ 와  $\beta$ 를 결정할 수 있으며 결정되어진 상수를 이용하여 유속의 변화에 따른 압력손실을 예측할 수 있었다. 이와 같은 결과는 매우 중요한 의미를 가지고 있다. 임의의 관로의 직경, 즉 혈관의 직경은 사람에 따라 조금씩 차이가 있으며 혈류속도도 다르다. 그러므로 삽입되어지는 중공사의 개수는 사람마다 달라야 한다. 그 이유는 혈관 내에 폐 보조장치를 삽입할 때 혈관 내의 압력손실은 15 mmHg 이하를 유지하여야 하는 조건을 맞추기 위하여 혈관의 직경과 혈류속도에 따라 삽입되어지는 중공사의 개수를 결정

하여야 한다. 그러므로 식 (1)과 식 (2), (6)에 의하여 압력손실을 예측할 수 있으므로 삽입되어지는 중공사 개수를 결정할 수 있으리라 판단된다.

### 5. 결론

실험에 의하여 얻어진 압력손실과 장치의 전면면적과의 상관관계를 수학적 해석을 통하여 관계식을 유도하고자 하였으며, 유도되어진 관계식을 이용하여 정맥 내경의 변화에 따라 삽입되는 중공사 개수의 변화에 따른 압력손실을 예측하였으며 실험을 통하여 예측되어진 값과 비교 검토하여 유사성을 찾고자 하였다. 실험결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

실험결과 장치에서 액체 유속의 변화에 따라 압력손실은 2차 함수 형태로 변하게됨을 알 수 있었다. 또한 장치의 전면면적이 감소하면 압력손실은 증가함을 알 수 있었으며 충전율이 증가하면 압력손실도 증가함을 알 수 있었다. 장치 내에서의 압력손실을 예측하기 위하여 압력손실에 대한 관계식을 장치의 전면면적과 충전율에 따른 관계식을 유도할 수 있었으며, 관계식에 의하여 압력손실을 예측할 수 있었다. 그러므로 장치 내에서의 압력손실은 장치 내에 삽입되는 중공사의 개수에 따라 변하게됨을 확인할 수 있었으며 정맥 내경과 액체 유속의 변화에 따라 압력손실을 예측할 수 있으리라 판단된다. 또한 실험에 의한 압력손실과 비교하였을 때 유사한 경향을 보여 줌으로 관계식에 의한 압력손실을 예측하였을 때 신뢰성을 얻을 수 있었다.

### 감사의 글

이 논문은 전북대학교 부설 공학연구원 공업기술연구센터지원에 의해 이루어졌습니다.

### 참고 문헌

1. J. D. Mortensen, "An intravenacaval blood gas exchange (IVCBGE) device: a preliminary report", *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs*, **33**, 570-573 (1987).
2. J. D. Mortensen, "Intravascular oxygenator: a new



- alternative method for augmenting blood gas transfer in patients with acute respiratory failure”, *Artif. Organs*, **16**, 75-82 (1992).
3. 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*, **12**(6), 384-389 (1989).
  4. J. D. Mortensen, U. S. Patent, 4, 583, 969, April (1986).
  5. J. D. Mortensen, “An intravenacaval blood gas exchange (IVCBGE) device: a preliminary report”, *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs*, **33**, 570-573 (1987).
  6. S. N. Vaslef, L. F. Mockros, and R. W. Anderson, “Development of an intravascular lung assist device”, *Trans. Am. Soc. Artif. Intern. Organs*, **35**, 660-664 (1989).
  7. M. T. Snider, *U.S. patent application*, serial No. WO 93/13,828 (1993).
  8. V. Nodelman, H. Baskaran, and J. S. Ultman, “Enhancement of O<sub>2</sub> and CO<sub>2</sub> transfer through microporous hollow fiber by pressure cycling”, *Annals of Biomedical Engineering*, **26**, 1044-1054 (1998).
  9. W. J. Federspiel, L. W. Lund, J. A. Bultman, S. Wanant, J. Matoney, J. F. Golob, B. J. Frankowski, M. Watach, P. Litwak, and B. G. Hattler, “Ex-vivo testing of the intravenous membrane oxygenator (IMO)”, *ASAIO J.*, **45**, 127 (1999).
  10. 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.*, **40**, M522-M526 (1994).
  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*, **18**(11), 813-817 (1994).
  12. J. O. Wilkes, *Fluid Mechanics for Chemical Engineers*, Prentice-Hill PTR, NJ (1999)
  13. P. W. Dierickx, F. De Somer, D. S. De Wachter, G. Van Nooten and P. R. Verdonck, “Hydrodynamic characteristic of artificial lung”, *ASAIO J.*, **46**, 532-535 (2000).
  14. S. C. Lee and K. B. Kim, “Liquid flow and pressure drop of an outside flow membrane oxygenator with hollow fibers”, *Journal of Biomedical Engineering Research*, **23**(1), 27-31 (2002).
  15. S. C. Lee, “Flow-Dependent Friction Loss in an Implantable Artificial Lung”, *KSME International Journal* **16**(11), 1470-1477 (2002).
  16. S. R. Wickramasinghe, C. M. Kahr, and B. Han, “Mass Transfer in Blood Oxygenators Using Blood Analogue Fluids”, *Biotechnol. Prog.*, **18**, 867-873 (2002).